

**U. De Nicola**  
**N. Pace**

# La protesi di ginocchio di primo impianto



---

***Corsi di perfezionamento  
in ortopedia e traumatologia***

a cura di  
**U. DE NICOLA**

U. DE NICOLA • N. PACE

# La protesi di ginocchio di primo impianto

 Springer

---

U. DE NICOLA  
UO di Ortopedia e Traumatologia  
Ospedale Ca' Foncello  
Treviso

N. PACE  
UO di Ortopedia e Traumatologia  
ASUR Marche  
Jesi

Springer fa parte di Springer Science+Business Media

[springer.it](http://springer.it)

© Springer-Verlag Italia, Milano 2005

ISBN 88-470-0315-6

Quest'opera è protetta dalla legge sul diritto d'autore. Tutti i diritti, in particolare quelli relativi alla traduzione, alla ristampa, all'utilizzo di illustrazioni e tabelle, alla citazione orale, alla trasmissione radiofonica o televisiva, alla registrazione su microfilm o in database, o alla riproduzione in qualsiasi altra forma (stampata o elettronica) rimangono riservati anche nel caso di utilizzo parziale. La riproduzione di quest'opera, anche se parziale, è ammessa solo ed esclusivamente nei limiti stabiliti dalla legge sul diritto d'autore, ed è soggetta all'autorizzazione dell'editore. La violazione delle norme comporta le sanzioni previste dalla legge.

L'utilizzo in questa pubblicazione di denominazioni generiche, nomi commerciali, marchi registrati, ecc. anche se non specificatamente identificati, non implica che tali denominazioni o marchi non siano protetti dalle relative leggi e regolamenti.

Responsabilità legale per i prodotti: l'editore non può garantire l'esattezza delle indicazioni sui dosaggi e l'impiego dei prodotti menzionati nella presente opera. Il lettore dovrà di volta in volta verificarne l'esattezza consultando la bibliografia di pertinenza.

Progetto copertina: Simona Colombo, Milano

Impaginazione: Graphostudio, Milano

Stampato in Italia: Signum Srl, Bollate, Milano

---

## Prefazione

L'intervento chirurgico di protesizzazione del ginocchio è divenuto ormai "routinario", tanto che gli ultimi dati diffusi ad opera dell'Assobiomedica riferiscono circa 35 000 impianti all'anno eseguiti in Italia.

Tale quotidianità non deve però far dimenticare allo specialista, più o meno giovane, le insidie che si celano dietro ad un intervento divenuto apparentemente più semplice grazie all'evoluzione della geometria dei nuovi impianti, al perfezionamento degli strumentari ancillari dedicati e, non da ultimo, alla possibilità sempre più diffusa di utilizzare sistemi computerizzati che ci consentono di "navigare" attivamente e con estrema precisione i vari tempi chirurgici dell'intervento.

Questo quarto volume dei Corsi di Perfezionamento in Ortopedia e Traumatologia dedicato all'artroprotesi di ginocchio di primo impianto vuole essere una aggiornata ed esauriente guida, che si avvale della collaborazione di qualificati ed esperti ortopedici, che rappresentano un punto di riferimento in questo settore della chirurgia della nostra disciplina.

La loro pluriennale attività è messa a disposizione di tutti coloro che con rigore scientifico vogliono dedicarsi a questo tipo di chirurgia o desiderano fare il punto delle loro conoscenze.

*U. De Nicola*

---

# Indice

<b>Prefazione</b> .....	V
U. DE NICOLA	
<b>L'artroprotesi totale di ginocchio: indicazioni e alternative</b> .....	1
A. CAUSERO, A. BELTRAME	
<b>Valutazione e preparazione del paziente</b> .....	23
F. BIGGI	
<b>Biomeccanica ed evoluzione del disegno protesico</b> .....	29
S. GIANNINI, F. CATANI, A. ENSINI	
<b>I materiali</b> .....	45
P. DALLA PRIA	
<b>Le vie di accesso nelle artroprotesi di ginocchio di primo impianto</b> .....	63
F. FALEZ, M. PAPALIA	
<b>Allineamento e bilanciamento legamentoso</b> .....	83
M. SALVI, F. CAPUTO, M. CONTE, C. CHELO, C. VELLUTI	
<b>La chirurgia mini-invasiva nelle protesi totali di ginocchio</b> .....	109
M. INNOCENTI, R. CIVININI, M. VILLANO	
<b>Sostituzione protesica totale del ginocchio mediante tecnica mini-invasiva "mini-midvastus". L'esperienza americana</b> .....	123
R.S. LASKIN	

<b>L'artroprotesi di ginocchio con tecnica computer-assistita</b> .....	141
N. PACE, M. CHIUSAROLI, R. DI MATTEO	
<b>La chirurgia computer-assistita: il bilancio legamentoso</b> .....	171
C. CASTELLI, F. BARBIERI, V. GOTTI	
<b>La protesi a piatto mobile: indicazioni e risultati a lungo termine</b> .....	185
G. TURI, F. BARCARO, G. ZECCHINATO, G. MORAS, C. CASTAMAN, G. SALMASO	
<b>Piatto mobile <i>versus</i> piatto fisso.</b> .....	193
<b>Esame comparativo</b>	
U. DE NICOLA, A. PANNONE	
<b>La protesi a stabilizzazione posteriore</b> .....	203
V. PATELLA, B. MORETTI, V. PESCE, A. SPINARELLI, S. PATELLA, L. MORETTI	
<b>La protesi totale di ginocchio con conservazione del legamento crociato posteriore</b> .....	221
M. SPINELLI, S. CRIMALDI, G. MINTRONE	
<b>Protesi di ginocchio a stabilizzazione posteriore e a conservazione del legamento crociato posteriore. Esame comparativo</b> .....	229
G. CERULLI, A. CARAFFA, P. ANTINOLFI, G. ZAMARRA	
<b>Quando usare il cemento</b> .....	241
L. DEL SASSO, E. MAZZA, F. ROMANÒ	
<b>Quando non usare il cemento</b> .....	253
F.P. DI CARLO, S. FRANZESE, V. DI CARLO, M.P. GERMANO	
<b>Se e quando protesizzare la rotula</b> .....	269
M.I. GUSSO, R. CIVININI, M. PIETRI, M. INNOCENTI	
<b>Le protesi monocompartimentali</b> .....	283
G. MAISTRELLI, S. RIAZ	
<b>Le artroprotesi modulari nella chirurgia oncologica</b> .....	311
M. MERCURI, M. DE PAOLIS, C. ERRANI, N. FABBRI, A. FERRARO, P. RUGGIERI, C. GHINELLI	

---

<b>La protesi vincolata</b> .....	327
L. FANTASIA, F. FANTASIA	
<b>Le infezioni</b> .....	343
M. COLLODEL, P.G. SCOTTON	
<b>Indice analitico</b> .....	359

---

# L'artroprotesi totale di ginocchio: indicazioni e alternative

A. CAUSERO, A. BELTRAME

## Indicazioni

La moderna chirurgia protesica di ginocchio è nata negli anni settanta. Gli inizi non furono entusiasmanti; i primi modelli protesici (emiartroprotesi, praticamente le attuali protesi monocompartimentali; protesi totali a scivolamento; protesi vincolate a cerniera) dopo una iniziale euforia dovuta ai brillanti risultati a breve termine, hanno evidenziato numerosi ed importanti difetti che hanno portato in breve al fallimento in una alta percentuale di casi [1-3]. Evidentemente i tempi non erano maturi e oggi sappiamo che sarebbero occorsi diversi anni e lo sviluppo di studi in diverse direzioni (materiali, disegno, anatomia e biomeccanica articolare) che avrebbero costituito le basi per lo sviluppo definitivo di questa importante branca della chirurgia ortopedica [4-6]. L'evoluzione successiva ha portato a modelli protesici sempre più perfezionati in termini di design, di materiali e di tecniche di impianto, tanto che attualmente l'intervento di sostituzione protesica del ginocchio è uno dei più eseguiti in campo ortopedico.

Volendo trattare di indicazioni alla protesi di ginocchio di primo impianto deve essere sottolineata la diversità fondamentale di tale opzione terapeutica rispetto ad altri trattamenti chirurgici: la protesizzazione del ginocchio è un intervento "senza ritorno"; mentre qualsiasi altra scelta terapeutica consente un ripensamento, una evoluzione, un salvataggio con altri tipi di trattamento, nel caso di fallimento, la protesi totale di ginocchio non lascia altre scelte se non, nella migliore delle ipotesi, una nuova protesi con notevole aumento delle difficoltà tecniche di impianto e importante diminuzione delle probabilità di successo [7, 8]. È appena il caso di ricordare che, in alcuni casi

sfortunati, non è neppure possibile o non è consigliabile il tentativo di un nuovo impianto, ma è necessario passare ad un'artrodesi che rappresenta il fallimento totale di ogni tentativo di ripristinare una accettabile funzionalità articolare [9].

Da queste considerazioni deriva la prima delle limitazioni all'indicazione: la protesi deve essere scelta quando tutti gli altri trattamenti, conservativi o chirurgici, hanno fallito [10]. In tali condizioni, anche il paziente, che, considerate le premesse, deve essere assolutamente motivato, sarà in grado di comprendere le reali motivazioni della scelta terapeutica e di accettare le possibili complicazioni di un intervento per lui piuttosto impegnativo.

Le patologie che possono comportare alterazioni degenerative gravi e diffuse del ginocchio tali, da richiedere trattamento protesico totale, sono le seguenti: **artrosi primitiva** (Fig. 1) del ginocchio; **artrosi secondaria** ad artropatie infiammatorie (artrite reumatoide principalmente) (Fig. 2); artrosi secondaria a trauma (Fig. 3). La protesizzazione totale è anche indicata in caso di: **fallimento di osteotomia tibiale o femorale correttiva**; **fallimento di una protesi monocompartimentale** [11-15].

Definire le indicazioni a protesi totale di ginocchio potrebbe, quindi, sembrare molto semplice ed immediato; tuttavia il giudizio circa l'opportunità di esecuzione di impianto protesico di ginocchio non può comunque essere vin-



**Fig. 1.** Radiografia di ginocchio con artrosi primitiva



**Fig. 2.** Radiografia di ginocchio con artrosi secondaria ad artrite reumatoide



**Fig. 3.** Radiografia di ginocchio con artrosi post-traumatica

colato alla sola valutazione di un radiogramma neppure quando questo dimostri la presenza di alterazioni degenerative gravi e diffuse. L'affermazione secondo cui si deve operare il paziente e non la radiografia è certamente scontata, ma non sempre rispettata. È per tale motivo che vogliamo sottolineare come l'artrosi sia una condizione necessaria ma non sufficiente a porre indicazione a protesi di ginocchio. La principale indicazione ad un intervento di artroprotesi di ginocchio è infatti il **dolore**. Certo, la presenza di un dolore intenso e continuo deve comunque essere associata ad alterazioni anatomo-patologiche, coinvolgenti in particolare la cartilagine articolare in maniera grave ed estesa, tali da far ritenere inefficaci, o addirittura dannose per il paziente, tutte le altre modalità terapeutiche. È importante anche definire alcune caratteristiche della sintomatologia dolorosa: la natura del dolore, come è comparso, le eventuali cause che l'hanno scatenato, se è presente solo durante il movimento, dopo una certa distanza percorsa o persiste anche a riposo e, addirittura, durante il riposo notturno. Infatti, un dolore comparso all'improvviso in seguito a un movimento anomalo dell'articolazione spesso può essere attribuito alla presenza di una lesione meniscale su base degenerativa. Anche un danno condrale con produzione di un lembo libero può avere la stessa origine e le stesse caratteristiche cliniche. In tale evenienza la sintomatologia dolorosa, pur associata ad alterazioni degenerative articolari, potrebbe in gran parte essere controllata da un trattamento alternativo come quello artroscopico [16]. Al contrario un dolore comparso in assenza di cause apparenti e con evoluzione ingravescente può comunque non essere legato ad artrosi e può indicare l'interessamento dell'osso subcondrale da necrosi ischemica, non necessariamente da trattarsi con protesi. Il sintomo dolore dovrebbe essere anche quantificato. Per quanto ciò sia particolarmente difficile considerata la soggettività della sopportazione del dolore e, di conseguenza, la variabilità di giudizio personale, esistono delle scale analogiche di valutazione eventualmente utilizzabili. Più semplicemente ci si può regolare sulla necessità di trattamento medico e/o con tutori e sulla comparsa in relazione ad attività fisica o meno per giudicare la sua intensità. È un dato tuttavia difficilmente obiettivabile con precisione.

Il secondo fattore, in ordine di importanza, da prendere in considerazione è la **limitazione funzionale**. Può essere dovuta al dolore stesso, ma anche a una riduzione dell'arco del movimento, come spesso accade nella grave artrosi con alterazioni morfo-strutturali gravi delle superfici articolari, associate o meno alla presenza di osteofitosi. In quest'ultimo caso la limitazione dell'escursione articolare ha genesi puramente meccanica e non è necessariamente associata a dolore (talvolta è assolutamente sorprendente l'assenza quasi assoluta di sintomi in pazienti con artrosi clinicamente e radiograficamente grossolana). In ogni caso deve essere data importanza principalmente alla valutazione soggettiva del paziente che può ritenere, in maniera del tutto per-

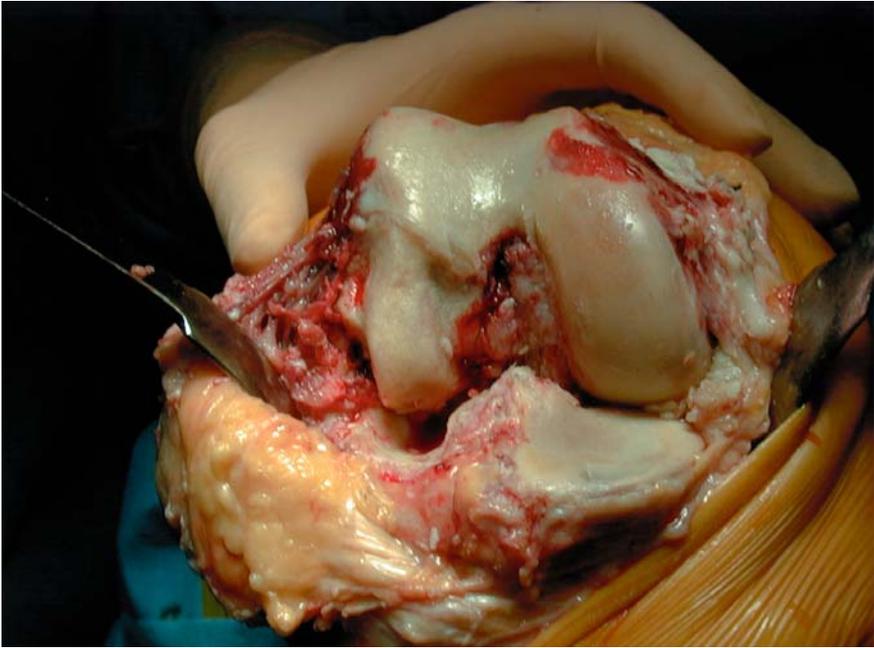
sonale, accettabile o meno la riduzione dell'autonomia. Infatti, alcuni pazienti tollerano di buon grado l'idea di ridurre o evitare del tutto alcune attività tra cui anche la normale deambulazione.

L'**instabilità articolare** può essere, in alcune situazioni, un sintomo che disturba notevolmente il paziente. La lassità legamentosa è generalmente la causa più frequente, benché non l'unica, di instabilità ed è di frequente riscontro nelle artrosi post-traumatiche e nelle gravi deviazioni assiali [7, 8, 17]. Tale sintomo, tuttavia, solo raramente è determinante nella scelta del trattamento anche se, quando è dovuto a grave lassità, deve essere valutato molto attentamente, poiché può comportare importanti limitazioni nella scelta dell'impianto protesico e può determinare un significativo aumento delle difficoltà tecniche di esecuzione dell'intervento.

Infine, i **difetti ossei** presenti in alcune artrosi secondarie a patologie infiammatorie o post-traumatiche e nelle gravi deviazioni assiali, pur non costituendo di per sé indicazione all'intervento di protesi, devono essere attentamente studiati e, se necessario, monitorati nel tempo. Anche i difetti ossei possono comportare limitazioni alla scelta dell'impianto ed aumentarne le difficoltà di esecuzione (Figg. 4, 5). Il deterioramento qualitativo e quantitativo dell'osso, specialmente se repentino, può rappresentare criterio di urgenza nei tempi di esecuzione dell'intervento [7, 8, 17].



**Fig. 4.** Radiografia di ginocchio con grave deviazione in varo e difetto osseo a livello del piatto tibiale mediale



**Fig. 5.** Immagine intra-operatoria che evidenzia un difetto osseo a livello del piatto tibiale mediale

Solamente una volta che si sia posta indicazione ad intervento di protesi di ginocchio sulla base dei criteri sopra esposti, andranno prese in considerazione alcune caratteristiche relative ai pazienti necessarie a definire l'effettiva utilità dell'intervento.

Il primo fattore da valutare è l'**età del paziente**. Riteniamo, come altri, che non ci siano controindicazioni assolute all'esecuzione dell'intervento anche in pazienti molto anziani [18] e che sia da valutare non tanto l'età anagrafica quanto quella biologica. La valutazione di numerose casistiche reperibili in letteratura [13, 19, 20] dimostra come ci sia stata, e sia tuttora in atto, una progressiva diminuzione dell'età dei pazienti sottoposti ad intervento di protesi totale di ginocchio. Ciò è senza dubbio in relazione al miglioramento dei risultati ottenuti. Tuttavia, anche il limite basso dell'età del paziente protesizzabile è un limite sfumato e mal definibile numericamente. Tale limite è, a nostro parere, legato alle richieste funzionali e, quindi, fondamentalmente all'attività lavorativa del paziente. L'intervento di protesi totale di ginocchio è in grado di garantire un ottimo miglioramento del sintomo dolore ed il ripristino di una accettabile funzionalità articolare. Non può tuttavia garantire, e, comunque, ciò non sarebbe consigliabile, la ripresa indiscriminata di qualsiasi attività. Il paziente protesizzato deve infatti evitare sollecitazioni eccessive

sull'impianto pena la precoce usura, se non addirittura la rottura, delle componenti e la loro conseguente mobilizzazione che porterebbe ad un precoce fallimento. In generale il paziente candidato a protesi di ginocchio dovrebbe essere anziano e poco attivo. Tale limite ovviamente non può essere assoluto: esistono situazioni in cui anche in pazienti giovani o relativamente giovani sono presenti alterazioni anatomo-patologiche gravi secondarie, ad esempio, ad artriti infiammatorie, artropatie emofiliche (Fig. 6), degenerazione post-traumatica, ecc., caratterizzate da sintomatologia importante ed invalidante che non consentono soluzioni diverse da quella protesica.

Anche il **peso** del paziente è un fattore di importanza rilevante. In generale si può affermare che l'intervento risulta tecnicamente più complesso in pazienti obesi che, inoltre, sono più esposti ad alcune complicanze peri-operatorie e hanno un recupero funzionale molto più laborioso. A parte queste considerazioni di carattere generale, è da rilevare come alcuni Autori [21] ritengano che il sovrappeso sia un fattore di rischio importante nelle analisi di sopravvivenza a lunga distanza degli interventi di protesi a causa dell'usu-



**Fig. 6.** Radiografia di ginocchio con artrosi secondaria ad artropatia emofilica

ra indotta sulle componenti dal sovraccarico continuo. Altri Autori pervengono a conclusioni del tutto contrastanti ritenendo possibili risultati a distanza migliori nei pazienti sovrappeso e spiegano ciò con le minori richieste funzionali che tali pazienti avrebbero. Noi, tuttavia, riteniamo che perlomeno nei pazienti gravemente obesi vada valutata con maggior cautela l'indicazione alla protesi sia per le maggiori difficoltà tecniche sia per il più alto tasso di complicanze peri- e post-operatorie.

## **Alternative**

Come già esposto poco sopra, l'intervento di artroprotesi totale di ginocchio deve essere preso in considerazione quando altre terapie mediche o chirurgiche si siano dimostrate inefficaci. Qui di seguito elenchiamo ed esponiamo in maniera sintetica le diverse opzioni terapeutiche alternative, siano esse conservative o chirurgiche.

### **Terapie conservative**

#### ***Terapia medica farmacologica***

La terapia con anti-infiammatori non steroidei è quella più largamente utilizzata per il trattamento dell'artrosi nella pratica clinica. Attualmente sul mercato esistono diverse molecole le cui differenze sono più in relazione alla loro tollerabilità (lesività gastrica, tossicità renale ed epatica) che alla loro efficacia antidolorifica e anti-infiammatoria. I farmaci di ultima generazione sono inibitori selettivi della COX-2 e permettono un uso più prolungato con una diminuzione delle complicanze gastrointestinali. Nella patologia artrosica la loro efficacia va generalmente diminuendo quando le alterazioni degenerative peggiorano.

#### ***Terapia medica infiltrativa***

L'iniezione endoarticolare di steroidi è un'altra procedura molto diffusa per il trattamento sintomatico dell'artrosi [22]. I glucocorticoidi hanno un effetto anti-infiammatorio in quanto diminuiscono la migrazione neutrofila e il rilascio di diversi mediatori dell'infiammazione. L'uso prolungato può portare ad effetti indesiderati come alterazioni dell'asse ipotalamo-ipofisi-surrene e una degenerazione della cartilagine ialina, fino alla scopertura dell'osso subcondrale.

Altri farmaci che possono essere introdotti attraverso un'iniezione endoarticolare sono l'acido ialuronico e i suoi derivati. Alcuni studi su questo tipo di trattamento riportano buoni risultati in quanto hanno dimostrato la

ricostituzione dello strato amorfo superficiale della cartilagine, un aumento della densità dei condrociti e una riduzione della flogosi sinoviale [23]. Altri studi, invece, hanno rilevato poca differenza di risultati tra infiltrazioni con steroidi e con acido ialuronico [24-26].

Nella terapia infiltrativa in generale è da considerare il possibile rischio di infezione articolare, che è comunque basso.

### ***Trattamento con tutori***

I tutori utilizzati nell'artrosi, in genere associata a deviazione assiale, hanno lo scopo di attenuare il dolore riducendo il carico nel compartimento sovraccaricato e di fornire una migliore stabilità articolare.

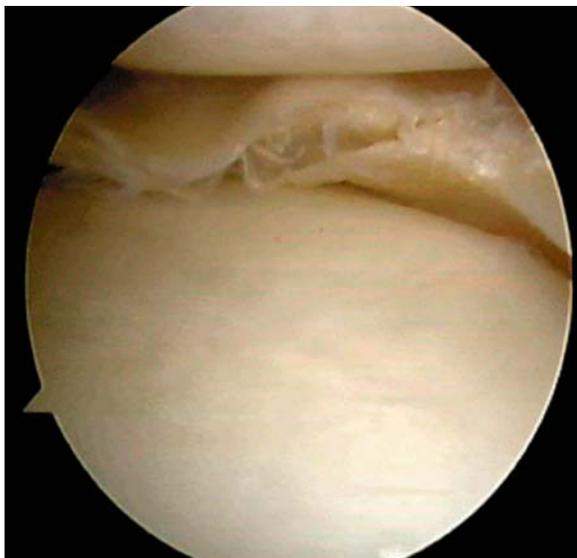
In uno studio riguardante l'utilizzo di tutori valgizzanti in pazienti affetti da gonartrosi mediale è stata dimostrata una riduzione del dolore nel 48% dei casi e un miglioramento funzionale nel 78% dei casi [27]. L'utilizzo del tutore non ha comunque indicazioni illimitate e si dimostrerebbe efficace solamente su pazienti con una modesta deviazione assiale e con artrosi non avanzata.

## **Terapie chirurgiche**

### ***Artroscopia***

Diversi studi hanno pubblicato dati che dimostrano come il lavaggio articolare e la regolarizzazione di lesioni condrali e/o meniscali in artroscopia in pazienti affetti da gonartrosi di grado anche elevato abbia avuto effetti soddisfacenti in termini di miglioramento della sintomatologia dolorosa. L'artroscopia permette la rimozione di frammenti liberi o lesioni mobili, a lembo, della cartilagine articolare, di frammenti meniscali e di mediatori dell'infiammazione presenti nell'articolazione [16, 28]. In letteratura si è generalmente concordi nel ritenere che il trattamento abbia un risultato migliore quando sia presente anche un problema di tipo meccanico come, ad esempio, una lesione meniscale (Fig. 7) [16], mentre per quel che riguarda il beneficio del semplice lavaggio, con rimozione di detriti ed enzimi mediatori della flogosi, il risultato non sempre è prevedibile né qualitativamente né, tanto meno, quantitativamente (durata nel tempo) soprattutto nelle forme più gravi [29]. Anche l'esecuzione della condroplastica nell'artrosi sembra non abbia un'efficacia significativa [30-32].

Steadman e coll. [33], utilizzando la tecnica della microfrattura artroscopica, hanno riportato un miglioramento della sintomatologia nel 75% dei casi ad una distanza di 3 e 5 anni dall'intervento. I candidati a questo tipo di trattamento non dovrebbero presentare importanti deviazioni assiali del ginocchio.



**Fig. 7.** Immagine artroscopica di una lesione degenerativa meniscale

Va tuttavia sottolineato che, sebbene queste tecniche possano migliorare temporaneamente i sintomi del paziente, esse non possono arrestare la progressione della malattia [34].

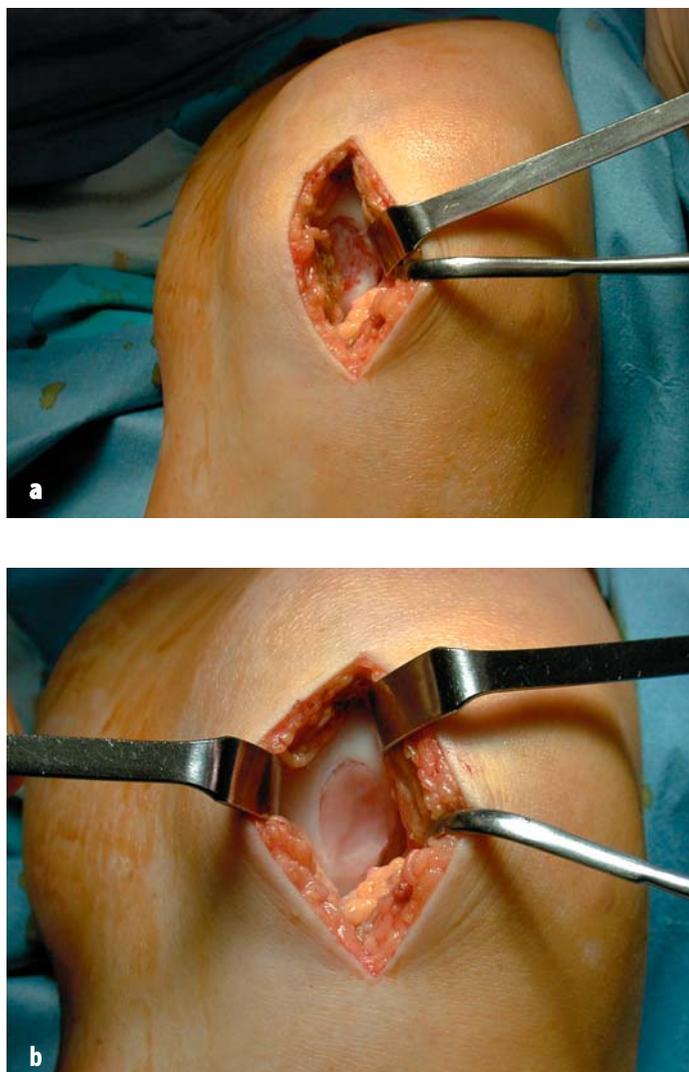
Alcuni studi [16] hanno dimostrato come un lavaggio percutaneo mediante ago possa offrire dei miglioramenti paragonabili all'artroscopia nei pazienti in cui la sintomatologia non era legata a un problema di tipo meccanico, come una lesione meniscale.

### ***Trapianto di condrociti***

Citiamo questa tecnica chirurgica di recente introduzione pur consapevoli che la patologia degenerativa articolare viene considerata in assoluto una controindicazione a tale tipo di trattamento.

Il principio su cui si basa il trapianto di condrociti autologhi è quello di ottenere la copertura dei difetti cartilaginei con cartilagine sana [35-37]. Allo stato attuale le indicazioni principali sono piuttosto limitate e riguardano i difetti focali di origine traumatica e le osteocondriti. Andrebbe eseguito in pazienti giovani e attivi, in articolazioni prive di significative deviazioni assiali (Fig. 8). È invece controindicato nelle lesioni cosiddette “a specchio” quelle cioè in cui le lesioni sono presenti sui due capi articolari che si affrontano durante il movimento [38, 39].

Va infine sottolineato come il trapianto autologo di condrociti richieda tempi di recupero funzionale piuttosto lunghi ed impegnativi per il paziente,



**Fig. 8.** a Immagine intra-operatoria di difetto cartilagineo focale. b Immagine intra-operatoria con copertura del difetto mediante trapianto autologo

che non sarebbe in grado di ritornare alle abituali attività (anche non particolarmente gravose) se non dopo diversi mesi.

Nonostante le indicazioni, attualmente molto precise e limitanti, non si può tuttavia escludere che, considerate le enormi potenzialità della metodica ed alcuni studi in corso, in un futuro abbastanza prossimo, tali indicazioni possano essere allargate anche alle patologie articolari degenerative.

## ***Osteotomia***

Il principio su cui si basa tale scelta terapeutica è sostanzialmente meccanico. È fondato sulla necessità di scaricare il compartimento artrosico e ciò è ottenibile variando gli assi di allineamento dell'arto inferiore. L'effetto non è tuttavia solamente meccanico, ma, secondariamente, anche biologico essendo stata provata la possibilità di ripristino della copertura anche in zone con osso subcondrale scoperto a tutto spessore, sia pure con tessuto di caratteristiche istologiche e meccaniche non del tutto simili alla cartilagine ialina [40-49].

Per ottenere la correzione dell'asse femoro-tibiale sul piano frontale ci si avvale di due tipi di osteotomia: l'osteotomia valgizzante prossimale di tibia [50] per la correzione del ginocchio varo (Figg. 9, 10) e l'osteotomia varizzante sovracondilica di femore per il ginocchio valgo [51].

Sebbene gli interventi di osteotomia, sia tibiale che femorale, siano divenuti molto meno frequenti negli ultimi anni (verosimilmente in relazione alla parallela maggiore diffusione degli interventi di protesizzazione) vi sono situazioni cliniche in cui l'osteotomia mantiene la sua validità.

In caso di deviazione assiale in valgismo o varismo associata ad artrosi rigorosamente monocompartimentale ed in assenza di patologie infiammatorie come l'artrite reumatoide, l'indicazione ad osteotomia è certamente da considerare.



**Fig. 9.** Radiografia pre-operatoria di ginocchio varo. Possiamo osservare l'evidente compromissione del compartimento mediale



**Fig. 10.** Radiografia post-operatoria (stesso caso di Figura 9) dove è stata eseguita un'osteotomia tibiale a cupola

Sono invece ancora oggetto di discussione altri parametri come l'entità delle lesioni cartilaginee, della deviazione assiale, l'età e il peso del paziente.

Per quanto riguarda le alterazioni degenerative non devono essere molto evolute e comunque devono essere comprese nei primi 3 gradi della classificazione di Ahlbach [52]; non devono quindi essere presenti gravi deformità ossee. La presenza di danno cartilagineo non costituisce una controindicazione in quanto è stato dimostrato anche istologicamente che la cartilagine articolare ha possibilità di rigenerazione se adeguatamente scaricata. La compromissione del compartimento femoro-rotuleo non viene comunemente ritenuta una controindicazione assoluta all'intervento anche in considerazione del fatto che diverse tecniche osteotomiche consentono di ottenere un avanzamento della tuberosità tibiale e quindi lo scarico di tale compartimento [53-56].

L'entità della deformità correggibile è oggetto di accesa discussione; tuttavia è opinione comune che non sia consigliabile correggere con osteotomia deformità gravi, anche perché necessariamente associate ad alterazioni osteo-cartilaginee gravi e difficilmente circoscritte ad un solo compartimento femoro-tibiale [57-59].

L'età del paziente è altro argomento di discussione. L'indicazione all'osteotomia è generalmente data a pazienti giovani ed attivi (Naudie e coll. [58] sostengono addirittura che il limite dovrebbe essere 50 anni). Molto spesso però non bisogna fermarsi all'età anagrafica del paziente, ma valutare l'età biologica e il tipo di attività e aspettative del paziente.

Anche un eccessivo peso, come accennato in precedenza, è considerato comunemente una controindicazione ad intervento di osteotomia. Tuttavia, anche su questo criterio di valutazione esiste discordanza di opinioni ed alcuni Autori [58] riferiscono addirittura risultati migliori nei pazienti sovrappeso. Anche in questo caso i risultati possono essere probabilmente spiegati con le minori richieste funzionali di tali pazienti.

Bisogna infine tenere in considerazione le difficoltà tecniche che una pregressa osteotomia, in particolare tibiale, comporta per l'eventuale protesizzazione del ginocchio (Fig. 11, 12). Anche a tale proposito, tuttavia, va sottolineato come i risultati a distanza della protesizzazione su osteotomia rappresentano argomento di discussione essendo non pochi gli Autori [57-63] che ritengono ininfluenza il precedente intervento ed altrettanti [64-67] che sostengono l'esatto contrario.



**Fig. 11.** Radiografia di ginocchio con evidente grave artrosi generalizzata in esiti di osteotomia



**Fig. 12.** Stesso caso di Figura 11. Radiografia dopo protesizzazione

### ***Protesi monocompartimentale***

La protesi monocompartimentale trova un'indicazione di confine tra l'intervento di osteotomia e di protesi totale. È un intervento che si è progressivamente diffuso negli ultimi 20 anni.

Il suo spazio di impiego è costituito dal paziente anziano o relativamente anziano, poco attivo, con un'artrosi grave monocompartimentale o, eventualmente, anche con necrosi ossea (Figg. 13, 14) e integrità delle strutture legamentose [68, 69].

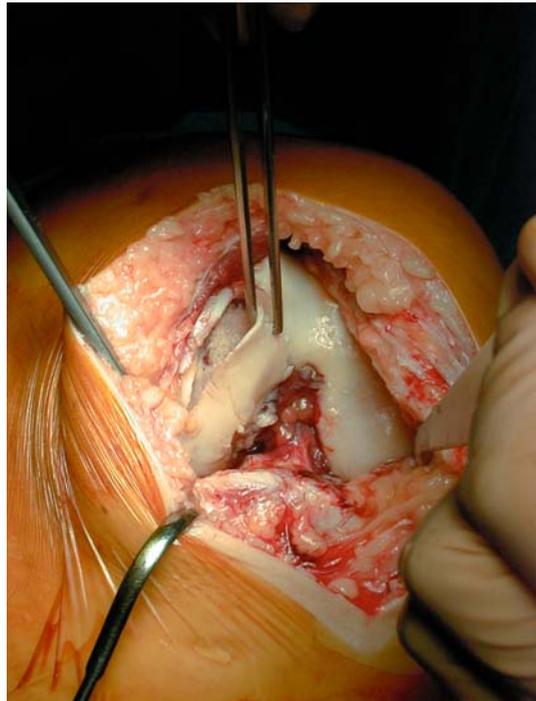
Per quanto riguarda l'articolazione femoro-rotulea, una lieve artrosi non è una controindicazione assoluta, mentre lo è un importante dolore anteriore di ginocchio.

Per quanto riguarda la deviazione assiale questa non deve essere grave (sono generalmente accettate deformità non superiori ai 10-15°), inoltre l'articolazione deve essere conservata o solo lievemente ridotta.

Analogamente all'osteotomia la protesi monocompartimentale è controindicata nelle artropatie infiammatorie quali l'artrite reumatoide.



**Fig. 13.** Radiografia di ginocchio che evidenzia un difetto osseo al condilo femorale mediale indicativo di necrosi ossea



**Fig. 14.** Immagine intra-operatoria che evidenzia area di necrosi ossea al condilo femorale mediale

Rispetto all'osteotomia, con la protesi monocompartimentale si ottengono risultati migliori in caso di artrosi laterale con deviazione in valgo [70].

Sulla finalità dell'intervento i pareri sono discordanti: secondo alcuni Autori [71] è da considerarsi un intervento definitivo, secondo altri [72] provvisorio.

Anche in casi di fallimento di una protesi monocompartimentale secondo alcuni Autori [70] l'intervento di revisione è più semplice rispetto ad un intervento di protesizzazione dopo osteotomia, mentre secondo altri [71] l'intervento di revisione di protesi monocompartimentale presenta maggiori complicazioni. Jackson e coll. [73], in una serie di revisioni dopo osteotomia e dopo protesi monocompartimentale, riferiscono come nelle prime siano più frequenti le complicanze legate alla ferita e alle infezioni, mentre nelle seconde il problema maggiore sia rappresentato dai difetti ossei (Figg. 15, 16).



**Fig. 15.** Radiografia di ginocchio: fallimento di protesi monocompartimentale per mobilizzazione del piatto tibiale



**Fig. 16.** Stesso caso di Figura 15. Radiografia dopo protezzizzazione. Il difetto osseo mediale è stato colmato con uno spessore maggiore dell'emipiatto tibiale della protesi

### **Artrodesi**

L'artrodesi è un intervento estremo da eseguirsi quando non è possibile alcuna alternativa terapeutica e rappresenta, come già detto, il fallimento totale di qualsiasi procedura chirurgica volta al recupero della funzionalità articolare [9, 74, 75]. Trova la sua indicazione elettiva nella grave degenerazione articolare associata a dolore e infezione, dove l'impianto di un corpo estraneo come una protesi sarebbe assolutamente controindicato. Altra indicazione all'artrodesi è rappresentata dal ginocchio tipo "Charcot" o da anchilosi fibrosa post-traumatica che ha profondamente alterato la struttura del ginocchio, in maniera tale da rendere impossibile l'impianto di una protesi o, meglio, in maniera che l'impianto della protesi non garantirebbe un accettabile ripristino della funzione articolare. Infine, l'artrodesi deve essere considerata anche in caso di fallimenti ripetuti di protesi di ginocchio in cui non siano possibili altre soluzioni.

## Bibliografia

1. Arden GP (1975) Total replacement of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 57:119
2. Attenborough CG (1978) The Attenborough total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 60:320-326
3. Bain AM (1973) Replacement of the knee joint with the Walldius prosthesis using cement fixation. *Clin Orthop* 94:65-71
4. Bugbee WD, Ammeen DJ, Parks NL, Engh GA (1998) 4- to 10-year results with the anatomic modular total knee. *Clin Orthop* 348:158-165
5. Rathjen KW (1998) Surgical treatment. Total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg* 11:58-63
6. Mont MA, Booth RE Jr, Laskin RS et al (2003) The spectrum of prosthesis design for primary total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 52:397-407
7. Cruz-Conde Delgado R, Berjano Coquillat P (1998) Joint replacement: current indications. *Rev Clin Esp* 198:381-384
8. Hamelynck KJ (1998) The total knee prosthesis: indications and complications. *Ned Tijdschr Geneesk* 142:2030-2034
9. Incavo SJ (2004) Knee arthrodesis after total knee arthroplasty. *Am J Orthop* 233:494
10. Mont MA, Stuchin SA, Paley D et al (2004) Different surgical options for monocompartmental osteoarthritis of the knee: high tibial osteotomy versus unicompartmental knee arthroplasty versus total knee arthroplasty: indications, techniques, results, and controversies. *Instr Course Lect* 53:265-283
11. Dieppe P, Basler HD, Chard J et al (1999) Knee replacement surgery for osteoarthritis: effectiveness, practice variations, indications and possible determinants of utilization. *Rheumatology* 38:73-83
12. Kreuzsch-Brinker R (2000) Complete superficial total endoprosthetic replacement of the knee. Differential indications. *Orthopade* 29[Suppl 1]:19-24
13. Cole BJ, Harner CD (1999) Degenerative arthritis of the knee in active patients: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg* 7:389-402
14. Cohen I, Heim M, Martinowitz U, Chechick A (2000) Orthopaedic outcome of total knee replacement in haemophilia A. *Haemophilia* 6:104-109
15. Sheth DS, Oldfield D, Ambrose C, Clyburn T (2004) Total knee arthroplasty in hemophilic arthropathy. *J Arthroplasty* 19:56-60
16. Chang RW, Falconer J, Stulberg SD et al (1993) A randomized, controlled trial of arthroscopic surgery versus closed-needle joint lavage for patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum* 36:289-296
17. Ritter MA, Faris GW, Faris PM, Davis KE (2004) Total knee arthroplasty in patients with angular varus or valgus deformities of  $>$  or  $=$  20 degrees. *J Arthroplasty* 19:862-866
18. Pagnano MW, McLamb LA, Trousdale RT (2004) Total knee arthroplasty for patients 90 years of age and older. *Clin Orthop* 418:179-183
19. Dennis MG, Di Cesare PE (2003) Surgical management of the middle age arthritic knee. *Bull Hosp Jt Dis* 61:172-178
20. Fortin PR, Penrod JR, Clarke AE et al (2002) Timing of total joint replacement affects clinical outcomes among patients with osteoarthritis of the hip or knee. *Arthritis Rheum* 46:3327-3330
21. Foran JR, Mont MA, Rajadhyaksha AD et al (2004) Total knee arthroplasty in obese patients: a comparison with a matched control group. *J Arthroplasty* 19:817-824

22. Frias G, Caracuel MA, Escudero A et al (2004) Assessment of the efficacy of joint lavage versus joint lavage plus corticoids in patients with osteoarthritis of the knee. *Curr Med Res Opin* 20:861-867
23. Wobig M, Dickhunt A, Maier R, Vetter G (1998) Viscosupplementation with Hylan G-F 20: a 26-week controlled trial of efficacy and safety in the osteoarthritic knee. *Clin Ther* 20:410-423
24. Dougados M, Nguyen M, Listrat V, Amor B (1993) High molecular weight sodium hyaluronate in osteoarthritis of the knee: a 1 year placebo-controlled trial. *Osteoarthritis Cartilage* 1:97-103
25. Altman RD, Moskowitz R (1998) Intra-articular sodium hyaluronate in the treatment of osteoarthritis of the knee: a randomised clinical trial. *J Rheumatol* 25:2203-2212
26. Jones AC, Patrick M, Doherty S, Doherty M (1995) Intra-articular hyaluronic acid compared to intra-articular triamcinolone hexacetonide in inflammatory knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 3:269-273
27. Lindenfeld TN, Hewett TE, Andriacchi TO (1997) Joint loading with valgus bracing in patients with varus gonarthrosis. *Clin Orthop* 334:290-297
28. Edelson R, Burks RT, Bloebaum RD (1995) Short-term effects of knee washout for osteoarthritis. *Am J Sports Med* 23:345-349
29. Jackson RW, Gilbert JE, Sharkey PF (1997) Arthroscopic debridement versus arthroplasty in the osteoarthritic knee. *J Arthroplasty* 12:465-470
30. Rand JA (1991) Role of arthroscopy in osteoarthritis of the knee. *Arthroscopy* 7:358-363
31. Bert JM, Maschka K (1989) The arthroscopic treatment of unicompartmental gonarthrosis: a five-year follow-up study of abrasion arthroplasty plus arthroscopic debridement and arthroscopic debridement alone. *Arthroscopy* 5:25-32
32. Bert JM (1997) Abrasion arthroplasty. *Op Tech Orthop* 7:294-299
33. Steadman JR, Rodkey WG, Singleton SB, Briggs KK (1997) Microfracture technique for full-thickness chondral defects: technique and clinical results. *Op Tech Orthop* 7:300-304
34. Miller BS, Steadman JR, Briggs KK et al (2004) Patient satisfaction and outcome after microfracture of the degenerative knee. *J Knee Surg* 17:13-17
35. Kish G, Hangody L (2004) A prospective, randomised comparison of autologous chondrocyte implantation versus mosaicoplasty for osteochondral defects in the knee. *J Bone Joint Surg Br* 86:619-620
36. Koulalis D, Schultz W, Heyden M, Konig F (2004) Autologous osteochondral grafts in the treatment of cartilage defects of the knee joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 12:329-334
37. Minas T (2003) Autologous chondrocyte implantation in the arthritic knee. *Orthopedics* 26:945-947
38. Tibesku CO, Szuwart T, Kleffner TO et al (2004) Hyaline cartilage degenerates after autologous osteochondral transplantation. *J Orthop Res* 22:1210-1214
39. Chow JC, Hantes ME, Houle JB, Zalavras CG (2004) Arthroscopic autogenous osteochondral transplantation for treating knee cartilage defects: a 2- to 5-year follow-up study. *Arthroscopy* 20:681-690
40. Jackson JP (1958) Osteotomy for osteoarthritis of the knee. In: *Proceedings of the Sheffield Regional Orthopaedic Club*. *J Bone Joint Surg Br* 40:826-828
41. Jackson JP, Waugh W (1961) Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 43:746-749
42. Coventry MB (1985) Upper tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 67:1136-1140

43. Insall JN, Joseph DM, Msika C (1984) High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. *J Bone Joint Surg Am* 66:1040-1048
44. Maquet P (1980) The biomechanics of the knee and surgical possibilities of healing osteoarthritic knee joints. *Clin Orthop* 146:102-110
45. Papachristou G (2004) Photoelastic study of the internal and contact stresses on the knee joint before and after osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg* 124:288-297
46. Hsu RWW, Himeno S, Coventry MB, Chao EYS (1990) Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop* 255:215-227
47. Waugh W (1986) Tibial osteotomy in the management of osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop* 210:55-61
48. Bergenudd H, Johnell O, Redlun-Johnell I, Lohmander LS (1992) The articular cartilage after osteotomy for medial gonarthrosis. Biopsies after 2 years in 19 cases. *Acta Orthop Scand* 63: 413-416
49. Fujisawa Y, Masuhara K, Shiomi S (1979) The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints. *Orthop Clin North Am* 10:585-608
50. Coventry MB, Ilstrup DM, Wallrichs SL (1993) Proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 75:196-201
51. Phillips MI, Krackow KA (1999) Distal femoral varus osteotomy: indications and surgical technique. *Instr Course Lect* 48:125-129
52. Ahlbach S (1968) Osteoarthritis of the knee: a radiographic investigation. *Acta Radiol* 277[Suppl]:7-72
53. Odenbring S, Egund N, Lindstrand A et al (1992) Cartilage regeneration after proximal tibial osteotomy for medial gonarthrosis. An arthroscopic roentgenographic, and histologic study. *Clin Orthop* 277:210-216
54. Koshino T, Wada S, Ara Y, Saito T (2003) Regeneration of degenerated articular cartilage after high tibial valgus osteotomy for medial compartmental osteoarthritis of the knee. *Knee* 10:229-236
55. Kobayashi H, Saito T, Koshino T (2002) Immunolocalization of carboxy-terminal type II procollagen peptide in regenerated articular cartilage of osteoarthritic knees after reduction of mechanical stress. *Osteoarthritis Cartilage* 10:870-878
56. Kanamiya T, Naito M, Hara M, Yoshimura I (2002) The influences of biomechanical factors on cartilage regeneration after high tibial osteotomy for knees with medial compartment osteoarthritis: clinical and arthroscopic observations. *Arthroscopy* 18:725-729
57. Billings A, Scott DF, Camargo MP, Hofmann AA (2000) High tibial osteotomy with a calibrated osteotomy guide, rigid internal fixation, and early motion. Long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 82:70-79
58. Naudie D, Bourne RB, Rorabeck CH, Bourne TJ (1999) The Install Award. Survivorship of the high tibial valgus osteotomy. A 10- to -22-year follow-up study. *Clin Orthop* 367:18-27
59. Aydogdu S, Sur H (1997) High tibial osteotomy for varus deformity of more than 20 degrees. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 84:439-446
60. Meding JB, Keating EM, Ritter MA, Faris PM (2000) Total knee arthroplasty after high tibial osteotomy. A comparison study in patients who had bilateral total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 82:1252-1259
61. Bergenudd H, Sahlstrom A, Sanzen L (1997) Total knee arthroplasty after failed proximal tibial valgus osteotomy. *J Arthroplasty* 12:635-638
62. Nizard RS, Cardinne L, Bizot P, Witvoet J (1998) Total knee replacement after failed tibial osteotomy: results of a matched-pair study. *J Arthroplasty* 13:847-853

63. Rozkydal Z, Pink T (2003) Total knee replacement following high tibial osteotomy. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 70:158-163
64. Katz MM, Hungerford DS, Krackow KA, Lennox DW (1987) Results of total knee arthroplasty after failed proximal tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 69:225-233
65. Mont MA, Antonaides S, Krackow KA, Hungerford DS (1994) Total knee arthroplasty after failed high tibial osteotomy. A comparison with a matched group. *Clin Orthop* 299:125-130
66. Windsor RE, Insall JN, Vince KG (1988) Technical considerations of total knee arthroplasty after proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 70:547-555
67. Madan S, Ranjith RK, Fiddian NJ (2002-2003) Total knee replacement following high tibial osteotomy. *Bull Hosp Jt Dis* 61:5-10
68. Deshmukh RV, Scott RD (2002) Unicompartmental knee arthroplasty for younger patients: an alternative view. *Clin Orthop* 404:108-112
69. Fairen MF, Campoy MR, Guillen J, Gimeno C (1999) Natural development and indications for surgical treatment of femoral condyle osteonecrosis. *Acta Orthop Belg* 65[Suppl 1]:116-122
70. Vince KG, Cyran LT (2004) Unicompartmental knee arthroplasty: new indications, more complications? *J Arthroplasty* 19[Suppl 1]:9-16
71. Weale AE, Murray DW, Crawford R et al (1999) Does arthritis progress in the retained compartments after "Oxford" medial unicompartmental arthroplasty? A clinical and radiological study with a minimum ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 81:783-789
72. Sculco TP (2002) Orthopaedic crossfire - can we justify unicondylar arthroplasty as a temporizing procedure? In opposition. *J Arthroplasty* 17[Suppl 1]:56-58
73. Jackson M, Sarangi PP, Newman JH (1994) Revision total knee arthroplasty. Comparison of outcome following primary proximal tibial osteotomy or unicompartmental arthroplasty. *J Arthroplasty* 9:539-542
74. Brodersen MP, Fitzgerald RH, Peterson LFA (1979) Arthrodesis of the knee following failed total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 61:181-185
75. Conway JD, Mont MA, Bezwada HP (2004) Arthrodesis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 86:835-848

---

# Valutazione e preparazione del paziente

F. BIGGI

## Introduzione

Dopo circa 40 anni di esperienze, possiamo affermare che la chirurgia protesica di primo impianto per il ginocchio ha raggiunto un'enorme diffusione nel mondo: i continui progressi nei diversi campi (tecnica chirurgica, design delle componenti protesiche e tecnologia dei biomateriali) hanno condotto a risultati assolutamente soddisfacenti anche a lungo termine, del tutto sovrapponibili a quelli raggiunti dalle artroprotesi d'anca.

Nella chirurgia protesica di ginocchio, come per ogni intervento ortopedico, sono di fondamentale importanza un'attenta valutazione complessiva del paziente ed un'adeguata preparazione pre-operatoria: non si può prescindere, infatti, da un'accurata anamnesi tesa ad evidenziare eventuali patologie concomitanti, che potrebbero necessitare di un'appropriata definizione internistica se non, addirittura, di trattamenti chirurgici profilattici [1-3]. In queste situazioni non è infrequente scoprire patologie medico-internistiche, urogenitali, odonto-stomatologiche e vascolari magari non evidenziate in precedenza, il cui trattamento diviene assolutamente prioritario ad evitare alcune tra le complicanze più temibili di questo tipo di chirurgia, quali trombosi venosa profonda, embolia polmonare ed infezioni. Fondamentale risulta l'identificazione dei cosiddetti fattori di rischio quali obesità, diabete, dismetabolismi ormonali, cardiopatie, insufficienza respiratoria, vasculopatie periferiche, infezioni ricorrenti al tratto genito-urinario, tabagismo, sindromi immuno-depressive. Questo prevede la creazione di protocolli pre-operatori condivisi, grazie ai quali stabilire un percorso diagnostico per poter risolvere profilatticamente eventuali problematiche emerse ed approntare quanto

necessario in ambito anestesiologicalo, sia intra- che post-operatorio. Sarà, in ultima analisi, la valutazione anestesiologicala quella in grado di inquadrare il paziente in una delle diverse categorie ASA, determinando l'appropriatezza e la necessità di ulteriori accertamenti.

Sempre dai protocolli condivisi dipenderà il predisporre pre-depositi ematici, sia in considerazione delle perdite presumibili (valutabili mediamente tra 600 e 1200 cc) che a finalità emodiluitiva. Peraltro, l'attuale tendenza a ridurre l'utilizzo dei drenaggi aspirativi sembra poter diminuire notevolmente le perdite ematiche e la conseguente necessità di trasfusioni. In caso di soggetti anziani, sarà opportuno valutare anche le condizioni psico-sociali che potrebbero influenzare negativamente il decorso post-operatorio e la fase riabilitativa [3, 4].

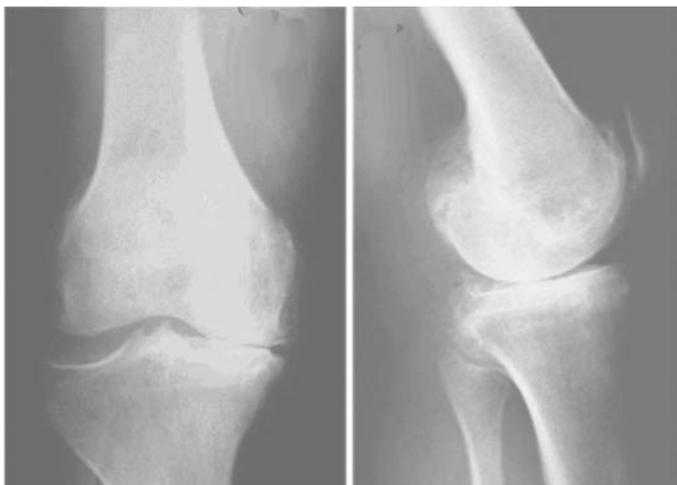
Dopo l'anamnesi si passa all'esame obiettivo generale, ma soprattutto locale, per quanto riguarda l'articolazione e l'intero segmento scheletrico che la comprende: andranno evidenziate, se presenti, cicatrici che potrebbero condizionare l'accesso chirurgico (Fig. 1), la presenza di deformità assiali quali varismo (il più frequente), valgismo e flessione la cui correzione può determinare talora importanti problemi di tecnica chirurgica e, magari, la necessità di monitorare la situazione neuro-vascolare periferica [1]; lesioni cutanee; coxartrosi omolaterale ovvero patologie articolari dell'arto.



**Fig. 1.** Gravi esiti cicatriziali in gonartrosi post-traumatica

È, infine, molto importante, da parte dell'ortopedico, evidenziare altre patologie del sistema muscolo-scheletrico che, ignorate, potrebbero inficiare il risultato stesso dell'intervento: in primo luogo la spondilo-discoartrosi, le artriti di diversa eziologia, le deformità della caviglia e del piede, le malconsolidazioni di precedenti fratture, le miopatie primitive e secondarie, eventuali neuropatie centrali e/o periferiche.

La radiologia convenzionale permette, nella quasi totalità dei casi, una precisa diagnosi pre-operatoria e la pianificazione dell'intervento nei casi in cui sia presente un *bone loss* [3, 5, 6]. L'esame radiografico standard, nelle due proiezioni ortogonali (Fig. 2), consente di valutare nell'insieme il grado di compromissione articolare, la presenza e le dimensioni di eventuali osteofiti (specie quelli posteriori del femore e circonferenziali della tibia), l'altezza della rotula, le dimensioni delle componenti protesiche. È molto importante una valutazione radiografica dei due arti inferiori sotto carico su lastra lunga (teleradiografia che comprenda anca ginocchio e caviglia) per definire l'entità di deviazioni angolari e programmare il tipo di protesi da utilizzare (Figg. 3-6). L'esame radiografico in proiezione assiale delle rotule può essere utile in caso di grave malallineamento, come pure quello in stress varo-valgo a confermare una grave instabilità e, conseguentemente, la necessità di dover ricorrere a protesi maggiormente dotate di stabilità intrinseca. I sistemi protesici più moderni prevedono altresì la possibilità di valutare intra-operatoriamente la stabilità dell'impianto e, quindi, di variarne la configurazione bio-mecanica in funzione di una maggiore stabilità.



**Fig. 2.** Due proiezioni di quadro radiografico standard del ginocchio artrosico con evidenza di restringimento della rima articolare, osteofitosi marginale, sclerosi sub-condrale



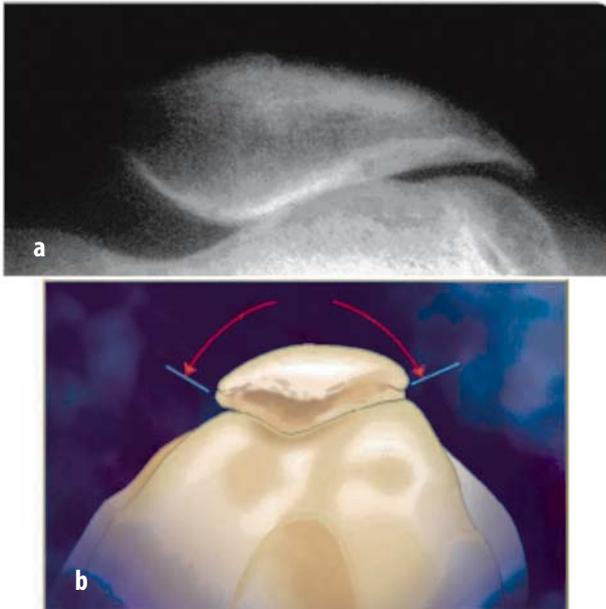
**Fig. 3.** Teleradiografia che evidenzia un ginocchio varo artrosico



**Fig. 4.** Esiti di osteotomia tibiale alta valgizzante



**Fig. 5.** Grave deformità in valgismo in esiti di reimpianto protesico all'anca destra



**Fig. 6.** Proiezioni assiali della rotula che mostrano un disassamento (a) ed una buona centratura (b)

L'accertamento TC del ginocchio da protesizzare si rende necessario solo in particolari casi di gravi alterazioni anatomiche, che possono richiedere un impianto *custom-made*, oppure in esiti di gravi lesioni traumatiche, che comportino una difficile valutazione del *bone loss*.

La RMN non è necessaria né alla diagnosi né alla pianificazione pre-operatoria dell'intervento: è peraltro un accertamento cui i pazienti si sottopongono con sempre maggior frequenza e può comunque aggiungere utili informazioni sullo stato trofico cartilagineo dei compartimenti (vedi indicazioni alla protesi monocompartimentale) e sull'eventuale presenza di lesioni ligamentose associate.

## Bibliografia

1. Insall JN (1993) Surgery of the knee. Churchill-Livingstone, New York
2. Rhor WL Jr (1990) Artroprotesi totale di ginocchio. In: Chapman MW (ed) Trattato di chirurgia ortopedica, Vol. 2. Verduci, Roma, pp 1-16
3. Stulberg SDE (2000) La pianificazione preoperatoria. In: Martucci EA, Sculco TP (eds) L'artroprotesi di ginocchio. Timeo, Bologna, pp 39-44
4. Guyton JL (1998) Arthroplasty of ankle and knee. In: Canale T (ed) Campbell's Operative Orthopaedics, Vol. 1, IX edn. Mosby, St. Louis, pp 235-242
5. Engh GA, Ammeen DJ (1998) Classification and preoperative radiographic evaluation: knee. Orthop Clin North Am 29:205-217
6. Robbins GM, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CPG (2001) Preoperative planning to prevent instability in total knee arthroplasty. Orthop Clin North Am 32:611-626

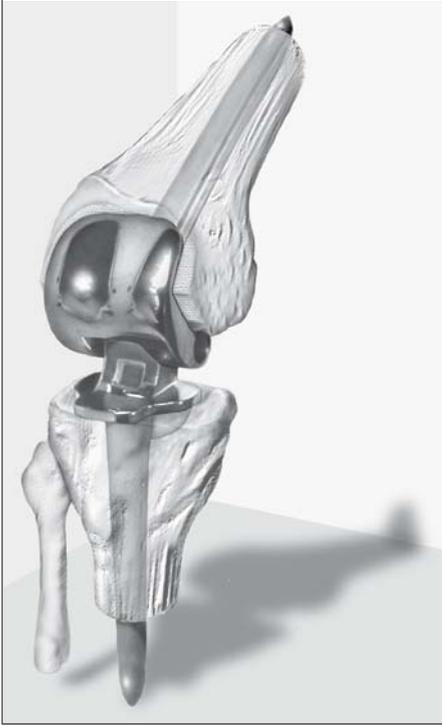
---

## Biomeccanica ed evoluzione del disegno protesico

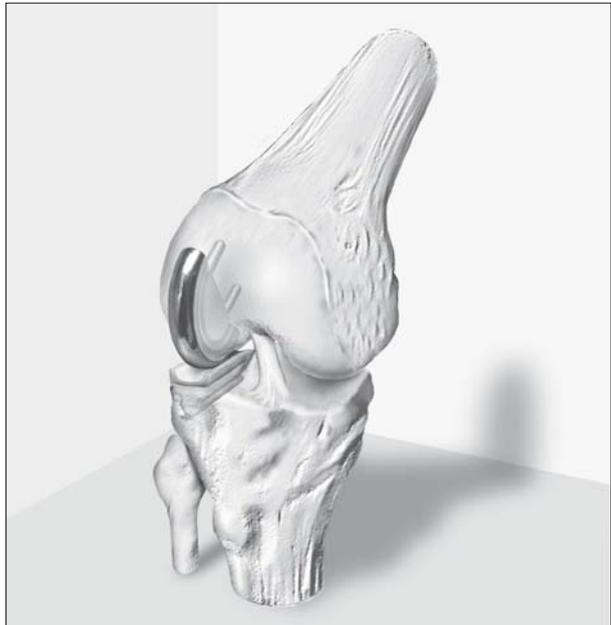
S. GIANNINI, F. CATANI, A. ENSINI

L'artroprotesi totale di ginocchio è utilizzata nel trattamento dell'artropatia degenerativa (artrosi, artrite reumatoide, psoriasi, ecc.) da oltre 40 anni. La sua evoluzione nel disegno e nella tecnica chirurgica è stata segnata dalle idee, dalle esperienze cliniche e chirurgiche di numerosi chirurghi ortopedici e ingegneri. Per comprendere l'evoluzione del disegno protesico occorre definire cosa si intende quando si parla di artroprotesi totale di ginocchio. L'artroprotesi totale di ginocchio consiste di due componenti di rivestimento dell'epifisi femorale e dell'epifisi tibiale; si tratta dunque di una protesi di rivestimento costituita da una componente unica che riveste i condili femorali, mediale e laterale, e da una componente unica che riveste il condilo mediale e laterale dell'epifisi prossimale della tibia. L'articolazione femoro-rotulea è divenuta parte integrante del sistema protesico in un secondo tempo. L'incidenza del dolore anteriore del ginocchio ha fatto sì che lo studio della protesizzazione rotulea e della cinematica della femoro-rotulea divenissero temi di primissimo piano. La fissazione intramidollare invece non è un elemento primario nel sistema protesico.

L'artroplastica totale di ginocchio è nata nel mondo anglosassone con la definizione di *total condylar resurfaced knee*: protesi di rivestimento condilare. Questo sistema protesico è l'evoluzione delle protesi vincolate a fissazione intramidollare (metallo-metallo) (Fig. 1) e delle protesi monocompartimentali (Policentric) (Fig. 2) che si svilupparono prima del 1970. Dobbiamo rilevare che lo sviluppo delle protesi di rivestimento condilare di ginocchio è stato favorito da importanti scoperte negli anni '60 e '70. L'introduzione del polietilene ad alta densità come materiale d'utilizzo ortopedico è del 1963 e l'utilizzo del cemento come elemento di fissazione è del 1960 (anche se la Food and Drug Administration americana approva il suo utilizzo clinico nel 1971).



**Fig. 1.** Guepar. Protesi a cerniera metallo-metallo



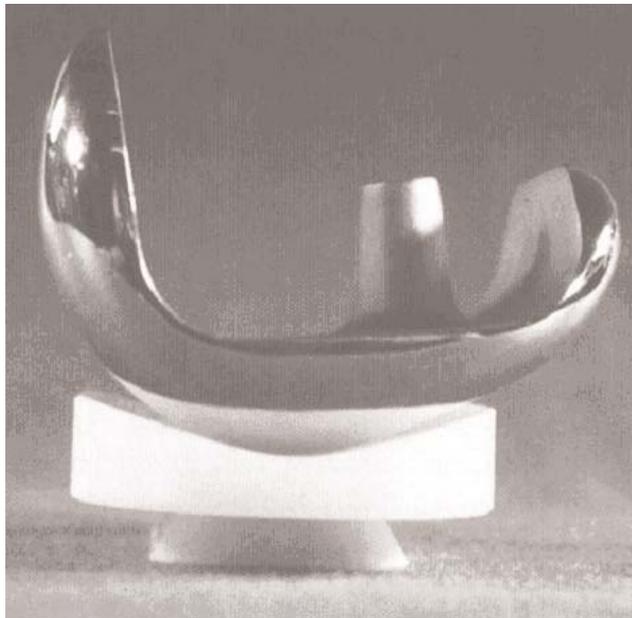
**Fig. 2.** Polycentric. La componente femorale e tibiale veniva inserita all'interno del condilo femorale e tibiale

Lo sviluppo della biomeccanica delle protesi di rivestimento condilare del ginocchio ha trovato nel tempo due filoni ben distinti. Il primo approccio è stato quello funzionale e il secondo quello anatomico. L'approccio funzionale ha cercato di semplificare la biomeccanica articolare (sacrificando la funzione dei legamenti crociati) demandando la funzione articolare al disegno protesico. L'approccio anatomico ha invece sviluppato un disegno protesico che rispettasse la funzione e la cinematica dei legamenti crociati.

Le informazioni che di seguito verranno trattate sono state elaborate anche grazie al Dott. P.R. Robinson (Virginia Mason Medical Center, Seattle), con il quale abbiamo collaborato a diversi simposi su biomeccanica e risultati clinici delle protesi di ginocchio.

### Approccio funzionale

Freeman (chirurgo ortopedico) e Swanson (ingegnere) sono i primi che introducono nella pratica clinica l'utilizzo della protesi di rivestimento condilare di ginocchio (Fig. 3). Tra il 1966 ed il 1968 cominciano ad impiantare protesi cementate. Le sfide che si trovavano ad affrontare erano legate al materiale da utilizzare (polietilene che doveva sopportare notevoli forze compressive) e alla patologia articolare artrosica con grave deformità. I legamenti crociati



**Fig.3.** Freeman-Swanson (Howmedica, Rutherford). La componente tibiale era tutta in polietilene e la superficie articolare era altamente congruente (per gentile concessione del Dott. Robinson)

erano asportati per facilitare la correzione della deformità e per riuscire a coprire l'intera superficie articolare femorale e tibiale (aumentando così la superficie di contatto articolare); la resezione dei legamenti crociati era necessaria inoltre per semplificare la cinematica articolare, cioè ridurre la traslazione posteriore femorale (*roll-back*) e favorire invece una rotazione tibio-femorale pura (*roller-in-through*). Tutto questo con la finalità di aumentare le superfici di contatto articolare e quindi di ridurre le forze compressive. La componente femorale possedeva un raggio di curvatura unico così come quello tibiale (polietilene). Questo concetto di semplificare la cinematica per permettere una maggiore congruità articolare rimarrà tema fondamentale per lo sviluppo di tutte le protesi a resezione dei legamenti crociati e delle protesi stabilizzate; la componente tibiale doveva appoggiare su una superficie piatta d'osso spongioso simile a quello che veniva realizzato comunemente per le artrodesi di ginocchio. La fissazione della componente tibiale era assicurata da un piccolo stelo femorale e da un piccolo fittone tibiale. Come materiale delle componenti fu scelta la lega di cromo-cobalto. Lo strumentario chirurgico era in pratica inesistente.

Con l'asportazione dei legamenti crociati il bilanciamento dei tessuti molli diviene immediatamente un problema importante. Freeman [1, 2] imparò da MacIntosh (Massachusetts General Hospital, Boston) ad utilizzare i blocchi spaziatori per controllare le resezioni ossee e per verificare il tensionamento dei collaterali in estensione ed in flessione. Appartiene a Freeman, infatti, il concetto del bilanciamento dei tessuti molli in estensione e in flessione. Per Freeman lo spazio in flessione doveva essere lasso per facilitare l'inserimento della protesi ed ottenere una buona flessione del ginocchio. Per facilitare la chirurgia viene introdotta la resezione della tibia e del femore ad angolo retto rispetto all'asse diafisario: tale allineamento dei blocchi di taglio era realizzato attraverso una guida intramidollare. L'articolazione femoro-rotulea non era considerata all'inizio una problematica clinica importante. Nei primi anni Freeman eseguiva la patellectomia in tutti i casi.

Walker, Insall e Ranawat per primi, Insall e Burstein dopo, realizzarono compiutamente il disegno protesico di rivestimento condilare con l'approccio funzionale.

Agli inizi degli anni '70, Insall, Walker e Ranawat disegnarono la Total Condylar Knee dopo una buona esperienza con la Duocondylar (Fig. 4) (a conservazione dei crociati) e la Stabiloncondylar che dimostrarono una buona efficacia nella funzionalità articolare. La Total Condylar Knee fu realizzata nel 1973 (Fig. 5). I presupposti biomeccanici che portarono alla sua realizzazione furono una maggior congruità articolare permessa dal sacrificio dei due crociati e un disegno delle superfici articolari della componente femorale che rispettasse il più fedelmente possibile l'anatomia condilare

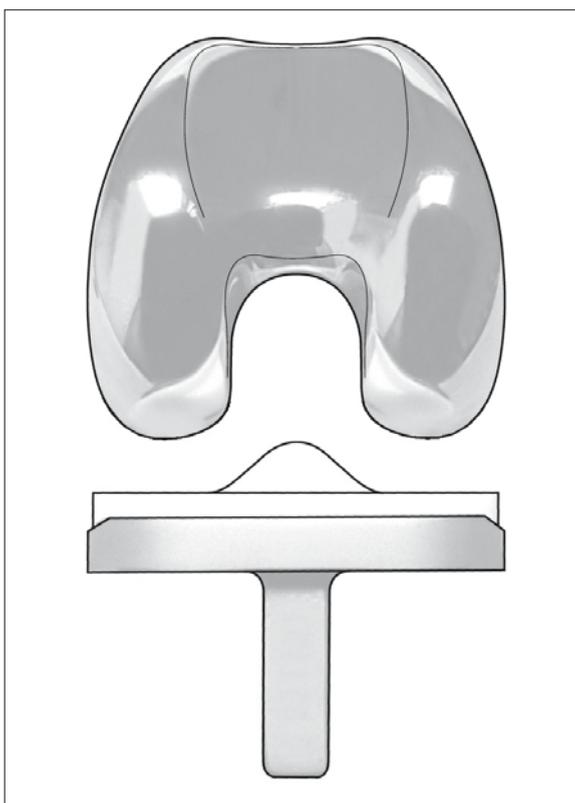


**Fig. 4.** Duocondylar (Howmedica, Rutherford). Evoluzione della Unicondylar con conservazione dei legamenti crociati



**Fig. 5.** Total Condylar (Howmedica, Rutherford). Il piatto era tutto in polietilene. La geometria protesica permetteva il sacrificio dei legamenti crociati

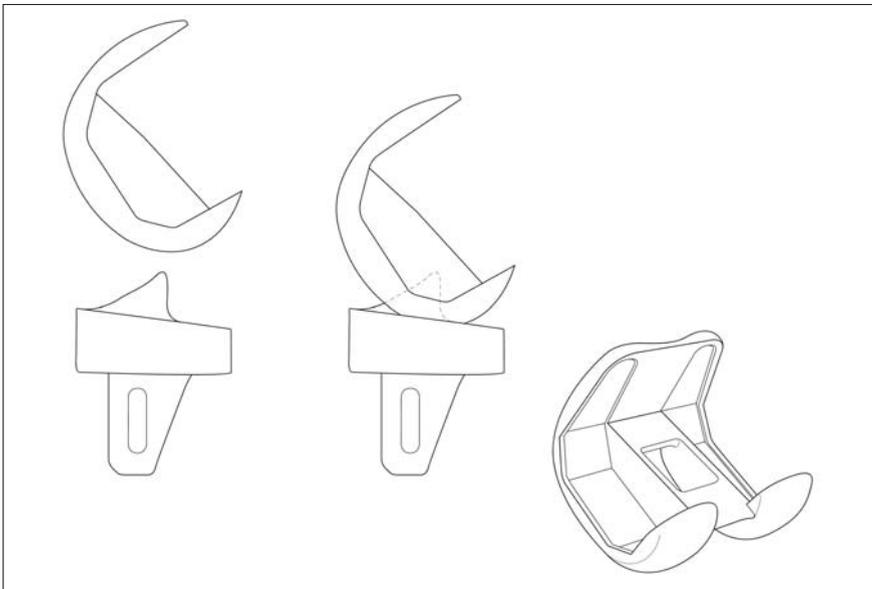
femorale. L'aspetto forse più caratteristico è la congruità articolare femoro-tibiale sul piano frontale che permette una maggiore stabilità del ginocchio protesizzato ed un miglior carico al polietilene (Fig. 6). Questa geometria simmetrica dei condili femorali mediale e laterale con raggio di curvatura molto ridotto (quasi vicino ad una sfera), che s'interfaccia con una curvatura molto simile al polietilene, rimase una caratteristica fondamentale di tutti i disegni protesici di ginocchio fino allo sviluppo della "913" (Advance e Optetrak). Inoltre, la curvatura del polietilene sul piano sagittale fu creata per ridurre la traslazione antero-posteriore femoro-tibiale e garantire dunque una buona stabilità durante la flessione del ginocchio. La curvatura sagittale del polietilene era tale da minimizzare in ogni modo le forze di contatto aumentando in modo opportuno le superfici di carico. Aumentando la congruità articolare era inevitabile aumentare le forze torcenti all'interfaccia protesi-cemento-osso nella componente tibiale. A questo proposito fu scelta una componente tibiale tutta di polietilene e fu disegnato un fittone tibiale con una geometria tale da aumentare la stabilità (Fig. 5). La Total Condylar



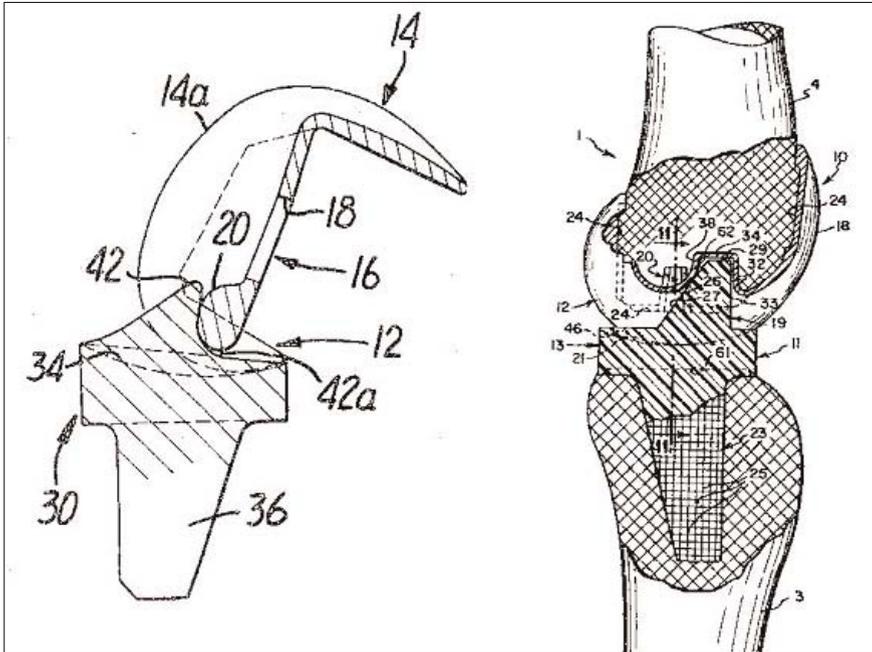
**Fig. 6.** Total Condylar Knee. Aspetto antero-posteriore per evidenziare il raggio di curvatura del condilo mediale e laterale

evidenziò precocemente un'eccessiva traslazione anteriore del femore durante la flessione del ginocchio che si rendeva evidente con una deformazione anteriore del polietilene ed una limitata flessione articolare (di circa  $90^\circ$ ). Queste due alterazioni cinematiche sono la diretta conseguenza della resezione dei legamenti crociati. Ranawat intraprese un'esperienza diversa disegnando in seguito le PFC Modular e PFC Sigma, modificando la geometria articolare per permettere una ridotta traslazione antero-posteriore femoro-tibiale.

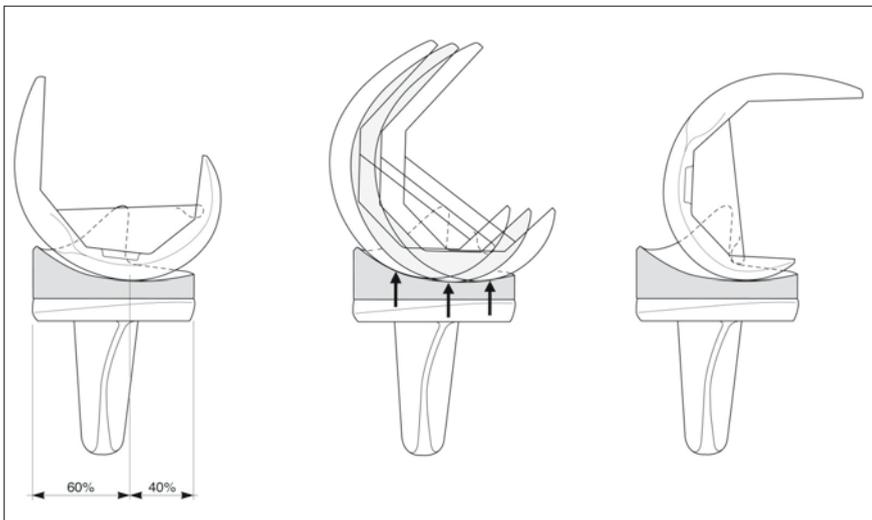
Il disegno protesico della protesi di ginocchio a rivestimento condilare si modificò ulteriormente dopo il 1975 con l'arrivo all'*Hospital for Special Surgery* (HSS) di New York di Burstein, il quale divenne Direttore del Laboratorio di Biomeccanica. Insall e Burstein affrontarono i problemi d'instabilità e di ridotta flessione articolare della Total Condylar e svilupparono la Insall-Burstein Total Condylar Knee. La prima modifica che fu realizzata fu la posteriorizzazione del punto di contatto ottenendo un rapporto antero-posteriore di 60-40% (Fig. 7). In quel frangente venne anche realizzato il meccanismo spina-camma sia all'HSS che da Walker mentre lavorava all'Howmedica. Il meccanismo fu disegnato cercando di ridurre la traslazione anteriore del femore durante la flessione e venne posteriorizzato il punto di contatto tibio-femorale durante la flessione del ginocchio (Fig. 8). Il gruppo dell'HSS sviluppò l'IBI, l'IBII e in seguito la "913" (Fig. 9) (Optetrak



**Fig. 7.** IBI (Zimmer, Warsaw). Vista che permette di evidenziare il punto di contatto più posteriore



**Fig. 8.** Meccanismo spina-camma



**Fig. 9.** Optetrak (913) (Exactech, Gainesville). Il rapporto antero-posteriore del punto di contatto è 60-40. La traslazione è permessa per 8-10 mm a causa della congruità articolare

Posterior Stabilized e Advance Posterior Stabilized). Walker disegnò una nuova serie di protesi di ginocchio con un meccanismo spina-camma differente rispetto a quello dell'HSS: determinava un contatto precoce durante la flessione del ginocchio e manteneva un punto di contatto tibio-femorale costante (Kinetic, Kinetic II, Kinenax e Kinenax Plus System). La prima IBPS fu impiantata da Insall nel 1978 all'HSS. Con questo disegno la flessione del ginocchio poteva raggiungere 115°. Anche questa protesi nasce con il piatto tibiale realizzato tutto di polietilene. La componente tibiale metallica è stata introdotta nel 1980 per realizzare una protesi modulare utile nelle revisioni.

### Approccio anatomico

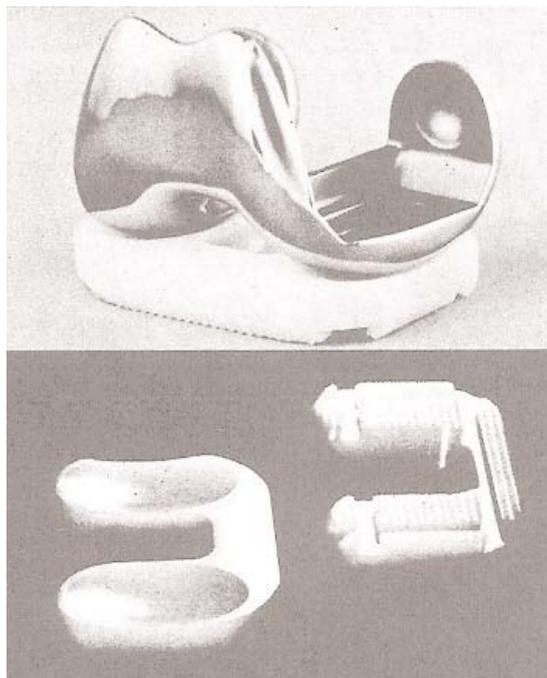
Negli stessi anni durante i quali Freeman impiantava la prima protesi condilare di rivestimento a disegno funzionale, Kodama e Yamamoto [3] lavoravano ad una protesi anatomica condilare di rivestimento con la conservazione di entrambi i legamenti crociati (Fig. 10). Siamo alla fine degli anni '60. La componente femorale era di lega cromo-cobalto-molibdeno e la componente tibiale tutta di polietilene. Quest'ultima era a ferro di cavallo per poter con-



**Fig. 10.** Kodama-Yamamoto (Mizuho Icha, Giappone). Disegno ad alta congruità articolare con conservazione dei legamenti crociati (per gentile concessione del Dott. Robinson)

servare i due legamenti crociati. Le componenti erano fissate senza l'ausilio del cemento. La protesi ha avuto un discreto successo fino ai nostri giorni con il disegno New Yamamoto Mico Fit Knee.

La protesi anatomica cementata fu disegnata da Townley e Seedhom [4, 5] rispettivamente negli Stati Uniti ed in Inghilterra. Le conoscenze anatomiche di Townley influenzarono moltissimo il disegno protesico: raggio di curvatura più ampio della componente femorale sul piano frontale e sul piano sagittale e introduzione nel disegno di una geometria policentrica. Townley disegnò l'Anatomic Knee di cromo-cobalto e polietilene (Fig. 11) e, nel 1973, fu introdotta per la prima volta la protesi di rotula in polietilene. La tecnica chirurgica di Townley era sorprendente. Famosi sono stati i suoi criteri per realizzare una chirurgia protesica efficace: le protesi devono essere il più possibile sottili; la protesi deve essere di rivestimento al femore per permettere una buona funzionalità dell'articolazione femoro-rotulea; occorre garantire una normale roto-traslazione del femore durante la flessione del ginocchio; il disegno della componente femorale sul piano sagittale deve essere policentrico; occorrono più taglie delle componenti femorale e tibiale; occorre impiantare in modo anatomico le componenti protesiche; occorre conservare entrambi i legamenti crociati; occorre l'allineamento anatomico delle componenti protesiche e dell'arto inferiore.



**Fig.11.** Townley (Biomet, Bridge End). Disegno ad alta congruità articolare con conservazione dei legamenti crociati (per gentile concessione del Dott. Robinson)

Seedhom, parallelamente a Townley, sviluppò la Leeds Knee ed evidenziò gli stessi principi di Townley. La protesi Leeds Knee era asimmetrica per una diversa geometria dei condili femorali.

Lo stesso concetto di disegno protesico fu poi sviluppato da Cloutier [6] nella sua protesi.

Buechel e Pappas [7] a metà anni '70 orientano i loro sforzi nel realizzare una protesi di ginocchio condilare di rivestimento cercando di minimizzare le forze di contatto tibio-femorali e, nello stesso tempo, cercando di eliminare vincoli cinematici conservando i legamenti crociati. Influenzati da una presentazione del 1977 di Goodfellow e coll. [8], realizzano una protesi di ginocchio condilare di rivestimento a menischi mobili. Per permettere una maggiore flessione del ginocchio, abbandonano l'idea di una completa congruità articolare (presente nella protesi monocompartimentale Oxford Knee di O'Connor e Goodfellow) che rimane tale solo nella prima parte della flessione articolare (0-30°). I menischi mobili sono indipendenti l'uno dall'altro e scivolano su binari curvi per favorire la rotazione assiale del femore. Fu così realizzato il New Jersey Knee System che si modificò con le superfici porose per una fissazione non cementata nella protesi Low Contact Stress (LCS) e con le piattaforme mobili.

Lo sviluppo del disegno dell'artroplastica totale di ginocchio, come abbiamo visto, è stato determinato dal desiderio del chirurgo e dell'ingegnere di ripristinare la funzione articolare e di conservare l'integrità dei materiali impiegati. Negli ultimi anni l'innovazione tecnologica ha portato a sviluppare metodiche con le quali verificare i presupposti biomeccanici del disegno protesico durante la normale funzione articolare. La tecnica più utilizzata è la fluoroscopia che permette appunto di quantificare la cinematica protesica. Qui di seguito riassumiamo la nostra esperienza nell'applicazione di tale tecnica all'interno del Laboratorio di Analisi del Movimento.

## **Cinematica di protesi a inserto fisso e mobile durante compiti motori comuni**

Esiste ancora un dibattito se considerare le protesi di ginocchio ad inserto mobile una valida alternativa alle protesi ad inserto fisso [9-11]. I buoni risultati a breve termine [12-14] hanno incoraggiato lo sviluppo di molti disegni di protesi di ginocchio ad inserto mobile. L'obiettivo principale è quello di ottenere un minor vincolo cinematico mantenendo un'elevata congruità a livello delle superfici articolari della protesi. La trasmissione delle forze di taglio all'interfaccia osso-protesi dovrebbe così essere minimizzata. La presenza di due superfici di movimento (tibio-inserto e tibio-femorale) può produrre un aumento del volume dei detriti di polietilene [14-15]. I disegni dif-

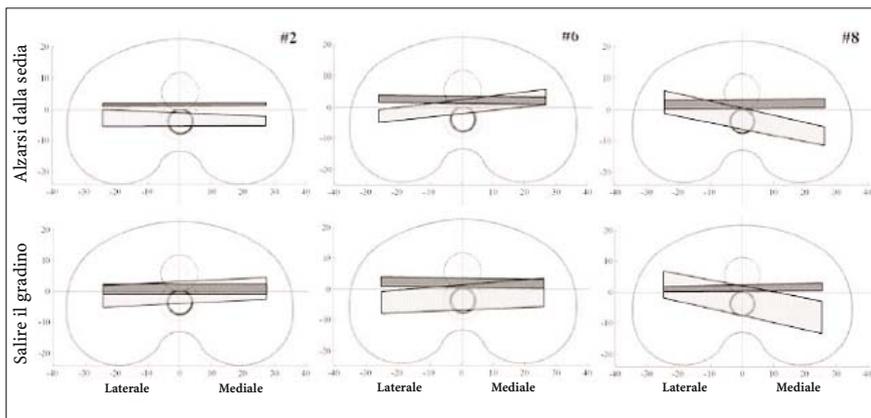
feriscono in termini di grado di conformità tra la componente femorale e l'inserito e il grado di resistenza dell'inserito (all'interfaccia) con il piatto tibiale. La necessità di utilizzare una protesi totale di ginocchio con inserto mobile è sorta dall'esigenza di risolvere la difficoltà nella posizione della componente tibiale. L'inserito mobile si allinea dinamicamente alla porzione del femore. Questo autoallineamento si realizza durante tutta l'escursione articolare se esiste un'alta congruità femoro-tibiale (inserto). Tuttavia, il grado di conformità cambia con la flessione e varia significativamente rispetto ai vari disegni protesici [10, 16, 17]. Il grado con cui queste aspettative legate al disegno protesico possano riprodurre realmente le proprietà della cinematica della protesi di ginocchio dovrebbe essere valutato solo guardando i risultati sperimentali derivanti da studi *in vivo* condotti con metodi abbastanza accurati da poter verificare tali caratteristiche. Numerose tecniche automatiche basate sulle immagini fluoroscopiche [18-20] sono state recentemente utilizzate per determinare il movimento tridimensionale delle componenti delle protesi di ginocchio *in vivo*.

Molti lavori hanno riportato la cinematica tibio-femorale [21-32] e, apparentemente, solo uno sul movimento dell'inserito mobile durante un esercizio di flessione del ginocchio. In questi studi è stata riportata una cinematica nelle protesi di ginocchio simile a quella di un ginocchio con lesione del legamento crociato anteriore, ovvero con una cinematica paradossa [21-27, 30]. Lo scopo di questo studio è stato quello di determinare la cinematica tibio-femorale e dell'inserito in protesi ad inserto mobile ben funzionanti durante attività dinamiche in carico della vita quotidiana. Lo scopo è stato quello di valutare se la cinematica tibio-femorale fosse più simile a quella di un ginocchio con lesione del legamento crociato anteriore rispetto ad un ginocchio normale. Due sono le ipotesi: la protesi ad inserto mobile porta ogni singolo impianto a trovare una rotazione specifica per ogni paziente durante la locomozione; l'inserito mobile è trascinato dalla componente femorale principalmente nelle posizioni prossime alla completa estensione per la maggior conformità tra la componente femorale e l'inserito stesso.

Allo scopo di determinare la cinematica tibio-femorale e dell'inserito nelle protesi di ginocchio ad inserto mobile ben funzionanti, grazie alla fluoroscopia è stata effettuata un'interessante analisi studiando le comuni attività quotidiane. Per queste attività, nello studio è rappresentato per la prima volta il movimento dell'inserito mobile. Una misura diretta di quest'ultimo è stata eseguita attraverso l'utilizzo di reperi di tantalio, e non ricavata dalla posizione delle altre componenti protesiche [27]. È stato osservato un movimento relativamente piccolo dell'inserito rispetto al piatto tibiale. Il vantaggio dell'autoallineamento previsto per le protesi ad inserto mobile sembra qui essere confermato dai gradi d'escursione articolare caratteristici riscontrati nei pazienti analizzati.

È stato anche dimostrato che queste protesi di ginocchio che non sono pienamente conformi in flessione determinano poca resistenza ai movimenti in antero-posteriore sviluppando una cinematica molto simile a quella di un ginocchio con insufficienza del legamento crociato anteriore [24]. L'esiguo movimento misurato dell'inserto è probabilmente dovuto alle superfici articolari non conformi in flessione. Questa caratteristica determina una significativa traslazione femorale rispetto all'inserto mobile.

Anche la seconda ipotesi di questo studio sembra non essere confermata, poiché la rotazione interna-esterna dell'inserto non varia in accordo alla conformazione delle superfici articolari (Fig. 12). In uno studio precedente, in cui il movimento dell'inserto mobile di una protesi di ginocchio con ritenzione del crociato è stato valutato durante lo *squatt*, 5 pazienti su 10 hanno evidenziato un movimento dell'inserto, mentre per gli altri non c'è stato [27]. La caratteristica dell'autoallineamento in estensione evidenziata dal grado di rotazione esibito da ogni singolo paziente è ritenuta importante dai chirurghi poiché permette una certa flessibilità nel posizionare la componente tibiale in accordo con i soli criteri di fissazione, senza compromettere il contatto tibio-femorale o cambiare la meccanica articolare. Le differenze tra la postura statica in carico e l'attività dinamica possono essere spiegate dal fatto che nel secondo caso la completa estensione è raggiunta durante il movimento attivo grazie all'attività muscolare. L'autoallineamento non dovrebbe essere considerato solamente collegato alla posizione delle componenti, ma anche alla funzione muscolare durante un'attività motoria specifica. Questa osservazione può essere paragonata ai risultati di un altro studio in cui è stata analizza-



**Fig. 12.** Traslazione antero-posteriore del contatto tibia-inserto mobile (*area grigio scuro*) e del contatto tibio-femorale (*area grigio chiaro*) durante l'alzarsi dalla sedia (*in alto*) e il salire il gradino (*in basso*)

ta una protesi ad inserto mobile con  $\pm 20^\circ$  di rotazione e 4,5 mm di traslazione antero-posteriore. Ogni protesi ha dimostrato la propria posizione neutrale ed il proprio asse di rotazione interna ed esterna [32].

È stata recentemente discussa la misura in cui l'escursione del movimento dell'inserto di questa protesi possa essere influenzata da un malallineamento rotazionale della componente tibiale [33]. Tuttavia, i risultati di questo studio *in vitro* sono difficili da paragonare con quelli del presente studio poiché rappresentano dei movimenti in scarico e sono state analizzate solamente le forze generate dal quadricipite. La cinematica tibio-femorale, nonostante fosse guidata dal meccanismo dell'inserto mobile (con rotazione obbligata laterale), è stata simile a quella di altre protesi di ginocchio a conservazione del legamento crociato posteriore, mostrando una rotazione esterna del femore durante la flessione. Per le protesi ad inserto fisso con ritenzione del legamento crociato posteriore è stato osservato, durante la salita e discesa dello scalino, un intervallo di rotazione interna ed esterna di circa  $3^\circ$ . Una traslazione antero-posteriore simile è stata osservata nelle protesi ad inserto mobile sia con ritenzione che con sacrificio del legamento crociato posteriore: una roto-traslazione posteriore tra  $0^\circ$  e  $40^\circ$  e una traslazione anteriore tra  $60^\circ$  e  $90^\circ$  di flessione [28]. In un'altra protesi ad inserto fisso con ritenzione del legamento crociato posteriore è stata osservata una cinematica paragonabile a quella di un ginocchio con insufficienza del legamento crociato anteriore: una traslazione anteriore durante la flessione tra  $0^\circ$  e  $90^\circ$  [29]. Il movimento relativo delle componenti metalliche sul piano coronale è stato misurato all'interno di un intervallo di  $3^\circ$ . Questa rotazione non necessariamente indica la separazione tra i condili femorali e il polietilene. Infatti, le rotazioni sul piano coronale possono anche avvenire nel ginocchio protesizzato che ruota assialmente mantenendo in ogni modo il contatto con i condili femorali che seguono differentemente i profili dell'inserto.

I risultati di questo studio *in vivo* suggeriscono che le protesi ad inserto mobile parzialmente conformi e parzialmente vincolate raggiungono l'autoallineamento solamente in estensione. È stato anche dimostrato che questi impianti protesici, non congruenti in flessione, hanno pochi vincoli alla traslazione antero-posteriore, determinando una cinematica molto simile a quella del ginocchio con insufficienza del legamento crociato anteriore.

## Bibliografia

1. Freeman MAR, Swanson SAV (1973) Total replacement of the knee: design consideration and early clinical results. *Acta Orthop Belg* 39:181
2. Freeman MAR, Swanson SAV (1973) Total replacement of the knee using Freeman-Swanson knee prosthesis. *Clin Orthop* (94):153

3. Yamamoto S (1979) Total knee replacement with Kodama-Yamamoto knee prosthesis. *Clin Orthop* (145):60-67
4. Townley CO (1985) The anatomic total knee resurfacing arthroplasty. *Clin Orthop* (182):82-96
5. Seedhom BB (1972) Designing a total knee prosthesis. *Eng Med* 1:28
6. Cloutier JM Results of total knee arthroplasty with a non-constrained prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 65:906-919
7. Buechel FF, Pappas MJ (1982) New Jersey meniscal bearing knee replacement. US patent 4,309,778 Jan 12
8. Goodfellow JW, O'Connor JJ, Shine NG (1978) Prosthetic joint device. US patent 4,085,466 April 25
9. Bercovy M (2001) Mobile-bearing versus fixed-bearing knees. *J Bone Joint Surg Am* 83:1113-1114
10. Callaghan JJ, Insall JN, Greenwald AS et al (2001) Mobile-bearing knee replacement: concepts and results. *Instr Course Lect* 50:431-449
11. Walker PS, Sathasivam S (1999) The design of guide surfaces for fixed-bearing and mobile bearing knee replacements. *J Biomech* 32:27-341
12. Callaghan JJ, Squire MW, Goetz DD et al (2000) Cemented rotating-platform total knee replacement. A nine to twelve-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 82:705-711
13. Jordan LR, Olivo JL, Voorhorst PE (1997) Survivorship analysis of cementless meniscal bearing total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (338):119-123
14. Murray DW, Goodfellow JW, O'Connor JJ (1998) The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: a ten-year survival study. *J Bone Joint Surg Br* 80:983-989
15. Psychoyios V, Crawford RW, O'Connor JJ, Murray DW (1998) Wear of congruent meniscal bearings in unicompartmental knee arthroplasty: a retrieval study of 16 specimens. *J Bone Joint Surg Br* 80:976-982
16. Heim CS, Postak PD, Plaxton NA, Greenwald AS (2001) Classification of mobile-bearing knee designs: mobility and constraint. *J Bone Joint Surg Am* 83[Suppl 2]:32-37
17. Ramsey DK, Wretenberg PF (1999) Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clin Biomech* 14:595-611
18. Banks SA, Hodge WA (1996) Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. *IEEE Trans Biomed Eng* 43:638-649
19. Dennis DA, Komistek RD, Hoff WA, Gabriel SM (1996) In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique. *Clin Orthop* (331):107-117
20. Ryd L, Boegard T, Egund N et al (1983) Migration of the tibial component in successful unicompartmental knee arthroplasty. A clinical, radiographic and roentgen stereophotogrammetric study. *Acta Orthop Scand* 54:408-416
21. Banks SA, Markovich GD, Hodge WA (1997) In vivo kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 12:297-304
22. Banks SA, Markovich GD, Hodge WA (1997) The mechanics of knee replacements during gait. In vivo fluoroscopic analysis of two designs. *Am J Knee Surg* 10:261-267
23. Dennis DA, Komistek RD, Colwell CE et al (1998) In vivo anteroposterior femorotibial translation of total knee arthroplasty: a multicenter analysis. *Clin Orthop* (356):47-57
24. Dennis DA, Komistek RD, Walker SA et al (2001) Femoral condylar lift-off in vivo in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 83:33-39

25. Hoff WA, Komistek RD, Dennis DA et al (1998) Three-dimensional determination of femoral-tibial contact positions under in vivo conditions using fluoroscopy. *Clin Biomech* 13:455-472
26. Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, Crane HS (1999) In vivo determination of condylar lift-off and screw-home in a mobile-bearing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14:293-299
27. Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, Keblish PA (1997) In vivo kinematic analysis of a mobile bearing total knee prosthesis. *Clin Orthop* (345):60-66
28. Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, Keblish PA (2000) In vivo kinematic comparison of posterior cruciate ligament retention or sacrifice with a mobile bearing total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg* 13:13-18
29. Stiehl JB, Komistek RD, Cloutier JM, Dennis DA (2000) The cruciate ligaments in total knee arthroplasty: a kinematic analysis of 2 total knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 15:545-550
30. Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA (1999) Detrimental kinematics of a flat on flat total condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop* (365):139-148
31. Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA et al (1995) Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 77:884-889
32. Walker PS, Komistek RD, Barrett DS et al (2002) Motion of a mobile bearing knee allowing translation and rotation. *J Arthroplasty* 17:11-19
33. Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Wenger KH, Wirth CJ (2002) Relative motion of a mobile bearing inlay after total knee arthroplasty - Dynamic in vitro study. *Clin Biomech* 17:49-55

---

# I materiali

P. DALLA PRIA

## I materiali delle artroprotesi

È noto che l'evoluzione dei materiali utilizzati nelle artroprotesi si deve principalmente alle protesi d'anca. Per queste sono stati utilizzati vetro, resine acriliche, diversi materiali metallici e ceramici, polimeri e materiali compositi. Le prime protesi d'anca vennero realizzate in vetro durante gli anni '20 a Boston con scarso successo per via della fragilità del materiale. Nel 1936 venne creata l'ancora attualissima stellite, per molti anni nota con il nome commerciale di Vitallium (Howmet, Dover), e quasi contemporaneamente i fratelli Judet iniziarono l'impiego delle resine acriliche (1938) [1], presto abbandonate per via della scarsa resistenza meccanica. Verso la fine degli anni '50 con la stellite vennero prodotte le prime protesi totali metallo-metallo (Mc Kee-Farrar, Howmedica, Rutherford) e quasi contemporaneamente (1961) Charnley introdusse il polietilene ad elevato peso molecolare (UHMWPE), dopo un fallimentare tentativo con il teflon [2].

Per quanto riguarda il ginocchio, il primo dispositivo protesico apparve nel 1957 [3]: si trattava di un cuneo metallico interposto tra le cartilagini del femore e della tibia, onde evitare il reciproco sfregamento. La prima protesi totale di ginocchio venne realizzata nel 1968 dall'ortopedico canadese Gunston [4], cementata e caratterizzata dall'avere una componente femorale metallica ed un piatto tibiale in polietilene. Le protesi di ginocchio moderne sono quindi molto più recenti di quelle d'anca, ragione per cui sono sempre stati utilizzati i materiali precedentemente sperimentati con successo nell'articolazione dell'anca.

## La componente femorale

Il materiale normalmente utilizzato nella produzione delle componenti femorali è un particolare tipo di stellite, termine generico che identifica le leghe metalliche non ferrose a base di cobalto. Questo elemento rende le leghe molto lucenti tanto che un tempo era comune confondere nelle miniere l'argento con il cobalto. Cobalto deriva dal tedesco Kobold, che significa gnomo, in quanto si credeva che fossero gli gnomi a sostituire per beffa il prezioso argento con altro materiale.

Le componenti femorali vengono ottenute normalmente per microfusione a cera persa e la lega utilizzata è composta da cobalto (66%), cromo (28%) e molibdeno (6%). Tale lega è altamente biocompatibile, resistente alla corrosione, dotata di ottime caratteristiche tribologiche e permette di ottenere il prodotto nella forma quasi definitiva (Tabelle 1, 2). A differenza delle protesi d'anca, per le componenti femorali delle protesi di ginocchio non vengono utilizzati gli acciai inossidabili, pur essendo meno costosi. La principale ragione non è da imputarsi tanto al diverso comportamento tribologico nei confronti del polietilene, comunque accettabile, quanto al metodo di produzione. Data la forma complessa di una componente femorale, la realizzazione

**Tabella 1.** Composizione della stellite secondo norma ISO 5832-4:1996

Elemento	%
Cromo	26,5 – 30,0
Molibdeno	4,5 – 7,0
Nichel	1,0 max
Ferro	1,0 max
Carbonio	0,35 max
Manganese	1,0 max
Silicio	1,0 max
Cobalto	resto

**Tabella 2.** Caratteristiche meccaniche della stellite

Densità	8,21 g/cm <sup>3</sup>
Durezza Vickers	326
Carico di rottura a trazione	724 MPa
Limite di snervamento	517 MPa
Modulo di elasticità	248 GPa
Allungamento a rottura	9%

mediante microfusione è molto più conveniente rispetto alla lavorazione per asportazione di truciolo e gli acciai microfusi presentano caratteristiche meccaniche sensibilmente inferiori rispetto alle stelliti, con conseguenti rischi di frattura a fatica.

In passato sono state prodotte componenti femorali in lega di titanio, materiale eccellente per lavorabilità, biocompatibilità, biotollerabilità ed interazione biologica con l'osso, ma non adatto per le superfici articolari. Il titanio, infatti, produce spontaneamente in superficie un sottile strato di ossido molto fragile che sotto carico può spezzarsi formando una superficie scabra che aumenta l'usura del polietilene. Per prevenire questo problema sono stati usati diversi espedienti, quali la nitrurazione ionica (bombardamento della superficie con ioni pesanti, normalmente palladio) o il rivestimento con nitruro di titanio per deposizione fisica ad alte temperature (tecnica PVD). Lo scopo di questi trattamenti era quello di creare una barriera superficiale che impedisse la formazione dell'ossido ed allo stesso tempo aumentasse la durezza superficiale del titanio, ma i risultati clinici non sono stati all'altezza delle aspettative.

## L'inserto articolare

Gli inserti articolari vengono, al momento, realizzati esclusivamente in polietilene.

Il polietilene è un materiale plastico poliolefinico, composto da lunghe catene di atomi di carbonio ed idrogeno (Fig. 1) e disponibile sul mercato in varie gradazioni di massa molecolare: bassa, media, alta ed altissima.

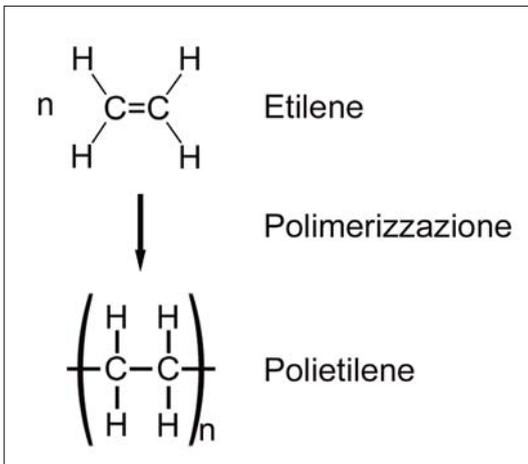


Fig. 1. Struttura chimica del polietilene

Per le protesi articolari viene usata esclusivamente quest'ultima varietà, designata convenzionalmente UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*). L'altissima massa molecolare, dovuta alle lunghissime catene lineari di atomi di carbonio (circa 270 000), produce una zona cristallina (la parte di catene orientate uniformemente) ed una amorfa (attorcigliamenti delle catene). Grazie alla zona amorfa si hanno ottime proprietà meccaniche, quali elasticità, resistenza all'urto, a rottura, a snervamento ed a fatica, nonché resistenza all'abrasione. Altre caratteristiche notevoli del polietilene sono la resistenza all'attacco chimico da parte di sostanze aggressive e l'alta biocompatibilità con i tessuti del corpo umano. Per quanto riguarda l'usura, l'UHMWPE dà buoni risultati purché a contatto con superfici perfettamente finite e di elevata durezza (Tabella 3).

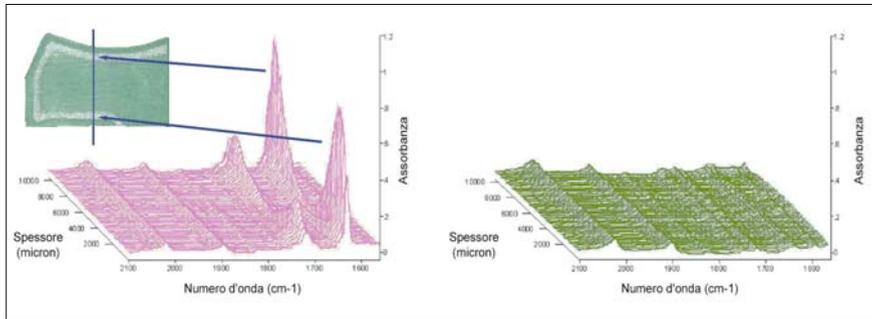
**Tabella 3.** Caratteristiche del polietilene (UHMWPE)

Densità	0,927-0,944 g/cm <sup>3</sup>
Carico di rottura a trazione	30 MPa
Limite di snervamento	20 MPa
Modulo di elasticità	0,725-0,775 GPa
Allungamento a rottura	300%

Il polietilene offre un ottimo compromesso tra proprietà meccaniche, tribologiche e biocompatibilità, a condizione che non subisca delle modifiche a livello chimico-fisico durante la lavorazione e/o la sterilizzazione. Ad esempio, per migliorare l'omogeneità di fusione delle polveri di polietilene, che avvengono a 180-200 °C, si può additivare dello stearato di calcio, ma sembra che questa aggiunta sia un fattore non trascurabile nel processo di usura del futuro manufatto e non viene quindi più utilizzata.

È ormai cosa nota che la principale causa dell'usura e della degradazione del polietilene risieda nell'ossidazione (Fig. 2). Questa avviene quando viene fornita una quantità di energia superiore alle energie dei legami che formano le catene polimeriche e il materiale si trova esposto all'aria o c'è dell'ossigeno già diffuso al suo interno. Si formano quindi radicali e macroradicali (le estremità libere delle catene spezzate) che reagiscono velocemente con l'ossigeno, creando prodotti di ossidazione (perossidi, idroperossidi) che riducono drasticamente le caratteristiche meccaniche del materiale. L'energia che produce la rottura delle catene può provenire da fonti diverse, come alte temperature, raggi gamma, elettroni accelerati, elevate pressioni di contatto, abrasione e altri meccanismi di asporto di materiale superficiale.

Il polietilene utilizzato nelle applicazioni industriali contiene sempre degli antiossidanti, mentre questi sono vietati dalle normative americane



**Fig. 2.** L'ossidazione del polietilene. Lo spettro IR *a sinistra* evidenzia l'elevata quantità di idroperossidi presenti in un inserto tibiale sterilizzato a raggi gamma. Si noti nella sezione la linea bianca che contorna il pezzo a poca distanza dalla superficie. È l'effetto corona dovuto alla degradazione ossidativa provocata dalle radiazioni gamma. Lo spettro IR *a destra* si riferisce ad un inserto tibiale sterilizzato ad ossido di etilene. Si noti l'assenza di idroperossidi sia in superficie che in profondità [5]

(ASTM F648-02) per il polietilene destinato ad impieghi medicali. Questo fatto è abbastanza inspiegabile, considerando che un ottimo antiossidante del polietilene è la vitamina E.

In questo senso risulta fondamentale porre attenzione ai metodi di sterilizzazione mediante radiazione (raggi gamma e raggi beta) [6, 7]. Durante questi processi, infatti, il materiale viene irradiato con energie di diversi ordini di grandezza superiori rispetto alle energie di legame, per cui le catene si spezzano ed i radicali liberi possono reagire con l'ossigeno presente nel polietilene.

Alcuni produttori sterilizzano il polietilene a raggi in ambiente privo di ossigeno (sotto vuoto o in gas inerte), ma questo non è sufficiente se l'ossigeno è già presente nel polietilene. Durante il processo di trasformazione delle polveri per la produzione di barre o lastre l'ossigeno viene bruciato, ma se il manufatto rimane all'aria per qualche settimana l'ossigeno penetra al suo interno.

Un metodo sicuro per sterilizzare il polietilene è quello mediante ossido di etilene (EtO), il quale non altera minimamente le caratteristiche chimiche e meccaniche. L'analisi condotta su inserti tibiali in polietilene espantati dopo molti anni ha evidenziato una minima ossidazione dovuta agli stress meccanici, ma ampiamente inferiore a quella riscontrata su componenti sterilizzati con raggi gamma ed espantati dopo pochi anni di utilizzo (Fig. 3).

Allo scopo di ridurre l'usura, da qualche anno è stata introdotta ed ormai validata la reticolazione (*cross-linking*) sul polietilene nella produzione degli inserti acetabolari delle protesi d'anca. Nelle protesi di ginocchio, invece, la reticolazione non è ancora stata introdotta, se non a livello sperimentale, poiché sussistono delle problematiche meccaniche legate alla diversa geometria dei componenti.



**Fig. 3.** Espianto di inserto sterilizzato a raggi gamma. Si notino i gravi danni di delaminazione causati dall'ossidazione

La reticolazione è un processo che consiste nell'irradiazione ad elevata energia (circa 100 kGy) del materiale, causando la rottura delle catene polimeriche in fase amorfa. Successivamente, il materiale irradiato viene sottoposto ad un lungo trattamento termico, rigorosamente in assenza di ossigeno, durante il quale le catene spezzate si ricombinano senza formare ossidi. L'effetto finale è quello di ottenere un materiale più resistente all'abrasione, ma allo stesso tempo si produce un'alterazione fisica della struttura delle catene (quale l'irrigidimento della fase amorfa) che causa una riduzione della tenacità e quindi delle caratteristiche meccaniche. In pratica, la reticolazione riduce le capacità del polietilene di sopportare gli stress meccanici che, nelle protesi articolari, si producono attraverso le pressioni di contatto. Se consideriamo un accoppiamento sferico testa-acetabolo, l'elevata congruenza articolare produce ridotte pressioni di contatto e quindi basse tensioni meccaniche nel polietilene. Viceversa, nelle protesi di ginocchio la congruenza tra la componente femorale e l'inserto tibiale è necessariamente molto minore per via della diversa cinematica articolare e quindi molto più elevate sono le pressioni di contatto e le tensioni meccaniche, soprattutto di taglio, all'interno del polietilene. Il rischio è quello che l'inserto tibiale possa rompersi a fatica.

Al momento sono in corso diversi studi atti a determinare il corretto equilibrio tra il miglioramento tribologico e la riduzione della resistenza meccanica.

## Il piatto tibiale

I piatti tibiali metallici vengono prodotti sia in titanio legato (Ti6Al4V) che in stellite ed in alcuni modelli anche in solo polietilene.

La lega di titanio e la stellite sono praticamente equivalenti, con o senza il cemento. La stellite può essere utilizzata senza cemento, previo rivestimento con materiali adatti all'osteointegrazione (titanio poroso, idrossiapatite) ed il titanio può essere cementato.

Da diversi anni è noto che gli steli in titanio per le protesi d'anca cementate possono causare problemi di abrasione del cemento acrilico per via del distacco dell'ossido superficiale e per questa ragione l'impiego dei piatti tibiali in titanio è stato messo in discussione, se cementati. Tuttavia, non sono noti in letteratura problemi a tale riguardo e questo si spiega per il fatto che i piatti tibiali non sono soggetti a microfregamenti contro il cemento, a differenza degli steli femorali. Il titanio offre i vantaggi di essere il più biocompatibile tra i materiali metallici e di avere le migliori caratteristiche in termini di resistenza a fatica, sebbene i casi di frattura della componente tibiale siano rari [8, 9]. Considerando però che il titanio non è un materiale ottimale in termini tribologici, è evidente che per le protesi tibiali a menischi mobili viene impiegata esclusivamente la stellite.

L'uso del titanio avrebbe, a differenza della stellite, il grande vantaggio di essere molto più tollerabile, dal momento che frequenti sono i casi di allergia agli ioni cobalto e cromo, ma questo vantaggio non può avere rilevanza finché le componenti femorali saranno prodotte in stellite. L'impiego di materiali alternativi alla stellite per le componenti femorali è tema di numerosi studi e ricerche, il cui comune scopo è quello di realizzare manufatti in materiale ceramico (Tabelle 4, 5).

**Tabella 4.** Composizione della lega di titanio Ti6Al4V secondo norma ISO 5832-3:1996

Elemento	%
Alluminio	5,5-6,75
Vanadio	3,5-4,5
Ferro	0,3 max
Ossigeno	0,2 max
Carbonio	0,08 max
Azoto	0,05 max
Idrogeno	0,015 max
Titanio	resto

**Tabella 5.** Caratteristiche meccaniche della lega di titanio Ti6Al4V

Densità	4,4 g/cm <sup>3</sup>
Durezza Vickers	349
Carico di rottura a trazione	950 MPa
Limite di snervamento	880 MPa
Modulo di elasticità	114 GPa
Allungamento a rottura	14%

## La ceramica nelle protesi di ginocchio

Pur essendo stata dimostrata la longevità delle protesi di ginocchio con componenti femorali in stellite (98% a 15 anni) [10], è ritenuta importante l'introduzione di materiali alternativi in grado di ridurre l'usura del polietilene, anche in virtù del fatto che le protesi si utilizzano anche in pazienti relativamente giovani e che la vita media aumenta sempre di più. Ci si può aspettare una durata maggiore delle protesi con componenti femorali in ceramica (sebbene questo non sia dimostrato con follow-up fino a 15 anni), ma certamente protesi di ginocchio ceramiche sono di grande utilità per i sempre più numerosi pazienti allergici agli ioni metallo sempre presenti nelle stelliti.

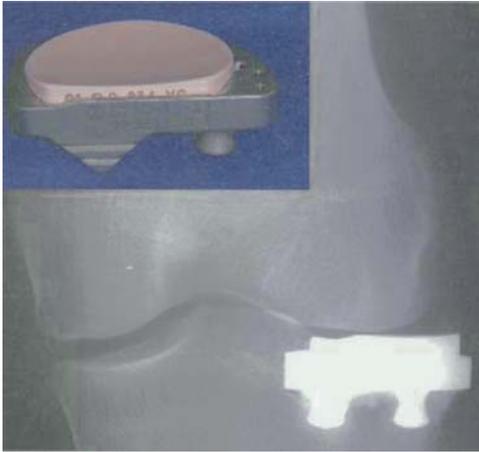
Sono allo studio componenti femorali in materiali ceramici, quali la zirconia, il *Biolox Delta*<sup>®</sup> (una ceramica a matrice composita allumina-zirconia prodotta dalla CeramTec, Stoccarda, o leghe ceramizzate mediante ossidazione superficiale (Oxinium, Smith & Nephew, Memphis).

La ceramica nelle protesi articolari venne introdotta in Francia nel 1970 da Boutin per la produzione di teste femorali e coppe acetabolari. Si trattava della nota allumina ( $Al_2O_3$ ), ovvero ossido di alluminio, materiale eccellente in termini di biocompatibilità, inalterabilità chimica, tollerabilità e resistenza meccanica. Pur essendo stato inizialmente utilizzato quale materiale per accoppiamento alternativo all'uso del polietilene (ceramica-ceramica), presto divenne quasi uno standard in Europa per la produzione di teste femorali in accoppiamento con il polietilene, grazie alle migliori caratteristiche tribologiche dei materiali metallici.

La prima protesi di ginocchio in materiale ceramico venne impiantata nel 1972 da Langer presso la Clinica Ortopedica dell'Università di Jena [11]. Si trattava di una protesi parziale, in cui veniva sostituita la sola superficie tibiale monocompartimentale. Tale protesi venne impiegata dal 1972 al 1980 in 73 casi, per poi essere definitivamente abbandonata poiché il contatto diretto della ceramica contro la cartilagine produce un'usura limitata; tale soluzione ancor oggi viene studiata per casi particolari [12] (Fig. 4).

Le prime protesi tricompartimentali di ginocchio in allumina vennero prodotte all'inizio degli anni '80 in Giappone dalla Kyocera Corp. (Kyoto) ed impiantate da Oonishi. Nel corso degli anni, l'interesse degli ortopedici giapponesi verso le protesi ceramiche è andato crescendo e a tutt'oggi diversi sono i modelli prodotti (tutti dalla Kyocera). Possiamo ricordare la LFA, ora alla terza versione (University School of Medicine, Sapporo), la KC-1 (University School of Medicine, Kyoto), la YMCK (University School of Medicine, Yokohama) e la Bisurface (University School of Medicine, Kyoto).

Va subito detto che tutte le protesi totali di ginocchio in ceramica hanno sempre utilizzato il polietilene quale inserto articolare. Sebbene la parte più critica nei confronti del polietilene, in termini tribologici, sia la componente



**Fig. 4.** Emiprotesi monocompartimentale in ceramica e titanio (da [12])

femorale, per le prime protesi ceramiche giapponesi si utilizzò l'allumina anche per i piatti tibiali. È probabile che si ritenesse l'allumina capace di indurre una migliore integrazione ossea rispetto al metallo, visto che inizialmente non si faceva uso del cemento acrilico per la fissazione primaria.

Per molti anni l'allumina è stata l'unica ceramica impiegata nella produzione delle componenti protesiche, tuttavia tale materiale presenta dei limiti in termini di resistenza meccanica e resilienza (resistenza all'urto). Mentre nelle protesi d'anca i componenti in allumina sono di forma molto semplice, a struttura assial-simmetrica (sfere e coni), ed in ottimali condizioni di contatto (cerniera sferica e accoppiamento conico), tali cioè da sopportare carichi articolari elevati a fronte di uno stato tensionale abbastanza contenuto, le forme richieste alle componenti protesiche del ginocchio (specialmente la componente femorale) e le condizioni di contatto (rilevante differenza nelle curvature tra la componente femorale e l'inserito in polietilene) impongono un adeguato dimensionamento, onde evitare elevati stress in prossimità degli spigoli delle resezioni femorali (stress di trazione) e dei punti di contatto con il polietilene (stress di taglio sotto la superficie). Le protesi in allumina erano perciò più massicce delle equivalenti in metallo, richiedendo quindi una maggiore resezione ossea.

Poiché l'affidabilità meccanica delle componenti ceramiche è un punto critico, nel passato è stata studiata la possibilità di rivestire protesi femorali metalliche con inserti ceramici, allo scopo anche di mantenere superfici di titanio in contatto con l'osso e permettere quindi una valida fissazione biologica (Fig. 5).

I risultati, tuttavia, non sono stati confortanti, per problemi meccanici di adesione della ceramica al metallo. Con il passare degli anni l'allumina è stata notevolmente migliorata, ma comunque si è sentita l'esigenza di ricorrere a



**Fig. 5.** Prototipo di componente femorale con rivestimenti condilari in allumina (CeramTec, Stoccarda)

materiali ceramici alternativi più resistenti e dotati di maggiore resilienza per ridurre gli spessori e quindi le resezioni femorali. Per questo le protesi femorali di ultima generazione sono state prodotte in zirconia (ZrO<sub>2</sub>, ossido di zirconio) e sono allo studio protesi in Biolox® *delta* (CeramTec), una ceramica a matrice composita a base di allumina di elevatissime caratteristiche meccaniche (Fig. 6).



**Fig. 6.** Componente femorale in Biolox® *delta* (Multigen Plus, Lima-Lto, San Daniele del Friuli)

## Il Biolox® delta

La zirconia ha ottime caratteristiche meccaniche in termini di resistenza e tenacità, mentre l'allumina è superiore per quanto riguarda l'usura e la stabilità chimica ed idrotermica. L'idea alla base del progetto Biolox® delta [13] è stata quindi quella di combinare le caratteristiche positive di entrambi i materiali, riducendo quelle negative, con lo scopo di ottenere un nuovo materiale composito a matrice di allumina, ad altissima affidabilità, caratterizzato da biocompatibilità, stabilità chimica ed idrotermica, elevata resistenza all'usura ed elevate caratteristiche meccaniche.

Partendo da una matrice di allumina sono state introdotte delle particelle di zirconia tetragonale stabilizzata con yttria (Y-TZP), allo scopo di elevare la tenacità. La presenza di queste particelle riduce però la durezza del materiale e per evitare questo fenomeno è stato aggiunto dell'ossido di cromo ( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ), che ne caratterizza il colore malva per la formazione di una soluzione solida nell'allumina. Per aumentare ulteriormente la tenacità, la resistenza ed aumentare l'affidabilità in termini di distribuzione statistica della resistenza, è stata prevista la generazione in fase di sintetizzazione di cristalli piatti di alluminato di stronzio ( $\text{SrAl}_{12-x}\text{Cr}_x\text{O}_{19}$ ), uniformemente distribuiti nella matrice di allumina.

Il composito a matrice di allumina così ottenuto ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-ZrO}_2\text{-SrO-Cr}_2\text{O}_3\text{-Y}_2\text{O}_3$ ) ha la composizione chimica riportata in Tabella 6.

Vediamo ora in che modo gli elementi introdotti nella matrice di allumina concorrono al miglioramento delle caratteristiche meccaniche del Biolox® delta rispetto ad un'allumina convenzionale e per questo ci sia consentito un breve richiamo sulla meccanica della frattura dei materiali ceramici.

Il cedimento di un materiale si deve sempre alla presenza di inevitabili difetti interni (pori, discontinuità, irregolarità, ecc.) e nelle ceramiche, non essendoci la fase dello snervamento, una volta che a causa del difetto viene superato il limite elastico del materiale, la cricca si propaga e si ha la completa frattura. Il valore della tensione per cui si produce la frattura è largamente dipendente dalla forma, dalla grandezza e dalla direzione del difetto, oltre che dalla dimensione dei grani, ragione per cui la resistenza di un materiale ceramico può essere

**Tabella 6.** Composizione chimica del Biolox® delta

ZrO <sub>2</sub>	24,0-25,5%
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,5-0,7%
Cr <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,2-0,4%
SrO	0,7-0,9%
Impurità	≤0,22%
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	resto

molto variabile. Per questa ragione lo studio della resistenza dei ceramici è di tipo statistico e vengono utilizzati complessi metodi matematici.

La funzione degli elementi introdotti nella matrice di allumina del Biolox® *delta* è quella di arrestare la propagazione delle cricche.

Consideriamo le particelle di zirconia finemente disperse. Quando una cricca raggiunge una di tali particelle, quest'ultima viene sollecitata meccanicamente ed in questa condizione la zirconia ha la capacità di cambiare fase, passando da tetragonale a monoclina. Il cambiamento di fase è accompagnato da un aumento di volume della particella che, in tal modo, blocca la propagazione della cricca chiudendone lo spazio di propagazione.

I cristalli piatti ( $\text{SrAl}_{12-x}\text{Cr}_x\text{O}_{19}$ ) hanno la stessa funzione, ma agiscono con un altro meccanismo basato sulla loro dimensione. È noto che le cricche si propagano attraverso gli spazi intergranulari, così quando la cricca raggiunge uno di questi cristalli, per procedere deve aggirarlo. Essendo questo di grandi dimensioni, è necessario alla cricca un surplus di energia e se questo viene a mancare la cricca si arresta.

Entrambi i meccanismi dunque aumentano la resistenza e la tenacità del materiale.

### **Prove *in vitro* sulle protesi ceramiche**

Da un punto di vista tribologico, le analisi di laboratorio hanno evidenziato una certa superiorità delle componenti femorali in ceramica, rispetto a quelle in stellite. Nel confronto tra componenti femorali in allumina ed in stellite, Yasuda e coll. [14] riportano un'usura del polietilene di 5 volte inferiore, se accoppiato con l'allumina, oltre all'assenza di rigature per abrasione sulla superficie ceramica, a differenza di quella metallica. Quest'ultima osservazione è stata riportata anche da Davidson e coll. [15]. Tuttavia, un fattore molto importante nella valutazione *in vitro* dell'usura del polietilene è la rugosità superficiale della componente femorale. Secondo prove condotte da Lancaster e coll. [16], a parità di rugosità della componente femorale non sembrano esserci differenze significative tra ceramica e metallo.

Le differenze che si ottengono con le prove sui simulatori del passo sono certamente importanti, ma non possono determinare in modo univoco la superiorità o meno di un materiale rispetto ad un altro.

### **L'esperienza clinica con le protesi ceramiche**

Oonishi e coll. [17] hanno riportato i risultati su 108 pazienti operati con protesi in allumina (sia femorale che tibiale) per artrite reumatoide e gonartrosi, con follow-up variabile da 5 a 8 anni circa. La maggior parte di questi impianti-

ti è stata eseguita senza cemento acrilico. Il 62% dei pazienti non aveva alcun dolore, mentre il 26% lamentava un modesto dolore durante la deambulazione. In 9 casi in cui non era stato utilizzato il cemento si è verificata la mobilitazione asettica e nella maggior parte dei casi non cementati si sono verificati spostamenti delle componenti, con la conclusione degli Autori che la fissazione senza cemento è sconsigliabile.

La stessa conclusione è stata affermata da Tateishi e coll. [18], nella cui casistica di 23 impianti non cementati di protesi KC-1 (Kyocera) in artrite reumatoide sono stati riscontrati 6 casi di mobilitazione in ossa scarsamente trofiche.

L'importanza della cementazione è stata evidenziata da Koshino e coll. [19], la cui esperienza con la protesi YMCK cementata (Kyocera) in 90 casi (follow-up:  $56 \pm 20$  mesi), sempre in artrite reumatoide, è stata nettamente migliore, avendo una probabilità di sopravvivenza pari al 99,1% a 8 anni, con assenza di osteolisi periprotetica.

A questo proposito è giusto ricordare che sono in essere diversi progetti di ricerca mirati alla deposizione di idrossiapatite sulle superfici ceramiche, onde evitare la cementazione, ma al momento la cementazione è lo standard per la fissazione delle componenti ceramiche.

Akagi e coll. [20] riportano una percentuale di sopravvivenza a 6 anni pari al 94% (182 casi) con la protesi parzialmente stabilizzata Bisurface (Kyocera), con assenza di linee di radiolucenza.

È certamente interessante il lavoro di Yasuda [21], in cui vengono confrontati i risultati a lungo termine (follow-up da 5 a 10 anni) tra una protesi ceramica (LFA-I, Kyocera) ed una metallica (Kinemax, Howmedica, Rutherford). Entrambi i modelli sono stati cementati e tutti i pazienti hanno seguito lo stesso protocollo post-operatorio. Confrontando 105 protesi ceramiche e 84 protesi metalliche, i risultati ottenuti sono stati giudicati sovrapponibili (HSS score: 85 e 86, *range of motion* (ROM): 112° e 113°, rispettivamente). L'unica differenza significativa è stata riscontrata nella presenza della linea di radiolucenza (2,7% nelle protesi ceramiche e 10,5% in quelle metalliche).

Nella serie di protesi ceramiche si è verificato un caso di frattura di piatto tibiale.

A questo proposito, è interessante osservare che la letteratura esaminata riporta solo questo caso di frattura di componente ceramica (cosa che talvolta accade anche con i piatti tibiali metallici [8, 9]), ma è bene riportare l'osservazione di Akagi, che evidenzia la differenza in termini di peso corporeo medio tra la popolazione giapponese (nella sua casistica il peso medio era di 53,6 kg, con un massimo di 80,5 kg) e quella nord americana e nord europea.

### **Le protesi di ginocchio in ceramica: reali vantaggi o ottimistiche aspettative?**

Per stabilire se l'impiego della ceramica nelle protesi di ginocchio può offrire reali vantaggi rispetto all'uso tradizionale del metallo, vanno fatte alcune considerazioni. Nelle protesi d'anca la ceramica ha dimostrato una netta superiorità rispetto ad ogni altro materiale e nel caso di accoppiamento ceramica-ceramica, salvo problematiche eccezionali (frattura), l'impianto può considerarsi eterno, dal punto di vista tribologico. Qualora si impieghi la sola testa femorale in ceramica, in accoppiamento con il polietilene, la superiorità rispetto alle teste femorali metalliche è statisticamente riconosciuta, sebbene non tutti siano d'accordo. Bisogna comunque considerare delle differenze meccaniche tra le protesi d'anca e quelle di ginocchio. Nel caso delle protesi d'anca, la differenza diametrica tra la testa e l'inserito acetabolare è dell'ordine del decimo di millimetro e la lubrificazione può essere critica, poiché l'effetto gravitazionale non favorisce la presenza del meato fluido tra testa e inserito, per cui l'uso della ceramica, materiale intrinsecamente più bagnabile del metallo, permette una migliore lubrificazione. Nelle protesi di ginocchio, invece, la differenza di curvatura tra la componente femorale e l'inserito tibiale può essere molto grande (soprattutto in flessione) e l'effetto gravitazionale è tale per cui il liquido articolare si deposita nella sede convessa del polietilene, migliorando in tal modo la lubrificazione.

Per quanto riguarda i meccanismi di usura, possiamo aspettarci nel tempo una minore abrasione della superficie di polietilene dei piatti tibiali se la componente femorale è prodotta in ceramica, ma non ci sarà alcuna differenza in termini di usura da *pitting*, il cui effetto è dovuto esclusivamente allo sforzo meccanico di taglio prodotto sotto la superficie del polietilene e dal grado di ossidazione di questo.

I risultati clinici non riportano durate superiori per le protesi ceramiche, rispetto a quelle metalliche, per le quali ci si possono attendere sopravvivenze superiori al 98% a 15 anni [10].

La durata di un impianto protesico è certamente legata alla quantità di detriti di polietilene rilasciati, ma più che focalizzare l'interesse nel materiale della componente femorale, bisognerebbe considerare il polietilene ed i trattamenti di sterilizzazione a cui viene sottoposto. La durata di una protesi di ginocchio con un inserito di polietilene ossidato può essere molto breve e, per quanto strano, può essere sorprendentemente lunga la durata di una protesi con componenti femorali in titanio qualora l'inserito di polietilene sia stato sterilizzato ad ossido di etilene. Nel lavoro citato in precedenza di Yasuda [21] è stata osservata una minore incidenza di osteolisi nelle protesi con componente femorale in allumina (2,7%) rispetto a quelle in stellite (10,5%), ma nulla si sa delle differenze, in termini di trattamento e sterilizzazione, tra i polietilene di questi due gruppi di protesi.

Se a tutt'oggi non è possibile stabilire in modo statisticamente significativo una superiorità della ceramica in termini di usura e durata, la ceramica è invece un'alternativa quasi obbligatoria alla stellite in tutti quei casi in cui il portatore è affetto da allergia agli ioni metallici. L'incidenza dell'allergia a tali ioni è in costante aumento e l'uso di materiali ceramici (o ceramizzati) dovrà essere tenuto in considerazione nelle artroprotesi di ginocchio, così come viene fatto normalmente nelle protesi d'anca.

### L'accoppiamento ceramica-ceramica nelle protesi di ginocchio

Una soluzione veramente definitiva al problema dell'usura del polietilene e della tollerabilità dell'impianto sarebbe quella di realizzare un accoppiamento ceramica-ceramica, come viene fatto con le protesi d'anca. In queste ultime tale accoppiamento è possibile grazie alla differenza diametrale tra la testa e l'inserito e grazie al fatto che si tratta di una cerniera sferica, quindi priva di gradi di libertà in traslazione.

Nelle protesi di ginocchio, invece, il movimento articolare è di roto-traslazione, ragione per cui si deve realizzare una soluzione a menischi mobili. Mentre l'accoppiamento tra la componente femorale ed il menisco mobile può essere realizzato secondo i criteri geometrici sopra detti, il movimento piano dell'inserito articolare rispetto alla componente tibiale non permette un'adeguata lubrificazione all'interfaccia. Questo problema non esiste nelle protesi di ginocchio a menischi mobili in polietilene poiché quest'ultimo è autolubrificante e poiché le piccole deformazioni delle superfici piane in polietilene permettono la lubrificazione del liquido articolare.

Per risolvere questo problema, alcuni anni or sono la CeramTec ha sviluppato un progetto veramente innovativo di protesi di ginocchio, ricorrendo ad una complicata cinematica articolare basata su una doppia rotazione dei menischi mobili [22] (Fig. 7). Tale progetto, tuttavia, non ha avuto seguito, nonostante gli incoraggianti risultati preliminari.



**Fig. 7.** Prototipo di protesi di ginocchio ceramica-ceramica (CeramTec)

## Bibliografia

1. Judet R, Judet J (1952) Technique and results with acrylic femoral head prosthesis. *J Bone Joint Surg* 34:173-179
2. Charnley J (1961) Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet* 277:1129-1132
3. Mc Keever DC (1960) Tibial plateau prosthesis. *Clin Orthop* 18:89-95
4. Gunston FH (1971) Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br* 53:272-277
5. Dalla Pria P (2000) Il polietilene sterilizzato ad ossido di etilene 20 anni dopo. Presentato all'85° Congresso SIOT, 25 ottobre, Torino
6. Premnath V, Harris WH, Jasty M, Merrill EW (1996) Gamma sterilization of UHMWPE articular implants: an analysis of the oxidation problem. *Biomater* 17:1741-1753
7. Wang A, Polineni VK, Stark C, Dumbleton JH (1998) Effect of femoral head surface roughness on the wear of ultrahigh molecular weight polyethylene acetabular cups. *J Arthroplasty* 13:615-620
8. Abernethy PJ, Robinson CM, Fowler RM (1996) Fracture of the metal tibial tray after kinematic total knee replacement. A common cause of early aseptic failure. *J Bone Joint Surg Br* 78:220-225
9. Wright J, Ewald FC, Walker PS et al (1990) Total knee arthroplasty with the kinematic prosthesis. Results after five to nine years: a follow-up note. *J Bone Joint Surg Am* 72:1003-1009
10. Merrill A, Ritter MD (2002) Are alternative femoral bearings necessary? Controversial issues in knee arthroplasty, Paper #93. *Current Concepts In Joint Replacement Tm - Winter 2002*
11. Langer G (2002) Ceramic tibial plateau of the 70s. Bioceramics in joint arthroplasty. *Proceedings 7th International BIOLOX Symposium, Stuttgart, March 15-16, Thieme*
12. Garino J (2002) Ceramic hemi-unicondylar arthroplasty: case study bioceramics in joint arthroplasty. *Proceedings 7th International BIOLOX Symposium, Stuttgart, March 15-16, Thieme*
13. Dalla Pria P, Burger W (2003) Una nuova ceramica per l'ortopedia: il Biolox Delta. *Rivista di Patologia dell'Apparato Locomotore* 2:63-69
14. Yasuda K, Miyagi N, Kaneda K (1993) Low friction total knee arthroplasty with the alumina ceramic condylar prosthesis. *Bull Hosp Jt Dis* 53:15-21
15. Davidson JA, Poggie RA, Mishra AK (1994) Abrasive wear of ceramic, metal, and UHMWPE bearing surfaces from third-body bone, PMMA bone cement, and titanium debris. *Biomed Mater Eng* 4:213-229
16. Lancaster JG, Dowson D, Isaac GH, Fisher J (1997) The wear of ultra-high molecular weight polyethylene sliding on metallic and ceramic counterfaces representative of current femoral surfaces in joint replacement. *Proc Inst Mech Eng* 211:17-24
17. Oonishi H, Aono M, Murata N, Kushitani S (1992) Alumina versus polyethylene in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 282:95-104
18. Tateishi H, Iwata Y, Futani H et al (1993) Clinical experience of ceramic cementless total knee arthroplasty in RA and a histological study of the bone-ceramic interface in revision cases. *Bull Hosp Jt Dis* 53:35-40
19. Koshino T, Okamoto R, Takagi T et al (2002) Cemented ceramic YMCK total knee arthroplasty in patients with severe rheumatoid arthritis. *J Arthroplasty* 17:1009-1015
20. Akagi M, Nakamura T, Matsusue Y et al (2000) The bisurface total knee replacement: a unique design for flexion: four-to-nine-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 82:1626-1633

21. Yasuda K (2004) Long-term clinical results of cruciate-retaining total knee arthroplasty using the alumina ceramic condylar prosthesis. Scientific Exhibit No. SE035. AAOS Meeting, San Francisco
22. Bädorf D (1998) Ceramics in total knee replacement - a new concept. Bioceramics in orthopaedics - New applications. Proceedings 3rd International Symposium on Ceramic wear Couple, Stuttgart, February 14, Enke

---

# Le vie di accesso nelle artroprotesi di ginocchio di primo impianto

F. FALEZ<sup>1</sup>, M. PAPALIA<sup>2</sup>

## Introduzione

Da oltre trent'anni la chirurgia protesica rappresenta il trattamento standard per il grave ginocchio artrosico.

Il buon risultato di un intervento di protesi totale di ginocchio richiede *in primis* un'esposizione articolare adeguata che consenta una completa visualizzazione di tutte le strutture coinvolte, un adeguato bilanciamento capsulo-legamentoso ed un preciso posizionamento delle componenti.

La scelta dell'accesso chirurgico dipende da diverse variabili quali la tipologia della protesi, il tipo e la gravità della deformità, la presenza di cicatrici cutanee relative a pregressi interventi chirurgici e, da ultimo, la preferenza e l'esperienza del chirurgo.

L'accesso anteriore mediano con capsulotomia pararotulea mediale rappresenta senza dubbio la via di accesso più diffusa e maggiormente utilizzata nella chirurgia protesica di primo impianto e consente in genere una buona esposizione articolare permettendo di affrontare con sicurezza anche i casi più complessi.

Il coinvolgimento del quadricipite femorale a livello dell'estensione prossimale dell'accesso chirurgico è stato, nel corso degli anni, sottoposto a numerose varianti nella ricerca del miglior compromesso tra esposizione articolare e rispetto biomeccanico dell'apparato estensore.

L'esecuzione di gesti chirurgici accessori quali l'osteotomia dell'apofisi tibiale anteriore, o forme più aggressive di dissezione dell'unità quadricipitale (*quadriciceps snip* e *quadriciceps turndown*) trovano indicazione solo in casi

---

<sup>1</sup>Unità Operativa Complessa di Ortopedia e Traumatologia, Ospedale S. Spirito in Sassia, Roma; <sup>2</sup>Dipartimento di Scienze dell'Apparato Locomotore, Università degli Studi di Roma La Sapienza, Roma

particolarmente complessi quali gravi malallineamenti dell'apparato estensore e rigidità in flessione.

Laddove ci si trovi invece a dover affrontare un pronunciato valgismo femoro-tibiale può essere indicato un accesso laterale, sicuramente più funzionale all'esecuzione dei tempi chirurgici accessori di *release* del compartimento laterale.

Negli ultimi anni, lo sviluppo dei concetti di mini-invasività e di chirurgia computer-assistita ha trovato notevole spazio anche nella chirurgia protesica del ginocchio offrendo grandi vantaggi, rispettivamente, sul danno iatrogeno dei tessuti molli (con maggior rapidità nel recupero funzionale) e sulla precisione del posizionamento delle componenti.

Comunque, la corretta scelta di un accesso chirurgico resta legata alla possibilità di visualizzare, completamente e senza eccessive tensioni, le strutture anatomiche coinvolte dalla patologia articolare, di valutare le tensioni capsulo-legamentose e di eseguire un opportuno riallineamento scheletrico ed un adeguato bilanciamento dei tessuti molli, proteggendo le strutture coinvolte nell'accesso da danni ischemici secondari.

## **Posizionamento del paziente e fascia ischemica**

Qualsiasi accesso si utilizzi, il paziente è posto in decubito supino; l'utilizzo di un sostegno che aiuti, quando necessario, il mantenimento del ginocchio flesso a 90° bloccando il piede è consigliabile e può facilitare l'esecuzione dei tempi chirurgici.

La fascia ischemica ed il momento del suo rilascio hanno rappresentato motivo di ampio dibattito in letteratura. Alcuni suggeriscono di non utilizzarla e di eseguire l'intervento solo con un'accurata emostasi, avendo dimostrato di ottenere in questo modo una migliore funzionalità articolare nell'immediato post-operatorio [1]. Molti Autori consigliano invece di rimuoverla una volta terminato l'intervento per evitare abbondanti perdite ematiche durante la chiusura dell'accesso, non avendo riscontrato alcun vantaggio nella sua rimozione precoce accompagnata da emostasi intra-operatoria [2, 3]. Altri ancora consigliano un rilascio precoce che garantisce una migliore funzionalità dell'apparato estensore, senza comportare un aumento delle perdite ematiche [4].

In caso di suo utilizzo, laddove si ritenga opportuno eseguire un *release* laterale, è consigliabile rilasciare la fascia ischemica intra-operatoriamente e valutare il bilanciamento dei tessuti molli ed il *tracking* rotuleo in queste condizioni, in quanto la tensione del retinacolo laterale cambia in modo significativo con il suo utilizzo [5, 6]; al termine della valutazione si può procedere alla nuova applicazione della fascia.

## Via di accesso anteriore

### Tecnica standard

La via di accesso anteriore, descritta originariamente da Von Langenbeck [7] nel 1879, viene eseguita tramite un'incisione longitudinale mediana; la sua variante prevede un'incisione curvilinea a concavità laterale spostata medialmente.

L'incisione cutanea, eseguita a ginocchio flesso a 90° per sfruttare successivamente l'elasticità cutanea in estensione, inizia circa 7 cm prossimalmente alla base della rotula e termina sul margine mediale dell'apofisi tibiale anteriore. Successivamente si incide la fascia prerotulea e si asporta la relativa borsa; quindi, si estende il ginocchio e si scollano i tessuti sottocutanei, cercando di non eseguire un'emostasi eccessiva.

L'artrotomia standard prevede un'incisione pararotulea mediale (Fig. 1) che inizia nel contesto del tendine quadricipitale a circa 1 cm di distanza dal vasto mediale; si procede distalmente passando a circa 5 mm dalla rotula nel contesto del legamento alare mediale fino ad arrivare sul margine mediale dell'apofisi tibiale anteriore. Bisogna aver cura di conservare una piccola cuffia di tessuto connessa al margine mediale della rotula per consentire, in un

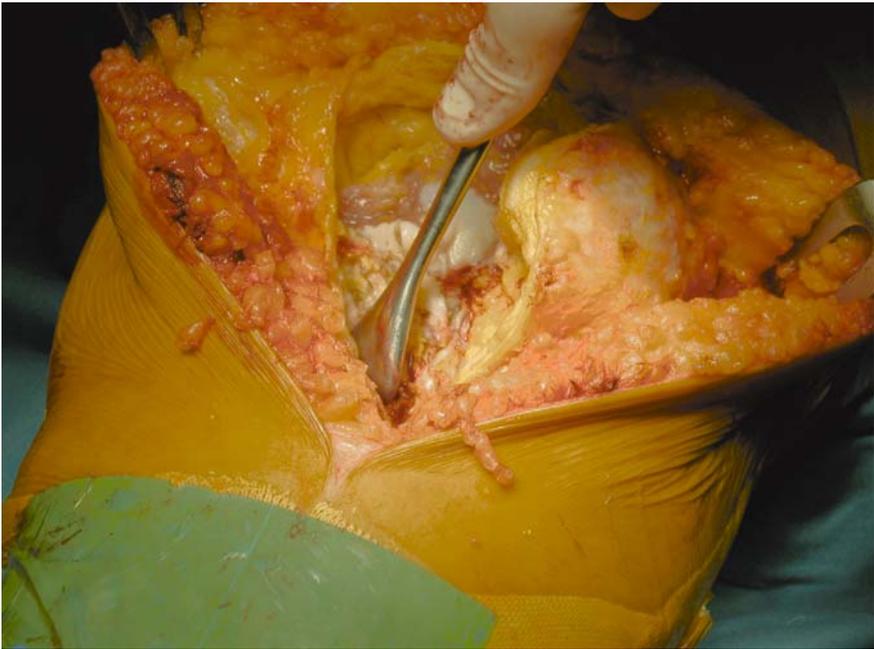


**Fig. 1.** Accesso anteriore mediano: capsulotomia pararotulea mediale

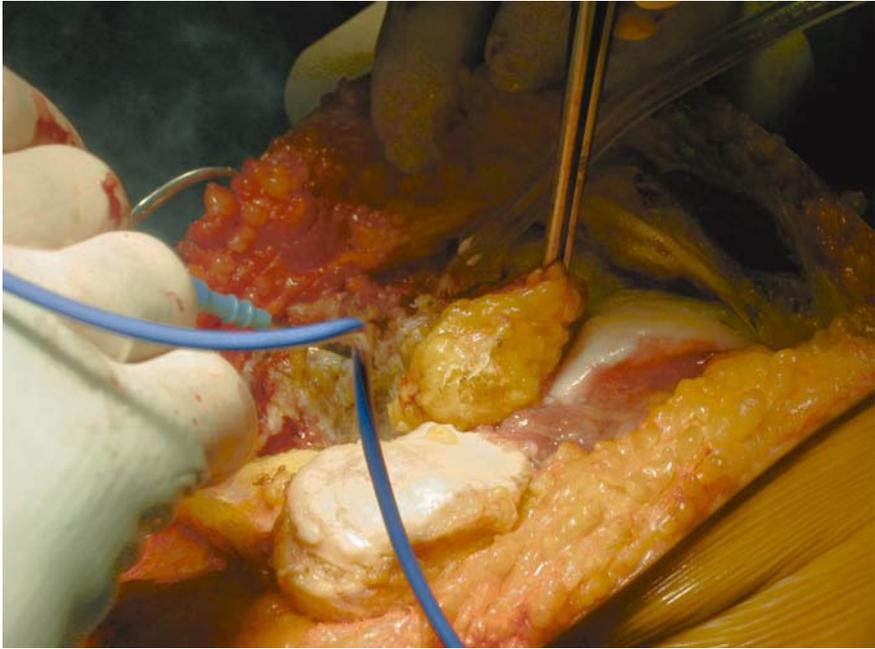
secondo tempo, la corretta chiusura della capsula. A questo punto si procede all'esposizione dell'emipiatto tibiale interno (Fig. 2), mediante scollamento subperiostale dei tessuti molli, per salvaguardare così l'inserzione del legamento collaterale interno e dei tendini della zampa d'oca. La rotula viene quindi lussata e ribaltata lateralmente flettendo il ginocchio a circa 90° ed extrarotando leggermente la tibia così da limitare la tensione sull'inserzione distale del tendine rotuleo. Un piccolo scollamento subperiostale dell'inserzione del tendine rotuleo nella sua porzione strettamente mediale può rendersi necessario per favorire questa manovra.

Inoltre, per consentire un'adeguata esposizione articolare e para-articolare, è necessario eseguire le seguenti procedure:

- si incide il legamento femoro-rotuleo e si espone la regione condilica laterale;
- si espone per via smussa la regione sovracondilica anteriore del femore, in modo da visualizzare la direzione dell'origine della diafisi; questo consente successivamente di posizionare la guida per il primo taglio femorale;
- si asporta, totalmente o parzialmente, il corpo adiposo di Hoffa esponendo l'emipiatto tibiale esterno al fine di permettere un corretto posizionamento dello strumentario per l'osteotomia tibiale (Fig. 3).



**Fig. 2.** Scollamento subperiostale dei tessuti molli dall'emipiatto tibiale mediale

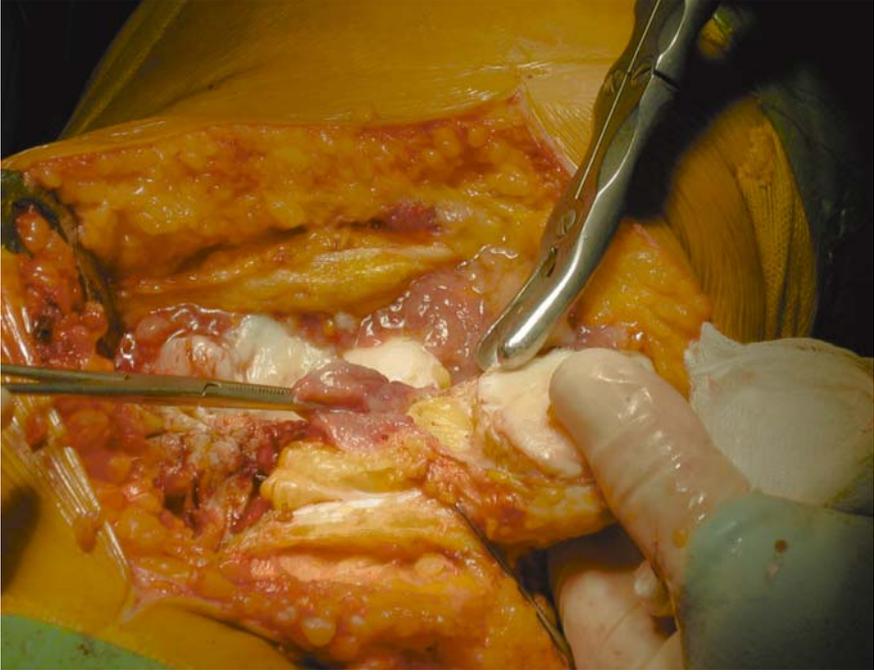


**Fig. 3.** Asportazione parziale del corpo adiposo di Hoffa

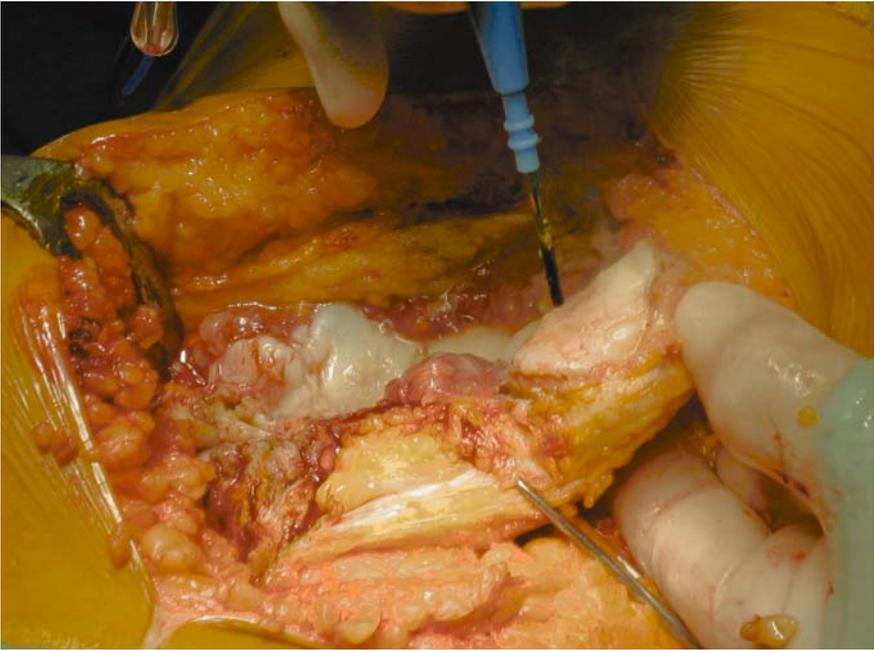
A questo punto si rende necessaria la rimozione degli osteofiti marginali femorali e tibiali mediante luer o scalpello per consentire la corretta valutazione delle dimensioni articolari. In particolare, la rimozione degli osteofiti mediali del piatto tibiale consente di comprendere la reale tensione dei tessuti capsulo-legamentosi mediali, evitando inutili *release* spesso non necessari. L'asportazione degli osteofiti marginali della rotula deve essere completa ed accurata (Fig. 4); in un primo tempo vengono rimossi quelli del bordo laterale che possono rendere difficoltoso il ribaltamento. La loro asportazione deve essere eseguita per via intra-articolare (*in-out*) in maniera tale da non compromettere la rete vascolare superficiale della capsula.

Una volta liberato il bordo rotuleo dagli osteofiti, si procede alla denervazione con bisturi elettrico (Fig. 5) ed alla rimozione dei tessuti molli nello sfondato soprarotuleo; il primo atto è mirato ad una riduzione del dolore anteriore post-operatorio, il secondo è preventivo della *patella clunk syndrome* [8].

Per ottenere un'ampia visione articolare è necessario rimuovere i menischi; inizialmente viene rimossa la porzione del corno anteriore e del corpo (Fig. 6). La rimozione del corno posteriore richiede più attenzione e bisogna aver cura di lasciare in sede il muro menisco-capsulare postero-mediale e



**Fig. 4.** Asportazione degli osteofiti dalla rotula



**Fig. 5.** Denervazione della rotula con bisturi elettrico

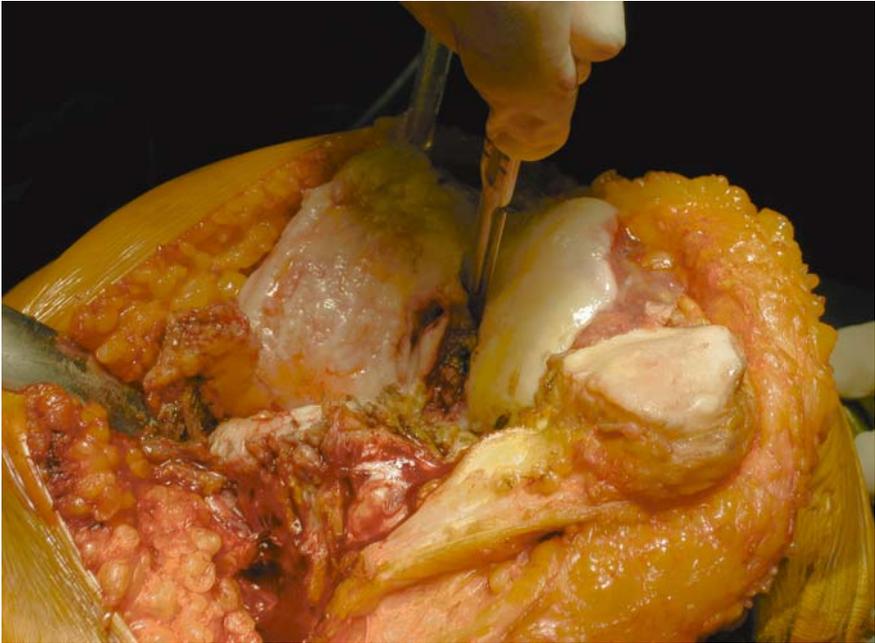


**Fig. 6.** Asportazione dei menischi

postero-laterale; l'asportazione di questo può infatti favorire un sanguinamento intra- e post-operatorio, indebolendo i complessi capsulo-legamentosi collaterali. Per favorire questo passaggio è consigliabile, previa visualizzazione della troclea femorale mediante resezione del legamento crociato anteriore (LCA) (Fig. 7) (a meno che naturalmente non si abbia intenzione di impiantare una protesi che preveda la conservazione dello stesso), ottenere un'esposizione articolare completa lussando la tibia anteriormente mediante un divaricatore di Hohmann (Fig. 8).

È opportuno, soprattutto in un primo tempo, salvaguardare lo hiatus popliteo e non sezionare il tendine del popliteo. In un secondo momento, dopo aver eseguito le osteotomie femorale e tibiale, si potrà meglio visualizzare, aiutandosi eventualmente con un distrattore, il compartimento posteriore, liberandolo dai tessuti molli residui e soprattutto dagli osteofiti marginali posteriori, prima difficilmente aggredibili, mediante uno scalpello.

Sebbene molti chirurghi considerino la via pararotulea mediale valida e semplice da eseguire per interventi di protesi totale primaria di ginocchio, con questa esposizione viene spesso distrutta un'ampia parte dell'apporto ematico alla rotula, circa il 35% [9], soprattutto quando si esegue un *release* laterale [10], provocando necrosi avascolari, fratture della rotula, rotture o



**Fig. 7.** Esposizione della troclea femorale mediante asportazione del legamento crociato anteriore



**Fig. 8.** Sublussando anteriormente il piatto tibiale mediante un divaricatore di Hohmann è possibile migliorare l'esposizione articolare

dolore cronico del tendine rotuleo e, nei pazienti in cui è stata protesizzata, un *loosening* dell'impianto [11, 12]. Inoltre, questa via di accesso comporta delle ripercussioni negative sul *tracking* rotuleo, con circa 1% di sublussazione della rotula [12], compromettendo i vantaggi ottenuti dall'ampia esposizione. In uno studio retrospettivo su 227 protesi totali di ginocchio senza protesizzazione rotulea non sono state riscontrate alterazioni del *tracking* e della superficie articolare nella rotula in circa il 60% dei casi; la degenerazione rotulea ed il *maltracking* sono risultati eventi molto comuni (30%), con il 7% di tilt laterale precoce ed il 2% di tilt mediale [13].

Ultimo in ordine di citazione ma non ultimo in ordine di importanza è l'ottenimento della copertura cutanea, che può diventare particolarmente problematico in pazienti che presentano pregresse cicatrici chirurgiche; infatti, una necrosi cutanea, anche se di minime dimensioni, può determinare il fallimento dell'impianto ed una estrema insoddisfazione nel paziente [14].

Nel tempo sono state proposte numerose varianti tese a migliorare alcuni di questi aspetti negativi caratteristici dell'accesso standard.

### ***Variante secondo Insall***

Nel 1971 Insall [15] ha descritto un accesso mediano, modifica dell'accesso descritto da Jones nel 1916 [16], in cui si aggredisce l'apparato estensore scollando l'espansione del tendine quadricipitale dal margine mediale della rotula senza sezionare direttamente l'inserzione del vasto mediale ed il retinacolo mediale.

Attraverso un'incisione cutanea pararotulea laterale ed uno scollamento mediale dei tessuti sottocutanei, si espone l'apparato estensore. Si pratica una capsulotomia rettilinea che divide il tendine quadricipitale partendo circa 8 cm sopra la rotula; distalmente l'incisione si estende lungo una linea mediana che attraversa il quarto mediale della rotula ed il bordo mediale del tendine rotuleo fino a raggiungere il tubercolo tibiale anteriore, circa 1 cm mediale ad esso.

Le fibre longitudinali dell'espansione del quadricipite vengono separate con molta cura dalla porzione mediale della rotula, cercando di ottenere un tessuto adeguatamente spesso che consenta una buona chiusura. Incisa la membrana sinoviale sul bordo rotuleo mediale, si completa l'esposizione dividendo e rimuovendo parzialmente il corpo adiposo di Hoffa. A questo punto sarà possibile ribaltare la rotula e visualizzare completamente il compartimento anteriore.

### ***Variante subvastus***

La via di accesso subvastus, o *southern approach*, descritta da Hofmann nel 1991 [17], è una variante dell'accesso standard nata con lo scopo di salvaguardare l'efficacia dell'apparato estensore.

L'incisione cutanea, che inizia 4 cm prossimalmente alla rotula e termina 1 cm distale alla tuberosità tibiale sul suo margine mediale, viene eseguita con il ginocchio flessa a 90°. Ci si approfondisce nel tessuto sottocutaneo lungo la stessa linea di incisione e si identifica lo strato fasciale che viene anch'esso inciso e scollato dalla fascia perimisiale del vasto mediale. Il bordo inferiore di questo è scollato per via smussa dal periostio e dal setto intermuscolare per una lunghezza di circa 8-10 cm prossimalmente al tubercolo adduttori. Si procede quindi sezionando l'inserzione tendinea sul retinacolo interno e sulla capsula antero-mediale, incidendo infine la membrana sinoviale. Portando a termine l'artrotomia distalmente sarà possibile lussare la rotula ribaltandola lateralmente con il ginocchio in completa estensione. Il distacco ulteriore del vasto mediale dal setto intermuscolare ed i *release* del recesso sovrapatellare e del legamento femoro-rotuleo possono aiutare nei casi di difficile eversione della rotula.

I vantaggi di questa via di accesso rispetto alla via parartroale mediale standard consistono in: conservazione della contiguità dell'apparato estensore; maggior forza del quadricipite nel post-operatorio; ottenimento di buon *tracking* e stabilità rotulei; minore necessità di eseguire un *release* laterale; diminuzione delle perdite ematiche e diminuzione del dolore post-operatorio, consentendo quindi una riabilitazione precoce ed una più breve ospedalizzazione [18, 19].

Inoltre, la conservazione delle arterie genicolata superiore mediale e genicolata discendente [20] garantisce la vascolarizzazione rotulea, soprattutto quando vengono eseguiti la rimozione del corpo adiposo ed il *release* laterale.

Tuttavia, nonostante questi benefici, Hofmann sconsiglia la tecnica subvastus nei pazienti obesi (>91 kg), nella contrattura in flessione, negli esiti di osteotomie tibiali o artrotomie e nelle revisioni; al contrario questo accesso può risultare di più semplice esecuzione in pazienti con lievi deformità in valgismo.

I potenziali svantaggi di questa tecnica sono rappresentati da una riduzione dell'esposizione articolare, dalla formazione di un ematoma sottomuscolare e da un eccessivo *stretching* delle fibre del vasto mediale nell'eversione della rotula con conseguente sofferenza ischemica dello stesso. Inoltre, bisogna possedere una perfetta conoscenza delle strutture neurovascolari presenti nella regione subvastus che, a causa delle numerose varianti anatomiche, possono ingannare il chirurgo, aumentando il rischio di lesione della branca muscoloarticolare dell'arteria femorale e del nervo safeno [21].

### ***Variante midvastus e trivector***

Gli accessi midvastus e trivector, descritti rispettivamente da Engh [22] e da Bramlett [23], sono dei compromessi tra gli accessi precedentemente descritti.

Lo *split* muscolare midvastus consente un'esposizione chirurgica equivalente a quella dell'accesso mediano standard, preservando però l'integrità dell'inserzione del vasto mediale sul bordo mediale del tendine quadricipitale; ne risultano quindi un più rapido controllo della forza muscolare estensoria ed una maggiore stabilità femoro-rotulea rispetto alla via pararotulea mediale standard [24]. Questo può essere confermato dal fatto che il *release* laterale è risultato necessario solamente nel 3% del gruppo midvastus rispetto al 50% del gruppo cui è stato praticato un accesso pararotuleo mediano standard [25]. Tuttavia, Keating e coll. [26] non hanno riportato questo netto divario; dal loro studio si sono evidenziate differenze non significative tra i due accessi nel numero di *release* laterali effettuati.

La tecnica chirurgica prevede, dopo un'adeguata esposizione del vasto mediale, uno *split* delle sue fibre di circa 4-5 cm lungo la loro direzione, proseguendo sul bordo interno del tendine rotuleo fino all'apofisi tibiale anteriore dopo aver sezionato il retinacolo mediale a pochi millimetri dalla sua inserzione sulla rotula. Per ottenere una totale mobilitazione della rotula è necessario aprire completamente la borsa sovrapatellare e sezionare il legamento femoro-rotuleo.

La distanza minima riscontrata tra il margine rotuleo e l'arteria poplitea in uno studio su 34 cadaveri adulti è di 6,5 cm; quindi se si riscontra la necessità di eseguire uno *split* maggiore di 4,5 cm, bisogna usare uno strumento smusso, mantenendo così almeno 2 cm di margine di sicurezza [27]. L'arteria genicolata superiore mediale viene incisa, ma la conservazione della genicolata discendente permette alla rotula di mantenere una sufficiente vascolarizzazione, soprattutto se non si esegue il *release* laterale [27].

Tuttavia, in uno studio prospettico randomizzato a doppio cieco, che ha valutato i cambiamenti nella vascolarizzazione rotulea mediante scintigrafia, è emerso che una sofferenza ischemica transitoria della rotula è comune (13,5% dei casi) sia con l'accesso pararotuleo standard sia con il midvastus, anche quando non viene eseguito il *release* laterale [28].

Per eseguire una buona sutura che mantenga la giusta tensione dei tessuti capsulo-legamentosi è necessario eseguirla a ginocchio semiflesso.

L'accesso midvastus offre buoni vantaggi rispetto al pararotuleo standard; come per il subvastus, questi sono riscontrabili nell'immediato post-operatorio in cui si ottiene un recupero articolare e muscolare più rapido. Tuttavia l'obesità e la bassa statura, così come una deformità in valgismo, possono ostacolarne l'esecuzione [29, 30].

L'artrotomia di ritensione trivector sfrutta il principio secondo cui le forze vettoriali del quadricipite sono tre: la superiore, la mediale e la laterale. Sezionando uno dei tre meccanismi il vettore risultante agirà sulla rotula cambiando la forza e la direzione; grazie al ritensionamento viene riottenuta l'azione del vettore mediale [23]. Infatti, questa tecnica prevede un'artrotomia

che dal margine mediale del tubercolo tibiale sale lungo il bordo del tendine rotuleo e della rotula 1 cm circa medialmente ad essa. Superiormente alla rotula l'incisione continua circa 10-12 mm mediale all'inserzione del vasto mediale sul tendine quadricipitale. L'incisione viene approfondita verticalmente attraverso il muscolo fino al sottostante tendine che viene diviso per circa 6 cm superiormente alla rotula. Incisione e chiusura devono essere eseguite in flessione.

Anche per l'accesso trivector viene riportata una migliore funzionalità articolare a breve termine con maggior controllo dell'unità quadricipitale, con possibilità di accorciamento dei tempi operatori. Tuttavia, dopo il lavoro di Fisher [23] non sono ancora stati pubblicati studi che convalidino questi risultati.

### Via di accesso antero-laterale

Nella chirurgia protesica del ginocchio l'accesso antero-laterale è generalmente usato nel trattamento chirurgico del grave ginocchio valgo con deformità  $>15-20^\circ$  non riducibile (valgismo residuo al varo stress  $>5^\circ$ ) [31]; è maggiormente indicato nei casi di sublussazione rotulea laterale e deformità rotatoria significativa [32].

L'incisione cutanea può essere parrotulea laterale o curvilinea seguendo l'angolo Q; parte circa 6 cm sopra la rotula e termina 1 cm distalmente all'apofisi tibiale anteriore, sul suo margine laterale. La capsulotomia inizia sul bordo laterale del tendine quadricipitale e prosegue medialmente al tubercolo di Gerdy; dopo aver sezionato il legamento alare esterno si continua l'incisione verso un punto localizzato 2 cm lateralmente e 3 cm distalmente alla tuberosità tibiale anteriore. La validità di questo accesso sta nel fatto che consente di eseguire un accurato *release* del compartimento esterno, associato, se necessario, al ritensionamento capsulare interno ed al riallineamento dell'apparato estensore, senza compromettere la vascolarizzazione mediale della rotula [33].

Gli atti chirurgici accessori che permettono una detensione dell'apparato capsulo-legamentoso esterno possono essere eseguiti prima delle resezioni ossee, dopo di esse o dopo il posizionamento delle componenti di prova. A tal proposito Buechel [34] ha proposto un *release* laterale in tre tempi nella correzione delle deformità in valgismo durante interventi di protesi totale di ginocchio. Il primo step prevede l'allungamento della bandelletta del Messiat secondo le tecniche a Z e a Y o mediante incisioni multiple puntiformi [35]; quest'ultima tecnica, detta anche *pie crust*, può essere eseguita con sicurezza senza rischio di lesione iatrogena dello sciatico popliteo esterno (SPE) che in quel tratto è adeguatamente protetto dal capo laterale del muscolo gastrocne-

mio che si interpone tra esso e la capsula [36]. Nel secondo step, posizionate le componenti di prova, si dovrà valutare la necessità di eseguire la tenotomia del popliteo, il distacco sottoperiostale del legamento collaterale esterno e la lisi capsulare postero-laterale. Se dopo questi gesti chirurgici permane una tensione eccessiva a carico dello SPE si potrà eseguire la resezione della testa del perone (terzo step).

L'osteotomia della tuberosità tibiale consente il ribaltamento mediale della rotula con poca tensione sull'apparato estensore, avendo cura però di ottenere una bratta ossea di adeguate dimensioni e di non staccare la sua inserzione mediale sul periostio al fine di minimizzare il rischio di pseudoartrosi [37]. Tuttavia, questa procedura è abbastanza impopolare per la sua difficoltà di esecuzione che prevede il sollevamento del tubercolo tibiale anteriore. Fiddian e coll. [38] hanno proposto una variante di questa via di accesso che, liberando e riposizionando il vasto laterale, migliora il *tracking* rotuleo. Il tendine quadricipitale viene inciso longitudinalmente lungo la linea mediana, partendo da un punto localizzato circa 5 cm prossimale al polo superiore della rotula; l'incisione prosegue lungo il margine laterale della rotula fino a raggiungere il tubercolo tibiale; alcune fibre dell'inserzione del tendine rotuleo possono essere scollate dal suo margine laterale. L'incisione del tendine quadricipitale viene estesa, al di sotto della cute e del grasso sottocutaneo, prossimalmente, per circa 2-3 cm, nel contesto del muscolo; in questo modo si ottiene un *release* delle fibre del vasto laterale, ormai contratte dalla deformità. A questo punto si potrà eseguire con maggiore facilità la manovra di ribaltamento della rotula e, riposizionando correttamente il vasto laterale, ottenere un buon *tracking* rotuleo.

## Vie di accesso mini-invasive

Con l'introduzione della chirurgia mini-invasiva (MIS) del ginocchio ad opera di Repicci e Eberle [39], l'esposizione chirurgica per le protesi mono-compartimentali è stata notevolmente ridotta ottenendo risultati clinici sovrapponibili agli accessi tradizionali [40].

La riduzione dell'incisione chirurgica e la limitata artrotomia hanno guadagnato popolarità trovando applicazione anche nella chirurgia protesica totale [41, 42]; il rationale della mini-invasività in questo contesto chirurgico deve riferirsi alla riduzione dell'aggressione delle strutture biomeccaniche intesa come rispetto dell'apparato estensore, rispetto del recesso sovrarotuleo e mancata eversione della rotula.

Questa tecnica chirurgica prevede un'incisione cutanea leggermente mediale rispetto alla rotula (1-2 cm circa) di 10-14 cm che va dal polo superiore della rotula al bordo prossimale del tubercolo tibiale anteriore (Fig. 9).



**Fig. 9.** Accesso mini-invasivo: incisione cutanea di circa 10 cm parartotulea mediale con ginocchio in flessione

Successivamente una dissezione dei tessuti sottocutanei mediali e laterali permetterà un'adeguata esposizione dell'apparato estensore, altrimenti sarà necessario allargare l'incisione di 2-4 cm. In seguito si posiziona il ginocchio tra 70-90° di flessione per ottenere una completa esposizione delle fibre del vasto mediale e della capsula; un valido aiuto nell'esecuzione di tali manovre può essere fornito da un'apposita attrezzatura che sostiene l'arto favorendone i movimenti in flesso-estensione [43].

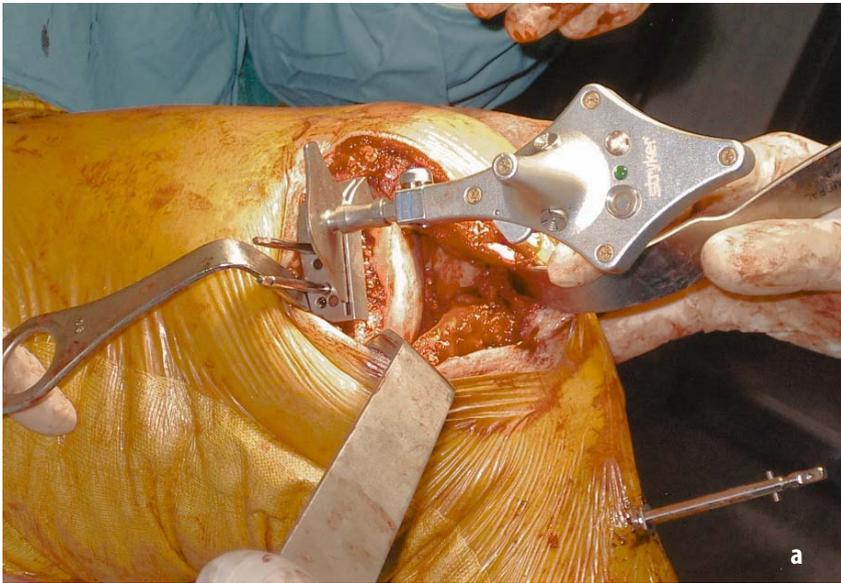
Per esporre l'articolazione può essere eseguita un'artrotomia parartotulea mediale estesa fino alla base della rotula che prosegue distalmente separando il tendine ed il muscolo quadricipite per la lunghezza necessaria (inizialmente 2-4 cm) a sublussare lateralmente la rotula [44].

Una "piccola" via di accesso parartotulea mediale standard non può essere considerata una via di accesso mini-invasiva se prevede l'eversione della rotula o l'aggressione del recesso sovrarotuleo.

Un divaricatore di Hohmann viene posizionato sotto la rotula con la gamba in completa estensione; di seguito si effettuerà uno scollamento distale della capsula dalla porzione antero-laterale del piatto tibiale e prossimale al di sotto dell'apparato estensore. Questo consentirà di traslare lateralmente la rotula ed esporre la regione condilica. Se la rotula viene traslata con diffi-

coltà bisognerà estendere prossimalmente l'artrotomia fino ad ottenere una buona visualizzazione dell'articolazione. A questo punto si può procedere alle resezioni ossee mediante uno strumentario dedicato, fondamentale per l'esecuzione dell'intervento [45]; per posizionare correttamente le guide di taglio è necessario usare dei divaricatori che retraggano e proteggano i tessuti.

Comunque, fondamentale per ottenere una buona visuale e per posizionare lo strumentario è sfruttare lo scollamento sottocutaneo e l'elasticità della cute per traslare la linea d'incisione nei quattro piani secondo necessità, *mobile window*, assecondando i passaggi dell'intervento senza applicare tensioni eccessive sui tessuti cutanei e sottocutanei (Fig. 10) [46].



**Fig. 10.** Accesso mini-invasivo: le guide per le osteotomie che prevedono un taglio laterale consentono di utilizzare un approccio che conserva il quadricipite (quad sparing); l'utilizzo di divaricatori dedicati che retraggano i tessuti molli consente la protezione degli stessi durante le osteotomie. **a** Osteotomia femorale. **b** Osteotomia tibiale con tecnica MIS computer-assistita

È importante rispettare il recesso sovrarotuleo e conservare il cuscinetto adiposo infrapatellare per ridurre il sanguinamento e la formazione di tessuti aderenziali.

I menischi verranno rimossi dopo l'esecuzione delle resezioni femorali anteriore e posteriore.

Nella MIS la rotula è preparata tardivamente, con il ginocchio in estensione o in leggera flessione, eseguendo una leggera e parziale manovra di eversione che, se eseguita dopo le resezioni ossee, non causerà alcuna tensione sull'apparato estensore.

Il bilanciamento dei tessuti molli è un passaggio critico per il successo di una protesi totale di ginocchio anche nella chirurgia mini-invasiva ed i principi basilari per eseguirlo non cambiano rispetto alle tecniche standard.

Come per le vie di accesso tradizionali anche per la MIS sono state descritte alcune varianti. Una artrotomia mediale accompagnata da uno *split* del vasto mediale di 1,5-2 cm lungo il decorso delle sue fibre, MIS-midvastus, è una possibile alternativa [42, 47, 48].

Anche per la tecnica subvastus esiste una variante mini-invasiva che può essere adoperata in pazienti superselezionati; rispetto all'approccio subvastus tradizionale, il MIS-subvastus, o *quad sparing approach* [46], presenta un'incisione cutanea limitata (10 cm circa), che consente di visualizzare il bordo inferiore del vasto mediale, il retinacolo mediale ed il tendine rotuleo; questo approccio, che prevede un minor scollamento del vasto mediale dal setto intermuscolare risparmiando tendine e muscolo quadricipite, può essere utilizzato con uno strumentario che preveda guide di taglio femorali laterali.

Per pazienti con lievi deformità in valgismo Tria e coll. [41] riportano anche un'incisione verticale laterale alla rotula che termina sulla linea articolare dell'emipiatto tibiale esterno, specificando tuttavia che l'accesso mediale, come è loro preferenza, può essere eseguito sia nel ginocchio valgo che nel varo.

Minori perdite ematiche, minore dolore post-operatorio, recupero più rapido della forza e dell'articolarietà, minore durata dell'ospedalizzazione e, poco importante per il chirurgo ma molto per alcuni pazienti, miglior risultato estetico, sono i vantaggi riportati dalla letteratura [41, 42, 44, 47].

Tuttavia, il grosso limite della chirurgia mini-invasiva resta ancora la criticità che assume la selezione del paziente nella possibilità di esecuzione e nell'ottenimento di un buon risultato. Devono essere escluse deformità  $>10^\circ$  di varo,  $15^\circ$  di valgo,  $10^\circ$  di contrattura in flessione o pazienti con un *range of motion* (ROM)  $<90^\circ$ ; l'obesità e l'eccessiva massa muscolare possono ugualmente ostacolarne l'esecuzione [44, 45]. La rotula bassa è un'ulteriore controindicazione in quanto un tendine rotuleo accorciato rende difficoltosa la traslazione laterale della rotula.

## Conclusioni

A dispetto delle innovazioni introdotte nella chirurgia protesica totale del ginocchio, le complicanze sulla funzionalità dell'apparato estensore continuano ad esistere; tuttavia, la grande maggioranza di queste può essere evitata con una buona tecnica chirurgica e prestando molta attenzione ai dettagli. Un preciso posizionamento delle componenti, il rispetto, nell'accesso e nella divaricazione, dei tessuti molli ed un adeguato bilanciamento capsulo-legamentoso sono obbligatori al fine di un risultato soddisfacente, migliorando il *tracking* e la stabilità rotulei.

Nei numerosi confronti riportati in letteratura tra l'accesso pararotuleo standard e le sue varianti, in maniera particolare la subvastus e la midvastus, emergono alcuni vantaggi che non possono e non devono essere trascurati. Infatti, il miglioramento delle condizioni del paziente nell'immediato post-operatorio in termini di maggior forza del quadricipite, migliore stabilità rotulea, diminuzione del dolore e delle perdite ematiche, recupero più rapido e ospedalizzazione più breve dovrebbero avere un peso sostanziale nella scelta dell'accesso.

Tuttavia, la restrizione delle indicazioni, soprattutto legate alla selezione del paziente e ad alcune difficoltà di tecnica per il chirurgo che non le esegue routinariamente, le rende a nostro avviso meno utilizzabili, anche se sicuramente valide, della via tradizionale.

Considerando poi che le indicazioni da tenere presente nella selezione del paziente per queste varianti sono molto simili a quelle delle tecniche MIS, ci sembra più opportuno, per un chirurgo che voglia allargare le proprie possibilità di scelta di un accesso da adattare al singolo caso, approfondire le conoscenze sulla chirurgia mini-invasiva, attraverso la quale si possono ottenere vantaggi ancora più significativi.

A nostro avviso l'obiettivo della chirurgia mini-invasiva deve essere quello di ottenere un'adeguata esposizione articolare, rispettando l'apparato estensore ed il recesso sovrarotuleo e non ribaltando la rotula, con un'incisione mediale limitata, che possa essere estesa gradualmente secondo necessità; il vero significato del termine MIS non deve essere determinato esclusivamente dalla lunghezza dell'incisione e dal risultato estetico.

Nella nostra esperienza, come per la letteratura [44, 47, 49], una precisa valutazione delle superfici articolari mediante chirurgia computer-assistita è maggiormente importante nella chirurgia mini-invasiva rispetto a quella tradizionale; infatti, lo scopo della MIS è quello di limitare la dissezione chirurgica senza però compromettere il buon risultato della procedura, largamente influenzato dal corretto posizionamento delle componenti protesiche.

## Bibliografia

1. Vandenbussche E, Duranthon LD, Couturier M et al (2002) The effect of tourniquet use in total knee arthroplasty. *Int Orthop* 26:306-309
2. Widman J, Isacson J (1999) Surgical hemostasis after tourniquet release does not reduce blood loss in knee replacement. A prospective randomized study of 81 patients. *Acta Orthop Scand* 70:268-270
3. Hersekli MA, Akpınar S, Ozkoc G et al (2004) The timing of tourniquet release and its influence on blood loss after total knee arthroplasty. *Int Orthop* 28:138-141
4. Barwell J, Anderson G, Hassan A et al (1997) The effects of early tourniquet release during total knee arthroplasty: a prospective randomized double-blind study. *J Bone Joint Surg Br* 79:265-268
5. Komatsu T, Ishibashi Y, Otsuka H et al (2003) The effect of surgical approaches and tourniquet application on patellofemoral tracking in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 18:308-312
6. Marson BM, Tokish JT (1999) The effect of a tourniquet on intraoperative patellofemoral tracking during total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14:197-199
7. Von Langenbeck B (1879) Zur resektion des kniegelenks. *Verhandl D Deutschen F Chir* 7:23
8. Ip D, Ko PS, Lee OB et al (2004) Natural history and pathogenesis of the patella clunk syndrome. *Arch Orthop Trauma Surg* 124:597-602
9. McMahon MS, Scuderi GR, Glashow JL et al (1990) Scintigraphic determination of patellar viability after excision of infrapatellar fat pad and/or lateral retinacular release in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 260:10-16
10. Kayler DE, Lyttle D (1988) Surgical interruption of patellar blood supply by total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 229:221-227
11. Cameron H, Fedorkow DM (1982) The patella in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 165:197-203
12. Boyd AD Jr, Ewald FC, Thomas WH et al (1993) Long-term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella. *J Bone Joint Surg Am* 75:674-681
13. Shih HN, Shih LY, Wong YC et al (2004) Long-term changes of the nonresurfaced patella after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 86:935-939
14. Benazzo F, Mosconi M, Viola E et al (2001) Vie di accesso chirurgico al ginocchio. *Giorn Ital Ortop Traumatol* 27:S381-S387
15. Insall JN (1971) A midline approach to the knee. *J Bone Joint Surg Am* 53:1584-1586
16. Jones R (1916) Disabilities of the knee joint. *British Med J* 2:169-172
17. Hofmann AA, Plaster RL, Murdock LE (1991) Subvastus (Southern) approach for primary total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 269:70-77
18. Cila E, Güzel V, Özalay M et al (2002) Subvastus versus medial parapatellar approach in total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 122:65-68
19. Roysam GS, Oakley MJ (2001) Subvastus approach for total knee arthroplasty: a prospective, randomized, and observer-blinded trial. *J Arthroplasty* 16:454-457
20. Ogata K, Shively RA, Shoemaker PL et al (1987) Effects of standard surgical procedures on the patellar blood flow in monkeys. *Clin Orthop* 215:254-259
21. Scheibel MT, Schmidt W, Thomas M et al (2002) A detailed anatomical description of the subvastus region and its clinical relevance for the subvastus approach in total knee arthroplasty. *Surg Radiol Anat* 24:6-12
22. Engh GA, Holt BT, Parks NL (1997) A midvastus muscle-splitting approach for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 12:322-331

23. Fisher DA, Trimble SM, Breedlove K (1998) The medial trivector approach in total knee arthroplasty. *Orthopedics* 21:53-56
24. Engh GA, Parks NL (1998) Surgical technique of the midvastus arthrotomy. *Clin Orthop* 351:270-274
25. Engh GA, Parks NL, Ammeen DJ (1996) Influence of surgical approach on lateral retinacular releases in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 331:56-63
26. Keating EM, Faris PM, Meding JB et al (1999) Comparison of the mid-vastus muscle-splitting approach with the median parapatellar approach in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14:29-32
27. Cooper RE Jr, Trinidad G, Buck WR (1999) Midvastus approach in total knee arthroplasty: a description and a cadaveric study determining the distance of the popliteal artery from the patellar margin of the incision. *J Arthroplasty* 14:505-508
28. Gelfer Y, Pinkas L, Horne T et al (2003) Symptomatic transient patellar ischemia following total knee replacement as detected by scintigraphy. A prospective, randomized, double-blind study comparing the mid-vastus to the medial para-patellar approach. *Knee* 10:341-345
29. Maestro A, Suarez MA, Rodriguez L et al (2000) The midvastus surgical approach in total knee arthroplasty. *Int Orthop* 24:104-107
30. Dalury DF, Jiranek WA (1999) A comparison of the midvastus and paramedian approaches for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14:33-37
31. Keblish PA (1991) The lateral approach to the valgus knee. Surgical technique and analysis of 53 cases with over two-year follow-up evaluation. *Clin Orthop* 271:52-62
32. Keblish PA (2002) Alternate surgical approaches in mobile-bearing total knee arthroplasty. *Orthopedics* 25[Suppl 2]:257-264
33. Krackow KA, Jones MM, Teeny SM et al (1991) Primary total knee arthroplasty in patients with fixed valgus deformity. *Clin Orthop* 273:9-18
34. Buechel FF (1990) A sequential three-step lateral release for correcting fixed valgus knee deformities during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 260:170-175
35. Mihalko WM, Krackow K (2000) Anatomic and biomechanical aspects of pie crusting posterolateral structures for valgus deformity correction in total knee arthroplasty: a cadaveric study. *J Arthroplasty* 15:347-353
36. Clarke HD, Schwartz JB, Math KR et al (2004) Anatomic risk of peroneal nerve injury with the "pie crust" technique for valgus release in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 19:40-44
37. Burki H, von Knoch M, Heiss C et al (1999) Lateral approach with osteotomy of the tibial tubercle in primary total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 362:156-161
38. Fiddian NJ, Blakeway C, Kumar A (1998) Replacement arthroplasty of the valgus knee. A modified lateral capsular approach with repositioning of vastus lateralis. *J Bone Joint Surg Br* 80:859-861
39. Repicci JA, Eberle RW (1999) Minimally invasive surgical technique for unicondylar knee arthroplasty. *J South Orthop Assoc* 8:20-27
40. Romanowski MR, Repicci JA (2002) Minimally invasive unicondylar arthroplasty. Eight year follow-up. *J Knee Surg* 15:17-22
41. Tria AJ, Coon TM (2003) Minimal incision total knee arthroplasty. Early experience. *Clin Orthop* 416:185-190
42. Laskin RS (2003) New techniques and concepts in total knee replacement. *Clin Orthop* 416:151-153
43. Bonutti PM, Neal DJ, Kester MA (2003) Minimal incision total knee arthroplasty using the suspended leg technique. *Orthopedics* 26:899-903
44. Scuderi GR, Tria AJ (2004) Minimal incision total knee arthroplasty. *Tech Knee Surg* 3:97-104

45. Tria AJ Jr (2004) Minimally invasive total knee arthroplasty: the importance of instrumentation. *Orthop Clin North Am* 35:227-234
46. Tria AJ Jr (2003) Advancements in minimally invasive total knee arthroplasty. *Orthopedics* 26[Suppl 8]:859-863
47. Bonutti PM, Mont MA, Kester MA (2004) Minimally invasive total knee arthroplasty: a 10-feature evolutionary approach. *Orthop Clin North Am* 35:217-226
48. Haas SB, Cook S, Beksac B (2004) Minimally invasive total knee replacement through a mini midvastus approach: a comparative study. *Clin Orthop* (428):68-73
49. DiGioia AM 3rd, Blendea S, Jaramaz B (2004) Computer-assisted orthopaedic surgery: minimally invasive hip and knee reconstruction. *Orthop Clin North Am* 35:183-189

---

## Allineamento e bilanciamento legamentoso

M. SALVI<sup>1</sup>, F. CAPUTO<sup>2</sup>, M. CONTE<sup>2</sup>, C. CHELO<sup>1</sup>, C. VELLUTI<sup>1</sup>

La doppia problematica dell'allineamento e del bilanciamento legamentoso rappresenta in realtà un'entità unica ed indissolubile nella moderna chirurgia protesica del ginocchio.

Sebbene l'allineamento globale dell'arto inferiore e l'allineamento delle singole componenti protesiche giochino un ruolo fondamentale nella cinematica articolare protesica e sui risultati a lungo termine, la fase del bilanciamento legamentoso rappresenta senza dubbio quella più cruciale.

L'importanza del bilanciamento legamentoso in questa chirurgia è rimarcata nello studio di Freeman e coll. [1] del 1978 dall'incidenza del 32% di malallineamento ed instabilità medio-laterale dopo intervento di protesi totale di ginocchio, che gli Autori hanno ricondotto ad un insufficiente bilanciamento delle parti molli.

Nella nostra personale esperienza meno del 10% dei casi sottoposti a protesi totale di ginocchio mostrava un corretto allineamento pre-operatorio dell'arto inferiore (compreso tra 178° e 182° della misurazione a tre punti [2]) che non ha necessitato di un bilanciamento legamentoso in sede chirurgica.

Da ciò si evince che in oltre il 90% dei casi di deformità in varo o valgo dell'arto inferiore è necessario un intervento mirato di rilasciamento delle parti molli retratte per poter raggiungere l'obiettivo finale di un corretto allineamento, presupposto fondamentale per la sopravvivenza a lungo termine dell'impianto protesico [3-7].

Per meglio comprendere quanta parte abbia il tempo del bilanciamento legamentoso in questa chirurgia, basti guardare la deformità fissa in varo rappresentata in Figura 1.

---

<sup>1</sup>Istituto di Clinica Ortopedica, Università degli Studi di Cagliari; <sup>2</sup>Reparto di Chirurgia Protesica e dello Sport, Casa di Cura Polispecialistica Sant'Elena, Quartu S. Elena, Cagliari



**Fig. 1.** Deformità fissa in varo. Una volta eseguite le resezioni ossee femorale distale e tibiale prossimale ortogonalmente all'asse meccanico rispettivo, ciò che manca al corretto allineamento frontale dipende dal bilanciamento delle parti molli

Affinché le linee di resezione ossea tracciate sul radiogramma nel planning pre-operatorio, che dovrebbero essere ortogonali all'asse meccanico del femore e della tibia, si affrontino parallele, ciò dipende soltanto da un adeguato *release* delle parti molli medialia.

Inoltre, essendo le resezioni ossee predeterminate dalle maschere di taglio, che comportano l'asportazione di tanto osso dal condilo femorale distale e posteriore quanto è lo spessore della componente da impiantare, l'equivalenza dei gap in flessione ed in estensione, prerogativa assoluta per ottenere un arco di movimento ampio ed indolore ed una corretta distribuzione delle sollecitazioni sul polietilene, oltre che ad un corretto allineamento rotatorio della componente femorale, è da ascrivere ad un attento bilanciamento delle parti molli.

Un altro fattore che rende così importante il bilanciamento legamentoso nell'intervento di protesi totale di ginocchio è legato alla caratteristica soggettiva ed empirica di questo gesto chirurgico. Vale a dire che, mentre le resezioni ossee sono guidate dal planning pre-operatorio e supportate dallo strumentario protesico, il bilanciamento legamentoso è legato strettamente all'esperienza del chirurgo. Infatti, tolto il recente avvento della chirurgia computer-assistita, la quale, ben lungi dall'aver risolto nei dettagli pratici questo problema, sta cercando di dare un connotato numerico e quantificabile ai *release*, ancora oggi nessuno degli ausili a disposizione dell'ortopedico, a

cominciare dai blocchi spaziatori, per finire con i tensori, è in grado da solo di indicare l'entità e le strutture da rilasciare per bilanciare correttamente l'articolazione.

Ribadito dunque il concetto dell'importanza e dell'indissolubilità dell'allineamento e del bilanciamento legamentoso nella chirurgia protesica del ginocchio, per ragioni espositive e didattiche, affronteremo separatamente i due argomenti.

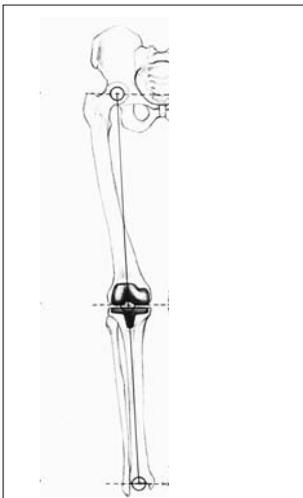
## Allineamento

È necessario distinguere l'allineamento globale dell'arto inferiore sui due piani ortogonali, frontale e sagittale, da quello proprio delle singole componenti protesiche sui tre piani, frontale, sagittale e rotatorio, e trattarli separatamente.

### Allineamento globale frontale dell'arto inferiore

È parere comune che il corretto allineamento globale frontale dell'arto inferiore dopo protesi totale di ginocchio debba coincidere con l'asse meccanico dell'arto inferiore [2], per soddisfare il presupposto meccanico di un'uniforme ripartizione dei carichi sui compartimenti protesici.

Il centro dell'articolazione dell'anca, il centro dell'articolazione del ginocchio ed il centro dell'astragalo devono essere allineati su un'unica semiretta (Fig. 2). Questo obiettivo può essere raggiunto con due approcci profondamente diversi descritti in letteratura: l'allineamento cosiddetto classico e l'allineamento anatomico.

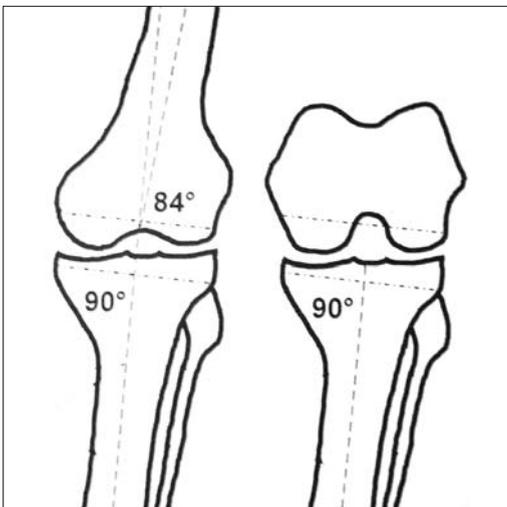


**Fig. 2.** Sia per il planning pre-operatorio che per i controlli post-operatori, l'allineamento dell'arto inferiore deve essere valutato con il sistema dei tre punti su radiogramma 30x90

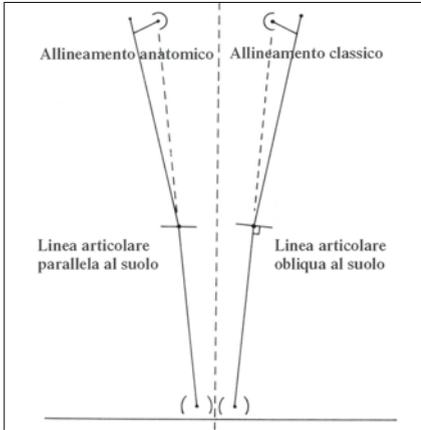
L'allineamento classico, propugnato da Freeman e coll. [8] e Insall e coll. [9, 10], si propone teoricamente di posizionare la rima articolare perpendicolarmente all'asse meccanico dell'arto inferiore. Secondo questo principio le componenti femorale e tibiale si posizionano perpendicolarmente all'asse meccanico rispettivo. In altre parole, la componente tibiale si posiziona a  $90^\circ$  sull'asse anatomico della tibia e quella femorale a  $90^\circ$  sull'asse meccanico del femore che corrisponde ad un angolo valgo di  $5-7^\circ$  rispetto all'asse anatomico del femore (Fig. 3).

L'allineamento anatomico è stato introdotto nel 1982 da un'intuizione di Hungerford e coll. [11]. Dalle osservazioni che la meta-epifisi prossimale della tibia del ginocchio normale forma un angolo di  $3^\circ$  in varo con la diafisi, ragione per la quale la rima articolare risulta parallela al suolo nell'appoggio bipodalico (Fig. 4), questi Autori considerarono l'ipotesi di un posizionamento anatomico della componente tibiale in varo di  $3^\circ$  rispetto all'asse meccanico, con la finalità di avere la rima articolare protesica parallela al suolo nell'appoggio bipodalico. Per compensare i tre gradi in varo della tibia ed ottenere un allineamento corretto dell'arto inferiore, la componente femorale doveva essere posizionata comprensibilmente con  $3^\circ$  di valgo in più, rispetto all'asse meccanico (Fig. 5). Tuttavia, l'entusiasmo per l'allineamento anatomico si esaurì presto per due importanti problemi tecnici.

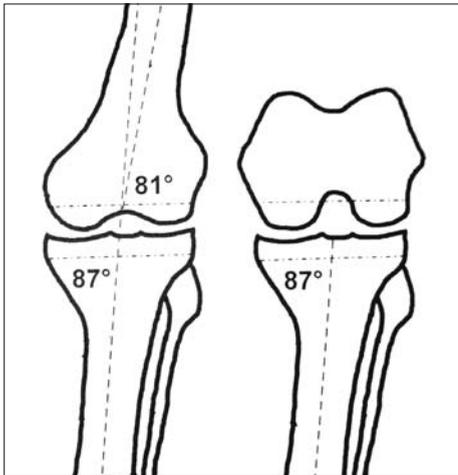
Il primo è legato al fatto che è difficile resecare l'epifisi prossimale della tibia in varo senza eccedere i  $2,5-3^\circ$  raccomandati e che pertanto la possibilità che si verificasse un posizionamento in varo come quello rappresentato in Figura 6 era tutt'altro che improbabile, con conseguenze catastrofiche sulla sopravvivenza dell'impianto protesico [12-14].



**Fig. 3.** Allineamento classico. Le resezioni ossee femorale e tibiale avvengono ortogonalmente all'asse meccanico rispettivo



**Fig. 4.** Nell'appoggio bipodalico, la resezione prossimale della tibia eseguita secondo l'allineamento anatomico comporta un parallelismo tra la linea articolare ed il suolo, mentre la resezione eseguita a  $90^\circ$  secondo l'allineamento classico produce una linea articolare obliqua rispetto al suolo (modificato da [15], per gentile concessione di Elsevier)



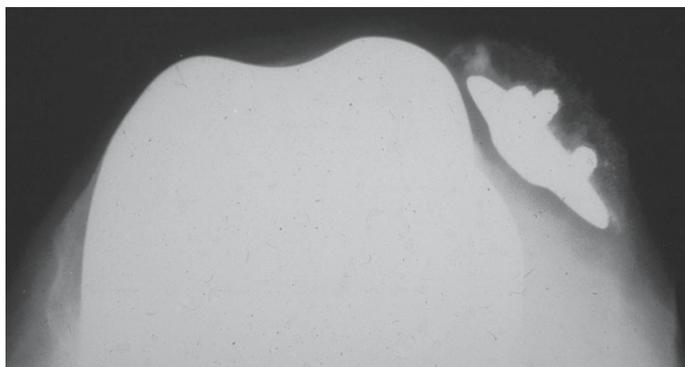
**Fig. 5.** Allineamento anatomico. La tibia prossimale è resecata anatomicamente, e cioè con  $3^\circ$  circa di varo rispetto all'asse meccanico. L'allineamento ortogonale dell'arto inferiore è raggiunto attraverso una resezione femorale più valga di  $3^\circ$

Il secondo problema è legato ai pesanti riflessi che questa filosofia di allineamento ha sull'allineamento rotatorio in flessione della componente femorale. Infatti, se è vero che, in estensione, la resezione in varo di  $3^\circ$  sul piano frontale può essere compensata da  $3^\circ$  in più di valgo della resezione femorale distale, in flessione questo compenso non è realizzabile. Così, per ottenere uno spazio mediale e laterale simmetrici, è necessario resecare simmetricamente i condili femorali posteriori, ciò comporta un'intrarotazione relativa della componente femorale con le conseguenti gravi ripercussioni sullo scorrimento femoro-rotuleo (Fig. 7).

Per quanto detto raccomandiamo di impiegare il metodo classico per ottenere un corretto allineamento dell'arto inferiore sul piano frontale.



**Fig. 6.** Per ottenere una resezione anatomica in varo, secondo la filosofia dell'allineamento anatomico, ci si esponeva spesso al rischio di una resezione molto più vara di quanto desiderato, con conseguenze catastrofiche sulla longevità dell'impianto



**Fig. 7.** La costante intrarotazione relativa della componente femorale nell'allineamento anatomico comportava gravi e frequenti ripercussioni sullo scorrimento femoro-rotuleo, caratterizzate da dolore, tilt, sublussazione e lussazione della rotula

Per concludere questo paragrafo e per sottolineare nuovamente l'importanza dell'allineamento globale dell'arto inferiore nella protesi totale di ginocchio riportiamo una classificazione originale alfa-numerica prognostica del malallineamento e del malposizionamento delle componenti [16]. Il sistema classificativo prevede un meccanismo alfa-numerico, analogo a quello impiegato nella classificazione prognostica AO per le fratture. La prognosi decresce dal gruppo A.1, prognosticamente il più favorevole, al gruppo B.2.c., prognosticamente il più infausto (Tabella 1).

### **Allineamento globale sagittale dell'arto inferiore**

L'obiettivo è quello di allineare l'asse sagittale del femore con l'asse sagittale della tibia, posti su di una semiretta che congiunge il gran trocantere al mal-

**Tabella 1.** Classificazione prognostica del malposizionamento sul piano frontale

---

A. Malposizione compensata delle componenti, con asse meccanico neutro	
A.1 Femore varo – tibia valga	
A.2 Femore valgo – tibia vara	
B. Malposizione non compensata delle componenti, con asse meccanico alterato	
B.1 Asse valgo	
B.1.a	solo componente femorale
B.1.b	solo componente tibiale
B.1.c	entrambe
B.2 Asse varo	
B.2.a	solo componente femorale
B.2.b	solo componente tibiale
B.2.c	entrambe

---

leolo mediale, a ginocchio esteso. È senza dubbio meno importante del precedente ai fini della longevità dell'impianto e soltanto errori grossolani di posizionamento delle singole componenti femorale e tibiale sono capaci di influire negativamente sulla buona riuscita dell'intervento.

A tal proposito è utile tenere presente alcuni concetti che verranno ribaditi più avanti nel paragrafo dell'allineamento delle singole componenti protesiche.

Il primo è che la verifica intra-operatoria dell'allineamento sagittale è di gran lunga più difficile di quello frontale. Succede frequentemente anche a chirurghi esperti di considerare flessio un ginocchio esteso a 180° o esteso un ginocchio iperesteso, anche se di pochi gradi (Fig. 8).

Il secondo è che il femore è naturalmente e variamente procurvato e che la tendenza sarà quella di allineare la componente femorale in procurvato (Fig. 9).



**Fig. 8.** È difficile valutare con precisione il corretto allineamento sagittale dell'arto inferiore (che corrisponde al grado di estensione del ginocchio) sul tavolo operatorio



**Fig. 9.** Componente femorale procurvata

Il terzo è che va accuratamente evitato il posizionamento in recurvato della componente tibiale, mentre è tollerato un posizionamento in procurvato anche di 7°. Un ginocchio flessa entro i 5° è tollerabile, mentre un recurvato anche lieve, soprattutto se abbiamo impiantato una protesi a stabilità posteriore, va evitato per impedire che il conflitto del box intercondilico femorale contro la camma tibiale conduca ad una rapida usura del polietilene di questo distretto.

### **Allineamento delle singole componenti protesiche sui tre piani**

Per cogliere in pieno l'importanza che ha il posizionamento delle singole componenti sull'allineamento globale dell'arto inferiore, basta considerare che il posizionamento di ciascuna componente protesica avviene con 6° di libertà istantanea: varo-valgo, flessione-estensione, medio-laterale, prossimodistale, antero-posteriore, intra-extrarotazione.

Con 6 paia di gradi di libertà istantanea, si configurano 12 possibilità di malallineamento di ciascuna componente protesica che, moltiplicate per il numero delle componenti (da 2 a 3 in caso di sostituzione anche della rotula), danno da 24 a 36 combinazioni complessive di malallineamento [17].

Inoltre, il malallineamento può esprimersi su più piani contemporaneamente, compensarsi o scompensarsi, come già abbiamo mostrato nella classificazione prognostica sopra riportata.

### **Allineamento frontale della componente femorale**

L'allineamento frontale della componente femorale prevede l'impiego di due sistemi di guida: extramidollare e endomidollare.

Il sistema extramidollare si basa su due principi: l'utilizzazione dell'asse meccanico del femore come riferimento ed il *release* delle parti molli per guidare le resezioni ossee. Infatti, la resezione distale del femore viene eseguita solo dopo aver posto in tensione le strutture legamentose mediali e laterali mediante un apposito tensore, fino ad ottenere un corretto allineamento del piano di resezione sull'asse meccanico (Fig. 10).

Il sistema di allineamento endomidollare, che oggi ha sostanzialmente soppiantato il precedente, ha come riferimento l'asse anatomico del femore. Si stabilisce sul radiogramma pre-operatorio l'entità dell'angolo incidente tra l'asse meccanico e l'asse anatomico del femore e la resezione femorale distale viene praticata mediante l'ausilio di un goniometro che riproduce l'angolo suddetto.

I risultati sull'accuratezza dei due sistemi riportati in letteratura sono controversi.

Alcuni Autori [18, 19] non hanno riscontrato differenze statisticamente significative tra i due sistemi, ma hanno dimostrato che entrambi necessitano di alcuni accorgimenti per una resezione riproducibile.

Altri [20] propendono decisamente per il sistema endomidollare che ritengono più sicuro ed affidabile.



**Fig. 10.** Tenser in estensione

Nell'allineamento extramidollare il punto critico è quello di identificare il centro della testa femorale. A tal proposito possono essere utilizzati reperi radiografici o, come punto di riferimento, la spina iliaca antero-superiore.

Ritter e coll. [21] hanno elaborato delle tabelle anatomiche che, in base alla distanza tra le due spine iliache ed al sesso del paziente, indicano la distanza tra la spina ed il centro della testa femorale omolaterale, con uno scarto di 1-2 mm.

I possibili errori nell'utilizzo del sistema endomidollare sono legati alla capacità di collocare l'asta endomidollare al centro del canale femorale [22]. Per posizionare l'asta di allineamento esattamente lungo l'asse anatomico del femore è necessario praticare il foro d'entrata sei millimetri medialmente all'incisura condiloidea [23]. Se il foro è praticato più medialmente, l'effetto sarà un taglio varo, se al contrario è praticato più lateralmente, il taglio sarà valgo.

L'orientamento dell'asta nel canale midollare è anche condizionato dal diametro di entrambi. Un'asta di piccolo diametro o un canale di grosse dimensioni possono condizionare una resezione non accurata.

### ***Allineamento frontale della componente tibiale***

Anche per la tibia sono disponibili sia il sistema di allineamento extramidollare, che quello endomidollare.

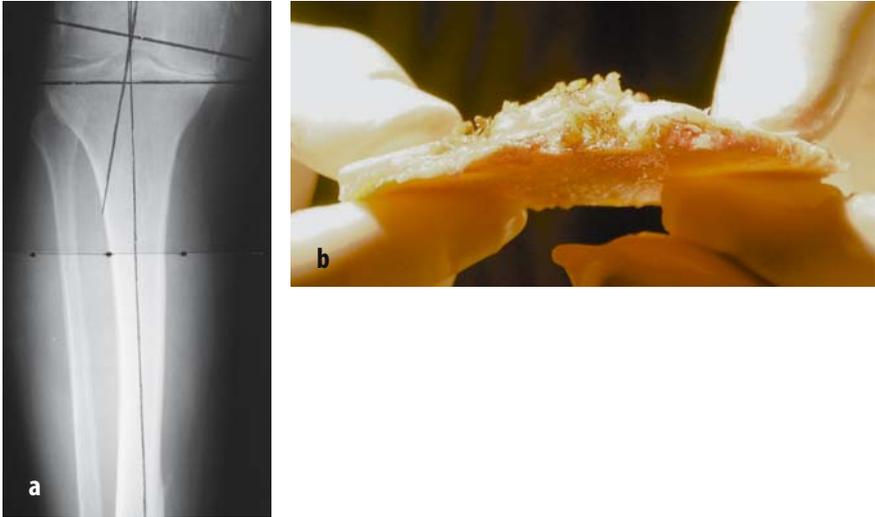
Il sistema extramidollare, legato all'apposizione di un'asta esterna sulla superficie anteriore della tibia e della meta-epifisi tibiale prossimale, necessita di alcuni accorgimenti tecnici perché sia accurato e riproducibile.

Dato che l'epifisi prossimale della tibia è angolata in varo di circa 3° rispetto alla diafisi, la tendenza è quella di posizionare la maschera di taglio in maniera tale da resecare la tibia prossimale in varo. Per evitare questo ci vengono in aiuto il planning pre-operatorio ed alcuni reperi anatomici intra-operatori.

Generalmente nel ginocchio varo, per la deformità e la normale costituzione anatomica della metafisi prossimale di cui abbiamo già detto, la resezione ortogonale all'asse meccanico tibiale comporta un'asportazione di osso maggiore lateralmente che medialmente. Dal planning pre-operatorio si apprezza la quantità di osso da asportare lateralmente per resecare la tibia prossimale a 90° e la si compara con la resezione ossea ottenuta sul campo operatorio (Fig. 11).

Nel caso in cui ci fosse una discrepanza tra la misurazione radiografica dello spessore e quella chirurgica, dobbiamo sospettare di non avere posizionato la maschera di taglio ortogonalmente all'asse longitudinale della tibia.

Il reperi distale per il corretto allineamento della guida extramidollare deve essere il margine laterale del tendine del tibiale anteriore che è posto circa 5-7 mm medialmente al centro della distanza intermalleolare (Fig. 12),



**Fig. 11.** Il *planning* pre-operatorio utile per indicare la corretta resezione tibiale prossimale. a L'ipotetica resezione tibiale a 90° comporta una maggiore resezione tibiale dal lato laterale che da quello mediale. b L'avvenuta resezione, che è possibile confrontare con quella radiografica



**Fig. 12.** Il repere distale per l'allineamento della guida tibiale extramidollare è posto medialmente di 5-7 mm rispetto alla distanza intermalleolare e coincide con il decorso del tendine del tibiale anteriore

mentre il repere prossimale è rappresentato dalla tuberosità tibiale anteriore e dalla spina laterale tibiale, seguendo il concetto che la guida va medializzata distalmente (Fig. 13) e lateralizzata prossimalmente.

Il sistema endomidollare (Fig. 14) è un mezzo affidabile che non necessita di particolari accorgimenti, ma presenta l'inconveniente dell'invasività, dopo quella femorale, del canale midollare della tibia e di non poter essere impiegato in caso di esiti di frattura, osteotomia tibiale alta o deformità grave della tibia.



**Fig. 13.** Il cursore distale della guida tibiale extramidollare deve essere mediatizzato di circa 5 mm



**Fig. 14.** Guida tibiale endomidollare

### **Allineamento sagittale della componente femorale**

Come detto precedentemente nel paragrafo relativo all'allineamento sagittale dell'arto inferiore, salvo errori grossolani, è raro che un lieve malallineamento causato da un malposizionamento delle componenti femorale e tibiale comprometta la longevità dell'impianto.

Il corretto posizionamento sagittale della componente femorale dipende dal corretto orientamento del chiodo endomidollare e quindi dall'esecuzione della resezione femorale distale su questo piano.

Un posizionamento in flessione della componente femorale (Fig. 9) può essere responsabile di un deficit dell'estensione e, se associato ad una resezione tibiale procurvata, di un contatto anteriore prematuro tra componente femorale e polietilene.

Un posizionamento recurvato o talora anche neutro, in caso di un femore con accentuato procurvato, rischia di comportare una resezione profonda del femore anteriore (*notching*), che dovrebbe essere evitata (Fig. 15).

### **Allineamento sagittale della componente tibiale**

Anche per la componente tibiale vale quanto detto per quella femorale. Lo scopo teorico è quello di posizionare la componente tibiale a 90° rispetto all'asse anatomico della tibia. Tuttavia, un certo grado di procurvato (*posterior slope*) fino a 5° è ben tollerato, soprattutto se si impianta una protesi che conserva il legamento crociato posteriore (LCP).



**Fig. 15.** Una resezione femorale anteriore eccessiva (*notching*) è da evitare, anche a costo di un posizionamento femorale sagittale leggermente procurvato



**Fig. 16.** Sul piano sagittale la resezione tibiale prossimale recurvata deve essere accuratamente evitata per il rischio di un ginocchio recurvato instabile e della sublussazione posteriore della tibia

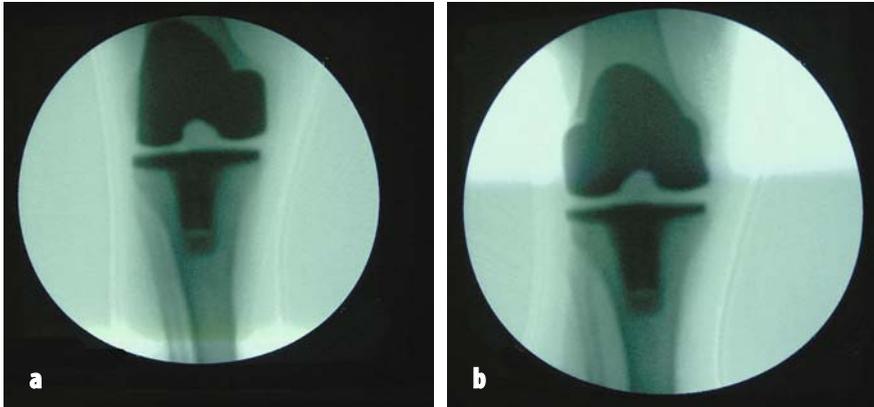
Al contrario, non è tollerato alcun posizionamento in recurvato, che oltre a chiudere lo spazio in flessione durante il movimento di flessione del ginocchio, tanto da limitarlo, comporta lo spostamento del carico femoro-tibiale anteriormente, con una sublussazione posteriore della tibia ed un precoce fallimento dell'impianto (Fig. 16).

È la ragione per la quale gli strumentari protesici prevedono un'angolazione posteriore della maschera di resezione prossimale della tibia, compresa tra 3 e 7°.

Per concludere il paragrafo dell'allineamento nella protesi totale di ginocchio, desideriamo porre l'accento su un argomento che è poco discusso in letteratura e che riguarda l'analisi radiografica post-operatoria.

Proprio a causa della variabile inclinazione posteriore della resezione tibiale può accadere, al controllo radiografico post-operatorio, di trovarsi di fronte ad un allineamento in varo o in valgo della componente tibiale che contrasta con quanto praticato in sede operatoria. L'amara sorpresa, tuttavia, può essere apparente. Infatti, la rotazione dell'arto inferiore durante l'esecuzione del radiogramma può influire drammaticamente sulla valutazione reale dell'asse frontale.

L'immagine fluoroscopica rappresentata in Figura 17 mostra lo stesso caso in rotazione esterna ed in rotazione neutra, rispettivamente. La componente tibiale apparentemente vara di circa 3° in Figura 17a, è in realtà posizionata a 90°, come mostra la Figura 17b. Questo pone l'accento sulla necessità di valutare l'asse frontale ed il posizionamento frontale delle singole componenti protesiche non attraverso un semplice esame radiografico standard, seppur correttamente eseguito, ma mediante l'impiego sistematico della fluoroscopia che permette di neutralizzare le rotazioni, possibilmente responsabili di false immagini.



**Fig. 17.** Lo studio radiografico post-operatorio dell'allineamento frontale femoro-tibiale è influenzato dall'inclinazione posteriore della componente tibiale (slope). Il radiogramma antero-posteriore deve essere eseguito tenendo conto della rotazione delle componenti, per evitare una falsa immagine. **a** Immagine fluoroscopica di una componente tibiale apparentemente vara. **b** Lo stesso caso in rotazione neutra mostra il corretto allineamento della componente tibiale

### **Allineamento rotatorio della componente femorale**

Se si tiene conto di quanto esposto nel paragrafo dell'allineamento dell'arto inferiore relativamente all'allineamento classico, che prevede la resezione prossimale della tibia a  $90^\circ$  sull'asse meccanico, appare evidente che, per ottenere un gap rettangolare in flessione, la resezione femorale posteriore debba essere asimmetrica, debba cioè comportare l'asportazione di una maggior quantità di osso dal condilo femorale posteriore mediale che da quello laterale (Fig. 3).

In sostanza, prendendo come riferimento la tangente ai condili femorali posteriori, la resezione femorale anteriore e posteriore dovrebbe avvenire in rotazione esterna di circa  $3^\circ$ . È la ragione per la quale la maggior parte degli strumentari protesici prevede oggi una rotazione esterna standard di  $3^\circ$  per la componente femorale.

Tuttavia, non sempre le volute posteriori dei condili femorali possono essere sfruttate a tale scopo, come nel caso di erosione ossea da artrite reumatoide o in caso di ipoplasia del condilo femorale laterale, come nel ginocchio valgo grave.

In letteratura, a quel che ci risulta sono descritti 5 metodi per ottenere un corretto allineamento rotatorio della componente femorale: quello dei  $3^\circ$  di rotazione standard appena descritto, quello transepicondylare [24], quello della A-P line di Whiteside [25], quello dell'asse meccanico della tibia [26, 27] e quello della asimmetria condilica posteriore [28].

La metodica transepicondilare si basa sul concetto che l'asse di rotazione femorale durante il movimento di flessione-estensione del ginocchio coincide con l'asse transepicondiloideo (Fig. 18).

L'allineamento secondo questo asse si ottiene dopo aver evidenziato gli epicondili mediale e laterale, cosa non sempre agevole, ma di sicura efficacia (Fig. 19).

La metodica che sfrutta la *A-P line* di Whiteside [25] prevede resezione anteriore e posteriore del femore perpendicolari alla linea che congiunge il punto più profondo del solco femorale con il centro della gola intercondiloidea (la linea verticale marcata con blu di metilene in Figura 20), che generalmente risulta perpendicolare alla linea transepicondiloidea.

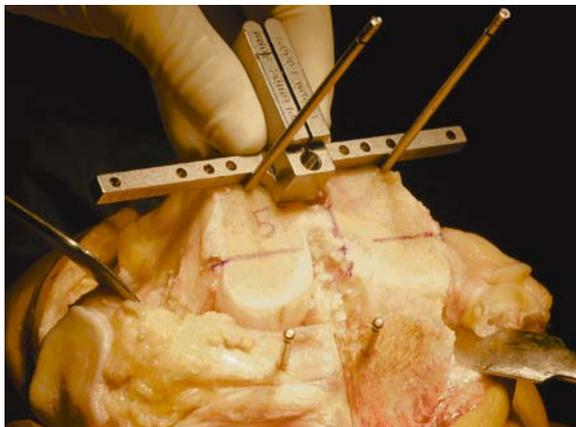
Il metodo descritto da Buechel [26], prevede di riferire la resezione anteriore e posteriore del femore alla resezione tibiale precedentemente eseguita mediante uno spaziatore.



**Fig. 18.** Asse transepicondiloideo in rapporto alla tangente ai condili posteriori del femore



**Fig. 19.** Allineamento transepicondiloideo



**Fig. 20.** Allineamento secondo la linea di Whiteside. La linea verticale marcata in colore (linea di Whiteside) è perpendicolare alla linea transepicondiloidea e rappresenta la corretta linea di allineamento rotatorio della componente femorale

Infine, la metodica descritta da Laskin [28] prevede la resezione posteriore del femore parallelamente alla voluta condilica posteriore e compensa il gap asimmetrico con una componente femorale a condili posteriori asimmetrici in cui quello laterale è più spesso di quello mediale di circa 3 mm (Fig. 21).

Quale che sia la metodica prescelta, bisogna tenere presente che la componente femorale deve essere posizionata comunque in rotazione esterna rispetto alla linea condilica posteriore e pertanto nei casi semplici, di deformità contenuta entro i  $10^\circ$ , senza difetti ossei posteriori femorali, è utile impiegare il metodo del riferimento condilico posteriore con rotazione standard di  $3^\circ$ , per chi sta cominciando questa chirurgia.

I casi di deformità grave o il ginocchio valgo comportano un'esperienza chirurgica maggiore ed una dimestichezza comprovata con tutti i sistemi di verifica intra-operatori della rotazione della componente femorale e non dovrebbero essere di pertinenza di chirurghi poco esperti.



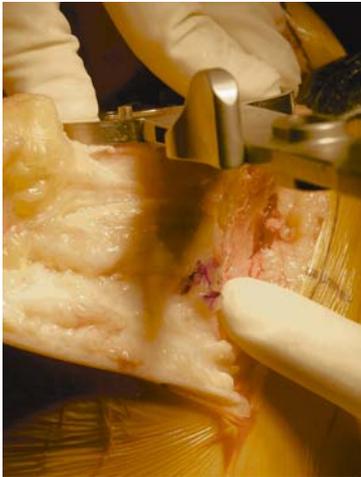
**Fig. 21.** Componente femorale del modello Genesis (Smith & Nephew, Memphis) a condili posteriori asimmetrici

### **Allineamento rotatorio della componente tibiale**

La rotazione della componente tibiale è raramente problematica perché la tibia è meglio esposta del femore ed i reperi a cui fare riferimento sono molteplici. Anche per la componente tibiale bisogna evitare accuratamente l'intrarotazione.

La scelta del posizionamento rotatorio della componente tibiale può essere fatta in flessione o in estensione. La tecnica in flessione prevede il posizionamento della componente tibiale sulla base di alcuni reperi. Un reperi distale è rappresentato dal secondo raggio metatarsale, che deve essere allineato con il manico della maschera tibiale. Prossimalmente il reperi è la tuberosità tibiale anteriore (tta) o l'inserzione tibiale del LCP; in questo caso il centro del manico della maschera tibiale deve coincidere con il terzo mediale della tta (Fig. 22) e l'incisura posteriore della maschera deve coincidere con l'inserzione tibiale del LCP (Fig. 23).

La tecnica in estensione è anche detta *self adjusting* perché dopo aver inserito le componenti di prova femorale e tibiale ed aver flessò ed esteso il ginocchio alcune volte, la componente tibiale si adatta alla rotazione femorale in estensione.



**Fig. 22.** Per la rotazione della componente tibiale si può sfruttare la tuberosità tibiale anteriore. Il manico della maschera tibiale dovrebbe coincidere con il terzo mediale della tuberosità tibiale anteriore



**Fig. 23.** Anche l'incisura tibiale del legamento crociato posteriore può essere presa come reperi per l'allineamento rotatorio della componente tibiale

## Bilanciamento articolare in flessione ed estensione

Con questo termine si deve intendere la condizione di giusta tensione legamentosa, detta stabilità, durante l'intero arco di movimento del ginocchio.

In letteratura sono stati descritti in successione due metodi di bilanciamento articolare, derivati da due filosofie profondamente diverse ed in contrasto l'una con l'altra: la cosiddetta *gap technique* e la *measured resection technique*.

La prima nasce negli anni '70 ad opera di Freeman e coll. [8] ed Insall [29, 30]. Questa tecnica prevede l'esecuzione del gap in flessione, dato dalla resezione della tibia prossimale e dei condili femorali posteriori. Ottenuto il gap in flessione lo si rende simmetrico medialmente e lateralmente attraverso il bilanciamento legamentoso. Si misura il gap simmetrico in flessione con gli appositi spacer (Fig. 24) e si esegue mediante un tensore la resezione distale del femore per ottenere un gap in estensione uguale a quello in flessione.

La seconda metodica nasce nei primi anni '80, descritta da Hungerford e coll. [11]. È detta tecnica della resezione misurata, perché, basandosi sul principio della conservazione del LCP, la resezione ossea è tesa a conservare l'interlinea articolare. In altre parole si asporta tanto osso quanto è lo spessore delle componenti protesiche.

Oggi, con l'introduzione dello strumentario femorale endomidollare e l'abbandono di quello extramidollare, si pratica una tecnica che è un ibrido delle due. Si resecta indifferentemente la tibia prossimale od il femore distale, asportando la minima quantità di osso possibile; si bilancia in estensione e si misura il gap. Quindi si crea il gap in flessione e si bilancia. Se il gap in esten-

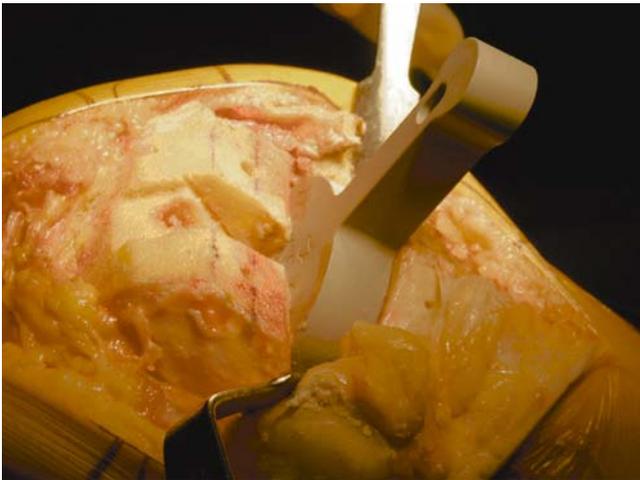
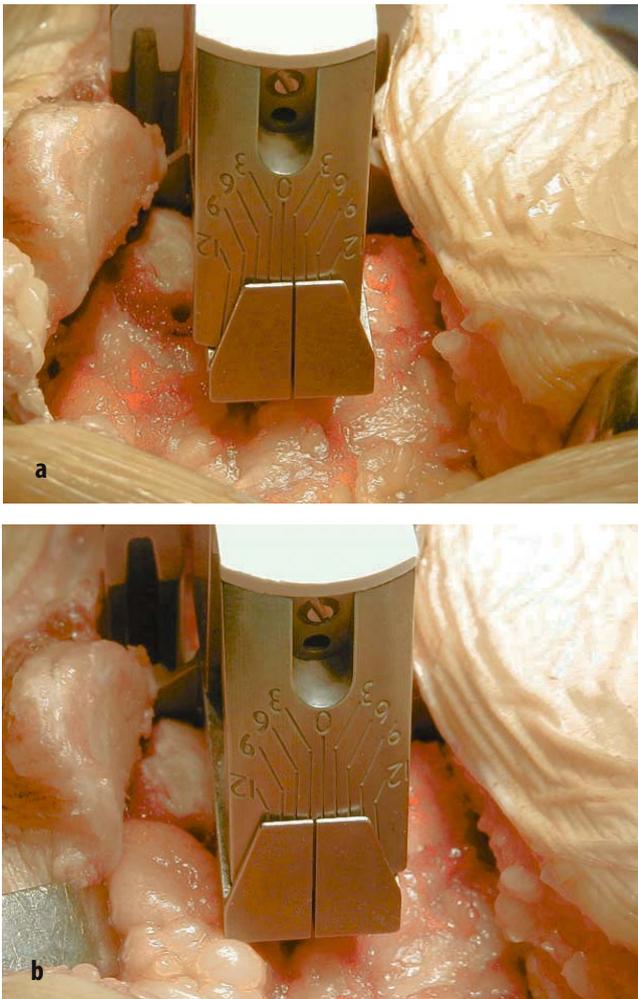


Fig. 24. Spacer in sede per la misura del gap in flessione

sione è più stretto di quello in flessione (è la sola eventualità che può accadere se la resezione prossimale della tibia e quella distale del femore sono state economiche) si esegue un'ulteriore resezione di 1 o 2 mm del femore distale.

La valutazione della simmetria dei gap mediale e laterale ed in estensione e flessione può essere verificata con l'utilizzo di spacer (Fig. 24) o di tensor di nuova generazione (Fig. 25).

Descriviamo ora come si procede nel bilanciamento legamentoso in rapporto alla deformità in varo od in valgo.



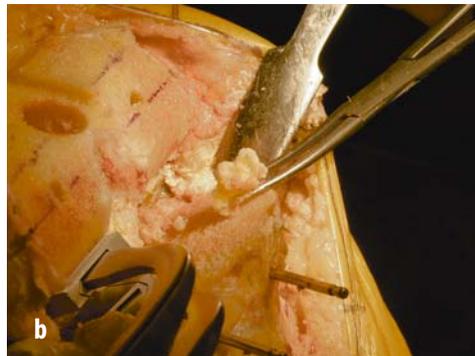
**Fig.25.** *Usa dei tensor di nuova generazione per il bilanciamento articolare. a Tensor prima del release. b Tensor dopo il release*

### Bilanciamento legamentoso nel ginocchio varo

Innanzitutto prima di bilanciare le parti molli è necessario (e questo vale anche per la deformità in valgo od in flessione) asportare gli osteofiti che tendono in maniera abnorme le strutture legamentose. Pertanto, se in un ginocchio varo, dopo aver eseguito le resezioni ossee, ci si trovasse di fronte ad un deficit di estensione, prima di pensare ad una resezione femorale distale più generosa, è bene verificare che gli osteofiti mediali e posteriori siano stati asportati (Figg. 26, 27).



**Fig. 26.** L'asportazione degli osteofiti rappresenta un tempo fondamentale e non accessorio del bilanciamento legamentoso



**Fig. 27.** Asportazione dell'osteofita postero-mediale. a Scalpello posizionato per l'osteotomia dell'osteofita posteriore del condilo femorale mediale. b Osteofita asportato

Il *release* legamentoso in un ginocchio deve procedere a partire dal legamento collaterale mediale profondo, e cioè dal *release* del legamento menisco-tibiale (Fig. 28), e procedere distalmente, a seconda delle necessità, fino a scollare il legamento collaterale mediale superficiale e la zampa d'oca (Fig. 29).

In caso di grave deformità, con retrazione in estensione si può proseguire con il *release* postero-medialmente e distaccare il tendine diretto del muscolo semimembranoso ed il gemello mediale.



**Fig. 28.** Il *release* mediale comincia sempre dal legamento collaterale mediale profondo, rappresentato dal legamento menisco-tibiale



**Fig. 29.** Successivamente si procede per gradi, a seconda della necessità, con il *release* del legamento collaterale mediale superficiale

Whiteside [31], come per il ginocchio valgo, insiste per un *release* funzionale a seconda che la retrazione sia prevalentemente in estensione o in flessione. Se è prevalente in estensione, l'Autore consiglia un *release* della porzione più posteriore del legamento collaterale mediale; se al contrario è prevalente in flessione, consiglia un *release* della sola porzione anteriore.

### Bilanciamento legamentoso nel ginocchio valgo

Il bilanciamento del ginocchio valgo avviene con le stesse modalità del ginocchio varo, ma è più complicato.

Dopo aver asportato gli osteofiti, è necessario verificare se la retrazione è presente sia in flessione che in estensione oppure è presente solo in flessione o solo in estensione, sempre seguendo quanto proposto da Whiteside [31].

Se la retrazione è presente sia in estensione che in flessione, le strutture laterali da rilasciare sono il legamento collaterale laterale ed il tendine del popliteo. Le stesse strutture vanno sezionate anche se la retrazione è presente solo in flessione.

Se invece la retrazione è presente solo in estensione, le strutture da rilasciare saranno la bendelletta ileo-tibiale e la capsula postero-laterale.

Personalmente, anche per deformità in valgo di 15 o 20°, abbiamo trovato che la tecnica cosiddetta *pie crust* o *multiple puncture* [32], che consiste in un *release* dall'interno dell'articolazione, posta in estensione e distratta mediante lo *spreader*, attraverso l'esecuzione di punture multiple con una lama da bisturi n° 11 (Fig. 30), offre un sicuro e sufficiente *release* delle strutture laterali, per quanto non così selettivo come quello raccomandato da Whiteside.

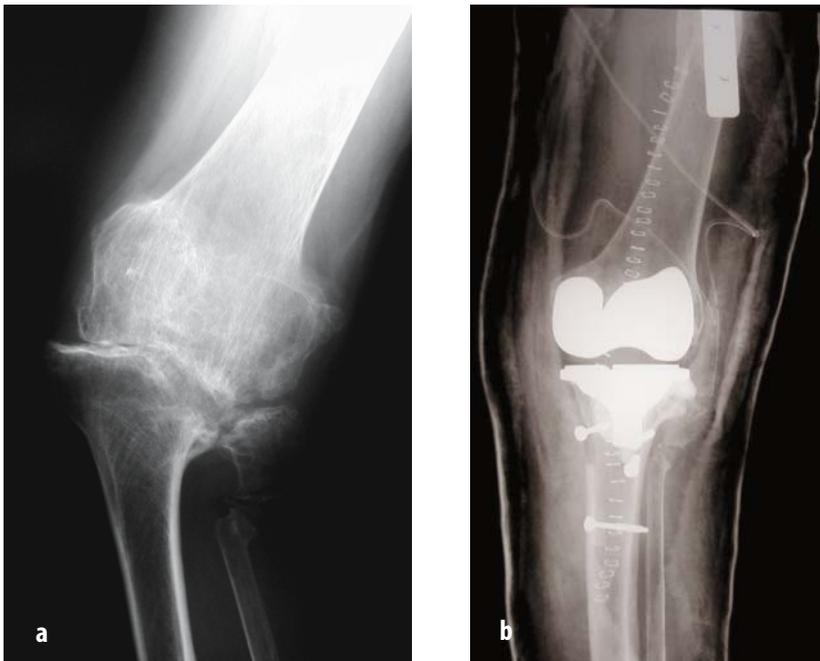


**Fig. 30.** Schema del *release* laterale e postero-laterale per ginocchio valgo, secondo la tecnica *pie crust*

In situazioni limite, come quelle presentate in Figura 31, in cui non è sufficiente bilanciare attraverso un *release*, per quanto esteso, può essere perfino necessario un ritensionamento mediale.

Infine, per rimarcare la difficoltà tecnica di ottenere un corretto allineamento e bilanciamento delle parti molli nella chirurgia protesica del ginocchio, desideriamo chiudere questo paragrafo con la citazione del lavoro di Griffin e coll. [33] sull'accuratezza del bilanciamento nei primi impianti. In questo studio, condotto su 104 ginocchia, gli Autori hanno riscontrato un perfetto bilanciamento tra il compartimento mediale e quello laterale e tra il gap in flessione e quello in estensione solo nel 7,7% dei casi. Un gap rettangolare in flessione entro 1 mm è stato riscontrato nell'84% dei casi ed un gap rettangolare in estensione nell'89% dei casi. Un bilanciamento rettangolare, con la tolleranza di 1 mm, tra il gap in flessione e quello in estensione è stato ottenuto nel 47,1% nel compartimento laterale e nel 56,7% nel compartimento mediale.

Ciò sta ad indicare che la perfetta simmetria dei gap in estensione ed in flessione e tra i compartimenti mediale e laterale si può ottenere in meno del 10% dei casi e che un perfetto bilanciamento dei compartimenti mediale e laterale in flessione ed in estensione si ottiene solo nella metà dei casi.



**Fig. 31.** a Ginocchio valgo instabile grave post-osteotomia. b Necessario ritensionamento mediale del legamento collaterale mediale con fissazione distale con vite AO

## Bibliografia

1. Freeman MAR, Todd RC, Bamert P et al (1978) ICLH arthroplasty of the knee: 1968-1978. *J Bone Joint Surg Br* 60:339-344
2. Myrnerets R (1979) High tibial osteotomy in medial osteoarthritis of the knee. Linköping University Medical Dissertations, No. 77. Vimmerby VTT-Grafiska, Linköping, Sweden
3. Lotke PA, Ecker ML (1977) Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 59:77-79
4. Lewallen DG, Bryan RS, Peterson LFA (1984) Polycentric total knee arthroplasty: a ten year followup study. *J Bone Joint Surg Am* 66:1211
5. Moreland JR, Basset LW, Hanker GJ (1987) Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am* 69:745-749
6. Windsor RE, Scuderi GR, Moran MC et al (1989) Mechanism of failure of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 248:15-20
7. Ritter MA, Faris PM, Keating M et al (1994) Postoperative alignment of total knee replacement. Its effects on survival. *Clin Orthop* 299:153-156
8. Freeman MAR, Swanson SA, Todd RC (1973) Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. *Clin Orthop* 94:153-170
9. Insall JN, Ranawat CS, Scott WN, Walker P (1976) Total condylar knee replacement: preliminary report. *Clin Orthop* 120:149-154
10. Insall JN, Scott WN, Ranawat CS (1979) The total condylar knee prosthesis: a report of 220 cases. *J Bone Joint Surg Am* 61:173-179
11. Hungerford DS, Kenna RV, Krackow KA (1982) The porous coated anatomic total knee. *Orthop Clin North Am* 13:103-122
12. Salvi M, Velluti C, Capone A et al (1998) Eziopatogenesi e prognosi degli errori di allineamento sul piano frontale nelle artroprotesi totali di ginocchio. *Giorn Ital Ortop Traumatol* 24 [Suppl 3]:191-203
13. Jonsson B, Astrom J (1988) Alignment and long-term clinical results of a semiconstrained knee prosthesis. *Clin Orthop* 226:124-128
14. Moreland JR (1988) Mechanisms of failure in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 226:49-64
15. Krackow KA (1990) *The technique of total knee arthroplasty*. Mosby, St. Louis
16. Salvi M (1998) Eziopatogenesi e prognosi degli errori di allineamento sul piano frontale nelle protesi tibiali di ginocchio (Comunicazione personale). 83° Congresso della Società Italiana di Ortopedia e Traumatologia, Ottobre, Genova
17. Hungerford DS, Mont MA (1999) The issue of ligament balance in revision total knee replacement. *Total Knee Forum*, May, Washington, DC
18. Cates HE, Ritter MA, Keating M et al (1993) Intramedullary versus extramedullary femoral alignment systems in total knee replacement. *Clin Orthop* 286:32-39
19. Morawa LG, D'Antonio GA, Manley MT et al (1998) Interoperative comparison of knee alignment during TKA using intramedullary and extramedullary instrumentation. Scientific Exhibit, AAOS 65th Annual Meeting, New Orleans
20. Laskin RS (2001) Intramedullary instrumentation: safer and more accurate than extramedullary instrumentation. *Orthopedics* 8:739-743
21. Ritter MA, Campbell ED (1988) A model for easy location of the center of the femoral head during total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 3:59-61
22. Laskin RS (2003) Instrumentation pitfalls: you just can't go on autopilot! *J Arthroplasty* 18[Suppl 1]:18-22
23. Reed SC, Gollish J (1997) The accuracy of femoral intramedullary guides in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 12:677-682

24. Insall JN (1988) Choices and compromises in total knee arthroplasty. Presidential address to The Knee Society. *Clin Orthop* 226:43
25. Anouchi YS, Whiteside LA, Kaiser AD, Milliano MT (1993) The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clin Orthop* (287):170-177
26. Buechel FF, Pappas MJ (1989) New Jersey low contact stress knee replacement system. Ten-year evaluation of meniscal bearings. *Orthop Clin North Am* 20:147-177
27. Stiehl JB, Cherveney PM (1996) Femoral rotational alignment using the tibial shaft axis in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (331):47-55
28. Laskin RS (2000) Flexion space balancing using a prosthesis with asymmetrical posterior femoral condyles without external rotation. *Am J Knee Surg* 13:169-172
29. Freenwold AS, Black JD, Matejczyk MB et al (1981) Total knee replacement. *Instr Course Lect* 30:301-341
30. Insall JN (1984) Total knee replacement. In: Insall JN (ed) *Surgery of the knee*. Churchill - Livingstone, New York, pp 626-631
31. Whiteside LA (2004) *Ligament balancing in total knee arthroplasty*. Springer Berlin Heidelberg New York
32. Clarke HD, Scuderi GR (2004) Correction of valgus deformity in total knee arthroplasty with the pie-crust technique of lateral soft-tissue releases. *J Knee Surg* 17:157-161
33. Griffin FM, Insall JN, Scuderi GR (2000) Accuracy of soft tissue balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 8:970-973

---

# La chirurgia mini-invasiva nelle protesi totali di ginocchio

M. INNOCENTI, R. CIVININI, M. VILLANO

## Introduzione

L'applicazione della chirurgia mini-invasiva (MIS) alla protesi totale di ginocchio costituisce una tendenza non eludibile nel momento in cui la opportunità di conservare quanto più possibile le strutture anatomiche, ampiamente accettata concettualmente, si stia affermando anche nel riscontro clinico.

La necessità di applicare una tecnica chirurgica nuova all'impianto di modelli protesici tradizionali o comunque non dedicati rende l'argomento ricco di dibattito e le stesse soluzioni tecniche non univoche; il concetto della riduzione delle incisioni sia superficiali che profonde è solo un modo di intendere la MIS, che viene in questo senso identificata con una variazione della tecnica chirurgica tradizionale, mentre ne esiste un altro, definibile tecnologico, che si basa sulla ricerca di impianti a minor ingombro da applicare con navigazione.

A questo proposito ci si domanda se sia corretto modificare il disegno dell'impianto sacrificandone caratteristiche ben collaudate allo scopo di ottenere un miglioramento dei risultati che, pur essendo tangibile nelle fasi precoci, potrebbe non essere rilevante quando valutato a distanza.

## Indicazioni

Non tutti i pazienti possono essere operati con successo mediante MIS; il paziente ideale dovrebbe avere una deformità inferiore a 10° in varo e 15° in valgo, una contrattura in flessione inferiore a 10°, buona qualità ossea, massa

corporea e muscolatura non eccessive; è inoltre opportuno che il rapporto fra circonferenza del ginocchio e lunghezza dell'arto non sia eccessivamente elevato; anche la rotula bassa a causa della brevità del tendine rotuleo rende più difficile l'accesso [1, 2].

Sono generalmente da escludere casi particolarmente complessi come esiti di frattura o di osteotomia, artropatie infiammatorie, artropatia emofilica, la maggior parte delle revisioni.

## **Tecnica chirurgica**

Sebbene siano state già proposte numerose tecniche mini-invasive per la protesi totale di ginocchio, anche fra loro molto differenti, esistono tuttavia dei principi di base, comuni a tutti gli accessi e che caratterizzano una tecnica mini-invasiva rispetto ad un impianto tradizionale:

- ridotta incisione chirurgica;
- applicazione della finestra mobile per l'esposizione di tutto il ginocchio;
- risparmio del meccanismo quadricipitale;
- risparmio del recesso sovrarotuleo;
- lateralizzazione della rotula senza eversione;
- tagli *in situ* senza o con ridotta dislocazione femoro-tibiale;
- strumentario dedicato con minimo ingombro spaziale.

### **Ridotta incisione chirurgica**

Rappresenta il primo passaggio della chirurgia mini-invasiva, e prevede la riduzione dell'incisione ad una lunghezza compresa fra i 7 ed i 12 centimetri, con una certa variabilità legata al morfotipo e alle caratteristiche del ginocchio da operare.

In linea generale, quanto maggiore è il diametro del femore, misurato agli epicondili, tanto maggiore dovrà essere l'incisione cutanea. Così pure una ridotta altezza rotulea, misurata secondo l'indice di Insall-Salvati, richiederà una maggiore lunghezza dell'incisione cutanea. Infine, i pazienti muscolosi, più ancora di quelli obesi, richiederanno un'incisione più ampia [3].

### **Finestra mobile cutanea**

Una volta eseguita una ridotta incisione cutanea è fondamentale sfruttare il concetto della finestra mobile attraverso l'arco flessorio del ginocchio. Infatti, a ginocchio esteso la finestra si sposta prossimalmente esponendo più agevolmente la regione sovracondiloidea; a ginocchio flessa la finestra si muove distalmente esponendo al meglio la regione del piatto tibiale.

La mobilizzazione dei tessuti molli può essere utilizzata anche in senso medio-laterale.

## Strumentazione e vie di accesso

La caratteristica dello strumentario per MIS consiste in ridotto ingombro associato ad uguale capacità di assicurare riferimenti idonei a corrette resezioni. A questo scopo sono state modificate o appositamente disegnate nuove maschere di resezione e strumenti di reperi e per la misurazione delle componenti.

Come abbiamo già riassunto i tre elementi principali delle vie d'accesso mini-invasive sono il maggiore risparmio possibile del meccanismo quadricipitale, la lateralizzazione senza eversione della rotula ed il risparmio del recesso sovrarotuleo.

Oltre agli evidenti vantaggi nel mantenere l'integrità dell'apparato estensore, la lateralizzazione della rotula senza eversione permette di ridurre gli stress in elongazione sul tendine rotuleo e il rischio di distacco dalla tuberosità; la minore cicatrice dovuta alla conservazione del recesso sovrarotuleo e il danno ridotto a carico del quadricipite determinano una ripresa più veloce ed efficace.

Esistono al momento tre vie chirurgiche mini-invasive che replicano in maniera ridotta gli accessi standard maggiormente diffusi, ognuna con peculiarità che meritano un approfondimento specifico.

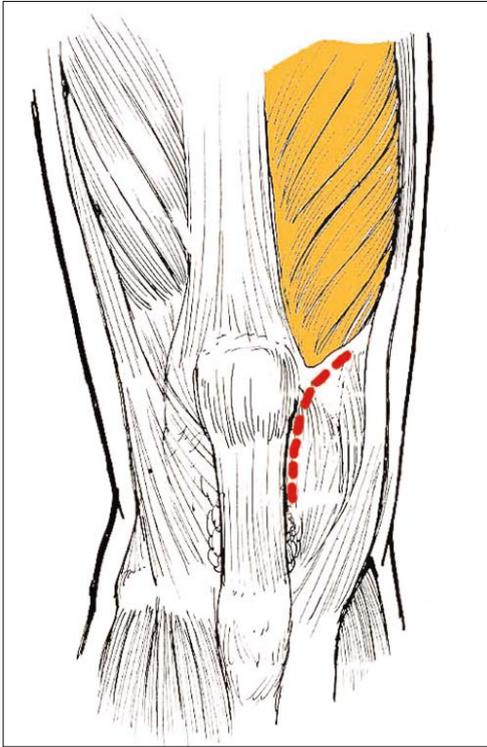
### Mini-subvastus

L'accesso subvastus, descritto per la prima volta da Hofmann e coll. [4] nel 1991, prevede l'esposizione del ginocchio attraverso una finestra creata passando al di sotto del vasto mediale obliquo.

Si esegue una artrotomia dalla tuberosità tibiale al terzo medio della rotula, si pone in tensione il ventre del vasto mediale obliquo che, per via smussa o con forbici da dissezione, viene separato dal setto intermuscolare creando così un braccio trasverso dell'artrotomia diretto posteriormente [5]. In questo modo il quadricipite può essere mobilizzato e, dopo un *release* della borsa sovrarotulea, è possibile anche evergere la rotula.

Già considerato un accesso particolarmente anatomico nella versione standard, la versione "mini" si differenzia per un limitato *release* del vasto mediale obliquo dal setto intermuscolare (Fig. 1) che consente di lateralizzare piuttosto che evergere la rotula.

Per quanto riguarda i vantaggi, si tratta di un accesso particolarmente anatomico che utilizza piani intermuscolari, potendosi definire un vero acces-



**Fig. 1.** Mini-subvastus

so *quadriceps sparing*, poiché non viola in nessuna sua parte l'apparato estensore e conserva completamente l'irrorazione alla rotula. Infatti, nella sua versione standard ha dimostrato di poter diminuire il dolore post-operatorio, permettere un migliore *tracking* rotuleo e soprattutto garantire un recupero dell'apparato estensore più veloce e più efficace [6, 7].

La controindicazione principale è tuttavia rappresentata dall'esposizione che questa via consente; infatti, secondo alcuni Autori [8], l'esposizione del ginocchio con tale accesso è spesso limitata e soprattutto non riproducibile in maniera costante. Tali limitazioni già evidenziate con l'accesso standard potrebbero risultare ancora più evidenti con la tecnica MIS, soprattutto quando si utilizzino componenti tibiali a chiglia larga il cui inserimento dal lato mediale potrebbe risultare difficoltoso; in questo caso le strutture neurovascolari composte dall'arteria genicolata discendente, dalle arterie del setto intermuscolare e dal nervo safeno, che costituiscono una problematica per l'accesso standard, rendono difficoltoso estendere la mini-subvastus in caso di necessità.

Tria [2] ha descritto recentemente l'utilità di eseguire la resezione rotulea all'inizio dell'intervento per disporre di un maggiore spazio durante i tempi femorale e tibiale; nonostante questo, risulta difficile evidenziare il condilo femorale esterno, sia con ginocchio flesso che con ginocchio esteso.

A livello femorale, poiché l'epicondilo laterale rimane nascosto sotto la rotula, è difficoltosa anche l'identificazione dell'asse epicondilare, per cui l'allineamento rotatorio deve essere controllato sulla linea di Whiteside specie in caso di ipotrofia dei condili posteriori.

La difficoltà maggiore con la via mini-subvastus si incontra comunque nella resezione tibiale che può essere opportuno eseguire in due tempi, rimuovendo prima la metà mediale e successivamente quella laterale del piatto divenuta così accessibile; ad ogni modo persiste una limitazione nel visualizzare il limite laterale della tibia resecata e questo può determinare una sporgenza laterale dell'impianto; attualmente sono allo studio componenti sia tibiali che femorali adatte ad essere inserite in due o più parti.

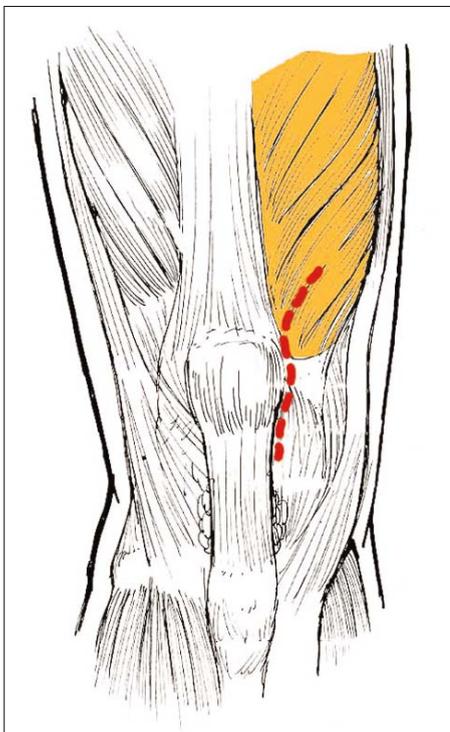
### Mini-midvastus

L'accesso midvastus è stato introdotto nella chirurgia protesica del ginocchio da Engh [9] nel 1997, come un parziale compromesso fra il classico accesso parrotuleo mediale di von Lagenbeck e l'accesso subvastus.

L'accesso prevede, a ginocchio flesso, la divisione a tutto spessore delle fibre del vasto mediale a partire dall'angolo superomediale della rotula; continuando prossimalmente per circa 4-5 cm si inizia quindi la mobilizzazione laterale dell'apparato estensore graduando l'entità della dissezione del vasto mediale ed infine si esegue il *release* della borsa sovrarotulea che rende possibile evergere la rotula.

Nella sua versione mini-invasiva, si esegue uno *snip* delle fibre del vasto mediale obliquo non superiore ad 1 o 2 cm che in genere è sufficiente a lateralizzare la rotula ed esporre le superfici ossee (Fig. 2). Rappresenta uno degli accessi più diffusi nella chirurgia mini-invasiva del ginocchio [10, 11], ed i vantaggi suggeriti sono analoghi a quelli del subvastus: risparmio della vascolarizzazione rotulea, migliore scorrimento rotuleo, maggiore efficienza nella ripresa dell'apparato estensore, documentata da esperienze cliniche e mediante test isocinetico [9, 12, 13]; essi sono combinati ad un'esposizione del ginocchio probabilmente più agevole rispetto al subvastus; solo dovendo eventualmente estendere questa via si incorre nella possibilità di danneggiare l'innervazione del vasto mediale obliquo, ma pur sempre in maniera transitoria [14, 15].

Si tratta della via che noi utilizziamo allorché viene posta indicazione per una MIS nella protesizzazione primaria del ginocchio.



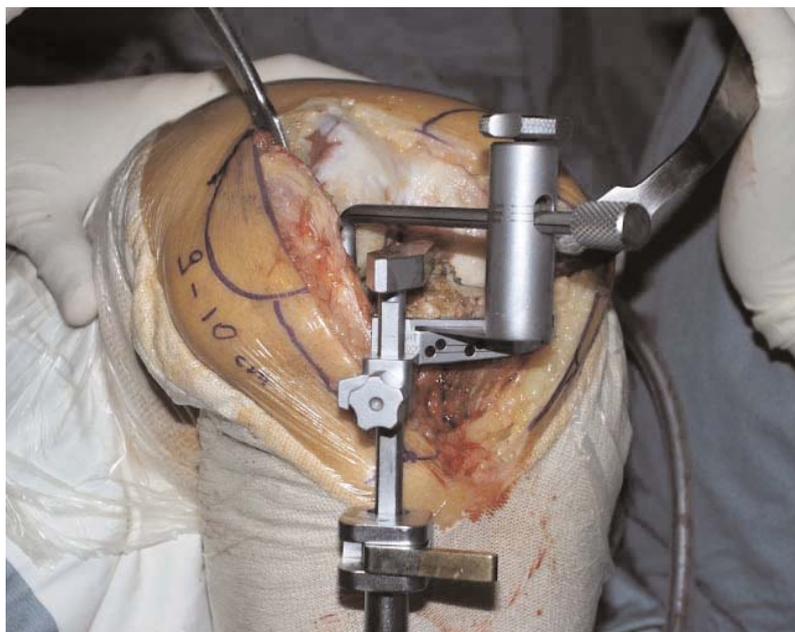
**Fig.2.** Mini-midvastus

L'incisione cutanea varia dai 9 ai 13 cm, inizia 2 cm sopra il polo superiore della rotula, scende sulla linea mediana o lievemente mediale, e termina 2 cm sotto la linea articolare.

Il retinacolo mediale è inciso 1 cm medialmente, l'incisione profonda supera di 2 cm il polo superiore della rotula e curva medialmente nelle fibre del vasto mediale obliquo per 2 cm (Fig. 3). Con il ginocchio in massima flessione si espone la tibia mediale, quindi portando il ginocchio a 45° si disloca lateralmente la rotula. Flettendo di nuovo quanto più possibile il ginocchio, si può sublussare la tibia e liberare i residui meniscali e il legamento crociato anteriore, se presente. Con strumentario dedicato resechiamo il piatto tibiale mediante guida extramidollare e il femore con guida intramidollare, procedendo con accuratezza ad eseguire i tagli (Figg. 4-6). Si valutano gli spazi in flessione ed in estensione e si impiantano le componenti di prova, quindi quelle definitive; l'impianto usato è una protesi Genesis II (Smith & Nephew, Memphis) cementata a conservazione del crociato posteriore, con inserto ultracongruente; eseguiamo la protesizzazione rotulea selettiva di norma senza *lateral release*.



**Fig. 3.** Incisione cutanea e artrotomia che prossimalmente continua nelle fibre del vasto mediale obliquo



**Fig. 4.** Resezione tibiale



**Fig. 5.** Misurazione della componente femorale



**Fig. 6.** Tagli femorali

### Mini-pararotuleo mediale

In pratica si tratta del classico accesso pararotuleo mediale, che può essere eseguito sia nella versione classica descritta da von Lagenbeck, sia con artrotomia longitudinale come descritto da Insall [16].

La versione mini-invasiva prevede che l'estensione prossimale dell'artrotomia con la sezione del tendine quadricipitale sia limitata da 1 a massimo 4 cm a partire dal polo prossimale della rotula (Fig. 7), che sono in genere sufficienti a lussarla [1].

I vantaggi di questo accesso sono principalmente costituiti dalla semplicità di esecuzione e dalla estrema familiarità che tutti i chirurghi hanno con questa via; essa risulta la più versatile nel caso si debba aumentare l'ampiezza dell'accesso per eventuali difficoltà intra-operatorie e mantiene la maggiore distanza dalle strutture neurovascolari.

Essa prevede comunque l'interruzione dell'apparato estensore con la sezione seppur parziale del tendine quadricipitale e pertanto non si può considerare una via del tutto conservativa sull'apparato estensore.

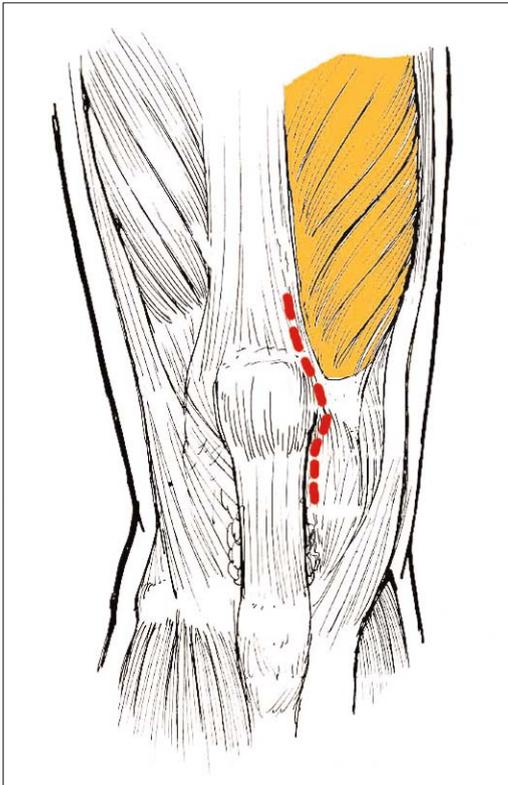


Fig. 7. Mini-pararotuleo mediale

## Mini-laterale

Poiché uno dei principi fondamentali della chirurgia mini-invasiva di ginocchio è il risparmio dell'apparato estensore, con una visione radicale di questo concetto è stato proposto anche un mini accesso laterale, non solo da applicare nel ginocchio valgo, ma come accesso di routine [17]; si tratta di una esperienza singolare che viene descritta come positiva nei casi ove esiste l'indicazione per uno degli accessi mediali sopra descritti.

## Casistiche

Le tecniche mini-invasive per le protesi totali di ginocchio hanno ricevuto negli ultimi tempi una grande attenzione ed una notevole diffusione nel mondo ortopedico [18].

I motori principali di questo fenomeno sono stati sia i produttori di impianti protesici, nel tentativo di incrementare la loro quota di mercato allargando l'offerta con nuove tecnologie, sia i chirurghi, attratti dalla possibilità di offrire ai pazienti nuovi interventi, a loro più graditi. Questo ha determinato una grande esposizione di tecniche e tecnologie mini-invasive, sia in congressi dedicati, sia in Rete; a tutto ciò non ha tuttavia ancora fatto seguito una consensuale documentazione scientifica.

Sebbene già annunciati come in corso, allo stato attuale non vi sono infatti lavori prospettici e randomizzati nel quale un gruppo di pazienti operati di protesi di ginocchio con tecnica mini-invasiva è confrontato con un gruppo omogeneo operato con tecnica tradizionale; cercheremo comunque di esaminare quanto emerge dai primi studi eseguiti sull'argomento.

Nel 2003 Tria e Coon [19] riportano i risultati preliminari di un gruppo di 70 protesi di ginocchio operate con un accesso mini-subvastus, definito dagli Autori *quad sparing*, e strumentario dedicato. Di questi, in due casi era stato necessario convertire l'accesso in un'artrotomia standard. Nei rimanenti casi il tempo chirurgico era stato in media il doppio rispetto ad una tecnica standard, al contrario le perdite ematiche medie, pari a 210 ml, si erano rivelate inferiori di quelle di un accesso tradizionale. La degenza media post-operatoria si era ridotta da 4 a 2 giorni e l'arco di movimento era risultato significativamente maggiore rispetto ad un gruppo di controllo.

Nel 2004 Tria [2], sempre seguendo la stessa serie di pazienti, riporta i risultati di 54 impianti controllati con un follow-up minimo di 1 anno. Viene confermato l'allungamento dei tempi operatori, con un tempo medio di laccio di 110 minuti, nonché la netta riduzione delle perdite ematiche (200 ml in media). Alla prima visita di controllo l'arco di movimento flessorio era nettamente superiore, di circa 15-20° nel gruppo operato con tecnica mini-invasi-

va rispetto ad un gruppo di controllo; tale differenza si manteneva a 6 mesi, anche se scendeva a 10°. L'analisi radiografica del posizionamento della protesi non evidenziava differenze significative rispetto ad un gruppo di controllo anche se l'Autore rilevava che alcune componenti femorali non erano perfettamente centrate sul piano medio-laterale e due componenti tibiali sporgevano lateralmente.

Laskin e coll. [10] nel 2004 riportano i risultati di uno studio retrospettivo su 32 ginocchia operate con tecnica mini-midvastus e strumentario specifico di dimensioni ridotte, confrontate con 26 impianti eseguiti con tecnica tradizionale. L'incremento del tempo di laccio con tecnica mini-invasiva era di solo 7 minuti rispetto alla tecnica convenzionale, tuttavia le perdite ematiche totali erano superiori nel gruppo MIS (713 ml) rispetto al controllo (573 ml), anche se tale valore non era statisticamente significativo. Il dolore valutato con VAS, la autosomministrazione di analgesici, il ROM erano significativamente a favore della MIS nei primi 4-6 giorni post-intervento, a 6 settimane la flessione e la variazione del *Knee score* erano ancora migliori ma il dolore, l'estensione e lo score funzionale erano equivalenti e infine tutti i parametri si eguagliavano al controllo a 6 mesi.

Haas e coll. [11] nel 2004 riportano i risultati su 40 casi consecutivi in 37 pazienti, trattati con tecnica mini-invasiva con accesso midvastus, confrontati con un gruppo omogeneo di altre 40 ginocchia operate con tecnica tradizionale. Il tempo medio di laccio nel gruppo MIS (63 min) era significativamente superiore rispetto al gruppo operato con tecnica tradizionale (49 min). Nel gruppo della mini-invasiva vi era un recupero dell'arco flessorio significativamente più veloce; ancora, ad un anno la flessione del gruppo MIS (125°) era superiore al gruppo di controllo (116°). Al controllo ad un anno il *Knee score* era maggiore rispetto al gruppo convenzionale. Non vi era nessuna differenza fra i due gruppi per quanto riguarda complicanze intra- e post-operatorie ed allineamento delle componenti protesiche.

## Conclusioni

La protesi totale di ginocchio ha ormai raggiunto risultati estremamente soddisfacenti in termini di risoluzione del dolore, ripresa funzionale e durata nel tempo.

Tuttavia, sembra logico cercare di migliorare ulteriormente i risultati funzionali trasferendo alla chirurgia protesica del ginocchio concetti e tecniche che hanno dato eccellenti risultati in altri campi dell'ortopedia.

Ciò viene realizzato mediante la riduzione dell'invasività delle vie chirurgiche tradizionali ricercando soprattutto il mantenimento dell'integrità dell'apparato estensore; qualsiasi modifica della tecnica chirurgica deve peraltro

permettere al chirurgo di condurre agevolmente l'intervento sia per quanto riguarda il rispetto dei parametri geometrici dell'impianto che il corretto bilanciamento legamentoso.

I risultati delle esperienze preliminari dimostrano come il fattore più rilevante è costituito dalla maggiore e più rapida ripresa della funzionalità dell'apparato estensore e della flessione post-operatoria. A questo si associa anche un minore dolore post-operatorio e in alcune casistiche anche una minore perdita ematica. Questi vantaggi non sono associati ad una maggiore incidenza di complicanze intra- e post-operatorie, ma in genere si allungano i tempi operatori, a seconda della tecnica, anche in maniera molto significativa. Il posizionamento delle componenti è tuttavia analogo a quello di una tecnica standard.

Riteniamo che la chirurgia mini-invasiva debba risultare nel futuro di sicuro vantaggio in quanto il principio della ridotta invasività è intrinsecamente corretto mentre le difficoltà di applicarlo sono solo contingenti.

## Bibliografia

1. Scuderi GR, Tenholder M, Capeci C (2004) Surgical approaches in mini-incision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (428):61-67
2. Tria AJ Jr (2004) Minimally invasive total knee arthroplasty: the importance of instrumentation. *Orthop Clin North Am* 35:227-234
3. Scuderi GR, Tria AJ Jr (2004) Minimal incision total knee arthroplasty. *Techniques in Knee Surgery* 3:97-104
4. Hofmann AA, Plaster RL, Murdock LE (1991) Subvastus (Southern) approach for primary total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 269:70-77
5. Gore DR, Sellinger DS, Gassner KJ, Glaeser ST (2003) Subvastus approach for total knee arthroplasty. *Orthopedics* 26:33-35
6. Chang CH, Chen KH, Yang RS, Liu TK (2002) Muscle torques in total knee arthroplasty with subvastus and parapatellar approaches. *Clin Orthop* 398:189-195
7. Faure BT, Benjamin JB, Lindsey B et al (1993) Comparison of the subvastus and paramedian surgical approaches in bilateral knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 8:511-516
8. Bonutti PM, Mont MA, Kester MA (2004) Minimally invasive total knee arthroplasty: a 10-feature evolutionary approach. *Orthop Clin North Am* 35:217-226
9. Engh GA, Holt BT, Parks NL (1997) A midvastus muscle-splitting approach for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 12:322-331
10. Laskin RS, Beksac B, Phongjunakorn A et al (2004) Minimally invasive total knee replacement through a mini-midvastus incision: an outcome study. *Clin Orthop* (428):74-81
11. Haas SB, Cook S, Beksac B (2004) Minimally invasive total knee replacement through a mini midvastus approach: a comparative study. *Clin Orthop* (428):68-73
12. Dalury DF, Jiranek WA (1999) A comparison of the midvastus and paramedian approaches for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14:33-37
13. White RE Jr, Allman JK, Trauger JA, Dales BH (1999) Clinical comparison of the midvastus and medial parapatellar surgical approaches. *Clin Orthop* 367:117-122

14. Dalury DF (2004) Does the mid-vastus approach compromise the vastus medialis obliquus? *Arch Am Acad Orthop Surg* 5:454-459
15. Parentis MA, Rumi MN, Deol GS (1999) A comparison of the vastus splitting and median parapatellar approaches in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 367:107-116
16. Insall JN (1971) A midline approach to the knee. *J Bone Joint Surg Am* 53:1584-1586
17. Marlowe Goble E, Justin FJ (2004) Minimally invasive total knee replacement: principles and technique. *Orthop Clin North Am* 35:235-245
18. Vail TP (2004) Minimally invasive knee arthroplasty. *Clin Orthop* (428):51-52
19. Tria AJ Jr, Coon TM (2003) Minimal incision total knee arthroplasty: early experience. *Clin Orthop* (416):185-190

---

# Sostituzione protesica totale del ginocchio mediante tecnica mini-invasiva “mini-midvastus”. L’esperienza americana

R.S. LASKIN

## Introduzione

In tutta la lunga storia della chirurgia ortopedica, la sostituzione protesica completa del ginocchio è una delle procedure chirurgiche di maggior successo mai ideate e realizzate, in cui regressione della sintomatologia dolorosa, correzione della deformità e incremento della mobilità articolare costituiscono la norma, e un tasso di successo a lungo termine superiore al 95% è di routine. Per il paziente, tuttavia, la strada per raggiungere questi eccellenti risultati è spesso lunga, difficile e dolorosa. La mobilità, infatti, viene riacquistata soltanto lentamente e il ritorno alla funzionalità spesso richiede più di 6 mesi, con debolezza del muscolo quadricipite rilevabile anche più di 1 anno dopo l’intervento.

Molte delle difficoltà in termini di riabilitazione e ripresa sono dovute al tipo di incisione chirurgica utilizzata per l’impianto della protesi. Tradizionalmente nello spazio tra il retto femorale e il vasto mediale obliquo viene eseguita un’incisione capsulare parapatellare mediana, di lunghezza variabile dai 16 ai 20 cm, che prevede un’estesa incisione all’interno della tasca soprapatellare. Tale tecnica spesso porta ad una deturpazione di quest’area che finisce col limitare la capacità del paziente di riacquistare mobilità, causando inoltre una prolungata debolezza del muscolo [1, 2]. I chirurghi hanno quindi messo a punto altri approcci, come quello del vasto inferiore [3], del vasto mediale [4, 5] e quello parapatellare laterale [6], ipotizzando che questi tipi di incisione causino meno traumi a livello del muscolo e facilitino il programma di riabilitazione. Per la maggior parte, però, i risultati di questi approcci alternativi si sono rivelati, tutt’al più, uguali a quelli conseguiti con la tecnica parapatellare mediana tradizionale.

Perché era prassi consolidata eseguire incisioni così estese? In verità, nei primi tempi della storia dell'artroplastica totale del ginocchio esse risultavano necessarie in quanto gli strumenti chirurgici allora disponibili erano di grandi dimensioni. I recenti progressi ottenuti nella progettazione degli impianti e nelle tecniche chirurgiche hanno reso possibile eseguire interventi di chirurgia protesica utilizzando incisioni dei tessuti molli più ridotte e meno devastanti.

Il presupposto alla base della ricerca di nuovi approcci è il seguente: grazie a tali incisioni si può ridurre al minimo il dolore e l'emorragia post-operatori. Provando meno dolore, i pazienti sono in grado di prendere parte più rapidamente al programma di riabilitazione, riguadagnando quindi mobilità. Riacquistando quest'ultima in tempi più rapidi, essi possono raggiungere un range di flessione più ampio e quindi, con meno dolore e una maggiore flessibilità, andare incontro ad un recupero più rapido della funzionalità generale. Esiti come questi sono già stati osservati quando tecniche meno invasive sono state applicate in altre aree della chirurgia, come la colecistectomia e il bypass coronarico. Potrebbero essere applicate anche alla chirurgia di sostituzione protesica del ginocchio? Anche se la soddisfazione del paziente potrebbe essere di gran lunga maggiore se le ferite chirurgiche fossero più piccole, ciò non ha mai rappresentato la premessa né l'incentivo per prendere attentamente in esame la possibilità di una chirurgia minimamente invasiva di protesizzazione di questa articolazione. Secondo i chirurghi, non è importante l'incisione, ma piuttosto le modalità con cui si interviene sui tessuti più profondi.

Negli ultimi anni l'Autore ha adottato l'approccio chirurgico minimamente invasivo del vasto mediale per eseguire oltre 200 interventi di artroplastica del ginocchio.

In questo capitolo saranno discusse le tecniche, le indicazioni, le controindicazioni, i "trucchi" e gli esiti osservati utilizzando questa metodica.

Tanto per cominciare è bene chiarire alcuni termini: l'avverbio "minimamente" riferito al grado di invasività di queste tecniche dovrebbe significare "il meno possibile". L'incisione più ridotta è quella endoscopica "da buco della serratura o da cerotto", che però non corrisponde a quella eseguita in questi casi. L'espressione "tecnica chirurgica minimamente invasiva o mini-invasiva" non appare la più corretta. Come vedremo dai risultati, è adatta quanto la sostituzione protesica realizzata mediante incisione standard. Più appropriato sarebbe parlare di "chirurgia meno invasiva o a ridotta invasività"; tuttavia l'uso continuativo del termine "minimamente" sia negli articoli scientifici sia in quelli rivolti al pubblico è diventato così diffuso che si continuerà ad impiegarlo nel capitolo, malgrado i suoi limiti.

## La tecnica chirurgica

La tecnica chirurgica originale al vasto mediale è stata sviluppata da Engh [4, 5]. L'approccio prevedeva l'esecuzione di una lunga incisione all'interno del vasto mediale in modo da rendere possibile il rovesciamento della patella. La tecnica è stata modificata da Haas [7] che ha accorciato l'incisione intramuscolare e sostituito il rovesciamento della patella con il suo spostamento. Questa incisione consentiva di effettuare la resezione dell'osso dal piano frontale del ginocchio in maniera riproducibile.

All'inizio il chirurgo traccia i punti chirurgici principali con il ginocchio in estensione. Quindi vengono segnati come riferimenti anche la circonferenza della patella, il livello della linea dell'articolazione nonché l'ubicazione del tubercolo tibiale e della cresta tibiale anteriore.

Le incisioni chirurgiche preliminari possono essere eseguite più facilmente con il ginocchio in flessione parziale. Prima di eseguire l'incisione, il ginocchio viene fatto flettere a 45° su un supporto meccanico. L'incisione cutanea inizia approssimativamente a 2-3 cm dalla patella, attraversa il terzo mediale della medesima e poi si estende medialmente oltre la linea dell'articolazione per circa 2-3 cm fino alla metà del tubercolo tibiale (Fig. 1). È difficile stabilire a priori una lunghezza standard per tale incisione, dal momento che essa varia a seconda della dimensione della patella del paziente. Per la maggior parte dei pazienti descritti in questo capitolo, l'incisione è stata di 10-13 cm. Il fattore che rende questa tecnica "mini-invasiva" non è però la lunghezza del-



**Fig. 1.** Punti principali dell'incisione epidermica

l'incisione, ma piuttosto la quantità dei tessuti muscolare e capsulare interessata dalla dissezione chirurgica. Se, in qualsiasi momento dell'operazione, ci si rende conto che le estremità dell'incisione appaiono tese oltre misura, questa deve venire opportunamente prolungata.

Per la maggior parte degli individui sottoposti a questa tecnica chirurgica è necessario sviluppare medialmente e lateralmente piccoli lembi di pelle. Per i pazienti con assottigliamento dermico (ad esempio i soggetti trattati con steroidi a livello sistemico) o con scarsa vascolarizzazione epidermica è probabilmente più prudente non utilizzare questa tecnica, ma ricorrere ad un approccio più tradizionale che prevede un'incisione cutanea più estesa. L'incisione capsulare e muscolare successiva possono rimanere invece le medesime.

L'incisione capsulare inizia approssimativamente a 1-2 cm di distanza dal polo prossimale della patella nell'intervallo tra il retto femorale ed il vasto mediale. Da quel punto essa prosegue distalmente passando intorno al margine mediale della patella e tagliando il retinacolo parapatellare mediale per poi continuare distalmente oltre la metafisi tibiale mediale per 2-3 cm sotto la rima articolare. Nella parte prossimale della ferita chirurgica l'incisione viene estesa obliquamente e prossimalmente per 2 cm attraverso le fibre muscolari inferiori del vasto mediale obliquo (Fig. 2).

Quindi la capsula mediale viene sollevata dalla metafisi tibiale mediale, mentre la gamba viene fatta ruotare verso l'esterno. La capsula dovrebbe



**Fig. 2.** Incisione “mini-midvastus”

essere sollevata almeno fino alla linea coronale media della tibia. La porzione centrale del menisco mediale è rimossa lasciando il margine capsulare. Un retrattore del legamento crociato posteriore (LCP) viene fatto passare sotto la patella e intorno al condilo femorale laterale. Questo strumento viene utilizzato per spostare (senza rovesciare) la patella. In questa fase si palpa il legamento patellare epicondilare laterale: se è teso, viene rilasciato dal suo sito d'inserzione a livello femorale con un cauterio. Una porzione del cuscinetto adiposo viene rimossa. La quantità di tessuto adiposo da rimuovere in modo da esporre il piatto tibiale laterale varia, ma in genere è circa del 50%. Il ginocchio viene flesso ulteriormente e ruotato esternamente. Il legamento crociato anteriore (LCA), se presente, viene rimosso, insieme alle parti del menisco eventualmente rimaste. Infine, i processi tibiali vengono resezionati. Per la maggior parte delle articolazioni del ginocchio, a questo punto l'esposizione è abbastanza ampia per eseguire le resezioni ossee e l'equilibratura dei tessuti molli (Fig. 3).



**Fig. 3.** Esposizione frontale del ginocchio. **a** L'incisione è eseguita con il ginocchio flesso a 45°, posizionato su un supporto meccanico. **b** Il femore viene facilmente visualizzato

Sebbene la strumentazione utilizzata nelle tecniche di sostituzione protesica standard possa trovare impiego anche per quanto riguarda l'approccio basato su un'incisione cutanea più breve, quest'ultimo è stato facilitato dallo sviluppo di speciali strumenti chirurgici di dimensioni più ridotte (Fig. 4). Questi non sono solamente più piccoli di quelli standard, ma anche arrotondati per evitare di danneggiare i tessuti molli.

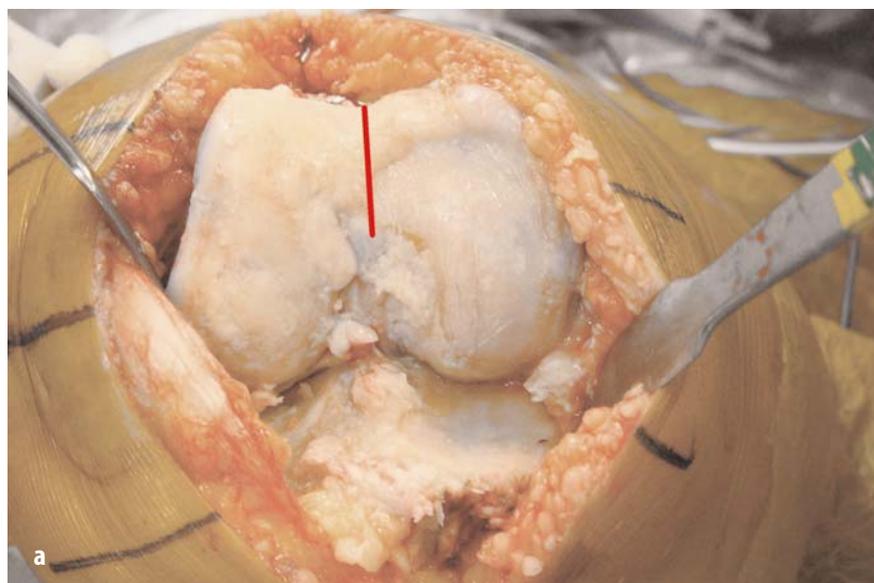
L'importanza pratica di questa incisione profonda dimensionalmente più ridotta risiede nella constatazione che la finestra di tessuto molle si muove in senso prossimale o distale quando il ginocchio viene rispettivamente disteso o flesso. Quando è necessario esporre la tibia prossimale o il femore posteriore, il ginocchio viene fatto flettere. Al contrario, quando è richiesta l'esposizione della porzione anteriore del femore, esso viene portato all'estensione.

L'Autore fa routinariamente uso di una guida di riferimento femorale intramidollare per stabilire l'allineamento della rotazione del femore distale. Poiché l'epicondilo laterale non è facilmente visualizzabile attraverso l'incisione, per guidare l'allineamento rotatorio prima di eseguire la resezione anteriore preliminare si usa la linea trocleare mediana di Whiteside (Fig. 5). Il ginocchio viene esteso per effettuare tale resezione e per posizionare la guida di riferimento per la resezione femorale distale (Fig. 6), quindi viene flesso per eseguire quest'ultima resezione.

Entrambe le guide per l'allineamento intra- ed extra-midollare sono state utilizzate per determinare il livello e l'angolazione della guida per la resezione tibiale. Anche la guida per la resezione tibiale è stata modificata per con-



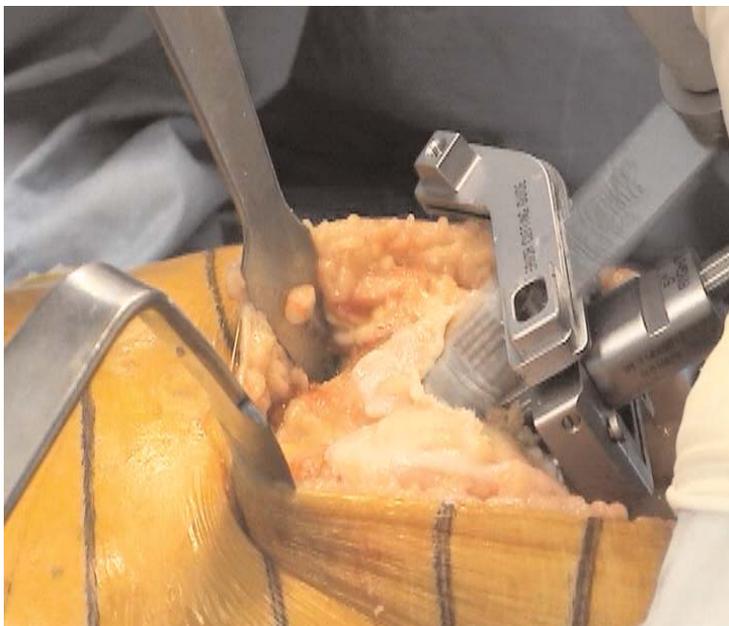
**Fig. 4.** Strumenti per tecnica mini-invasiva (MIS)



**Fig. 5.** Guida all'allineamento rappresentata dalla linea di Whiteside. **a** Viene disegnata la linea trocleare mediana di Whiteside. **b** I riferimenti guida anteriori alla linea di Whiteside

sentire la resezione del piatto mediale, dopo la quale la superficie di taglio della tibia è utilizzata come una “dima di taglio” per garantire lateralmente una resezione sicura senza danni al tendine patellare. Con questa tecnica il LCP può essere conservato o resezionato.

Dopo la resezione del femore distale e della tibia prossimale si controlla lo spazio di estensione per quanto riguarda la rettangolarità e si esegue un



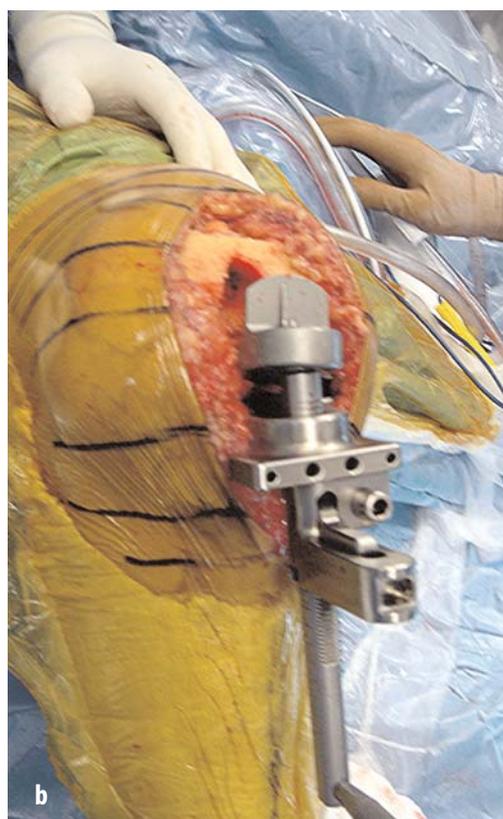
**Fig. 6.** Ginocchio in estensione per la resezione femorale anteriore

bilanciamento sui tessuti molli in modo standard con distanziatori o con un tensionatore (Fig. 7a). Se è presente un varismo fisso importante che richiede allentamento della manica capsulare mediale sotto il livello del *pes anserinus*, l'incisione cutanea viene prolungata distalmente di circa 1 cm. L'allentamento dell'inserzione della fascia ileo-tibiale per una contrattura causa di valgismo si esegue agevolmente. Allentamenti più estensivi delle origini del tendine popliteo e del legamento laterale collaterale possono essere eseguiti elevando la patella lateralmente, tuttavia, per importanti deformità causa di valgismo che richiedono un allentamento consistente, è probabilmente più prudente utilizzare un'incisione capsulare standard piuttosto che una tecnica MIS.

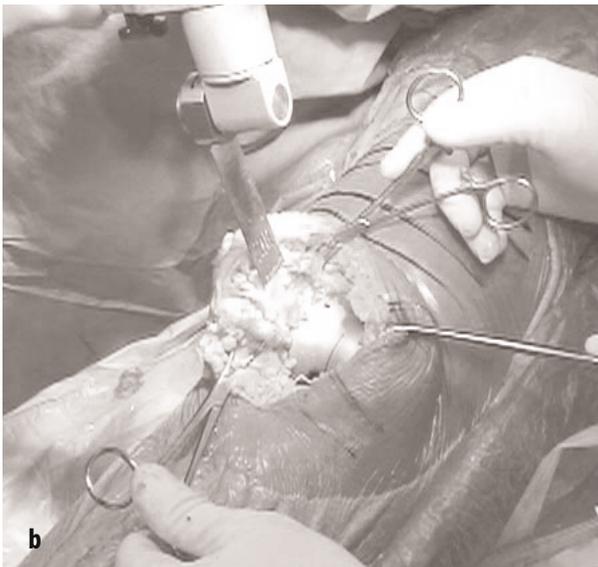
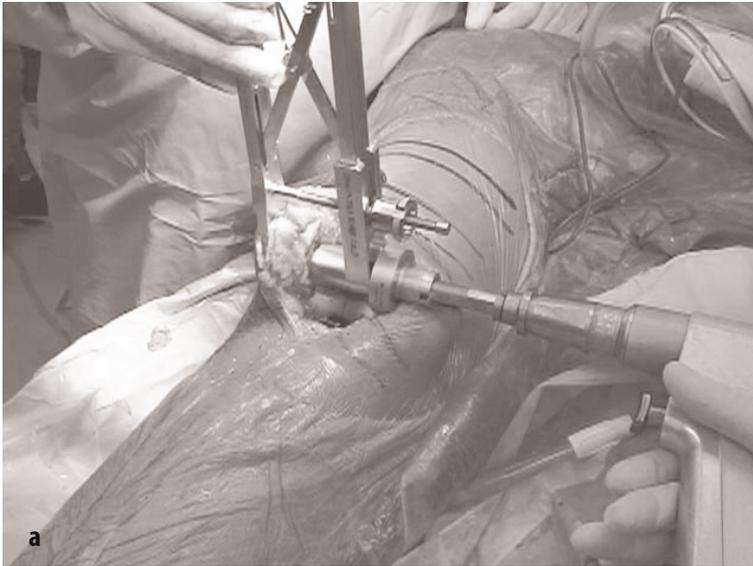
Successivamente, si dimensiona il femore e si affigge l'appropriata dima di taglio antero-posteriore. Viene eseguita la resezione femorale posteriore e viene controllata l'entità dello spazio di flessione confrontandola con quella ottenuta per lo spazio di estensione con dime o con un tensionatore (Fig. 7b). Una volta che sono uguali, si esegue il resto delle resezioni femorali.

La patella può essere preparata per l'impianto nella sua posizione spostata, senza dover essere rovesciata. Questa preparazione si applica sia ad una tecnica *onset* sia ad un approccio *inset* (Fig. 8).

L'Autore esegue tutti questi interventi di sostituzione protesica al ginocchio in una camera operatoria dotata di impianto di condizionamento a flus-



**Fig. 7.** *Uso di un tensionatore per aiutare l'equilibratura.*  
a Equilibratura dello spazio di estensione. b Equilibratura dello spazio di flessione



**Fig. 8.** Preparazione della patella. **a** Resezione per un impianto patellare onset. **b** Svasatura per un impianto patellare inset

so laminare verticale, nel quale tutto lo staff chirurgico indossa una tuta dotata di aspirazione meccanica. Una terapia antibiotica peri-operatoria con cefalosporina viene somministrata a tutti i pazienti, tranne a quelli con allergia documentata a questo tipo di antibiotico, per i quali si usa vancomicina. Una protesi cementata tricompartmentale di seconda generazione (Smith &

Nephew, Memphis) è stata impiegata in tutti i casi che saranno descritti (Fig. 9). La componente protesica femorale è fabbricata in lega cobalto-cromo oppure in lega zirconio-niobio placcata con zirconio ossidato (Oxinium™). Quest’ultima viene di solito riservata a pazienti giovani. Il piatto tibiale protesico è asimmetrico, con inserti modulari dei tipi stabilizzati *cruciate retaining*, *conforming*, *posterior*, mentre la patella è ovale. L’Autore preferisce usare una patella *inset*, sebbene siano disponibili anche protesi *onset* “tristabilizzate”.

L’anestesia utilizzata in questi pazienti è stata una combinazione tra anestesia spinale-epidurale e blocco del nervo femorale. Ciò ha permesso il rilassamento muscolare necessario per consentire lo spostamento laterale della patella. È stato utilizzato un drenaggio post-operatorio in aspirazione chiusa per 24 ore. Il blocco epidurale è stato lasciato *in situ* per 2 giorni dopo l’intervento, con i pazienti mantenuti in infusione continua con una concentrazione basale di mepivacaina e fenantile che poteva essere incrementata dal paziente stesso mediante una pompa analgesica portatile (PCA).



**Fig. 9.** Impianto di seconda generazione inserito attraverso un’incisione MIS di tipo “mini-midvastus”

La riabilitazione fisica è stata iniziata nell'Unità di cura post-anestesia. Nelle prime ore dopo l'operazione, il paziente è stato posto su un mobilizzatore elettrico per la ginnastica passiva (CPM) tarato per flettere l'articolazione da 0° a 70°. Questo range è stato quindi aumentato, secondo la tolleranza del paziente, con un obiettivo per il 3° giorno post-operatorio di almeno 0°-90°. Il 1° giorno post-operatorio i pazienti hanno avuto il permesso di scendere dal letto e cominciare a camminare caricando il peso sulla gamba operata, aiutandosi con un girello per equilibrarsi e con una stecca morbida per sostenere la gamba. La stecca è stata rimossa il 3° giorno dopo l'intervento, quando la maggior parte dei pazienti ha avuto il permesso di camminare con una stampella nella mano opposta. Gli esercizi di mobilità per aumentare l'angolo di flessione sono proseguiti con e senza CPM fino al termine del periodo di ricovero, e integrati da esercizi di dondolamento e di flessione su gradini.

In questo studio, i pazienti sono stati in genere dimessi in 4<sup>a</sup> o 5<sup>a</sup> giornata dopo l'intervento, mentre ora normalmente la dimissione avviene in 3<sup>a</sup> giornata.

## Risultati

Abbiamo esaminato [8] una serie di pazienti sui quali è stata utilizzata questa tecnica d'incisione riportandone i risultati e confrontandoli con quelli di un gruppo di pazienti nei quali invece è stata eseguita l'incisione parapatellare mediana standard. I pazienti sono stati ordinati per età, sesso, peso corporeo (escursione entro 5 kg) e grado pre-operatorio di mobilità. Il sistema di *rating* della *Knee Society*, sia per gli aspetti clinici sia per quelli radiografici [9, 10], è stato adottato per la raccolta dei dati, che sono stati inseriti in un database per effettuarne l'analisi statistica. Un membro del reparto di terapia fisica dell'ospedale ha rilevato giornalmente il range passivo di mobilità del paziente nonché il tempo necessario per raggiungere determinati traguardi chiave in termini di funzionalità. Fra questi traguardi vi era l'essere in grado di alzarsi dal letto senza bisogno di assistenza, di camminare con una stampella e di salire/scendere le scale. È stata inoltre registrata la quantità di sangue raccolto nel drenaggio chiuso in aspirazione. Un rappresentante dell'unità per il dolore acuto del reparto di anestesia ha preso nota della quantità di antidolorifici che è stato necessario somministrare oralmente e mediante catetere epidurale, nonché del punteggio, riguardante il dolore, stabilito dallo stesso paziente in base alla scala analogica visiva (VAS/h).

Dopo la dimissione dall'ospedale, i pazienti sono stati nuovamente esaminati nel corso di una prima e di una seconda visita di controllo, rispettivamente a circa 6 e 12 settimane dall'intervento. Successivamente i pazienti

sono stati controllati una volta l'anno. Radiografie dei pazienti appartenenti ad entrambi i gruppi sono state eseguite dopo 6 settimane dall'intervento e annualmente, ed esaminate da un radiologo che non era al corrente del tipo di incisione utilizzata. L'esame radiografico comprendeva una proiezione antero-posteriore in carico, una laterale supina, e una del profilo patellare preso con il ginocchio flesso a circa 45°.

La valutazione statistica dei dati è stata riportata in precedenza [8]. Per il confronto dei dati continui normalmente distribuiti tra i gruppi sono stati utilizzati i t-test, mentre il test di Mann-Whitney è stato impiegato per i dati non parametrici; un'analisi per tabelle di contingenza è stata utilizzata per dati categorici, con livello alfa fissato a 0,05. L'intero studio è stato approvato dall'*Institutional Review Board of Hospital for Special Surgery*.

Sebbene il tempo di *tourniquet* nel gruppo MIS sia stato lievemente superiore a quello del gruppo standard (58 vs 51 minuti), la differenza non è risultata statisticamente significativa. Il VAS/h medio è stato significativamente più basso nel primo gruppo rispetto al secondo. Analogamente, nel primo gruppo la quantità di analgesici perfusi mediante pompa da infusione PCA è stata significativamente più ridotta. La quantità totale di analgesici assunti giornalmente dal paziente è stata standardizzata e convertita in equivalenti di morfina solfato [11], espressi in milligrammi. Il dosaggio giornaliero degli equivalenti assunti è risultato sempre più basso nel gruppo MIS. La quantità di sangue raccolto nei drenaggi in aspirazione è stata paragonabile dal punto di vista statistico in entrambi i gruppi.

È stata osservata invece una marcata differenza tra i due gruppi per quanto riguarda il range di flessione: il gruppo MIS, infatti, ha fatto rilevare sempre – su base giornaliera – una flessione maggiore rispetto al gruppo sottoposto ad incisione standard. Venti pazienti del gruppo MIS hanno raggiunto una capacità di flessione di 80° o più già al 3° giorno dopo l'operazione, mentre soltanto 1 paziente del gruppo standard ha raggiunto questo risultato nello stesso tempo.

In corrispondenza della prima visita di controllo, la flessione passiva media è stata di 115° nel gruppo MIS e di 100° nel gruppo standard. Analogamente, nel primo i punteggi relativi al ginocchio sono risultati statisticamente più elevati.

L'allineamento degli impianti è stato misurato sia sul piano sagittale sia su quello frontale. Non sono state rilevate differenze statisticamente significative nell'allineamento delle componenti protesiche tra i gruppi, considerando uno o l'altro di questi piani. Un'eccellente stabilità ad entrambi i carichi antero-posteriore e varo-valgo è stata riscontrata in entrambi i gruppi, senza differenze dal punto di vista statistico.

In oltre il 90% dei pazienti del gruppo MIS, l'incisione cutanea è risultata lunga 10-12 cm. Ancora una volta, si dovrebbe sottolineare che la lunghezza

assoluta di tale incisione ha un'importanza secondaria rispetto all'efficacia di questa procedura. Operando pazienti più corpulenti, la ferita chirurgica è necessariamente più lunga di quella che verrebbe eseguita su pazienti più bassi e snelli.

Trascorso un anno dall'intervento, il range di flessione nel gruppo MIS è risultato essere di 128° mentre nei pazienti precedentemente sottoposti ad incisione standard tale escursione è stata di 121°. La differenza non è risultata statisticamente significativa per pochissimo ( $p > 0,05$ ).

Riassumendo, l'Autore in questo studio ha effettuato oltre 220 sostituzioni protesiche del ginocchio minimamente invasive utilizzando la tecnica mini-invasiva "mini-midvastus". Duecento casi sono stati seguiti per più di 3 mesi e 140 per oltre 1 anno dopo l'intervento.

## Discussione

La ridotta invasività di questa tecnica chirurgica non è correlata, come la maggior parte dei pazienti potrebbe pensare, alla lunghezza dell'incisione epidermica, ma piuttosto alle modalità d'intervento sui tessuti più profondi. La classificazione arbitraria delle tecniche chirurgiche in "minimamente invasive", "meno invasive" e "incisioni brevi" è quindi inappropriata.

In passato i chirurghi eseguivano lunghe incisioni per poter esporre simultaneamente la parte distale del femore e quella prossimale della tibia. Osservando il fenomeno retrospettivamente si deve ammettere che l'esposizione di entrambe queste aree ad ogni fase dell'intervento di artroplastica non era affatto necessaria. Ciò ha fatto nascere l'idea di una "finestra mobile", vale a dire l'esposizione di un tessuto molle di dimensioni ridotte che poteva, mediante flessione ed estensione del ginocchio, essere posizionata in modo da esporre l'una o l'altra parte dell'articolazione. Quando il ginocchio viene esteso, ad esempio, è possibile visualizzare la porzione anteriore del femore, mentre quando viene flesso al massimo risulta esposta la parte prossimale della tibia.

L'incisione del vasto mediale obliquo si estende soltanto per 2 cm circa ed è orientata nella stessa direzione delle sue fibre muscolari che, in questo modo, vengono separate più che recise. Ciò contribuisce a ridurre il dolore post-operatorio e ad accelerare i tempi di riabilitazione. Un retrattore standard del LCP mantiene la patella discosta lateralmente, evitando che essa debba essere rovesciata. Ciò riduce la tensione sul tendine patellare e sul suo sito d'inserzione e abbatta significativamente la probabilità di una sua avulsione, rispetto alle tecniche standard.

Sebbene siano state descritte numerose tecniche meno invasive per eseguire interventi di artroprotesi completa del ginocchio, molte di esse in real-

tà prevedono la resezione dell'osso dalla parte mediale del ginocchio. La visualizzazione del condilo femorale laterale è difficile attraverso questo approccio e può essere necessario ricorrere ad ulteriori resezioni del medesimo. Il tipo di esposizione dell'articolazione adottato in questa serie è particolarmente facile da utilizzare (*user friendly*) in quanto espone il ginocchio frontalmente e consente di effettuare tutte le resezioni sempre dal lato frontale in maniera simile a quella utilizzata negli interventi che prevedono un'incisione standard.

Questo approccio e questa esposizione non sono applicabili però a tutti i pazienti. Sebbene l'obesità di per sé non costituisca una controindicazione all'utilizzo di questa incisione, è assai difficile ottenere un'adeguata esposizione nel paziente fortemente obeso (BMI >40). Un secondo gruppo nel quale questa esposizione è difficile da ottenere è costituito dai pazienti con una muscolatura assai pronunciata, in quanto in essi è difficile separare i fasci muscolari. Tale esposizione non dovrebbe essere impiegata neanche nei pazienti già precedentemente sottoposti a intervento chirurgico invasivo al ginocchio o in quelli caratterizzati da una scarsa vascolarizzazione dell'epidermide (come i soggetti che assumono steroidi per via sistemica).

Per eseguire questa procedura chirurgica correttamente, la gamba deve essere posizionata e riposizionata svariate volte durante l'intervento. Dovendo cominciare con l'arto flesso a 45°, risulta necessario l'intervento di due assistenti o, in alternativa, l'uso di un mobilizzatore meccanico con il quale l'angolo di flessione possa essere variato durante la procedura. Abbiamo riscontrato che per eseguire un intervento di sostituzione protesica mini-invasiva sono necessari in media 7 minuti in più rispetto alla tecnica d'incisione standard. Tale tempo supplementare è probabilmente quello necessario per variare la posizione del ginocchio durante l'intervento e per spostare i retrattori. Nella nostra serie non abbiamo osservato alcuna complicanza associata a questo incremento di tempo.

Intuitivamente avevamo supposto che utilizzando l'approccio meno invasivo l'emorragia fosse meno imponente, ma i fatti ci hanno contraddetto. I pazienti MIS hanno fatto registrare una maggiore velocità di recupero della capacità flessoria nelle prime 48 ore dopo l'intervento; già da solo, questo fattore potrebbe essere responsabile del modesto incremento del sanguinamento osservato in questo gruppo.

I due principali vantaggi clinici di questo approccio chirurgico sono la ridotta necessità di ricorrere ad antidolorifici – come dimostrano i punteggi analogici visivi del dolore attribuiti dai pazienti stessi e la quantità di analgesici necessaria nel post-operatorio – e l'incremento della velocità di riacquisto della capacità flessoria. Gli anestesisti sono stati in grado di "convertire" la quantità di analgesici somministrati sia mediante catetere epidurale sia, dopo la rimozione di quest'ultimo, *per os* in "equivalenti" di morfina solfato [8].

È risultato che il gruppo MIS ha assunto una quantità di equivalenti di morfina minore di quella somministrata al gruppo standard, con una differenza quantitativa altamente significativa dal punto di vista statistico ( $p=0,008$ ).

Il 2° giorno dopo l'intervento oltre il 70% dei pazienti del gruppo MIS ha raggiunto una capacità flessoria superiore ad 80°. Nel gruppo standard questo risultato non è stato ottenuto che al 4° giorno dopo l'operazione. Questo più pronto ripristino della capacità flessoria nel gruppo MIS si è tradotto nella possibilità di raggiungere risultati funzionali tali da consentire la dimissione dall'ospedale approssimativamente il 20% più velocemente rispetto alla coorte dei pazienti sottoposti ad incisione standard. I pazienti MIS hanno continuato a mostrare una migliore capacità flessoria anche durante le visite di controllo post-operatorie.

Sebbene con questa tecnica siano state eseguite incisioni più brevi, è stato ancora possibile impiantare le componenti protesiche ed equilibrare bene i tessuti molli. Non sono state riscontrate differenze statisticamente significative nell'allineamento di tali componenti tra i due gruppi allorché sono stati esaminati i valori medi e quelli estremi in entrambi i gruppi.

Nel gruppo MIS non vi sono state complicanze a livello cutaneo. Tuttavia, in 1 paziente sottoposto a chirurgia mini-invasiva mediante incisione breve del vasto mediale, che non rientrava nello studio, si è sviluppata distalmente una necrosi cutanea minore, della lunghezza di 1-2 cm. Fortunatamente essa ha formato una ridotta escara che a sua volta è guarita senza dar luogo a sepsi. L'incisione cutanea deve avere una lunghezza tale che su di essa non si eserciti alcuna tensione inopportuna. La porzione dell'incisione più importante è quella distale che si estende oltre la tibia, ove vi è poco altro che qualche struttura sottocutanea. Se durante l'intervento insorgono problemi di tensione meccanica a livello dell'incisione, allora il chirurgo dovrebbe procedere ad estendere l'incisione in senso distale. Non sono stati rilevati casi, invece, in cui sia stato necessario estendere l'incisione in senso prossimale.

Hernigou ha illustrato i risultati di uno studio in cui sono stati confrontati gli approcci "mini-midvastus" e standard nell'intervento di artroplastica del ginocchio per quanto riguarda i tempi di reazione del paziente operato alla guida. In particolare è stato determinato il tempo necessario ai pazienti per staccare il piede dall'acceleratore e posarlo sul pedale del freno. Dopo 4 settimane dall'intervento i pazienti del gruppo MIS erano in grado di effettuare il movimento entro i parametri che consentono la guida in Francia. Nel gruppo sottoposto ad incisione standard questa capacità non è stata riacquisita che in 10-12 settimane.

## Conclusioni

Riteniamo che la tecnica chirurgica mini-invasiva per la artroprotesi del ginocchio basata sull'approccio "mini-midvastus" sia una procedura sicura ed efficace per molti pazienti sottoposti per la prima volta ad intervento protesico all'articolazione.

La curva di apprendimento è abbastanza breve e l'incisione e le resezioni chirurgiche sono simili a quelle utilizzate nella tecnica standard. L'uso di strumenti che siano stati adattati o direttamente ideati per essere utilizzati in caso di incisioni più ridotte è altamente raccomandato. Infine, il chirurgo non dovrebbe fare mai al paziente promesse riguardo ad una determinata lunghezza della ferita chirurgica, dato che nel corso dell'intervento può essere necessario ricorrere a sue modificazioni o allungamenti per evitare tensioni cutanee inopportune.

## Bibliografia

1. Dalury DF, Jiranek WA (1999) A comparison of the midvastus and paramedian approaches for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14:33-37
2. Parentis MA, Rumi MN, Deol GS et al (1999) A comparison of the vastus splitting and median parapatellar approaches in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (367):107-116
3. Hofmann AA, Plaster RL, Murdock LE (1991) Subvastus (Southern) approach for primary total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (269):70-77
4. Engh GA, Holt BT, Parks NL (1997) A midvastus muscle-splitting approach for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 12:322-331
5. Engh GA, Parks NL (1998) Surgical technique of midvastus arthrotomy. *Clin Orthop* (351):270-274
6. Keblish PA (2003) The lateral approach for total knee arthroplasty. *J Knee Surg* 16:62-68
7. Haas SB, Cook S, Beksac B (2004) Minimally invasive total knee replacement through a mini mid vastus approach. *Clin Orthop* (428):68-74
8. Laskin RS, Beksac B, Phongkunakohrn A et al (2004) Minimally invasive total knee replacement through a mini mid vastus approach: an outcome study. *Clin Orthop* (428):74-82
9. Insall JN, Dorr LD, Scott R (1987) Rationale of the Knee Society Clinical rating system. *Clin Orthop* (248):13-14
10. Ewald FC (1989) The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop* (248):9-12
11. Laskin RS, Bourne R, Maruyama H, Villaneuva M (2000) The use of a deep dish tibial component in total knee replacement. A randomized prospective study. *Clin Orthop* (380):36-44

---

# L'artroprotesi di ginocchio con tecnica computer-assistita

N. PACE<sup>1</sup>, M. CHIUSAROLI<sup>1</sup>, R. DI MATTEO<sup>2</sup>

## Introduzione

Negli ultimi anni si sta assistendo allo sviluppo di nuove tecnologie finalizzate a migliorare le tradizionali tecniche chirurgiche ortopediche.

Le maggiori industrie produttrici di artroprotesi di ginocchio stanno mettendo a disposizione dei chirurghi ortopedici i loro sistemi di chirurgia computer-assistita.

Dopo un periodo di iniziale scetticismo si assiste ad un "contagioso" entusiasmo intorno a queste metodiche in quanto i chirurghi intravedono la possibilità di migliorare ulteriormente la propria accuratezza nell'esecuzione della tecnica chirurgica avendo, in teoria, la possibilità di offrire un risultato migliore al paziente.

La protesizzazione del ginocchio, nel corso degli anni, è stata protagonista di una notevole evoluzione riguardo le tecniche chirurgiche, il design ed i biomateriali. I risultati di tutte le casistiche mondiali mostrano buoni risultati per quanto concerne la sopravvivenza degli impianti.

Esistono, comunque, margini di ulteriore miglioramento sia per i materiali sia per le tecniche chirurgiche.

L'ingresso del computer in sala operatoria a fianco del chirurgo rappresenta una tecnologia innovativa dalle grandi potenzialità anche se ha bisogno di essere ben conosciuta ed ottimizzata per poter mostrare i suoi reali vantaggi.

---

<sup>1</sup> ASUR Marche Zona Territoriale 5, Jesi, UO di Ortopedia e Traumatologia; <sup>2</sup> Clinica Ortopedica, Università degli Studi, Chieti

## Imprecisione degli strumentari manuali

Gli strumentari di allineamento meccanico-manuale sono stati perfezionati nel tempo per ottimizzare il posizionamento delle componenti di ciascun modello protesico.

I modelli bioingegneristici che danno origine ai vari design protesici prevedono un completo rispetto dell'allineamento sui tre piani. Sul piano frontale esistono tecniche di allineamento dell'asse in varo-valgo con guide sia endomidollari sia extramidollari. Lo stesso apparato dovrebbe, contemporaneamente, garantire un corretto allineamento protesico sul piano sagittale.

Diversi, invece, sono i metodi per ottenere un buon posizionamento rotazionale del femore e della tibia. La rotazione della componente femorale viene classicamente riferita all'asse epicondilare e permette di ottenere uno spazio quadrangolare in flessione. Gli strumentari manuali hanno come riferimento i due epicondili e la linea di Whiteside. Il chirurgo deve saper individuare correttamente i reperi anatomici per tracciare sia l'asse epicondilare sia l'asse antero-posteriore secondo la classica linea di Whiteside. Alcuni modelli protesici prevedono un posizionamento neutro in rotazione con asimmetria predefinita dei condili posteriori, mentre altri prendono come riferimento la linea condiloidea posteriore per poter calcolare la corretta extrarotazione.

Oltre all'imprecisione insita negli strumentari manuali, esistono ulteriori possibilità di errore a causa dell'eventuale instabilità dei pin di ancoraggio e delle deviazioni della lama nell'esecuzione del taglio stesso. Tutto ciò viene confermato dall'esperienza quotidiana e da numerose valutazioni presenti in letteratura [1, 2].

Secondo Delp e coll. [2] un errore di allineamento femorale o tibiale di più di 3° si verifica in almeno il 10% degli impianti anche da parte di chirurghi esperti e con strumentari meccanici di ultima generazione. Gli strumentari intramidollari, infatti, risentono dell'imprecisione rispetto al punto di ingresso prescelto, all'anatomia e al diametro della diafisi. Gli stessi Autori hanno verificato che lo strumentario meccanico intramidollare tende ad orientare le componenti in varo sul piano frontale ed in flessione su quello sagittale, mentre la rotazione femorale tende ad essere invertita (moderata intrarotazione).

Questi difetti della tecnica tradizionale sono stati messi a fuoco soprattutto grazie alla possibilità di verifica offerta dal navigatore.

Tutto questo ha rappresentato per noi la prima fase dell'esperienza computer-assistita in cui abbiamo direttamente verificato la possibilità di correggere intra-operatoriamente errori di allineamento non visibili anche da un occhio esperto.

## Effetti degli errori di allineamento

I fattori che contribuiscono in maniera determinante al buon risultato della protesizzazione sono rappresentati dal buon allineamento delle componenti, dal bilanciamento capsulo-legamentoso e dal ripristino della corretta interlinea articolare [2].

Numerosi studi [3-13] affermano che errori di allineamento oltre i 3° sono associati ad una minore sopravvivenza dell'impianto e ad un risultato funzionale meno soddisfacente. Risulta ovvio che il margine di errore definito come tollerabile sia difficile da rispettare con i comuni strumentari e come sia auspicabile l'adozione di strumenti *high-tech* per ottenere quelle informazioni intra-operatorie in grado di permettere al chirurgo di poter valutare anche minime differenze angolari.

Numerosi Autori [9, 14] affermano che perfino i malallineamenti minori possono portare ad una precoce mobilizzazione dell'impianto, oltre che ad un aumento dell'usura del polietilene e a limitazioni funzionali di una certa entità.

È, comunque, universalmente accettato che l'errato allineamento delle componenti risulta essere alla base delle complicanze maggiori a breve e medio follow-up. Il malallineamento sul piano frontale, soprattutto, conduce a precoci mobilizzazioni dell'impianto [6], mentre errori di posizionamento in rotazione comportano un alterato *tracking* rotuleo fino alla sublussazione [15].

Altri Autori [3, 6, 16, 17] ci ricordano, inoltre, quanto siano importanti per la funzione articolare il corretto posizionamento dell'interlinea articolare, lo *slope* tibiale, il bilanciamento capsulo-legamentoso e il posizionamento del femore sul piano sagittale.

## La chirurgia computer-assistita (CAOS)

La chirurgia ortopedica computer-assistita (*Computer-Assisted Orthopedic Surgery*, CAOS) si è sviluppata su due binari paralleli: quello della robotica e quello della navigazione.

Nella chirurgia assistita da sistemi robotizzati, le resezioni ossee sono eseguite direttamente dal braccio meccanico del robot sulla scorta di informazioni precedentemente acquisite. Benché affascinanti e dalle grandi potenzialità, i sistemi robotizzati presentano notevoli limiti nella pratica chirurgica quotidiana a causa della scarsa maneggevolezza e del lungo e indaginoso *set-up*.

La navigazione, al contrario, si sta affermando come un sistema in grado di affiancare il chirurgo esaltandone le capacità e fornendo, al tempo stesso, delle indicazioni intra-operatorie in grado di perfezionare la tecnica di

impianto. Questa “discrezione” nell’integrare il gesto chirurgico offrendo all’operatore un suo “sesto senso” risulta, secondo noi, alla base della larga preferenza riservata ai sistemi di navigazione rispetto alla robotica. Macchina e uomo interagiscono integrandosi e correggendo i propri errori, meglio di quanto potrebbero fare separatamente (Tabella 1) [18].

**Tabella 1.** Classificazione dei sistemi di navigazione

- 
- Sistemi *imageless*: non si avvalgono di immagini radiografiche, TAC o RMN né pre- né intra-operatorie. La rilevazione è affidata alla capacità del chirurgo di individuare i *marker* ossei usando un indicatore (*pointer*) ed altri parametri biomeccanici vengono acquisiti attraverso l’integrazione di altri rilevatori infissi nell’osso
  - Sistemi *image-based*: si avvalgono di un’acquisizione di immagini pre-operatorie (TAC o RMN) o di immagini da intensificatore di brillanza in sala operatoria integrandole con le acquisizioni manuali
  - Sistemi cablati: necessitano di cavi di collegamento tra i rilevatori e l’hardware
  - Sistemi *wire-less*: si avvalgono di rilevazione a distanza della posizione dei *tracker* attraverso una telecamera in grado di captare l’emissione di luce da parte di appositi led oppure il riflesso sui *marker* di onde a infrarosso
  - Sistemi aperti: si possono usare su vari modelli protesici
  - Sistemi chiusi: sono dedicati ad un solo modello protesico
- 

La registrazione intra-operatoria si avvale di diversi sistemi quali i pin sui quali sono posizionati gli appositi sensori, i punti di superficie (*matching point*), i punti di geometria di superficie (*surface matching technique*) associati ad acquisizioni cinematiche relative ai centri di rotazione delle articolazioni.

L’acquisizione permette al computer di ricostruire un’articolazione virtuale seguendone tutti i movimenti sul letto operatorio, mentre il posizionamento degli strumenti viene individuato usando dei rilevatori applicati sulle guide di taglio gestite direttamente dal chirurgo.

Allo stesso modo è possibile verificare la correttezza delle resezioni eseguite posizionando il *tracker* sulla superficie immediatamente dopo il taglio.

I sensori utilizzati nei sistemi *wire-less* sono generalmente ottici e possono essere passivi (sensori ottici che utilizzano telecamere a infrarossi) o attivi (led che emettono raggi infrarossi).

Da quanto si può apprendere in letteratura, non è stata dimostrata la superiorità dei sistemi *image-based* su quelli *image-free* [19].

Sicuramente l’uso delle metodiche *image-based* implica una maggiore complessità organizzativa pre- e intra-operatoria legata alle tecniche di acquisizione delle immagini.

Alcuni Autori [20] affermano che, pur potendo disporre di entrambi i sistemi, si stanno sempre più orientando, nella routine quotidiana, verso l'uso del sistema *image-free*, riservando il sistema *CT-based* a pazienti con severa deformità e, comunque, a non più dell'1% della casistica.

Sparmann [21], nel 2003, ha comparato 120 pazienti sottoposti ad intervento di protesizzazione con tecnica computer-assistita con 120 operati con tecnica tradizionale. L'esame radiografico post-operatorio ha evidenziato una differenza statisticamente significativa a favore della tecnica computer-assistita per quanto riguarda l'asse meccanico dell'arto inferiore, l'asse frontale e sagittale del femore e l'asse sul piano frontale della tibia. Non sono state evidenziate differenze, invece, nell'allineamento della tibia sul piano sagittale.

Confalonieri [22], nel 2002, ha pubblicato un'interessante studio comparando tre casistiche omogenee caratterizzate da tre diverse tecniche di allineamento: endomidollare, extramidollare, e computer-navigata. I risultati hanno evidenziato una differenza statisticamente significativa a favore della tecnica computer-assistita nel valore medio dell'asse meccanico. Occorre sottolineare che le differenze sono state generalmente contenute all'interno dei 3° di varo-valgo con tutte e tre le tecniche. È stato interessante notare che nel gruppo della tecnica navigata non si è riscontrato alcun caso di malallineamento oltre i 5°, contrariamente a quanto verificatosi negli altri gruppi. In questo caso la tecnica computer-assistita ha comportato un miglioramento riguardo al valore medio dell'allineamento, ma ha soprattutto eliminato i casi di malallineamento più importante.

Alcuni Autori [23, 24], in altri studi presenti in letteratura, non hanno riscontrato un miglior allineamento usando sistemi computer-navigati, o comunque le differenze non sono risultate statisticamente significative.

La maggioranza delle esperienze presenti in letteratura evidenziano, comunque, una superiorità delle tecniche computer-assistite rispetto a quelle manuali tradizionali per quanto riguarda l'accuratezza dell'asse meccanico [25-32].

Non risultano, invece, completamente concordanti le diverse esperienze riguardo l'allineamento sugli altri piani.

Alcuni Autori [33] hanno usato la tecnica computer-assistita anche per interventi di riprotesizzazione con risultati decisamente incoraggianti, ampliando ulteriormente la possibilità di utilizzo delle nuove metodiche.

Uno dei punti nodali del posizionamento protesico riguarda l'allineamento rotatorio. Sappiamo quanto sia difficile stabilire con precisione i 3° di rotazione esterna della componente femorale. Le tecniche *image-free* potrebbero in realtà essere influenzate dalla rilevazione operatore-dipendente dell'asse epicondilare o della linea di Whiteside.

Un recente studio [34] ha evidenziato come esistano delle variabilità intra- e inter-operatore nella determinazione dell'asse epicondilare. Due chirurghi hanno eseguito tre rilevazioni successive sullo stesso campo operato-

rio. Il range di variabilità è stato, rispettivamente, di 5° e 6°, mentre la differenza inter-operatore è risultata essere di 9°. Gli Autori concludono affermando che la determinazione palpatoria dell'asse epicondolare non è un parametro così riproducibile come ci si sarebbe aspettato.

Sono pochi, in realtà, gli studi condotti sulla verifica dell'allineamento rotatorio, anche se una rotazione non corretta sappiamo comporti alterazioni del *tracking* rotuleo, e differenze nei gap in flessione-estensione.

Anche altri Autori [35, 36] hanno espresso il loro scetticismo sulla possibilità di individuare correttamente e precisamente l'asse epicondolare intra-operatorio, oltre al fatto che la linea dell'asse antero-posteriore descritta da Whiteside può essere di difficile individuazione, ad esempio, in casi di displasia trocleare [37, 38].

Un recente studio [39] su 64 pazienti operati con tecnica *image-free* e controllati con esame TAC post-operatorio ha, però, evidenziato risultati migliori per l'allineamento rotatorio del femore con dati statisticamente significativi rispetto alle tecniche convenzionali.

Occorre sottolineare, infatti, che il navigatore acquisisce i dati relativi sia alla linea di Whiteside che alla posizione rilevata degli epicondili col relativo asse. Il software elabora tali dati attraverso un algoritmo di correzione ed è in grado di segnalare eventuali incongruenze dei dati ottenuti. In questo modo il margine di errore intra-operatore dovrebbe risultare decisamente ridotto.

Dopo aver valutato i vari sistemi di navigazione abbiamo scelto quello che secondo noi rappresenta la possibilità di migliorare la nostra tecnica di impianto senza stravolgere il gesto chirurgico e, soprattutto, che permette di sfruttare al meglio la sinergia fra l'esperienza del chirurgo e le nuove risorse tecnologiche. È per questo che abbiamo optato per un sistema *image-free*, aperto e *wire-less*.

Le caratteristiche del modello Stryker Navigation System (Stryker Leibinger, Freiburg), approvato dalla Food and Drug Administration (FDA), sono descritte in Tabella 2.

La workstation in uso è composta da: notebook con CPU Pentium® III a 733 Mhz, sistema operativo Windows NT, memoria RAM 512 MB, hard disk da 10 GB, monitor TFT 19". La tastiera e il mouse vengono usati durante la fase di pianificazione, mentre durante l'intervento l'interazione avviene con il *pointer* i cui tre tasti sono corrispondenti a quelli del mouse. La telecamera è dotata di 5 recettori infrarossi, posizionata a circa 1,5 m dalla zona operativa e provvista di due ulteriori speciali rilevatori che interagiscono con gli strumenti chirurgici garantendo una ancora più sicura comunicazione tra le parti in funzione. I due *tracker* di rilevamento fissi sono entrambi dotati di 5 led infrarossi attivi. Questa particolarità fa sì che la trasmissione dei dati non avvenga per riflessione di superfici passive ma in modalità "bidirezionale attiva" garantendo così un maggior grado di precisione del rilevamento ed

**Tabella 2.** Stryker Navigation System

## Componenti del sistema

- Workstation NT
- Camera a 5 led infrarossi
- Strumenti chirurgici dedicati
- Sistemi di backup
- Calibratore per strumenti non dedicati

## Metodo di registrazione

- *Landmark* (artificiali ed anatomici)
- *Surface matching*

## Metodo di localizzazione

- Sistema attivo bidirezionale con 5 led attivi per ogni strumento e 5 emettitori a raggi infrarossi nella camera

## Possibilità di errore

- Inferiore al millimetro

azzerando problematiche legate all'interferenza di altre fonti luminose presenti nell'ambiente. Il *pointer* è simile ad una penna ed è deputato alla mappatura delle superfici e dei *landmark* anatomici; oltre ai led infrarossi è dotato di tre pulsanti con funzioni di mouse.

Tutti gli strumenti presenti sul campo sono realizzati in alluminio-titanio e sono alimentati da batterie monouso. Essi vengono immediatamente riconosciuti dal sistema appena attivati ed entrano, quindi, nel raggio d'azione dei tre recettori infrarossi della telecamera.

**Tecnica chirurgica**

- 1) Campo operatorio standard, laccio pneumoischemico alla radice della coscia. Incisione longitudinale anteriore e artrotomia paratrotulea mediale o laterale (sezione del legamento crociato anteriore, legamento crociato posteriore, *no release*);
- 2) posizionamento dei *tracker* con *fiche* del diametro di 5 mm. La *fiche* femorale viene posizionata attraverso l'accesso standard sulla metafisi femorale ad una distanza appena superiore all'ingombro anteriore della componente femorale (circa 6 cm). La *fiche* tibiale viene infissa attraverso una piccola incisione in sede diafisaria. Due piccoli ulteriori reperi metallici di superficie vengono posizionati alle due metafisi. In questa fase è importante assicurarsi della perfetta stabilità delle *fiche* e dell'orientamento verso la telecamera sia in estensione che in flessione (Fig. 1);



**Fig. 1.** Corretto posizionamento ed orientamento dei *tracker*

- 3) validazione del *pointer* e *setup* del sistema (Fig. 2);
- 4) registrazione della posizione a 20° e 45° della coxofemorale (Fig. 3);
- 5) digitalizzazione del centro di rotazione femorale attraverso ampi movimenti di rotazione della coxofemorale (Fig. 4);
- 6) digitalizzazione degli epicondili (Fig. 5);
- 7) digitalizzazione del centro del femore (Fig. 6);
- 8) digitalizzazione dell'asse antero-posteriore del femore (Fig. 7);
- 9) digitalizzazione del condilo femorale mediale (Fig. 8);
- 10) digitalizzazione del condilo femorale laterale (Fig. 9);
- 11) digitalizzazione del centro del piatto tibiale (Fig. 10);
- 12) digitalizzazione dell'emipiatto tibiale mediale (Fig. 11);
- 13) digitalizzazione dell'emipiatto tibiale esterno (Fig. 12);
- 14) digitalizzazione dell'asse antero-posteriore della tibia (Fig. 13);
- 15) digitalizzazione del malleolo mediale e laterale, centro della tibia (Fig. 14);
- 16) curve cinematiche;
- 17) valutazione dell'asse e delle curve cinematiche con stress neutro ed in varo-valgo forzato (asse, bilanciamento capsulo-legamentoso). In questa fase si può valutare con certezza il range articolare, l'asse dell'arto inferiore durante tutto l'arco di movimento e le retrazioni capsulo-legamen-

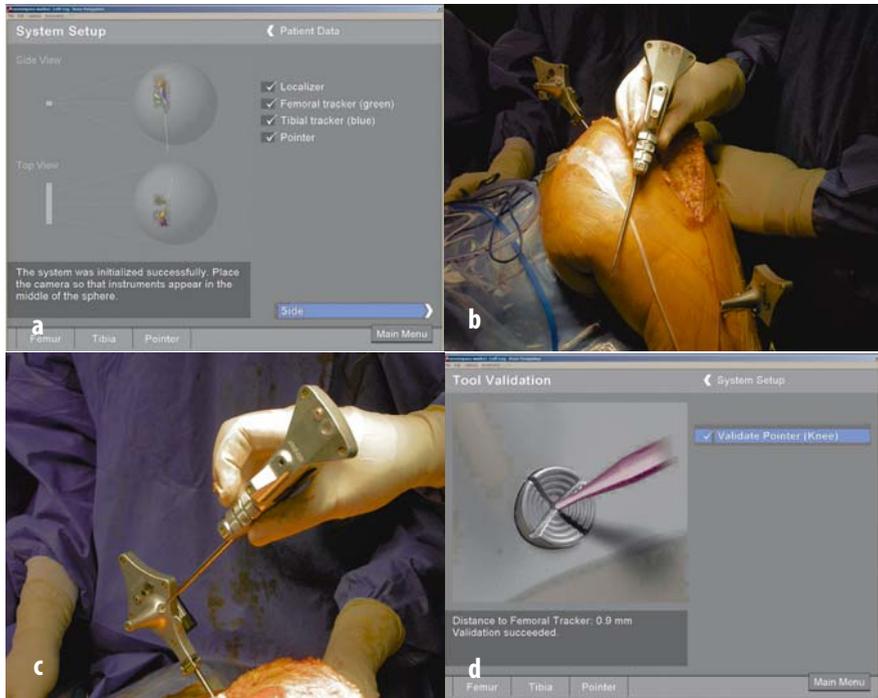


Fig. 2. Set-up del sistema (a, b) e validazione del pointer (c, d)

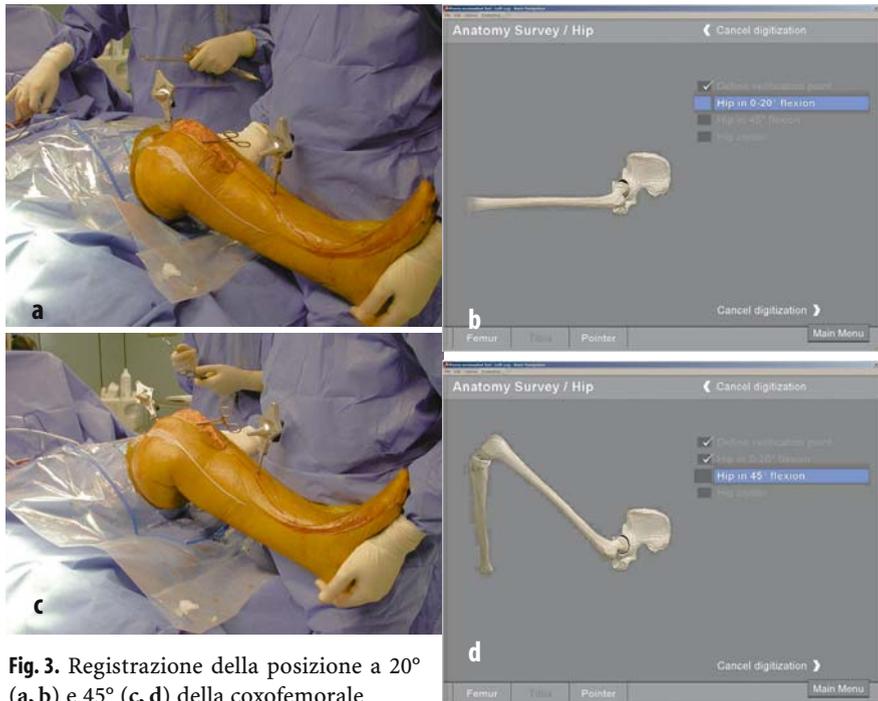
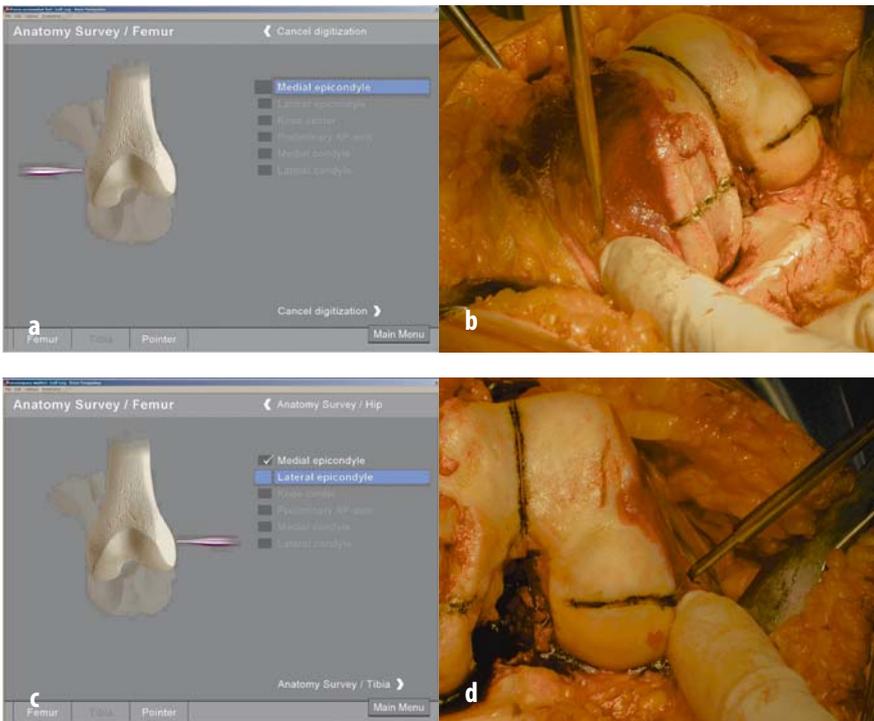


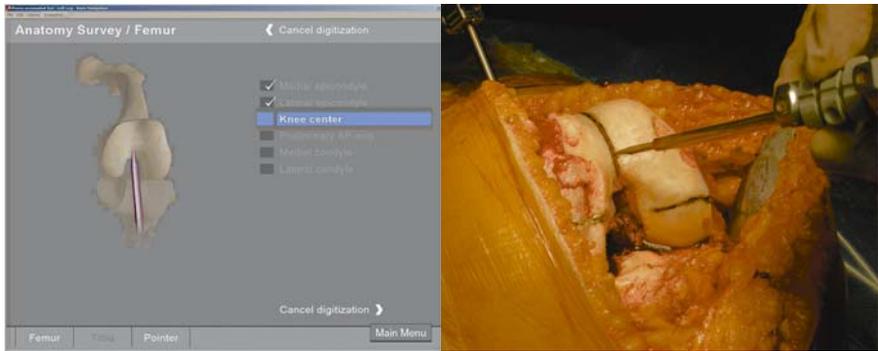
Fig. 3. Registrazione della posizione a 20° (a, b) e 45° (c, d) della coxofemorale



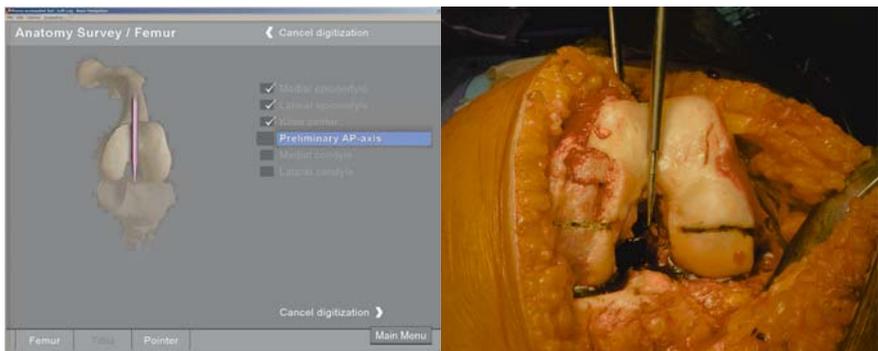
**Fig. 4.** Digitalizzazione del centro di rotazione dell'anca attraverso ampi movimenti di rotazione



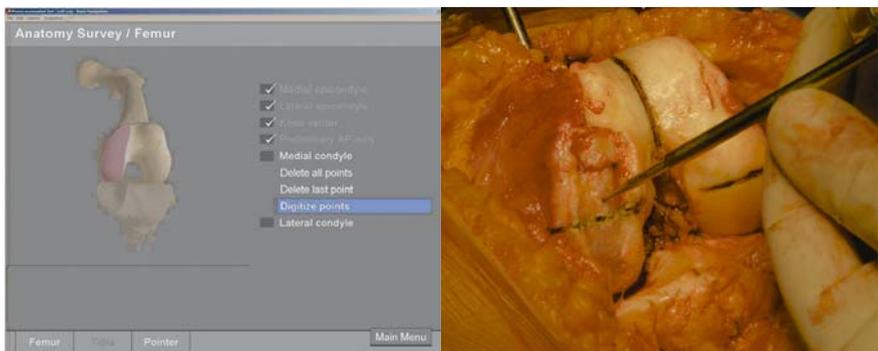
**Fig. 5.** Digitalizzazione degli epicondili mediale (a, b) e laterale (c, d)



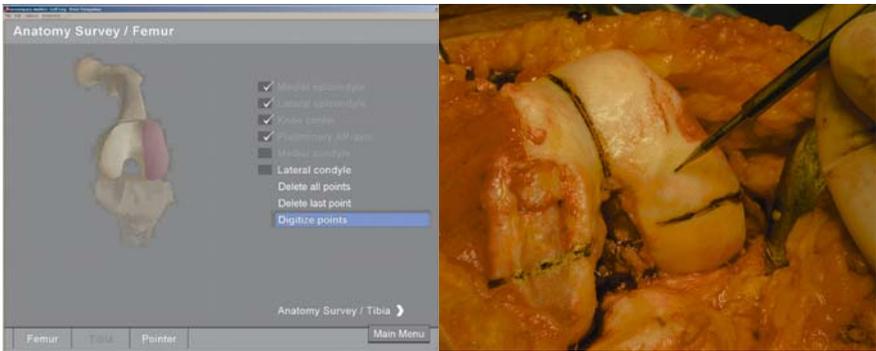
**Fig. 6.** Digitalizzazione del centro del femore



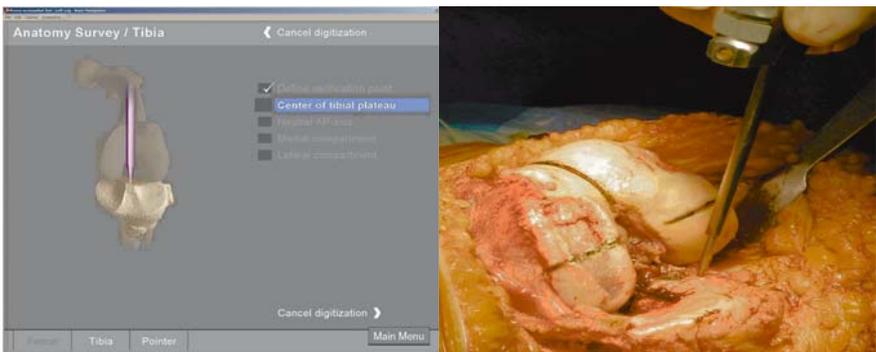
**Fig. 7.** Digitalizzazione dell'asse antero-posteriore del femore



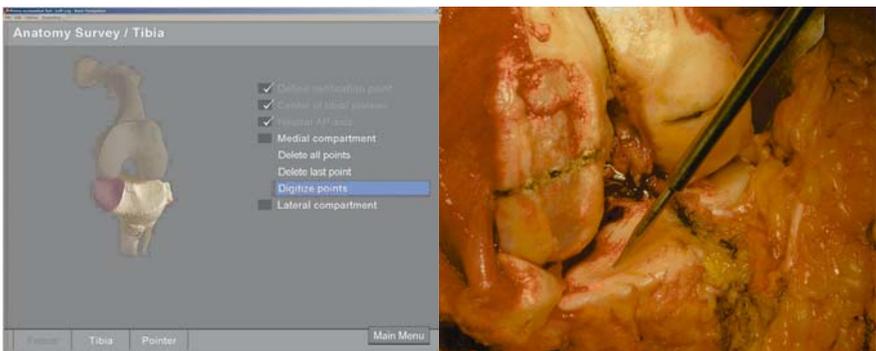
**Fig. 8.** Digitalizzazione della morfologia di superficie del condilo femorale mediale



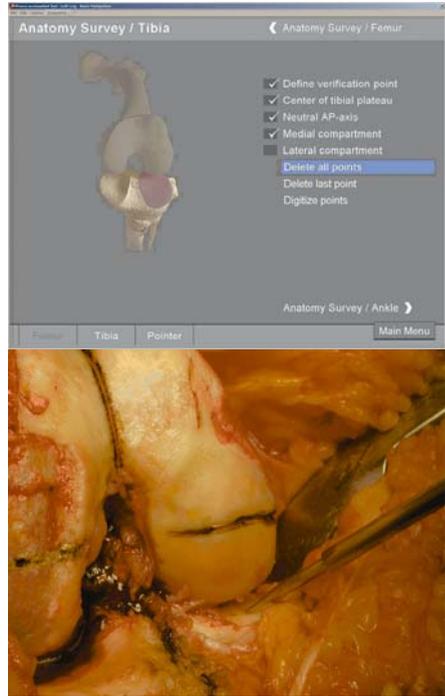
**Fig. 9.** Digitalizzazione della morfologia di superficie del condilo femorale laterale



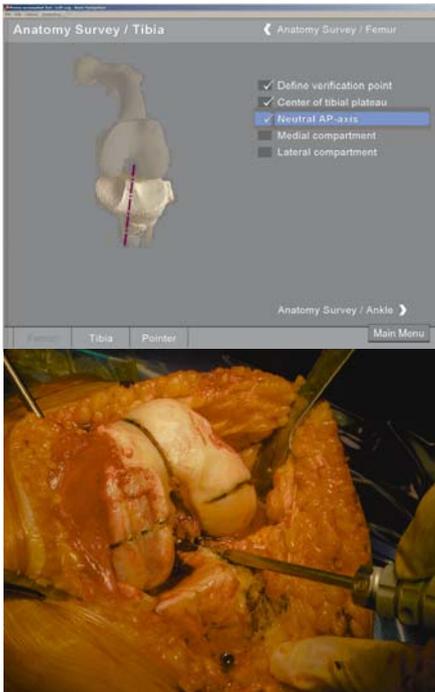
**Fig. 10.** Digitalizzazione del centro del piatto tibiale



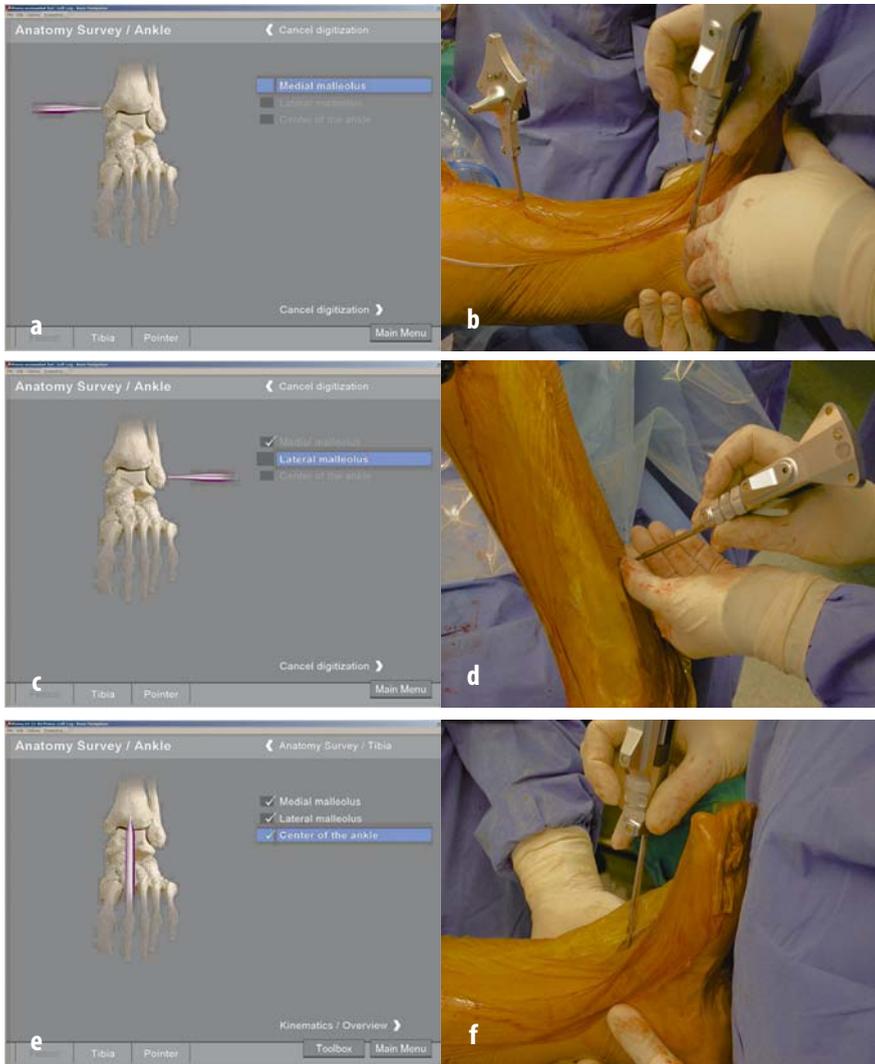
**Fig. 11.** Digitalizzazione della morfologia di superficie dell'empiatto tibiale mediale



**Fig. 12.** Digitalizzazione della morfologia di superficie dell'emipiatto tibiale esterno

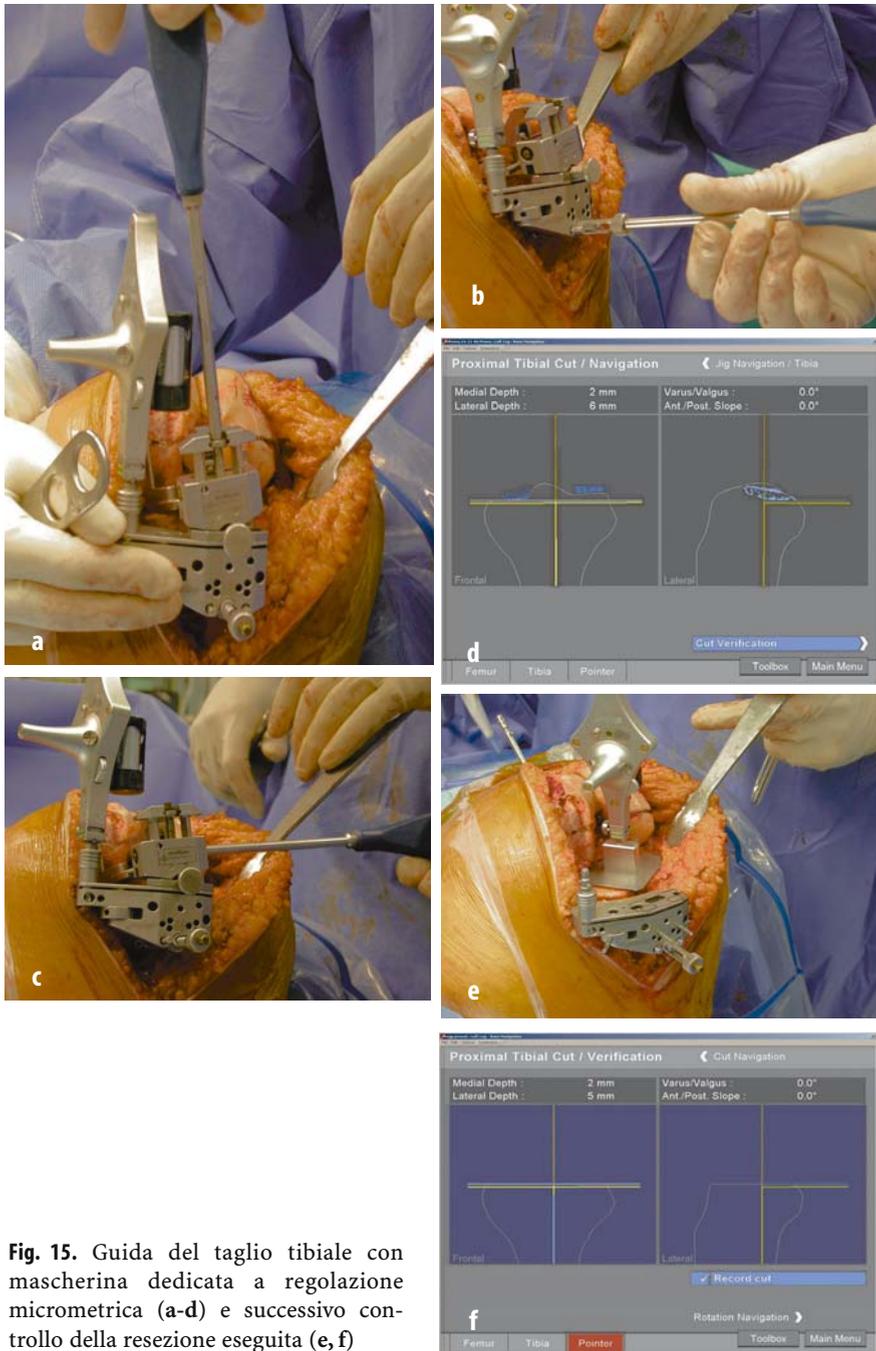


**Fig. 13.** Digitalizzazione dell'asse antero-posteriore della tibia

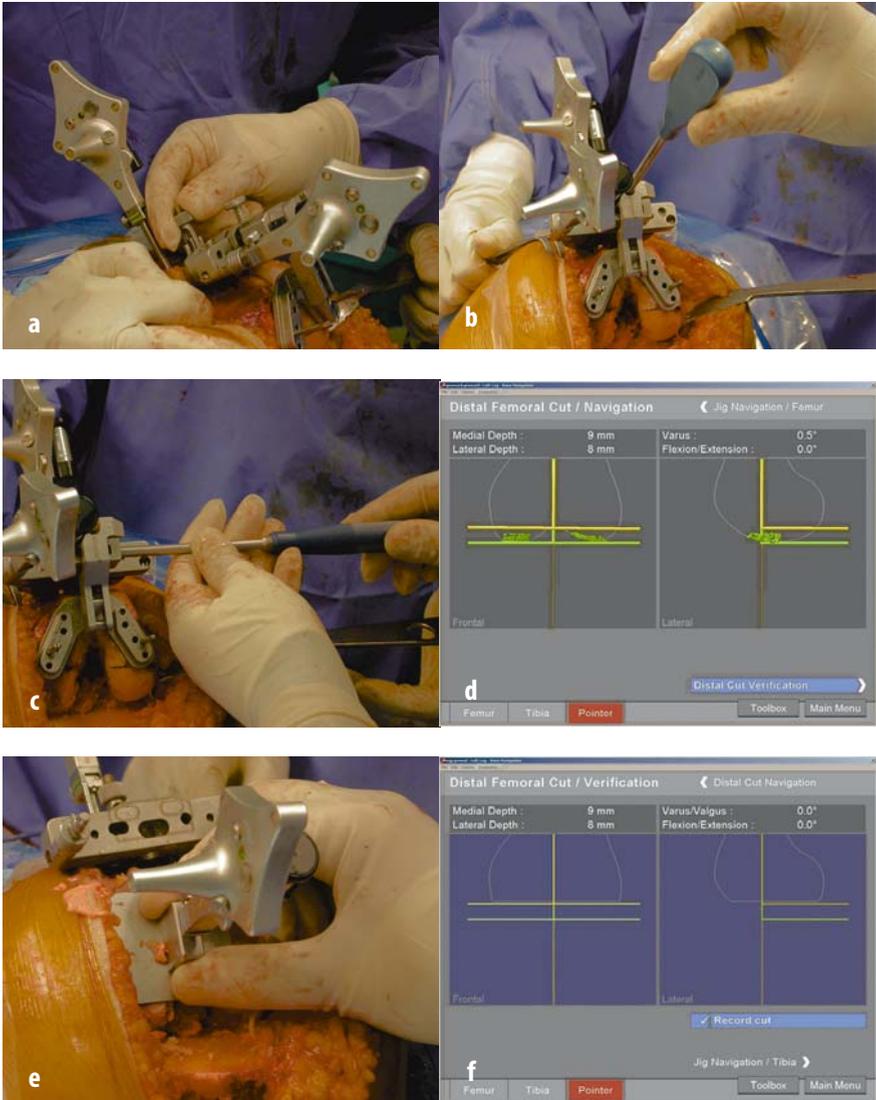


**Fig. 14.** Digitalizzazione dei malleoli mediale (a, b), laterale (c, d) e del centro della caviglia (e, f)

- tose, e può essere eseguito un minimo *release* capsulo-legamentoso soltanto in caso di grave deformità ed eccessiva retrazione;
- 18) guida del taglio tibiale con mascherina dedicata a regolazione micrometrica (Fig. 15 a-d) e successivo controllo della resezione eseguita (Fig. 15 e, f);
  - 19) guida del taglio femorale distale con mascherina dedicata a regolazione micrometrica (Fig. 16 a-d) e successivo controllo della resezione eseguita (Fig. 16 e, f). Tutti i tagli vengono sempre eseguiti dopo un ulteriore controllo che segue l'infissione del terzo pin;

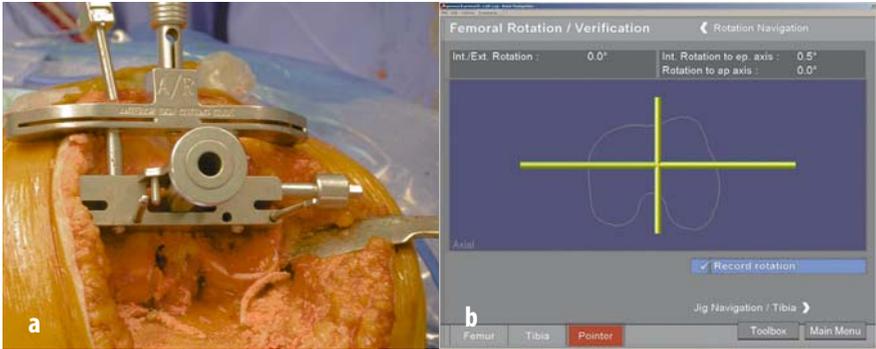


**Fig. 15.** Guida del taglio tibiale con mascherina dedicata a regolazione micrometrica (a-d) e successivo controllo della resezione eseguita (e, f)

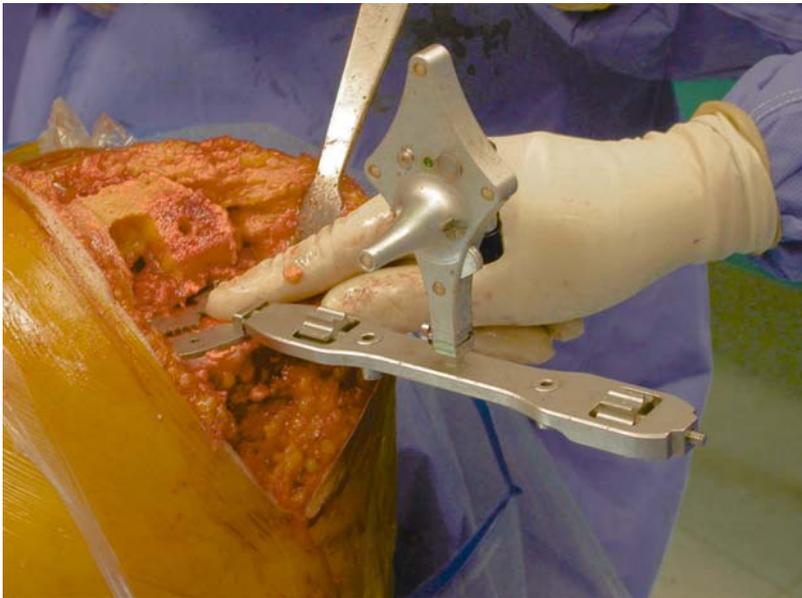


**Fig. 16.** Guida del taglio femorale distale con mascherina dedicata a regolazione micro-metrica (a-d) e successivo controllo della resezione eseguita (e, f)

- 20) definizione della rotazione femorale e resezioni antero-posteriori (Fig. 17);
- 21) preparazione della metafisi tibiale con definizione della rotazione (Fig. 18);
- 22) impianto di protesi di prova (Fig. 19);



**Fig. 17.** Definizione della rotazione femorale (a, b) e resezioni anteriore e posteriore (c)



**Fig. 18.** Preparazione della tibia con definizione della rotazione



**Fig.19.** Impianto di prova

- 23) valutazione dell'asse e delle curve cinematiche con stress neutro ed in varo-valgo forzato (asse, bilanciamento capsulo-legamentoso). In questa fase si eseguono i *release* definitivi secondo la tecnica di Whiteside. È possibile, inoltre, eseguire delle sollecitazioni in varo o valgo in diversi gradi di movimento ed il "rumore" visualizzato nell'andamento della curva rappresenta la lassità eventuale di quel comparto sollecitato;
  - 24) lavaggio pulsato;
  - 25) impianto cementato tibiale e valutazione della posizione del piatto tibiale con possibilità di correggere la posizione di alcuni gradi in caso di impianto asimmetrico causato dallo spessore del cemento o dal cedimento della spongiosa dalla parte più atrofica (Fig. 20);
  - 26) impianto cementato femorale;
  - 27) posizionamento dell'inserto di prova;
  - 28) valutazione dell'asse e delle curve cinematiche; posizionamento dell'inserto definitivo e registrazione dei dati (Fig. 21).
- Nella Figura 22 è mostrata l'immagine radiografica pre e post-operatoria di un impianto con tecnica computer-assistita.



**Fig. 20.** Impianto cementato tibiale (a) e valutazione della posizione del piatto (b) con possibilità di correzione di alcuni gradi prima della consolidazione del cemento (c)



**Fig. 21.** Valutazione dell'impianto definitivo e registrazione dei dati



**Fig. 22.** Quadro radiografico pre- (a, b) e post-operatorio (c, d) di un caso di impianto computer-assistito

## Casistica e risultati

### Esperienza del Centro Protesi INRCA Ancona

La nostra esperienza con il Navigation System della Stryker-Howmedica è iniziata nel novembre del 2001, presso il Centro Protesi INRCA Ancona, con una fase di “rodaggio” (iniziale curva di apprendimento) che è durata circa 2 mesi.

Le protesi impiantate sono state Duracon e Scorpion (entrambe Stryker) a stabilità posteriore.

L'intervento si è protratto da un minimo di 90 min ad un massimo di 150 min.

In questa prima fase abbiamo impiantato 10 protesi totali. Di queste solo quattro sono state totalmente assistite dal sistema. Negli altri 6 casi abbiamo dovuto interrompere la metodica per incongruenza dei dati forniti dal computer (1 caso), per eccessivo allungamento dei tempi operatori (1 caso), per caduta a terra di uno strumento non fornito in duplice set sterile (1 caso) e per mobilizzazione delle *fiche* (3 casi).

In questa prima fase la metodica prevedeva necessariamente l'uso di una *fiche* nell'ala iliaca omolaterale con necessità di allestimento di un campo sterile fino al bacino e di un laccio sterile.

In tutti i casi è stato possibile completare l'impianto con la metodica tradizionale senza alcun indugio o difficoltà in qualunque fase dell'intervento ci trovassimo.

Non si sono avute complicanze quali lesioni vascolari, nervose o ossee in conseguenza della fissazione delle *fiche*.

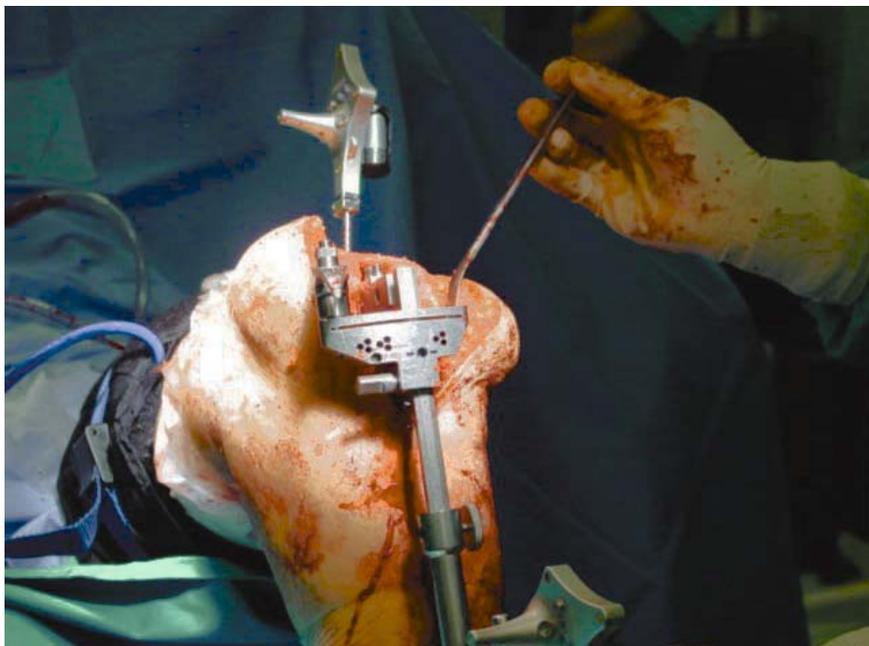
Nella seconda fase, iniziata nel gennaio 2002, abbiamo eseguito 17 impianti Scorpio con strumentario classico manuale e controllo con navigazione prima e dopo i tagli. Abbiamo cercato di valutare l'imprecisione dello strumentario manuale, la possibilità di correggere l'errore con la navigazione e, una volta eseguito il taglio, di verificare la precisione del taglio stesso (Fig. 23). L'allineamento femorale è stato sempre intramidollare, mentre quello tibiale è stato extramidollare.

I valori ottenuti mostrano come la verifica con navigatore abbia evidenziato errori sul posizionamento ottenuto con lo strumentario manuale (Tabella 3).

Risulta poi evidente un miglioramento nei parametri di allineamento dopo il controllo con il navigatore, anche se si è verificata una deviazione fra i valori registrati prima della fissazione definitiva dei pin e quelli riscontrati nella verifica eseguita dopo la resezione.

Negli ultimi casi di questa serie abbiamo verificato come un ulteriore controllo prima del posizionamento del terzo pin permetteva di evitare in gran parte la perdita del corretto posizionamento.

Un ulteriore motivo di deviazione dalla misurazione è causato dalla scarsa precisione della lama, sicuramente condizionata dalla diversa qualità dell'osso dei vari compartimenti. La scarsa precisione degli strumenti di taglio attuali è stata evidenziata anche da un analogo, recente lavoro di Bathis [40] in cui è stato valutato l'errore rispetto alla misurazione sul blocco di taglio. Tale errore è risultato mediamente di 0,6° sul piano frontale e di 1,4° sul piano sagittale nel femore, mentre per la tibia i valori sono stati di 0,5° in varo-valgo e di 1° sul piano sagittale.



**Fig. 23.** Controllo con navigazione dell'accuratezza dello strumentario classico manuale

**Tabella 3.** Parametri a confronto tra le due metodiche

	A	B
Femore varo-valgo	1,9° varo	0,5° varo
Femore sul piano sagittale	4,1° flessione	1,6° flessione
Spessore resezione femorale	6,3 mm	8,4 mm
Rotazione femorale	2,4° rotazione esterna	3,1° rotazione esterna
Tibia varo-valgo	2,6° valgo	0,4° valgo
Tibia rotazione	4,5°	1,9°
<i>Slope</i> tibiale	-1,8°	2,6°
Spessore resezione tibiale	3,2 mm	2 mm

A, Valore rilevato dal navigatore sul posizionamento della guida di taglio con strumentario standard; B, Valori ottenuti dopo correzione con assistenza del navigatore su strumentario standard

Occorre, quindi, sottolineare che con l'uso di strumentari standard e senza regolazione micrometrica l'allineamento intra-operatorio è risultato più difficilmente ottenibile e controllabile, anche con l'ausilio della navigazione.

I dati ottenuti intra-operatoriamente sull'asse meccanico sono stati controllati con esame teleradiografico bipodalico in 15 pazienti su 17 ed i dati ottenuti intra-operatoriamente sono stati confermati con uno scarto di circa 2°. Un solo caso ha presentato una deviazione in varo dell'asse meccanico di 5°.

### **Impianti con strumentario dedicato e software di seconda generazione (*fiche iliaca non più necessaria*) - UO di Ortopedia e Traumatologia, Ospedale di Jesi**

Dal febbraio 2002 al novembre 2004 presso l'Unità Operativa di Ortopedia e Traumatologia dell'Ospedale di Jesi (A.S.U.R. Marche Zona Territoriale 5) abbiamo impiantato 235 protesi Scorpio a stabilità posteriore, di cui 85 con tecnica assistita dal computer e 150 con tecnica standard. Abbiamo eseguito lo studio comparato di due gruppi omogenei mettendo a confronto la metodica classica con quella computer-assistita (Tabella 4).

**Tabella 4.** Comparazione fra tecnica computer-assistita e tecnica standard. Casistica

	<b>Gruppo A (n=85) Con navigatore</b>	<b>Gruppo B (n=90) Tecnica tradizionale</b>
Sesso	M 29, F 56	M 35, F 55
<i>Body Mass Index</i>	30,6	31,7
Diagnosi	Gonartrosi	Gonartrosi
Asse pre-operatorio	75 varo; 10 valgo	82 varo; 8 valgo
Precedenti interventi	1 osteotomia tibiale di sottrazione; 1 <i>debridement</i> artroscopico	1 osteotomia tibiale di sottrazione
Accesso	Artrotomia paratrotulea mediale nel varo e laterale nel valgo	Artrotomia paratrotulea mediale nel varo e laterale nel valgo
Tempo chirurgico (media)	70 min	55 min
Perdite ematiche (media)	510 cc	480 cc
<i>Lateral release</i>	1	4
Protesizzazione rotula	0	3
Complicanze	3 rigidità	1 rigidità
Infezioni	1	1
Revisioni	1	1

Nel gruppo A il tempo chirurgico medio è stato più lungo di circa 15 minuti e la perdita ematica lievemente maggiore. Intra-operatoriamente, nel gruppo navigato è stato eseguito 1 solo *lateral release*, mentre nel gruppo standard tale gesto è stato effettuato in 10 casi. Significativa anche la differenza riguardo la protesizzazione della rotula: 3 casi nel gruppo standard, nessuno nel gruppo navigato. Ogni gruppo presenta 1 caso sottoposto a revisione (entrambi per fallimento clinico).

Nel gruppo A si sono verificati 3 casi di rigidità, mentre soltanto 1 nel gruppo B. Sono stati eseguiti due interventi di artroliasi artroscopica (1 per ciascun gruppo), mentre per 2 casi del gruppo A è stato necessario procedere ad artroliasi a cielo aperto per lisi di tenaci aderenze fra corticale anteriore del femore e tendine quadricipitale in corrispondenza dell'infissione della *fiche* per il *tracker* femorale.

### ***Asse meccanico***

Nel gruppo A l'asse meccanico è stato di 0° nel 61% dei casi, mentre nel gruppo B il perfetto allineamento è stato ottenuto nel 55% dei casi. Il range di variabilità si è mantenuto entro i 3° di varo-valgo nel gruppo A, eccetto per 3 casi con 4° di varo. Nel gruppo B la forbice della variabilità è stata più ampia, con 5 casi che presentavano 7° di varo.

### ***Asse femorale sul piano sagittale***

La valutazione non può essere considerata attendibile per la difficoltà in molti casi di ottenere dei radiogrammi in latero-laterale in grado di poter garantire una corretta misurazione.

### ***Asse tibiale sul piano frontale***

Nel primo gruppo nell'81% dei casi è stato ottenuto l'asse ideale, mentre ciò è avvenuto soltanto nel 76% dei casi del gruppo con tecnica standard. Le variazioni sono state contenute entro i 3° nel gruppo navigato.

### ***Asse tibiale sul piano sagittale***

L'asse ideale dello *slope* tibiale in questo tipo di protesi è di 0°. Nel gruppo navigato il posizionamento ideale è stato ottenuto nel 75% dei casi, mentre in quello con tecnica tradizionale soltanto nel 70%. Risulta, comunque una tendenza ad uno *slope* negativo per il gruppo navigato e, al contrario, una prevalenza in flessione per il gruppo standard.

## Discussione

I dati forniti dalla nostra esperienza si allineano a quelli di altre presenti in letteratura soprattutto per quanto riguarda il miglioramento dell'allineamento dell'asse meccanico, con risultati significativamente migliori nel gruppo navigato.

Il range di errore è stato globalmente contenuto all'interno dei 3° che sono considerati come limite del corretto asse meccanico, in grado di non compromettere la sopravvivenza della protesi nel lungo periodo.

Una migliore accuratezza è stata riscontrata nel gruppo della navigazione anche per quanto riguarda l'asse tibiale sul piano frontale.

In sintesi, con l'uso del navigatore abbiamo riscontrato una percentuale maggiore di pazienti con allineamento ottimale sul piano frontale e una diminuzione degli errori di allineamento più marcati.

Rimangono alcune perplessità sull'affidabilità dell'esame teleradiografico nel valutare con certezza il valore dell'allineamento assiale post-operatorio (Tabella 5). Gli studi del gruppo di Stulberg hanno dimostrato che esistono delle variabilità apprezzabili fra le misurazioni radiografiche e intra-operatorie con la navigazione. Esisterebbero quindi degli errori inevitabili sia nella tecnica di valutazione radiografica degli assi sia, forse, anche nella registrazione del computer. Ovviamente, questa considerazione mette in crisi molti

**Tabella 5.** Teleradiografia eseguita a 3 mesi dall'intervento

	Con navigatore	Tecnica tradizionale
Asse meccanico range	In asse 61% 3° valgo, 4° varo	In asse 55% 5° valgo, 7° varo
Femore LL* range	In asse 55% 2° - 3°	In asse 30% 6° - 7°
Tibia AP range	In asse 81% 2° valgo, 3° varo	In asse 77% 5° valgo, 6° varo
Tibia slope 0° range	75% da -2° a +2°	69% da -1° a +4°

\*Scarsamente attendibili in circa 1/3 dei casi  
AP, Antero-posteriore; LL, Laterale

studi basati sulla verifica radiografica dell'allineamento e rende necessario lo sviluppo di protocolli di considerazione basati su tecniche per immagini (CT) in grado di garantire l'accuratezza delle misurazioni visto che siamo alla ricerca di miglioramenti di pochi effettivi gradi angolari.

La perdita di sangue è stata lievemente maggiore nel gruppo della navigazione. Questo dato non concorda con altre casistiche in letteratura, ma non crediamo che la tecnica navigata possa influire in maniera importante su questo parametro.

Il dato sulla rigidità, invece, necessita di qualche riflessione in quanto si è verificata una percentuale maggiore di casi nel gruppo della navigazione. In 1 caso la rigidità è stata secondaria ad un protocollo riabilitativo molto conservativo con protezione dell'apparato estensore per 30 giorni a causa dell'avulsione intra-operatoria dell'inserzione distale del tendine rotuleo. Gli altri 2 casi sono però da attribuire direttamente alla tecnica navigata, in quanto l'aderenza del tendine quadricipitale al piano osseo si è prodotta in stretto rapporto con il foro di infissione della *fiche* per il *tracker* femorale.

Sulla scorta di questa esperienza, attualmente cerchiamo di evitare la fuoriuscita di tessuto midollare chiudendo con un piccolo tappo di osso il foro della *fiche* a fine intervento.

Per quanto riguarda i tempi chirurgici abbiamo stimato un allungamento medio, rispetto alla tecnica standard, di circa 15 minuti.

Quindi, dalla revisione della letteratura mondiale al momento disponibile e dalla nostra personale esperienza, possiamo affermare che la chirurgia computer-assistita si sta avviando verso una sicura affermazione.

Gli studi dimostrano che è possibile, attraverso l'ausilio di questi sistemi, perfezionare l'allineamento dell'impianto protesico.

Abbiamo visto come gli strumentari manuali tradizionali mostrano dei limiti di accuratezza anche in mano ad un chirurgo esperto. L'interazione del computer con l'operatore è sicuramente in grado di mettere in discussione delle sicurezze ormai consolidate, obbligando il chirurgo ad una nuova curva di apprendimento.

Analizzando i sistemi di navigazione (*image-less*) in uso, siamo d'accordo con alcuni Autori nell'individuare alcuni punti di criticità nella tecnica computer-assistita:

- curva di apprendimento;
- possibilità di errori nel software;
- possibilità di errori nell'hardware.

È difficile stabilire quale sia il momento migliore per introdurre la tecnica computerizzata all'interno della curva di apprendimento di ciascun chirurgo.

Possiamo affermare che la necessità di riconoscere con precisione i reperti ossei intra-operatori durante la registrazione dei parametri implica neces-

sariamente una notevole esperienza da parte dell'operatore, ma questo è assolutamente necessario anche in molti passaggi della tecnica standard.

Il navigatore non è, secondo noi, uno strumento da usare nei primi periodi di apprendimento della tecnica chirurgica ma uno strumento di perfezionamento per un chirurgo già esperto. Il chirurgo deve essere in grado di eseguire l'intervento senza problemi con la tecnica classica anche per far fronte ad eventuali avarie del sistema di assistenza computerizzata.

La possibilità di errore nella registrazione dei dati, causata dall'inesperienza del chirurgo, tende progressivamente a diminuire con l'aumentare del numero degli impianti eseguiti con la tecnica computer-assistita. Delp e coll. [2] ritengono che dopo circa 10 interventi con questa tecnica il margine di errore intra-operatore possa essere considerato ragionevolmente basso.

Per chi si avvicina a tale metodica, secondo noi, sarebbe consigliabile utilizzare il sistema di navigazione come misurazione intra-operatoria della tecnica abitualmente usata e, soltanto successivamente, affidarsi completamente agli strumentari dedicati, con allineamento gestito soltanto dal navigatore.

Gli errori dell'hardware sono possibili essenzialmente a causa di una non solida presa delle *fiche* nell'osso, che può essere causata da un non corretto posizionamento o da una scarsa qualità dell'osso.

I software hanno ormai raggiunto un buon grado di affidabilità, anche se è prevedibile in futuro una progressiva evoluzione.

Nella nostra esperienza abbiamo, inoltre, verificato l'utilità della navigazione nel correggere gli errori insiti nello strumentario di taglio, una volta posizionata la maschera:

- verifica della posizione delle finestre di taglio una volta posizionati tutti i pin (variazioni causate dalla differente densità dell'osso e possibile deviazione dei pin con perdita della posizione stabilita per la maschera di taglio);
- possibilità di controllare la superficie di taglio una volta eseguita la resezione (la differente densità dell'osso e l'imprecisione della lama causano spesso asimmetrie della superficie con perdita della linea di resezione programmata);
- controllo della posizione del piatto tibiale appena impiantata la componente con possibile correzione di errori causati dalla quantità di cemento o da microcedimenti dell'osso sottostante.

Questi ulteriori controlli di navigazione sono fondamentali e sono assolutamente impossibili da verificare con qualsiasi altro strumentario.

Al momento non ci sono dati direttamente elaborati dal navigatore per quanto riguarda la componente rotulea, anche se sarebbe interessante poter valutare la cinematica della femoro-rotulea in relazione all'impianto eseguito.

I vantaggi della tecnica con navigatore sono rappresentati da un miglioramento dell'accuratezza del posizionamento protesico in relazione ai princi-

pali parametri biomeccanici, dalla non aggressione del canale midollare e dalla possibilità di documentare il risultato intra-operatorio.

Gli svantaggi risiedono principalmente nell'allungamento dei tempi chirurgici, nell'aumento dei costi e nell'invasività causata dalle *fiche* aggiuntive.

Al momento attuale esiste comunque, secondo noi, ancora lo spazio per le tecniche manuali, in quanto non è stata ancora dimostrata la superiorità degli impianti eseguiti con tecnica navigata in relazione ai risultati clinici nel lungo periodo.

## Conclusioni

L'uso della navigazione computer-assistita permette un miglioramento della tecnica di impianto nell'artroprotesi di ginocchio. Il suo uso è approvato dalla FDA.

La possibilità di operare potendo usufruire dei dati morfologici e biomeccanici non disponibili con le tecniche convenzionali comporta un sicuro passo in avanti nell'affinamento della tecnica di ciascun chirurgo.

La chirurgia ortopedica computer-assistita (CAOS) non rappresenta secondo noi una rivoluzione epocale nell'evoluzione dell'artroprotesi di ginocchio, ma può essere considerata come un supporto tecnico che il chirurgo può usare per migliorare l'accuratezza dell'allineamento dell'impianto. Sembra, altresì, promettente il futuro connubio fra chirurgia computer-assistita e tecniche mini-invasive.

Risulta ancora da dimostrare l'effettivo miglioramento clinico a lungo termine riguardante la funzione articolare e la sopravvivenza dell'impianto stesso.

Saranno necessari studi clinici più ampi e randomizzati per poter valutare effettivamente se la superiorità della tecnica computer-assistita abbia un concreto ed apprezzabile miglioramento nel follow-up clinico.

## Bibliografia

1. Plaskos C, Hodgson AJ, Inkpen K, McGraw RW (2002) Bone cutting errors in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 17:698-705
2. Delp SL, Stulberg SD, Davies B et al (1998) Computer assisted knee replacement. *Clin Orthop* (354):49-56
3. Dorr LD, Boiardo RA (1997) Technical considerations in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 205: 5-11
4. Ecker ML, Lotcker PA, Windsor RE (1987) Long term results after total condylar knee arthroplasty: significance of radiolucent line. *Clin Orthop* (216):151-158
5. Feng EL, Stulberg SD, Wixon RL (1994) Progressive subluxation and polyethylene wear in TKRs with flat articular surfaces. *Clin Orthop* (229):60-71

6. Garg A, Walzer PS (1990) Prediction of total knee motion using a three dimensional computer graphics model. *J Biomech* 23:45-58
7. Jeffery RS, Morris SW, Denham RA (1991) Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 61:709-714
8. Laskin RS (1990) Total condylar knee replacement in patients who have rheumatoid arthritis. A ten year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 72:529-535
9. Oswald MH, Jakob RP, Schneider E, Hoogewound H (1993) Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 8:419-426
10. Piazza SJ, Delp SL, Stulberg SD, Stem SH (1998) Posterior tilting of the tibial component decreases femoral roll-back in posterior substituting knee replacement. *J Orthop Res* 16:264-270
11. Ritter MA, Faris PM, Keating EM, Meding JB (1994) Post operative alignment of total knee replacement: its effect on survival. *Clin Orthop* (299):153-156
12. Ritter MA, Herbst SA, Keating EM (1994) Radiolucency at the bone-cement interface in the total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 76:60-65
13. Stern SH, Insall JN (1992) Posterior stabilized prosthesis: results after follow-up of 9-12 years. *J Bone Joint Surg Am* 74:980-986
14. Wasiliewsky RC, Galante JO, Leigthy R et al (1994) Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (299):31-43
15. Berger RA, Rubasi HE, Seel MJ et al (1993) Determining the rotation alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondilar axis. *Clin Orthop* (286):40-47
16. Friggie HE, Goldberg VM, Heiple KG et al (1986) The influence of tibial-patellofemoral location on function of the knee in patient with posterior stabilized condylar knee prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 68:1035-1040
17. Towney CD (1985) The anatomic total knee: instrumentation and alignment technique. *The Knee. Papers of the first scientific meeting of the Knee Society.* University Press, Baltimore, pp 39-54
18. DiGioia AM, Jamaraz B, Colgan BD (1998) Computer assisted orthopedic surgery. *Clin Orthop* (354):8-16
19. Bathis H, Perlick L, Tingart L et al (2004) Radiological results of image based and non image based computer assisted total knee arthroplasty. *Int Orthop* 28:87-90
20. Perlick L, Bathis H, Tingart L et al (2004) Navigation in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 75:464-470
21. Sparmann M, Wolke B, Czupalla D et al (2003) Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective randomised study. *J Bone Joint Surg Br* 85:830-835
22. Confalonieri N, Cerea P, Motavalli K, Manzotti A (2002) Cos'è la navigazione: tre anni di esperienza con sistemi di ricostruzione virtuale intraoperatoria nella protesizzazione del ginocchio. *GIOT* 28[Suppl 1]:S74-86
23. Mielke RK, Clemes U, Jens JH, Kershally S (2001) Navigation in knee endoprosthesis implantation: preliminary experiences and prospective comparative study with conventional implantation technique. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 139:109-116
24. Saragaglia D, Picard F, Chaussard C (2001) Computer assisted knee arthroplasty; comparison with conventional procedures. Results of 50 cases in prospective randomised study. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 87:18-28
25. Jenny JY, Miele RK, Kohler S et al (2003) Total knee prosthesis implantation with a non image-based navigation system – a multicentric analysis. 70th Annual Meeting AAOS

26. Jenny JY, Boeri C (2001) Computer-assisted implantation of a total knee arthroplasty: a case controlled study in comparison with classical instrumentation. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 87:645-652
27. Hart R, Janeczek M, Chaker A, Bucek P (2003) Total knee arthroplasty implanted with and without kinematic navigation. *Int Orthop* 27:366-369
28. Perlick L, Bathis H, Tingart L et al (2003) Useability of an image based navigation system in reconstruction of leg alignment in total knee arthroplasty – results of a prospective study. *Biomed Tech* 48:339-343
29. Perlick L, Bathis H, Lerch K et al (2004) Navigated implantation of total knee endoprotheses in secondary knee osteoarthritis of rheumatoid arthritis patients as compared to conventional technique. *Z Rheumatol* 63:140-146
30. Matsumoto T, Tsumura N, Kurosaka M (2004) Prosthetic alignment and sizing in computer-assisted total knee arthroplasty. *Int Orthop* 28:282-285
31. Victor J, Hoste D (2004) Image-based computer assisted total knee arthroplasty leads to lower variability in coronal alignment. *Clin Orthop* (428):131-139
32. Berry DJ (2004) Computer-assisted knee arthroplasty is better than a conventional jig-based technique in terms of component alignment. *J Bone Joint Surg Am* 86:2573
33. Perlick L, Bathis H, Perlick C et al (2004) Revision total knee arthroplasty: a comparison of postoperative leg alignment after computer assisted implantation versus the conventional technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (Epub ahead of print)
34. Jenny JY, Boeri C (2004) Low reproducibility of intraoperative measurement of the transepicondylar axis during total knee replacement. *Acta Orthop Scand* 75:74-77
35. Arima J, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE (1995) Femoral rotational alignment based on the anterior-posterior axis in total knee arthroplasty in valgus knee: a technical note. *J Bone Joint Surg Am* 77:1331-1334
36. Jerosch J, Peucker E, Philipps B, Filler T (2002) Interindividual reproducibility in perioperative rotational alignment of femoral components in knee prosthetic surgery using the transepicondylar axis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10:194-197
37. Griffin FM, Math K, Scuderi GR et al (2000) Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 15:354-359
38. Nagamine R, Miura H, Inoue Y (1998) Reliability of the anterior-posterior axis and the posterior condylar axis for determining rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty. *J Orthop Sci* 3:194-198
39. Stockl B, Nogler M, Rosiek R et al (2004) Navigation improves accuracy of rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (426):180-186
40. Bathis H, Perlick L, Tingart M et al (2004) Intraoperative cutting errors in total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* (Epub ahead of print)

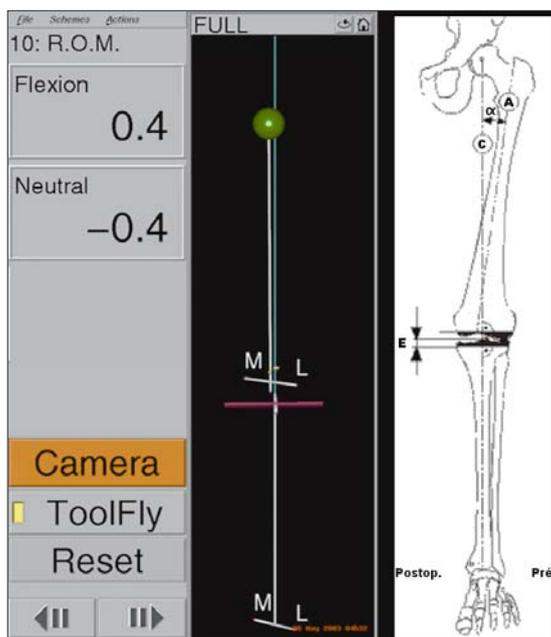
# La chirurgia computer-assistita: il bilancio legamentoso

C. CASTELLI, F. BARBIERI, V. GOTTI

L'obiettivo di una protesi di ginocchio è il raggiungimento di un'articolazione non dolente, stabile, pienamente funzionante il più a lungo possibile nel tempo.

Un tale *outcome* deriva:

- dalla realizzazione di un corretto allineamento globale dell'arto e delle singole componenti protesiche nei vari piani dello spazio (Fig. 1);



**Fig. 1.** Allineamento su piano frontale mediante navigazione

- dal raggiungimento di spazi di flessione-estensione simmetrici e bilanciati: bilancio legamentoso (Fig. 2) [1, 2].

Il sistema di navigazione da noi utilizzato è *image-free* e lavora sulla base delle seguenti informazioni:

Dati geometrici:

- centro di rotazione dell'anca;
- centro del ginocchio e tibio-tarsica (assi anatomici femorali e tibiali);
- asse di rotazione della tibia e del femore.

Tali dati sono patrimonio comune a tutti i sistemi di navigazione *image-free*. Il grado d'accuratezza e il livello di riproducibilità di tali parametri dipendono dalle caratteristiche intrinseche del sistema, ma, soprattutto, dall'esperienza e capacità del chirurgo che rimane responsabile dell'accuratezza/inaccuratezza della procedura.

Dati morfologici:

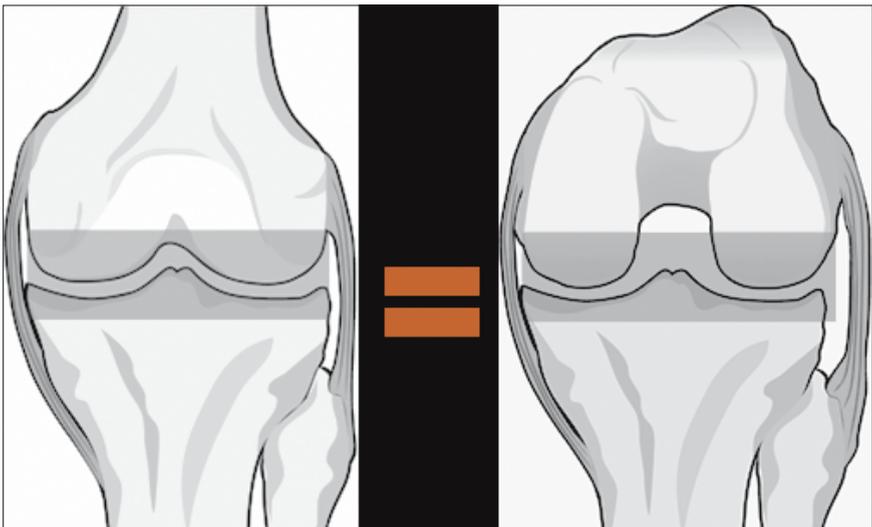
- riproduzione virtuale delle superfici articolari femorale e tibiale con i relativi *landmark* ossei.

Tali dati sono patrimonio comune alla maggior parte dei sistemi di navigazione, con soluzioni di resa grafica a video diverse (*bone morphing*, mosaico ...).

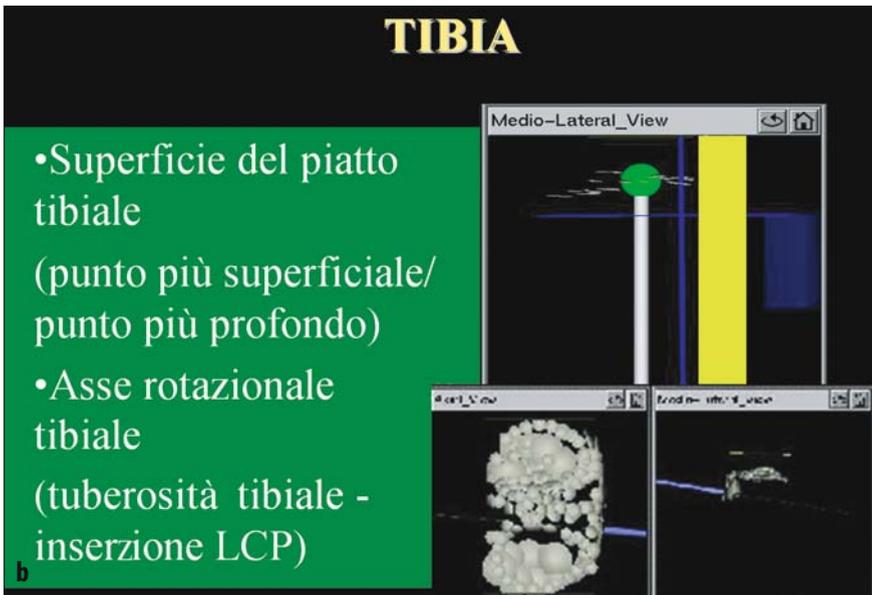
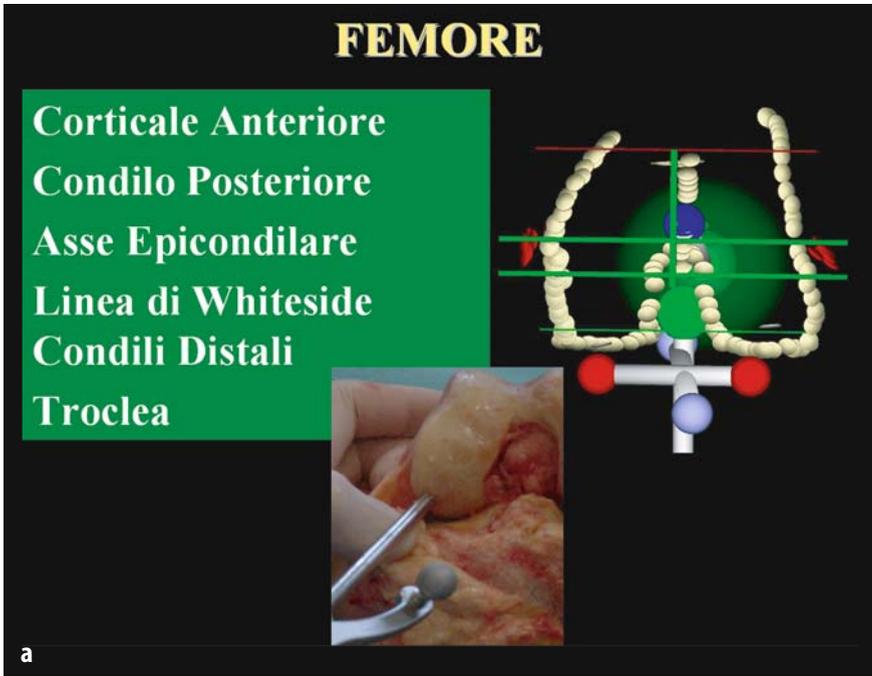
I dati morfologici al momento attuale acquisiti e processati dal sistema da noi utilizzato sono (Fig. 3b):

per quanto riguarda il versante femorale:

- corticale anteriore,
- corticale posteriore,
- asse epicondylare,
- linea di Whiteside,



**Fig. 2.** Gap rettangolare in flessione ed estensione



**Fig.3.** Ricostruzione morfologica della superficie femorale (a) e tibiale (b) mediante tecnica a mosaico

- condili distali,
- troclea;

per quanto riguarda il versante tibiale (Fig. 3a):

- superficie piatto tibiale,
- zona di maggiore usura e di minore usura,
- asse di rotazione tibiale (terzo medio tuberosità tibiale-inserzione LCP).

Dati cinematici:

- la raccolta di tali dati è l'aspetto più controverso e tuttora oggetto di discussione, ma è una parte irrinunciabile ed essenziale alla standardizzazione di un buon livello di outcome funzionale.

La valutazione della tensione legamentosa, intra-operatoria, è stata affrontata nel corso degli anni mediante utilizzo di differenti soluzioni (Fig. 4):

- sistemi di distrazione (*traction test, laminar spreader, tensor*);
- blocchi spaziatori (Fig. 4a);
- tensori (Fig. 4b, c);
- sistemi di distrazione manuale: applicano forze che allontanano i capi articolari, tendendo l'apparato capsulo-legamentoso, mediante le mani del chirurgo.

Tali sistemi come i tensori-distrattori non consentono di conoscere né di riprodurre la forza applicata ai capi articolari né la distanza prodotta da tali forze, lasciando alla sensibilità ed alla esperienza del chirurgo la valutazione cinematica.

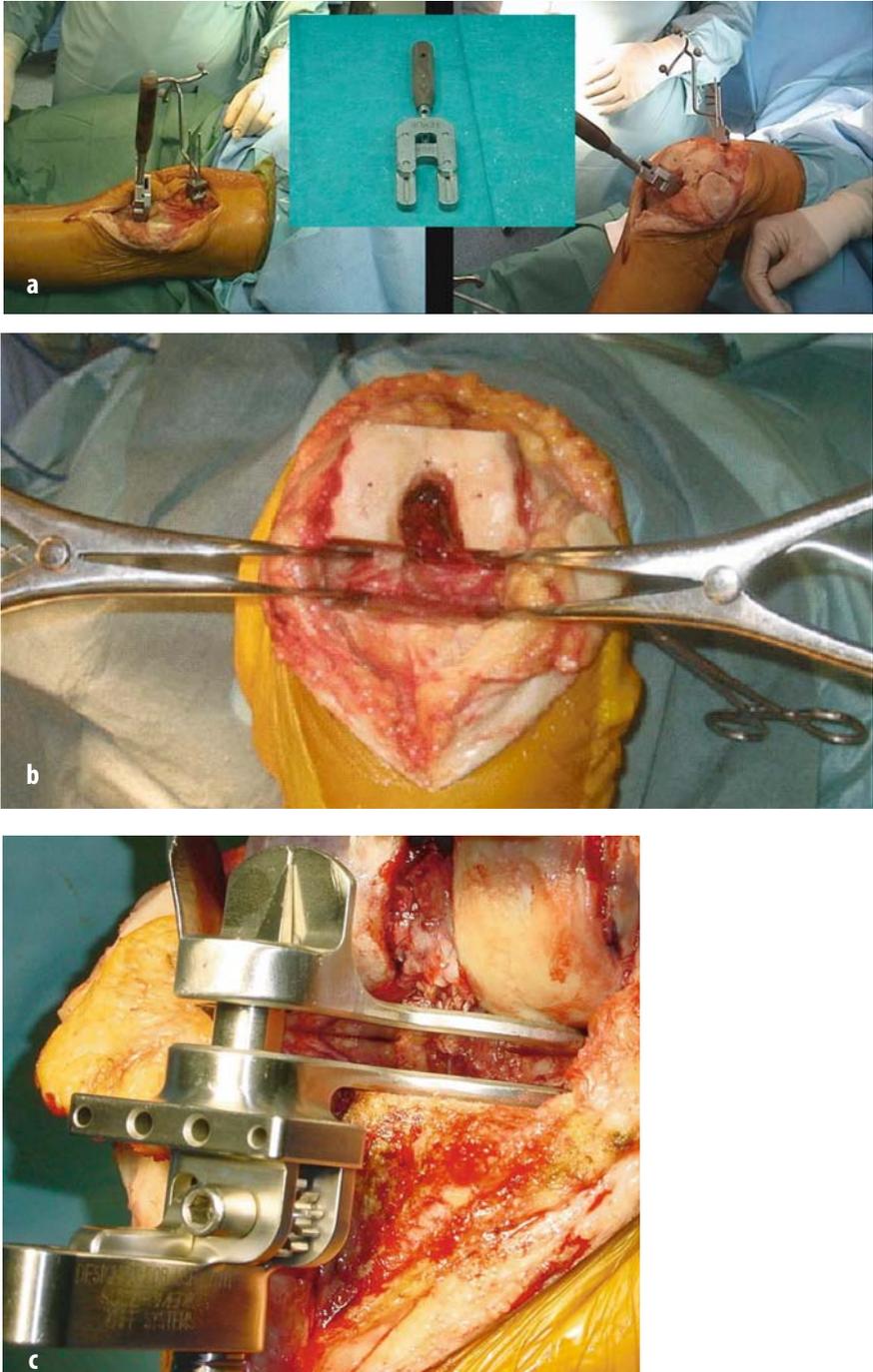
I blocchi spaziatori invece rappresentano un sistema di misura "statico", in cui si valuta il riempimento simmetrico degli spazi di flessione a 90° e d'estensione. La valutazione della stabilità e della tensione legamentosa sono affidate alla percezione del chirurgo.

Questi sistemi non sono, infatti, integrabili con la logica esatta e riproducibile di un sistema di navigazione, soprattutto non correlano la tensione applicata allo spazio ottenuto [3, 4].

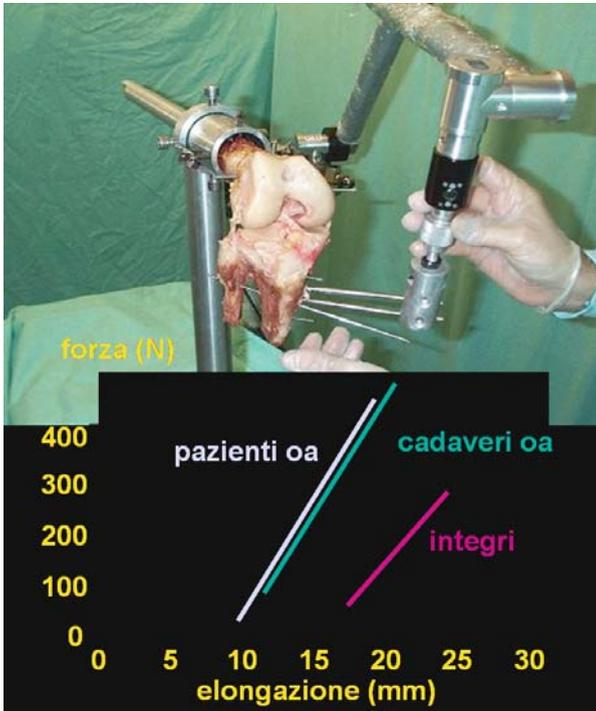
Queste due considerazioni hanno spinto gli Autori ad esplorare la possibilità di valutare la tensione legamentosa attraverso altri strumenti, integrabili con un sistema di navigazione e che fornissero dati accurati e riproducibili.

Il presupposto teorico si è basato sui lavori di Fishkin (Fig. 5) [5-7], il quale, studiando il comportamento dei legamenti nel ginocchio artrosico, evidenzia un preciso rapporto tra forza applicata, espressa in N, ed elongazione delle strutture legamentose, espressa in mm, tenendo conto anche delle proprietà visco-elastiche intrinseche dei legamenti stessi.

Il primo quesito è stato quale unità di misura adottare per valutare la tensione legamentosa; si è scelto un sistema idraulico chiuso collegato ad un manometro, perché più sensibile e in grado di misurare la tensione espressa in bar e lo spazio in millimetri fra femore e tibia, indipendentemente per il comparto mediale e laterale lungo tutto l'arco di movimento.

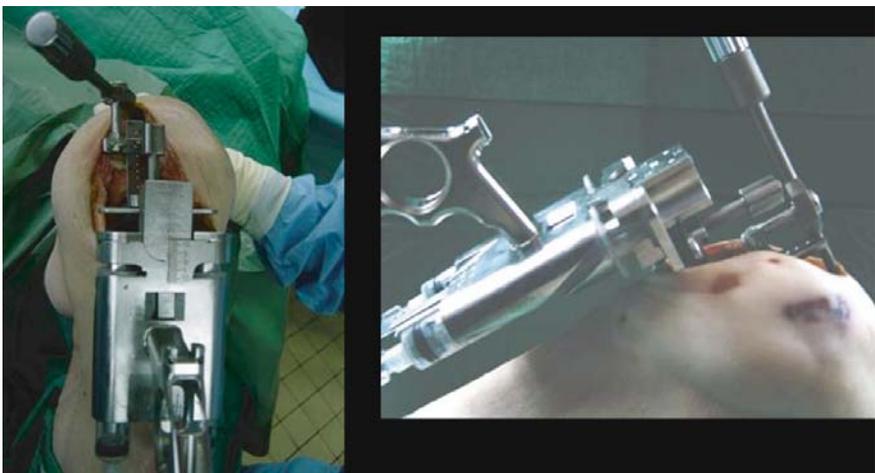


**Fig. 4.** Spaziatori (a) *spreader* (b) e tensori (c) per valutare lo spazio di flessione



**Fig. 5.** Diagramma, tratto e modificato da Fishkin [5], che illustra il rapporto tra tensione applicata e comportamento visco-elastico dell'apparato legamentoso

Il tensore detto *Hydraulic Knee Analyzer* (HKA<sup>®</sup>, Zimmer, Warsaw) è stato applicato sperimentalmente a 10 ginocchia da cadavere (Fig. 6) [8, 9].



**Fig. 6.** *Hydraulic knee analyzer* nella versione per tecnica *quad sparing*

I test, ripetuti tre volte per ogni articolazione, mantenendo validi per lo studio solamente i risultati desunti dal primo test della serie onde evitare artefatti legati alla deformazione intrinseca dei legamenti, hanno evidenziato che il bilanciamento degli spazi di flessione ed estensione ha un preciso rapporto con la pressione applicata ad ogni comparto alla flessione o all'estensione. Tale rapporto è pari ad una pressione di 4 bar in flessione (pari a 65,6 N) e di 6 bar in estensione (pari a 98,4 N).

È stata utilizzata una sequenza chirurgica *tibia first* (Fig. 7) che prevede dopo la resezione tibiale la sua validazione e registrazione (Figg. 8, 9).

Il piano di resezione tibiale diventa, in questo modo, il riferimento virtuale per i successivi passaggi.

S'inserisce nello spazio articolare il tensore HKA® e si porta la pressione a 6 bar. Si valuta l'allineamento effettuando, passo dopo passo, eventuali *release* legamentosi guidati dalle indicazioni numeriche, fornite dal sistema di navigazione. Raggiunto l'allineamento desiderato si misura e si registra lo spazio "provvisorio" d'estensione (Fig. 10).

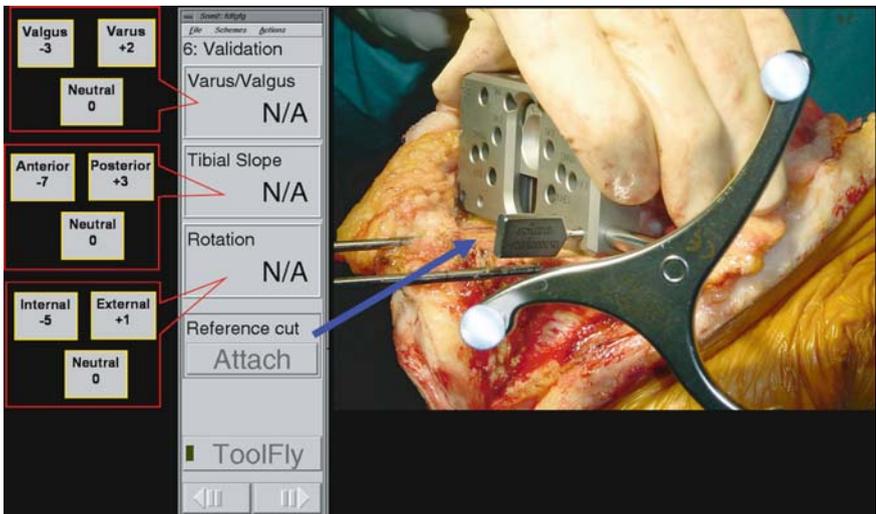
A ginocchio flesso si definisce l'allineamento della componente femorale sul piano frontale e sagittale. Per la definizione dell'allineamento sul piano antero-posteriore, rotazionale, e per la scelta della taglia della componente femorale, oltre ai *landmark* ossei già citati nei riferimenti morfologici (Fig. 3b), si applica nell'articolazione atteggiata a 90° di flessione l'HKA® e si porta la pressione a 4 bar.



Fig. 7. Sequenza chirurgica *tibia first* con sistema di navigazione



**Fig. 8.** Validazione e registrazione del taglio tibiale quale piano di riferimento per il navigatore



**Fig. 9.** Validazione e registrazione del taglio tibiale quale piano di riferimento per il navigatore



Fig. 10. HKA® a 6 bar (98,4 N) con arto in estensione; registrazione del gap e dell'asse

La rotazione femorale è scelta utilizzando prevalentemente un parametro funzionale, cioè la ricerca di uno spazio di flessione rettangolare, avendo come riferimento il piano di resezione tibiale memorizzato. Vengono, però, presi in considerazione anche i riferimenti morfologici e fra questi in particolare la linea di Whiteside scegliendo, nei casi più complessi, il miglior compromesso (Fig. 11) [10].

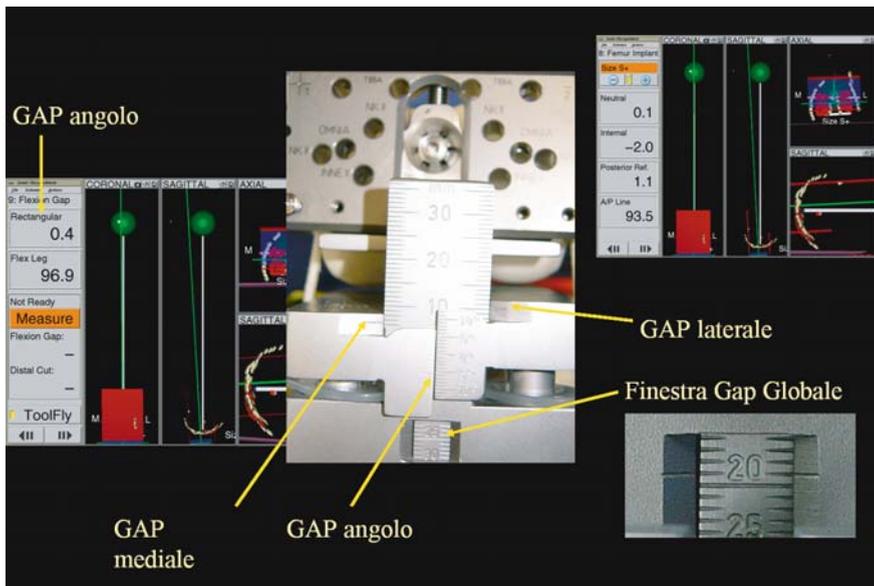


Fig. 11. Bilanciamento in flessione a 90° con HKA® a 4 bar (65,6 N). Registrazione del gap, scelta della posizione e contemporanea misura della taglia femorale

Per la scelta della taglia femorale, oltre ai riferimenti morfologici, si utilizza la misura virtuale dello spazio di flessione fornita dall'HKA®. Valutata la dimensione della componente sulla base dei riferimenti morfologici, e con eventuali piccoli aggiustamenti sul piano antero-posteriore, si decide per il valore che rappresenti almeno lo spessore minimo necessario per la specifica geometria dell'impianto utilizzato. Al tempo stesso il sistema ci consente l'esecuzione di un calcolo, che correla lo spazio d'estensione a quello di flessione, permettendoci di prevedere la successiva resezione femorale distale, in modo da non realizzare uno spostamento inaccettabile del livello dell'interlinea articolare (Fig. 12).

È da sottolineare che l'unica resezione chirurgica fino ad ora eseguita è quella tibiale e che tutto il resto della procedura è stato pianificato virtualmente, consentendo in questa fase, prima di procedere, tutti gli aggiustamenti necessari.

La chirurgia procede poi secondo le tappe ben conosciute della chirurgia convenzionale ricontrollando mediante navigatore e HKA® allineamento e tensione intrarticolare sviluppata durante l'arco di movimento (Fig. 13).



**Fig. 12.** Bilanciamento in flessione a 90° con HKA® a 4 bar (65,6 N). Registrazione del gap, scelta della posizione e contemporanea misura della taglia femorale

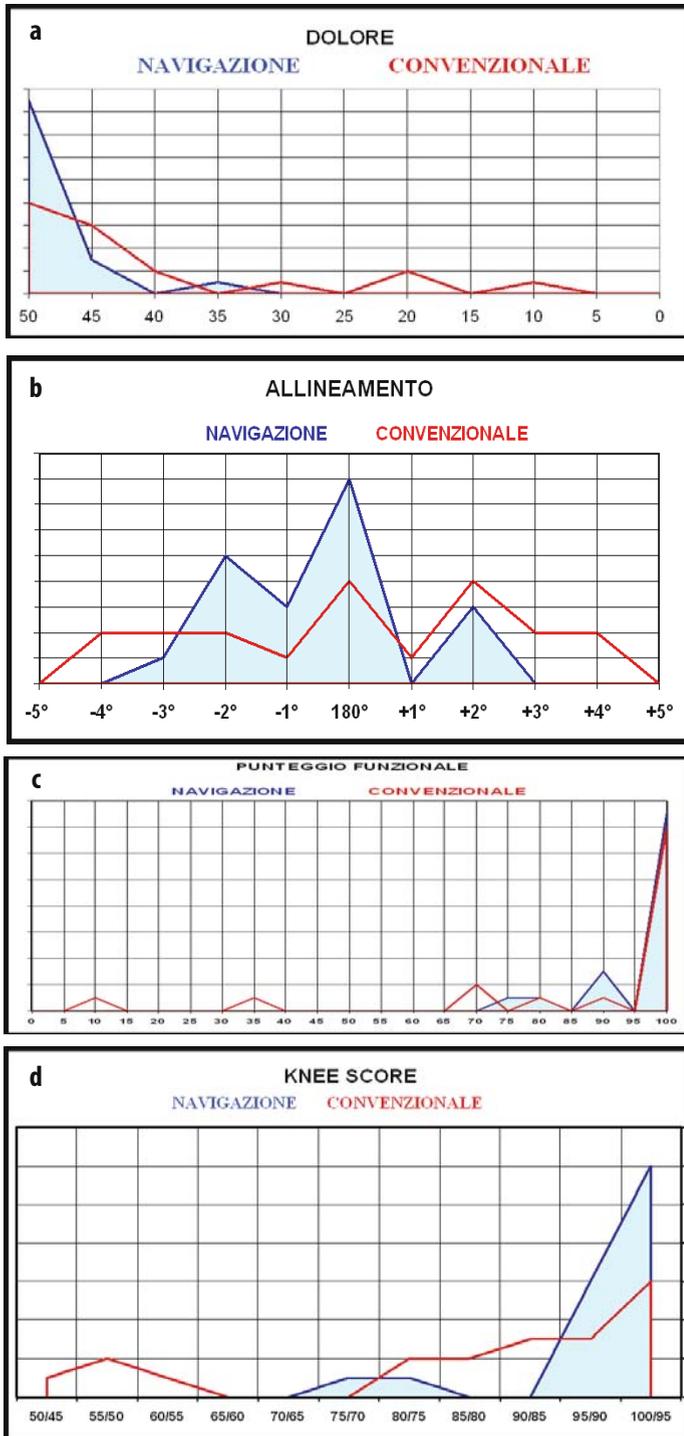


**Fig. 13.** Check della tensione sviluppata lungo l'arco di movimento: particolare in estensione completa con manometro che segnala 6 bar

L'analisi dei risultati clinico-funzionali a distanza, basata su parametri quali valutazione dell'allineamento radiografico (Ikss, SF 36, Womac), tra popolazioni omogenee sottoposte ad intervento dalla medesima équipe con lo stesso tipo di impianto sia per via convenzionale che navigata, dimostra come la navigazione consenta di riprodurre con maggior frequenza risultati vicini al risultato ideale rispetto alla chirurgia convenzionale la cui curva di distribuzione è più ampia e dispersa (Fig. 14a-d).

La netta riduzione di *outlier* in chirurgia computer-assistita con la valutazione del bilancio legamentoso sta spingendo diversi Autori alla ricerca di nuove soluzioni [11-16].

Rimangono molti interrogativi di tipo concettuale e anche tecnico, quali l'ingombro dei sensori e l'eventuale interazione con le strutture anatomiche del ginocchio. Questi dubbi potrebbero essere risolti con la miniaturizzazione di rilevatori di pressione collegati al sistema di navigazione.



**Fig.14.** Diagrammi di distribuzione di due popolazioni di protesi totale di ginocchio, una convenzionale ed una navigata, in bilancio legamentoso, in relazione a parametri quali: **a** dolore, **b** allineamento, **c** funzione, **d** knee score

## Bibliografia

1. Clayton M, Thompson TR, Mack RP (1986) Correction of alignment deformities during total knee arthroplasties. *Clin Orthop* (202):117-124
2. Winemaker MJ (2002) Perfect balance in total knee arthroplasty. The elusive compromise. *J Arthroscopy* 17: 2-10
3. Jenny JY, Lefevbre Y, Vernizeau M (2002) Validation d'un protocole experimental d'étude optoélectronique de la cinématique active continue de l'articulation du genou in vitro. *Revue de Chir Orthop* 88:790-796
4. Jenny JY, Lefevbre Y, Vernizeau M (2002) Etude de la cinématique active continue de l'articulation fémoropatellaire d'un genou normal ou porteur d'une prothèse in vitro. *Revue de Chir Orthop* 88:797-802
5. Fishkin Z, Miller D, Ritter C (2002) Changes in human knee ligament stiffness secondary to osteoarthritis. *J Orthop Res* 20:204-207
6. Sinha RJ, Sheik B, Halbrecht J (1999) Collateral ligament strain after total knee arthroplasty. *American Academy of Orthopaedic Surgeons-Annual Meeting, Anaheim*
7. Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB (1976) Tension studies of human knee ligament. *J Bone Joint Surg Am* 58: 350-355
8. Castelli C, Barbieri F, Gotti V (2003) L'instabilità articolare nelle protesi totali di ginocchio: ruolo della navigazione nell'ottenimento del bilancio legamentoso. *Giorn Ital Ortop Traumatol* 29[Suppl]:450-452
9. Castelli C, Barbieri F, Gotti V (2003) Ct free TKA application and soft tissue balancing: the new concept. 6th EFORT Congress, Helsinki
10. Castelli C, Gotti V, Barbieri F (2003) Choice of femoral component rotational alignment in tkr-ct less navigation system's role. 3th Annual of CAOS – International Proceeding, Marbella
11. Crottet D, Maeder T, Fritschy D (2004) A force sensing device for ligament balancing in total knee arthroplasty. 4th Annual of CAOS – International Proceeding, Chicago
12. Viskontas DG, Srinivas TV, Chess DG (2004) Computer assisted gap equalization in TKA. 4th Annual of CAOS – International Proceeding, Chicago
13. Krackow KA (2003) Fine tuning your next total knee: computer assisted surgery. *Orthopedics* 26:971-972
14. Marmignon C, Lemniei A, Cinquin P (2004) A computer assisted controlled distraction device to guide ligament balancing during TKA. 4th Annual of CAOS – International Proceeding, Chicago
15. Bignozzi S, Briard JL, Marcacci M (2004) Clinical validation of a novel spring loaded tensioning device and computer assisted navigation. 4th Annual of CAOS – International Proceeding, Chicago
16. Sparmann M, Wolke B, Czupalla H (2003) Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Br* 85:830-835

---

## La protesi a piatto mobile: indicazioni e risultati a lungo termine

G. TURI, F. BARCARO, G. ZECCHINATO, G. MORAS, C. CASTAMAN, G. SALMASO

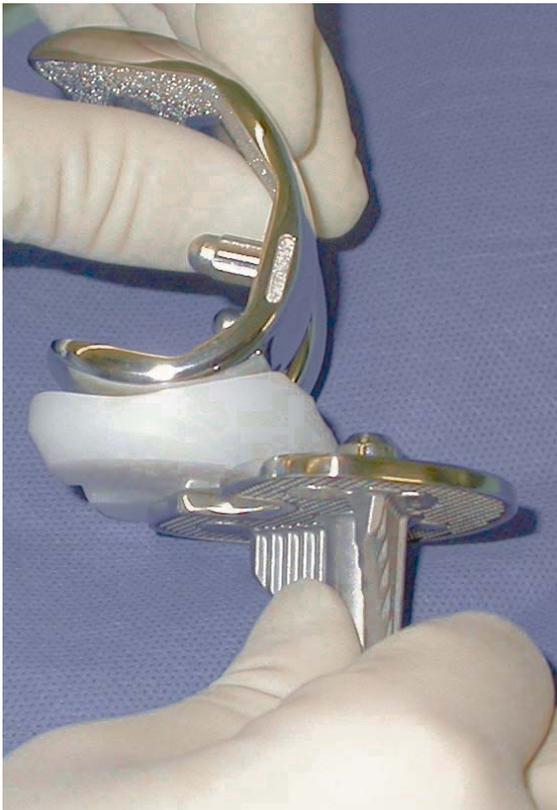
L'artroprotesi totale di ginocchio (PTG) può essere ormai considerata una metodica sicura ed efficace nel trattamento della grave gonartrosi; la diffusione di questo intervento ha permesso di affinare sempre più la tecnica chirurgica ed ha spinto la ricerca ad ottimizzare i disegni protesici e a realizzare materiali di sicuro affidamento.

La finalità di una protesi di ginocchio è quella di ottenere un allineamento corretto dell'arto assieme ad una stabilità durante tutto l'arco di flessione del ginocchio [1], cioè di assicurare una funzione del giunto articolare quanto più vicina a quella naturale, ossia il ripristino delle due caratteristiche fondamentali dell'articolazione del ginocchio rappresentate da grande stabilità e da grande mobilità.

I requisiti indispensabili per una "buona" PTG sono quindi: adattarsi allo stadio evolutivo della gonartrosi, assicurare l'equilibrio legamentoso e biomeccanico articolare [2], avere il massimo rispetto del *bone-stock* residuo, ridurre al minimo le forze torsionali sulla componente tibiale metallica; il tutto supportato da uno strumentario di impianto semplice ed affidabile. Tuttavia, nonostante i progressi degli ultimi 20 anni, l'anello debole del successo di un impianto protesico, anche con una precisa ed accurata tecnica chirurgica, rimane l'usura del polietilene, causa primaria di polietilene debri che determinano osteolisi (scollamento asettico) [3], anche in relazione all'estensione delle indicazioni delle protesi a soggetti giovani con incrementate aspettative di vita. Appare chiaro come la scelta dell'impianto sia estremamente difficile; il *gold standard* nel disegno delle PTG e nella scelta dei materiali non è ancora univoco. A partire dagli anni '80 sono state introdotte le

protesi a menisco mobile nel tentativo di riprodurre la fisiologica cinematica del ginocchio. Lo scopo era di tentare di risolvere il problema dell'usura del polietilene riproducendo la funzione meniscale con superfici altamente congruenti (Figg. 1, 2); contemporaneamente la libertà di movimento dell'inserito avrebbe diminuito gli stress da contatto alle interfacce.

Un ulteriore obiettivo era quello di migliorare la flessione e la funzionalità del ginocchio. Questo impianto prevede una doppia articolazione: una convenzionale tra la componente femorale e la superficie articolare dell'inserito tibiale in polietilene ed una seconda tra l'inserito tibiale in polietilene e la componente metallica tibiale. Proprio grazie a questa *dual surface*, la protesi a menisco mobile permette una migliore distribuzione delle forze tra l'impianto e le strutture molli periarticolari, che sono strutture dotate di terminazioni propriocettive in grado di adattarsi ai vari tipi di stress; inoltre, offre il vantaggio di una geometria altamente congruente che, associata alla mobilità dell'inserito, riduce altresì le forze di taglio nell'interfaccia osso-impianto. Ne consegue che il successo della PTG è il risultato di una complessa relazione tra la geometria dell'impianto e le strutture molli periarticolari.



**Fig. 1.** Immagine in laterale di protesi totale di ginocchio a piattaforma rotante che evidenzia la congruenza femoro-tibiale e la stabilità antero-posteriore in estensione



**Fig. 2.** Immagine in laterale di protesi totale di ginocchio a piattaforma rotante che dimostra la mobilità antero-posteriore in flessione

Il concetto di menisco mobile trova impiego nelle protesi di ginocchio monocompartimentali, in quelle bicompartimentali, nelle protesi totali con conservazione dei due crociati, del solo crociato posteriore o il sacrificio di entrambi i crociati. Il meccanismo che produce lo scivolamento dell'inserto tibiale può essere di vario tipo: solo rotante, quando il cono dell'inserto del polietilene si inserisce nel fittone metallico cavo tibiale; di rotazione-traslazione, quando l'inserto può scivolare in una guida o rotaia ricavata nella componente metallica tibiale o viceversa un piccolo fittone metallico può articolarsi con un recesso nel polietilene.

Le protesi a piatto mobile possono essere parzialmente congruenti e/o totalmente congruenti; nelle prime il disegno permette di incrementare quanto più possibile il range di motilità dell'articolazione, nelle seconde prevale la stabilità. Tuttavia, il menisco mobile, permettendo un allineamento automatico della protesi sui vari piani, porta la stessa ad autocentrarsi con spontanea correzione anche in presenza di un allineamento non ottimale. Pertanto ci siamo orientati per la scelta della protesi a menisco mobile perché ci sembra un impianto in grado di assicurare il miglior compromesso tra stabilità, motilità, longevità e versatilità. Per quanto la nostra esperienza con impianti protesici a menisco e/o piattaforma mobile sia iniziata alla fine degli anni '80, per il presente studio abbiamo preso in considerazione gli impianti

eseguiti da marzo 1993 a marzo 2004. In questo lasso di tempo la scelta dell'inserito mobile non è risultata essere meramente fideistica; tale orientamento infatti è stato riservato a soggetti giovani (o più giovani) lì dove le premesse di carattere meccanico sovraesposte trovavano, a nostro avviso, la giusta collocazione. Pertanto la scelta del piatto mobile ha riguardato circa il 36% dei nostri impianti. Le protesi a piatto mobile utilizzate sono state: LCS (De Puy International, Leeds), Tack (Waldemar Link, Hamburg), Nexgens (Zimmer, Warsaw), Rotaglide (Corin Medical, Gloucestershire), Scorpio (Stryker, Allendale), Oxford TMK (Biomet Inc., UK), Gemini (Waldemar Link, Hamburg) (Fig. 3) (Tabella 1).

**Tabella 1.** Impianti protesici da noi utilizzati

LCS	202
Tack	4
Nexgen	4
Rotaglide	15
Scorpio	32
Gemini	5
Oxford	3

Dal 1993 al 2004 abbiamo eseguito 737 impianti di cui 265 protesi totali di ginocchio a piatto mobile; 164 donne e 87 uomini di età media 66,2 anni. Abbiamo rivisto 192 di questi pazienti per un totale di 203 artroplastiche.

La tecnica chirurgica da noi utilizzata prevede una incisione longitudinale mediana a ginocchio flesso a 90°, artrotomia mediale, allineamento per la resezione femorale: intramidollare, allineamento per la resezione tibiale: intra/extra-midollare. Sono stati eseguiti: cementazione nel 70% dei casi, sutura a ginocchio flesso a 90° per ridurre le tensioni sulla cicatrice chirurgica, 1 drenaggio articolare a caduta e 1 sottocutaneo in aspirazione, *kinetec* dopo 24 ore (0-40°). Abbiamo sempre eseguito la denervazione periferica rotulea (mai protesizzata).

Come appare da quanto riferito, la protesi LCS è stata, tra le protesi a piatto mobile, la più impiegata e ha rappresentato il modello cui si sono ispirate altre aziende per i loro prodotti. A tal proposito ricordiamo che risale al 1981 l'approvazione dell'FDA per l'impianto con cemento della protesi LCS; al 1991

l'approvazione per la sua applicazione senza cemento. LCS vuol significare *low-contact-stress* [4] ossia basso stress da contatto nei movimenti di sollevamento con ginocchio in varo-valgo, basso stress da contatto all'interfaccia scudo femorale-inserto in polietilene durante i movimenti rotazionali con possibilità di allineamento dinamico (rotazionale) (Figg. 3, 4).

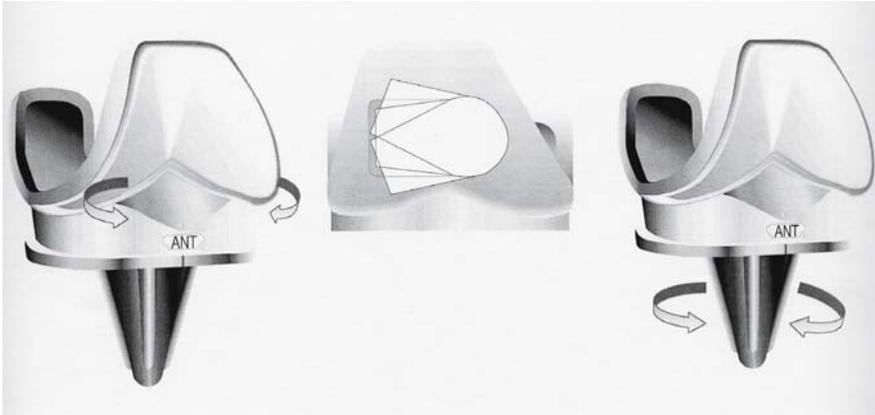
L'esperienza maggiore è stata per noi rappresentata dall'utilizzo della piattaforma rotante universale; in tale inserto il contatto è completo da 0° a 45°, nella ulteriore flessione la modifica del raggio di curvatura dei condili riduce la tensione del legamento crociato posteriore (LCP) che, se conservato, trazionerebbe posteriormente il femore (Fig. 5).

Dalle esperienze riportate in letteratura e soprattutto dalle esperienze di Buechel [5], i dati che hanno assunto la massima oggettività sono i seguenti:

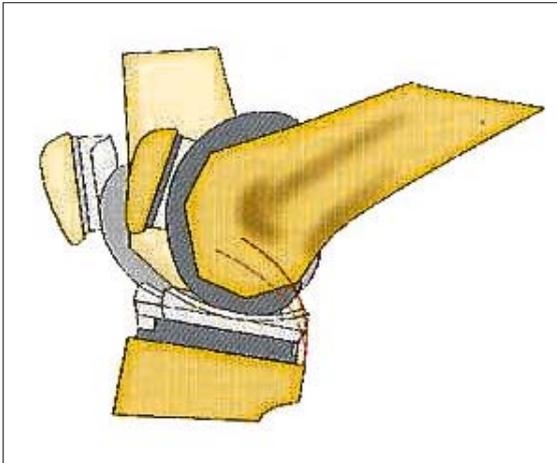
- la piattaforma mobile offre risultati migliori rispetto al modello con i menischi;
- la conservazione del LCP offre risultati equivalenti agli impianti eseguiti con sacrificio di entrambi i crociati;



**Fig. 3.** Basso stress da contatto nei momenti di sollevamento in varo-valgo



**Fig. 4.** Ridotti stress all'interfaccia con allineamento dinamico rotazionale



**Fig. 5.** Da 0° a 45° il contatto è completo; in flessione la modifica del raggio di curvatura riduce la tensione del LCP che altrimenti trazionerebbe posteriormente il femore

- la protesi cementata (soprattutto a livello del piatto) offre risultati migliori rispetto a quella non cementata [6];
- quest'ultima affermazione non trova d'accordo Hamelynck [7] il quale in 2 serie di oltre 800 impianti cementati e non cementati non riporta, a 5 anni, alcuna differenza.

Nel nostro studio, che ha il difetto di essere retrospettivo e non prospettico, il follow-up medio è di 5 anni ed abbiamo seguito 3 criteri di valutazione:

- criteri clinici soggettivi (dolore ed instabilità) ed oggettivi (articolarietà e lassità legamentosa secondo la tabella della *Knee Society Scoring System*);
- criteri funzionali (distanza percorsa, capacità a scendere e salire le scale,

uso di bastoni);

- criteri radiografici (telerradiografie e valutazione della radiolucenza).

In base ai parametri considerati la percentuale di successo si allinea con quelli che sono i dati della letteratura internazionale; sottolineiamo alcuni dati:

- una infezione a 4 mesi dall'intervento (in terapia). A tal proposito riteniamo che la profilassi antibiotica (vancomicina 1 g x 2; tobramicina 200 mg) viene sempre eseguita. In ginocchia precedentemente sottoposte ad interventi di osteotomia (20% della nostra casistica), abbiamo impiegato il cemento antibiotato;
- nessuna tromboembolia (alla profilassi medica con eparina a basso peso molecolare viene associata sempre la profilassi meccanica con sistema a compressione pneumatica ad entrambe le gambe);
- nessuna revisione per mobilizzazione asettica negli impianti cementati; abbiamo eseguito 2 revisioni per mobilizzazione asettica di impianti tibiali non cementati.

In questa serie abbiamo avuto 4 protesi dolorose (3 in impianti non cementati, 1 in impianto cementato). Una protesi dolorosa è stata rivista e la constatazione di una perfetta stabilità dell'impianto e di un ottimo allineamento dello stesso ci ha indotto a non eseguire nessuna altra manipolazione chirurgica. In 3 casi i pazienti hanno riferito un dolore anteriore di ginocchio soprattutto nello scendere e salire le scale.

Alla luce della nostra esperienza e dell'utilizzo, come già detto, di altri modelli protesici ad inserto mobile riteniamo che la protesi LCS, per la sua versatilità, per il suo strumentario, per i suoi risultati, rappresenti a tutt'oggi ancora il modello di riferimento in questo caso [8].

Concludendo, dall'analisi della letteratura internazionale e sulla base della nostra esperienza, i motivi che indirizzano verso l'utilizzo di una PTG a menisco mobile sono la riduzione dell'usura del polietilene, una migliore performance funzionale del ginocchio e pertanto una diminuzione del numero di fallimenti meccanici e del tasso di revisione degli impianti; non ultimo la possibilità di autocorrezione di piccoli errori di posizionamento della componente tibiale nel piano assiale. Dobbiamo però riferire che valutazioni fluoroscopiche hanno documentato casi di movimenti anomali dell'inserto in polietilene che assumono particolare importanza per quanto riguarda la sopravvivenza nel lungo termine alla luce anche dei dati artroscopici documentanti il mantenimento della mobilità dell'inserto, anche dopo mesi dall'impianto.

Attualmente il follow-up ed il numero degli impianti delle protesi a piatto mobile, non ancora paragonabili a quelli a piatto fisso, non permettono di esprimere un giudizio completamente obiettivo sui vantaggi di tale impianto; ma i risultati sicuramente soddisfacenti portano a credere nella applicabilità di tale presidio in una sempre più vasta gamma di pazienti.

## Bibliografia

1. Goodfellow J, O'Connor J (1978) The mechanics of the knee and prostheses design. *J Bone Joint Surg Br* 60:358-369
2. Whiteside LA (2000) Principles and techniques for soft-tissue balancing. In: AAOS ICL Primary total knee arthroplasty: surgical techniques and principles. Handout Cover, Course 293
3. Krackow KA (1990) The technique of total knee arthroplasty. Mosby, St. Louis
4. Buechel FF, Pappas MJ (1986) The New Jersey Low Contact Stress knee replacement system: biomechanical rationale and review of the first 123 cemented cases. *Arch Orthop Trauma Surg* 105:197-204
5. Buechel FF (1992) Cementless LCS endoprotheses: concepts and 10 years evaluation. Presented at the 4th World Bio Materials Congress, April 27, Berlin
6. Buechel FF (1992) Cementless meniscal bearing TKA. Presented at the Eight Annual Current Concepts in Joint Replacement Symposium, December 18, Orlando
7. Hamelynck KJ, Stiecke JB (2002) LCS Mobile bearing knee arthroplasty. Springer, Berlin Heidelberg New York
8. Buechel FF (1992) Cementless mobile bearing TKR: 10 years results. Presented at the Seventh Annual Joint Replacement Symposium, October 23, Palm Beach

---

# Piatto mobile *versus* piatto fisso. Esame comparativo

U. DE NICOLA<sup>1</sup>, A. PANNONE<sup>2</sup>

## Introduzione

L'impianto di un'artroprotesi totale di ginocchio, tecnica chirurgica ortopedica sempre in maggiore diffusione in Italia, richiede oggi conoscenze approfondite anche in senso biomeccanico, ingegneristico ed informatico. Non è più sufficiente, infatti, essere un attento ed esperto chirurgo per avere buoni risultati a distanza dall'impianto protesico. La vita media e le richieste funzionali dei nostri pazienti sono in costante aumento. Gli esiti di gravi traumi della strada, sportivi o di atti chirurgici precedenti costringono, talvolta, ad anticipare i tempi di una protesizzazione articolare in età nelle quali ben difficilmente, nel recente passato, si sarebbe scelta tale radicalità chirurgica.

Si può scegliere il modello d'impianto tra le numerose possibili alternative secondo il tipo e la gravità della patologia articolare presente. La scelta può essere talora influenzata dal mercato e, considerato il numero delle aziende produttrici, dall'ultima novità protesica, ma questa dovrebbe essere invece sempre molto ponderata, non solo alla luce della personale esperienza del chirurgo ma anche attraverso la conoscenza della biomeccanica e della cinematica articolare del ginocchio fisiologico o patologico.

Il desiderio di ogni chirurgo ortopedico è sempre quello di trovare un modello che consenta di riprodurre, il più vicino possibile alla normalità, la cinematica del ginocchio sano con un ampio grado di movimento articolare senza dolore e senza fenomeni di usura. La durata nel tempo dei nostri impianti, soprattutto in malati di età sempre più giovane, è l'aspirazione dell'ortopedico e della ricerca ingegneristica. L'introduzione della chirurgia computer-assistita consente anche di aggiungere maggior precisione all'atto chirurgico quale che sia stato il modello protesico prescelto.

---

<sup>1</sup>UO di Ortopedia e Traumatologia, ASL n. 9 Regione Veneto, Ospedale Ca' Foncello, Treviso; <sup>2</sup>Casa di Cura Città di Udine, Udine

## Gli inserti tibiali

L'artroprotesi condilare totale, bi- o tricompartmentale, può utilizzare un inserto tibiale, comunemente denominato "piatto", fisso o mobile.

Il **piatto fisso** è presente nei numerosi sistemi protesici realizzati per cercare di riprodurre gli aspetti anatomici fondamentali durante la cinematica articolare del ginocchio. Nel recente passato abbiamo utilizzato, con buoni risultati, il sistema GENESIS I e II (Smith & Nephew, Memphis), disegnato da Richard Laskin, proprio per realizzare una cinematica ad elevata scorrevolezza nella completa escursione articolare del ginocchio. L'evoluzione dei materiali, del design dell'*inlay* in polietilene (dalla minore alla maggiore congruenza) e le nuove geometrie delle componenti protesiche articolari hanno riprodotto un corretto ed "anatomico" allineamento e scorrimento della rotula.

L'inserto tibiale, a piatto fisso, ha conosciuto significative variazioni del disegno: l'inserto "**incongruente**" o *round on flat*, oggi praticamente abbandonato, è stato sostituito dal *round on round* o cosiddetto "**congruente**".

Qual è stato il percorso scientifico di tale evoluzione del design degli **inserti tibiali**?

In **teoria**, per diminuire le pressioni di superficie e ridurre l'usura del polietilene, le **superfici di contatto** dovrebbero essere **ampie** sia in estensione che in flessione. In **pratica**, nel maggior numero degli impianti, si raggiungono i 200 mm<sup>2</sup> sotto carico. La possibile soluzione al problema posto dalla necessità di ridurre i carichi aumentando il movimento articolare passa dunque attraverso un **aumento della congruenza** sia frontale che sagittale.

La scelta comporta però ulteriori complicazioni che sono qui elencate:

- se aumenta la congruenza sul piano **frontale** la rotazione del femore diviene impossibile, le tensioni rotatorie sono più elevate ed aumentano così l'instabilità degli impianti e le complicazioni femoro-rotulee;
- se si incrementa poi la congruenza sul piano **sagittale** osserviamo uno squilibrio legamentoso e un'instabilità in flessione.

Attraverso la differenziazione degli stessi possiamo classificare gli inserti tibiali per grado di congruenza in:

- *flat*: relativamente non conformati (oggi praticamente abbandonati);
- concavi: *constrained* o ultracongruenti, relativamente conformati.

Un polietilene piatto favorisce il *roll-back* del femore ma poiché le superfici sono ridotte aumenta inevitabilmente lo slaminamento [1]. La **maggiore congruenza** determina, al contrario, un aumento delle aree di contatto ed una diminuzione degli stress, ma per il maggior vincolo determinato dal disegno dell'inserto può comportare anche un aumentato rischio di mobilizzazione della componente tibiale. Inoltre, la **maggiore congruenza** è desiderabile nei primi 20° di escursione articolare in flessione, mentre è controverso l'effetto oltre i 20° di flessione per il possibile aumento dell'usura volumetrica. Ecco allora il **dilemma del piatto fisso** ben esemplificato nella Tabella che segue (Tabella 1).

Tabella 1. Dilemma del piatto fisso

	Ultracongruenza (inserti <i>constrained</i> )	Incongruenza (inserti <i>flat</i> )
Stress da contatto	Diminuiscono	Aumentano
Vincolo	Aumenta	Diminuisce
Grado movimento	Diminuisce	Aumenta
Usura	Diminuisce	Aumenta
Mobilizzazione	Aumenta	Diminuisce

È allora possibile che nell'artroprotesi a piatto fisso le modifiche del design dell'*inlay* determinino un **aumento** od una **diminuzione** delle aree di stress da contatto; così sono anche possibili **errori** dell'allineamento femoro-tibiale ed è possibile un **aumento** dello stress all'interfaccia con usura precoce. Quale disegno di polietilene è preferibile allora utilizzare? E cosa accade al range di movimento (ROM)? Cosa fare infine del legamento crociato posteriore (LCP)? Sacrificio automatico del LCP ed utilizzo routinario di un inserto a stabilizzazione posteriore? E, negli impianti in età relativamente giovane, quale sarà la durata della protesi? Domande che ci poniamo quotidianamente, a cui spesso rispondiamo senza certezze assolute ma solo attraverso personali e limitate esperienze.

In letteratura [2, 3] sono comunque riportati risultati praticamente sovrapponibili nelle due tipologie d'impianto del piatto tibiale, fisso e mobile, quasi a testimoniare che la scelta sia un puro sfizio tecnologico. Perché mai un dato del genere? Le casistiche sono omogenee e confrontabili? Ricordiamoci, ad esempio, che gli impianti protesici confrontati sono assai diversi quanto a disegno e qualità. L'età dei pazienti rappresenta, infine, un fattore critico.

## La storia dell'evoluzione dell'artroprotesi di ginocchio

Nel 1969 Gunston [4] descrive la prima protesi a scivolamento; Insall nel 1977 la Total Condylar (Zimmer, Warsaw) a stabilizzazione posteriore e successivi modelli PCA (Howmedica, Rutherford), PFC (DePuy International, Leeds), ecc. [5]; nel 1977 viene utilizzato il primo impianto unicompartimentale *mobile-bearing*; nel 1985 la Food and Drug Administration autorizza gli impianti LCS (DePuy International) a **piatto mobile** (Buechel e Pappas); nel 1984-1991 si ha il completamento dei trial *total knee arthroplasty* (TKA) senza cemento con risultati paragonabili a TKA cementati.

## Razionale del piatto mobile (artroprotesi ad “alte prestazioni”)

L'esperienza originale di Buechel e Pappas [6] così come i dati più recenti di Hamelynck [7] hanno sempre di più diffuso, nel mondo, la tendenza all'utilizzo di inserti tibiali cosiddetti **mobili**.

La conservazione della motilità, l'ottimizzazione dell'allineamento rotazionale e della funzione tibio-femorale, il corretto *tracking* rotuleo sono le principali peculiarità del piatto mobile [8]. L'autoallineamento, ottenuto attraverso la correzione delle malrotazioni minori tibiali, l'aumento della congruenza durante il passo, per minimizzare gli stress sul polietilene, e la diminuzione delle aree di stress da contatto permettono dunque di prolungare la durata media degli impianti protesici incrementando, al tempo stesso, il grado di movimento del ginocchio protesizzato [9]. In altre parole l'impianto mobile cerca di riprodurre nell'artroprotesi la funzionalità anatomica originale del ginocchio, attraverso un aumento della congruenza, ma senza incontrare i problemi osservati nel piatto fisso (*constrained*). L'aumento della vita media protesica, per diminuzione dei fenomeni d'usura, e l'incremento della funzione articolare si raggiungono anche negli impianti a conservazione del LCP. Il legamento crociato posteriore, infatti, integro e funzionante, sembra essere molto importante nel limitare l'eccessiva traslazione antero-posteriore nell'artroprotesi a menischi mobili che non affida la sua intrinseca stabilità al disegno protesico [10].

Si tratta allora di un input industriale o di una tendenza? Esemplicando il piatto mobile è senz'altro un buon compromesso tecnologico.

Una comparazione tra modello a piatto fisso e mobile nel cadavere, pubblicata su *Acta Orthopaedica Scandinavica* nel dicembre 2002 da Stukenborg-Colsman e coll. [11], ottenuta attraverso un metodo di studio particolare quale è l'analisi degli elementi finiti (Fig. 1), esamina l'influenza della geometria, nell'artroprotesi a piatto mobile ed in quella a piatto fisso, sull'usura del polietilene. I risultati di questo interessante ed originale lavoro hanno dimostrato nel piatto **mobile**:

- riduzione delle aree di contatto prossimale;
- riduzione delle aree di contatto distale;
- riduzione degli stress tensili e/o compressivi con affondamento/*crack* di superficie;
- riduzione degli stress favorevoli la delaminazione.

Esiste dunque una teorica capacità di ridurre le sollecitazioni del polietilene e, conseguentemente, i fenomeni di abrasione, l'affondamento e lo slaminamento. Lo studio suggerisce infatti che le traslazioni dell'inserto tibiale permettono l'autoallineamento dello stesso polietilene alla componente femorale elevando così a valori massimi l'area di contatto delle superfici, ma riducendo, contemporaneamente, i pericolosi stress da contatto.



**Fig. 1.** Analisi degli elementi finiti

La possibilità di movimento dell'*inlay* sul piatto tibiale permette dunque attraverso l'autoallineamento di ridurre nel tempo l'usura del polietilene nelle artroprotesi.

Conferme sono giunte a questa ipotesi anche dallo studio radiostereometrico/fluoroscopico del movimento nel ginocchio protesico e dall'analisi del passo (*gait analysis*) [12, 13].

Ma la mobilità dei "menischi mobili" [14, 15] si conserva nel tempo o si trasforma progressivamente in un piatto fisso? La libertà di rotazione dell'inserito, a nostro parere, permane [16].

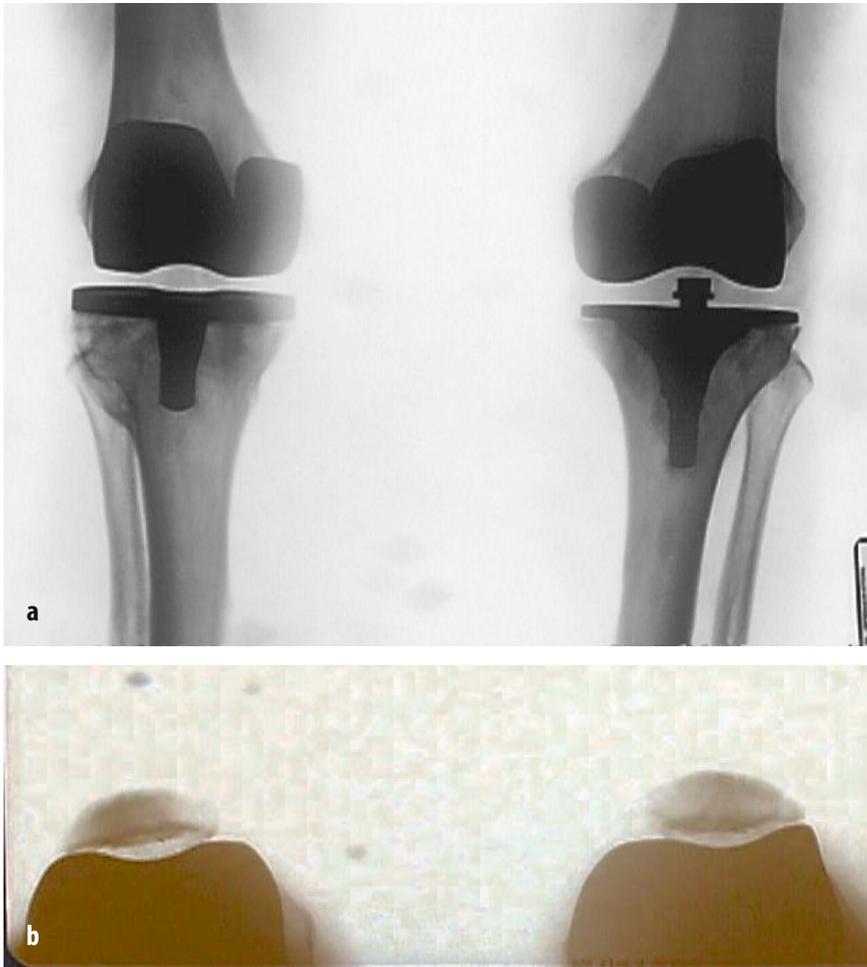
L'introduzione del **piatto mobile** rotante, traslante o, negli ultimi modelli, "flottante" in un'artroprotesi totale di ginocchio trasforma dunque l'artroplastica in un impianto ad "alte prestazioni" capace di riprodurre l'aumento della congruenza durante il passo, diminuire le aree di stress da contatto, autoallineare il femore con la tibia ed incrementare la ROM [17]. La correzione, inoltre, delle malrotazioni minori tibiali ed il miglioramento del *tracking* femoro-rotuleo riducono globalmente gli stress tra le componenti protesiche ed all'interfaccia. L'artroprotesi totale a menischi mobili ultracongruenti evita, infine, nel caso sia necessario il sacrificio del LCP, il ricorso ad impianti a stabilizzazione posteriore.

Indicazioni dell'artroprotesi a piatto mobile: osteoartrosi in malati giovani con alte richieste funzionali.

Controindicazioni:

- (relative) esiti di fratture del piatto tibiale o precedenti osteotomie;
- artrite reumatoide.

Abbiamo scelto, dunque, dopo 20 anni di esperienza con il piatto fisso e con buoni risultati, la piattaforma mobile per necessità e non quale moderno gadget (Fig. 2). Abbiamo osservato infatti un incremento della stabilità e della funzione articolare sia negli impianti a conservazione che in quelli con sacrificio del LCP [18], cementati e non, per libertà rotazionale del ginocchio determinata dalla rotazione del polietilene stesso.



**Fig. 2.** Radiografia di controllo in AP (a) e assiale (b) con due modelli diversi, a piatto fisso e mobile, di artroprotesi totale di ginocchio nello stesso paziente

## Discussione

Dal riesame della letteratura non è stata dimostrata alcuna significativa differenza nei risultati a distanza tra le due tipologie d'impianti.

Vantaggio meccanico: Buechel ricorda come fosse l'unico relatore a metà degli anni '80 a presentare il piatto mobile, frequentemente irriso dai colleghi che negli anni successivi divennero i suoi estimatori abbracciando la sua filosofia...

Le artroprotesi di ginocchio a piatto mobile con aumentata congruenza articolare possono ridurre gli stress da contatto specialmente nei modelli a piattaforma rotante. Risolvono probabilmente il dilemma del piatto fisso tra congruenza ed incongruenza con la possibile riduzione dell'usura del polietilene.

Purtroppo esiste anche l'evenienza di un fallimento del piatto mobile attraverso un'abnorme cinematica (rotazione più traslazione) che può determinare:

- usura abrasiva/adesiva per stress da contatto della terza articolazione;
- lussazioni-fratture dell'inserto (per difetto di sterilizzazione e/o qualità del polietilene);
- instabilità in flessione.

Molto pericolosi possono essere dunque gli stop meccanici (per possibile incremento dell'osteolisi indotta) (Fig. 3) e rischiosa resta, in teoria, la scelta



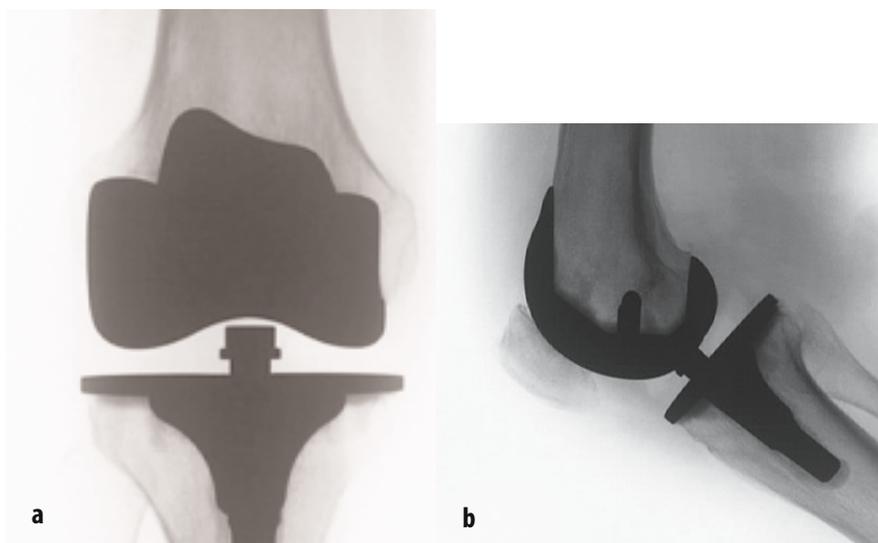
**Fig. 3.** Esempio di stop meccanico nel piatto mobile

di una terza articolazione polietilene/piatto tibiale per l'aumento della modularità e conseguente possibile incremento dell'osteolisi da detriti. La traslazione antero-posteriore è infatti una possibile fonte di usura [19].

Sono infine descritte in letteratura rare ma possibili lussazioni delle piattaforme mobili nelle protesi LCS (DePuy) per progressiva lassità legamentosa femoro-tibiale e riduzione dello spessore del polietilene [20].

L'usura del polietilene resta oggi comunque il maggiore dei problemi nell'artroprotesi di ginocchio [21]. I nuovi metodi di sterilizzazione e l'evoluzione del polietilene, attraverso l'introduzione routinaria della sua forma denominata *cross-linked*, consentiranno, certamente, una maggior durata dell'inserito.

In conclusione, il motivo di una scelta del piatto mobile (Fig. 4) può comunque essere bene esemplificato nel seguente paragone: se tra due automobili ad elevate prestazioni una è dotata anche di controllo di trazione, perché non scegliere quest'ultima?



**Fig. 4.** Radiografia di controllo, a 3 anni, di artroprotesi di ginocchio a piatto mobile. a Antero-posteriore. b Laterale

## Bibliografia

1. Dennis DA, Komistek RD, Colwell CE Jr et al (1998) In vivo anteroposterior femorotibial translation of total knee arthroplasty: a multicenter analysis. *Clin Orthop* (356):47-57
2. Callaghan JJ, Squire MW, Goetz DD et al (2000) Cemented rotating-platform total knee replacement. A nine to twelve-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 82:705-711
3. Confalonieri N, Manzotti A, Motavalli K (2004) Studio prospettico randomizzato tra due gruppi di protesi monocompartimentali di ginocchio: a piatto fisso e con menisco mobile (scheda a punti GIUM). *Giorn Ital Ortop Traumatol* 30:49-55
4. Gunston FH (1971) Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br* 53:272-277
5. Freeman MA, Insall JN, Besser W et al (1977) Excision of the cruciate ligaments in total knee replacement. *Clin Orthop* (126):209-212
6. Buechel FF (2000) Le protesi a menischi mobili. In: Sculco TP, Martucci EA (eds) *L'artroprotesi di ginocchio*. Timeo, Bologna, pp 141-149
7. Hamelynck KJ, Stiehl JB (2002) LCS mobile bearing arthroplasty. 25 years worldwide review. Springer, Berlin Heidelberg New York
8. Lewandowski PJ, Askew MJ, Lin DF et al (1997) Kinematics of posterior cruciate ligament-retaining and -sacrificing mobile bearing total knee arthroplasties. An in vitro comparison of the New Jersey LCS meniscal bearing and rotating platform prostheses. *J Arthroplasty* 12:777-784
9. Aigner C, Windhager R, Pechmann M et al (2004) The influence of an anterior-posterior gliding mobile bearing on range of motion after total knee arthroplasty. A prospective, randomized, double-blinded study. *J Bone Joint Surg Am* 86:2257-2262
10. Morberg P, Chapman-Steath P, Morris P et al (2002) The function of the posterior cruciate ligament in an anteroposterior-gliding rotation platform total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 17:484-489
11. Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Hurschler C, Wirth CJ (2002) Tibiofemoral contact stress after total knee arthroplasty: comparison of fixed and mobile-bearing inlay designs. *Acta Orthop Scand* 73:638-646
12. Conditt MA, Ismaili S, Noble PC (2001) Modular tibial insert micromotion during the gait cycle: effects of cold flow and implantation time. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 68th Annual Meeting, February 28-March 4, San Francisco (*Abstract*)
13. Hartford JM, Banit D, Hall K, Kaufer H (2001) Radiographic analysis of low contact stress meniscal bearing total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am* 83:229-234
14. Engh GA, Koralewicz LM, Pereles TR (2000) Clinical results of modular polyethylene insert exchange with retention of total knee arthroplasty components. *J Bone Joint Surg Am* 82:516-523
15. Engh GA (2001) An analysis of locking mechanism. From the Symposium Tibial Modularity: the Cause of Premature Failure of TKR. The Knee Society Specialty Day. American Academy of Orthopaedic Surgeons 68th Annual Meeting. February 28-March 4, San Francisco
16. Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, Keblish PA (1997) In vivo kinematic analysis of a mobile bearing total knee prosthesis. *Clin Orthop* (345):60-66
17. Kim YH, Kim JS (2004) Comparison of anterior-posterior-glide and rotating-platform low contact stress mobile-bearing total knee arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 86:1239-1247

18. Stiehl JB, Voorhorst PE (1999) Total knee arthroplasty with a mobile-bearing prosthesis: comparison of retention and sacrifice of the posterior cruciate ligament in cementless implants. *Am J Orthop* 28:223-228
19. Wasielewski RC (2001) Back-side wear - the Achilles heel of TKA. Symposium Tibial Modularity: The Cause of Premature Failure of TKR. The Knee Society Specialty Day. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 68th Annual Meeting, February 28-March 4, San Francisco
20. Huang CH, Ma HM, Liao JJ et al (2002) Late dislocation of rotating platform in New Jersey low-contact stress knee prosthesis. *Clin Orthop* (405):189-194
21. Trousdale RT, Babis GA, Dechet P, Morrey BF (2001) Isolated tibial insert exchange in revision total knee arthroplasty. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 68th Annual Meeting, February 28-March 4, San Francisco (*Abstract*)

---

# La protesi a stabilizzazione posteriore

V. PATELLA, B. MORETTI, V. PESCE, A. SPINARELLI, S. PATELLA, L. MORETTI

## Introduzione

La protesi, sostituendo i componenti osteocartilaginei dell'articolazione, si inserisce nel microambiente articolare realizzando un rapporto complesso con il contesto anatomico, per quanto riguarda sia l'aspetto biologico che quello meccanico.

Gli sforzi, trasmessi dalla protesi all'osso, generano in quest'ultimo una distribuzione di tensioni diversa da quella fisiologica che dipende essenzialmente dalla configurazione geometrica protesica, dalle caratteristiche meccaniche dei materiali e dal sistema di vincoli.

La durata di un impianto dipende quindi, soprattutto, dall'interazione tra due entità profondamente diverse rappresentate da quella biologica, cioè il distretto articolare che appare in costante evoluzione dinamica, e quella protesica, la cui struttura meccanica è notevolmente sollecitata dall'ambiente e dall'entità dei carichi.

La distribuzione delle sollecitazioni che una protesi realizza nell'osso, nel periodo iniziale di vita dell'impianto, viene, d'altra parte, profondamente modificata nel tempo dal rimaneggiamento osseo e dalle variazioni dell'assetto biomeccanico generale; l'integrazione totale è, pertanto, una meta irraggiungibile, sia per la diversa caratterizzazione meccanica degli elementi costituenti l'impianto che per l'evidente impossibilità della protesi di modificarsi in sintonia con quanto accade all'ambiente. Per tale ragione, ottimizzare l'impianto vuol dire individuare una soluzione che generi una distribuzione delle tensioni tale da assicurare un ancoraggio stabile per il maggior tempo possibile.

Non esiste una protesi di ginocchio ideale ed universale da utilizzare indifferentemente in tutti i pazienti, ma è opportuno effettuare la scelta più idonea a seconda delle variabilità anatomiche, e delle esigenze funzionali personali, in conformità alla filosofia di scuola del chirurgo.

È necessario, comunque, che la protesi presenti, in ogni caso, **requisiti meccanici primari** (resistenza meccanica adeguata alle sollecitazioni applicate, riduzione delle concentrazioni di tensione, ancoraggio stabile dei componenti protesici, riduzione delle forze di attrito che provocano sollecitazioni tangenziali all'interfaccia impianto-osso e dell'usura dei componenti allo scopo di aumentare la durata dell'impianto e di minimizzare le reazioni biologiche dei tessuti adiacenti e dell'intero organismo, recupero della motilità, simile a quella fisiologica, stabilità meccanica ottimale), **biologici** (biotollerabilità dei materiali impiegati e dei detriti di usura) e **chirurgici** (facilità di impianto dei componenti con minimo trauma operatorio e *bonestock* residuo sufficiente in previsione di un successivo reintervento).

Prima di entrare nel merito della tipologia di protesi di ginocchio con stabilità intrinseca, è opportuno richiamare alcune considerazioni di carattere anatomo-funzionale dell'articolazione in questione che rappresentano la base per interpretare in modo adeguato le caratteristiche dell'impianto stesso e per giustificare la scelta di un modello protesico piuttosto che un altro.

## Cenni di anatomia funzionale

In virtù della conformazione e del profilo dei condili femorali e tibiali, la flessione-estensione del ginocchio non configura un semplice movimento a cerniera come quello che si verifica nell'articolazione del gomito, ma si realizza attraverso un moto roto-traslatorio, così come dimostrato sin dal 1836 dai fratelli Weber, che si svolge su diversi centri istantanei di rotazione piuttosto che su un unico asse obliquo e fisso di rotazione, disegnando una curva a forma di J sui condili femorali.

La componente rotatoria è prevalente nella prima fase della flessione, a causa delle differenti dimensioni e direzioni dei condili, e la fase finale del moto di flessione non è unipolare.

L'esistenza del moto roto-traslatorio può essere qualitativamente riscontrata studiando i profili articolari nel piano sagittale; se il moto fosse puramente rotatorio i punti del femore e della tibia dovrebbero corrispondere perfettamente a due a due e quindi le curve dovrebbero avere la stessa lunghezza; il fatto che ciò non sia vero prova l'esistenza di un moto di strisciamento. Con l'aumento dell'estensione, il condilo femorale laterale, più breve e dotato di un minor raggio di curvatura, esaurisce la sua superficie articolare ed è controllato dal legamento crociato anteriore (LCA), mentre quello

mediale, più largo e con maggior raggio di curvatura, continua il suo rotolamento e scivola posteriormente, assistito dal legamento crociato posteriore (LCP); ciò determina una rotazione mediale del femore che viene limitata dalla tensione dei legamenti collaterali, e l'articolazione si "avvita su se stessa".

La flessione del ginocchio esteso è preceduta dalla rotazione laterale del femore (o rotazione mediale della tibia), indotta dalla contrazione del muscolo popliteo, e tale movimento diminuisce la tensione dei legamenti collaterali per preparare e permettere la flessione.

Il rapporto tra l'entità del rotolamento e quello dello scivolamento differisce tra individui e non rimane costante durante l'arco di movimento; esso è valutato come 1:2 nella flessione iniziale ed aumenta fino ad 1:4 in corrispondenza degli ultimi gradi di flessione.

Durante la deambulazione normale, la tibia intraruota in concomitanza della fase di oscillazione e tende invece all'extrarotazione durante quella di appoggio.

In virtù della maggiore larghezza del condilo femorale mediale, la distanza tra il suo punto di massima flessione e quello di massima estensione è approssimativamente 17 mm maggiore rispetto a quanto è possibile misurare per il condilo femorale laterale; per lo stesso motivo, durante la flessione, il piatto tibiale mediale deve percorrere una maggiore distanza rispetto a quello laterale.

Al contrario di quanto accade nell'anca, dove l'accoppiamento cinematico possiede delle intrinseche caratteristiche di stabilità, nel ginocchio il contatto fra le superfici è assicurato dall'esistenza di vincoli e di carichi esterni. Di conseguenza, il rapporto fra stabilità e motilità è estremamente variabile, dal momento che ciascuna delle due può prendere il sopravvento a seconda delle esigenze. Chiave di volta del sistema sono i muscoli ed i legamenti che condizionano il tipo e l'entità del movimento.

## **Aspetti di biomeccanica protesica**

I principali e contrastanti requisiti della protesizzazione del ginocchio sono rappresentati dalla necessità di assicurare una massima area di contatto fra le superfici cinematiche rispettando al tempo stesso un modello di motilità fisiologica; è importante quindi minimizzare la resezione ossea, in previsione di un eventuale reintervento, pur tenendo presente che un eccessivo assottigliamento del componente in polietilene può comportare una accentuata deformazione con conseguenti alterazioni meccaniche e biologiche articolari.

La stabilità durante il movimento in direzione antero-posteriore risulta funzione della congruenza fra i raggi di curvatura femorale e tibiale nelle

protesi a minimo vincolo e questo modello meccanico riduce le sollecitazioni sui legamenti crociati. I vincoli tra i componenti protesici non dovrebbero essere differenti da quelli fisiologici; in caso contrario, le reazioni vincolari che ne derivano solleciterebbero oltremodo l'interfaccia, con la possibile susseguente mobilizzazione dell'impianto.

La protesi impiantata deve essere in grado di correggere tutte le alterazioni presenti nell'articolazione ed il mantenimento delle strutture anatomiche integre e funzionali rappresenta, in teoria, un aspetto positivo di fondamentale importanza, in particolare per quanto concerne i legamenti, la cui importanza statica e dinamica è già stata sottolineata.

Per tali motivi, la scelta "ideale" del tipo di protesi dovrebbe essere condizionata dalla constatazione della situazione anatomo-patologica indotta dalla patologia in atto, con particolare riferimento alle diverse fasi evolutive della gonartrosi caratterizzata dalla integrità iniziale di tutto l'apparato legamentoso, dalla successiva compromissione del LCA e quindi del LCP, fino al coinvolgimento globale dell'apparato legamentoso con accentuata perdita ossea.

I disegni con la più grande conformità tra la componente femorale e quella tibiale tendono pertanto ad offrire la più grande stabilità intrinseca.

I requisiti meccanici di una protesi di ginocchio devono contemplare un asse di rotazione di 15-20° ed un moto medio-laterale di 5-10°; devono consentire una flessione di almeno 65° per camminare ad un ritmo normale, una flessione di almeno 95° per salire e scendere le scale ed una flessione di 110° per alzarsi senza impedimento dalla sedia.

A ginocchio flesso, il *roll-back* femorale sulla tibia tende ad aumentare per prevenire l'eventuale *impingement* con le strutture posteriori, incrementando in tal modo la lunghezza del braccio di leva del quadricipite.

Se nel ginocchio protesizzato non è previsto il *roll-back* femorale, la forza effettiva del quadricipite si riduce approssimativamente del 30%.

Negli impianti che prevedono il sacrificio del crociato posteriore, la proiezione posteriore del condilo femorale diviene la più ampia possibile, garantendo un'escursione articolare maggiore senza riduzione della forza del quadricipite.

## **Caratteristiche fisiche delle protesi a stabilità intrinseca**

Fontanesi, nel 1996 [1], ha inquadrato le protesi totali di ginocchio (PTG) in base alla tecnica chirurgica (conservazione o sacrificio del LCP), alle caratteristiche delle superfici di ancoraggio (lisce, rugose o porose per l'utilizzo con o senza cemento) e, soprattutto, al vincolo interno meccanico tra le componenti protesiche (minimo, intermedio, totale). La stabilità intrinseca di un impianto dipende, pertanto, dai gradi di libertà funzionale che esso possiede.

Le PTG a stabilità posteriore (PS) (Fig. 1) appartengono al gruppo di protesi a vincolo interno intermedio, sono utilizzate in assenza del LCP e sono caratterizzate da un meccanismo a camma con box femorale articolato con una torretta centrale in polietilene (eventualmente con armatura metallica), che si solleva dalla componente tibiale, meccanismo che si comporta come un sostituto funzionale del LCP. Nello stesso gruppo vengono incluse le protesi con piatto rotante ad alta congruenza. Evoluzioni ulteriori hanno riguardato l'uso di inserti tibiali a stabilità posteriore, ma dotati di movimento frontale e rotatorio, che quindi associano le caratteristiche dei due gruppi protesici.

Nella protesi a stabilizzazione posteriore la cresta tibiale intercondiloidea limita la dislocazione posteriore della tibia rispetto al femore e guida il rotolamento posteriore del femore sulla tibia, pur non stabilizzando gli spostamenti in varo-valgo. La forma del piatto tibiale, complementare alla curvatura di ciascun condilo femorale, in presenza di una normale stabilità legamentosa, concorre a limitare la rotazione interna-esterna.

Questa tipologia di impianto, a seconda delle dimensioni (altezza e larghezza) della torretta tibiale centrale, è in grado di conferire al ginocchio una stabilità più o meno accentuata (protesi *constrained*), in alcuni casi molto vicina a quella delle protesi a cerniera; è possibile, infatti, utilizzare creste di

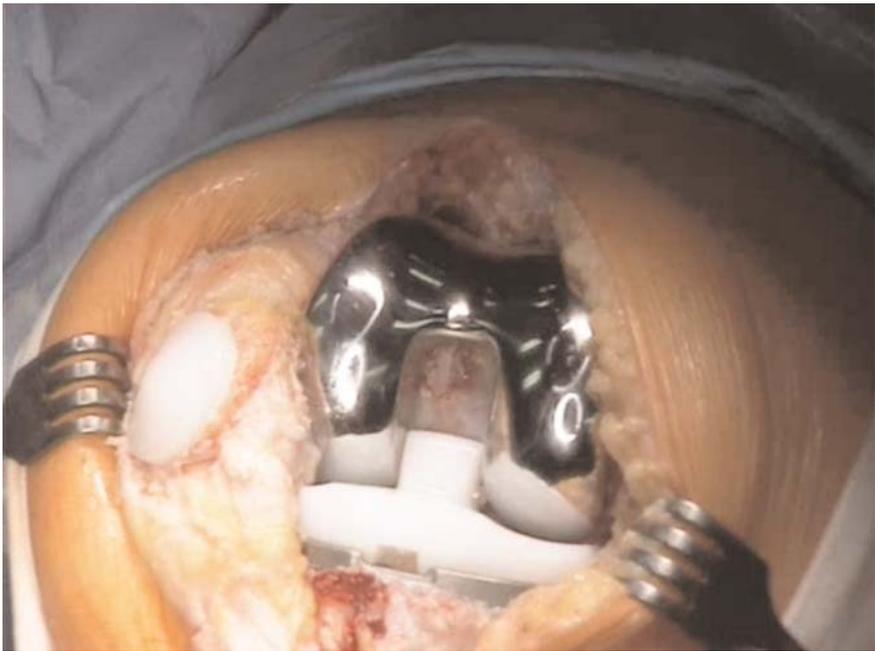


Fig. 1. Intra-operatorio di protesi PS ridotta

dimensioni e forma adeguate per ottenere una limitazione dei movimenti in varo-valgo, in traslazione antero-posteriore ed in rotazione esterna-interna.

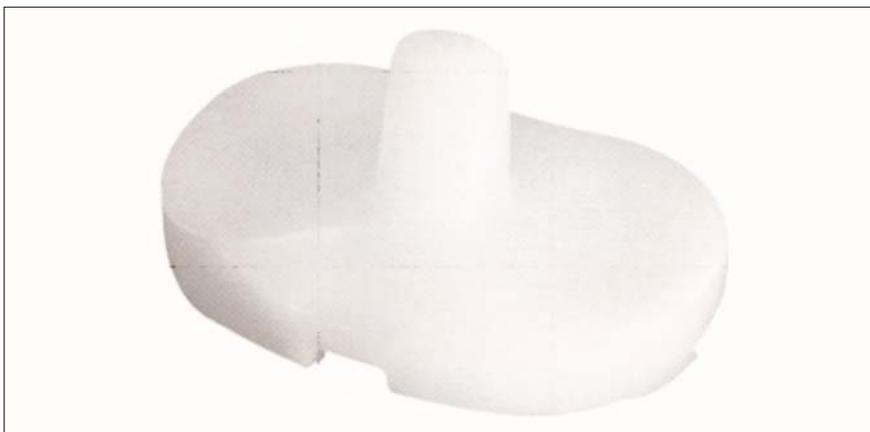
Il design della PS, prevedendo la resezione del LCP, deve assicurare la stabilità in antero-posteriore attraverso una geometria congruente in flessione per evitare l'instabilità sul piano sagittale. La funzione del LCP è vicariata quindi dalla presenza di un elemento intercondilico che trasferisce le forze di taglio, normalmente assorbite dal legamento suddetto, all'interfaccia cemento-osso.

La torretta posteriore della componente tibiale, come precedentemente illustrato, ha il compito di sostituire il LCP e si articola con la camma obliqua femorale, che spinge il femore posteriormente sul piatto tibiale, assicurando una flessione di oltre  $110^\circ$ . La camma agisce da stabilizzatore quando il ginocchio è flesso, mentre concorre a prevenire la sublussazione posteriore quando il paziente sale o scende le scale.

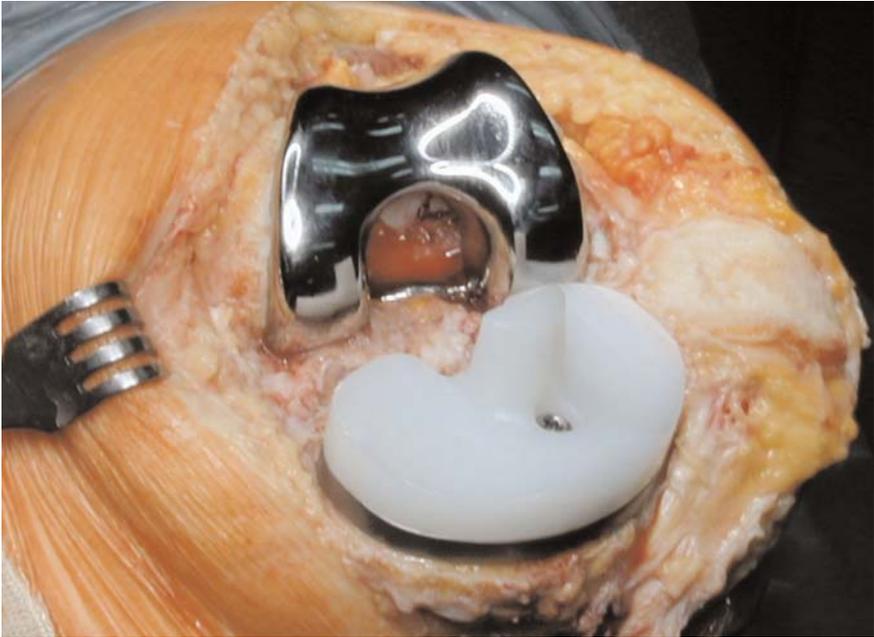
L'interazione tra la torretta (Fig. 2) e il box femorale (Fig. 3), disegnando un centro istantaneo di rotazione variabile durante la flessione-estensione, permette il *roll-back* femorale durante la flessione.

Aumentando oltre un determinato limite l'altezza della torretta tibiale e la larghezza del corrispettivo box femorale, può rendersi evidente una paradossale instabilità medio-laterale, specialmente in estensione, ed innescarsi una accentuata usura del polietilene, con maggiori difficoltà al momento dell'eventuale chirurgia di revisione a causa di un *bonestock* insufficiente.

In numerosi tipi di protesi PS la torretta ed il box femorale sono di un'unica misura per le diverse taglie, per cui si potrà configurare, come conseguenza, un grande scasso per una piccola componente femorale, con indebolimento meccanico critico del *bonestock* residuo. Sarebbe auspicabile, soprat-



**Fig. 2.** Torretta tibiale



**Fig. 3.** Intra-operatorio di protesi PS pre-riduzione

tutto nel caso di pazienti brevilinei, l'utilizzazione di un impianto che abbia una torretta intercondilica proporzionale alla taglia della componente femorale.

Le protesi a vincolo intermedio, per assicurare in modo ottimale la stabilizzazione che si prefiggono, necessitano dell'integrità e della giusta tensione del sistema capsulo-legamentoso, in modo da prevenire la dissociazione dei singoli componenti; infatti, la cresta tibiale che si articola nella gola intercondiloidea femorale, venendo a contatto con il margine posteriore della componente femorale, impedisce la traslazione posteriore della tibia ma non riesce ad opporsi alle sollecitazioni sul piano frontale in varo-valgismo.

Soltanto l'integrità dei legamenti collaterali e la adeguata congruenza dei condili femorali con il piatto tibiale determina la stabilità sul piano sagittale e quella frontale, assicurando il controllo contestuale delle rotazioni. La stabilità varia modificando il grado di congruenza delle componenti protesiche: la massima stabilità si ottiene infatti quando la componente femorale presenta lo stesso raggio di curvatura ed è perfettamente complementare a quella tibiale: tale modello, in presenza di una normale tensione dei collaterali, non permette alcun movimento di rotazione o di traslazione antero-posteriore. Riducendosi la complementarità tra le componenti, divengono possibili limitati movimenti di rotazione o di traslazione antero-posteriore anche in

presenza di una modesta lassità dei collaterali; se la componente tibiale presenta una superficie articolare del tutto piatta, aumentano sia i movimenti in antero-posteriore che in rotazione interna-esterna.

Nelle protesi a stabilità intrinseca totale i movimenti di flessione-estensione avvengono intorno ad un unico asse fisso (protesi a cerniera) pur potendo differenziare in questo gruppo alcuni impianti ad accentuata stabilità intrinseca che non permettono, durante la flessione, la rotazione interna ed esterna. In talune protesi a cerniera o a componente tibiale stabilizzata è presente un blocco che evita l'iperestensione.

I sistemi di stabilizzazione sono di diversa forma, e tra questi il più comune è quello a cerniera fissa con un solo asse, detto a "cerniera semplice"; tale disegno limita in modo più o meno assoluto gli spostamenti in varo-valgo, in antero-posteriore ed in rotazione esterna-interna, mentre il movimento di flessione-estensione avviene su un solo asse.

La protesi a "cerniera rotante" permette la flessione-estensione su un solo asse ed elimina i movimenti in varo-valgismo, pur assicurando un certo grado di rotazione interno-esterna.

Altro tipo di protesi a stabilità intrinseca è il modello *roller-in-through*, che prevede l'integrità dei legamenti collaterali la cui stabilità è assicurata dal meccanismo di "scorrimento all'interno del solco"; in tali condizioni, si realizza un'importante limitazione della traslazione antero-posteriore e della rotazione interna-esterna grazie al movimento "forzato" della componente femorale costretta a scorrere nel solco tibiale, sotto la guida di un'adeguata tensione dei collaterali.

Un'evoluzione di tale modello è la protesi che utilizza il sistema *roller-in-through* associato al risparmio del LCP, evitando in tal modo la traslazione tibiale e migliorando il rotolamento della componente femorale.

In conclusione, il grado ed il tipo di stabilizzazione di una protesi dipende dall'interazione tra le componenti tibiale e femorale e dalla loro congruenza (presenza di una cresta centrale, di perni rotanti, di assi fissi e di sistemi ad incastro "palla-semisfera") più che dal numero dei legamenti risparmiati.

Il successo e la diffusione dei modelli protesici a stabilità intrinseca, dovuti soprattutto alla maggiore facilità tecnica dell'impianto, hanno stimolato le industrie a studiare sempre nuovi design al fine di accrescere la stabilità dello stesso ed il suo arco di movimento in flessione. Di recente sono stati messi a punto modelli che consentono di arrivare ad un angolo di flessione di 150°, esigenza particolarmente richiesta dalle popolazioni di cultura asiatica.

Teoricamente, infatti, la protesi a sostituzione del LCP permette in modo più adeguato l'esposizione articolare e la correzione delle deformità rispetto alla protesi *cruciate retaining* (CR) (Fig. 4) riproducendo in modo più fisiologico la cinematica del LCP ed il *roll-back* femoro-tibiale, in modo da deter-



**Fig. 4.** Radiografia di protesi CR in massima flessione

minare un più ampio *range of movement* (ROM) e da aumentare il braccio di leva femoro-rotuleo a causa dell'effetto camma.

Pertanto, con la rimozione del LCP, si tende a ridurre il momento di flessione del ginocchio che è compensato dall'inclinazione in avanti del corpo e le forze di taglio, assorbite normalmente dal LCP, vengono trasferite all'interfaccia osso-cemento; in tal modo anche le fratture di rotula sono più frequenti, in quanto vengono trasferiti elevati stress in compressione alla rotula stessa. La flessione, negli impianti con sacrificio del LCP, può essere facilitata dal fatto che manca uno stop meccanico per cui è possibile raggiungere un angolo di flessione media intorno ai 100-115°.

## Indicazioni

Dall'analisi della letteratura scientifica e dalla evidenza clinica riportata da molti Autori [2-8], emerge che la protesi PS cementata è il *gold standard* nell'intervento di artroplastica di ginocchio. Esistono, tuttavia, alcune condizioni cliniche ed anatomico-patologiche che rappresentano indicazioni assolute alle protesi PS, mentre in altri casi sarà l'esperienza del singolo chirurgo a guidare la scelta verso un determinato tipo di protesi.

Tra le **indicazioni assolute**, dobbiamo innanzitutto ricordare le deformità angolari gravi con deviazioni assiali maggiori di  $20^\circ$  nelle quali la funzione del LCP risulta notevolmente compromessa; in tali situazioni la possibilità di impiantare una protesi CR comporterebbe una resezione tibiale considerevole tale da indebolire o alterare la funzione del LCP. Stern e Insall [9] hanno rilevato, in un campione di pazienti operati con protesi PS un ROM di  $115^\circ$  con impianti IB2 (Zimmer, Warsaw) contro i  $90^\circ$  in media di un gruppo di confronto nel quale era stata utilizzata una Total Condylar (Howmedica, Rutherford) (Fig. 5). Laskin e coll. [7], in pazienti con deviazione assiale e contrattura in flessione accentuate, evidenziavano un ROM di  $113^\circ$  nelle PS contro gli  $83^\circ$  delle CR ed una contrattura residua in flessione di  $3^\circ$  nelle PS rispetto ad  $11^\circ$  nelle CR.

Una seconda indicazione assoluta è rappresentata dalle deformità in recurvato con lassità del compartimento posteriore nelle quali l'assenza anatomica o l'insufficienza funzionale del LCP richiede il ripristino della stabilità intrinseca del ginocchio.

Anche l'esito di pregresse osteotomie tibiali si giova in assoluto di impianti PS a causa della difficoltà di esposizione dovuta a contratture quadricipita-



**Fig. 5.** Protesi Total Condylar

li, a condizioni di rotula bassa, di dislocazione della tuberosità e di assenza per pregresso sacrificio del LCP.

Anche le revisioni, ovviamente, sono candidate al reimpianto con protesi a stabilità intrinseca non potendo più contare sul supporto anatomico-funzionale del LCP.

Nella pratica clinica le succitate condizioni rappresentano sicuramente più della metà delle patologie del ginocchio candidate alla sostituzione protesica.

Le protesi *semiconstrained*, impianti a stabilità intrinseca medio-elevata, devono essere utilizzate in quelle ginocchia che presentano considerevoli contratture in flessione (fino a 45°) e deformità angolari accentuate (20-30°); questi modelli assicurano un'articolazione migliore lungo tutta l'area di contatto e per tutto l'arco di movimento del ginocchio, con costante raggio sagittale della componente femorale e quindi presentano una limitazione della flessione a 120°, con *roll-back* molto limitato.

In questi impianti, che riducono su uno o più piani i movimenti delle componenti protesiche, si generano stress elevati specie in corrispondenza dell'interfaccia protesi-cemento ed in quella cemento-osso, con conseguente elevata incidenza di *loosening* ed eccessivo consumo del polietilene.

Al di là di queste considerazioni di carattere puramente meccanico, la scelta di un impianto CR o PS si basa sulla esperienza o sulla filosofia del singolo chirurgo che, frequentemente, viene supportata da motivazioni di tipo biomeccanico con particolare riferimento all'importanza, nella dinamica articolare, attribuita al ruolo della propriocezione articolare mediata dal LCP, che rappresenta pertanto un'indicazione relativa all'utilizzo di una protesi a stabilità intrinseca.

Infatti, diversi Autori che si sono interessati all'argomento [10-13] hanno addotto differenti motivazioni, in un senso o nell'altro, basate su considerazioni di carattere biomeccanico, su risultati clinici e su argomentazioni più specificamente biologiche enfatizzando il ruolo neurosensoriale delle strutture legamentose. In tal senso l'apparato legamentoso, nella cinematica del ginocchio, non svolgerebbe soltanto una funzione di stabilizzazione, ma rappresenterebbe un contenitore di meccanocettori responsabili del senso della posizione spaziale articolare che regola la complessa coordinazione dei gruppi muscolari sinergici.

I processi involutivi fisiologici, la patologia articolare post-traumatica e la malattia degenerativa artrosica possono inficiare, in maniera più o meno accentuata, questa funzione, causando alterazioni della cinematica e della statica dell'articolazione (deambulazione, distribuzione fisiologica dei carichi statici e dinamici, ecc.) cui consegue l'evoluzione del processo artrosico nei diversi compartimenti.

L'innervazione dei legamenti del pivot centrale è stata oggetto di numero-

si studi; essa si realizza a partire dal nervo tibiale posteriore attraverso terminazioni libere (nocicettive e vasoregolatrici) e corpuscoli sensitivi (meccanocettori) [14, 15]. Il ruolo principale del pivot centrale nella complessa cinematica del ginocchio è quello di assicurare la stabilità articolare “passiva”; gli studi suddetti hanno però dimostrato e confermato che i legamenti centrali del ginocchio, rappresentando la sede del senso propriocettivo, entrano a far parte in modo importante di quel fine meccanismo di autoregolazione del tono muscolare e di coordinazione delle sinergie motorie che controlla la stabilizzazione “attiva” dinamica dell’articolazione [16-18].

In tale ottica, a nostro parere, l’aspetto fondamentale da chiarire, relativamente alla conservazione o al sacrificio del LCP in corso di artroprotesi di ginocchio, è quello di stabilire se tale legamento mantiene effettivamente una adeguata “funzione di struttura”; con tale terminologia, intendiamo riferirci alle sue possibilità residue di svolgere la propria attività di stabilizzatore “passivo” meccanico dell’articolazione ed al tempo stesso di organo di senso propriocettivo nel contesto di un riequilibrio muscolare periarticolare istantaneo, modulato e continuativo.

Sotto l’aspetto puramente biomeccanico, numerosi studi in letteratura testimoniano l’inefficienza, in corso di gonartrosi, del LCP che perde progressivamente la sua elasticità conservando in media soltanto un terzo della sua resistenza originale; tale involuzione risulta di difficile correzione anche in corso di sostituzione protesica per cui, quasi nel 90% dei casi, appare impossibile un ottimale bilanciamento legamentoso intra-operatorio [19, 20].

Pur tenendo conto delle suddette osservazioni, vengono riportate numerose esperienze di diversi Autori che, sulla base dei risultati clinici relativi alla sopravvivenza protesica, alla riduzione del sintomo dolore ed alla funzionalità dell’impianto protesico (ampiezza del movimento e capacità di salire o scendere le scale), non rilevano significative differenze tra quelli che conservano e quelli che sacrificano il LCP [21-25]; utilizzando bilateralmente lo stesso impianto Total Condylar *cruciate retaining* ed un inserto più congruente in polietilene, non osservavano differenze significative tra un ginocchio ed il controlaterale dopo conservazione da un lato e resezione dall’altro del LCP.

Alcuni Autori [26, 27] hanno sottolineato i risultati soddisfacenti (95% dei casi) conseguenti ad impianti protesici che prevedevano il sacrificio del LCP. Altri studi [19, 22, 28, 29], al contrario, hanno enfatizzato la eccellente sopravvivenza di protesi che richiedevano la conservazione del LCP; tale scelta si basava sull’assunto che il legamento stesso si mantenesse biomeccanicamente ed istologicamente normale in corso di gonartrosi, assicurando in tal modo il *roll-back* femorale, migliorando il range di movimento e la forza quadricipitale, in modo da favorire la stabilità articolare e ridurre ogni tipo di stress sull’interfaccia osso-protesi-cemento e sul polietilene tibiale.

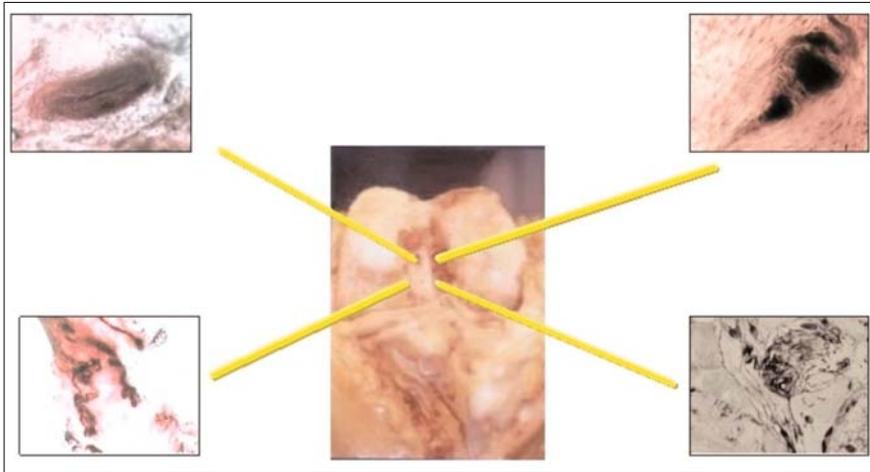
La patologia artrosica, direttamente [30] o attraverso la sinovite conse-

guente al degradamento cartilagineo e dell'osso subcondrale [11], crea i presupposti biomeccanici per la disfunzione e la instabilità articolare e per l'insorgenza di abnormi stress di tensione e di torsione sulle strutture legamentose; l'alterata distribuzione dei carichi che si ottiene rappresenta al tempo stesso un effetto della incongruenza articolare ed una causa del coinvolgimento meccanico evolutivo dell'intera articolazione [31, 32]. Sulla base di queste considerazioni, le alterazioni istologiche delle strutture legamentose si aggravano contestualmente al fallimento biomeccanico dell'articolazione e sicuramente non sono l'espressione di una fisiologica involuzione correlata all'età, ma fanno parte integrante del processo di osteoartrosi. Dopo le prime descrizioni di meccanocettori nei legamenti crociati umani [15], numerosi studi [33, 34] si sono interessati a questa problematica e progressivamente è stata prodotta una "mappa" sempre più dettagliata della popolazione neurorecettoriale intraligamentosa, la cui funzionalità è stata dimostrata anche con deduzioni neuroelettrofisiologiche [35].

Katonis e coll. [34] avevano rilevato la maggiore concentrazione di recettori in corrispondenza dell'estremità femorale e tibiale del LCP; le osservazioni di Franchi e coll. [36] hanno testimoniato che esiste una involuzione statisticamente significativa della percentuale di area occupata dai meccanocettori in un LCP prelevato da una articolazione artrosica rispetto a quello normale; Del Valle e coll. [13], al contrario, hanno dimostrato che non si rilevano significative differenze neurorecettoriali in relazione alla loro tipologia, alla distribuzione ed alla quantità in pazienti gonartrosici rispetto a soggetti normali di pari età.

Un nostro studio [37] ha sottolineato l'importante e significativa decurtazione, a seguito di gonartrosi, del network neurosensoriale (Fig. 6) del pivot centrale, con maggiore coinvolgimento del LCA rispetto al LCP (2:1), come già affermato da Caton e coll. [3]; tale processo si verifica soprattutto a carico della componente corpuscolata (più specializzata), in corrispondenza della zona legamentosa intermedia rispetto a quelle polari e nel contesto della struttura legamentosa più che alla periferia. Nella nostra esperienza i neurorecettori più resistenti si sono rivelati le terminazioni libere circonfenziali in corrispondenza della inserzione femorale e tibiale del LCA e del LCP.

Nonostante le suddette osservazioni (di altri Autori e personali), in letteratura esistono pareri discordanti in merito alla "importanza" propriocettiva della conservazione del LCP. Alcuni Autori [38, 39] infatti hanno dimostrato che il senso propriocettivo articolare, dopo impianti protesici con conservazione del LCP, risulta indubbiamente migliore rispetto a quelli *posterior stabilized* e che i pazienti sottoposti a protesi *cruciate retaining* definiscono il proprio ginocchio "più normale" rispetto a quelli con protesi stabilizzate; Warren e coll. [39], a tal proposito, hanno rilevato un evidente miglioramento nel senso di localizzazione spaziale dell'articolazione dopo protesi con



**Fig. 6.** Network neurosensoriale del legamento crociato anteriore

conservazione del LCP. D'altro canto, Lattanzio e coll. [12], in uno studio comparativo tra due popolazioni omogenee di pazienti sottoposti a sostituzione protesica con impianti PS e CR, non avevano constatato un incremento del senso propriocettivo ed un miglioramento funzionale nelle protesi che prevedevano la conservazione del LCP.

Sulla base dei concetti suddetti, è possibile affermare che il risparmio del LCP in un ginocchio artrosico al momento della sostituzione protesica può essere giustificato da ragioni di carattere biomeccanico e/o puramente biologico; tutte, comunque, si fondano sull'assunto che tale scelta non presuppone necessariamente un legamento "integro" sotto il profilo meccanico ed istologico [40]. La conservazione del legamento, pertanto, prevede generalmente un suo ritensionamento, attraverso un *release* prossimale e/o distale, tale da permettere un lavoro meccanico più adeguato [13, 28, 39, 41, 42]. La suddetta soluzione configura il *cruciate supplementation*, descritto da Scott e coll. [43] nel 1994, e rappresenta una filosofia intermedia tra il *cruciate preservation* ed il *cruciate substitution*. Il *release* prossimale e distale del LCP concorre, in accordo con i risultati delle nostre indagini istologiche che sottolineano la presenza di terminazioni nervose libere sulla superficie legamentosa in corrispondenza delle due estremità, a ridurre gli stimoli nocicettivi che limitano indubbiamente la performance propriocettiva post-operatoria [44]. In tal modo, il LCP conservato rappresenta uno *scaffold* naturale dotato di residua attività neurosensoriale che, introdotto in una nuova condizione biomeccanica più adeguata, è pronto per favorire la rigenerazione dei meccanocettori al pari di quanto succede nel LCA ricostruito [45-47].

## Conclusioni

La scelta di una protesi a stabilità intrinseca come primo impianto, in ginocchia che devono andare incontro a sostituzione-artroplastica, rappresenta in alcuni casi una necessità obbligatoria determinata dalle condizioni locali indotte dalla patologia articolare o da precedenti interventi chirurgici. In altre situazioni tale opzione deriva da personali convinzioni del chirurgo, basate generalmente su considerazioni di carattere meccanico, biologico e soprattutto clinico.

Queste considerazioni ci autorizzano a concludere che l'impianto protesico debba rappresentare il risultato di una filosofia supportata dalle evidenze della letteratura e dalla propria casistica, dal momento che l'esperienza acquisita dal singolo specialista condiziona in maniera inequivocabile la qualità dei risultati funzionali.

## Bibliografia

1. Fontanesi G (1997) Classificazione delle protesi totali di ginocchio. *Chir Organi Mov* 82:1-6
2. Bolanos AA, Colizza WA, McCann PD et al (1998) A comparison of isokinetic strength testing and gait analysis in patients with posterior cruciate-retaining and substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 13:906-915
3. Caton J, Boulahia A, Patricot LM (2000) Histoire naturelle du ligament croisé postérieur dans les gonarthroses. 9èmes Journées Lyonnaises de Chirurgie du Genou et de l'Epaule, pp 293-295
4. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR et al (2003) Multicenter determination of in vivo kinematics after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 416:37-57
5. Huang CH, Lee YM, Liao JJ, Cheng CK (1998) Comparison of muscle strength of posterior cruciate-retained versus cruciate-sacrificed total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 13:779-783
6. Tayot O, Ait Si Selmi T, Neyret P (2001) Results at 11.5 years of a series of 376 posterior stabilized HLS1 total knee replacements. Survivorship analysis, and risk factors for failure. *Knee* 8:195-205
7. Laskin RS, Rieger MA, Schob C, Turen C (1998) The posterior stabilized total knee prosthesis in the knee with severe fixed deformity. *Am J Knee Surg* 1:203-208
8. Scuderi GR, Clarke HD (2004) Cemented posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 19[4 Suppl 1]:17-21
9. Stern SH, Insall JN (1992) Posterior stabilized prosthesis: results after follow-up of nine to twelve years. *J Bone Joint Surg Am* 74:980-986
10. Andriacchi TP, Galante JO, Fermier RW (1982) The influence of total knee replacement design on walking and stairclimbing. *J Bone Joint Surg Am* 64:1328-1335
11. Kleinbart FA, Bryk E, Evangelista J et al (1996) Histologic comparison of posterior cruciate ligaments from arthritic and age-matched knee specimens. *J Arthroplasty* 11:726-731
12. Lattanzio PJ, Chess DG, MacDermid JC (1998) Effect of the posterior cruciate ligament in knee-joint proprioception in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 13:580-585

13. Del Valle ME, Harwin SF, Maestro A et al (1998) Immunohistochemical analysis of mechanoreceptors in the human posterior cruciate ligament. *J Arthroplasty* 13:916-922
14. Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC (1982) Nerve supply of the human knee and its functional significance. *Am J Sports Med* 10:329-335
15. Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L (1984) Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg Am* 66:1072-1076
16. Cerulli G, Ceccarini A, Alberti PF, Caraffa G (1986) Studi sulla propriocettività del legamento crociato anteriore del ginocchio umano. *It J Sports Traumatol* 8:49-52
17. Johansson H, Sjolander P, Sojka P (1991) A sensory role for the cruciate ligaments. *Clin Orthop* 268:161-178
18. Johansson H, Sjolander P, Sojka P (1991) Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Crit Rev Biomed Eng* 18:341-368
19. Dorr LD, Scott RD, Ranawat CS (1985) Controversies of total knee arthroplasty. Part I. Importance of retention of posterior cruciate ligament. In: Ranawat CS (ed) *Total condylar knee arthroplasty*. Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 197-202
20. Corces A, Lotke PA, Williams JL (1989) Strain characteristics of the posterior cruciate ligament in total knee replacement. *Orthop Trans* 13:527
21. Udomkiat P, Meng BJ, Dorr LD, Wan Z (2000) Functional comparison of posterior cruciate retention and substitution knee replacement. *Clin Orthop* 378:192-201
22. Dorr LD, Ochsner JL, Gronley J, Perry J (1988) Functional comparison of posterior cruciate-retained versus cruciate-sacrificed total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 236:36-43
23. Andriacchi T, Stanwyck T, Galante J (1986) Knee biomechanics and total knee replacement. *J Arthroplasty* 1:211-219
24. Becker MW, Insall JN, Faris PM (1991) Bilateral total knee arthroplasty, one cruciate retaining and one cruciate substituting. *Clin Orthop* 271:122-124
25. Pereira DS, Jaffee F, Ortiguera C (1995) PCL sparing vs. PCL sacrificing TKA. *Orthop Trans* 19:449-452
26. Insall J (1993) *Surgery of the knee*. Churchill Livingstone, New York
27. Scuderi G, Insall J, Windsor R et al (1989) Survivorship of cemented knee replacements. *J Bone Joint Surg Br* 71:798-803
28. Wright J, Ewald FC, Walker PS et al (1990) Total knee arthroplasty with the kinematic prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 72:1003-1009
29. Andriacchi TP, Galante JO (1988) Retention of the posterior cruciate in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 3[Suppl]:13-19
30. Alexiades M, Scuderi G, Vigorita V, Scott WN (1989) A histologic study of the posterior cruciate ligament in the arthritic knee. *Am J Knee Surg* 2:153-159
31. Bullough PG (1981) The geometry of diarthrodial joints, its physiological maintenance, and the possible significance of age-related changes in geometry-to-load distribution and development of osteoarthritis. *Clin Orthop* 156:61-66
32. Barrett DS, Cobb AG, Bentley G (1991) Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J Bone Joint Surg Br* 73:53-56
33. Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, Happel LT (1987) Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 69:243-247
34. Katonis P, Assimakopoulos A, Agapitos M, Exarchou E (1991) Mechanoreceptors in the posterior cruciate ligament: histologic study on cadaver knee. *Acta Orthop Scand* 62:276-278
35. Pitman MI, Nainzadeh N, Menche D et al (1992) The intraoperative evaluation of the neurosensory function of the anterior cruciate ligament in humans using somato-

- sensory evoked potentials. *Arthroscopy* 8:442-447
36. Franchi A, Zaccherotti G, Aglietti P (1995) Neural system of the human posterior cruciate ligament in osteoarthritis. *J Arthroplasty* 10:679-682
  37. Patella V, Moretti B, Pesce V et al (2001) La conservazione del LCP: presupposti neurofisiologici. *GIOT* 27[Suppl. 1]:S402-S407
  38. Insall J (1988) Presidential address to the Knee Society: choice and compromises in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 226:43-48
  39. Warren PJ, Olanlokun TK, Cobb AG, Bentley G (1993) Proprioception after knee arthroplasty: the influence of prosthetic design. *Clin Orthop* 297:182-187
  40. Shoemaker SC, Markolf KL, Finerman GAM (1982) In vivo stability of the implanted total condylar prosthesis: effects of joint load and of the sectioning of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 64:1201-1213
  41. Dorr LD, Boiardo RA (1986) Technical considerations in TKA. *Clin Orthop* 205:5-11
  42. Harwin SF (1995) Kinemax total knee arthroplasty. Presentation at Total Knee Arthroplasty, Continuing Medical Education Course, Harvard Medical School, Cambridge
  43. Scott RD, Thornhill TS (1994) Posterior cruciate supplementing total knee replacement using conforming inserts and cruciate recession. Effect on range of motion and radiolucent lines. *Clin Orthop* 309:146-149
  44. Weiler HT, Pap G, Awiszus F (2000) The role of joint afferents in sensory processing in osteoarthritic knees. *Rheumatology* 39:850-856
  45. Denti M, Monteleone M, Berardi A, Schiavone Panni A (1994) Anterior cruciate ligament mechanoreceptors. *Clin Orthop* 308:29-32
  46. Ochi M, Iwasa J, Uchio Y et al (1999) The regeneration of sensory neurones in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 81:902-906
  47. Shimizu T, Takahashi T, Wada Y et al (1999) Regeneration process of mechanoreceptors in the reconstructed anterior cruciate ligament. *Arch Orthop Trauma Surg* 119:405-409

---

# La protesi totale di ginocchio con conservazione del legamento crociato posteriore

M. SPINELLI, S. CRIMALDI, G. MINTRONE

Successivamente all'introduzione e all'ampia diffusione sul mercato del modello di protesi di ginocchio *total condylar*, nato all'inizio degli anni '70 e che prevedeva il sacrificio del legamento crociato posteriore (LCP), è nata in letteratura una "disputa" riguardante la scelta di preservare o sacrificare tale legamento.

L'inserzione femorale del LCP è situata anteriormente nella gola intercondiloidea sulla parte laterale del condilo femorale interno, mentre l'inserzione tibiale si trova al di fuori della capsula articolare, in parte nella zona postero-mediana della superficie articolare della tibia ma, soprattutto, nella zona retrospinata, situata tra i due piatti tibiali all'incirca 1 cm al di sotto della superficie del piatto tibiale. Il decorso del LCP è intra-articolare, ma extrasinoviale [1].

Nel ginocchio normale il LCP mantiene sotto controllo lo scivolamento posteriore dei condili durante l'estensione [2], controlla durante la flessione il rotolamento posteriore del femore rispetto alla tibia (*roll-back*) spostando quindi posteriormente l'area di contatto tra i condili e il piatto tibiale [3, 4], e ha un ruolo di stabilizzatore secondario in varo-valgo del ginocchio [5].

Studi biomeccanici [6] hanno dimostrato, infatti, che nel ginocchio normale il LCP controlla per il 90-95% la resistenza alla sublussazione posteriore della tibia rispetto al femore.

È noto, infine, che il LCP svolge un'importante funzione, non soltanto dal punto di vista biomeccanico ma anche propriocettivo [7].

Le protesi a conservazione del LCP, associate ad una bassa congruenza delle componenti protesiche, mantengono tale legamento con lo scopo di conservare la stessa funzione che ha nel ginocchio normale. Negli impianti che

invece prevedono la sostituzione o il sacrificio del LCP sono state adottate due distinte soluzioni per vicariarne la funzione: un prolungamento della componente tibiale che si articola con la componente femorale (protesi a sostituzione del LCP ovvero con sistema a dente e camma), oppure un'elevata congruenza fra le superfici articolari protesiche (protesi a sacrificio del LCP ovvero ultracongruenti).

Con superfici ultracongruenti aumenta significativamente la stabilità rotatoria intrinseca dell'impianto, principale problema delle protesi a bassa congruenza, ma si esclude il controllo sui carichi torsionali da parte delle strutture capsulo-legamentose. In tal modo i suddetti carichi torsionali vengono completamente assorbiti dall'impianto e scaricati sull'interfaccia osso-protesi con un maggior rischio di mobilizzazione. Pertanto un modello protesico, che si propone di assicurare una corretta cinematica articolare del ginocchio, richiede inevitabilmente un compromesso tra la ricerca della stabilità e la corretta distribuzione dei carichi, al fine di ridurre il rischio di usura delle componenti o di mobilizzazione dell'impianto.

Ancora oggi, dunque, non vi è unanime accordo in letteratura su quale tipo di strategia adottare, poiché i risultati clinici a breve e a lungo termine sono sovrapponibili [8, 9].

La discordanza dei dati riportati, in rapporto al follow-up, ai sistemi di valutazione, ai parametri considerati, alle patologie del ginocchio preesistenti e al modello di protesi preso in esame, variabile sia per disegno che per materiale, rende per giunta difficile un'adeguata analisi comparativa.

Solo alcuni Autori hanno riportato casistiche retrospettive di gruppi omogenei di pazienti selezionati in base alla patologia primaria e trattati con diversi modelli protesici.

Alcuni Autori sono concordi nel mantenere il LCP perché tale legamento favorisce la stabilità articolare, permette il *roll-back* fisiologico articolare e quindi una maggiore flessione, assorbe le forze di taglio che altrimenti sarebbero distribuite all'interfaccia osso-impianto, e conserva la funzione propriocettiva che svolge nel ginocchio normale [10]. Tuttavia, alcuni studi [11] hanno dimostrato che nelle patologie degenerative del ginocchio si osserva una marcata e progressiva degenerazione delle strutture nervose responsabili del controllo propriocettivo, per cui la conservazione del LCP non garantisce il mantenimento della funzione propriocettiva del legamento, senza alcun vantaggio per la funzione.

In definitiva, il LCP previene la traslazione posteriore della tibia, anche con componenti protesiche a bassa congruenza, e consente una cinematica fisiologica del ginocchio, mantenendo una buona stabilità dell'impianto protesico durante tutto l'arco del movimento. Questo si rifletterebbe anche sulla forza muscolare del quadricipite che lavorerebbe con un miglior braccio di

leva e si estrinsecherebbe clinicamente, ad esempio, in una migliore capacità in alcune attività quotidiane come salire le scale [12].

Tuttavia, queste funzioni possono essere compromesse se la tensione del legamento non è adeguata. Infatti, un'eccessiva tensione del LCP provoca un incremento del *roll-back* posteriore, con un aumento ed una maggiore concentrazione di forze sulla porzione posteriore del piatto tibiale. Questo può determinare, da solo o associato ad una errata esecuzione dei tagli ossei femorali e/o tibiali, una limitazione del ROM (*range of motion*) ed una usura precoce della porzione posteriore del polietilene. In questi casi si rende necessario un *release* o il sacrificio del LCP. Quando, invece, la tensione del LCP è insufficiente si determina un elevato scivolamento e talvolta un'instabilità posteriore in flessione, dovuta anche alla particolare bassa congruenza delle componenti protesiche. Questo può determinare una precoce usura del polietilene o una precoce mobilizzazione delle componenti e quindi, in ultima analisi, un fallimento dell'impianto [13].

Secondo i sostenitori delle protesì che prevedono la sostituzione del LCP, queste ultime avrebbero un maggiore arco di movimento. Infatti, secondo alcuni studi [14] il ROM è di circa 112°, contro i circa 103° delle protesì a conservazione del LCP, e la stabilità articolare apparirebbe ottima, avendo superfici con maggiore congruenza senza compromettere la cinematica. Uno svantaggio dei disegni protesici a stabilizzazione posteriore sarebbe quello di richiedere una maggiore resezione ossea dell'incisura intercondiloidea del femore per far posto al meccanismo della camma [15]. Gli studi di Mihalko e Krackow [16] dimostrano che il sacrificio del LCP porta ad un importante aumento dello spazio in flessione, di circa 1-2 cm. Questo può condurre ad una lassità in flessione cui è difficile ovviare.

Quindi gli impianti protesici che prevedono il sacrificio o la sostituzione del LCP tendono a riprodurre una cinematica più prevedibile e fedele anche se non riescono a garantire, come peraltro i modelli protesici a conservazione del LCP, un *roll-back* femorale completamente normale [17].

La tecnica chirurgica è certamente più semplice e facilmente riproducibile anche da chirurghi meno esperti, con la possibilità di ottenere un adeguato bilanciamento legamentoso senza il problema del corretto tensionamento del LCP. Inoltre, il sacrificio del LCP determina un lieve aumento dell'interlinea articolare permettendo di effettuare una resezione tibiale conservativa facendo però perdere un utile riferimento [18].

La possibile insorgenza di un *clunk* rotuleo è una complicanza che per lungo tempo è stata associata alle protesì a stabilizzazione posteriore [19, 20], ma è stata riscontrata talvolta anche in associazione a protesì con conservazione del LCP. Il *clunk* rotuleo è dovuto alla formazione di un nodulo fibroso sovrarotuleo che può entrare in conflitto con il margine supero-anteriore

della troclea femorale nel passaggio dalla semiflessione all'estensione, con un tipico scatto che talvolta può evocare dolore. Questo problema, di frequente riscontro nei primi modelli protesici a stabilizzazione posteriore, è stato superato con alcune modifiche di design quali un solco trocleare più allungato e profondo, in modo da aumentare la congruenza femoro-rotulea, ed una superficie di transizione arrotondata nella gola intercondiloidea.

I fautori della sostituzione del LCP sostengono che spesso esso ha perso le sue caratteristiche di propriocettività e talvolta non è valido meccanicamente o può progressivamente perdere tale validità [11].

L'attuale approccio alla protesizzazione del ginocchio prevede che il chirurgo scelga l'impianto che assicuri al proprio paziente i risultati più efficaci e duraturi in base alla valutazione pre-operatoria e intra-operatoria. Alcune protesi, infatti, possono essere impiantate sia conservando che sacrificando il LCP dando la possibilità, a chi opera, di poter decidere nell'una o nell'altra direzione dopo aver effettuato le necessarie valutazioni intra-operatorie (condizioni del legamento, bilanciamento legamentoso, problemi rotazionali misconosciuti prima dell'intervento).

A nostro avviso per decidere se impiantare una protesi a conservazione o a sacrificio del LCP non si può prescindere dalle seguenti ulteriori considerazioni: il LCP è un importante fattore del bilanciamento capsulo-legamentoso. Al bilanciamento si collega strettamente l'esecuzione dei tagli e in particolare l'inclinazione posteriore tibiale per il controllo della stabilità e del movimento tra estensione e flessione. In particolare, da un recente studio su cadavere è emerso che un incremento del *posterior tibial slope* migliora la tensione e la stabilità antero-posteriore, in varo-valgo, e rotazionale nel ginocchio rigido in flessione [21, 22].

Pertanto, in presenza di lievi deformità assiali in varo o in valgo associate a moderata lassità sul piano frontale, tale funzione di stabilizzazione si mantiene anche dopo un intervento di sostituzione protesica del ginocchio [6, 10]. Quindi, nei casi in cui è piuttosto semplice ottenere un corretto bilanciamento legamentoso con opportuni *release* dei tessuti molli, è indicato l'utilizzo di modelli protesici con conservazione del LCP. Al contrario, in presenza di gravi deformità assiali ( $>30^\circ$ ), la conservazione del LCP può esitare nel fallimento dell'impianto [23]. Infatti, nelle gravi deformità in varo, in cui si osserva una notevole retrazione delle strutture mediali e postero-mediali, è estremamente difficile dosare il *release* combinato della capsula mediale, del legamento collaterale mediale e del LCP. Tali difficoltà aumentano inoltre nei casi di grave deformità in varo associata a contrattura in flessione in cui si deve effettuare anche il *release* della capsula postero-mediale. Nelle gravi deformità in valgo, al difficile bilanciamento legamentoso si associa il problema del corretto ripristino della rotazione femorale, in quanto le alterazioni degenerative si osservano principalmente nel condilo femorale laterale, al contrario

di quanto avviene nelle deformità in varo, dove le alterazioni sono principalmente a carico dell'emipiatto tibiale mediale piuttosto che del condilo femorale mediale. Tale deformità del condilo laterale, ed in particolare della sua porzione posteriore, determina un'alterazione della linea condiloidea posteriore che è un utile riferimento per la rotazione femorale.

Anche in pazienti con artrite reumatoide è possibile ottenere degli eccellenti risultati a lungo termine utilizzando protesi totali di ginocchio cementate a conservazione del LCP [24], sebbene l'utilizzo di tale impianto sia possibile in presenza di legamenti collaterali sani e continenti. Bisogna però considerare che alcuni Autori [25] hanno dimostrato la presenza di notevoli alterazioni strutturali di tipo degenerativo in LCP prelevati da pazienti affetti da artrite reumatoide ponendo quindi in dubbio, dato il carattere progressivo della patologia reumatica, l'esito positivo degli impianti a conservazione del LCP a medio-lungo termine. A conferma di ciò, Neurath e coll. [26, 27] hanno rilevato un completo sovvertimento della struttura del collagene che costituisce il legamento e che potrebbe alterarne la funzionalità. Ciò comporterebbe un alterato carico sulle componenti protesiche, con anomalie funzionali ed elevato rischio di mobilizzazione e fallimento dell'impianto.

L'età del paziente deve certamente essere considerata nella scelta dell'impianto da utilizzare [28]. Nei pazienti più giovani e attivi riteniamo preferibile un impianto a conservazione del LCP salvo nei casi di sovvertimento anatomico-patologico totale o di insufficienza del legamento.

L'obesità non sembrerebbe essere un fattore discriminante importante [29].

In conclusione, riteniamo che le protesi a conservazione del LCP, pur se necessitano di un accurato bilanciamento legamentoso e se impiegate con corrette indicazioni, siano in grado di ripristinare la funzionalità del ginocchio, garantendo il recupero della forza, della stabilità e dell'arco di movimento, riducendo gli stress all'interfaccia osso-protesi e quindi il rischio di mobilizzazione e di usura.

## Bibliografia

1. Testut L, Jacob O (1977) Trattato di anatomia umana. UTET, Torino
2. Burstein AH, Wright TM (1993) Biomechanics. In: Insall JN (ed) Surgery of the knee, 2nd edn. Churchill Livingstone, New York, pp 90-95
3. Insall JN, Scott WN (1994) Chirurgia del ginocchio, 2nd edn. Verduci, Roma
4. Kapandji IA (1974) Fisiologia articolare, Vol. II. Demi, Roma
5. Incavo SJ, Johnson CC, Beynon BD, Howe JG (1994) Posterior cruciate ligament strain biomechanics in total knee arthroplasty. Clin Orthop (309):88-93
6. Grood ES, Noyes FR, Butler DL, Suntay WJ (1981) Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees. J Bone Joint Surg Am 63:1257-1269

7. Jennings AG, Seedhom BA (1994) Proprioception in the knee and reflex hamstrings contraction latency. *J Bone Joint Surg Br* 76:491-494
8. Liow RY, Murray DW (1997) Which primary total knee replacement? A review of currently available TKR in the United Kingdom. *Ann R Coll Surg Engl* 79:335-340
9. Misra AN, Hussain MR, Fiddian NJ, Newton G (2003) The role of the posterior cruciate ligament in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 85:389-392
10. Fontanesi G, Rotini R, Pignedoli P, Giancecchi F (1991) Retention of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. *Ital J Orthop Traumatol* 17:65-71
11. Lattanzio PJ, Chess DG, MacDermid JC (1998) Effect of the posterior cruciate ligament in knee-joint proprioception in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 13:580-585
12. Sorger JI, Federle D, Kirk PG et al (1997) The posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 12:869-879
13. Fabbriani C, Mulas PD, Zirano F, Milano G (2003) Protesi con conservazione del legamento crociato posteriore. La protesizzazione del ginocchio: primo impianto e revisioni. Stryker Italia Education Program (ediz. multimed.)
14. Hirsch HS, Lotke PA, Morrison LD (1994) The posterior cruciate ligament in total knee surgery. Save, sacrifice or substitute? *Clin Orthop* (309):64-68
15. Sculco TP, Martucci EA (2000) L'artroprotesi di ginocchio. Timeo, Bologna
16. Mihalko WM, Krackow KA (1999) Posterior cruciate ligament effects on the flexion space in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (360):243-250
17. Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA et al (1995) Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate retaining knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 77:884-889
18. Cope MR, O'Brien BS, Nanu AM (2002) The influence of the posterior cruciate ligament in the maintenance of joint line in primary total knee arthroplasty: a radiologic study. *J Arthroplasty* 17:206-208
19. Hozack WJ, Rothman RH, Booth RE Jr, Balderston RA (1989) The patellar clunk syndrome. A complication of posterior stabilized total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 241:203-208
20. Vernace JV, Rothman RH, Booth RE Jr, Balderston RA (1989) Arthroscopic management of the patellar clunk syndrome following posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 4:179-182
21. Jojima H, Whiteside LA, Ogata K (2004) Effect of tibial slope or posterior cruciate ligament release on knee kinematics. *Clin Orthop* (426):194-198
22. Bai B, Baez J, Testa N, Kummer FJ (2000) Effect of posterior cut angle on tibial component loading. *J Arthroplasty* 15:916-920
23. Laskin RS (1996) The Insall Award. Total knee replacement with posterior cruciate ligament retention in patients with a fixed varus deformity. *Clin Orthop* 331:29-34
24. Weir DJ, Moran CG, Pinder IM (1996) Kinematic condylar total knee arthroplasty. 14-year survivorship analysis of 208 consecutive cases. *J Bone Joint Surg Br* 78:907-911
25. Scott WN, Rubinstein M, Scuderi G (1988) Results after knee replacement with a posterior cruciate-substituting prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 8:1163-1173
26. Neurath ME, Stofft E (1993) Ultrastructural causes of rupture of hand tendons in patients with rheumatoid arthritis. A transmission and scanning electron microscopic study. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 27:59-65

27. Neurath MF (1993) Detection of Luse bodies, spiraled collagen, dysplastic collagen, and intracellular collagen in rheumatoid connective tissues: an electron microscopic study. *Ann Rheum Dis* 52:278-284
28. Dalury DF, Ewald FC, Christie MJ, Scott RD (1995) Total knee arthroplasty in a group of patients less than 45 years of age. *J Arthroplasty* 10:598-602
29. Mont MA, Mathur SK, Krackow KA et al (1996) Cementless total knee arthroplasty in obese patients. A comparison with a matched control group. *J Arthroplasty* 11:153-156

---

# **Protesi di ginocchio a stabilizzazione posteriore e a conservazione del legamento crociato posteriore. Esame comparativo**

G. CERULLI, A. CARAFFA, P. ANTINOLFI, G. ZAMARRA

## **Introduzione**

L'artroprotesi totale di ginocchio si è oramai dimostrata un presidio efficace nel ridurre l'entità del dolore ed incrementare le capacità funzionali. Dati ottenuti da studi eseguiti sia su artroprotesi postero-stabilizzate (PS) che su quelle a conservazione del crociato posteriore (PCR) hanno messo in evidenza risultati rilevanti anche a lungo termine. Ancora oggi esiste, tuttavia, notevole controversia su quale sia il disegno migliore. Gli Autori che sostengono l'uno o l'altro adducono numerosi vantaggi: diversi studi hanno paragonato questi due tipi di artroprotesi, ma spesso la incompleta confrontabilità dei risultati tra i diversi progetti di ricerca per architettura e metodo, nonché la carenza di studi prospettici randomizzati, hanno reso difficile estrapolare conclusioni dai valori riportati [1]. È oramai evidente, ad ogni modo, come l'accuratezza dei tagli ossei, il recupero di un corretto asse di carico ed un preciso bilanciamento dei tessuti molli siano indispensabili per ottenere un risultato eccellente in un'artroprotesi di ginocchio [2].

## **Il legamento crociato posteriore**

Il legamento crociato posteriore (LCP) è il più grande legamento del ginocchio, con aspetto a clessidra e a sezione trasversale rotondeggiante.

Origina dalla parte supero-posteriore della tibia, con inserzione di forma rettangolare, raggiunge la superficie laterale del condilo femorale mediale, a forma di semicerchio, decorre in senso postero-anteriore, latero-mediale e dal basso verso l'alto; l'area d'inserzione femorale è maggiore di quella tibiale.

Sebbene si trovi all'interno del ginocchio, il legamento crociato posteriore è completamente circondato da una membrana sinoviale. È perciò interamente extra-articolare. Il LCP giace entro il tessuto sinoviale che è riflesso dalla capsula posteriore e copre il legamento sulla faccia anteriore, mediale e laterale. Distalmente la porzione posteriore del LCP si fonde con la capsula posteriore ed il periostio. È situato vicino all'asse longitudinale di rotazione del ginocchio, in estensione si verticalizza mentre in flessione si medializza.

La lunghezza media del LCP è di 36 mm e la larghezza media è di 13 mm, è composto da due bande funzionali principali: una anteriore, il fascio antero-laterale, di maggiori dimensioni, ed una posteriore, il fascio postero-mediale, più piccola; la banda anteriore è tesa in flessione, mentre quella posteriore è tesa in estensione.

Il LCP è innervato dal nervo tibiale, contiene sia terminazioni libere che corpuscolari che hanno funzione propriocettiva [3]. La vascolarizzazione è a carico dei rami dell'arteria genicolata media per la zona prossimale e media e dei rami dell'arteria poplitea per l'area d'inserzione distale.

A causa dell'ampiezza della sua inserzione, le sue porzioni anteriore e posteriore si comportano in modo differente in flessione ed in estensione. La porzione anteriore è inserita al femore distale a livello dell'asse epicondylare e tende a rilasciarsi completamente in estensione completa, mentre la sua porzione posteriore, posta dietro al centro di rotazione, si tende in iperestensione. Inoltre, sempre a causa della sua inserzione a livello del condilo femorale mediale, il LCP tende ad essere retratto nel ginocchio varo e rilasciato nel ginocchio valgo [4].

Tali dati di anatomia funzionale dimostrano, quindi, l'importanza di queste strutture, ma anche la difficoltà di riprodurre nella cinematica articolare la biomeccanica sia nella chirurgia legamentosa (sostituti biologici), che, a maggior ragione, nella chirurgia protesica (sostituti meccanici).

## **Le protesi di ginocchio postero-stabilizzate**

Le protesi a stabilizzazione posteriore sono state disegnate alla fine degli anni settanta con l'intento di prevenire la sublussazione posteriore della tibia e incrementare l'articolarietà del ginocchio. Il sistema di stabilizzazione posteriore si avvale di una "spina" tibiale in polietilene che va ad articolarsi con una camma posta tra i due condili della componente femorale. L'interazione di queste due strutture, quale guida del *roll-back* femorale, differisce notevolmente nei vari modelli di protesi andando da meccanismi funzionalmente attivi solo a partire da determinati gradi di flessione a disegni che consentono invece un contatto durante tutto l'arco di movimento. Gli Autori [5] che sostengono la scelta di una protesi a stabilizzazione posteriore affermano che

un corretto bilanciamento del crociato posteriore non è semplice, poiché se questo rimane troppo lasso sarà inefficace, mentre se troppo teso può limitare la flessione, aumentare l'usura del polietilene e causare la mobilitazione della componente tibiale. Studi comparativi hanno messo in evidenza un maggior arco di movimento nelle protesi a stabilizzazione posteriore [1, 2], e inoltre una eventuale instabilità in flessione dopo conservazione del LCP, in una protesi ben funzionante, è una frequente causa di revisione.

L'asportazione del LCP è importante per ottenere un'ottimale correzione delle deformità in varo-valgo e la pulizia della gola intercondiloidea assicura un'esposizione completa della capsula posteriore facilitando la correzione di deformità in flessione.

L'esecuzione del taglio tibiale è tecnicamente più semplice e il posizionamento della componente tibiale risulta più agevole.

### **Protesi a mantenimento del legamento crociato posteriore**

Chi propone di mantenere il legamento crociato posteriore cita diversi importanti vantaggi: la conservazione del LCP aumenta il *roll-back* potenziale femorale e questo determina una deambulazione più normale, specialmente nel salire e scendere le scale [6]. Inoltre, il mantenimento di tale legamento consente l'utilizzo di un inserto a bassa conformità, così da poter utilizzare componenti femorali e tibiali di differenti misure.

Il LCP è particolarmente importante come stabilizzatore secondario nel momento in cui viene eseguito un bilanciamento legamentoso per correggere importanti deviazioni assiali. Inoltre, il sistema di stabilizzazione posteriore non sostituisce il LCP poiché è efficace spesso solo a partire da un certo grado di flessione in poi. Al di sotto di tale soglia, una protesi PS si comporta come un ginocchio in assenza del legamento crociato posteriore ed anteriore.

### **Protesi a stabilizzazione posteriore e a conservazione del legamento crociato posteriore: esame comparativo**

La letteratura offre pochi studi prospettici randomizzati che mettano a confronto protesi a conservazione del crociato posteriore e protesi postero-stabilizzate e i dati che da essi derivano risultano spesso difficilmente confrontabili a causa delle differenti metodologie applicate.

Becker e coll. [7] hanno riportato i risultati di un follow-up compreso tra i 2 e i 5 anni di un gruppo di 30 pazienti sottoposti ad intervento bilaterale con l'impianto di una protesi PS (Insall-Burstein, Zimmer, Warsaw) ed una CR (1 di 3 differenti tipi di artroprotesi) in ciascun paziente; in genere al ginoc-

chio con la maggior deviazione assiale veniva impiantata una protesi postero-stabilizzata. Prima e dopo l'intervento chirurgico ai pazienti è stata sottoposta la *Surgery Knee Score* e a 25 di essi è stato chiesto di esprimere la loro preferenza per il tipo di protesi impiantato. Non sono state rilevate differenze importanti né dal punto di vista clinico e funzionale né riguardo il grado di soddisfazione del paziente.

Hirsch e coll. [8] hanno riportato i risultati di una revisione di 242 protezzazioni primarie divise in tre gruppi (asportazione, conservazione e sostituzione del LCP) ai quali venivano impiantati due modelli differenti di artroprotesi (DePuy, Warsaw, nei primi due gruppi di pazienti e Insall-Burstein II, Zimmer, Warsaw, nel terzo gruppo di pazienti). Ad un follow-up di almeno 2 anni è emersa una maggiore articularità nel gruppo con protesi a stabilizzazione posteriore rispetto agli altri due, concludendo così che il LCP, quando lasciato in sede, non svolge correttamente la sua funzione. Ad ogni modo, nessuna differenza significativa è stata rilevata nei risultati clinici, funzionali e radiografici nei tre gruppi.

Tanzer e coll. [2], in uno studio prospettico randomizzato in doppio cieco, hanno paragonato i due diversi tipi di impianto (NexGen CR e Legacy PS, Zimmer, Warsaw) utilizzando la medesima tecnica chirurgica nel bilanciamento legamentoso dello spazio in flessione ed in estensione; non hanno evidenziato significative differenze nei risultati clinici e funzionali tra i due gruppi a 2 anni di follow-up. L'unica differenza significativa emersa è stata il maggior grado di flessione nelle protesi PS. I loro reperti, in conclusione, suggeriscono che, con una attenta tecnica chirurgica ed un accurato bilanciamento legamentoso, si possono ottenere risultati simili in entrambi i casi.

Maruyama e coll. [1], in un altro studio prospettico randomizzato pubblicato nel 2004, hanno paragonato un campione di 20 pazienti sottoposti ad intervento di artroprotesi bilaterale. Anche in questo caso, ciascun paziente è stato sottoposto ad un intervento con protesi PS in un ginocchio e con protesi PCR nel controlaterale. Entrambe le tipologie di artroprotesi impiantate appartenevano alla stessa serie, con geometria delle superfici comparabili. Anche in questo studio è emerso come nella valutazione sia clinica che funzionale non vi siano differenze statisticamente significative tra i due disegni protesici, mentre vi è significatività nel maggior incremento della articularità e della flessione attiva nelle protesi postero-stabilizzate rispetto a quelle a conservazione del crociato posteriore.

Dagli elementi emersi dai dati della letteratura, quindi, non risultano, ad oggi, evidenze che mantenere o sostituire il LCP sia correlato a differenze cliniche e funzionali rilevanti nella maggior parte dei pazienti operati di artroprotesi di ginocchio primaria.

## Condizioni particolari

A dispetto di tale controversia ancora tanto impegnativa bisogna fare alcune considerazioni che possono condizionare nella scelta di un modello rispetto ad un altro.

Nelle protesi a stabilizzazione posteriore è spesso necessario resecare una maggiore quantità di osso con possibile indebolimento della porzione femorale distale. È particolarmente importante eseguire un accurato bilanciamento dello spazio in flessione perché un'eventuale interazione non ottimale tra la spina tibiale e la camma della componente femorale può risultare in una sublussazione della spina e una possibile lussazione posteriore del ginocchio.

## Clunk syndrome

Una non rara complicazione delle artroprotesi di ginocchio è rappresentata dalla cosiddetta *clunk syndrome*, ovvero una sindrome dolorosa a livello rotuleo con sensazione di scatto durante l'estensione del ginocchio. Tale sintomatologia è dovuta all'*impingement* causato da un nodulo fibroso intra-articolare situato alla giunzione tra il polo superiore della rotula ed il tendine quadricipitale, che rimane intrappolato a livello della superficie intercondiloidea durante la flessione, generando la sensazione di scatto durante l'estensione.

La *clunk syndrome* viene riscontrata soprattutto in impianti protesici postero-stabilizzati, con o senza protesizzazione della componente rotulea. Vengono annoverate numerose cause di questa sindrome tra le quali il disegno della componente femorale, un posizionamento eccessivamente prossimale della componente rotulea, la mancanza di un adeguato *debridement* sinoviale a livello della giunzione tra il polo superiore della rotula ed il tendine del quadricipite [9]. Non vi è in letteratura, invece, correlazione tra il malallineamento rotuleo e la *clunk syndrome*, anche se è stato ipotizzato da alcuni Autori [10, 11]. Molti dei nuovi disegni protesici PS, ad ogni modo, in seguito a modifiche progettuali, riportano una riduzione dell'incidenza di questa patologia [9].

## Artrite reumatoide

In uno studio eseguito presso l'*Hospital for Special Surgery* e pubblicato nel 1997 [12], ad un follow-up medio di 8,2 anni è emerso che i pazienti affetti da artrite reumatoide e sottoposti ad intervento di artroprotesi di ginocchio con ritenzione del crociato posteriore hanno un'aumentata incidenza di instabili-

tà posteriore e deformità in recurvato con conseguente necessità di intervento di revisione. Il LCP, in questi pazienti, risultava per lo più scomparso e, all'analisi istologica, veniva rilevata una reazione infiammatoria di tipo 1. Veniva pertanto suggerita la preferenza, in questa categoria di pazienti, verso un impianto postero-stabilizzato.

D'altra parte, studi più recenti [13-15], hanno invece dimostrato, a un follow-up di circa 10 anni, che i risultati ottenuti da pazienti trattati chirurgicamente per osteoartrosi e per artrite reumatoide erano sovrapponibili senza che la patologia condizionasse la scelta del tipo di impianto. Rimane da verificare, comunque, se complicazioni come instabilità e iperestensione si manifestino nella seconda decade di follow-up.

C'è da domandarsi, ad ogni modo, se più che alle differenze istopatologiche di degenerazione del LCP, la decisione su mantenimento o sostituzione dello stesso in questa categoria di pazienti non sia da mettere in relazione alla gravità di destrutturazione articolare piuttosto che alla patologia stessa [16].

## Gravi deformità angolari

Il ripristino di un asse fisiologico nelle gravi deformità in varo valgo nelle protesi di ginocchio può essere un atto chirurgico impegnativo per la necessità di eseguire il *release* e/o il tensionamento di diverse strutture per ottenere un appropriato bilanciamento legamentoso.

Laskin e coll. [5], in una revisione di cento casi hanno riportato che l'utilizzo di una protesi postero-stabilizzata porta a risultati migliori in pazienti con una deformità in varo superiore ai 15° in termini di miglior ripristino dell'asse, un maggior grado di flessione ed una minore contrattura residua in flessione a 2 anni di follow-up. Essi inoltre hanno riportato le stesse conclusioni sul medesimo campione a 10 anni di follow-up [12].

In una revisione pubblicata nel 2004 [17], 82 casi con deformità in varo o in valgo  $\geq 20^\circ$  con un follow-up minimo di 2 anni sono stati trattati con una protesi a conservazione del crociato posteriore. L'obiettivo dello studio è stato quello di determinare l'eventuale differenza nei risultati rispetto ad un gruppo di controllo. Non sono state rilevate differenze statisticamente significative per quanto riguarda la valutazione mediante *Knee Society Score*, l'allineamento o interventi di revisione e gli Autori [17] hanno concluso che, nonostante le maggiori difficoltà di correzione delle deformità, importanti deformità angolari possono essere trattate con successo mediante protesi a conservazione del crociato posteriore.

## Esiti di osteotomia

Un intervento di osteotomia ha inevitabilmente delle conseguenze a carico del LCP, sia per i fenomeni cicatriziali che possono coinvolgerlo e comprometterne la funzionalità sia per l'alterazione del suo decorso che ne può conseguire.

Walther e coll. [18] hanno pubblicato nel 2000 uno studio prospettico per analizzare i risultati di un intervento di artroprotesi a conservazione del LCP in casi con pregresso intervento di osteotomia tibiale a cuneo di chiusura secondo la tecnica di Coventry e Insall [19, 20]. Un gruppo di 35 pazienti è stato così valutato rispetto ad un gruppo di controllo di uguale numero sottoposto al medesimo intervento di artroprotesi, ma senza pregressi interventi di osteotomia. Dai risultati emersi la valutazione eseguita mediante la *Knee Society Score* è risultata sensibilmente più bassa nel gruppo post-osteotomia rispetto al gruppo di controllo, a causa della maggiore instabilità antero-posteriore e del maggior dolore riferito in questo gruppo di pazienti. Nessuna differenza significativa è stata rilevata nei due gruppi per quanto riguarda la funzione, l'arco di movimento e l'allineamento. Vale la pena ricordare che la localizzazione del dolore non era a livello rotuleo, come invece è stato riportato in altri studi in pazienti trattati con protesi PS dopo osteotomia [21-23]. Ciò a dispetto del reperto frequente in questi pazienti di rotula bassa e con limitata mobilità. Il problema principale sembra essere, quindi, l'insufficienza funzionale del LCP con aumentata instabilità antero-posteriore e conseguente dolore a livello del retinacolo, della capsula e dei legamenti collaterali. Probabilmente la tipologia di complicazioni è da mettere in relazione anche al tipo di tecnica utilizzata per l'osteotomia. Gli impianti postero-stabilizzati sembrano quindi produrre risultati più prevedibili con minor incidenza di dolore e maggiore stabilità antero-posteriore [18].

Questi risultati concordano con altri studi riportati in letteratura [5]. Ad ogni modo, la necessità di un intervento con protesi postero-stabilizzata è da correlarsi alle condizioni cliniche del LCP, che in questi pazienti è spesso indebolito e rischia di essere ulteriormente danneggiato dalle resezioni ossee al momento dell'impianto protesico.

## Esiti di patellectomia

Un intervento di patellectomia può essere necessario in casi di frattura pluriframmentaria di rotula; evento non molto comune, lo studio della protesizzazione di ginocchio in seguito a patellectomia non trova in letteratura dati

soddisfacenti: la maggior parte degli articoli riferisce punteggi clinici e funzionali non ai vertici ma comunque soddisfacenti sia con impianti PS che CR a medi follow-up [24, 25]. Eventuali differenze a lungo termine vanno studiate in modo più approfondito.

## Cinematica articolare

Oggi, grazie alle tecniche di misurazione fluoroscopica, è possibile ottenere un modello cinematico tridimensionale del ginocchio, in condizioni dinamiche, estremamente accurato. Su questo modello è possibile eseguire una dettagliata analisi della funzione della protesi durante le sue condizioni di utilizzo attraverso la valutazione delle aree di contatto femoro-tibiali.

Nel ginocchio normale, senza lesioni legamentose, in estensione completa sul piano sagittale, il contatto femoro-tibiale si trova anteriormente alla linea mediana, spostandosi posteriormente ad essa durante la flessione. Nel ginocchio con lesione del legamento crociato anteriore il punto di contatto femoro-tibiale in estensione completa si trova già posteriormente alla linea mediana e durante la flessione può rimanere nella stessa sede, spostarsi ulteriormente indietro o, paradossalmente, spostarsi anteriormente alla linea mediana stessa.

In pazienti con protesi PCR la cinematica articolare dalla estensione alla flessione si presenta come il ginocchio di uno sportivo in assenza del legamento crociato anteriore: in estensione completa il punto di contatto si trova posteriormente alla linea mediana e in molti casi si verifica una traslazione anteriore paradossa del contatto femoro-tibiale durante la flessione. In questi soggetti esiste una notevole variabilità dello spostamento del punto di contatto femoro-tibiale durante l'arco di movimento. In pazienti con protesi PS, il punto di contatto femoro-tibiale si trova sulla linea mediana in estensione completa e si sposta posteriormente durante la flessione; in questo caso, però, si riscontra una minore variabilità tra i soggetti esaminati. Ad ogni modo, nessuno dei due disegni protesici presenta un *roll-back* femorale sovrapponibile ad un ginocchio normale.

All'analisi del passo entrambe le protesi mettono in evidenza una eccessiva traslazione antero-posteriore nella fase di appoggio senza significative differenze tra i due modelli. Vale la pena sottolineare che, per il limitato grado di flessione che si raggiunge durante il passo, il sistema di stabilizzazione posteriore non è efficace [26].

In una analisi fluoroscopica in vivo eseguita da Dennis e coll. [27], è stato effettuato un paragone sul comportamento cinematico tra protesi PS e PCR. I test hanno evidenziato che durante il passo entrambi i tipi di protesi fornivano *pattern* cinematici simili con la presenza di traslazioni paradosse e rotazioni assiali opposte. In particolare è stato rilevato che i soggetti con protesi

PCR presentavano un *lift-off* soprattutto a carico del condilo laterale, mentre i soggetti con protesi PS mostravano lo stesso fenomeno a carico del condilo femorale laterale o mediale; inoltre, questo gruppo di soggetti presentava un arco di movimento sotto carico significativamente maggiore.

## Propriocettività

Poiché nel LCP sono presenti recettori per il controllo propriocettivo, molto si discute se la conservazione di questa struttura possa contribuire a migliorare il risultato funzionale dopo un intervento di artroprotesi. Il LCP nel ginocchio artrosico si presenta degenerato, con disorganizzazione delle fibre collagene e con ridotta resistenza alla tensione massima [28]. Franchi e coll. [29] hanno quantificato la percentuale dei propriocettori rispetto al totale dei recettori presenti nel legamento, concludendo che solo il 44% di questi sono propriocettori rispetto al 96% del gruppo di controllo. Attualmente i dati riguardo l'effettiva proprietà propriocettiva del ginocchio artrosico sono alquanto discordanti [30]. Diversi studi hanno messo in evidenza differenze significative con un maggior controllo propriocettivo nei casi in cui il LCP viene conservato, mentre altri non hanno confermato questi dati. Tale dibattito non è pertanto stato ancora risolto, anche perché i differenti risultati spesso sono difficili da confrontare tra loro per la diversità metodologica di misurazione dei dati.

## Conclusioni

Come già descritto sopra, l'artroprotesi totale di ginocchio si è ampiamente dimostrata un trattamento eccellente per pazienti con osteoartrosi grave di ginocchio. Numerosi studi hanno messo in evidenza risultati buoni o eccellenti compresi tra l'85% ed il 95% dei casi con follow-up a lungo termine [31, 32] per la riduzione del dolore ed il recupero di una buona funzionalità con, infine, un miglioramento dello stato di salute e della qualità di vita. A fronte di questo risultato oggi è ancora molto dibattuto quale disegno protesico sia superiore, se con sostituzione o conservazione del legamento crociato posteriore.

I dati di letteratura mettono in evidenza che non vi sono, allo stato attuale, sostanziali differenze dal punto di vista clinico e funzionale. C'è senza dubbio la necessità di studi prospettici randomizzati su impianti protesici con caratteristiche confrontabili tra loro e da porre in correlazione con le tecniche chirurgiche utilizzate per l'impianto ed il bilanciamento dei tessuti molli. Come già menzionato il LCP, per la sua posizione anatomica, non ha le stesse

caratteristiche morfologiche in tutti i casi risultando, ad esempio, una struttura retratta nel ginocchio varo e lassa nel ginocchio valgo, per cui la sua conservazione o sostituzione deve sempre essere valutata attentamente in ogni singolo caso trattato.

Rimane indispensabile, ad ogni modo, l'esecuzione di un corretto iter diagnostico basato su dati clinici, strumentali morfologici e funzionali biomeccanici in grado, questi ultimi, di ottenere dati oggettivi e riproducibili che forniscono un'arma in più nelle mani dell'ortopedico per il management del paziente.

Rimaniamo quindi comunque dell'idea che una corretta indicazione per il tipo di impianto più appropriato, insieme ad un'accurata tecnica chirurgica ed un preciso bilanciamento degli spazi in flessione ed estensione, siano prerogative inderogabili per ottenere il risultato migliore.

## Bibliografia

1. Maruyama S, Shinichi Y, Matsui N et al (2004) Functional comparison of posterior cruciate-retaining versus posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 19:349-353
2. Tanzer M, Smith K, Burnett S (2002) Posterior stabilized versus cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 17:813-818
3. Cerulli G, Ceccarini A, Alberti PF et al (1988) Mechanoreceptors of some anatomical structures of the human knee. In: Müller WE, Hackenbruch W (eds) *Surgery and arthroscopy of the knee*. Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 50-54
4. Whiteside L (2003) *Ligament balancing in total knee replacement*. Springer, Berlin Heidelberg New York
5. Laskin RS (2000) Il legamento crociato posteriore nell'artroprotesi di ginocchio. In: Sculco TP, Martucci EA (eds) *L'artroprotesi di ginocchio*. Timeo, Bologna, pp 121-129
6. Andriacchi TP, Galante JO, Fermier RW (1998) The influence of total knee replacement design on walking and stair climbing. *J Bone Joint Surg Am* 64:1328-1334
7. Becker MW, Insall JN, Faris PM (1991) Bilateral total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 271:122-124
8. Hirsch HS, Lotke PA, Morrison LD (1994) The posterior cruciate ligament in total knee surgery. *Clin Orthop* 309:64-68
9. Ip D, Ko PS, Lee OB et al (2004) Natural history and pathogenesis of the patella clunk syndrome. *Arch Orthop Trauma Surg* 124:597-602
10. Scott RD, Volatile TB (1986) 12 years experience with posterior cruciate retaining total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 205:100-107
11. Shoji H, Shimozaki E (1996) Patellar clunk syndrome in total knee arthroplasty without patella resurfacing. *J Arthroplasty* 11:198-201
12. Laskin RS, O'Flynn H (1997) Total knee replacement with posterior cruciate ligament retention in rheumatoid arthritis. Problems and complications. *Clin Orthop* 345:5-10
13. Tang WM, Chiu KY, Ng TP, Yau WP (2004) Posterior cruciate ligament-substituting total knee arthroplasty in young rheumatoid patients with advanced knee involvement. *J Arthroplasty* 19:49-55

14. Archibeck MJ, Berger RA, Barden RM et al (2001) Posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 83:1231-1236
15. Gills GS, Joshi AB (2001) Long-term results of retention of the posterior cruciate ligament in total knee replacement in rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surgery Br* 83:510-512
16. Nelissen RG, Hogendoorn PC (2001) Retain or sacrifice the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty? A histopathological study of the cruciate ligament in osteoarthritic and rheumatoid disease. *J Clin Pathol* 54:381-384
17. Ritter MA, Faris GW, Faris PM, Davis KE (2004) Total knee arthroplasty in patients with angular varus or valgus deformities of  $\geq 20$  degrees. *J Arthroplasty* 19:862-866
18. Walther M, König A, Kirschner S, Gohlke F (2000) Results of posterior cruciate-retaining unconstrained total knee arthroplasty after proximal tibial osteotomy for osteoarthritis: a prospective cohort study. *Arch Orthop Trauma Surg* 120:166-170
19. Coventry MB (1979) Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long term results. *Orthop Clin North Am* 10:191-210
20. Insall JN, Joseph DM, Msika C (1984) High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A long term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 66:1040-1048
21. Katz MM, Hungerford DS, Krackow KA, Lennox DW (1987) Results of total knee arthroplasty after failed proximal tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 69:225-233
22. Windsor RE, Insall JN, Vince KG (1988) Technical considerations of total knee arthroplasty after proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 70:547-555
23. Gill T, Schemitsch EH, Brick GW, Thornhill TS (1995) Revision total knee arthroplasty after failed unicompartimental knee arthroplasty or high tibial osteotomy. *Clin Orthop* 321:47-57
24. Larson KR, Cracchiolo A 3rd, Dorey FJ, Finerman GA (1991) Total knee arthroplasty in patients after patellectomy. *Clin Orthop* 264:243-254
25. Kang JD, Papas SN, Rubash HE, McClain EJ Jr (1993) Total knee arthroplasty in patellectomized patients. *J Arthroplasty* 8:489-501
26. Komistek RD, Dennis DA (2001) Fluoroscopic analysis of total knee replacement. In: Insall JN, Scott WN (eds) *Surgery of the knee*. Churchill Livingstone, Philadelphia, pp 1695-1704
27. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR (2003) In vivo fluoroscopic analysis of fixed-bearing total knee replacements. *Clin Orthop* 410:114-130
28. Kleinbart FA, Bryk E, Evangelista J et al (1995) Histologic comparison of posterior cruciate ligament from arthritic and age-matched knee specimens. *J Arthroplasty* 11:726-731
29. Franchi A, Zaccherotti G, Aglietti P (1995) Neural system of the human posterior cruciate ligament in osteoarthritis. *J Arthroplasty* 10:679-682
30. Lattanzio PJ, Chess DG, MacDermid JC (1998) Effect of the posterior ligament in knee-joint proprioception in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 13:580-585
31. Ranawat CS, Boachie-Adjei O (1988) Survivorship analysis and results of total condylar knee arthroplasty. Eight- to 11-year follow-up period. *Clin Orthop* 226:6-13
32. Mont MA, Fairbank AC, Yammamoto V et al (1995) Radiographic characterization of aseptically loosened cementless total knee replacement. *Clin Orthop* 321:73-78

---

# Quando usare il cemento

L. DEL SASSO, E. MAZZA, F. ROMANÒ

## Introduzione

Per poter efficacemente rispondere alle questioni riguardanti l'utilizzo del cemento nella protesica di ginocchio non è possibile prescindere dalla valutazione della letteratura internazionale. Affrontare direttamente questo argomento costringe Autori e lettori a schierarsi su un fronte o sull'altro di una barricata che riguarda sia la scuola di appartenenza che le esperienze personali. Una decisione in merito risulta, inoltre, influenzata da giuste problematiche di costo-beneficio rielaborate alla popolazione in oggetto per aspettativa e qualità della vita, richieste funzionali particolari di quel soggetto e all'ambiente in cui vive.

Pressoché tutta la letteratura internazionale con follow-up lunghissimo si presenta schierata a favore della cementazione delle artroprotesi di ginocchio. Tale letteratura inizia però oggi ad essere spesso datata e riguardante impianti di vecchia concezione e quindi non in grado di rispecchiare i progressi svolti in questo campo. Solo la letteratura più recente a favore del non cementato inizia ad avere un follow-up tale da poter giustamente far ben sperare in questa metodica.

Da un punto di vista tecnico, una volta migliorato il problema del disegno, del polietilene e del rivestimento interno, la protesi non cementata presenta un elemento critico di indubbia importanza: la stabilità primaria. Infatti, la fissazione rigida iniziale, lo stretto contatto con l'osso e il trasferimento dei carichi all'interfaccia osso-impianto sono gli aspetti chiave per favorire il *bone ingrowth* [1, 2]. L'anatomia tibiale e femorale non permette elementi di stabilità primaria efficienti; in particolar modo, a livello tibiale l'osso spon-

gioso è relativamente debole, specie nella porzione antero-laterale [3-5]. Numerosi studi hanno evidenziato come il micromovimento dovuto alla complessa cinematica articolare del ginocchio sia in grado di impedire, durante il carico e la riabilitazione post-operatoria [6], l'apposizione ossea e quindi la stabilità secondaria.

Un valido compromesso tra i due metodi di fissazione, cementato e non cementato, è rappresentato dall'impiego di protesi ibride in cui la sola componente tibiale è cementata ed i cui risultati sono stati spesso simili a quelli delle protesi totalmente cementate [7].

Una decisione motivata nell'uso o meno del cemento prevede inevitabilmente di considerare la popolazione che andiamo a trattare. Ad una popolazione "standard" affetta da osteoartrosi con "normale" comorbilità per questa fascia di età (>65 anni) opporremo una popolazione invece con prognosi peggiore. Entrambe tali popolazioni presentano questioni etiche molto importanti nello scegliere un impianto rispetto ad un altro. La popolazione senza particolari fattori di rischio per una mobilitazione asettica è numericamente maggiore e da questo deriva la delicatezza necessaria nell'utilizzare un nuovo impianto. I fallimenti asettici a medio termine dovuti all'utilizzo di un nuovo impianto non cementato, che mostrasse difetti impreveduti, sarebbero numericamente maggiori e con costi per la società decisamente importanti. Nel caso invece della popolazione con fattori di rischio aumentati, il problema è di poter offrire una protesi che sia in grado di sopperire a condizioni di utilizzo sfavorevoli e di poter ridurre la probabilità di un reintervento a causa delle frequenti scadenti condizioni di salute generale. Le conseguenze di una errata scelta protesica in questi soggetti sarebbero numericamente ed economicamente di scarsa entità, ma drammatiche sotto il profilo del singolo paziente sia in termini di qualità che di aspettativa di vita.

Dal 2000 numerosi studi su impianti totalmente non cementati con follow-up lunghi mettono in evidenza come i progressi fatti in questo campo stiano dando risultati importanti e duraturi [8-11].

Scopo di questo capitolo sarà quindi non tanto di spingere i lettori ad abbracciare l'uso indiscriminato della cementazione o meno delle artroprotesi nella popolazione generale, ma di cercare di individuare quelle popolazioni "a rischio" nelle quali sia indicata e preferibile la cementazione.

## **Premesse storiche**

Le artroprotesi di ginocchio rappresentano ormai una realtà nel trattamento delle patologie osteoarticolari, sia di natura infiammatoria che degenerativa, che colpiscono questa importantissima articolazione.

Nel campo artroprotesico di ginocchio, più che in quello dell'anca, l'espe-

rienza statunitense ha rappresentato e rappresenta un punto di riferimento importante.

Dalle prime artroprotesi di ginocchio “moderne”, comparse oltre 30 anni fa sia negli Stati Uniti che in Europa, tanta strada è stata percorsa sia in termini di risultati che di numeri di interventi eseguiti. Ad oggi si stima che il numero di interventi di artroprotesi di ginocchio, eseguiti annualmente negli Stati Uniti, sia maggiore di quello delle artroprotesi di anca. Già solo questo dato ben caratterizza il perché chirurghi come Insall e Freeman possano a buon diritto considerarsi tra i padri di questa chirurgia ortopedica relativamente recente. Storicamente in Europa l’indicazione è spesso in un’età più avanzata e forse anche per questo motivo i “volumi” di impianti sono spesso inferiori.

Certamente l’esperienza europea più importante in questo campo è rappresentata da quella tedesca di Amburgo (Endo-Klinik) con la protesi Endo-Model (Waldemar Link, Hamburg). Nonostante numeri estremamente importanti di impianti, risultati ottimi a lunghissima distanza sia in casi di pura degenerazione osteoarticolare che di importanti deviazioni assiali, questa protesi è stata dai più relegata ad un ruolo spesso marginale di revisione o comunque di salvataggio dei casi più gravi.

Nel 1994 la Endo-Klinik [12] presentava, con un follow-up da 2 a 12 anni, una sopravvivenza media della Endo-Model I di oltre il 93% a 9 anni. Nel 1997 sempre la Endo-Klinik [13] presentava, con un follow-up da 10 a 20 anni, una sopravvivenza della St. Georg Hinge di oltre il 90%.

In entrambe le esperienze, quella statunitense e quella europea, sino a circa 20 anni fa, il cemento ha rappresentato una costante necessità per assicurare la stabilità delle componenti protesiche. Nei primi impianti non cementati, come ad esempio nel caso della PCA (Howmedica, Rutherford), Miller-Galante (Zimmer, Warsaw), Ortholoc (Wright Medical Technology, Arlington) e Freeman-Samuelson (Finsbury Instruments, Surrey) [14], i risultati sono stati decisamente peggiori rispetto agli impianti cementati [15]. L’esperienza è peggiorata in quei casi in cui si è protesizzata anche la rotula utilizzando un *metal-back* non cementato che ha costretto spesso ad interventi di salvataggio nonché alla patellectomia.

Diversi Autori (ad esempio Dorr [15], Chockalingam [16], Sculco [17]) hanno identificato le seguenti tre cause per giustificare tali cattivi risultati:

- insufficiente disegno globale delle componenti protesiche;
- polietileni di scarso spessore, pessime caratteristiche intrinseche e di lavorazione;
- scarsa capacità di osteointegrazione e di stabilità primaria di alcuni modelli non cementati.

Sicuramente le prime due cause hanno rappresentato uno sconosciuto o mal ponderato punto critico sia dell’impianto cementato che di quello non cementa-

to. Il “pensiero medico-scientifico” è stato quindi indotto a criticare l’impianto cementato per la cosiddetta “malattia da cemento” e a non riporre la giusta fiducia nella possibilità di un contatto osso-protesi durevole nel tempo.

## Oggi

L’esperienza nord-americana, storicamente più orientata alla cementazione per motivi sia scientifici che assicurativi, avvalorata da studi ampi, spesso rigorosi ed eseguiti in Centri di fama internazionale, costituisce oggi il *gold standard* al quale confrontarsi [17]. Indicativamente sino al 2000 tale letteratura si è presentata sostanzialmente compatta a favore del cementato, dal 2000 numerosi articoli si presentano a favore di impianti non cementati.

L’artroprotesi di ginocchio non cementata è oggi quindi una realtà che trova evidenze scientifiche sempre maggiori e non può certamente ritenersi un azzardo chirurgico.

L’uso del cemento ad oggi è considerato il *gold standard* della componente tibiale e rotulea. Per quanto riguarda la componente femorale, la cementazione è per molti lo standard dal quale discostarsi solo in pazienti giovani ed al riscontro di un ottimo *press-fit*. Per molti la cementazione risulta particolarmente indicata in pazienti “difficili”, affetti sia da patologie reumatiche sieropositive (artrite reumatoide) che sieronegative (ad esempio, spondilite anchilosante), in pazienti affetti da osteoporosi importante, in pazienti obesi, anziani, e in caso di pregressa osteotomia tibiale o importanti alterazioni nell’asse meccanico.

Le ottime sopravvivenze, oltre il 90%, degli impianti cementati rilevati in più studi a 20 anni sono però ancora da dimostrarsi pienamente negli impianti non cementati e saranno forse appannaggio degli interventi più recenti. Un atteggiamento cauto nel limitare o abbandonare la cementazione, in particolar modo della componente tibiale, appare quindi a nostro avviso estremamente opportuno. L’incremento del numero di impianti che vengono effettuati ogni anno, l’aumento delle richieste funzionali, l’incremento della sopravvivenza della popolazione e le sempre maggiori comorbilità presenti potrebbero infatti portare a conseguenze rilevanti nel caso in cui tali impianti non cementati non fossero in grado di garantire quantomeno i medesimi risultati degli impianti cementati o ibridi.

Inoltre, il chiarimento ormai definitivo che la fantomatica “malattia da cemento” altro non fosse che la “malattia da polietilene” non può che favorevolmente far sperare che i risultati futuri delle protesi cementate siano anche migliori di quanto già dimostrato.

Le migliori esperienze, statunitensi ed europee, fondano quindi le proprie certezze sulla cementazione delle componenti protesiche e le proprie ponde-

rate speranze su pari ottimi risultati in quelle non cementate. Sull'ipotesi che le protesi non cementate possano offrire risultati migliori di quelli offerti dalle protesi cementate attualmente non vi sono chiari rilievi scientifici.

Ciò che appare invece chiaro è che i risultati spesso sovrapponibili tra diversi impianti cementati possono nel campo del non cementato presentare grandi differenze tra i vari sistemi a causa della diversa efficienza dell'interfaccia osso-protesi utilizzata.

A nostro avviso ogniqualvolta si introduca un nuovo impianto non cementato si dovrebbe prevedere uno strettissimo follow-up per individuare precocemente eventuali fallimenti imprevisi della interfaccia osso-protesi utilizzata.

## Il cemento, caratteristiche e rischi

Il polimetilmetacrilato costituisce la molecola utilizzata in corso di cementazione di una componente protesica.

I vantaggi principali sono una comprovata efficacia nello stabilire un duraturo contatto osso-protesi, il modellarsi perfettamente sui tagli ossei praticati ed un effetto "sigillante" rispetto alla penetrazione dei detriti di polietilene.

Tale molecola presenta alcuni rischi nel suo utilizzo che devono essere tenuti in considerazione.

Cementi diversi hanno spesso caratteristiche differenti di tempi, temperatura di polimerizzazione, prestazioni meccaniche e rilascio di residui di monomero. Le temperature di polimerizzazione vanno dai 43 ai 53 °C *in vivo* sino ai 70 °C che è possibile rilevare senza impianto. Tale temperatura, oltre alla pressione che viene esercitata dal cemento durante la solidificazione ed a quanto viene determinato dalla infissione di una componente protesica, determina la dispersione nel circolo ematico di molecole grasse di midollo osseo che possono dar luogo ad episodi embolici anche fatali. Tali considerazioni, estremamente importanti nel caso della protesica di anca, assumono un ruolo minore nel caso della protesizzazione del ginocchio se priva di fittone endomidollare. In ogni caso, una corretta applicazione del cemento con un adeguato lavaggio dell'osso risulta di notevole importanza per limitare questa importante complicanza.

Le prestazioni meccaniche del cemento sono spesso maggiormente correlate ad una corretta applicazione piuttosto che alle differenti caratteristiche dei diversi tipi di cemento presenti in commercio.

Ancora più importante risulta però una attentissima pulizia del campo operatorio da tutti quei detriti di polimetilmetacrilato che permangono dopo la rimozione macroscopica del cemento in eccesso. Tale attenzione, insieme

alla sostituzione dei guanti chirurgici, risulta essenziale per non lasciare sul campo un elemento che potrebbe gravemente compromettere la durata dell'impianto. Questa "sabbia di cemento" potrebbe infatti fraporsi tra la componente metallica e quella di polietilene aumentando l'attrito durante i movimenti di flessione-estensione. Tale attrito determinerebbe, infatti, un incremento importante dei detriti di polietilene, rispetto a quanto si sarebbe normalmente prodotto, e quindi una malattia da polietilene ancora più importante. A nostro parere per una corretta pulizia risulta importantissimo un abbondante lavaggio sia con siringa che con lavaggio pulsato o a spruzzo.

## Il contributo della letteratura internazionale

Campbell e coll. [18] in un lavoro del 1998 di artroprotesi ibride (Press-Fit Condylar, Johnson & Johnson, Raynham) arrivano alla conclusione che, dati i risultati ottenuti dalla cementazione anche della componente femorale, la tecnica ibrida dovrebbe essere abbandonata.

Una conclusione analoga è stata ottenuta da Duffy e coll. [19] che hanno confrontato in uno studio prospettico l'impianto della protesi Press-Fit Condylar (PFC) (Johnson & Johnson) non cementata sia al comparto femorale che tibiale retrospettivamente con una popolazione alla quale era stata impiantata la medesima protesi però cementata. In tale studio è stata rilevata una performance pessima del *metal-back* rotuleo con una sopravvivenza del 64,8% a 10 anni. Escludendo questa complicanza, la sopravvivenza delle altre due componenti (per problemi di mobilizzazione asettica o *loosening* radiografico) è stata del 72% nelle non cementate e del 94% nelle cementate a 10 anni.

Sempre nel 1998 uno studio di Diduch e coll. [20] eseguito solo su pazienti di età inferiore ai 55 anni con protesi stabilizzate e tecnica cementata, presentava ad un follow-up di 18 anni una sopravvivenza del 94% (90% prendendo in considerazione i fallimenti rotulei).

Khaw e coll. [8] in un lavoro prospettico del 2002 utilizzando sempre una protesi Press-Fit Condylar *knee replacement system* (Johnson & Johnson) con follow-up di 7,4 anni non rilevano differenze statisticamente significative tra le protesi cementate e non cementate, arrivando comunque a domandarsi perché a risultati paragonabili si debba utilizzare un impianto non cementato più costoso. Al medesimo risultato erano arrivati anche McCaskie e coll. [21] già nel 1998 in uno studio prospettico randomizzato a 5 anni di follow-up.

Buechel e coll. [9] in un lavoro del 2002 su 309 impianti *posterior cruciate-retaining meniscal-bearing* e *rotating-platform New Jersey LCS®* (DePuy, Warsaw) non cementati riscontrano una sopravvivenza, considerando la mobilizzazione per problemi di tipo meccanico, a 10 anni del 97,4% e a 16

anni del 83% nel gruppo degli impianti *posterior cruciate-retaining meniscal-bearing*. Gli impianti *rotating-platform*, considerando invece la necessità di revisione protesica a causa sia di un problema di tipo meccanico che di scarso risultato clinico, presentano una sopravvivenza del 98,3% a 18 anni.

Whiteside [10] in uno studio del 2001 riferisce dei suoi eccellenti risultati con la protesi totalmente non cementata (senza la componente rotulea) Ortholoc *total knee system* (Wright Medical Technology) presentando a 18 anni un tasso di sopravvivenza per problemi di tipo meccanico del 98,6%.

Jared e coll. [11] in uno studio del 2004 (prognostico, livello di evidenza II-1), condotto nella popolazione obesa verso una popolazione con indice di massa corporea (BMI) <30, prevedono un impianto sempre cementato su tibia e rotula con accoppiamenti ibridi o totalmente cementati. Gli Autori specificano che l'obesità non è stata considerata un fattore che indichi la cementazione. Tale scelta viene lasciata al giudizio soggettivo del chirurgo in base semplicemente alla qualità del *bone-stock* ed alla qualità dei tagli. A questa popolazione di obesi trattati con protesi Duracon (Stryker, Roma) nel 46% (36 casi) è stata impiantata una protesi cementata e nel 54% (42 casi) una protesi ibrida non cementata alla componente femorale. Resta difficile spiegare come mai ben il 46% della popolazione in oggetto presentasse un osso così osteoporotico o tagli insufficienti al giudizio del chirurgo senza supporre una elevata propensione alla cementazione. Nei risultati gli Autori riscontrano l'obesità quale fattore di rischio per un peggior risultato, ma purtroppo, e non solo per questa trattazione, non analizzano tra le due sottopopolazioni (obeso +/- femore cementato) se vi siano o meno risultati differenti. Ammettendo che tale dato sia stato considerato e non riportato in quanto non statisticamente significativo, un follow-up relativamente breve di circa 7 anni non sarebbe comunque ottimale per "assolvere" la non cementazione della componente femorale dalla possibile accusa di avere un ruolo in un eventuale cattivo risultato a lungo termine nella popolazione obesa.

In un altro studio del 2004 di Parvizi e coll. [22] (prognostico, livello di evidenza II-1), nel quale sono presi in esame alcuni fattori di rischio per un cattivo risultato, vengono tra questi individuati: l'osteotomia tibiale, il sesso maschile, il peso elevato, l'età giovane e la lassità coronale. Tutti questi casi sono stati trattati con protesi cementata raggiungendo risultati subottimali, ma comunque buoni, su di una popolazione di 160 pazienti ed un follow-up di 15 anni. In tutti questi casi la protesi non cementata è stata esclusa perché non appariva garantire il miglior risultato possibile.

Sempre Parvizi in un interessantissimo studio del 2001 [23] concludeva, dopo un follow-up di oltre 10 anni dalla protesizzazione in pazienti affetti da spondilite anchilopoietica, quanto l'impianto di una protesi cementata fosse per lui la scelta indicata in tali casi. Nel caso specifico non è stato utilizzato sempre il medesimo impianto, ma un Press-Fit Condylar *implant* (DePuy,

Warsaw) in 17 casi, l'impianto Genesis (Smith & Nephew, Memphis) in sette casi e un Cruciate Condylar *implant* (Howmedica) in sei casi. Collateralmente tale studio evidenziava quanto ad un impressionante incremento del *Knee Society Pain Score*, che da 14 punti passava a 76,3 punti, non abbia corrisposto un altrettanto brillante incremento del *Knee Society Function Score*, che dai 16,3 punti pre-operatori è passato a 58,7 punti. In tre casi è stata necessaria una manipolazione in narcosi anche per la formazione di ossificazioni eterotopiche. Tutte le rotule sono state protesizzate con una componente in polietilene cementata. Alla fine del follow-up un solo caso era stato operato nuovamente a causa della mobilitazione della componente rotulea. Appare evidente, anche se non espressamente riferito da Parvizi, che il punto critico in questi pazienti è stato il *range of motion* (ROM). Appare quindi chiaro come un impianto cementato dall'immediata stabilità primaria non possa che offrire le migliori garanzie per un programma riabilitativo il più sollecito ed impegnativo possibile.

Chockalingam e coll. [16] in uno studio su 362 protesi (Freeman-Samuelson *modular consecutive*, Finsbury Instruments) di cui 201 non cementate hanno dimostrato quanto il rivestimento interno di queste protesi fosse poco soddisfacente (su 21 fallimenti 20 erano non cementate). Ciò che a nostro avviso appare invece importante segnalare è che questo studio si è protratto dal 1989 al 1997 e, prima che fosse evidente la gravemente peggior performance di quelle specifiche protesi non cementate, erano state impiantate ben 201 artroprotesi. Questo a nostro avviso risulta importante quale monito ogniqualvolta si introduca un nuovo impianto.

Christodoulou e coll. [24] in uno studio di 80 casi hanno considerato il sanguinamento intra- e post-operatorio in relazione al rilascio o meno del tourniquet post-operatorio (dopo la sutura cutanea ed il bendaggio) e l'uso della cementazione sul piatto tibiale. Tale studio appare confermare quanto una protesi cementata su tutte le componenti sia in grado di diminuire il sanguinamento, con una stima relativa alla cementazione della sola componente tibiale pari ad una riduzione media del sanguinamento di 127 ml di sangue. Tale dato può risultare importante in tutti quei casi in cui, ad esempio per motivi religiosi, non siano ammesse trasfusioni di sangue omologo oltre a quei casi di pazienti "radicali" nei quali l'autotrasfusione o il recupero intra- e post-operatorio siano parimenti rifiutati.

Zuckerman e coll. [25], in un lavoro che prende in considerazione il paziente ortogeriatrico, nel trattare la protesizzazione di ginocchio ritengono che per l'eccellente tasso di sopravvivenza delle artroprotesi cementate queste siano da preferirsi nel paziente anziano.

Rosen e Strauss [26] in un lavoro che considera sempre la popolazione geriatrica affetta però da frattura complessa del terzo distale di femore trattata con riduzione aperta e sintesi interna concludono che: gli elevati tassi di

complicanze mediche, la scarsa *compliance* nella rieducazione, i tempi riabilitativi comunque molto lunghi e gli scarsi risultati funzionali dovuti a superfici articolari artrosiche possano indicare la protesizzazione di ginocchio come una valida opzione terapeutica alternativa. In tale studio utilizzano ovviamente artroprotesi da ricostruzione di derivazione oncologica con tecnica cementata in entrambe le componenti.

Dorr [15] nel 2002 ha pubblicato un lavoro dal titolo “*Fixation for the millenium – the knee*”. Tale lavoro abbraccia ovviamente svariati importanti argomenti di discussione inerenti alle protesi di ginocchio. Escludendo il capitolo delle componenti tibiali completamente cementate (*all-poly tibia*), delle quali in Europa vi è scarsa esperienza e condivisione, l’Autore giunge alle seguenti conclusioni: un impianto con delle buone superfici articolari può raggiungere a 15 anni risultati paragonabili indipendentemente dalla cementazione. Tale Autore giunge quindi a raccomandare solo nei pazienti di età inferiore ai 60 anni un impianto non cementato. Nelle revisioni consiglia l’utilizzo di protesi a stelo non cementato ed epifisi cementata. Nei pazienti di età superiore ai 70 anni consiglia gli impianti cementati.

## Conclusioni

A nostro avviso il cemento è attualmente, purtroppo, un elemento di cui il chirurgo ortopedico dovrà inevitabilmente fare ancora uso per diversi anni. Evidentemente tale elemento, che presenta alcuni punti critici come la rottura da fatica e complicanze intra-operatorie anche gravi come l’evento embolico o la reazione anafilattica, garantisce oggi risultati eccellenti in impianti a follow-up lunghissimo che presentavano ancora polietileni spesso criticabili, disegni arretrati dello scudo femorale ed una cinematica articolare non ottimale.

A qualunque età, se il trofismo osseo o la qualità dei tagli facesse anche solo sospettare un non ottimale *press-fit*, ci appare sbagliato non procedere comunque alla cementazione.

Appare quindi ragionevole, nella popolazione affetta da sola osteoartrosi con età maggiore di 80 anni, rivolgersi verso un impianto totalmente cementato. Sempre in tale popolazione ma di età inferiore ai 60 anni noi preferiamo la scelta di un impianto ibrido. In questi pazienti più giovani, dati gli ottimi risultati pubblicati recentemente in letteratura, riteniamo comunque possibile l’impianto non cementato della componente tibiale utilizzando però sistemi che abbiano una comprovata sopravvivenza. Nell’età tra 60 e 80 anni noi preferiamo comunque rivolgerci ad impianti ibridi, ma riteniamo più che giustificata la scelta totalmente cementata.

Per quanto riguarda invece il sesso maschile, la giovane età ed il peso cor-

poreo crediamo siano fattori estremamente correlati tra loro e nell'insieme da valutarsi nel contesto della anamnesi lavorativa e delle richieste funzionali globali. L'associazione di questi fattori di rischio deve in primo luogo prospettare al paziente una sopravvivenza subottimale dell'impianto indipendentemente dal sistema di fissazione.

Tra i fattori di rischio che a nostro avviso indicano una cementazione delle componenti protesiche riscontriamo:

- osteoporosi o osteopenia clinicamente evidente;
- pazienti affetti da patologie reumatologiche in terapia o a rischio di terapia steroidea;
- patologie di base in cui sia prevedibile la necessità di un pronto ed eventualmente intensivo programma kinesiterapico;
- importanti deviazioni assiali o casi di pregressa osteotomia, particolarmente della componente tibiale;
- pazienti che per ragioni religiose o di scelta personale non diano il consenso alla emotrasfusione omologa o autologa.

Tali indicazioni non possono che derivare dalla letteratura attualmente a disposizione. Specialmente in Europa l'indicazione ibrida o non cementata è sicuramente molto più allargata. Evidentemente l'impressione dei chirurghi più propensi a restringere le indicazioni alla cementazione non possono che fondarsi su di una onesta percezione di quanto gli impianti non cementati possano garantire in termini di sopravvivenza. Appare però altrettanto evidente che, in un'epoca in cui la medicina non può che basarsi su di una evidenza scientifica e giuste considerazioni di costo-beneficio, l'indicazione a tali impianti dovrà continuare ad essere supportata da studi rigorosi o quantomeno da registri nazionali che siano in grado di seguirne la sopravvivenza.

Il cemento trova inoltre un'importante funzione quale riempitivo in molteplici condizioni di revisione protesica di ginocchio sia della componente tibiale che di quella femorale. Il polimetilmetacrilato è inoltre molto importante nella mobilizzazione asettica degli impianti cementati, con osso osteoporotico. L'opzione cemento su cemento, anche nella revisione di ginocchio come in quella dell'anca, risulta infatti importantissima per prevenire la frattura intra-operatoria e non allungare inutilmente i tempi chirurgici con il conseguente ulteriore incremento del rischio settico. L'utilizzo del cemento è inoltre importante nel caso di revisione settica di protesi di ginocchio. Nell'approccio *two stage* di questa complicanza, scelta da noi preferita, il polimetilmetacrilato (eventualmente antibiotato) risulta insostituibile sia per i vecchi spaziatori confezionati in sala operatoria che per i più recenti spaziatori preformati che siano in grado di permettere l'articolarietà in attesa della bonifica e del futuro reimpianto. Nell'approccio *one stage*, da noi poco utilizzato, la scelta è nell'utilizzo di un impianto con cemento antibiotato.

## Bibliografia

1. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C (1986) Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop* 208:108
2. Sandborne PM, Cook SD, Spires WP et al (1988) Tissue response to porous coated implants lacking initial bone apposition. *Arthroplasty* 3:337
3. Hvid I, Hansen SL (1985) Trabecular bone strength patterns at the proximal tibial epiphysis. *J Orthop Res* 3:462
4. Johnson JA, Krug WH, Nahon D et al (1983) An evaluation of the load bearing capability of the cancellous proximal tibia with special interest in the design of the knee implants. *Trans Orthop Res Soc* 8:403
5. Miura H, Whiteside LA, Easley JC et al (1990) Effects of screws and a sleeve on initial fixation in uncemented total knee tibial components. *Clin Orthop* 259:160
6. Ryd L, Toksvig-Larsen S (1993) In vivo measurements of the stability of tibial components in the post-operative phase. *J Orthop Res* 11:142
7. Stulberg SD, Stulberg BN (1986) The biological response to uncemented total knee replacements. In: Rand JA, Dorr LD (eds) *Total arthroplasty of the knee: Proceedings of the Knee Society, 1985-1986*. Aspen Publishers, Rockville, p 143
8. Khaw FM, Kirk LMG, Morris RW, Gregg PJ (2002) A randomised, controlled trial of cemented versus cementless press-fit condylar total knee replacement: ten-year survival analysis. *J Bone Joint Surg Br* 84:658-666
9. Buechel F (2002) Long-term follow-up after mobile-bearing total knee replacement. *Clin Orthop* (404):40-50
10. Whiteside LA (2001) Long-term follow-up of the bone-ingrowth Ortholoc Knee System without a metal-backed patella. *Clin Orthop* (388):77-84
11. Foran JRH, Mont MA, Etienne G et al (2004) The outcome of total knee arthroplasty in obese patients. *J Bone Joint Surg Am* 86:1609-1615
12. Baars GW, Nieder E (1994) The Rotating Knee Endo-Model. Results of 1837 primary implantations with a follow-up of 2 to 12, and results of 67 osteotomized cases. In: *Knee prostheses, 6th Congress of the ESSKA, Berlin, April 21, Course 2:50*
13. Engelbrecht E, Nieder E, Klüber D (1997) Ten to twenty years of knee arthroplasty at the Endo-Klinik: a report on the long-term follow-up of the St. Georg Hinge and the medium-term follow-up of the Rotating Knee Endo Model. In: Niwa S et al (eds) *Reconstruction of the knee joint*. Springer Verlag, Tokyo, pp 186-199
14. Audell RA, Cracchiolo A III (1986) The use of implants with polyethylene peg fixation in total knee arthroplasty. In: Rand JA, Dorr LD (eds) *Total arthroplasty of the knee: Proceedings of the Knee Society, 1985-1986*. Aspen Publishers, Rockville, p 179
15. Dorr LD (2002) Fixation for the millenium – The Knee. *J Bone Joint Surg Br* 84 [Suppl 2]:172-173
16. Chockalingam S, Scott G (2000) The outcome of cemented vs. cementless fixation of a femoral component in total knee replacement (TKR) with the identification of radiological signs for the prediction of failure. *Knee* 7:233-238
17. Sulco TP, Martucci EA (2000) L'artroprotesi di ginocchio. Timeo, Bologna
18. Campbell M, Duffy G, Trousdale R (1998) Femoral component failure in hybrid total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (356):58-65
19. Duffy G, Berry D, Rand J (1998) Cement versus cementless fixation in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (356):66-72
20. Diduch DR, Insall JN, Scott WN et al (1997) Total knee replacement in young, active patients. Long-term follow-up and functional outcome. *J Bone Joint Surg Am* 79:575-582

21. McCaskie AW, Deehan DJ, Green TP et al (1998) Randomised prospective study comparing cemented and cementless total knee replacement: results of press-fit condylar total knee replacement at 5 years. *J Bone Joint Surg Br* 80 [Suppl 1]:43
22. Parvizi J, Hanssen AD, Spanghel MJ (2004) Total knee arthroplasty following proximal tibial osteotomy: risk factors for failure. *J Bone Joint Surg Am* 86:474-479
23. Parvizi J, Duffy GP, Trousdale RT (2001) Total knee arthroplasty in patients with ankylosing spondylitis. *J Bone Joint Surg Am* 83:1312-1316
24. Christodoulou AG, Ploumis AL, Terzidis IP et al (2004) The role of timing of tourniquet release and cementing on perioperative blood loss in total knee replacement. *Knee* 11:313-317
25. Levine HB, Zuckerman JD (2003) Protesizzazione dell'anca nel paziente ortogeriatrico. *Tecniche di Chirurgia Ortopedica* 3:35-44
26. Rosen AL, Strauss E (2003) Fratture del ginocchio nel paziente geriatrico: sintetizzare o protesizzare? *Tecniche di Chirurgia Ortopedica* 3:45-50

---

## Quando non usare il cemento

F.P. DI CARLO<sup>1</sup>, S. FRANZESE<sup>1</sup>, V. DI CARLO<sup>1</sup>, M.P. GERMANO<sup>2</sup>

Risale alla fine degli anni '70, primi anni '80 l'introduzione degli impianti protesici non cementati, prima di anca, in seguito di ginocchio. I risultati ottenuti non furono però entusiasmanti: il disegno non ideale della protesi, l'usura del polietilene con conseguente osteolisi periprotetica e importanti quadri di metallosi furono di volta in volta indicati come la causa del fallimento dell'impianto [1-4]. Tali inconvenienti hanno, almeno nelle fasi iniziali, influito negativamente sulla ricerca e sullo sviluppo di protesi non cementate insieme all'evoluzione migliorativa dei disegni protesici cementati, all'affinamento delle modalità di cementazione, alla pubblicazione in letteratura di lavori di revisione clinica a più di 10 anni di pazienti operati con impianti cementati i cui risultati venivano classificati eccellenti e/o comunque buoni [3, 5-7].

Nel breve volgere di un decennio, però, sono comparse in letteratura casistiche cliniche con un follow-up ad oltre 10 anni dimostranti risultati altrettanto validi ottenuti con impianti non cementati [5-11]. Il miglioramento della qualità e della tribologia dei materiali, del disegno di essi, l'introduzione di rivestimenti ceramici favorenti l'osteoadesione e l'osteointegrazione, il miglioramento qualitativo degli inserti in polietilene, la messa a punto di strumentari più precisi, l'ausilio del posizionamento protesico con navigatore hanno riaperto e rinvigorito il dibattito.

Al momento attuale non è tuttavia possibile trarre conclusioni definitive in quanto le casistiche sono troppo eterogenee per essere comparate: disegni protesici diversi, cementazione diversa, interfaccia differente. Walker e coll. [12], in uno studio su 12 differenti piatti tibiali cementati, hanno dimostrato come i risultati fossero differenti a seconda del diverso tipo di disegno protesico.

---

<sup>1</sup>Struttura Complessa, Ortopedia e Traumatologia, <sup>2</sup>Struttura Complessa, Radiologia II, Azienda Ospedaliero-Universitaria Policlinico Riuniti, Foggia

D'altra parte il rivestimento degli impianti non cementati (idrossiapatite, micropori, microsferi, rete in titanio, ecc.) costituisce egualmente un punto cruciale per la differenza di risposte meccaniche a livello della interfaccia osso-protesi. Nel 2003 Fuiko e coll. [13] in una revisione di impianti LCS non cementati hanno riscontrato risultati clinici eccellenti, nonostante la presenza di fissazione fibrosa a livello della porzione periferica del piatto tibiale. Onsten e coll. [14] hanno valutato in uno studio del 1998 che non vi fosse alcuna differenza significativa fra i diversi tipi di interfaccia: osso-cemento-protesi, osso-protesi, osso-idrossiapatite-protesi.

La disamina della letteratura non porta, dunque, ad indicazioni di certezza.

## Protesi cementate

Con l'esperienza di oltre 30 anni di uso, le protesi cementate rappresentano per molti Autori il *gold standard*: le casistiche riportate sono molto ampie e con una sopravvivenza più a lungo termine. Gill e coll. [5] riportano una sopravvivenza del 91% in pazienti con protesi cementata valutati a distanza compresa fra 16 e 21 anni. Buoni risultati sono stati riportati da diversi Autori [15-18] indipendentemente da fattori come il disegno protesico o la conservazione o meno del legamento crociato posteriore (LCP).

Chockalingham e Scott [16] in un lavoro del 2000, analizzando 150 protesi cementate e 201 non cementate, osservarono che a 6 anni di follow-up nel secondo gruppo c'era il 9,8% di mobilizzazione del piatto tibiale contro lo 0,6% del gruppo in cui era stata usata la cementazione.

Ai vantaggi della cementazione, elencati nella Tabella 1, fanno però da contraltare alcune considerazioni (Tabella 2):

- l'interfaccia protesi-cemento-osso rimane un problema tuttora irrisolto nonostante i notevoli progressi tecnologici ottenuti. Il polimetacrilato ha caratteristiche biomeccaniche differenti dall'osso e dunque trasmette male le forze costituendo una causa di possibile fallimento. Il diverso modulo di elasticità, inoltre, costituisce un punto di fragilità del sistema

**Tabella 1.** Vantaggi della cementazione

---

Stabilità primaria
Fissazione rigida
Resezioni ossee meno accurate
Fissazione altrimenti impossibile
Biocompatibilità
Non tossicità

---

**Tabella 2.** Svantaggi della cementazione

---

Difficoltà di cementare bene
Maggiore durata dell'intervento
Rischi di incidenti legati alla liberazione ematica del polimero
Possibili microembolismi
Necrosi ossea da calore durante la polimerizzazione
Cemento come possibile allergene
Presenza di una interfaccia in più
Eccesso di cemento non rimovibile totalmente
Possibilità di inclusione nel polietilene di <i>debris</i> di cemento
Riassorbimento frequente sotto gli impianti tibiali cementati
Diminuzione del <i>bone-stock</i>
Difficoltà nell'intervento di revisione

---

potendo indurre frammentazione del cemento con conseguente osteolisi e scollamento protesico;

- lo spessore del cemento è un fattore altrettanto importante. Uno spessore eccessivo espone l'interfaccia a forti sollecitazioni di taglio e quindi a possibilità di scollamento. D'altra parte uno spessore insufficiente diminuisce la stabilità della fissazione protesica. Infatti, se nelle protesi d'anca lo spessore di cemento deve ammontare a circa 2 mm, in quelle di ginocchio la componente femorale, intrinsecamente stabile, deve avere uno spessore di 0,5-0,8 mm. Perché sia considerata stabile, invece, la componente tibiale deve avere secondo Bert e coll. [19] uno spessore di cemento non inferiore a 3 mm;
- lo strato di cemento deve comprendere piedini, fittone e piatto della protesi o solo il piatto? Indubbiamente ai fini della stabilità la cementazione estesa a tutte le porzioni delle componenti protesiche rende l'impianto più stabile, ma espone ad una importante perdita di osso in caso di revisione;
- la cementazione deve essere accurata: superficie asciutta, distribuzione uniforme e sotto vuoto del cemento, pressurizzazione uniforme [20] assicurano la migliore qualità dell'interfaccia osso-cemento. Per contro va detto che molte casistiche, anche recenti, riportano casi in cui la cementazione non è stata eseguita in modo corretto;
- il cemento inibisce la chemiotassi e la fagocitosi cellulare esponendo l'impianto a maggior rischio di infezione. Per contro il polimetacrilato può incorporare un antibiotico e rilasciarlo lentamente: ciò rappresenta un vantaggio in casi in cui vi sia un alto rischio o una certezza (revisioni *one-stage*) di infezione;

- la fase di polimerizzazione del cemento può indurre la formazione di tromboemboli a volte, anche se raramente, ad esito fatale. Berman e coll. [21] in uno studio del 1998 hanno dimostrato, mediante la introduzione di sonde ecografiche transesofagee, che durante la cementazione di protesi d'anca si sviluppavano numerosi piccoli coaguli nel distretto cavale. Tale fenomeno, attribuito all'effetto termico, era costante anche se transitorio. L'effetto termico durante la fase di polimerizzazione era responsabile anche di fenomeni di necrosi vera e propria o di scarsa vitalità per necrobiosi da ustione sugli strati ossei in cui il cemento si ancorava. La recente introduzione di cementi che polimerizzano con reazione esotermica più bassa ha notevolmente ridotto il rischio tromboembolico e ridotto il danno biologico della superficie di contatto ossea;
- la formazione di corpi mobili è un'eventualità discretamente frequente specialmente nella esecuzione di interventi con impianti protesici a conservazione di entrambi i legamenti crociati o del solo legamento crociato posteriore (LCP): nonostante venga eseguito un accurato lavaggio ed una attenta asportazione dell'eccesso di cemento alcuni frammenti possono indovarsi lungo la faccia posteriore della epifisi tibiale e sfuggire alla rimozione. Microframmenti di cemento liberi possono essere "catturati" dall'inserito di polietilene, conficcati in questo a causa della differente durezza; ciò comporta un attrito importante contro la superficie liscia della componente metallica e l'instaurazione di un meccanismo di produzione di *debris* di polietilene;
- prolungamento della durata dell'intervento, con maggior sanguinamento se non viene usato il laccio pneumatico e maggior rischio di infezione;
- infine, come affermato da Seki e coll. [22] in un articolo del 1999, la cementazione determina una significativa diminuzione della densità ossea entro 2 anni, molto più marcata di quella che si osserva nelle protesi senza cemento, con valori del 57% contro il 28%.

## Protesi non cementate

Il successo e la grande diffusione delle protesi non cementate è dovuto indubbiamente alla possibilità di evitare molti dei problemi posti dalla cementazione.

Il concetto di base espresso da Krackow e Hungerford [23] sin dal 1988 è bene illustrato nella Tabella 3. La riduzione del numero delle interfacce rappresenta infatti un vantaggio meccanico notevole: la trasmissione delle forze tra osso e componenti protesiche è diretta e non mediata. L'ancoraggio biologico, quando si perfeziona, rende a guisa di corpo unico la protesi e l'osso; ciò comporta solidale opposizione alle sollecitazioni di taglio e di rotazione e

**Tabella 3.** Concetto di base

---

Interfaccia osso-metallo più resistente, più sicura, più duratura  
 La buona stabilità secondaria assicura risultati clinici uguali a quelli ottenuti con protesi cementate

---

induce parallelamente un aumento di durata dell'impianto con risultati già in quell'epoca sovrapponibili a quelli ottenuti con protesi cementate [24, 25].

Bassett [26] nel 1998 in uno studio comparativo di 1000 protesi, cementate e non cementate, ha ottenuto nel controllo a distanza media di 5,2 anni risultati migliori anche se non significativi per i pazienti trattati con protesi non cementate (91,2% contro 89,6%).

Le protesi non cementate devono corrispondere ad alcuni principi irrinunciabili (Tabella 4).

**Tabella 4.** Requisiti fondamentali per la protesizzazione senza cemento

---

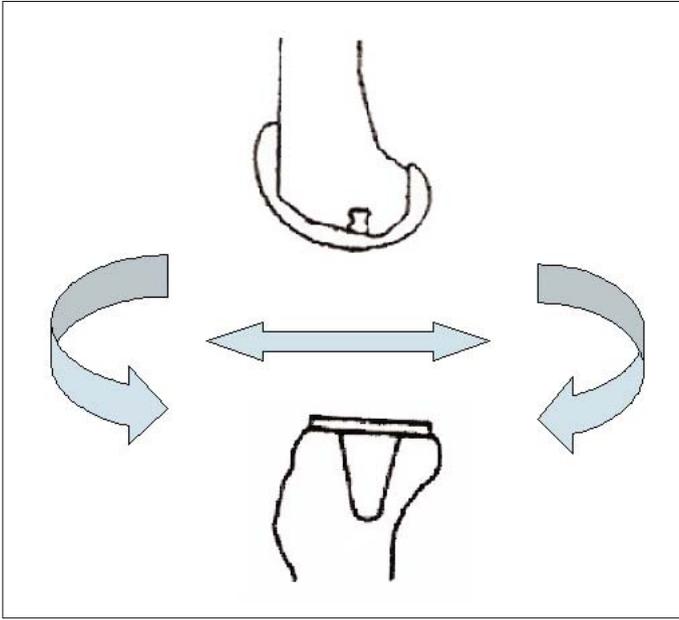
Assicurare una stabilità primaria  
 Superficie di contatto con l'osso idonea alla crescita ossea (stabilità secondaria)  
 Buona qualità dell'osso ospite

---

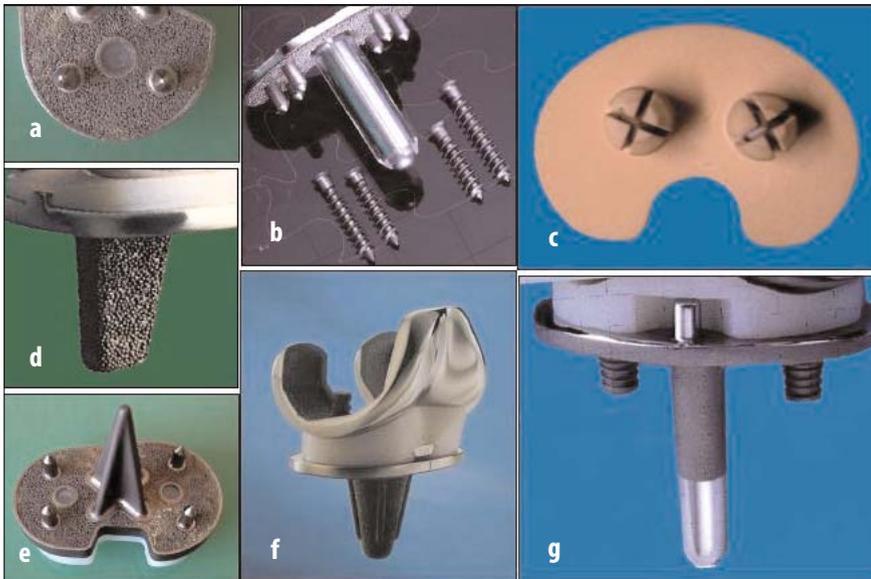
### **Assicurare una stabilità primaria**

Assicurare una stabilità primaria è caratteristica pregiudiziale ed irrinunciabile di una protesi da non cementare. Numerosi studi hanno confermato che il limite massimo tollerabile di movimento osso-protesi è di 150  $\mu\text{m}$  affinché l'osso possa crescere nella superficie irregolare della protesi. Mentre per la sua conformazione [27] la componente femorale è intrinsecamente stabile (Fig. 1), non altrettanto può dirsi della componente tibiale in cui la superficie pianeggiante mal si oppone alle sollecitazioni di taglio o di rotazione.

La stabilità primaria può essere ottenuta dal punto di vista progettuale della protesi per mezzo di perni, viti, alette, gambi di varia foggia, cilindrici, cuneiformi, lisci o rugosi (Fig. 2) che almeno per i primi tempi si oppongono validamente alle sollecitazioni in taglio e rotazione. Questi accorgimenti progettuali sono maggiormente rappresentati sulla componente tibiale proprio al fine di neutralizzare le sollecitazioni meccaniche. In un lavoro del 1989, ormai storico, ma sempre valido, Walker [28] illustrava i problemi legati al disegno; una componente tibiale piatta era assolutamente inadeguata. Il solo fittone centrale cilindrico [29] dava una micromotilità elevata di circa 300-400  $\mu\text{m}$ , troppo per la crescita ossea. Voltz e coll. [30] nel 1988 compararono diversi



**Fig. 1.** Sollecitazioni di taglio e rotazione sulla componente tibiale



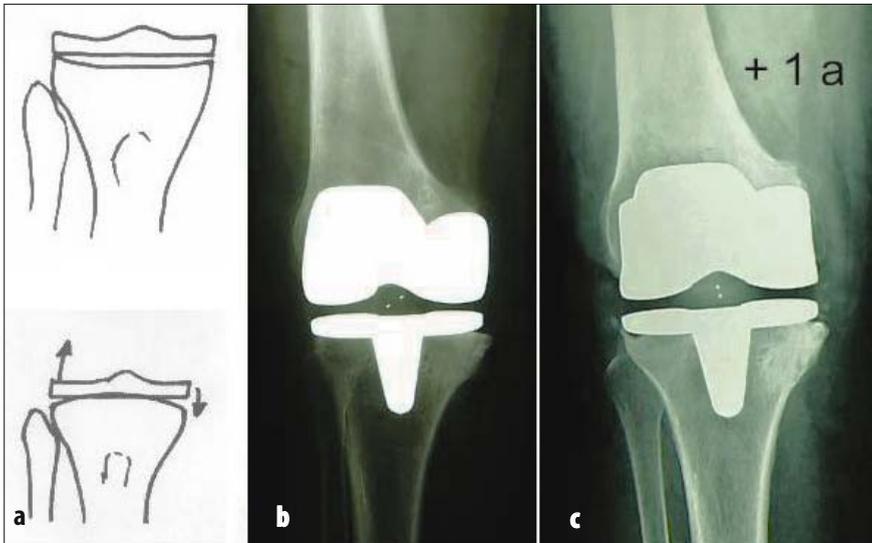
**Fig. 2.** Tipi di ancoraggio diversi del piatto tibiale. a Perni. b Perni, viti e fittone. c Perni ad espansione. d, f Fittone. e Perni e fittone cruciforme. g Fittone e perni con alette

piatti ed osservarono che utilizzando 4 viti il micromovimento veniva ridotto a 150-200  $\mu\text{m}$ . Si possono aggiungere il fittone centrale, piedini e/o viti, ma nessun disegno sembra azzerare il micromovimento tra piatto ed osso [27, 31]. La chiave del problema sta verosimilmente nel diverso modulo di elasticità tra osso e metallo. Ciò ha comportato numerosi studi di metallurgia e la conseguente diffusione di nuove leghe di titanio con più adatto modulo di elasticità. Questo micromovimento, osservabile tuttavia anche nelle protesi più stabili, potrebbe spiegare quelle piccole strie di radio-lucenza non evolutive che si formano precocemente all'interfaccia osso-protesi, le quali altro non sono che aree di tessuto fibroso dove il micromovimento è stato eccessivo.

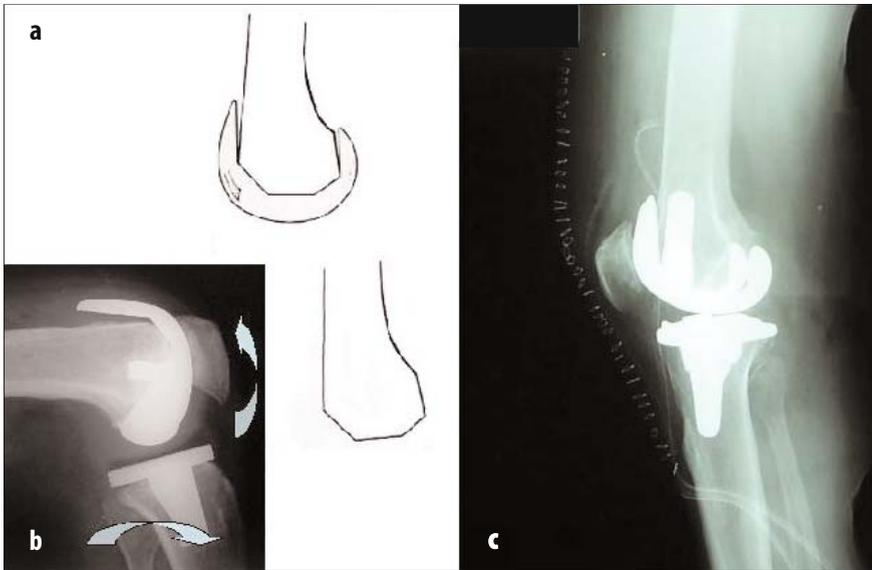
Per quel che concerne la tecnica chirurgica, è imprescindibile la regolarità e la precisione delle superfici di taglio in quanto si possono verificare, a parte deviazioni in varo o valgo già di per sé gravi, diverse eventualità sfavorevoli sia a carico del femore che della tibia. La irregolarità di taglio sul piano frontale con convessità del versante tibiale comporta una notevole instabilità con basculamento interno ed esterno (Fig. 3).

Ancora più grave appare l'instabilità quando l'irregolarità interessa la superficie di taglio femorale per eccessiva obliquità sul piano sagittale: si determina un basculamento in senso antero-posteriore (Fig. 4).

Entrambe queste situazioni sono causa di mobilizzazione asettica precoce e di abnorme usura degli inserti in polietilene.



**Fig. 3.** Imprecisione di taglio sul piano frontale. a Concavità in alto. b, c Convessità in alto con mobilizzazione a 1 anno



**Fig. 4.** *Imprecisione di taglio sul piano sagittale. a* Taglio femorale anteriore e posteriore obliquo. *b* Radiografia post-operatoria. *c* Tagli femorali e tibiali imprecisi sul piano sagittale: instabilità con mobilizzazione precoce

Numerosi studi hanno dimostrato che la distanza fra osso e metallo non deve essere maggiore di  $500\ \mu\text{m}$  e che la superficie protesica non deve essere liscia. È necessario quindi che si ottenga una perfetta congruenza tra componenti protesici e osso al fine di stimolare la penetrazione ossea a colmare i vuoti degli anfratti e delle rilevatezze della superficie di contatto metallica, altrimenti a livello della interfaccia si formerà soltanto del tessuto fibroso.

### **Stabilità secondaria**

Come ben dimostra la Figura 5, la imprecisione dei tagli sia a livello femorale che tibiale, può anche non tradursi automaticamente in una instabilità dell'impianto ma a causa del gap esistente fra alcuni settori della protesi e la superficie ossea, la stabilità secondaria sarà più o meno compromessa. Di qui la necessità che la tecnica chirurgica debba essere molto accurata e lo strumentario più preciso di quanto non sia necessario nelle protesi cementate.

Tenendo presente che il gap ideale dovrebbe essere al massimo di  $0,5\ \text{mm}$  risulta chiaro come i primi impianti non cementati possano essere andati incontro ad alti tassi di insuccesso per mobilizzazione asettica.

Questi svantaggi degli impianti protesici non cementati (Tabella 5) sono stati notevolmente ridotti con la recente introduzione e la ampia diffusione

**Tabella 5.** Svantaggi della non cementazione

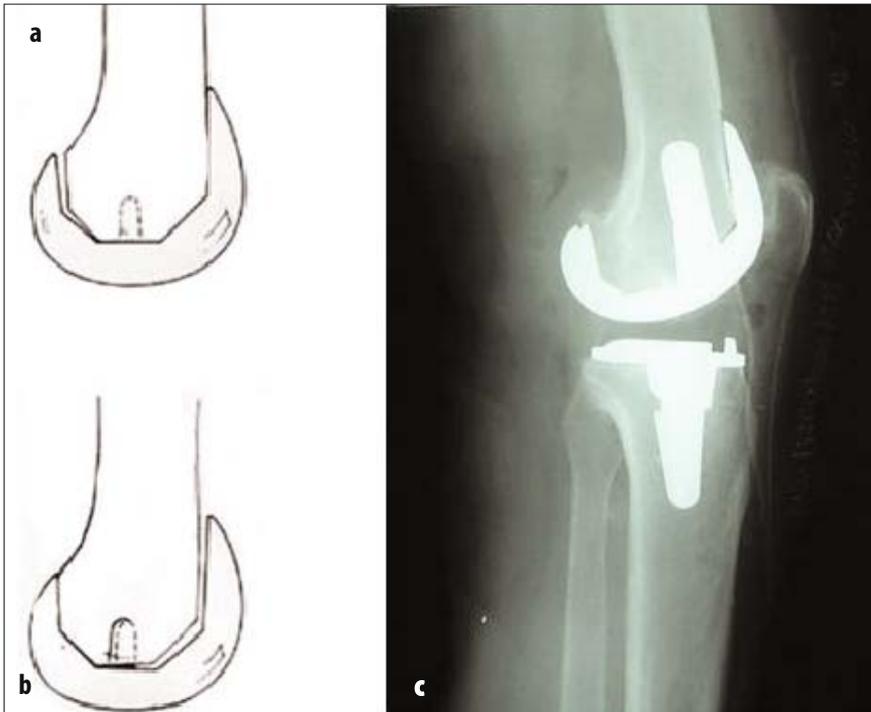
---

La stabilità deve essere immediata per una buona osteointegrazione
Difficoltà di ottenere una buona superficie di impianto
Non sempre realizzabile
Sollecitazioni di taglio e trazione sugli impianti tibiali
Obbligo di avere un <i>metal-back</i> sotto il polietilene
Rilascio di ioni metallici
Maggior costo dell'impianto

---

dei sistemi di navigazione che consentono di ottenere una maggiore precisione nei tagli e quindi di rendere più ampio l'impiego di protesi non cementate.

Per ciò che concerne tutto il resto del disegno protesico, e cioè tutto ciò che non riguarda la sua interfaccia con l'osso, i modelli ed i concetti che ne sono alla base sono pressoché sovrapponibili per gli impianti da cementare e quelli da non cementare.

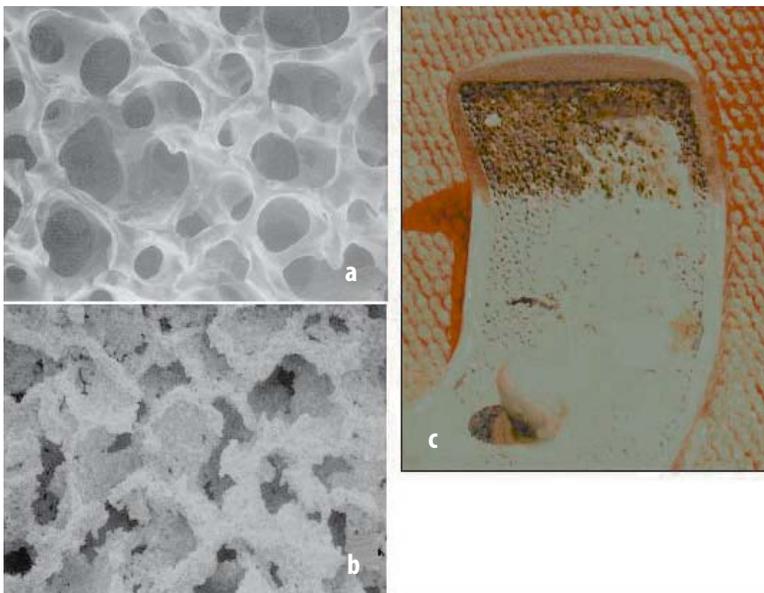


**Fig. 5.** Imprecisione di taglio con gap. a Posteriore. b Anteriore. c Imprecisione di taglio anteriore: a 4 anni componente femorale stabile, gap colmato da tessuto fibroso

Numerosi studi ed esperienze cliniche hanno dimostrato che il contatto diretto della protesi non cementata con l'osso deve essere assolutamente o preferibilmente metallico (*metal-back*). Superfici di contatto diverse, come nel caso della componente tibiale in polietilene a perni di ancoraggio forniti di alette (Freeman), non hanno assicurato risultati del tutto soddisfacenti.

Materiali bioinerti come il cromo-cobalto o le leghe di titanio sono definiti così perché né favoriscono la penetrazione proliferativa dell'osso fra le loro maglie, irregolarità o, genericamente, gli spazi più o meno ampi della loro superficie di contatto, né la ostacolano (Fig. 6). È l'osso che dal canto suo può penetrare nell'interno della componente protesica a condizione che l'impianto sia stabile, la superficie sia smussa e che il gap osso-protesi non superi 0,5 mm.

I biomateriali, come i biovetri e l'idrossiapatite, creerebbero un ambiente ideale all'osteconduzione, processo attraverso il quale l'osso viene stimolato ad una maggiore proliferazione e penetrazione nelle lacune delle superfici di interfaccia delle componenti protesiche non cementate, e perciò sono stati impiegati come materiale di rivestimento esterno. Diversi studi sperimentali e su cadavere [32, 33] hanno confermato una crescita maggiore dell'osso sia in estensione che in profondità nella superficie porosa o a rete della componente protesica quando a questa viene aggiunto uno strato sottile di idrossiapatite.



**Fig. 6.** a Interstizio del trabecolato osseo: 500  $\mu$ . b Interstizio del reticolato protesico: 500  $\mu$ . c Buona osteoconduzione in materiale bioinerte

Soballe e Hansen [34] in uno studio del 1990 hanno dimostrato una crescita ossea in presenza di idrossiapatite anche con una distanza osso-protesi di 1 mm.

Molti lavori recenti riportano buoni risultati ottenuti con protesi non cementate rivestite di idrossiapatite, anche con rivestimento differente per purezza (percentuale di cristallinità ed inquinanti, e/o maggiore o minore quota di fosfato tricalcico) e spessore.

Quindi si può concludere che una componente protesica con superficie non liscia, senza angoli molto acuti e ricoperta di idrossiapatite sembra dare una migliore possibilità di crescita ossea all'interfaccia (Fig. 7).

I problemi di dissoluzione o più spesso frammentazione dell'idrossiapatite presentati dalle prime protesi sono stati oggi abbastanza ben superati attraverso nuovi processi industriali di sinterizzazione con plasma spray. Si è così notevolmente migliorato l'ancoraggio della protesi all'idrossiapatite e se ne è ridotto lo spessore a 50  $\mu\text{m}$ , quantità sufficiente a stimolare una buona crescita ossea ed abbastanza ridotta da resistere alle forze di taglio.

Perché l'idrossiapatite favorisca questa crescita ossea, e perché osteociti ed osteoblasti interagiscano con essa non è del tutto chiaro.

Secondo Xie e coll. [35] alcuni geni verrebbero attivati entro le 24 ore al contatto con idrossiapatite (proliferina-3, Glvr-1, DMP-1 e tenascina-C), e l'espressione di questi geni consentirebbe agli osteoblasti di ancorarsi stabilmente alla idrossiapatite sintetica.



Fig. 7. Ottima osteointegrazione in protesi rivestita di idrossiapatite

Attualmente sono allo studio superfici in grado di veicolare fattori di crescita ossea; questi rivestimenti osteoinduttivi costituirebbero sicuramente il tipo di superficie ideale, ma non sono ancora disponibili sul mercato [32].

### La qualità dell'osso ospite

Condizione essenziale per la scelta di impiantare una protesi non cementata è la buona qualità dell'osso ospite.

L'età del paziente non sembra avere importanza rilevante. Rand [36] già nel 1991 osservava, infatti, che casistiche di protesi con cemento e senza cemento non mostravano nessuna differenza statisticamente significativa eccetto il parametro "età": i pazienti con protesi non cementate erano mediamente 9 anni più giovani dei soggetti inclusi nelle casistiche in cui le componenti erano state cementate. Questo rispetta un po' una tendenza internazionale legata forse alla associazione osteoporosi/età avanzata.

La densità ossea è il parametro che determina fondamentalmente il tipo di fissazione che il chirurgo dovrebbe utilizzare [26]. Una densità ossea della metafisi tibiale inferiore a  $0,6 \text{ g/cm}^2$  è a rischio per una buona tenuta del piatto tibiale che può andare incontro a mobilitazione per scarso *bone ingrow* o ad affondamento della componente [37]. Petersen e coll. [38] osservarono nei piatti tibiali una correlazione positiva con la densità minerale ossea (BMD); maggiore è la densità ossea, minore è la migrazione protesica.

La presenza di una grave osteoporosi, legata ad un'età avanzata o a altre malattie infiammatorie croniche (ad esempio, artrite reumatoide) può inficiare seriamente la stabilità secondaria di un impianto protesico. Cho e coll. [39], in un recente articolo, hanno dimostrato una crescita ossea decisamente inferiore in ratti ovariectomizzati: l'analisi è stata fatta valutando sia la superficie di contatto tra osso e impianto sia l'area dell'osso neo-formato.

I risultati hanno mostrato una significativa diminuzione della crescita ossea tanto da poter compromettere la stabilità degli impianti nei topi ovariectomizzati rispetto agli animali del gruppo di controllo.

Diversa è la situazione per le protesi cementate in cui lo scollamento protesico e l'affondamento sembrano indipendenti dalla densità ossea della metafisi, come se il cemento riuscisse a distribuire meglio le forze su una metafisi osteoporotica. Sugita e coll. [40], in uno studio su pazienti affetti da artrite reumatoide e osteoporosi grave operati con protesi di ginocchio cementate, hanno osservato che non vi era affondamento o scollamento del piatto tibiale cementato ad un controllo a distanza di 12 anni; gli Autori hanno concluso pertanto che la densità ossea della metafisi tibiale non è correlata al fallimento delle protesi cementate.

Alla luce di tutto quanto è stato detto si possono esprimere le controindicazioni all'uso di una protesi non cementata di ginocchio (Tabella 6).

**Tabella 6.** Controindicazioni

---

Soggetti con cattiva qualità di osso
Soggetti con artrite reumatoide
Gravi deformazioni dei capi articolari
Ginocchio con collaterali e crociati insufficienti
Impianti di revisione

---

## Conclusioni

Abbiamo analizzato importanti lavori, che riportano buoni o eccellenti risultati a 10-15 ed anche 20 anni di distanza in casistiche comprendenti protesi cementate e non cementate. Non è tuttavia possibile trarre conclusioni assolute dall'analisi della letteratura, ma solo indicazioni tratte sulla base di esperienze personali nel campo della protesica di ginocchio.

Indubbiamente la cementazione crea qualche problema in più, ma “perdona” al chirurgo qualche errore di imprecisione nel taglio. Essa, comunque, è, a nostro parere, indicata nei pazienti molto anziani o con importanti malattie metaboliche o infiammatorie (ad esempio, artrite reumatoide). Nella scelta purtroppo non possono non essere considerate anche le problematiche relative al costo: le protesi non cementate hanno un costo decisamente superiore.

Secondo il nostro modo di vedere, la indicazione prioritaria è di **non usare la cementazione** almeno nelle protesi primarie e nei pazienti relativamente giovani con buona qualità di osso.

Un impianto non cementato può essere utilizzato con successo ed è raccomandato solo se possiamo avere una buona fissazione iniziale (accuratezza e precisione di pianificazione e di esecuzione), se abbiamo una superficie che ci consentirà una buona crescita ossea all'interno della interfaccia, se abbiamo una buona densità ossea a livello tibiale ( $\geq 0,6 \text{ g/cm}^2$ ).

Nel caso vi sia una motivazione traumatica, metabolica o parafisiologica in cui le tre condizioni suddette non possano essere soddisfatte è opportuno ricorrere a protesi così dette “ibride” (cementate in una sola delle componenti, di regola quella tibiale) o a quelle cementate.

Bisogna dunque essere eclettici, studiare bene il paziente, pianificando minuziosamente l'intervento, avere a disposizione entrambe le tipologie di impianti, eseguire l'intervento con tecnica rigorosa e con precisione di tagli. Importante, e al giorno d'oggi diventa sempre più una necessità, l'ausilio di strumenti di navigazione.

Le tendenze attuali appaiono nella Tabella 7 che dimostra ampiamente la difficoltà di dettare regole assolute e che rispecchia il buonsenso che deve sempre guidare le nostre scelte.

**Tabella 7.** Regole generali di scelta

---

I non cementatori abituali sanno apprezzare il cemento quando non vi sono tutte le condizioni per evitarne l'uso

I cementatori abituali tendono sempre di più ad utilizzare protesi totali di ginocchio "ibride" senza cemento al femore

---

**Bibliografia**

1. Cuckler JM, Lemons J, Tamarapalli JR (2003) Polyethylene damage on the non articular surface of modular total knee prosthesis. *Clin Orthop* 410:248-253
2. Nomble PC, Conditt MA, Thompson MT (2003) Extra-articular abrasive wear on cemented and cementless total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 416:120-128
3. Reilly MA, Walker PS (1982) Effects of tibial component on load transfer in upper tibia. *Clin Orthop* 165:273-282
4. Wasielewski RC, Park N, Williams I (2001) Tibial insert undersurface as a contributing source of polyethylene wear. *Clin Orthop* 388:10-17
5. Gill GS, Joshi HB, Mills DM (1999) Total condylar knee arthroplasty. 16- to 21- year results. *Clin Orthop* (367):210-215
6. Gill GS, Joshi HB (2001) Long result of kinematic condylar knee replacement: an analysis of 404 knees. *J Bone Joint Surg Br* 83:355-358
7. Laskin RS (2001) The genesis total knee prosthesis: a 10-year follow-up study. *Clin Orthop* (388):95-102
8. Callaghan JJ, Squire MW, Goetz DD et al (2000) Cemented rotating-platform total knee replacement. A nine to twelve-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 82:705-711
9. Hofman AA, Evanich JD, Ferguson RP (2001) Ten to 14 year clinical follow-up of the cementless natural knee system. *Clin Orthop* (388):85-94
10. Ritter MA, Berend ME, Mending JB (2001) Long term follow-up of anatomic graduated components posterior cruciate retaining total knee replacement. *Clin Orthop* (388):51-57
11. Whiteside LA (2001) Long-term follow-up of the bone-ingrowth Ortholoc knee system without a metal-backed patella. *Clin Orthop* (388):77-84
12. Walker PS, Greene D, Reilly DT (1981) Fixation of tibial component of knee prothesis. *J Bone Joint Surg Am* 63:258-267
13. Fuiko R, Zembisch A, Loyoddin M (2003) Osteointegration and implant position after cementless total knee replacement. *Clin Orthop* 408:201-208
14. Onsten I, Nordqvist A, Calsson AS, Besjakov J (1998) Hydroxyapatite augmentation of the porous coating improves fixation of tibial components. A randomized RSA study in 116 patients. *J Bone Joint Surg Br* 80:417-425
15. Forster MC (2003) Survival analysis of primary cemented total knee arthroplasty: which design last? *J Arthroplasty* 18:265-270
16. Chockalingam S, Scott G (2000) The outcome of cemented vs. cementless fixation of a femoral component in total knee replacement (TKR) with identification of radiological sign for prediction of failure. *Knee* 7:233-238
17. Duffy GP, Berry DJ, Rand JA (1998) Cemented versus cementless fixation knee arthroplasty. *Clin Orthop* (356):66-72

18. Khaw FM, Kirk LM, Morris RW, Gregg PJ (2002) A randomised, controlled trial of cemented versus cementless press-fit condylar total knee replacement. Ten-year survival analysis. *J Bone Joint Surg Am* 84:658-666
19. Bert J, McShane M (1988) It is necessary to cement the tibial stem in knee arthroplasty? *Clin Orthop* (356):73-78
20. Ritter M, Herbst S, Keating M (1994) Radiolucency at the bone cement interface in total knee replacement. The effect of bone surface preparation and cement technique. *J Bone Joint Surg Am* 76:60-65
21. Berman A, Parment J, Harding S (1998) Emboli observed with use of transoesophageal echocardiography immediately after tourniquet release during total knee arthroplasty with cement. *J Bone Joint Surg Am* 80:389-396
22. Seki T, Omori G, Koga Y et al (1999) Is bone density in the distal femur affected by use of cement and by femoral component design in total knee arthroplasty? *J Orthop Sci* 4:180-186
23. Krackow KA, Hungerford DS (1988) Uncemented total knee arthroplasty: a two to eight years survey and analysis of multi-center, multi-system result. *Am J Knee Surgery* 1:42
24. Watanabe H, Akizuki S, Takizawa T (2004) Survival analysis of a cementless, cruciate-retaining total knee arthroplasty. Clinical and radiographic assessment 10 to 13 years after surgery. *J Bone Joint Surg Br* 86:824-829
25. Sansone V, da Gama Malcher M (2004) Mobile-bearing total knee prosthesis: a 5- to 9-year follow-up of the first 110 consecutive arthroplasties. *J Arthroplasty* 19:678-685
26. Bassett RW (1998) Result of 1000 Performance knees; cementless versus cemented fixation. *J Arthroplasty* 13:409-413
27. Sumner DR, Berzins A, Turner TM, Igloria R (1994) Requirements for successful total knee replacements. Design considerations. *J Biomech* 27:929-939
28. Walker PS (1989) Requirements for successful total knee replacements. Design considerations. *Orthop Clin North Am* 20:15-29
29. Stern SH, Wills RD, Gilbert JL (1997) The effect of tibial stem design on component micromotion in knee arthroplasty. *Clin Orthop* (345):44-52
30. Voltz R, Nisbet J, Lee W (1995) The mechanical stability of various noncemented tibial components. *Clin Orthop* 226:38-42
31. Sumner DR, Berzins A, Turner TM, Igloria R (1994) Initial in vitro stability of the tibial component in a canine model of cementless total knee replacement. *J Biomech* 27:929-939
32. Sato M, Slamovich EB, Webster TJ (2004) Enhanced osteoblast adhesion on hydrothermally-treated hydroxyapatite/titania/poly(lactide-co-glycolide) sol-gel titanium coatings. *Biomaterials* 26:1349-1357
33. Bellemans J (1999) Osteointegration in porous coated knee arthroplasty. The influence of component coating type in sheep. *Acta Orthop Scand* 288[Suppl]:1-35
34. Soballe K, Hansen E (1990) Hydroxyapatite coating enhances fixation of porous coated implants. A comparison in dogs between press-fit and non interference fit. *Acta Orthop Scand* 61:299-306
35. Xie J, Baumann MJ, McCabe LR (2004) Osteoblasts respond to hydroxyapatite surfaces with immediate changes in gene expression. *J Biomed Mater Res* 71:108-117
36. Rand JA (1991) Cement or cementless fixation in total knee arthroplasty? *Clin Orthop* (273):52-62
37. Li MG, Nilsson KG (2000) The effect of the preoperative bone quality on the fixation of the tibial component in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 15:744-753

38. Petersen MM, Nielsen PT, Lebech A (1999) Preoperative bone mineral density of the proximal tibia and migration of the tibial component after uncemented total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14:77-81
39. Cho P, Schneider GB, Krizan K, Keller JC (2004) Examination of the bone-implant interface in experimentally induced osteoporotic bone. *Implant Dent* 13:79-87
40. Sugita T, Umehara J, Sato K (1999) Influence of tibial bone quality on loosening of the tibial component in total knee arthroplasty for rheumatoid arthritis: long-term results. *Orthopedics* 22:213-215

---

# Se e quando protesizzare la rotula

M.I. GUSSO, R. CIVININI, M. PIETRI, M. INNOCENTI

## Introduzione

La controversia su quale sia l'opzione terapeutica più idonea per il trattamento della rotula in una protesi totale di ginocchio rimane tuttora aperta.

Storicamente, le prime protesi di ginocchio non prevedevano la protesizzazione della rotula e le complicanze femoro-rotulee costituivano una delle principali problematiche cliniche; quasi sempre presenti, talvolta raggiungevano anche percentuali estremamente elevate, fino al 40-50% dei casi; conseguentemente negli anni '70 furono sviluppati molti disegni protesici studiati per accogliere una protesi rotulea che si articolasse con il femore [1-8].

La protesizzazione della rotula divenne così una parte integrante della protesi di ginocchio e, grazie al miglioramento dei risultati clinici e alla diminuzione del dolore anteriore di ginocchio, ebbe rapidamente una grande diffusione.

Tuttavia, ben presto nuove complicanze legate alla protesizzazione delle rotula cominciarono a caratterizzare molte casistiche; tali complicanze comprendevano: la frattura della rotula, l'osteonecrosi, la rottura dell'apparato estensore, l'allentamento asettico, la dissociazione del *metal-back*, l'usura del polietilene, l'instabilità e la lussazione, l'errato posizionamento della componente rotulea e la sindrome del *clunk* rotuleo [9-16].

Pertanto abbiamo assistito negli anni '80 e '90 ad un rinnovato interesse nel lasciare la rotula non protesizzata, favorito anche dalle più moderne geometrie della componente femorale che meglio si adattavano alla rotula nativa.

Queste esperienze non hanno tuttavia portato ad un orientamento univoco e tuttora vi sono tre approcci diversi alla protesizzazione rotulea: il primo comprende coloro che protesizzano sempre la rotula, ritenendo che i risultati siano più riproducibili e la percentuale di dolore anteriore di ginocchio post-operatorio minore; il secondo coloro che non protesizzano mai la rotula sostenendo che, con risultati clinici uguali a quelli della rotula protesizzata, si evitino le complicanze legate ad un ulteriore atto chirurgico e alla presenza di un ulteriore elemento protesico; nel terzo rientrano i sostenitori della protesizzazione selettiva, cioè chi ritiene che vi siano dei fattori pre- o intra-operatori in grado di guidare la scelta tra protesizzazione o meno della rotula.

## **Le esperienze internazionali**

La protesizzazione della rotula è un argomento che da sempre ha trovato ampio spazio in letteratura e numerosi sono gli studi condotti al fine di determinare quale opzione terapeutica fornisca i risultati migliori; in alcuni casi l'argomento è stato affrontato con estremo rigore metodologico, in altri con modelli di studio più curiosi, come, ad esempio, l'utilizzazione delle protesi bilaterali per protesizzare un ginocchio e non l'altro.

Cercheremo pertanto di sintetizzare i risultati, sia da quanto emerge dalla letteratura internazionale, sia sulla base della nostra personale esperienza.

### **Studi randomizzati**

Vi sono almeno 6 studi che hanno confrontato la rotula protesizzata con quella non protesizzata secondo i più stringenti criteri della medicina basata sull'evidenza, utilizzando cioè un modello di studio prospettico, randomizzato, a doppio cieco per la valutazione dei risultati; due serie sono state inoltre controllate più volte nel tempo per valutare l'evoluzione dei risultati con un follow-up maggiore.

Nel 1995, Bourne e coll. [17] hanno confrontato i risultati di due gruppi di ginocchia con o senza protesizzazione della rotula. Ad un follow-up minimo di 2 anni vi era una percentuale statisticamente inferiore di dolore anteriore di ginocchio ed una migliore flessione nel gruppo delle rotule non protesizzate; tuttavia era stato necessario convertire due rotule non protesizzate, mentre non era stata necessaria alcuna revisione nell'altro gruppo. Nel 2004 lo stesso gruppo di pazienti è stato rivisto con un follow-up minimo di 10 anni e questo è probabilmente lo studio con il follow-up più lungo [18]. La percentuale di revisioni nel gruppo non protesizzato era del 15%, mentre in quello protesizzato era del 5%. Fra i due gruppi non vi erano tuttavia differenze statisticamente significative per quanto riguardava il dolore anteriore

di ginocchio, la soddisfazione del paziente ed il risultato funzionale. Gli Autori [18] pertanto concludono che, alla luce dei risultati ottenuti, il loro approccio attuale è quello della protesizzazione selettiva, lasciando la rotula non protesizzata nei giovani, in presenza di una buona cartilagine rotulea, senza alterazioni dello scorrimento e quando la rotula ha uno spessore inferiore ai 15 mm o una scadente qualità ossea.

Nel 1997 Barrack e coll. [19] riportano i risultati di uno studio prospettico randomizzato su 118 ginocchia controllate con un follow-up minimo di 2 anni. Nessuna differenza nei risultati clinici era emersa fra il gruppo di rotule protesizzate e quelle non protesizzate; in particolare il dolore anteriore di ginocchio, quando presente, non era influenzato dalla protesizzazione della rotula o meno. Nel 2001 venivano riportati i risultati dello stesso gruppo di pazienti controllati con un follow-up minimo di 5 anni [20]. Ancora non vi era nessuna differenza fra i due gruppi per quanto riguarda la soddisfazione del paziente, il *Knee score*, ed in particolare il dolore anteriore di ginocchio. Nessuno dei fattori che comunemente sono indicati per la protesizzazione selettiva, come obesità, degenerazione cartilaginea e dolore anteriore pre-operatorio, avevano un valore predittivo per il dolore anteriore di ginocchio post-operatorio. Gli Autori concludono pertanto che l'insorgenza del dolore anteriore di ginocchio debba essere ricercata in altri fattori, come la geometria delle componenti protesiche e soprattutto la tecnica chirurgica di impianto delle componenti femorale e/o tibiale, piuttosto che nella protesizzazione della rotula.

Feller e coll. [21], in uno studio prospettico randomizzato su 40 pazienti, non riportano differenze significative fra i pazienti protesizzati o meno, anche se vi era una tendenza ad un punteggio peggiore nel gruppo dei protesizzati ed inoltre il gruppo dei pazienti senza protesi di rotula aveva una migliore abilità nel salire le scale.

In uno studio prospettico randomizzato condotto in Germania su 40 pazienti controllati con un follow-up minimo di 2 anni, il gruppo non protesizzato di rotula aveva una maggiore percentuale di sintomatologia dolorosa [22].

Wood e coll. [23] hanno seguito un ampio gruppo di pazienti in uno studio prospettico, randomizzato, a doppio cieco condotto in Australia. Su una popolazione di 220 ginocchia controllate con un follow-up medio di 48 mesi la percentuale di revisioni per problemi femoro-rotulei era analoga: 12% nel gruppo non protesizzato e 10% in quello protesizzato; tuttavia, vi era una incidenza statisticamente maggiore di dolore anteriore di ginocchio nei pazienti non protesizzati. L'unico fattore pre-operatorio che correlava con un dolore anteriore di ginocchio era il peso corporeo, ma non l'indice di massa corporea.

Infine, nell'ultimo e più ampio studio, condotto in Inghilterra da Waters e Bentley [24], vengono riportati i risultati di 474 ginocchia controllate con un follow-up minimo di 2 anni. La prevalenza del dolore anteriore di ginocchio era nettamente superiore nel gruppo non protesizzato (25,1% contro 5,3%), inoltre anche il *Knee score* era statisticamente inferiore nel gruppo non protesizzato. Gli Autori riferiscono pertanto che attualmente protesizzano di routine la rotula.

### **Studi di registro**

Un altro sistema importante di valutazione dei risultati è rappresentato dagli studi di registro; in particolare i registri scandinavi hanno valutato in maniera specifica i risultati della protesizzazione della rotula.

In una recente revisione del registro norvegese sono state analizzate 7174 protesi totali di ginocchio di primo impianto effettuate tra il 1994 e il 2000 [25]; di queste circa il 35% del totale aveva avuto la protesizzazione della rotula. Analizzando le cause delle 213 revisioni effettuate, 145 (68%) riguardavano protesi bicompartimentali, cioè senza la rotula protesizzata, e di queste in 84 casi (57%) l'intervento era costituito solo nella protesizzazione della rotula; tuttavia tale dato non era statisticamente significativo. Anche la sopravvivenza a 5 anni delle protesi bi- e tricompartmentali non era statisticamente significativa (93,8% contro 95,9%). Tuttavia, considerando solo le revisioni per protesi dolorosa, le bicompartimentali avevano un rischio di revisione 5 volte più alto rispetto alle tricompartmentali. Al contrario nelle tricompartmentali vi era un rischio di infezione 2,5 volte maggiore.

Analizzando i risultati del registro svedese, relativi al periodo 1981-1995, [26] vediamo come la percentuale di pazienti non soddisfatti era superiore nel gruppo dei non protesizzati (19%) rispetto a quelli che avevano avuto la rotula protesizzata.

Sempre il registro svedese [27], analizzando le cause di 250 revisioni degli impianti effettuati tra il 1990 e 1996, evidenzia come le complicanze relative alla femoro-rotulea erano la prima causa di revisione precoce e più in particolare erano la causa di riprotesizzazioni in 99 pazienti su 168 con protesi bicompartimentale (pari al 59%) e in 36 delle 82 ginocchia con protesi tricompartmentale (pari al 44%). Secondo questo registro, pertanto, le complicanze a carico della femoro-rotulea sono la causa più frequente di revisione con una percentuale di revisioni maggiore nelle protesi bicompartimentali.

### **Studi su protesi bilaterali**

Vi sono diversi studi ove un ginocchio protesizzato viene confrontato con l'altro non protesizzato.

Enis e coll. [28] riportano uno studio su 25 pazienti sottoposti a protesi totale di ginocchio bilaterale in cui la protesizzazione della rotula era stata effettuata solo da un lato. Al follow-up finale, i risultati clinici, sia oggettivi, sia relativi alla soddisfazione del paziente erano migliori nelle ginocchia con protesi di rotula, anche se occorre sottolineare che in tutti i casi era stata rilevata una grave artrosi femoro-rotulea.

Diverse sono le conclusioni a cui giunge Keblish [29], analizzando un gruppo di 30 pazienti operati bilateralmente. Infatti, non vi era nessuna differenza tra le ginocchia con protesi di rotula e quelle senza per quanto riguardava salire o scendere le scale, dolore anteriore di ginocchio, ed anche alla valutazione radiografica non vi erano differenze nell'allineamento delle componenti, nell'altezza della rotula e nello scorrimento rotuleo.

Stessa metodologia è stata utilizzata da Levitsky [30] su 13 pazienti; 7 dei 13 pazienti avevano preferito il ginocchio senza la protesi di rotula; non vi era nessuna differenza fra le due ginocchia per quanto riguarda il punteggio complessivo, il dolore, l'arco di movimento e la soddisfazione nei due gruppi.

Infine, Barrack, nello studio randomizzato già citato [20], ha valutato un sottogruppo di 32 pazienti trattati bilateralmente. Non vi era nessuna differenza significativa per quanto riguarda funzione, dolore o la soddisfazione del paziente tra le due ginocchia. Undici pazienti (34%) preferivano il ginocchio protesizzato, 12 (37%) il ginocchio non protesizzato e 9 (28%) non avevano preferenza.

### **Protesizzazione selettiva**

La protesizzazione selettiva della rotula rappresenta tuttora una delle opzioni più seguite nella chirurgia protesica del ginocchio e da tempo in letteratura si è cercato di valutare se potessero esistere dei fattori in grado di fornire criteri di scelta idonei a predire il risultato nella protesizzazione o meno della rotula. Le indicazioni ed i risultati non sono tuttavia univoci.

Picetti e coll. [31] riportano uno studio su 100 ginocchia nelle quali non era stata protesizzata la rotula; ad un follow-up medio di 4,7 anni, il 29% dei pazienti aveva un dolore anteriore riferibile alla femoro-rotulea ed il 40% segnalava delle difficoltà a salire le scale. Il dolore era maggiore nei pazienti obesi e nei reumatoidi. La protesizzazione della rotula viene quindi raccomandata con indicazioni più ristrette, e cioè nei pazienti con artrite reumatoide e, nei casi di artrosi, nei pazienti alti più di 160 cm, con un peso maggiore di 60 kg e quando è presente un dolore anteriore di ginocchio pre-operatorio o un grado 4 di condromalacia intra-operatoria.

Una delle casistiche più ampie è quella riportata da Boyd [32]. In uno studio retrospettivo su 891 ginocchia la protesi veniva eseguita se vi erano

danno cartilagineo grave, esposizione dell'osso subcondrale, irregolarità grossolane di superficie e alterato scorrimento femoro-rotuleo. Al follow-up finale la percentuale globale di complicanze era inferiore nel gruppo protesizzato (4%) rispetto al non protesizzato (12%). Più in particolare, sui 495 casi non protesizzati, 51 (10%) avevano un dolore anteriore di ginocchio. Pertanto in questo studio, anche utilizzando criteri selettivi di protesizzazione rotulea, vi era una percentuale di dolore post-operatorio maggiore nelle ginocchia non protesizzate.

Levitsky e coll. [30] riportano uno studio su 79 ginocchia nelle quali era stata eseguita una protesi totale di ginocchio senza protesizzazione della rotula utilizzando dei criteri di selezione per lo più intra-operatori: scorrimento femoro-rotuleo congruente, anatomia rotulea conservata, assenza di condromalacia di grado elevato, di malattie cristalline da deposito e di malattie reattive infiammatorie della sinovia. Gli Autori concludono che utilizzando tali criteri la protesizzazione rotulea selettiva possa garantire risultati soddisfacenti e, con un follow-up minimo di 2,4 anni, riportano un alto grado di soddisfazione dei pazienti, nessuna complicanza o reintervento, anche se viene riferito un 19% di lieve dolore anteriore di rotula.

Kim e coll. [33], usando gli stessi criteri selettivi di Levitsky, riportano una percentuale di sopravvivenza del 97,5% a 10 anni con una sola revisione dovuta a problematiche relative alla femoro-rotulea. Tuttavia, nel 20% dei casi era presente un dolore anteriore lieve o moderato.

Per quanto riguarda la protesizzazione selettiva segnaliamo un'esperienza diretta di cui abbiamo già in parte riportato i risultati [34]. Abbiamo infatti potuto ricontrattare i risultati di 118 protesi di ginocchio Genesis II (Smith & Nephew, Memphis) controllate con un follow-up minimo di 2 anni. La rotula non era stata protesizzata quando la superficie cartilaginea era sufficientemente conservata, lo scorrimento femoro-rotuleo congruente, la morfologia rotulea anatomica ed infine quando non vi erano segni di artrite o sinovite infiammatoria. Seguendo questi criteri abbiamo protesizzato la rotula in 72 casi (61%), mentre nei rimanenti 46 casi (39%) abbiamo lasciato la rotula non protesizzata, eseguendo comunque la rimozione degli osteofiti, una condroplastica periferica e la denervazione rotulea. Nel gruppo di pazienti controllati al follow-up finale la valutazione clinica relativa all'apparato estensore è stata eseguita con un *Patellar score* [33] che prevede un totale di 30 punti, dei quali 15 vengono attribuiti per il dolore anteriore di ginocchio, 5 per la forza del quadricipite, 5 per la capacità di alzarsi dalla sedia e 5 per la capacità di salire le scale. Fra i due gruppi di pazienti non vi era nessuna differenza statisticamente significativa, con un punteggio medio di 27,9 punti nel gruppo di pazienti non protesizzati di rotula e di 27,3 in quello dei protesizzati. Anche per quanto riguarda la valutazione radiografica relativa a *tilt* rotuleo o lateralizzazione della rotula non vi erano differenze significative tra i due gruppi.

Per meglio valutare questi risultati è tuttavia necessario fare alcune considerazioni sul disegno di questa protesi. Nella protesi Genesis II (Smith & Nephew) l'extrarotazione è costruita direttamente sulla componente femorale ed infatti il condilo femorale laterale è più spesso di quello mediale. In pratica la differenza di spessore nei condili posteriori della protesi Genesis II (Smith & Nephew) realizza una rotazione esterna che corrisponde a 3°. In questo modo una eguale quantità di osso viene resecata sia sul versante mediale che su quello laterale. La possibilità di non extraruotare la componente femorale determina alcuni vantaggi: non intacca il lato esterno della diafisi femorale e permette di non scostarsi da quello mediale, ma soprattutto permette di mantenere la congruenza femoro-tibiale per tutto l'arco di flessione. È stato infatti dimostrato che extraruotando la componente femorale migliora lo scorrimento rotuleo in flessione, ma peggiora in estensione in quanto si medializza il solco femoro-rotuleo. Eseguendo delle resezioni ossee simmetriche si realizza un corretto scorrimento rotuleo anche in flessione. Si tratta pertanto di un disegno *patella friendly*, che cioè accoglie bene sia la rotula nativa che quella protesizzata [35].

In particolare, negli ultimi anni il sistema è stato sviluppato, dal punto di vista tribologico, con l'introduzione delle componenti femorali in oxinium, una lega di zirconio e niobio che, riscaldata a temperatura di 700 °C in presenza di ossigeno, forma uno strato superficiale di ossidazione di 5 mm sotto forma di diossido di zirconio; in pratica si realizza una ceramizzazione della lega. L'oxinium ha dimostrato, *in vitro*, non solo un'usura del polietilene inferiore dell'85% rispetto alle leghe convenzionali, ma anche un coefficiente di frizione nettamente inferiore verso il polietilene, ma soprattutto verso la cartilagine, rendendolo così particolarmente idoneo ad articolarsi anche con la rotula nativa.

### **Artropatie infiammatorie**

Lo studio della protesi di rotula nelle artropatie infiammatorie necessita di una analisi a parte, in quanto molti degli studi che abbiamo analizzato finora facevano riferimento a gruppi di pazienti selezionati per patologia e cioè affetti da artrosi. Vi è infatti un generale consenso in letteratura sull'indicazione alla protesizzazione della rotula nelle artropatie infiammatorie in generale ed in particolare nell'artrite reumatoide [31, 32].

Il rationale di questa scelta è legato al fatto che il residuo di cartilagine articolare rotulea può evocare uno stimolo antigenico in grado di alimentare la sinovite infiammatoria e quindi propagare la risposta infiammatoria immuno-mediata.

Si tratta inoltre di pazienti sedentari, e spesso con un avanzato grado di alterazioni morfologiche della rotula.

I risultati del registro svedese sembrano confermare queste considerazioni ed infatti, analizzando i pazienti affetti da artrite reumatoide, la percentuale di risultati insoddisfacenti era maggiore (15%) nel gruppo di pazienti senza protesi di rotula, rispetto a quelli protesizzati di rotula (12%) [26].

## Tecnica chirurgica

È necessario sottolineare come l'elemento determinante per un corretto funzionamento della rotula, dell'articolazione femoro-rotulea e dell'apparato estensore in generale in una protesi totale di ginocchio sia rappresentato da una corretta tecnica chirurgica, non solo relativa all'impianto della protesi rotulea, ma soprattutto al corretto posizionamento delle componenti femorale e tibiale. Cercheremo pertanto di analizzare gli elementi determinanti dal punto di vista chirurgico.

Il primo elemento è rappresentato dal corretto posizionamento della componente femorale nei tre piani dello spazio. Deve essere infatti lateralizzata sul piano frontale, allo scopo di ridurre la lateralizzazione relativa dell'apparato estensore. Sul piano sagittale si deve evitare una eccessiva flessione che, aumentando la risultante delle forze che agiscono sulla rotula, può determinare un incremento del rischio di frattura. Così pure importante è il dimensionamento femorale sul piano sagittale per evitare l'*overstuffing* rotuleo. Tuttavia, l'elemento cruciale per la funzione femoro-rotulea è rappresentato dalla rotazione; l'intrarotazione della componente femorale incrementa infatti l'angolo Q e peggiora lo scorrimento rotuleo. Altrettanto l'intrarotazione della componente tibiale dovrebbe essere evitata in quanto determina una lateralizzazione del tubercolo tibiale che porta ad un incremento dell'angolo quadricipitale. In particolare l'intrarotazione combinata delle componenti femorale e tibiale è associata ad un aumento statisticamente significativo, non solo del dolore anteriore di ginocchio, ma anche di revisioni [36, 37].

Se a questo punto si decide di protesizzare la rotula, un'accurata tecnica chirurgica è fondamentale per ridurre gli errori legati alla protesizzazione e per la buona riuscita dell'impianto.

In primo luogo è importante ricreare un corretto spessore della rotula, infatti una scarsa resezione rotulea può sovraccaricare l'articolazione. Ciò porta ad un aumento delle forze risultanti sulla femoro-rotulea, ad un incremento dell'angolo Q e di conseguenza ad una maggiore tensione del retinacolo laterale. Per la stessa ragione, una resezione obliqua della rotula, ed in particolare un'insufficiente resezione laterale, può sovraccaricare l'articolazione femoro-rotulea. Anche un'eccessiva resezione deve essere evitata in quanto può aumentare il rischio di fratture [38, 39].

Per facilitare la corretta esecuzione dell'osteotomia la sinovia perirotulea

deve essere rimossa per esporre al meglio il tendine rotuleo e tutti gli osteofiti marginali devono essere asportati per ottenere una perfetta visualizzazione della morfologia rotulea.

Il posizionamento mediale della protesi rotulea migliora lo scorrimento femoro-rotuleo e ricrea il fisiologico centro della rotula, che è situato 3 mm medialmente rispetto al centro della rotula.

Nel caso in cui si decida di non protesizzare la rotula, devono comunque essere eseguiti alcuni tempi chirurgici accessori sulla rotula nativa.

La raccomandazione minima è la semplice rimozione degli osteofiti, smussando la superficie rotulea.

Barrack e coll. [19] consigliano, oltre alla rimozione degli osteofiti marginali, la regolarizzazione della cartilagine nelle zone di fibrillazione e delle perforazioni multiple nelle zone di osso sclerotico.

Altri Autori [29] hanno descritto una preparazione più elaborata che comprendeva un *release* delle parti molli sul versante laterale della rotula, la divisione del legamento femoro-rotuleo e la decompressione della rotula tramite microperforazioni.

Infine, viene spesso proposta come tempo chirurgico finale della preparazione rotulea la denervazione circonferenziale parziale che, eseguita con elettrobisturi sul contorno rotuleo, dovrebbe avere la funzione di deafferentare le terminazioni nervose della rotula e quindi diminuire l'incidenza della sintomatologia dolorosa.

## Discussione

Il progresso delle tecniche chirurgiche e l'evoluzione dei disegni protesici hanno oramai ridotto molte cause di insuccesso della protesi totale di ginocchio, che è diventata attualmente un intervento affidabile, in grado di assicurare una percentuale di risultati soddisfacenti molto spesso superiore al 90%.

Tuttavia, sono proprio le complicanze femoro-rotulee a costituire uno dei principali problemi legati all'intervento [2, 40-44], ed infatti il fallimento della femoro-rotulea è diventato la causa più frequente di revisione in una protesi totale di ginocchio [45].

Pertanto, quando si affrontano le problematiche relative alla protesizzazione o meno della rotula, è bene tenere a mente che la corretta funzionalità della femoro-rotulea in linea generale è il risultato complessivo di una sequenza chirurgica che prevede il corretto posizionamento e allineamento delle componenti femorale e tibiale, i tempi sulle parti molli, e per la quale l'impianto o meno del polietilene rotuleo è solo l'ultimo, e non necessariamente più importante, tassello.

Volendo pertanto ricercare alcune indicazioni da quanto una ridondante

letteratura ha prodotto sulla protesizzazione della rotula occorre fare alcune precisazioni preliminari.

Quasi tutti i lavori fanno un riferimento prevalente al dolore anteriore di ginocchio come parametro principale per definire il successo della protesizzazione o meno della rotula. In realtà il dolore anteriore di ginocchio rappresenta una costante in tutte le casistiche di protesi totali di ginocchio, talvolta presente anche in percentuali molto elevate [14, 19, 33, 36, 46] e, sebbene la sua incidenza sia ben conosciuta, la sua eziopatogenesi è ben lontana dall'essere definita con certezza.

Vi sono evidenze in letteratura che un dolore anteriore di ginocchio può essere correlato alle seguenti cause: intrarotazione della componente femorale, di quella tibiale o intrarotazione combinata, eccessivo allineamento in valgo, rotula bassa, rotula lateralizzata, *tilt* rotuleo, eccessivo spessore (*overstuffing*) femoro-rotuleo. Ognuna di queste cause è indipendente dalla protesizzazione rotulea e può determinare un dolore anteriore di ginocchio sia con la rotula nativa conservata che con la rotula protesizzata.

Il secondo aspetto che viene quasi sempre preso in considerazione è la percentuale di revisioni a cui vanno incontro nel tempo i due gruppi di pazienti protesizzati o meno.

È evidente che in un paziente senza protesi di rotula, in cui sia insorto un dolore anteriore di ginocchio di qualsiasi natura, eseguire un intervento di conversione in protesi è un atto chirurgico semplice la cui indicazione può essere posta con una certa facilità anche se non si ha la certezza che la rotula sia la causa del dolore [36].

Al contrario, di fronte ad un paziente con protesi di rotula, anche quando si sia riconosciuto nella rotula la causa del problema, mancano spesso le opzioni chirurgiche anche in considerazione del fatto che la revisione isolata di rotula è spesso un intervento destinato all'insuccesso [47].

Anche alla luce di queste considerazioni possiamo in primo luogo rilevare come i grandi studi prospettici randomizzati abbiano mancato di dare un'indicazione assoluta. Nei due studi numericamente più rilevanti, quello inglese e quello australiano, vi era una percentuale statisticamente superiore di dolore anteriore di ginocchio nei pazienti non protesizzati rispetto a quelli protesizzati. Le indicazioni conclusive erano pertanto per protesizzare sempre la rotula. Al contrario nei due studi nordamericani, che sono quelli con il follow-up più lungo, non vi era nessuna differenza tra le due opzioni, sia per quanto riguarda la soddisfazione del paziente che per i risultati clinici. Pertanto la conclusione è che la protesizzazione selettiva rappresenta l'approccio più idoneo per il trattamento della rotula nelle protesi totali di ginocchio.

Sulla base della nostra esperienza riteniamo che la protesizzazione selettiva rappresenti un approccio ragionevole e che, sebbene oltre il 60% dei

nostri pazienti venga protesizzato, negli altri casi lasciare la rotula non protesizzata fornisce risultati clinici analoghi con un tempo operatorio ridotto ed evita le possibili complicanze legate all'impianto di un ulteriore componente protesico.

I nostri criteri di base per la scelta di non protesizzare la rotula sono rappresentati da: età inferiore ai 60 anni, artropatia non infiammatoria, anatomia rotulea conservata, condropatia di grado limitato ed infine, ma non meno importante, un congruente scorrimento femoro-rotuleo, infatti nei casi di *maltracking* rotuleo, l'impianto della componente rotulea; che può essere impiantata in posizione medializzata, può in molti casi migliorare lo scorrimento rotuleo, anche senza che si debba eseguire un *lateral release*.

Volendo cercare di dare alcune indicazioni finali, possiamo riassumere che esistono tre criteri base per la protesizzazione della rotula, riassunti dal seguente aforisma: se si opta per protesizzare sempre la rotula, la tecnica chirurgica è fondamentale per evitare complicanze future; se si decide di non protesizzare la rotula, è importante rispettare le giuste indicazioni e utilizzare un impianto idoneo ad accogliere la rotula nativa.

## Bibliografia

1. Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, Shine J (1976) A comparison of 4 models of total knee replacement prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 58:754-765
2. Mochizuki RM, Schurman DJ (1979) Patellar complications following total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 61:879-883
3. Insall JN (1979) The total condylar knee prosthesis: a report of 220 cases. *J Bone Joint Surg Am* 61:173-180
4. Insall JN, Aglietti P, Scott WN, Burstein AH (1980) Resurfacing of the patella. *J Bone Joint Surg Am* 62:933-936
5. Murray DG, Webster DA (1981) The variable axis knee prosthesis: 2 year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 63:687-694
6. Scott RD (1982) Duopatellar total knee replacement: the Brigham experience. *Orthop Clin North Am* 13:89-102
7. Clayton ML (1982) Patellar complications after total condylar arthroplasty. *Clin Orthop* 170:152-155
8. Levai JP, McLeod HC, Freeman MA (1983) Why not resurface the patella? *J Bone Joint Surg Br* 65:448-451
9. Grace JN, Rand JA (1988) Patellar instability after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 237:184-189
10. Lombardi AV Jr, Mallory TH, Vaughn BK et al (1988) Fracture-dissociation of the polyethylene in metal-back patellar component in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 70:675-679
11. Rosemberg AG, Andriacchi TP, Barden R, Galante JO (1988) Patellar component failure in cementless total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 236:106-114
12. Lynch AF, Rorabeck CH, Bourne RB (1987) Extensor mechanism complications following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2:135-140

13. Rand JA (1990) Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 260:110-117
14. Healy WL, Wasilewski SA, Takei R, Oberlander M (1995) Patellofemoral complications following total knee arthroplasty: correlation between implant design and patient risk factors. *J Arthroplasty* 10:197-201
15. Goldberg VM (1998) Patellar fracture and prognosis in condylar total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 236:115-122
16. Burnett RS, Bourne RB (2004) Indication for patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 53:167-186
17. Bourne RB, Rorabeck CH, Vaz M et al (1995) Resurfacing versus not resurfacing the patella in total knee reconstruction. *Clin Orthop* 321:156-161
18. Burnett RS, Haydon CM, Rorabeck CH, Bourne RB (2004) Patella resurfacing versus non resurfacing in total knee arthroplasty: results of a randomized controlled clinical trial at a minimum of 10 years' follow-up. *Clin Orthop* 428:12-25
19. Barrack RL, Wolfe MW, Waldman DA et al (1997) Resurfacing the patella in total knee arthroplasty: a prospective, double-blind study. *J Bone Joint Surg Am* 79:1121-1131
20. Barrack RL, Bertot AJ, Wolfe MW et al (2001) Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: five to seven years follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 83:1376-1381
21. Feller JA, Bartlett RJ, Lang DM (1996) Patellar resurfacing vs retention in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 78:226-228
22. Schroeder-Boersch H, Sheller G, Fisher J (1998) Advantages in patellar resurfacing in total knee arthroplasty. Two years result of a prospective randomized study. *Arch Orthop Trauma Surg* 117:73-78
23. Wood DJ, Smith AJ, Collopy D et al (2002) Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective, randomized trial. *J Bone Joint Surg Am* 84:187-193
24. Waters TS, Bentley G (2003) Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg Am* 85:212-217
25. Furnes O, Espehaug B, Lie SA et al (2002) Early failures in 7174 primary total knee replacement. A follow-up study from the Norwegian Arthroplasty Register 1994-2000. *Acta Orthop Scand* 73:117-129
26. Robertsson O, Dunbar M, Pehrsson T et al (2000) Patient satisfaction after total knee arthroplasty: a report on 27372 knees operated on between 1981 and 1985 in Sweden. *Acta Orthop Scand* 71:262-267
27. Lindstrand A, Robertsson O, Lewold S, Toksvig-Larsen S (2001) The patella in total knee arthroplasty: resurfacing or not resurfacing of patella. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9[Suppl 1]:21-23
28. Enis JE, Gardner R, Robledo MA et al (1990) Comparison of patellar resurfacing versus not resurfacing in bilateral total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 260:38-42
29. Keblish PA, Varma AK, Greenwald AS (1994) Patellar resurfacing or retention in total knee arthroplasty: a prospective study of patients with bilateral replacement. *J Bone Joint Surg Br* 76:930-937
30. Levitsky KA, Harris VJ, McManus J, Scott D (1993) Total knee arthroplasty without patellar resurfacing: clinical outcomes and long term follow-up evaluation. *Clin Orthop* 286:116-121
31. Picetti GD III, McGann VA, Welch RB (1990) The patellofemoral joint after total knee arthroplasty without patellar resurfacing. *J Bone Joint Surg Am* 72:1379-1382
32. Boyd AD Jr, Ewald FC, Thomas WH et al (1993) Long term complications after total knee arthroplasty with or without the resurfacing of the patella. *J Bone Joint Surg Am* 75:674-681

33. Kim BS, Reitman RD, Schai PA, Scott RD (1999) Selective patellar nonresurfacing in total knee arthroplasty: 10 years result. *Clin Orthop* 367:81-88
34. Innocenti M, Civinini R, Villano M (2003) La protesi di ginocchio Genesis nel trattamento della gonartrosi: 10 anni di esperienza. *Giorn Ital Ortop Traumatol* 29:196-202
35. Kaper BP, Woolfrey M, Bourne RB (2000) The effect of built in external femoral rotation on patellofemoral tracking in the Genesis II total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 15:964-969
36. Barrack RL, Schrader T, Bertot AJ et al (2001) Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 392:46-55
37. Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE (1998) Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 356:144-153
38. Dennis DA (1997) Extensor mechanism problems in total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 46:171-180
39. Holt GE, Dennis DA (2003) The role of patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 416:76-83
40. Merkow RL, Soudry M, Insall JN (1985) Patellar dislocation following total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 67:1321-1327
41. Ewald FC (1991) Leg lift technique for simultaneous femoral, tibial and patella prosthetic replacement, rule of no thumb for patellar tracking. *Tech Orthop* 6:44-49
42. Campbell DG, Mintz AD, Stevenson TM (1995) Early patellofemoral revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 10:287-291
43. Dennis DA (1992) Patellofemoral complications in total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg* 5:156-166
44. Nagamine R, Whiteside LA, White SE, McCarthy DS (1994) Patellar tracking after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 304:263-271
45. Rand JA (1994) The patellofemoral joint in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 76:612-620
46. Barnes CL, Scott RD (1993) Patellofemoral complications of total knee replacement. *Instr Course Lect* 42:303-307
47. Berry DJ, Rand JA (1993) Isolated patellar component revision of total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 286:110-115

---

## Le protesi monocompartimentali

G. MAISTRELLI, S. RIAZ

Le protesi monocompartimentali di ginocchio sono state utilizzate nella pratica clinica nell'ultimo quarto di secolo [1]. Nonostante questo, il loro utilizzo è ancora controverso. Le prime serie hanno ottenuto risultati scoraggianti. Con il miglioramento degli impianti, della tecnica chirurgica, del materiale delle componenti e della loro fissazione, i risultati delle protesi monocompartimentali riportati recentemente in letteratura sono quasi paragonabili a quelli delle protesi totali di ginocchio [2, 4]. Tra il 1996 e il 1997 negli Stati Uniti sono state impiantate solo 2500 protesi monocompartimentali. Alla Mayo Clinic negli anni '90, su 8500 artroprotesi totali di ginocchio sono state realizzate solo 3 protesi monocompartimentali. Nonostante continue controversie c'è un nuovo interesse nei confronti di queste componenti protesiche [2]. Non si è infatti assistito alla progressione dell'artrosi negli altri compartimenti secondo quanto riportato in letteratura. I tempi di ricovero e il costo delle protesi monocompartimentali sono minori rispetto alle protesi totali di ginocchio [5, 6] e alcuni Centri eseguono questo tipo di intervento in regime ambulatoriale. Inoltre, i risultati clinici delle protesi monocompartimentali sono preferibili per i pazienti, rispetto a quelli delle protesi totali di ginocchio.

Alcuni Autori come Thornhill e Scott [7] descrivono le protesi monocompartimentali di ginocchio *“una buona alternativa chirurgica per il paziente con artrosi di ginocchio”* e Repicci [8] definisce questa procedura *“un bypass artrosico”*.

Secondo quest'ultimo concetto dopo una protesi totale di ginocchio è molto frequente la possibilità di una revisione soprattutto dovuta all'aumentata attività della popolazione odierna. L'utilizzo delle protesi monocompar-

timentali rappresenta dunque un intervento che rimanda il momento della protesi totale di ginocchio di circa 10 anni; in questo modo quando sarà necessario l'intervento di protesi totale di ginocchio la curabilità dell'impianto sarà sicuramente maggiore. La protesi mono associata a una protesi totale di ginocchio può allungare il tempo di sopravvivenza dell'intero sistema di protesi del ginocchio di circa 20-30 anni. La filosofia che sta dietro questo concetto è che la protesi monocompartimentale, essendo un intervento conservativo, dovrebbe rendere qualsiasi intervento di revisione più semplice.

Alcuni studi [9] dimostrano che l'artrosi colpisce il ginocchio in diversi compartimenti, principalmente mediale, laterale o patello-femorale. Il coinvolgimento degli altri compartimenti è di solito modesto e la progressione lenta. Il compartimento più colpito è quello mediale, interessato isolatamente nel 25% dei pazienti affetti da gonartrosi. Alterazioni del compartimento laterale sono presenti solo nel 5% dei pazienti. Nel compartimento mediale il processo degenerativo inizia nella zona anteriore sia sul versante femorale che su quello tibiale. La protesi monocompartimentale è indicata proprio in queste degenerazioni che coinvolgono la porzione antero-mediale. Nei pazienti con una rottura del legamento crociato anteriore (LCA) o una lesione parziale dello stesso, l'area di maggior usura del piatto tibiale è più posteriore e la sua progressione stimola la formazione di osteofiti nella gola intercondiloidea con una sublussazione laterale della tibia. La rottura del LCA condiziona il successo di un impianto mediale di protesi monocompartimentale [10].

## **Indicazioni e controindicazioni**

La scelta del paziente adeguato e dell'impianto corretto nella sostituzione protesica monocompartimentale è la chiave di successo di questo tipo di tecnica. Questa procedura è principalmente utilizzata nelle artrosi che coinvolgono un solo compartimento. Alcuni Autori non considerano la condromalacia della articolazione patello/femorale, in particolare della faccetta mediale, come controindicazione a questo tipo di intervento; la considerano infatti solo un malallineamento, e quando questa viene corretta la sua regressione è certa. Similmente molti Autori non considerano la presenza di processi degenerativi della faccetta mediale del condilo femorale laterale e la fibrillazione del condilo stesso come controindicazioni assolute all'intervento di protesi monocompartimentale. Uno studio eseguito da Hendel e coll. [11] con pazienti affetti da artrosi monocompartimentale mediale con un modesto interessamento degli altri due compartimenti ha dimostrato buoni risultati, ma i pazienti erano principalmente anziani e svolgevano attività casalinghe. Questa procedura è controindicata nei pazienti molto giovani, in quelli molto

anziani, nelle persone obese e in quelle molto attive. Chi propone la protesi a menisco mobile consiglia il suo utilizzo soprattutto nelle persone molto giovani e attive proprio per il presunto minore *debris* del polietilene [12].

L'assenza del LCA è ancora considerata una controindicazione all'intervento di artroprotesi monocompartimentale di ginocchio. Goodfellow e O'Connor [10] hanno rivalutato i dati di pazienti sottoposti a intervento di protesi monocompartimentale di ginocchio a menisco mobile (*Oxford Knee*). Essi hanno riscontrato una percentuale di successo a 6 anni del 95% in 165 articolazioni con integrità del LCA, e del 81% in un altro gruppo di 110 articolazioni, dove c'era un danno del LCA ( $p < 0,05$ ).

Gli Autori hanno citato la condrocalcosi tra le controindicazioni all'intervento di protesi monocompartimentale in quanto questa patologia potrebbe portare alla progressione del processo artrosico delle superfici articolari non sostituite. La condrocalcosi è presente in una percentuale tra il 3,2% e il 6,8% delle ginocchia.

Woods [13] ha analizzato due gruppi di pazienti: 78 pazienti (Gruppo A) con una artrosi del compartimento mediale e 20 pazienti (Gruppo B) con artrosi del compartimento mediale associata a un quadro di condrocalcosi. Il follow-up medio è stato per il gruppo A di 41 mesi e per il gruppo B di 49 mesi. Considerando la scala del dolore non c'era una differenza significativa nel punteggio tra i due gruppi all'ultimo controllo clinico. Solo 2 su 78 e 1 su 20 pazienti rispettivamente hanno dimostrato una progressione del processo artrosico nel compartimento non sostituito. Si è verificato fallimento asettico, dovuto allo scollamento delle componenti, in 4 casi nel gruppo A e in 2 casi nel gruppo B. In tutti i casi lo scollamento delle componenti protesiche è avvenuto prima della progressione dell'artrosi dell'altro compartimento. Comunque a 5 e 10 anni la percentuale di sopravvivenza dei due gruppi non era significativamente diversa e questo ha permesso agli Autori di concludere che la condrocalcosi non è una controindicazione all'intervento di protesi monocompartimentale di ginocchio.

I pazienti affetti da poliartropatie non dovrebbero essere sottoposti a intervento di sostituzione monocompartimentale, anche quando il coinvolgimento è solo di un compartimento. I risultati ottenuti dal registro svedese delle protesi di ginocchio (SKAR) [14] non consigliano l'utilizzo delle protesi monocompartimentali nei pazienti affetti da artrite reumatoide. Essi riportano una percentuale di revisione maggiore nelle protesi monocompartimentali impiantate in pazienti affetti da artrite reumatoide rispetto a quelle realizzate in pazienti dove la patologia era limitata a un compartimento.

Le deformità in flessione non dovrebbero superare i 15° [9]. Una deformità in varo di 10° e in valgo di 15° sono considerate accettabili per procedere a un intervento di protesi monocompartimentale, ma dovrebbero essere passi-

vamente correggibili. Anche un'adeguata escursione articolare preesistente è consigliata: alcuni Autori consigliano almeno 105-110° di flessione-estensione. Nei casi dove è presente una deformità severa la controindicazione alla monocompartimentale è dovuta all'incremento del processo degenerativo nell'altro compartimento e alla necessità di eseguire *release* dei tessuti molli in ginocchia di questo tipo [15].

In uno studio prospettico [16] di 228 ginocchia in 168 pazienti ogni compartimento del ginocchio è stato valutato e classificato in base al suo grado di artrosi al momento dell'intervento di sostituzione protesica. I criteri di scelta erano l'età, il peso, lo stile di vita, la deformità del ginocchio sul piano cororiale e sagittale, la presenza del LCA e l'erosione della cartilagine nel compartimento opposto. Solo il 6% delle ginocchia prese in esame sono state considerate idonee ad un intervento di sostituzione monocompartimentale.

Chesnut e coll. [17] hanno utilizzato un protocollo diagnostico pre-operatorio per selezionare i candidati alla protesi monocompartimentale. I criteri comprendevano diversi aspetti del paziente quale la storia clinica, l'esame clinico e l'esame radiografico. Gli Autori hanno riportato che, utilizzando questi criteri nella loro serie di 208 ginocchia, è stato possibile predire in maniera attendibile la presenza o assenza di malattia monocompartimentale in 202 casi e retrospettivamente in 207 ginocchia. Il protocollo diagnostico è riportato in Tabella 1.

## Le indagini radiologiche

Le indagini radiologiche standard [9] comprendono radiogrammi di ginocchio eseguiti in carico in estensione completa e a 20° di flessione (proiezione di Schuss). La proiezione laterale può essere eseguita anche a 20° di flessione e questo mostra l'usura del piatto tibiale. L'usura della porzione posteriore del piatto tibiale può essere un segno di LCA assente e questo, come già citato precedentemente, rappresenta una controindicazione all'intervento di protesi monocompartimentale. La proiezione di Merchant della femoro-rotulea eseguita a 30° di flessione è molto importante per escludere una artrosi. Molti Autori raccomandano una radiografia sotto stress per valutare lo spessore della cartilagine nel compartimento controlaterale.

Comunque le normali proiezioni in carico sono in grado di fornire le informazioni necessarie per un buon planning pre-operatorio. Altre indagini utili sono la RM e l'artroscopia, che possono aiutare nello stabilire e classificare lo stato della cartilagine e l'integrità del LCA, ma non sono molto utilizzate nella pratica clinica.

**Tabella 1.** Protocollo per le artrosi monocompartimentali per prevedere i candidati a una protesi monocompartimentale di ginocchio [17]

---

**Storia clinica**

Dolore in un compartimento  
Instabilità senza dolore  
Sintomi rotulei minimi

**Esame clinico**

Lassità in varo e in valgo modeste allo stress test  
Deformità correggibile passivamente  
Articolarità dell'anca normale  
McMurray test negativo nell'altro ginocchio  
Contrattura in flessione minore del 15%  
Legamenti crociati e collaterali integri  
Assenza di altre cause di dolore oltre all'artrosi di ginocchio

**Radiografia**

Proiezione di Rosenberg: diminuzione dello spazio articolare  
Proiezioni antero-posteriori in carico  
Diminuzione dello spazio articolare monocompartimentale sulle proiezioni sotto stress (solo con indicazione clinica)  
Sublussazione non significativa del femore sulla tibia  
Assenza di processi degenerativi o condrocalcinosi nel compartimento controlaterale  
Con la proiezione di Merchant alterazione modesta a livello della femoro-rotulea  
Osteofitosi a livello della spina intercondiloidea tibiale accettata solo con concomitan-  
te malallineamento correggibile

---

## **Evoluzione della protesi monocompartimentale**

Il concetto di protesi unicondilare è stato introdotto per la prima volta da MacIntosh [18], un chirurgo di Toronto che sostituì solo la superficie tibiale con una componente non cementata di acrilico e successivamente utilizzò il vitallio per la componente tibiale. McKeever [19] utilizzò una componente tibiale metallica non cementata con una chiglia a forma di T sotto il piatto per aumentare la fissazione dello stesso. Entrambi questi disegni prevedevano la sostituzione del solo piatto tibiale. I risultati hanno mostrato una percentuale di successo intorno al 60-80% con complicanze quali la progressione dell'artrosi nel compartimento controlaterale, lo scollamento e la mobilizzazione delle componenti protesiche.

Gunston [20] ha disegnato una protesi policentrica con componenti monocompartimentali separate. Il primo disegno prevedeva due componenti vincolate con un piatto stretto, seguite poi da due componenti solo congruenti non vincolate con un piatto tibiale di misura congruente e adeguata alla misura del piatto artrosico, che hanno rappresentato uno standard per molti anni.

Marmor [21, 22] nel 1973 ha introdotto una protesi che prevedeva la sostituzione sia della superficie femorale che di quella tibiale. La componente femorale era composta da materiale metallico e quella tibiale di polietilene; inizialmente la componente tibiale era stata disegnata per poter essere cementata all'osso spongioso conservando la corticale della tibia. Lo stesso Autore, dopo aver riportato in uno studio con un follow-up medio di 10-13 anni una percentuale di fallimento alta dovuta alla mobilizzazione del piatto con affondamento dello stesso, ha consigliato l'utilizzo di componenti più larghe che venivano appoggiate sulla corticale della epifisi prossimale della tibia.

La St. Georg Sled [23] ha introdotto in Germania negli anni '70 un piatto tibiale di polietilene con disegno quasi piatto poco congruente. La componente femorale era di forma rotondeggiante sul piano sagittale per evitare l'effetto punta.

Le protesi di Marmor e la St. Georg arrivarono dopo la metà degli anni ottanta e, introducendo il concetto del *metal-back* sulla componente tibiale e continue modifiche al disegno della componente femorale, portarono allo sviluppo e quindi alla realizzazione rispettivamente della Richard Mk III (Smith & Nephew, Memphis) e della Endo-Link (Waldemar Link, Amburgo).

La modularità introdotta nei primi impianti con piatto fisso, usando il *metal-back*, ha permesso la riduzione dello spessore del polietilene portando però al fallimento dell'impianto per una precoce usura del polietilene. Probabilmente le cause del fallimento erano l'utilizzo di un polietilene di spessore troppo ridotto e la tecnica utilizzata per la fabbricazione e la sterilizzazione dello stesso. I primi disegni prevedevano una componente femorale con un diametro sul piano coronale stretto che portava all'affondamento della componente nel femore [24]. Dal punto di vista biomeccanico le protesi monocompartimentali a menisco fisso con un LCA integro avrebbero dovuto restituire la normale cinematica del ginocchio sopportando tutti gli stress di carico. All'inizio la ricerca della massima congruenza rappresentava l'obiettivo per un buon risultato clinico anche a distanza ricreando la normale cinematica del ginocchio sano; questo ha però portato ad un aumento degli stress a livello della superficie protesi-osso con aumentato rischio di scollamento. Infatti, per evitare questo inconveniente i nuovi disegni delle protesi monocompartimentali a menisco fisso prevedono una congruenza tra le superfici articolari ridotta al minimo. Ciò è stato ottenuto realizzando una componente femorale piatta sul piano coronale e rotonda sul piano sagittale, e una componente tibiale di polietilene piatta con una concavità minima, che permette

comunque un movimento simile alla normale cinematica del ginocchio. D'altra parte questo porta a un grande punto di contatto all'interfaccia metallo-polietilene.

Le protesi a menisco mobile sono state realizzate e più tardi modificate sia nel disegno che nel materiale da un gruppo di Oxford [25]. La filosofia alla base di questo disegno era quella di creare un impianto con un'area di contatto importante con stress da carico ridotti al minimo restituendo una normale cinematica senza essere vincolati, riducendo al minimo gli stress sulla superficie osso-protesi e trasformando le forze solo in compressione. In questo modo con l'utilizzo di questo impianto si dovrebbe ridurre la percentuale di scollamento e di usura del polietilene. Il disegno originale delle protesi a menisco mobile introdotto negli anni '70 consisteva in una componente femorale sferica, una componente tibiale piatta e uno spaziatore di plastica che veniva introdotto tra i due. Il disegno iniziale (fase I) ha avuto un'alta percentuale di scollamento, pari al 3%, e quindi è stato modificato (fase II) portando ad un abbassamento della percentuale di scollamento (0,4%) [26]. Le recenti modifiche che hanno portato alla Oxford fase III prevedono una componente femorale sferica, una tibiale e uno spessore di polietilene completamente congruente dove si articola con la componente femorale e a superficie piatta dove si articola con la componente tibiale. L'articolazione [27] ha una superficie di contatto pari a 5,7 cm<sup>2</sup>. Le componenti femorali e tibiali sono disponibili in varie misure con spessore del polietilene che varia da 3 mm a 10 mm.

I disegni delle protesi monocompartimentali a *press-fit* non hanno ottenuto lo stesso successo di quelle cementate. Le percentuali di fallimento sono più alte a causa di una precoce mobilizzazione delle componenti femorali e tibiali.

Uno degli argomenti controversi è l'uso di un *metal-backed* o di una componente tibiale interamente composta di polietilene. Molti studi hanno dimostrato che il *metal-backed* della tibia riduce le forze in compressione a livello della superficie osso-impianto. Dall'altra parte gli svantaggi di usare un *metal-backed* sono quelli di tagliare più osso per ottenere uno spessore di polietilene sufficiente: il *metal-backed* infatti occupa 3-4 mm. Se non si realizza un buon taglio osseo della superficie tibiale bisogna utilizzare uno spessore di polietilene troppo sottile che aumenta la velocità di usura dello stesso e porta al fallimento dell'impianto. Un altro svantaggio è rappresentato dalla presenza di un'altra interfaccia che potrebbe aumentare l'usura, e il meccanismo di assemblaggio potrebbe fallire. I vantaggi proposti dalla piattaforma mobile sono dati dall'aumento della fissazione e, nei casi di revisione, dalla possibilità di procedere alla sostituzione del solo inserto, condizione comunque poco frequente.

Hyldahl e coll. [28] in uno studio prospettico randomizzato hanno analizzato le percentuali di scollamento degli impianti a piattaforma mobile e di

quelli con la componente tibiale tutta di polietilene utilizzando l'analisi stereometrica a 3, 12 e 24 mesi, e non hanno riscontrato differenze significative tra i due gruppi sia considerando i dati clinici che quelli ottenuti dalla radiostereometria. I risultati ottenuti con la scala di valutazione dell'*Hospital for Special Surgery* (HSS) per i due gruppi sono risultati anch'essi simili. Essi hanno concluso che gli impianti a piattaforma mobile non hanno una fissazione superiore a quelli composti interamente di polietilene, e considerando i vantaggi di questi ultimi, gli Autori consigliano il loro utilizzo.

Considerando invece il disegno delle componenti in polietilene in uno studio biomeccanico [29] si è verificato che le componenti in polietilene con una chiglia e l'ispessimento del contorno provvedono ad aumentare la resistenza dell'impianto diminuendo la possibilità di *lift-off* e di scollamento.

## Tecnica chirurgica

Ogni disegno segue la sua filosofia e per ogni tipo di protesi deve essere utilizzata la sua tecnica come consigliato dal produttore delle componenti protesiche, ma alcuni principi generali devono essere seguiti.

Alcuni Autori consigliano l'accesso antero-mediale per le protesi monocompartimentali per facilitare l'intervento nel caso si dovesse convertire verso un'artroprotesi totale di ginocchio, ma ora con l'avvento delle tecniche mini-invasive vengono utilizzate artrotomie di piccole dimensioni sia antero-mediali che antero-laterali. Deve essere eseguita l'ispezione del compartimento controlaterale e del LCA. Bisogna evitare di eseguire *release* legamentosi; se questi dovessero rendersi necessari significa che l'indicazione per una protesi monocompartimentale non era corretta. L'ipercorrezione deve essere evitata [30]: di solito si consigliano 2-3° di ipocorrezione rispetto all'asse meccanico. Una ipercorrezione aumenta gli stress a livello della cartilagine del compartimento non sostituito aumentando la possibilità di un quadro artrosico. Devono essere rimossi gli osteofiti a livello della gola e quelli periferici. La resezione delle superfici ossee deve essere minima. La rimozione degli osteofiti periferici può correggere le deformità sul piano coronale. Bisogna inoltre evitare di danneggiare il corno anteriore del menisco laterale. Le componenti tibiale e femorale devono avere una buona congruenza durante la massima estensione. L'effetto punta deve essere evitato a livello della articolazione *flat to flat*. La componente femorale deve essere posizionata al centro del condilo, in quanto un posizionamento laterale dello stesso può creare un *impingement* a livello della spina tibiale mediale o può favorire una traslazione della tibia lateralmente provocando un *impingement* tra la spina tibiale laterale e il profilo mediale del condilo femorale laterale. La componente femorale deve essere posizionata correttamente anche sul piano

frontale per consentire un buon *tracking* rotuleo, e la sua dimensione deve riprodurre il più possibile le dimensioni antero-posteriori del condilo femorale, e nei casi borderline è sempre preferibile la misura più grande per preservare l'osso. La componente tibiale deve essere allineata alla componente femorale e le superfici articolari delle due componenti dovrebbero essere congruenti durante il movimento di rotazione in carico [31].

Il taglio tibiale deve essere eseguito perpendicolare all'asse longitudinale della tibia, e lo *slope* posteriore della componente deve essere mantenuto tra i 3° e i 7°. Uno *slope* eccessivo può portare ad una traslazione anteriore anomala della componente tibiale con conseguente rottura del LCA, e questo potrebbe aumentare il rischio di scollamento della componente tibiale [32].

Lo spessore adeguato del polietilene può restituire l'altezza del piatto tibiale originario evitando in questo modo l'ipercorrezione. Nei primi impianti l'utilizzo di spessori di polietilene di 6 mm o meno è considerata una delle principali cause di fallimento.

La Food and Drug Administration impone l'utilizzo di spessori di 6 mm come spessore minimo da utilizzare nelle protesi monocompartimentali di ginocchio. Le componenti dovrebbero essere inserite per permettere un'apertura limitata (1-2 mm) del ginocchio in estensione completa [33].

## Risultati

I risultati ottenuti dai primi modelli di protesi monocompartimentali non sono stati soddisfacenti. Tra le cause di fallimento più frequenti la qualità del disegno protesico, l'errata indicazione e selezione del paziente.

Insall e Walker [34] e più tardi Insall e Aglietti [35] hanno riportato risultati modesti su una serie di pazienti sottoposti ad intervento di protesi monocompartimentale di ginocchio. All'ultimo controllo utilizzando la scala di valutazione HSS solo 1 paziente ha ottenuto risultati eccellenti, 7 buoni, 4 modesti e 10 scarsi. Sette ginocchia (28%) sono state sottoposte ad un intervento di revisione con l'impianto di una protesi totale di ginocchio.

In questa serie, 15 pazienti sono stati sottoposti a patellectomia prima dell'intervento di sostituzione protesica con una monocompartimentale. Laskin [36] nel 1978 ha riportato i risultati di 37 protesi monocompartimentali tipo Marmor con un follow-up minimo di 2 anni. Nonostante l'applicazione di rigide indicazioni per l'intervento solo il 65% dei pazienti ha riferito una remissione del dolore soddisfacente.

Murray e coll. [3] hanno riportato risultati di una serie di protesi monocompartimentali eseguite in pazienti affetti da artrosi monocompartimentale mediale con LCA integro; gli Autori hanno utilizzato Protesi Oxford tipo I e II (Biomet, Warsaw) a piatto mobile. La sopravvivenza a 10 anni ha dimo-

strato percentuali pari al 98%. Sono state eseguiti 5 interventi di revisione; 2 per l'instaurarsi del fenomeno artrosico nel compartimento laterale, 1 per una infezione, 1 per un dolore *sine causa* e 1 per la lussazione del piatto mobile. In 1 caso si è verificata una lussazione del piatto che è stato ridotto in modo incruento in narcosi con un buon risultato a distanza. Gli Autori hanno concluso che il trattamento dell'artrosi monocompartmentale mediale con una protesi monocompartmentale a menisco mobile ha una lunga sopravvivenza con un tasso di revisione e complicità basso.

L'intervento di protesi monocompartmentale di ginocchio è una procedura con una lunga curva di apprendimento, e l'esperienza e l'abilità del chirurgo condizionano il risultato a distanza dell'impianto.

Robertsson e coll. [37] hanno analizzato i risultati di 10 474 protesi monocompartmentali ottenuti dallo SKAR; in questa serie sono stati utilizzati tre diversi tipi di protesi. Due erano a piattaforma fissa (PCA, Howmedica, Rutherford e St. Georg Sled, Endo-Klinik, Amburgo) e una a piatto mobile (Oxford Fase II, Biomet, UK). Essi hanno riscontrato che la PCA aveva un tasso di revisione più alto, 3,24 volte più della protesi St. Georg Sled. La protesi monocompartmentale Oxford ha una probabilità di revisione 1,92 volte maggiore rispetto alla protesi St. Georg.

Il gruppo definito "chirurghi a basso volume" (<23 monocompartmentali per anno) ha una probabilità di revisione 1,63 volte maggiore in confronto al gruppo "chirurghi ad alto volume" (>23 monocompartmentali per anno). Il rischio di revisione utilizzando le protesi tipo Oxford monocompartmentale era 3,07 volte maggiore nel gruppo a basso volume rispetto a quello ad alto volume, con una progressiva riduzione della incidenza con l'aumento dell'esperienza. Questo secondo gli Autori non si è verificato nel gruppo dove sono state utilizzate le PCA. La conclusione di questo studio è stata che l'esperienza e l'abilità del chirurgo migliora i risultati a distanza, ma questo non si verifica quando si utilizzano protesi con disegno non idoneo.

Svard e coll. [38] hanno riportato un tasso di sopravvivenza a 10 anni pari al 95% nelle protesi monocompartmentali mediali. Sono stati analizzati retrospettivamente i risultati di 124 pazienti sottoposti ad intervento di protesi monocompartmentale tipo Oxford per artrosi mediale. Sono state realizzate 6 revisioni, 3 per lussazione, 2 per scollamento delle componenti protesiche e 1 per infezione. In altri 2 pazienti si è reso necessario un intervento di revisione per rimuovere i corpi mobili e ridurre la piattaforma mobile.

I risultati di 699 protesi tipo Oxford, riportati dallo SKAR nel periodo tra il 1983 e il 1992 [39], sono stati confrontati con 2364 protesi tipo Marmor. Inoltre, anche altri parametri quali l'età, il sesso e l'anno di impianto sono stati confrontati con analisi statistiche di sopravvivenza e modalità di fallimento. Dopo 1 anno il tasso di revisione delle protesi tipo Oxford aumentava rispetto a quello delle protesi tipo Marmor. Questa differenza aumentava gra-

dualmente e, dopo 6 anni, il tasso di revisione è stato più che doppio rispetto alle protesi tipo Marmor. Nelle revisioni delle Oxford non si è notato un problema di usura del polietilene; si sono invece verificati parecchi casi di mobilitazione dell'inserito di polietilene, e si è assistito a un numero maggiore di scollamenti della componente femorale rispetto a quella tibiale. Quando si è resa necessaria la sostituzione dell'inserito, raramente si è dovuto procedere ad una nuova revisione. I due gruppi che hanno realizzato più di 100 protesi tipo Oxford hanno ottenuto lo stesso tasso di revisione, anche rispetto al gruppo che ne ha realizzate meno, e il tasso di revisione non è diminuito con il passare del tempo e l'aumento dell'esperienza.

Berger e coll. [2] hanno analizzato i risultati di 51 protesi monocompartimentali tipo Miller-Galante con un follow-up medio di 7,5 anni.

In media l'altro compartimento aveva un quadro di artrosi di grado II. L'età media dei pazienti era di 68 anni. Il punteggio pre-operatorio medio calcolato con la scala dell'HSS era 55; è cresciuto fino a un punteggio pari a 92 dopo l'intervento. Il 98% delle ginocchia ha ottenuto buoni ed eccellenti risultati. Tre pazienti sono stati sottoposti ad intervento di revisione, 1 per rimuovere cemento residuo, 1 per una mobilitazione in narcosi e 1 per l'instaurarsi dell'artrosi nell'altro compartimento e l'aumento del dolore. Nessuna componente al controllo radiografico risultava mobilizzata.

L'analisi di sopravvivenza di Kaplan-Meier a 10 anni nei casi di mobilitazione o revisione ha dimostrato un tasso di sopravvivenza pari al 98%.

Robertsson e coll. [40] hanno riportato dallo SKAR una percentuale di revisione a 10 anni per le protesi totali di ginocchio più bassa rispetto alle protesi monocompartimentali, un tasso cumulativo di revisione (CRR) rispettivamente del 12% e del 16%. Per confrontare i due gruppi si sono presi in considerazione altri parametri quali l'età, il peso e l'anno in cui è stato realizzato l'impianto. I pazienti sottoposti ad intervento di protesi monocompartimentale sono stati ricoverati mediamente due giorni di meno e anche la percentuale di complicanze post-operatorie risulta minore. Il costo medio stimato per un impianto di protesi monocompartimentale è il 57% di quello per una protesi tricompartmentale.

## **Le protesi monocompartimentali confrontate con altre procedure chirurgiche**

Le alternative chirurgiche nel caso di una artrosi monocompartimentale di ginocchio, oltre alla protesi monocompartimentale, sono le osteotomie alte di tibia o le protesi totali di ginocchio. I vantaggi della protesi monocompartimentale sono la conservazione del *bone-stock*, l'aumento della articularità, la conservazione della normale cinematica e propriocettività del ginocchio,

conservando il legamento crociato sia anteriore sia posteriore, un tasso di infezione basso e richieste di trasfusione di sangue basse. Si possono eseguire interventi di protesi monocompartimentali bilateralmente nello stesso momento senza problemi importanti nel post-operatorio, nella deambulazione, nella perdita ematica e nella riabilitazione [31].

In seguito ad un programma di convalida dei dati dello SKAR [41] è stato mandato un questionario ai pazienti per verificare se gli stessi fossero stati sottoposti ad un intervento di revisione e se fossero o meno soddisfatti dell'intervento. I risultati ottenuti hanno dimostrato che gli interventi che hanno ottenuto i punteggi più alti sono la protesi totale di ginocchio e le protesi monocompartimentali mediali. I pazienti sottoposti a intervento bilaterale o protesi monocompartimentale laterale sono nella maggior parte dei casi insoddisfatti. Dopo l'intervento di revisione i livelli di soddisfazione sono maggiori nei pazienti sottoposti a protesi monocompartimentali rispetto alle protesi totali.

Rougraff e coll. [42] hanno confrontato un gruppo di 120 pazienti sottoposti a protesi monocompartimentali con un gruppo di 81 pazienti sottoposti a protesi totale di ginocchio. Il follow-up medio è stato rispettivamente di 78 e 68 mesi. Il punteggio del HSS per le protesi monocompartimentali era significativamente migliore rispetto a quello delle protesi totali. Maggiore era la percentuale di trasfusione post-operatoria nel gruppo delle protesi totali di ginocchio. La percentuale di revisione è molto più alta nelle protesi totali (4% rispetto al 19%).

Uno studio realizzato da Laurencin e coll. [43] ha paragonato una protesi monocompartimentale con una protesi totale di ginocchio realizzate sullo stesso paziente con un follow-up medio di 81 mesi. I pazienti sottoposti ad intervento di protesi totale di ginocchio sono stati divisi in due gruppi in base alla sostituzione della rotula. Il 96% dei pazienti con la protesi monocompartimentale aveva dolore modesto o assenza di dolore, contro l'83% appena dei pazienti con la protesi totale di ginocchio. Il 44% dei pazienti ha riferito che il ginocchio sostituito con una monocompartimentale andava meglio, il 12% ha invece riferito come migliore quello con la protesi totale di ginocchio e infine il 44% non trovava nessuna differenza tra i due. Questi dati miglioravano nel sottogruppo con la rotula non protesizzata. In uno studio simile [44] composto da 42 pazienti con un follow-up medio di 6,5 anni si è verificato che il 50% preferiva il lato con la protesi monocompartimentale, il 21% preferiva la protesi totale e il 29% non sapeva distinguere riportando risultati simili.

La protesi monocompartimentale aumenta la capacità motoria nei gruppi muscolari intorno al ginocchio. Machner e coll. [45] riportano un aumento notevole della forza del quadricipite nelle ginocchia con una discreta artrosi rispetto a quelle con lo stesso grado di artrosi trattate con la sola fisioterapia. L'attività volontaria e la correzione volontaria massima delle ginocchia sottopo-

ste ad una protesi monocompartimentale sono migliorate in modo significativo rispetto a quelle trattate con la sola fisioterapia.

Hassaballa e coll. [46] hanno osservato che i pazienti sottoposti ad una monocompartimentale hanno una maggiore capacità di salire le scale rispetto ai pazienti con una protesi totale di ginocchio o protesi della sola rotula. Fuchs e coll. [47] riportano che l'impianto di una protesi monocompartimentale non crea deficit propriocettivi. Molti aspetti della qualità di vita dei pazienti portatori di protesi monocompartimentali non differiscono tanto da quelli del gruppo di controllo.

Ci sono diverse opzioni terapeutiche per un paziente di media età con una artrosi di un solo compartimento del ginocchio. L'osteotomia alta di tibia è una di queste.

Naudie e coll. [48] hanno analizzato una serie di 106 osteotomie di tibia eseguite in 85 pazienti. L'età media dei pazienti era 55 anni e il follow-up medio era di 14 anni. Tutte le osteotomie, ad eccezione di 12, sono state eseguite per via laterale con un cuneo di chiusura. Usando l'analisi di sopravvivenza di Kaplan-Meier gli Autori hanno trovato che il 73% dei pazienti a 5 anni, il 51% a 10 anni, il 39% a 15 anni e il 30% a 20 anni avevano la loro osteotomia che non era stata convertita in una protesi totale di ginocchio. L'analisi di regressione Cox ha mostrato che i fattori di rischio responsabili di un fallimento dell'intervento di osteotomia sono età maggiore di 50 anni, artrosi del compartimento laterale, in anamnesi un intervento di *debridement* artroscopico, una articularità minore di 120°, lo sviluppo di ritardo di consolidazione e/o pseudoartrosi, una ipocorrezione della deformità in varo; tutti questi fattori possono portare a risultati clinici modesti nei pazienti sottoposti ad intervento di osteotomia alta di tibia. Un sottogruppo di pazienti sotto i 50 anni, con una articularità pre-operatoria superiore ai 120°, ha ottenuto un tasso di sopravvivenza pari al 95% a 5 anni, 80% a 10 anni e 60% a 15 anni. La maggior parte degli studi mostra risultati soddisfacenti, dell'80% a 5 anni e del 60% a 10 anni. Il tempo medio di fallimento in questa serie era di 11 anni. Gli Autori hanno inoltre riscontrato un elevato numero di complicanze in questa serie. Quarantacinque ginocchia avevano una buona funzionalità al follow-up a 10 anni, 61 sono state rioperate con l'impianto di una protesi totale di ginocchio, e 12 di queste ultime sono state di nuovo revisionate con una protesi totale da revisione. Le cause di fallimento erano lo scollamento asettico in 9 casi, l'infezione in 2 casi e 1 caso di frattura periprotetica.

La scelta terapeutica tra una osteotomia alta di tibia e una protesi monocompartimentale stimola sempre un acceso dibattito tra i chirurghi ortopedici.

Ora riassumiamo i risultati di diverse serie che hanno preso in esame questo argomento.

Broughton e coll. [49] hanno preso in esame un gruppo di pazienti affetti

da artrosi monocompartmentale: 49 di questi sono stati sottoposti ad intervento di osteotomia alta di tibia e 42 trattati con una protesi monocompartmentale tipo St. Georg Sled. L'età media del gruppo delle monocompartmentali era di poco superiore rispetto a quello delle osteotomie, ma nonostante questo le caratteristiche dei due gruppi erano piuttosto simili. I risultati al follow-up a 5 e 10 anni hanno dimostrato che il gruppo delle monocompartmentali ha ottenuto risultati clinici migliori: i risultati erano buoni nel 76% nelle monocompartmentali rispetto al 43% nei pazienti sottoposti ad una osteotomia alta di tibia. Solo il 7% del gruppo delle monocompartmentali è stato rioperato per un intervento di revisione, mentre nel gruppo delle osteotomie la percentuale saliva al 20%. Il fatto più importante è che le revisioni eseguite nel gruppo delle monocompartmentali davano meno dolore, con un 62% dei pazienti che riferiva una remissione completa della sintomatologia dolorosa. Il numero di complicanze era maggiore nel gruppo dei pazienti sottoposti ad intervento di osteotomia alta di tibia.

Weale e coll. [50, 51] nel 1991 pubblicavano risultati di un follow-up di 12-17 anni dello stesso gruppo di pazienti, con risultati buoni nel 42% nel gruppo delle monocompartmentali e nel 21% nel gruppo delle osteotomie. All'ultimo follow-up 5 ginocchia del gruppo delle monocompartmentali paragonate a 17 ginocchia del gruppo delle osteotomie sono state revisionate. Nel gruppo delle protesi monocompartmentali l'80% dei pazienti aveva assenza di dolore o dolore modesto, mentre questa percentuale scendeva al 43% nel gruppo delle osteotomie.

Stukenborg-Colsman e coll. [52] hanno realizzato uno studio randomizzato prospettico per l'artrosi monocompartmentale di tibia paragonando le protesi monocompartmentali e le osteotomie alte di tibia. Trentadue pazienti sono stati trattati con una osteotomia di tibia e 28 con una protesi monocompartmentale. L'età media dei pazienti era di 67 anni in tutti e due i gruppi. L'osteotomia di tibia è stata realizzata con la tecnica di Coventry, una osteotomia varizzante con cuneo laterale di chiusura. Per la protesi monocompartmentale è stata scelta una protesi tipo Tubingen (piatto fisso, componente tibiale piatta *metal-backed*). Gli Autori controllarono i pazienti alla dimissione, a 2,5, 4,5 e 7,5 anni dopo l'intervento chirurgico. I punteggi medi del ginocchio a 7,5 anni erano per il gruppo delle osteotomie di 76 punti e per le monocompartmentali di 74. I punteggi funzionali erano rispettivamente 71 e 59. Utilizzando i punteggi della *Knee Society* il 71% dei pazienti dopo osteotomia e il 65% dei pazienti dopo monocompartmentale hanno ottenuto risultati buoni o eccellenti al follow-up a 7-10 anni.

L'analisi di sopravvivenza di Kaplan-Meier ha mostrato a 7-10 anni un tasso

pari al 77% per le monocompartimentali e del 60% per le osteotomie di tibia. Dieci pazienti con osteotomia (a 3,7 anni) e 6 pazienti con protesi monocompartimentale (follow-up medio di 4,5 anni) sono stati sottoposti ad intervento di revisione con l'impianto di una protesi totale di ginocchio. La maggioranza delle complicanze post-operatorie si è registrata nel gruppo sottoposto ad intervento di osteotomia (trombosi venosa profonda, ritardo di consolidazione e/o pseudoartrosi). Due pazienti con la protesi sono stati rioperati per rigidità. Gli Autori hanno concluso che con il miglioramento dei materiali, del disegno protesico e della tecnica chirurgica i risultati delle protesi monocompartimentali dovrebbero migliorare e nei pazienti con età superiore ai 60 anni il trattamento di scelta è verso la protesi monocompartimentale.

Ivarsson e Gillquist [53] riportano che la riabilitazione post-operatoria di una protesi monocompartimentale rispetto ad una osteotomia alta di tibia è più gestibile dal paziente e più veloce. Anche il tono muscolare e la forza muscolare vengono recuperate dal paziente in un tempo più breve dopo l'intervento di protesi rispetto all'intervento di osteotomia.

Il ruolo della protesi monocompartimentale nei pazienti di mezza età a confronto con l'osteotomia non è chiaro. La sopravvivenza della osteotomia a 10 anni è circa del 60%.

Schai e coll. [54] riportano una serie di 28 pazienti di mezza età sottoposti ad intervento di protesi monocompartimentali mediale e laterale per artrosi primaria o post-traumatica. L'età media dei pazienti era 52 anni. Nella serie sono compresi 25 impianti mediali e 3 laterali. Le indicazioni in questo gruppo non erano così strette e si è preferito l'utilizzo di protesi monocompartimentali anche per motivi estetici e tempi di recupero. Alcuni pazienti sono stati sottoposti ad intervento di protesi monocompartimentale dal lato opposto dopo un breve periodo. Ad un follow-up di 2-6 anni il punteggio KSS è aumentato da un punteggio pre-operatorio di 52 fino a 93, e il punteggio funzionale da 54 a 96. Al controllo post-operatorio il 32% delle ginocchia presentava linee di radiolucenza intorno alla tibia e in 2 ginocchia vi erano linee di radiolucenza intorno alla componente femorale. Comunque non c'era nessuna associazione tra le linee di radiolucenza e il livello di attività del paziente. In 2 casi si è dovuto procedere ad un intervento di revisione dopo un anno dal primo intervento, e dopo la revisione la funzionalità era rimasta buona. Gli Autori hanno attribuito la causa della mobilizzazione della componente femorale al disegno troppo congruente della componente tibiale che ha creato un eccessivo aumento delle forze di carico a livello della interfaccia protesi-osso; l'altro motivo è la scarsa qualità del disegno della componente femorale che non ha permesso una buona fissazione della stessa.

## Risultati delle revisioni di protesi monocompartimentali

Le cause più comuni di fallimento precoce di un impianto sono lo scollamento asettico, l'usura di un polietilene troppo sottile, la scarsa qualità dell'osso, la qualità del materiale di cui è composta la protesi, la frammentazione del cemento e l'osteolisi. La quantità di osso mancante al momento della revisione della protesi monocompartimentale dipende dalla quantità dell'osso reseca al momento del primo impianto e dalla perdita ossea conseguente al fallimento dell'impianto stesso e al procedimento di rimozione. Il diametro sul piano coronale dei primi disegni delle componenti femorali era stretto, con la presenza di fittoni che al momento della rimozione portavano alla perdita di una grande quantità d'osso.

Per questa ragione i primi studi pubblicati sulle revisioni delle protesi monocompartimentali da Padgett e coll. [55] e Barrett e Scott [56] descrivono frequenti difficoltà tecniche, con la necessità di dover utilizzare innesti di osso, fittoni lunghi e protesi *custom-made* in una percentuale di pazienti vicina al 50-76%. La perdita di osso maggiore era causata dal fallimento dell'impianto e dalla rimozione dello stesso. Con l'avvento dei nuovi disegni di protesi monocompartimentali sono stati descritti buoni risultati in una alta percentuale di casi. Chakrabarty e coll. [57] hanno riportato i risultati di una serie di revisioni di protesi monocompartimentali, la maggior parte dei quali erano impianti St. Georg Sled e PCA. Gli Autori hanno eseguito osteotomia della tuberosità tibiale e *quadriceps snip* e/o scollamento delle fibre muscolari dalla superficie ossea in 3 casi dove era difficile l'esposizione del ginocchio e questo risultava rigido. Hanno riportato difetti ossei importanti solo nel 22% dei casi. Hanno sempre utilizzato protesi da primo impianto tranne che in 2 casi dove sono stati utilizzati dei fittoni accessori per la presenza di instabilità legamentosa. Gli Autori hanno inoltre utilizzato innesti di osso e cemento per ricostruire la superficie dove alloggiare il nuovo impianto. Lo spessore medio dell'inserito di polietilene era di 11,5 mm. Ad un follow-up medio di 56 mesi hanno ottenuto risultati eccellenti nel 79% dei casi, modesti nell'11% e scarsi nel 10%. In questo gruppo ci sono state anche due ri-revisioni.

McAuley e coll. [58] riportano i risultati di 32 protesi monocompartimentali impiantate in 30 pazienti. La causa principale di fallimento era lo scollamento asettico e l'usura del polietilene. Lo spessore medio degli innesti di polietilene falliti era di 7,3 mm. Gli Autori descrivono l'intervento di revisione come relativamente semplice. In 10 pazienti si è reso necessario l'utilizzo di autotrapianto, e non sono mai stati utilizzati allotrapianti. Sono state utilizzate solo componenti femorali da primo impianto, mentre per quanto riguarda la tibia sono stati utilizzati steli in 14 casi e cunei in 8 casi. In 3 pazienti si è reso necessario un intervento di revisione a una distanza media di 85 mesi dall'intervento; in tutti i casi il motivo di fallimento è dovuto all'in-

serto di polietilene e in 2 casi si è resa necessaria la sostituzione dell'inserto, e in 1 caso la sostituzione della componente tibiale a causa di una osteolisi periprotetica.

Anche Levine e coll. [59] hanno definito l'intervento di revisione di una protesi monocompartimentale non complicato, e hanno pubblicato punteggi alti.

Miller e coll. [60] hanno confrontato un gruppo di pazienti sottoposti ad impianto di protesi totale di ginocchio dopo fallimento di impianto monocompartimentale e un altro gruppo di pazienti sottoposti ad una protesi totale di ginocchio come primo impianto. Le cause di fallimento erano nella maggior parte dei casi lo scollamento asettico, l'usura del polietilene e la progressione dell'artrosi nell'altro compartimento. Nel 24% delle ginocchia (7 tibie e 2 femori) si è reso necessario l'utilizzo di spessori, quali innesti ossei, cemento e cunei, per riempire i difetti ossei che si erano formati durante l'intervento di revisione. In 2 pazienti sono stati utilizzati fittoni non cementati. Lo spessore medio del polietilene nel gruppo del primo impianto era di 10,5 mm, mentre nel gruppo delle revisioni era di 14 mm. Il 16% dei pazienti del gruppo delle revisioni ha avuto complicanze legate alla ferita chirurgica, mentre nel gruppo da primo impianto era solo dell'8%. Complicanze sistemiche si sono avute nel 5% del gruppo revisione e nel 7% del gruppo primo impianto. Cinque pazienti del gruppo delle revisioni sono stati rioperati per complicanza legata alla ferita chirurgica. Il dolore post-operatorio e i punteggi erano statisticamente inferiori nel gruppo delle revisioni rispetto al gruppo del primo impianto. Nel gruppo delle revisioni dove è stato impiantato un inserto postero-stabilizzato i risultati clinici erano sovrapponibili al gruppo da primo impianto. Gli Autori considerano la conservazione del LCP inutile soprattutto quando le resezioni ossee sono importanti, in quanto la sua tensione è modesta durante il movimento di flessione-estensione. Infatti, in questa serie le protesi totali postero-stabilizzate hanno ottenuto risultati migliori rispetto a quelli con conservazione del LCP.

Lewold e coll. [61] hanno analizzato i risultati di 1135 su 14772 impianti primari di monocompartimentali di ginocchio eseguiti dalla fine del 1995 ricavati dal registro svedese. In 232 casi è stata impiantata una nuova protesi monocompartimentale (97 parziali) e in 750 casi è stata invece utilizzata una protesi totale di ginocchio. Le restanti 153 sono state revisionate in altri modi.

Nelle protesi monocompartimentali mediali il motivo della revisione era nel 45% dei casi uno scollamento e nel 25% la progressione dell'artrosi, mentre per le protesi monocompartimentali laterali il 31% per scollamento e il 35% per la progressione del processo degenerativo. In 94 casi è stato sostituito l'altro compartimento con un'altra protesi monocompartimentale e in 14 casi con una sostituzione parziale delle componenti. Dopo soli 5 anni il rischio di essere sottoposto ad una seconda revisione era più di tre volte superiore per le protesi monocompartimentali revisionate con una nuova protesi

monocompartimentale (tasso cumulativo di ri-revisione CRRR pari al 26%) rispetto alle protesi monocompartimentali revisionate con la protesi totale di ginocchio (CRRR 7%).

Questa differenza rimane anche se gli impianti di revisione sono stati eseguiti prima del 1985, poiché con l'introduzione delle nuove tecniche il tasso di ri-revisione è rispettivamente del 31% e del 5%. Quindi di fronte ad un fallimento di una protesi monocompartimentale si dovrebbe procedere alla sostituzione con una protesi totale di ginocchio; anche la sostituzione dell'altro compartimento con un'altra protesi monocompartimentale è sconsigliato: il tasso CRRR dopo questo intervento è del 17%, che scende fino al 7% quando si procede ad un impianto di artroprotesi totale di ginocchio.

### **Complicanze delle protesi monocompartimentali**

Alcuni dei primi impianti avevano le componenti femorale e tibiale sottodimensionate. Le dimensioni medio-laterali della componente femorale in alcuni modelli erano sottodimensionate portando ad uno slaminamento della componente. Anche i disegni della componente tibiale prevedevano una protesi sottodimensionata e questo, a distanza, portava ad un affondamento della stessa. Ora la maggior parte dei disegni prevedono una componente tibiale che si appoggia alla corticale della epifisi prossimale di tibia.

L'allineamento del ginocchio nelle protesi monocompartimentali è molto importante.

Il corretto allineamento post-operatorio dipende dallo spessore della componente tibiale, dal livello di resezione ossea della tibia, dal bilancio legamentoso e dalla deformità pre-operatoria.

Un'ipercorrezione della deformità può portare all'aumento degli stress in carico ed a una usura maggiore della cartilagine tibio-femorale del compartimento non costituito, dove però una ipocorrezione potrebbe portare ad un aumento dell'usura del polietilene. È per questa ragione che molti Autori concordano nel mantenere il ginocchio in leggera ipocorrezione evitando il *release* legamentoso che non è consigliato nella tecnica chirurgica delle protesi monocompartimentali.

Weale e coll. [62] hanno suggerito che la degenerazione artrosica del compartimento non sostituito può essere dovuta alle particelle prodotte dall'usura del polietilene. Hernigou e Deschamps [63] hanno analizzato i risultati di 58 protesi monocompartimentali mediali con un follow-up a 10 anni: sono state realizzate radiografie pre- e post-operatorie di anca, ginocchio e caviglia di tutti i pazienti. Gli Autori hanno concluso che l'ipercorrezione post-operatoria (allineamento in valgo angolo HKA >180°) era associata ad un'importante usura della cartilagine del compartimento opposto non sostituito. Il

60% delle ginocchia con un angolo HKA  $>180^\circ$  aveva un'usura eccessiva del compartimento controlaterale rispetto al 12% delle ginocchia con angolo HKA  $<180^\circ$ . L'usura in mm per anno del compartimento laterale nel ginocchio valgo era 0,23 mm, nelle ginocchia con angolo HKA post-operatorio tra  $170-180^\circ$  era 0,12 mm, ed infine nei pazienti con un allineamento in varo post-operatorio (HKA  $<170^\circ$ ) era 11 mm. Il sottogruppo con un allineamento tra i  $170^\circ$  e  $180^\circ$  otteneva punteggi più alti. L'usura media del polietilene misurata sulle radiografie ha dimostrato un tasso di usura pari a 0,11 mm (HKA  $>180^\circ$ ), 0,14 mm (HKA  $170-179^\circ$ ) e 0,21 mm per anno nel ginocchio varo (HKA  $<170^\circ$ ).

Alcuni Autori [64] inoltre raccomandano di mantenere le ginocchia valghe leggermente ipocorrette dopo una protesi monocompartimentale con un allineamento post-operatorio in valgo di  $5-7^\circ$  bilanciando in questo modo i due compartimenti. Hopgood e coll. [65] in una serie di protesi monocompartimentali mediali riportano un tasso di correzione di  $5,3^\circ$ ,  $4,8^\circ$ ,  $6,6^\circ$  e  $9,5^\circ$  rispettivamente con inserti di 8 mm, 10 mm, 12 mm e 14 mm. Un'altra complicanza delle protesi monocompartimentali è l'aumento dell'usura del polietilene. Diverse sono le ragioni che portano alla diminuzione dello spessore dello stesso: la sterilizzazione con radiazioni gamma in aria, il malallineamento dell'arto e una fissazione difettosa della componente di polietilene al piatto tibiale metallico (*metal-backed*).

La resistenza meccanica del polietilene diminuisce drasticamente quando lo stesso viene sterilizzato con le radiazioni gamma in aria; il polietilene viene ossidato e produce radicali liberi dall'ossigeno che diminuiscono la resistenza meccanica al carico, e determinano delaminazione e aumento dell'usura.

McGovern e coll. [66] hanno analizzato i risultati di una serie di monocompartimentali con inserto di polietilene fisso che era stato sterilizzato con radiazioni gamma in aria. Nell'immediato post-operatorio i pazienti hanno tratto beneficio. Il 51% delle ginocchia con il polietilene sterilizzato più di 4 anni prima dell'intervento è stato rioperato a 18 mesi. Il tasso di usura per anno del polietilene aumentava proporzionalmente con l'aumentare del tempo intercorso tra sterilizzazione e tempo di utilizzo. Era di 0,9 mm per anno per il polietilene sterilizzato nei 4 anni precedenti all'intervento, e cresceva fino a 1,7 mm se il tempo intercorso era di 6 anni. Le analisi spettrometriche hanno dimostrato che la resistenza meccanica al carico dell'inserto diminuisce quando il processo di ossidazione è attivo. In un altro studio [67] dello stesso Centro si è dimostrato che il tasso di sopravvivenza del polietilene è pari al 96% quando l'intervallo è inferiore a 1,7 anni, e scende fino al 71% quando questo è superiore a 1,7 anni. Gli Autori suggeriscono ai chirurghi di informarsi sulla metodica di sterilizzazione dell'inserto.

Psychoyios e coll. [68] suggeriscono che l'aumento di congruenza e le

caratteristiche dell'inserito mobile della protesi monocompartimentale tipo Oxford determinano un tasso di usura minimo, riducendo il livello di usura del polietilene indipendentemente dallo spessore dello stesso. Il tasso medio di usura del polietilene sulle superfici di contatto era di 0,036 per anno e nell'inserito era di 0,01 mm.

La modalità di fallimento più comune nelle protesi di ginocchio è lo scollamento asettico della componente tibiale. I primi disegni della protesi monocompartimentale erano molto vincolati e portavano ad un aumento delle forze di taglio a livello della superficie protesi-cemento. In seguito sono stati introdotti disegni protesici molto congruenti, ma questi invece di diminuire il tasso di fallimenti l'hanno aumentato favorendo la delaminazione della componente di polietilene del piatto tibiale proprio per l'eccessivo numero di punti di contatto, nonché per l'abrasione durante scivolamento e *roll-back* della componente femorale su quella tibiale (Blunn et coll. [69]). Tra le altre cause che portano allo scollamento dell'inserito di polietilene e alla sua deformazione e permettono micromovimenti nell'interfaccia osso-cemento vi sono il *cold flow* e il *creep*. L'introduzione del *metal-backed* per ridurre il *cold flow* non ha risolto del tutto il problema. Lo scollamento asettico rimane la causa di fallimento più frequente. Una possibile spiegazione di questo è che il micromovimento sia dovuto al differente modulo elastico del metallo e dell'osso sottostante [70].

Le protesi monocompartimentali tipo Oxford sono costituite da una piattaforma mobile non vincolata completamente congruente. Quando questo modello di protesi viene utilizzato nel compartimento mediale il tasso di mobilizzazione è del 1% (Gunther e coll. [71]), quando invece è interessato il compartimento laterale il tasso sale all'11% (6 ginocchia su 53). In tutti i casi dove si è verificata una mobilizzazione dell'inserito sono state impiantate protesi totali di ginocchio; solo in 4 casi era stato sostituito l'inserito, 2 di questi sono stati però revisionati con una protesi totale di ginocchio e un'artrodesi. Gli Autori hanno inoltre dichiarato che le diverse caratteristiche biomeccaniche e anatomiche del compartimento laterale rispetto al compartimento mediale, quali la tensione e il volume del tendine popliteo e la maggiore lassità dei legamenti, aumentano la probabilità di mobilizzazione dell'inserito di polietilene. Diverse sono le modifiche apportate alla tecnica chirurgica per evitare il sollevamento della rima articolare e del bordo posteriore dell'inserito, quali la sezione del tendine popliteo e l'assoluta accuratezza nel mantenere un buon bilanciamento legamentoso.

Robinson e coll. [72] hanno preso in esame i radiogrammi dei pazienti della serie appena citata. Hanno analizzato la proiezione antero-posteriore non in carico e quella laterale della componente femorale in varo/valgo, il valgismo del femore distale, lo *slope* tibiale e l'adduzione della componente

tibiale e il varo della tibia prossimale. L'unica differenza tra il gruppo di quelle mobilizzate e quelle non mobilizzate era nel valore ottenuto dal varismo di tibia. Se quest'angolo era uguale o maggiore agli 8° le possibilità di mobilizzazione erano pari al 40%; se invece quest'angolo era inferiore agli 8° il tasso di mobilizzazione scendeva fino al 4%. Si è verificato un aumento del numero di ipercorrezioni dell'angolo femoro-tibiale nel gruppo delle mobilizzazioni, ma questo dato non era statisticamente significativo. L'angolo di taglio della tibia prossimale in varo corretto era 3° e un aumento di 1° di questo equivale ad un sollevamento della rima articolare pari a 1 mm. L'innalzamento della linea articolare di 5 mm determina un tasso di mobilizzazione pari al 40%.

Una delle complicanze delle protesi monocompartimentali è rappresentata dall'*impingement* a livello della femoro-rotulea.

Hernigou e Deschamps [73] hanno analizzato 77 monocompartimentali con un follow up medio di 14 anni e hanno riportato un *impingement* a livello della femoro-rotulea in 28 ginocchia; questo è stato evidenziato con radiografie assiali di rotula a 90°.

Diciotto protesi monocompartimentali mediali e 10 monocompartimentali laterali erano responsabili dell'*impingement*. I punteggi (*Knee score*) erano superiori nei pazienti dove l'*impingement* era assente; il punteggio è stato calcolato mentre salivano le scale. I pazienti con *impingement* a livello femoro-rotuleo avevano più dolore rispetto a quelli senza *impingement*. Si è verificata 1 frattura di rotula durante l'intervento di revisione, in quanto lo spessore della stessa era diminuito a causa dell'*impingement*. La variabilità anatomica del condilo femorale e una resezione ossea eccessiva del condilo femorale posteriore possono rappresentare motivi di *impingement* rotuleo. Un'altra complicanza, seppur rara, è rappresentata dalla frattura del piatto tibiale. Può verificarsi sia intra-operatoriamente che in seguito a una frattura da stress. Le cause che portano alla stessa possono essere: un taglio tibiale eccessivo, che ha reso il piatto tibiale meno resistente al carico, o i *pin* che, inseriti nelle epifisi di tibia, hanno creato interruzione della matrice ossea conducendo nel periodo riabilitativo a fratture da stress.

Negli accessi mini-invasivi lo spazio per ispezionare e operare il ginocchio, dopo aver eseguito l'impianto delle componenti, è piuttosto stretto, e questo può portare il chirurgo a lasciare porzioni di cemento all'interno dell'articolazione, soprattutto in sede posteriore; anche l'inserito di polietilene può rendere difficoltosa la visione della porzione posteriore del ginocchio. È consigliato ottenere una buona pulizia del compartimento posteriore utilizzando strumenti di tipo odontoiatrico. Nel caso della presenza di corpi mobili di cemento è necessario procedere all'asportazione degli stessi con un'artrosopia [74].

## Tecnica mini-invasiva delle protesi monocompartimentali

Con l'aumento delle tecniche mini-invasive si è assistito ad un aumento di interesse anche per il miglioramento della tecnica per le monocompartimentali. La tecnica mini-invasiva permette un'incisione più corta, evita la lussazione della rotula e mantiene integra la funzionalità del muscolo quadricipite. La tecnica classica delle monocompartimentali, similmente a quella delle protesi totali di ginocchio, prevedeva un'incisione a livello del tendine quadricipitale, con conseguente lussazione della rotula. Questo comporta uno squilibrio della femoro-rotulea allungando i tempi di recupero, soprattutto per il recupero dell'articolari. L'approccio mini-invasivo di ginocchio per l'impianto di una protesi monocompartimentale prevede un'incisione di circa 8-10 cm sia per l'accesso mediale che per quello laterale, dal polo superiore della rotula prosegue fino alla linea articolare. Si esegue, inoltre, un'artrotomia della stessa lunghezza. Il bilanciamento in flessione ed estensione deve essere ottenuto senza eseguire eccessivi *release* legamentosi. Repicci [8, 75] consiglia di effettuare un'artroscopia prima di eseguire l'accesso in modo da verificare lo stato della cartilagine del compartimento controlaterale e l'integrità del menisco; nel caso in cui fosse presente un danno di uno di essi, l'Autore procede con un intervento di protesi totale. Tria [15] dichiara invece che un'incisione corta è sufficiente per esplorare il ginocchio *in toto*.

È stato inoltre dimostrato da alcuni Autori che l'accesso mini-invasivo per le protesi monocompartimentali di ginocchio è associato ad un ricovero ospedaliero più breve e a una riabilitazione più precoce. In uno studio retrospettivo di 136 monocompartimentali tutti i pazienti, dopo 4 ore dall'intervento, camminavano con deambulatore e la maggior parte (>98%) era dimessa dall'ospedale entro 24 ore. Gli Autori [76] di questa serie consigliano di eseguire iniezioni di analgesico in sede intra-articolare prima di procedere alla sutura cutanea, per ridurre la richiesta di analgesici nel post-operatorio. Price e coll. [77] hanno paragonato 40 protesi monocompartimentali tipo Oxford eseguite con approccio mini-invasivo con protesi mono e totali di ginocchio eseguite con accesso classico. Il tempo di recupero medio del primo gruppo era 2 volte più veloce rispetto al secondo e 3 volte rispetto a quello delle protesi totali di ginocchio. Il corretto posizionamento delle componenti era paragonabile nei due casi.

A causa della mini-incisione uno dei problemi può essere rappresentato dal malposizionamento delle componenti. Müller e coll. [78] hanno condotto uno studio su una serie di protesi tipo Oxford dove è stato eseguito un approccio mini o standard. I risultati radiografici ottenuti hanno ricevuto punteggi più alti in 14 dei 17 parametri misurati nel gruppo dove l'impianto è stato eseguito con accesso mini-invasivo. Anche il punteggio HSS era significativamente più alto nel gruppo delle mini-invasive.

Nonostante questi risultati incoraggianti delle protesi monocompartimentali eseguite con accesso mini-invasivo, questa procedura ha una curva di apprendimento alta, è tecnicamente *high-demanding* e necessita di un'esperienza chirurgica elevata per evitare l'aumento delle complicanze.

Rees e coll. [79] in un follow-up a breve termine su una serie di 104 protesi tipo Oxford eseguite con la tecnica mini-invasiva ha riscontrato un aumento del *Knee score* da 37 a 94 e del *Functional score* da 50 a 92. Nei primi 10 casi eseguiti il *Knee score* medio ottenuto era di 88 punti, significativamente inferiore se paragonato ai punteggi ottenuti nelle serie successive.

## Bibliografia

1. Marmor L (1988) Unicompartmental knee arthroplasty. Ten- to 13-year follow-up study. *Clin Orthop* (294):14-20
2. Berger RA, Nedeff DD, Barden RM et al (1999) Unicompartmental knee arthroplasty. Clinical experience at 6- to 10-year follow-up. *Clin Orthop* 367:50-60
3. Murray DW, Goodfellow JW, O'Connor JJ (1998) The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: a ten-year survival study. *J Bone Joint Surg Br* 80:983-989
4. Tabor OB Jr, Tabor OB (1994) Unicompartmental arthroplasty: a long-term follow-up study. *J Arthroplasty* 13:373-379
5. Shakespeare D, Jeffcote B (2003) Unicompartmental arthroplasty of the knee-cheap at half the price? *Knee* 10:357-361
6. Robertsson O, Borgquist L, Knutson K et al (1999) Use of unicompartmental instead of tricompartmental prostheses for unicompartmental arthrosis in the knee is a cost-effective alternative. *Acta Orthop Scand* 70:170-175
7. Thornhill TS, Scott RD (1989) Unicompartmental total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 20:245-256
8. Repicci JA (1999) Minimally invasive surgical technique for unicompartmental knee arthroplasty. *J South Orthop Assoc* 8:20-27
9. Ackroyd CE (2003) Medial compartment arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 85:937-942
10. Goodfellow J, O'Connor J (1992) The anterior cruciate ligament in knee arthroplasty. A risk-factor with unconstrained meniscal prostheses. *Clin Orthop* 276:245-252
11. Hendel D, Beloosesky Y, Garti A, Weisbort M (2003) Medial unicompartmental replacement for tricompartmental disease in the elderly. *Knee* 10: 363-365
12. Whitewood CN, MacDonald SJ (2002) Unicompartmental arthroplasty in the post-meniscectomy knee: the Oxford knee. *Sports Med Arthrosc Rev* 10:260-269
13. Woods DA, Wallace DA, Woods CG et al (1995) Chondrocalcinosis and medial unicompartmental knee arthroplasty. *Knee* 2:117-119
14. Robertsson O (2000) Unicompartmental arthroplasty. Results in Sweden 1986-1995. *Orthopade* 29:S6-S8
15. Tria AJ Jr (2002) Minimally invasive unicompartmental knee arthroplasty. *Techniques in Knee Surg* 1:60-71
16. Stern SH, Becker MW, Insall JN (1993) Unicompartmental knee arthroplasty. An evaluation of selection criteria. *Clin Orthop* 286:143-148

17. Chesnut WJ (1991) Preoperative diagnostic protocol to predict candidates for unicompartmental arthroplasty. *Clin Orthop* 273:146-150
18. MacIntosh D (1958) Hemiarthroplasty of the knee using a space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities. *J Bone Joint Surg Am* 40:1431
19. McKeever DC (1960) Tibial plateau prosthesis. *Clin Orthop* 192:86-95
20. Gunston FH (1971) Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br* 53:272-277
21. Marmor L (1973) The modular knee. *Clin Orthop* 94:242-248
22. Marmor L (1979) Modular knee in unicompartmental disease. Minimum four-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 61:347-353
23. Engelbrecht E, Siegel A, Rottger J et al (1976) Statistics of total knee replacement: partial and total knee replacement, design St. Georg: a review of a 4-year observation. *Clin Orthop* 120:54-64
24. Barnes CL, Scott RD (1993) Unicompartmental knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 42:309-314
25. Goodfellow J, O'Connor J (1978) The mechanics of the knee and prosthesis design. *J Bone Joint Surg Br* 60:358-369
26. Murray DW (2001) Unicompartmental knee replacement. Relazione presentata al Canadian Orthopaedic Association Annual Meeting, June 1-4, London
27. Psychoyios V, Crawford RW, O'Connor JJ et al (1998) Wear of congruent meniscal bearings in unicompartmental knee arthroplasty: a retrieval study of 16 specimens. *J Bone Joint Surg Br* 80:976-982
28. Hyldahl HC, Regnér L, Carlsson L et al (2001) Does metal backing improve fixation of tibial component in unicondylar knee arthroplasty? A randomized radiostereometric analysis. *J Arthroplasty* 16:174-179
29. Rosa RA, Bert JM, Warwick B et al (2002) An evaluation of all-ultra-high molecular weight polyethylene unicompartmental tibial component cement-fixation mechanisms. *J Bone Joint Surg Am* 84:102-104
30. Deshmukh RV, Scott RD (2001) Unicompartmental knee arthroplasty: long-term results. *Clin Orthop* (392):272-278
31. Scott R (2000) Unicompartmental total knee arthroplasty. In: Insall JN (ed) *Surgery of the knee*. Churchill Livingstone, Philadelphia, pp 1621-1628
32. Hernigou P, Deschamps G (2004) Posterior slope of the tibial implant and the outcome of unicompartmental knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 86:506-511
33. Pagnano M, Rand JA (2003) Unicompartmental knee arthroplasty. In: Morrey B (ed) *Joint replacement arthroplasty*. Churchill Livingstone, Philadelphia, pp 1002-1012
34. Insall J, Walker P (1976) Unicondylar knee replacement. *Clin Orthop* 120:83-85
35. Insall J, Aglietti P (1980) A five- to seven-year follow-up of unicondylar arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 62:1329-1337
36. Laskin RS (1978) Unicompartmental tibiofemoral resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 60:182-185
37. Robertsson O, Knutson K, Lewold S et al (2001) The routine of surgical management reduces failure after unicompartmental knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 83:45-49
38. Svard UC, Price AJ (2001) Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty. A survival analysis of an independent series. *J Bone Joint Surg Br* 83:191-194
39. Lewold S, Goodman S, Knutson K et al (1995) Oxford meniscal bearing knee versus the Marmor knee in unicompartmental arthroplasty for arthrosis. A Swedish multicenter survival study. *J Arthroplasty* 10:722-731

40. Robertsson O, Borgquist L, Knutson K et al (1999) Use of unicompartmental instead of tricompartmental prostheses for unicompartmental arthrosis in the knee is a cost-effective alternative. *Acta Orthop Scand* 70:170-175
41. Robertsson O, Dunbar MJ, Knutson K, Lidgren L (2000) Patient satisfaction after knee arthroplasty: a report on 27 372 knees operated on between 1981 and 1995 in Sweden. *Acta Orthop Scand* 71:262-267
42. Rougraff BT, Heck DA, Gibson AE (1991) A comparison of tricompartmental and unicompartmental arthroplasty for the treatment of gonarthrosis. *Clin Orthop* (273):157-164
43. Laurencin CT, Zelicof SB, Scott RD (1991) Unicompartmental versus total knee arthroplasty in the same patient. A comparative study. *Clin Orthop* (273):151-156
44. Cobb AG, Kozinn SC, Scott RD (1990) Unicondylar or total knee replacement: a patient preference. *J Bone Joint Surg Br* 72:166
45. Machner A, Pap G, Awiszus F (2002) Evaluation of quadriceps strength and voluntary activation after unicompartmental arthroplasty for medial osteoarthritis of the knee. *J Orthop Res* 20:108-111
46. Hassaballa MA, Porteous AJ, Newman JH, Rogers CA (2003) Can knees kneel? Kneeling ability after total, unicompartmental and patellofemoral knee arthroplasty. *Knee* 10:155-160
47. Fuchs S, Frisse D, Tibesku CO et al (2002) Proprioceptive function, clinical results, and quality of life after unicondylar sledge prostheses. *Am J Phys Med Rehabil* 81:478-482
48. Naudie D, Bourne RB, Rorabeck CH, Bourne TJ (1999) The Install Award. Survivorship of the high tibial valgus osteotomy. A 10- to 22-year follow-up study. *Clin Orthop* (367):18-27
49. Broughton NS, Newman JH, Baily RA (1986) Unicompartmental replacement and high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. A comparative study after 5-10 years' follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 68:447-452
50. Weale AE, Newman JH (1994) Unicompartmental arthroplasty and high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. A comparative study with a 12- to 17-year follow-up period. *Clin Orthop* (302):134-137
51. Weale AE, Newman JH (1994) Unicompartmental arthroplasty and high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. A comparative study with a 12- to 17-year follow-up period. *Clin Orthop* (302):134-137
52. Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ, Lazovic D (2001) High tibial osteotomy versus unicompartmental joint replacement in unicompartmental knee joint osteoarthritis: 7-10-year follow-up prospective randomised study. *Knee* 8:187-194
53. Ivarsson I, Gillquist J (1991) Rehabilitation after high tibial osteotomy and unicompartmental arthroplasty. A comparative study. *Clin Orthop* (266):139-144
54. Schai PA, Suh JT, Thornhill TS et al (1998) Unicompartmental knee arthroplasty in middle-aged patients: a 2- to 6-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty* 13:365-372
55. Padgett DE, Stern SH, Insall JN (1991) Revision total knee arthroplasty for failed unicompartmental replacement. *J Bone Joint Surg Am* 73:186-190
56. Barrett WP, Scott RD (1987) Revision of failed unicondylar unicompartmental knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 69:1328-1335
57. Chakrabarty G, Newman JH, Ackroyd CE (1998) Revision of unicompartmental arthroplasty of the knee. Clinical and technical considerations. *J Arthroplasty* 13:191-196
58. McAuley JP, Engh GA, Ammeen DJ (2001) Revision of failed unicompartmental knee arthroplasty. *Clin Orthop* (392):279-282

59. Levine WN, Ozuna RM, Scott RD (1995) Conversion of failed modern unicompartmental arthroplasty or high tibial osteotomy. *Clin Orthop* (321):10-18
60. Miller M, Benjamin JB, Marson B, Hollstien S (2002) The effect of implant constraint on results of conversion of unicompartmental knee arthroplasty to total knee arthroplasty. *Orthopedics* 25:1353-1357
61. Lewold S, Robertsson O, Knutson K, Lidgren L (1998) Revision of unicompartmental knee arthroplasty: outcome in 1135 cases from the Swedish Knee Arthroplasty study. *Acta Orthop Scand* 69:469-474
62. Weale AE, Murray DW, Crawford R et al (1999) Does arthritis progress in the retained compartments after 'Oxford' medial unicompartmental arthroplasty? A clinical and radiological study with a minimum ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 81:783-789
63. Hernigou P, Deschamps G (2004) Alignment influences wear in the knee after medial unicompartmental arthroplasty. *Clin Orthop* (423):161-165
64. Douglas N, Guerin J, Parker DA et al (2004) Medial unicompartmental knee arthroplasty with the Miller-Galante Prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 86:1931-1935
65. Hopgood P, Martin CP, Rae PJ (2004) The effect of tibial implant size on post-operative alignment following medial unicompartmental knee replacement. *Knee* 11:385-388
66. McGovern TF, Ammeen DJ, Collier JP et al (2002) Rapid polyethylene failure of unicondylar tibial components sterilized with gamma irradiation in air and implanted after a long shelf life. *J Bone Joint Surg Am* 84:901-906
67. Collier MB, Engh CA Jr, Engh GA (2004) Shelf age of the polyethylene tibial component and outcome of unicondylar knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 86:763-769
68. Psychoyios V, Crawford RW, O'Connor JJ (1998) Wear of congruent meniscal bearings in unicompartmental knee arthroplasty: a retrieval study of 16 specimens. *J Bone Joint Surg Br* 80:976-982
69. Blunn GW, Joshi AB, Minns RJ et al (1997) Wear in retrieved condylar knee arthroplasties. A comparison of wear in different designs of 280 retrieved condylar knee prostheses. *J Arthroplasty* 12:281-290
70. Ryd L, Lindstrand A, Stenström A, Selvik G (1992) The influence of metal backing in unicompartmental tibial component fixation. An in vivo roentgen stereophotogrammetric analysis of micromotion. *Arch Orthop Trauma Surg* 111:148-154
71. Gunther T, Murray DW, Miller R (1996) Lateral unicompartmental arthroplasty with the Oxford meniscal knee. *Knee* 3:33-39
72. Robinson BJ, Rees JL, Price AJ et al (2002) Dislocation of the bearing of the Oxford lateral unicompartmental arthroplasty. A radiological assessment. *J Bone Joint Surg Br* 84:653-657
73. Hernigou P, Deschamps G (2002) Patellar impingement following unicompartmental arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 84:1132-1137
74. Howe DJ, Taunton OD Jr, Engh GA (2004) Retained cement after unicondylar knee arthroplasty. A report of four cases. *J Bone Joint Surg Am* 86:2283-2286
75. Romanowski MR, Repicci JA (2002) Minimally invasive unicondylar arthroplasty in the post-meniscectomy knee: Repicci knee. *Sports Med Arthrosc Rev* 10:253-259
76. Romanowski MR, Repicci JA (2002) Minimally invasive unicondylar arthroplasty. eight-year follow-up. *J Knee Surg* 15:17-22
77. Price AJ, Webb J, Topf H et al (2001) Rapid recovery after Oxford unicompartmental arthroplasty through a short incision. *J Arthroplasty* 16:970-976
78. Müller PE, Pellengahr C, Witt M et al (2004) Influence of minimally invasive surgery

- on implant positioning and the functional outcome for medial unicompartmental knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 19:296-301
79. Rees JL, Price AJ, Beard DJ et al (2004) Minimally invasive Oxford unicompartmental knee arthroplasty: functional results at 1 year and the effect of surgical inexperience. *Knee* 11:363-367

---

# Le artroprotesi modulari nella chirurgia oncologica

M. MERCURI, M. DE PAOLIS, C. ERRANI, N. FABBRI, A. FERRARO, P. RUGGERI, C. GHINELLI

## Introduzione

Il ginocchio è la sede più frequentemente coinvolta nei tumori primitivi dello scheletro (60%), soprattutto a livello del femore distale. L'osteosarcoma, il sarcoma di Ewing ed il condrosarcoma sono le neoplasie maligne primitive più comuni in questa sede. Tra le lesioni benigne ricordiamo il tumore a cellule giganti, la cisti aneurismatica ed il condroblastoma. L'età più colpita è quella degli adolescenti e dei giovani adulti.

Negli ultimi 20 anni, grazie all'avvento della chemioterapia neoadiuvante, di nuove indagini strumentali (TAC e RMN), di sofisticati esami di immunostochimica e dei progressi della chirurgia ricostruttiva protesica e biologica, la prognosi ed il trattamento dei sarcomi ossei degli arti hanno subito enormi cambiamenti. Nel passato queste neoplasie venivano trattate nell'80-90% dei casi con una chirurgia demolitiva. Nell'ultimo ventennio il ricorso all'amputazione è diminuito progressivamente, ed una percentuale sempre più numerosa di pazienti (90%) è stata trattata con la resezione locale e la ricostruzione funzionale dell'arto.

Le opzioni per la ricostruzione scheletrica del ginocchio si basano su diversi fattori, come: l'età del paziente, la stadiazione della malattia, l'associazione di terapie adiuvanti (chemio e radioterapia), l'attività e le aspettative del paziente. I tipi di ricostruzione comprendono le endoprotesi modulari, gli innesti ossei massivi, le protesi composite e l'artrodesi.

Nella maggior parte dei casi, dopo la resezione del femore distale e/o della tibia prossimale, per ricostruire un segmento articolare o raramente un intero segmento scheletrico, si usano le protesi modulari. Queste sono disponibili in diverse misure e assemblabili secondo l'entità della resezione ossea (Fig. 1).



**Fig. 1.** Protesi modulare del femore distale disponibile in diverse misure, 1983 (Howmedica, Limerick)

La ricostruzione articolare con protesi modulare è una tecnica relativamente semplice, permette di iniziare il programma riabilitativo immediatamente dopo l'intervento e consente una buona articularità e carico precoce. Rispetto all'impiego d'innesti ossei omologhi, la ricostruzione protesica evita il rischio di trasmissione di malattie infettive e le risposte immunitarie.

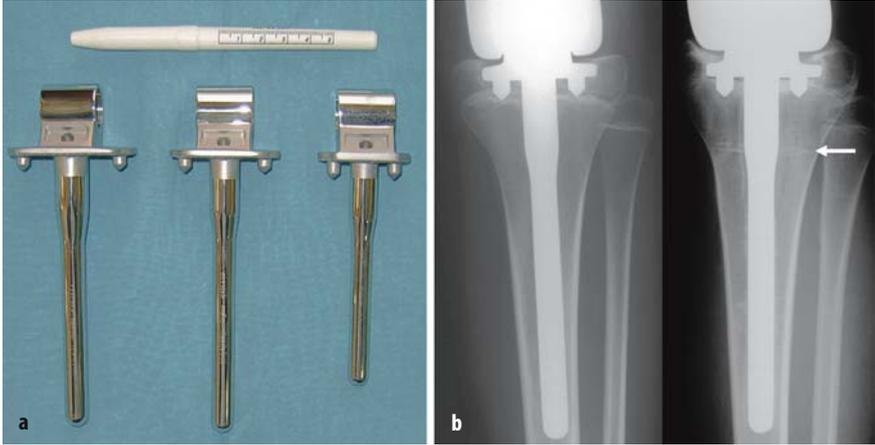
I problemi maggiori di questi impianti sono correlati alla difficoltà di riattaccare i tessuti molli alle componenti metalliche della protesi nella ricostruzione della tibia prossimale (tendine rotuleo) ed alla non trascurabile percentuale d'infezioni e fallimenti meccanici.

### **Indicazioni e cenni di chirurgia oncologica**

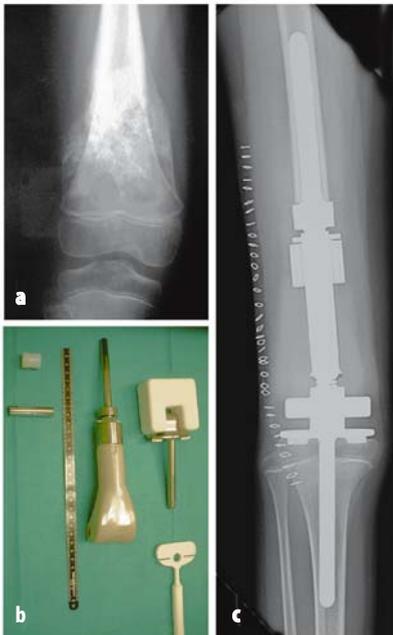
La resezione del femore distale e/o della tibia prossimale è indicata nei sarcomi ossei a basso ed alto grado di malignità, in casi selezionati di lesioni benigne allo stadio 3 (estesa distruzione ossea) ed occasionalmente nelle lesioni metastatiche.

Questa tecnica di ricostruzione è indicata nei pazienti adulti e negli adolescenti che stanno terminando l'accrescimento scheletrico; in questi ultimi, nelle ricostruzioni del femore distale, viene utilizzata una componente tibiale a stelo liscio per ridurre i danni alla cartilagine di accrescimento tibiale e

permetterne un parziale sviluppo (Fig. 2). Nei pazienti, invece, tra i 7 ed i 12 anni di età è indicato usare protesi allungabili per minimizzare la dismetria degli arti a fine crescita (Fig. 3).



**Fig. 2.** a Steli tibiali lisci in diverse misure, usati nei pazienti in accrescimento. b Radiografia in antero-posteriore. La crescita tibiale è simmetrica a quella del perone, nonostante un leggero affondamento della protesi. La *freccia* indica il fronte di crescita ossea metafisaria

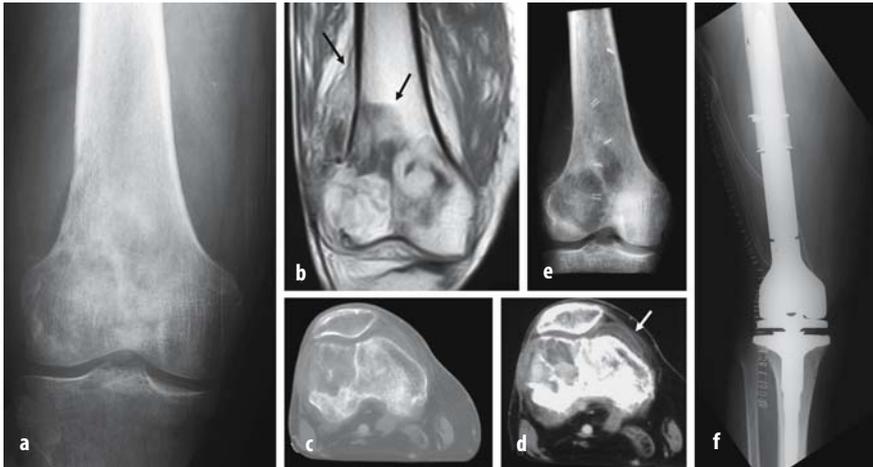


**Fig. 3.** a Radiografia in antero-posteriore di un femore distale e del ginocchio di un paziente di 10 anni, affetto da osteosarcoma. b Protesi allungabile *custom-made* (Wright, Arlington). c Controllo radiografico post-operatorio in antero-posteriore dopo resezione ampia e ricostruzione con protesi allungabile

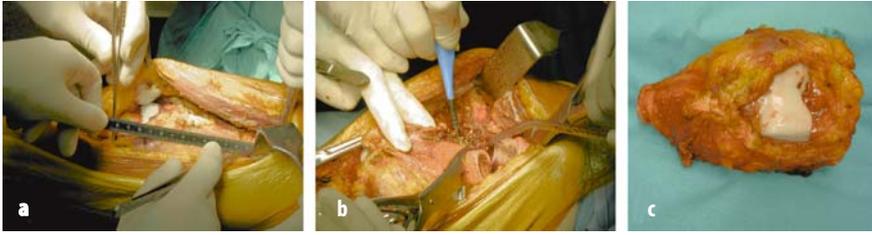
Il chirurgo deve attenersi strettamente ai principi della chirurgia oncologica ed eseguire le dissezioni secondo piani liberi da neoplasia (resezione con margini ampi). A questo scopo le immagini strumentali (radiografia, TC e RMN) sono essenziali per identificare l'esatta estensione della lesione (entità della resezione) (Fig. 4) e il rapporto con le strutture neurovascolari principali (necessità o meno di eseguire anche una ricostruzione artero-venosa), e quindi per la precisa pianificazione dell'intervento.

Quando il tumore non invade la cavità articolare è indicata una resezione intra-articolare (resezione attraverso l'articolazione); in caso contrario si deve eseguire una resezione extra-articolare (asportazione dell'intera articolazione chiusa) (Fig. 4).

Usualmente viene eseguita un'incisione longitudinale che rimuove completamente il tramite biotico e che consente l'accesso al fascio neurovascolare principale. L'accesso chirurgico può essere mediale o laterale per il femore distale, sempre mediale (tranne eccezioni) per la resezione della tibia prossimale. L'entità della resezione è mediamente di 15-20 cm e la neoplasia viene asportata sempre in blocco, avvolta da uno strato di tessuti sani (Fig. 5). Generalmente, nelle resezioni del femore distale, vengono sacrificati parte del muscolo vasto laterale e mediale e tutto il muscolo vasto intermedio, mentre viene conservato il muscolo retto femorale. Nelle resezioni della tibia prossi-

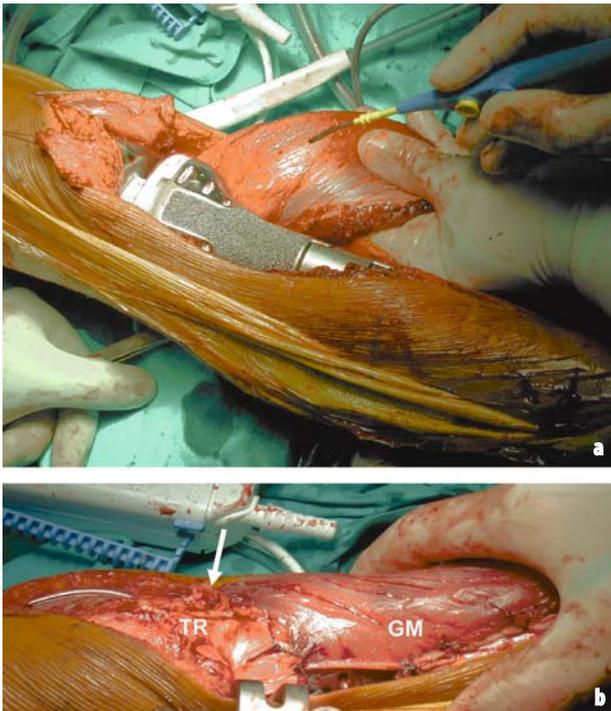


**Fig. 4.** a Radiografia antero-posteriore del femore distale in paziente affetto da osteosarcoma della regione meta-epifisaria. b RMN (T1-pesata): sul piano coronale si apprezza come l'estensione tumorale nei tessuti molli sia maggiore di quella intraossea (*freccie*). c, d TC con finestra per osso e parti molli: estensione extracompartimentale del tumore, con invasione dell'articolazione (*freccia*). e Radiografia in antero-posteriore del pezzo operatorio: resezione extra-articolare. f Radiografia in antero-posteriore post-operatoria: ricostruzione con protesi modulare a cerniera rotante (GMRS-Global Modular Replacement System, Stryker-Howmedica, Allendale)



**Fig. 5.** a Misura della lunghezza di resezione dall'articolazione. b Osteotomia femorale e completamento della resezione. c Pezzo operatorio. Il femore resecato è completamente ricoperto da tessuti molli sani

male vengono sempre sacrificati il muscolo popliteo e parte dei muscoli estensori e flessori ed il tendine rotuleo deve essere necessariamente sezionato all'inserzione distale; nella ricostruzione sono quindi necessarie trasposizioni muscolari (generalmente il muscolo gemello mediale) (Fig. 6), per fornire un'adeguata copertura della protesi con tessuti molli sani, prevenire complicazioni precoci della ferita, ripristinare la continuità dell'apparato estensore e assicurare la fissazione del tendine rotuleo in buona posizione, al fine di evitare una rotula alta o bassa per non compromettere il risultato funzionale.



**Fig. 6.** a Preparazione e rotazione del muscolo gemello mediale a copertura della protesi tibiale a superficie porosa. b Sutura del tendine rotuleo al muscolo gastrocnemio mediale (freccia) a rinforzo dell'apparato estensore. Se possibile la protesi deve essere completamente ricoperta dai tessuti molli. TR, tendine rotuleo; GM, gemello mediale

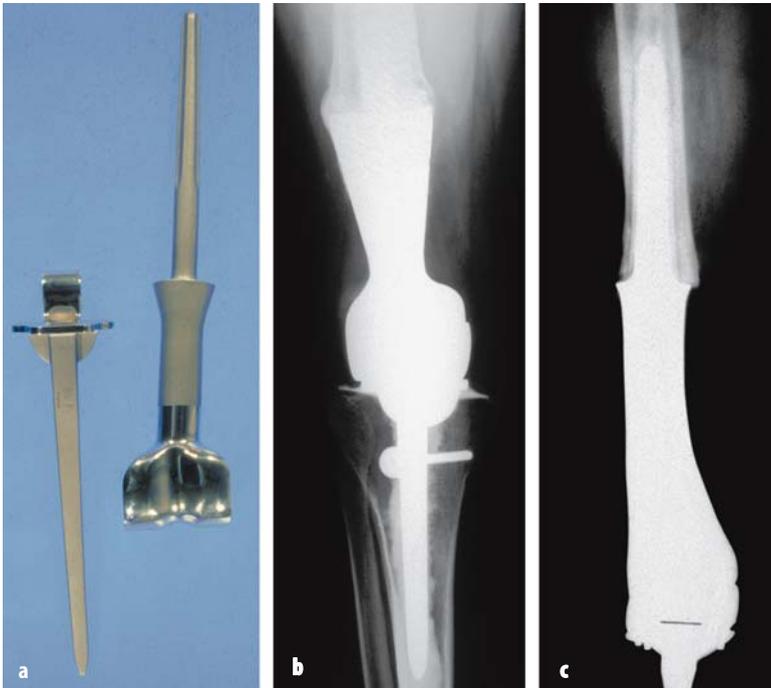
Prima di eseguire l'osteotomia femorale e/o tibiale, si prendono dei reperi di riferimento per mantenere la corretta rotazione e l'esatta lunghezza degli arti durante la ricostruzione. Particolare attenzione deve essere fatta all'allineamento dell'apparato estensore residuo, per evitare la sublussazione della rotula.

## Endoprotesi

Il primo caso di ricostruzione protesica risale al 1940, anno in cui Moore e Bohlman [1] sostituirono il femore prossimale di un paziente affetto da recidiva di tumore a cellule giganti utilizzando un impianto metallico (vitallium). Nel 1947 Delitala [2] presentava i primi risultati delle ricostruzioni scheletriche con endoprotesi dopo resezione segmentale.

La prima vera protesi modulare fu disegnata nel 1973 ed impiantata da Campanacci per la ricostruzione dell'omero prossimale [3].

L'esperienza della Clinica Ortopedica dell'Istituto Rizzoli di Bologna nell'uso delle megaprotesi dopo resezione per tumori ossei localizzati al ginocchio inizia negli anni '70 con l'impiego di protesi *custom-made* (Fig. 7).



**Fig. 7.** Prime protesi *custom-made* a cerniera fissa utilizzate negli anni '70-'80 presso l'Istituto Rizzoli. **a, b** Protesi di Guepar (Benoit et Girare, Francia). **c** Radiografia in antero-posteriore di una protesi Walldius (Howmedica, Rutherford)

È all'inizio degli anni '80, grazie a Kotz [4], che le protesi modulari non cementate vengono introdotte per la ricostruzione di qualsiasi segmento osseo.

Le protesi KMFTR-HMRS (*Kotz Modular Femur and Tibial Reconstruction, Howmedica Reconstruction System*) rappresentano le prime generazioni di protesi modulari in Europa, e sono state impiegate presso il nostro Istituto sin dal 1983 (Figg. 1, 8). Nell'ultimo ventennio hanno subito un'evoluzione sia in termini di design che di materiali, avvicinandosi sempre più alle artroprotesi convenzionali.

Il sistema protesico modulare, disponibile in diverse misure, prevede tre componenti principali: una componente articolare, uno stelo di ancoraggio ed un corpo intersegmentale, che, assemblati alle componenti minori (perno, boccola e piatto tibiale), permettono di ripristinare qualsiasi difetto osseo (Fig. 9).

In origine le protesi modulari di ginocchio erano a cerniera semplice. L'alta percentuale di mobilizzazioni asettiche e di rottura dell'impianto ha portato allo sviluppo delle protesi a cerniera rotante (Fig. 10). Queste ultime hanno lo scopo di migliorare la distribuzione degli stress all'interfaccia osso-metallo o cemento-osso, diminuendo così le probabilità di uno scollamento asettico e le fratture da fatica, quindi riducendo il rischio di fallimento dell'impianto. Consentono la flessione, l'estensione e la rotazione mantenendo la stabilità sia sul piano frontale sia su quello sagittale.



**Fig. 8.** Protesi modulare a cerniera fissa di tibia prossimale e di femore distale (Howmedica, Limerick)



**Fig. 9.** Componenti principali di una protesi modulare di femore distale (GMRS-Global Modular Replacement System, Stryker-Howmedica, Allendale). Stelo (1), corpo intersegmentale (2) e componente articolare (3)



**Fig. 10.** a) Protesi modulare di femore distale a cerniera rotante. b) Protesi modulare di tibia prossimale a cerniera rotante (GMRS-Global Modular Replacement System, Stryker-Howmedica)

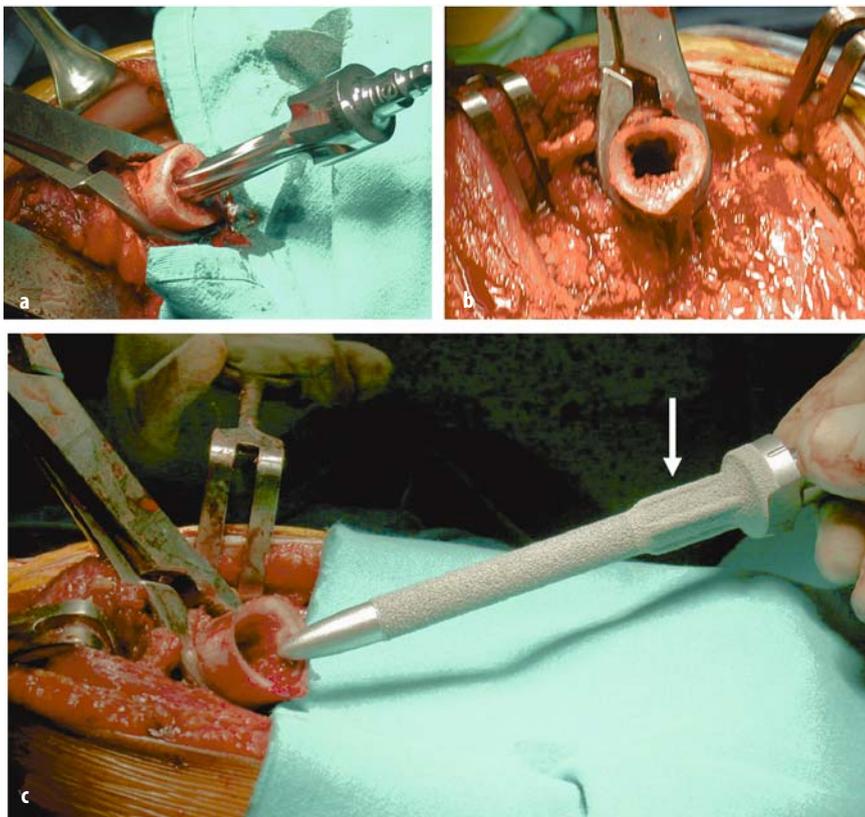
Alcune protesi modulari usate in Europa erano dotate di placche antirotazionali (Fig. 11), al fine di aumentare la fissazione extracorticale e quindi di ridurre le probabilità di una mobilizzazione dell'impianto. Inizialmente due, sono diminuite di numero sino a scomparire negli ultimi impianti. Le protesi di ultima generazione possiedono un rivestimento poroso dello stelo, al fine di indurre la crescita dell'osso ospite e quindi di aumentare la fissazione della protesi stessa (*bone ingrowth*). In letteratura sono stati descritti dei metodi biologici di fissazione extracorticale [5], sempre con lo scopo di aumentare la sopravvivenza dell'impianto. Alcuni impianti possiedono un disegno particolare degli steli (costole) che ha la funzione di opporsi ai micromovimenti rotazionali (Fig. 12).

La superficie porosa di alcune componenti protesiche (tibia prossimale) ha la funzione di incrementare la formazione di tessuto fibroso, quindi di migliorare l'ancoraggio dei tessuti molli all'impianto e ridurre lo spazio morto periprotetico (Fig. 6).

Forma e dimensioni delle componenti articolari cercano di riprodurre il più possibile la normale anatomia del ginocchio.



**Fig. 11.** Placche antirotazionali per la fissazione extracorticale. A sinistra, ultimo modello di stelo HMRS con una placca, a destra vecchio stelo con due placche (Howmedica)



**Fig. 12.** a Preparazione della diafisi femorale. b Canale femorale di forma quadrangolare per accogliere le “costole” dello stelo. c Stelo femorale rivestito di idrossiapatite con costole antirotazionali (*freccia*)

L'esperienza con l'utilizzo delle protesi *custom-made* ha dimostrato un rischio sostanziale di frattura dello stelo quando vengono utilizzati steli di piccolo diametro (<9 mm). Il sistema protesico modulare possiede steli di diametro più grande (sino a 19 mm per gli steli a *press-fit* e 17 mm per gli steli cementati), di diversa forma (retti e curvi) e lunghezza (125 mm per gli steli retti, 150 e 200 mm per quelli curvi).

La scelta della “fissazione” delle megaprotesi all'osso ospite dipende dall'esperienza del chirurgo. In genere, in Inghilterra e negli Stati Uniti sono preferite le protesi cementate, mentre in Europa è più diffuso l'utilizzo di protesi non cementate a *press-fit*, in relazione alla giovane età dei pazienti trattati.

Anche i materiali sono cambiati nel tempo: si è passati da protesi modulari in cromo-cobalto a protesi con componenti in titanio.

## Trattamento post-operatorio

Nelle ricostruzioni del **femore distale** il trattamento riabilitativo prevede, a partire dal 2° giorno, esercizi di mobilizzazione passiva del ginocchio sino a 35° di flessione per i primi giorni, per poi raggiungere i 90° di flessione entro 2 settimane. Inizialmente viene concesso un carico parziale sull'arto operato per le prime 4 settimane con l'ausilio di due bastoni antibrachiali, poi progressivo sino al raggiungimento di un carico completo entro 45-50 giorni. Dopo 3 settimane dall'intervento si associano esercizi di mobilizzazione attiva e di rinforzo muscolare del quadricipite e dei flessori residui.

Il trattamento post-operatorio dopo ricostruzione della **tibia prossimale** differisce dal precedente in quanto la ricostruzione dell'apparato estensore necessita di un periodo d'immobilizzazione per circa 40 giorni. Il paziente inizia quindi esercizi di cauta mobilizzazione attiva e passiva progressiva del ginocchio concedendo un carico parziale sull'arto operato a partire dal 45° giorno, arrivando in genere ad abbandonare i bastoni entro il 60° giorno. Contemporaneamente deve eseguire esercizi di rinforzo muscolare del quadricipite.

La profilassi antibiotica peri-operatoria è impiegata in tutte le ricostruzioni protesiche; il tipo di antibiotico e la durata del trattamento variano a seconda dell'esperienza del chirurgo. Molto spesso viene utilizzata una cefalosporina di terza generazione o la combinazione di più antibiotici.

La profilassi antitromboembolica è raccomandata in tutti i pazienti adulti con fattori di rischio; generalmente non viene somministrata nei pazienti in accrescimento.

## Complicazioni e risultati clinici

Grazie ai progressi delle tecniche chirurgiche e alla disponibilità di nuovi materiali e disegni, la sopravvivenza delle protesi modulari è migliorata notevolmente. Henshaw e coll. [6] hanno riportato una percentuale di sopravvivenza a 10 anni del 91% nella ricostruzione con protesi modulari del femore distale.

Le complicazioni delle ricostruzioni protesiche possono insorgere precocemente o tardivamente.

Le **complicanze precoci** possono essere correlate ad errori di tecnica intra-operatoria o dovute alla manipolazione dei tessuti molli; comprendono la necrosi cutanea, la deiscenza della ferita, l'infezione, la malattia tromboembolica, la neuroprassia e l'instabilità articolare. Una tecnica chirurgica attenta alla manipolazione e alla ricostruzione dei tessuti molli può ridurre in modo significativo la frequenza di queste problematiche.

Le **complicanze tardive** includono la mobilitazione asettica, l'infezione ematogena, la frattura da fatica, l'usura delle componenti in polietilene e la recidiva locale. Safran e coll. [7], in un'ampia serie di pazienti con ricostruzione protesica, riportava un 40% di complicazioni tardive.

L'**infezione** tardiva rappresenta la complicazione più grave. Può peggiorare la prognosi dei pazienti, ritardando l'inizio delle terapie adiuvanti (chemio-radioterapia), e rappresenta la causa più comune di amputazione secondaria. Viene riportata una percentuale d'infezione dallo 0 al 13% [8].

Le ricostruzioni della tibia prossimale comportano il rischio più alto in relazione alla modesta copertura da parte dei tessuti molli. Non bisogna dimenticare che i pazienti oncologici hanno un sistema immunitario compromesso a causa del trattamento chemioterapico. Grazie all'introduzione di lembi muscolari di rotazione o liberi, le percentuali d'infezione sono diminuite in maniera importante. Grimer e coll. [9] hanno riferito una percentuale iniziale di infezione del 36% che si riduceva al 12% con l'uso di un lembo mediale di gastrocnemio.

Lo **scollamento asettico** è la principale causa di fallimento delle protesi da resezione del ginocchio. Le megaprotesi iniziano a mostrare le loro intrinseche limitazioni meccaniche mediamente dopo 10 anni. Unwin e coll. [10] hanno riportato, su una serie di 1001 pazienti trattati con endoprotesi *custom-made* cementate, una percentuale di fallimento delle protesi a 10 anni del 32% dei casi di ricostruzione del femore distale e del 42% della tibia prossimale. Horowitz e coll. [11], in una serie di 93 pazienti trattati con protesi tumorali cementate ad un follow-up medio di 80 mesi, hanno riportato una percentuale di mobilitazione asettica dell'impianto del 19% a 5 anni e del 33% a 10 anni. La percentuale di sopravvivenza per il femore distale era del 78% e del 65%, rispettivamente, a 5 e 10 anni. Per la tibia prossimale era del 73% sia a 5 che 10 anni. Malawer e Chou [12] hanno riscontrato come le ricostruzioni della porzione prossimale della tibia presentassero la più alta percentuale di complicanze e di revisione, e i peggiori risultati funzionali della *Musculoskeletal Tumor Society* (MSTS) rispetto ad ogni regione ricostruita.

Mittermayer [13], in uno studio retrospettivo di 251 pazienti trattati con protesi modulari non cementate (KMFTR, HMRS) degli arti inferiori, riporta una probabilità di avere una mobilitazione asettica dell'impianto a 10 anni del 24% per il femore distale e del 15% per la tibia prossimale.

Per gli attuali modelli protesici di ginocchio a cerniera rotante, la letteratura riporta una percentuale di mobilitazione asettica dallo 0 al 10% con un follow-up di 42-134 mesi [14].

Diversi studi hanno dimostrato che la prognosi peggiore per la sopravvivenza della protesi è legata all'entità della resezione ossea e dei tessuti molli [15] e che la maggior parte delle protesi mobilitate può essere sottoposta a revisione con salvataggio dell'arto.

L'**instabilità** articolare è una complicanza rara nelle ricostruzioni del ginocchio; un corretto planning pre-operatorio ed una tecnica chirurgica meticolosa consentono di ridurre ulteriormente tale problematica.

La **frattura da fatica** degli steli endomidollari è divenuta estremamente rara con l'aumento del diametro degli steli, il miglioramento nella progettazione ed il ricorso ai nuovi materiali [16].

La frequenza di **ricidiva locale** in pazienti con sarcomi ossei ad alto grado trattati con interventi conservativi è meno del 10%, solo leggermente superiore a quella osservata dopo amputazione. È il risultato di una contaminazione intra-operatoria o della crescita di satelliti neoplastici non evidenziati dagli esami strumentali pre-operatori.

L'adeguatezza dei margini di resezione e una buona risposta alla chemioterapia rappresentano importanti fattori prognostici favorevoli per il controllo locale della malattia [17].

I **risultati funzionali** delle protesi modulari di ginocchio sono soddisfacenti in più dell'80% dei casi. Renard e coll. [18] hanno dimostrato come i risultati funzionali siano significativamente migliori dopo l'intervento di *limb-salvage* rispetto al trattamento demolitivo.

## Conclusioni

Il femore distale è la localizzazione più comune d'insorgenza dei tumori primitivi dello scheletro. I pazienti con sarcomi del femore distale, tradizionalmente, venivano trattati con un'amputazione alta di coscia o una disarticolazione d'anca. Grazie ai progressi della chemioterapia, dell'imaging e delle tecniche ricostruttive, è possibile offrire alla maggior parte dei pazienti (90%) una chirurgia conservativa. Un'attenta valutazione pre-operatoria ed una stretta adesione ai criteri di chirurgia oncologica, sono necessari per un buon controllo locale della malattia. La percentuale di recidiva locale è lievemente superiore nella chirurgia conservativa rispetto a quella demolitiva. Tuttavia, non c'è differenza in termini di sopravvivenza tra i pazienti trattati con la chirurgia ricostruttiva e quelli operati di amputazione.

La ricostruzione protesica deve essere presa in considerazione in tutti i pazienti affetti da sarcoma del ginocchio. I risultati funzionali delle protesi modulari di femore distale sono eccellenti, così come la percentuale di sopravvivenza a medio e lungo termine. La valutazione funzionale evidenzia il 69-93% di risultati da buoni ad eccellenti con un follow-up di 10 anni. La soddisfazione del paziente ed i costi sembrano essere migliori dopo la ricostruzione scheletrica rispetto alla chirurgia demolitiva.

La sopravvivenza globale di una protesi modulare è influenzata dall'entità della resezione ossea e dei tessuti molli. La causa più comune di fallimento

per le protesi tumorali del femore distale è lo scollamento asettico.

Gli attuali impianti protesici costituiscono un sistema leggero, resistente ed inerte per la ricostruzione scheletrica. Si prevede che a lungo termine i risultati clinici delle protesi di ginocchio tumorali con cerniera rotante siano migliori rispetto a quelli a cerniera semplice, avvicinandosi a quelli delle protesi convenzionali per la patologia degenerativa. Con lo sviluppo di dispositivi per la reinserzione tendinea per le protesi, è probabile che le indicazioni per le protesi della porzione prossimale della tibia vengano ampliate e che i risultati migliorino.

I buoni risultati clinici, insieme alla disponibilità di nuovi materiali e disegni, ha portato ad usare questi impianti anche per difetti ossei secondari a condizioni non oncologiche, come pseudoartrosi e revisioni delle artroprotesi convenzionali [19].

## Bibliografia

1. Moore AT, Bohlman HR (1943) Metal hip joint: a case report. *J Bone Joint Surg Am* 25:688
2. Delitala F (1956) Costituzione di parti interne del corpo umano. Capelli, Bologna
3. Campanacci M (1999) Bone and soft tissue tumors, 2nd edn. Piccin, Nuova Libreria, Padova/Springer, Wien, New York
4. Kotz R, Ritschl P, Trachtenbrodt J (1986) A modular femur-tibia reconstruction system. *Orthopedics* 9:1639-1652
5. Chao EYS, Fuchs B, Rowland CM et al (2004) Long-term results of segmental prosthesis fixation by extracortical bone-bridging and ingrowth. *J Bone Joint Surg Am* 86:948-955
6. Henshaw RM, Jones V, Malawer MM (1998) Endoprosthetic reconstruction with the modular replacement system. Survival analysis of the 100 implants with a minimum 2 years follow-up. Fourth Annual Combined Meeting of the American and European Musculoskeletal Tumor Societies, May 1998 Washington
7. Safran MR, Eckardt JJ, Kabo JM, Oppenheim WL (1992) Continued growth of the proximal part of the tibia after prosthetic reconstruction of the skeletally immature knee. *J Bone Joint Surg Am* 74:1172-1179
8. Eckardt JJ, Yang RS, Ward WG et al (1995) Endoprosthetic reconstruction for malignant bone tumors and nonmalignant tumours conditions of bone. In: Stauffer RN, Erlich MG, Fu FH et al (eds) *Advances in operative orthopaedics*. Mosby, St. Louis, pp 61-83
9. Grimer RJ, Carter SR, Tillman RM et al (1999) Endoprosthetic replacement of the proximal tibia. *J Bone Joint Surg Br* 81:488-494
10. Unwin PS, Cannon SR, Grimer RJ et al (1996) Aseptic loosening in cemented custom-made prosthetic replacements for bone tumours of the lower limb. *J Bone Joint Surg Br* 78:5-13
11. Horowitz SM, Glasser DB, Lane JM, Healey JH (1993) Prosthetic and extremity survivorship after limb salvage for sarcoma: how long do the reconstructions last? *Clin Orthop* (293):280-286
12. Malawer MM, Chou LB (1995) Prosthetic survival and clinical results with use of

- large-segment replacements in the treatment of high-grade bone sarcomas. *J Bone Joint Surg Am* 77:1154-1165
13. Mittermayer F (2001) Long-term followup of uncemented tumor endoprotheses for the lower extremity. *Clin Orthop* (388):167-177
  14. Choong PFM, Sim FH, Pritchard DJ et al (1996) Megaprotheses after resection of distal femoral tumours: a rotating hinge design in 30 patients followed for 2-7 years. *Acta Orthop Scand* 67:345-351
  15. Kabo JM, Yang RS, Dorey FJ, Eckardt JI (1997) In vivo rotational stability of the kinematic rotating hinge knee prosthesis. *Clin Orthop* (336):166-176
  16. Kawai A, Muschler GF, Lane JM et al (1998) Prosthetic knee replacement after resection of a malignant tumor of the distal part of the femur: medium to long-term results. *J Bone Joint Surg Am* 80:636-647
  17. Mittermayer F, Windhager R, Dominkus M et al (2002) Revision of the Kotz type of tumour endoprosthesis for the lower limb. *J Bone Joint Surg Br* 84:401-406
  18. Renard AJ, Veth RP, Schreuder HW et al (2000) Function and complications after ablative and limb-salvage therapy in lower extremity sarcoma of bone. *J Surg Oncol* 73:198-205
  19. Springer BD, Sim FH, Hanssen AD, Lewallen DG (2004) The modular segmental kinematic rotating hinge for nonneoplastic limb salvage. *Clin Orthop* (421):181-187

---

# La protesi vincolata

L. FANTASIA<sup>1</sup>, F. FANTASIA<sup>2</sup>

## Introduzione e storia

Oggigiorno il concetto di vincolo nella protesi di ginocchio è molto diverso da quello che aveva spinto la progettazione delle prime protesi vincolate di ginocchio.

Un ginocchio con buona conservazione della stabilità legamentosa aveva l'indicazione per una protesi di rivestimento, invece quello con una minore stabilità legamentosa richiedeva una protesi vincolata. Il vincolo era rappresentato da uno stretto legame meccanico tra femore e tibia con un movimento intorno ad un solo asse: la cerniera (vincolo intrinseco totale, vit).

La fisiologia del ginocchio, però, è molto più complessa se pensiamo alla morfologia in valgo, al movimento rotatorio ed all'effetto rotolamento (*roll-back*) nella flessione-estensione. Per cui la cerniera rappresentava un sistema semplicistico destinato sicuramente ad una evoluzione in base alla esperienza che maturava nel tempo.

La storia della progettazione della protesi di ginocchio risale al 1935, ma il primo progetto a vincolo intrinseco totale è di Walldius e risale al 1954, modificato nel 1958 con materiale in vitallium. Ovviamente, trattandosi di un disegno a cerniera pura, si sono verificati vari insuccessi che hanno spinto Debeyre a ridisegnare la protesi con un'angolazione in valgo della componente femorale, come nel ginocchio fisiologico, e ad allungare l'asta endomidollare fino a 20 cm nei rispettivi canali femorale e tibiale [1].

Kurosawa [2] e Nilsson [3], infatti, spiegano dal punto di vista biomeccanico la necessità del valgismo fisiologico del ginocchio per un giusto riequi-

---

<sup>1</sup>Reparto di Ortopedia e Traumatologia, IRCCS Casa Sollievo della Sofferenza, San Giovanni Rotondo; <sup>2</sup>Clinica Ortopedica e Traumatologica, Università degli Studi di Perugia

librio di forze con il sistema capsulo-legamentoso muscolare e specialmente del quadricipite.

L'allungamento dell'asta endomidollare è necessario perché la protesi a vincolo totale, avendo delle forti sollecitazioni, ha bisogno di un ancoraggio maggiore a livello dell'osso per resistere maggiormente alle forze destabilizzanti e cioè ai movimenti richiesti dalla normale fisiologia del ginocchio e non corrisposti dal progetto protesico. Ancora oggi tale concetto è applicato alle protesi con vincolo totale o semivincolo, e per alcune tipologie protesiche esiste la modularità del fittone in modo da ottenerlo, sul campo operatorio, pronto per le varie esigenze sia in grandezza di diametro che di lunghezza.

Negli anni settanta il gruppo GUEPAR ha progettato ed usato una protesi a vincolo totale che mantiene sia la necessaria lunghezza dei fittoni che il valgismo ed inoltre sposta posteriormente lo snodo articolare. In questo modo migliora la flessione in quanto si evita l'*impingement* posteriore (Fig. 1, 2) e nello stesso tempo, aumentando il braccio di leva, aumenta la forza estensoria del quadricipite per un effetto leva maggiormente positivo (Fig. 3).

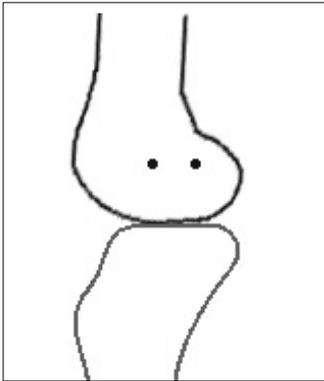


Fig. 1. Asse di rotazione condilico centrale e posteriore

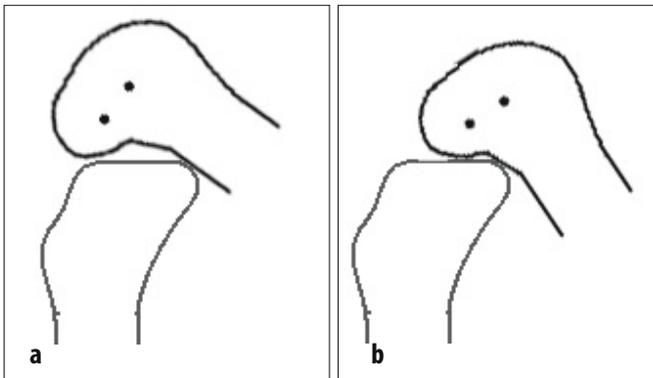
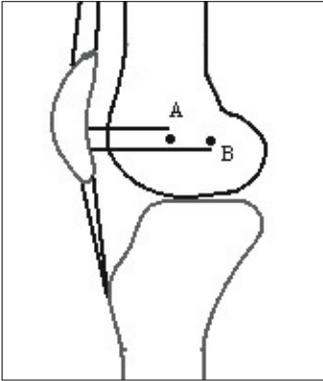


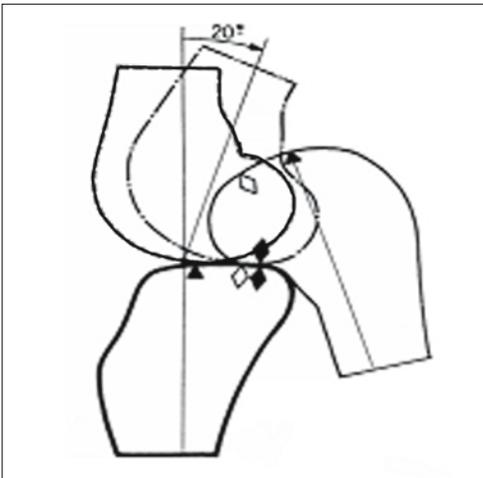
Fig. 2. **a** Flessione intorno all'asse condilico centrale con evidente ostacolo e limitazione della flessione. **b** Flessione intorno all'asse condilico posteriore con evidente aumento della flessione



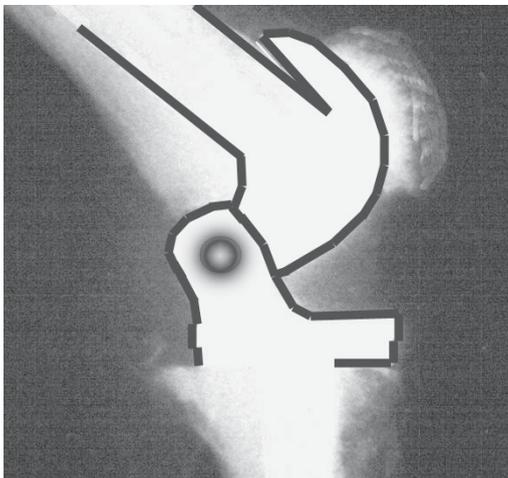
**Fig. 3.** Il maggior braccio di leva per il quadricipite sull'asse condilico posteriore aumenta la potenza estensoria

La flessione-estensione del ginocchio è veramente un movimento complesso data la morfologia anatomica delle due estremità articolari che non sono concavo-convexe emisferiche. Infatti, meccanicamente non si riesce a riprodurre il movimento fisiologico (il *roll-back* del femore sulla tibia) (Fig. 4) legato sia alla morfologia anatomica che al sistema legamentoso intrinseco (legamenti crociati) e peri-articolare (legamenti collaterali).

Per questi concetti, senz'altro validi dal punto di vista cinematico, questa protesi è stata molto usata in Europa; però, pur avendo sommato aspetti positivi, determinava ancora un'alta percentuale di destabilizzazioni per il vincolo totale, e quindi, pur progettata con i miglioramenti suddetti, non soddisfaceva ancora sufficientemente. Infatti, avendo come unico contatto il vincolo a cerniera tra femore e tibia, tutte le forze di carico si concentravano su questo punto creando forti sollecitazioni destabilizzanti a carico delle componenti protesiche (Fig. 5).



**Fig. 4.** Fisiologica flessione del ginocchio con rotolamento posteriore dei condili femorali



**Fig. 5.** La protesi GUEPAR con asse di rotazione, a cerniera, posteriorizzato (vincolo totale)

Nella Figura 6 vediamo invece come Blauth, oltre ai 4 perni antirotazionali della tibia, interpone due piatti tibiali di polietilene tra le componenti metalliche, femorale e tibiale, in modo che il carico venga distribuito anche sull'osso e non scaricato esclusivamente sulla cerniera.

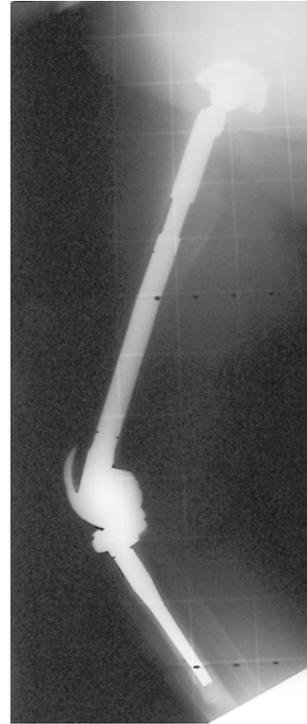
Tale intuizione è servita per l'ulteriore sviluppo della progettazione della protesi vincolata di ginocchio in quanto progettando un appoggio condilico tra femore e tibia si è visto che non era necessario mantenere una cerniera a vincolo totale, ma era sufficiente un semivincolo, a cerniera o di altro tipo, che assorbisse gli stress di carico e torsionali in modo che questi fossero meno nocivi alla stabilità delle componenti protesiche. Nascono quindi le protesi semivincolate che attualmente sono bene utilizzate al posto della cerniera fissa nei casi particolari di lassità articolare.



**Fig. 6.** Protesi di Blauth con appoggio condilico sui piatti tibiali di polietilene



**Fig. 7.** Protesi di ginocchio vincolata con fittone femorale lungo per patologia tumorale



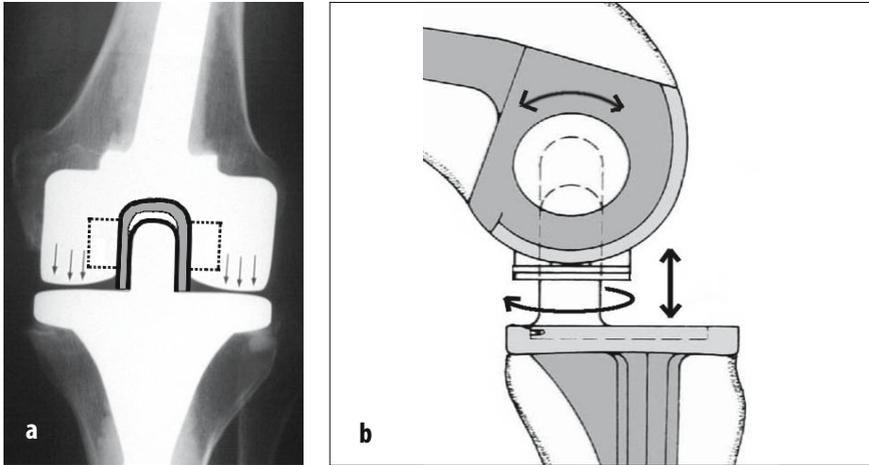
**Fig. 8.** Protesi di ginocchio vincolata con sostituzione completa del femore alla quarta ri-protesi di anca

La cerniera pura non è del tutto scomparsa perchè trova il suo campo di applicazione nella patologia tumorale o comunque nei casi in cui oltre alla lassità legamentosa esiste anche un deficit osseo o muscolare (Figg. 7, 8).

### Le protesi semivincolate rotatorie

Partendo dal disegno protesico St. Georg la Endo-Klinik di Amburgo ha creato la Endo-Model Rotating con un **giunto a croce semivincolato** in modo da diminuire le forze destabilizzanti smorzandole a tale livello [4].

Nella Figura 9a vediamo, in radiografia, una protesi Endo-Model Rotating in antero-posteriore con sopra disegnato il giunto articolare semivincolato. Il giunto articolare è a forma di T con la parte orizzontale incastrata nei condili femorali, che rappresenta il vincolo a cerniera, e quella verticale libera nella gola intercondilica in grado di ruotare intorno all'asse orizzontale. La parte verticale, cava a forma di cilindro e rivestita di polietilene, accoglie il corrispettivo cilindro metallico della componente tibiale. È quest'ultimo che rappresenta il semivincolo in quanto ha una certa libertà di movimento (Fig. 9b). Con tale sistema è possibile avere una flessione-estensione del ginocchio che va da più 3° di estensione a 165° di flessione (Fig. 10).



**Fig. 9.** a Disegno di giunto semivincolato. Vincolo a cerniera orizzontale, semivincolo longitudinale. b Disegno di giunto semivincolato in flessione con vincolo a cerniera orizzontale, rotazione con semivincolo longitudinale



**Fig. 10.** Gradi di flessione con la protesi semivincolata Endo-Model (140°)

Il perno tibiale cilindrico, che va nella boccia verticale femorale rivestita in polietilene, permette il movimento rotatorio, sull'asse verticale, che teoricamente potrebbe essere di 360°, ma esso viene smorzato dal piatto tibiale in polietilene che, per la sua voluta anteriore, determina una stabilità rotazionale in estensione ed un range graduale rotatorio in flessione di circa 20-25° (Figg. 11, 12).



**Fig. 11.** Possibilità di rotazione destra con la protesi semivincolata Endo-Model



**Fig. 12.** Possibilità di rotazione sinistra con la protesi semivincolata Endo-Model

Inoltre, tale componente in polietilene sopporta il carico femoro-tibiale come in una qualunque protesi di rivestimento (Fig. 9a); infatti, come è visibile nello stesso disegno, il perno centrale tibiale, accolto nella boccia, non tocca in alto la componente femorale [5], per cui durante il passo le forze di carico vanno direttamente sui piatti tibiali e non sul pivot centrale come avveniva nella GUEPAR.

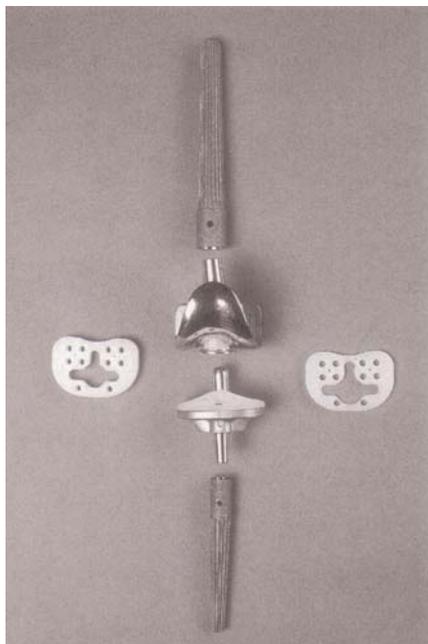
Con queste caratteristiche la protesi semivincolata perde buona parte degli aspetti biomeccanici negativi della vincolata pura e nel suo utilizzo migliora di molto la curva di sopravvivenza. Essa non riproduce certamente la cinematica fisiologica del ginocchio, ma riduce di molto gli stress destabilizzanti.

Il disegno protesico su esposto riproduce una escursione articolare secondo il principio della *low friction* della protesi a piatto mobile, ma con stabilizzazione nello snodo centrale il cui centro di rotazione è corrispondente al centro di rotazione istantaneo del ginocchio normale [6].

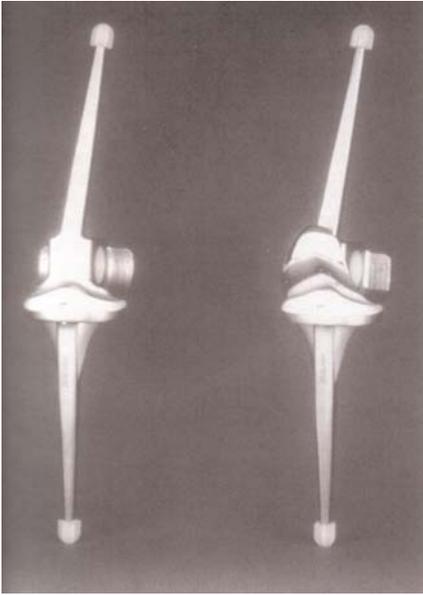
Nieder [7], Engelbrecht [8] e Heinert [9] della Endo-Klinik di Amburgo su vari lavori di revisione a lungo termine riportano un successo del 90%. Un simile riscontro, 96% di buoni risultati, abbiamo avuto nella nostra casistica di 140 casi a distanza di 10 anni.

Tale filosofia è stata ampiamente accettata ed attualmente esistono sul mercato altri modelli che, con morfologia diversa, esprimono gli stessi concetti.

Ovviamente tali protesi devono avere una modularità massima in modo da potersi adattare ad ogni situazione patologica. Vediamo, quindi, la Endo-Model Rotating con troclea femorale e senza troclea, cementata e non, con varie lunghezze di stelo, con spessori in polietilene per il deficit osseo (Fig. 13, 14).



**Fig. 13.** Necessaria modularità nelle protesi vincolate e semivincolate con fittoni non cementati



**Fig. 14.** Disegno protesico con troclea e senza troclea femorale e fittoni cementati

Inoltre, esiste la possibilità di stabilizzarla in senso longitudinale (antilussante). Questa presenta una variante nella boccola femorale con polietilene libero e non assemblato alla componente tibiale (Figg. 15, 16).



**Fig. 15.** Sistema antilussante



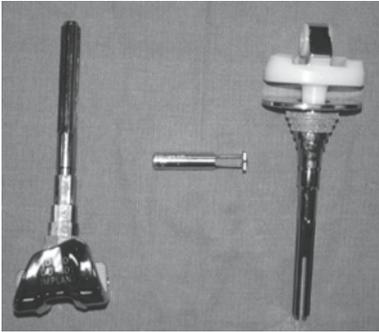
**Fig. 16.** Sistema antilussante (visione con polietilene)

Oltre alla Endo-Model Rotating esistono la Kinematic Rotating Hinge (Stryker, Limerick) che è la protesi rotatoria maggiormente usata negli Stati Uniti (Fig. 17), e la S-Rom NOILES Rotating Hinge (J&J DePuy Orthopedics, Warsaw), più recente come costruzione, a rotazione tibiale anziché femorale. Ha una discreta modularità specialmente per ottenere una maggiore presa delle componenti protesiche nell'area metafisaria (Figg. 18, 19).

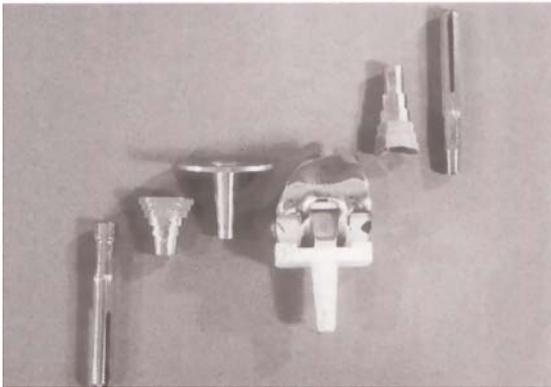
Tutte le protesi sopra descritte hanno in comune il concetto della cerniera con la rotazione come semivincolo, ma esistono altre possibilità di semivincolo con caratteristiche diverse in cui è completamente abolita la componente a cerniera.



**Fig. 17.** Protesi Kinematic Rotating Hinge



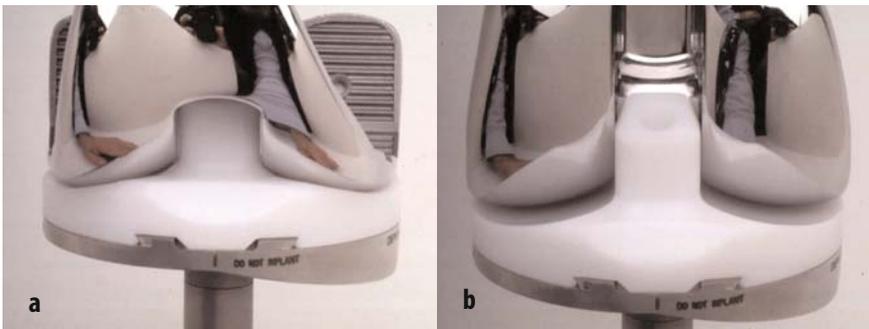
**Fig. 18.** S-Rom Rotating Hinge assemblata



**Fig. 19.** S-Rom Rotating Hinge disassemblata

Il prototipo di questa tipologia di semivincolo è rappresentato dalla protesi di rivestimento postero-stabilizzata (Fig. 20).

Questo disegno protesico invece della boccia femorale, che comprendeva la cerniera, presenta solo uno scavo intercondilico femorale dove va a posizionarsi un prolungamento a camma del polietilene tibiale [10].



**Fig. 20.** a Protesi postero-stabilizzata (visione anteriore). b Protesi-postero stabilizzata (visione posteriore)

## La protesi postero-stabilizzata

È nata come protesi di rivestimento da impiantare in assenza del crociato posteriore per dare appunto una stabilità posteriore evitando una protesi semivincolata più invasiva come le precedenti.

C'è da dire, comunque, che nella protesi di rivestimento manca sempre anche il legamento crociato anteriore e la postero-stabilizzata stabilizza anche la traslazione anteriore come si può ben vedere nella Figura 20a. Inoltre, non avendo una cerniera, migliora il *roll-back* del femore e quindi la cinematica del ginocchio [11].

Queste considerazioni hanno fatto sì che le indicazioni fossero allargate anche a ginocchia con instabilità maggiore ed è nata quindi la protesi semivincolata a camma intercondilica.

## La protesi semivincolata a camma intercondilica

Nata dalla filosofia della protesi postero-stabilizzata e dovendo sopperire ad una maggiore instabilità del ginocchio, sia in senso antero-posteriore che medio-laterale, per prima cosa, nel suo disegno, mostra uno scavo femorale maggiore per poter accogliere una camma intercondilica più pronunciata. La modifica è consistita soltanto nell'approfondimento della gola intercondilica e nell'allungamento della camma dell'inserto tibiale in polietilene (Fig. 21).



**Fig. 21.** Protesi semivincolata a camma intercondilica con fittoni endomidollari lunghi

Questo disegno, pur determinando una buona stabilità nei vari piani, antero-posteriori e medio-laterali, riproduce un vincolo sicuramente maggiore della cerniera rotatoria. Questo perché le forze torsionali non sono ammortizzate e quindi o destabilizzano la protesi o rompono la camma di blocco, anche se rinforzata in metallo come è stato fatto in alcune versioni (Fig. 22).

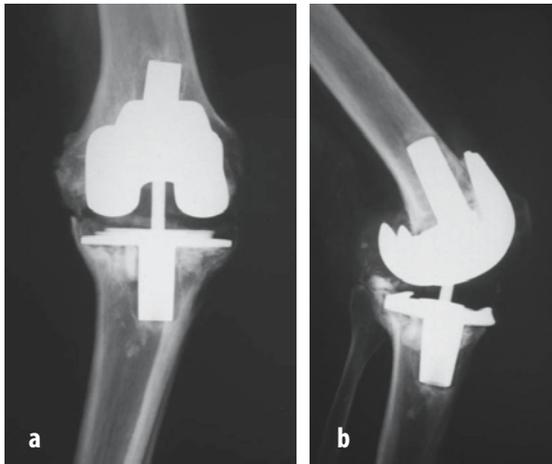
Inoltre, essendo una protesi da utilizzare anche nelle gravi instabilità, necessita di una presa ossea maggiore e quindi i fittoni endomidollari devono essere più lunghi. Il caso della Figura 23 dimostra chiaramente tale necessità.

Altro aspetto molto importante in questo tipo di protesi è che un eventuale, anche modesto, malallineamento delle due componenti protesiche pregiudica sicuramente la durata della protesi. Infatti, il malallineamento concentra di molto lo stress a livello della camma che finisce per rompersi [11, 12].

In definitiva, anche in base alla nostra esperienza, crediamo che la cerniera rotante rappresenti attualmente il sistema migliore per un ginocchio a lassità globale.



**Fig. 22.** Rottura della camma intercondilica



**Fig. 23.** a Protesi semivincolata a camma intercondilica con fittoni endomidollari corti (visione antero-posteriore). b Protesi semivincolata a camma intercondilica con fittoni endomidollari corti (visione laterale)

## Il vincolo di superficie

Anche se per protesi vincolate si intendono i modelli sopra descritti, oggi, con l'attuale maggiore utilizzo delle protesi di rivestimento a congruenza femoro-tibiale con vari disegni geometrici, compresa la piattaforma rotante, il concetto di vincolo si mette in evidenza anche in questi nuovi disegni protesici con una espressione diversa: il vincolo di superficie o, come descritto da Walker "uphill principle" [13] (Fig. 24).

Se una sfera è appoggiata su un piano inclinato la sua corsa sarà inarrestabile, ma se la si pone sopra una superficie concava le si crea un vincolo-ostacolo che dovrà superare per procedere nella sua corsa. È quello che si verifica appunto nelle protesi di rivestimento a piatto tibiale congruente. La congruenza articolare era stata già precedentemente applicata con insuccesso perché vincolava il movimento fisiologico alla diversa cinematica protesica (sviluppo di forze destabilizzanti). Con il principio della piattaforma tibiale mobile, che permette di assorbire le forze destabilizzanti e di adattare la cinematica protesica al movimento fisiologico, si è giunti ad un buon compromesso con la protesi di rivestimento ad alta congruenza. Infatti, anche in assenza del crociato posteriore è possibile utilizzare una protesi di rivestimento a piatto mobile al posto della postero-stabilizzata, e crediamo sia preferibile. Il motivo è spiegabile con un esempio: una macchina in discesa può fermarsi o perché sbatte contro un muro (sviluppo di forza destabilizzante) o perché riprende la salita (la *low friction* descritta da Buechel nel 1986 [14]).

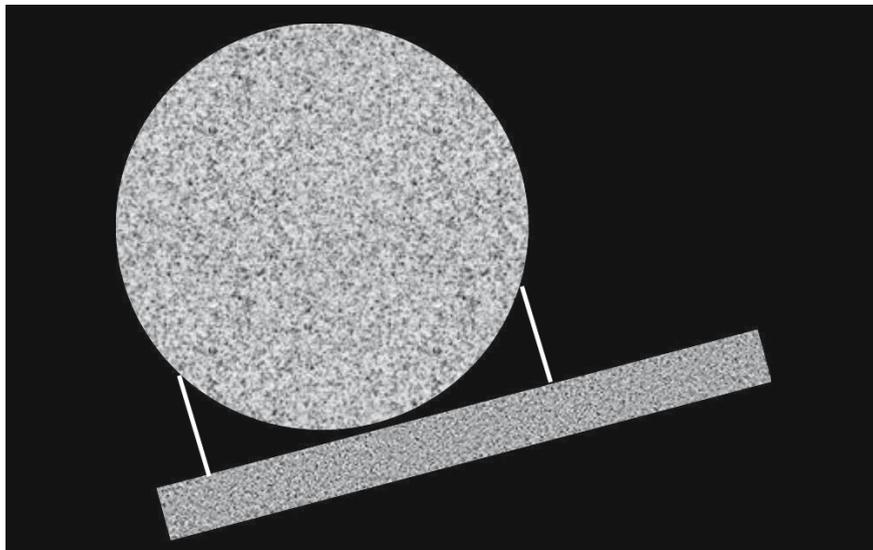


Fig. 24. Vincolo a superficie congruente

Quindi, anche nelle recenti protesi di rivestimento il concetto di vincolo viene applicato sempre di più e ne è testimonianza la molteplice produzione di protesi ad alta congruenza con vari meccanismi di compenso.

## Conclusioni

È risaputo che allo stato attuale non si è ancora riusciti a riprodurre artificialmente il complesso movimento articolare del ginocchio che, per la sua ampia escursione articolare, ha una forte stabilità capsulo-legamentosa. Tale stabilità è comunque compromessa nella patologia degenerativa del ginocchio. Essendo praticamente impossibile ripristinarla anatomicamente e fisiologicamente, la si deve ritrovare nel disegno protesico. Certamente il vincolo meccanico a cerniera fissa dà una stabilità notevole a livello articolare, ma difficilmente la protesi sopravvive a lungo termine per le forze destabilizzanti su descritte, quindi la stabilità, allo stato attuale, va ricercata nel disegno della protesi come stabilità intrinseca, che comunque non crei forze destabilizzanti della stessa.

Nei casi ad instabilità sul piano sagittale e frontale sia la protesi a cerniera rotatoria che quella a camma intercondilica rispondono molto bene ma con una migliore risposta clinica e biomeccanica della prima [15].

Nei casi ad instabilità sul piano sagittale sia il disegno postero-stabilizzato (vincolo – stop meccanico) che quello ad alta congruenza femoro-tibiale (vincolo di superficie – *low friction*) rispondono bene quando esiste già una buona stabilità sul piano frontale (legamenti medio-laterali).

## Bibliografia

1. Ruosi C, Misasi N (1997) Dalle protesi a cerniera alle protesi semivincolate. Profilo storico e nostra esperienza con la protesi Endomodell. Il ginocchio 13:9-12
2. Kurosawa H, Walker PS, Abe S et al (1985) Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design. J Biomechanic 18:487-499
3. Nilsson KG, Karrholm J, Ekelund L (1990) Knee motion in total knee arthroplasty. Clin Orthop 256:147-161
4. Nieder E (1991) Schlittenprothesen rotationsknie und scharnierprothesenmodell St. Georg und Endo-modell. Differentialtherapie in der primer kniegeelenkalloarthroplastik. Orthopade 20:170-180
5. Fantasia L, La Floresta P (1997) Criteri di scelta della protesi Endomodell in relazione all'età. Il ginocchio 13:43-52
6. Mineo G, Surace MF (1997) Protesi a scivolamento stabilizzato Endomodell. Principi biomeccanici. Il ginocchio 13:13-16
7. Nieder E (1994) Failures of unconstrained – semi constrained prostheses as exchange for a rotating hinge prosthesis Endomodell. Relazione presentata al International Meeting on Knee Prostheses, Napoli

8. Engelbrecht E, Nieder E, Strickle E, Keller E (1981) Intracondylare Kniegelenksendoprothese mit Rotationsmöglichkeit Endomodell. *Der Chirurg* 52:54-64
9. Heinert K, Engelbrecht E (1987) Ten-year follow-up results of St. Georg knee prosthesis system 2400 sledges and hinges. Total knee replacement. In: Hiwa S, Paul JP, Yamamoto S (eds) *Proceeding of the International Symposium on Total Knee Replacement*. Springer, Berlin Heidelberg New York pp 111-127
10. Stern SH, Insall J (1992) Posterior stabilized prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 74:980-986
11. Wilton T (1995) How much constraint is required in primary total knee arthroplasty? *Atti del Congresso Fifth Annual International Knee Symposium, Cannes, 13-17 settembre*
12. Pipino F, Federici A, Sanguineti F (1997) Indicazioni delle protesi di ginocchio a scivolamento stabilizzato. *Il ginocchio* 13:17-25
13. Walker PS, Ambarek MB, Morris JR et al (1995) Anterior-posterior stability in partially conforming condylar knee replacement. *Clin Orthop* 310:87-102
14. Buechel FF, Pappas MJ (1986) The New Jersey low-contact stress knee replacement system: biomechanical rationale and review of the first 123 cemented cases. *Arch Orthop Trauma Surg* 105:197-204
15. Monteleone V, Magri R, Capuano N, Gallotta T (1997) Indicazioni e limiti della protesi Endomodell. *Il ginocchio* 13:27-32

---

# Le infezioni

M. COLLODEL<sup>1</sup>, P.G. SCOTTON<sup>2</sup>

## Epidemiologia e profilassi

Le infezioni nelle artroprotesi di ginocchio, in letteratura come nella nostra esperienza, si verificano nell'1-2% degli impianti. L'incidenza sale al 4% nei pazienti con artrite reumatoide e nelle revisioni [1-5].

Nel corso degli anni si è registrato un notevole decremento dovuto alle migliorate misure di asepsi pre-, intra- e post-operatoria come anche alla maggiore consapevolezza del problema e all'accresciuta sorveglianza.

Ciò nonostante l'artroprotesi di ginocchio presenta un rischio di infezione pressoché doppio rispetto alla protesi d'anca, l'eradicazione della malattia è più complessa, le percentuali di successo più contenute, il quadro funzionale ottenibile è spesso modesto anche a fronte di un buon controllo della sepsi.

Date queste premesse, la profilassi generale deve essere attuata con rigore poiché il materiale di impianto svolge un fattore favorente la sopravvivenza dei germi.

In primo luogo bisogna, nella fase di accertamenti preparatoria all'intervento, identificare e bonificare eventuali focolai subclinici quali infezioni genito-urinarie, del cavo orale, cutanee o del tubo digerente che possono essere causa potenziale di sepsi dell'impianto [3, 5].

Inoltre, è necessaria una ospedalizzazione pre-operatoria per quanto possibile più ridotta. Infatti, le infezioni del sito chirurgico sono per la maggior parte da attribuire alla flora endogena del paziente. Questo ha delle ricadute pratiche sulla profilassi antibiotica peri-operatoria che è probabilmente uno dei fattori che singolarmente ha contribuito maggiormente alla riduzione

---

<sup>1</sup>UO di Ortopedia e Traumatologia; <sup>2</sup>UO di Malattie Infettive, Ospedale Ca' Foncello, Treviso

delle infezioni in questi ultimi anni. Nei pazienti che non hanno avuto recenti ospedalizzazioni (nei precedenti 6-12 mesi) e che vengono operati entro 24-48 ore dall'ingresso, ci si confronterà con la presenza di germi comunitari e quindi con una conservata sensibilità agli antibiotici; è pertanto razionale scegliere cefalosporine di 1<sup>a</sup> o 2<sup>a</sup> generazione, nel caso di non allergia ai betalattamici, giacché i patogeni prevalenti in tali tipi di infezioni sono gli stafilococchi o gli streptococchi (nel 60-80% dei casi).

Antibiotici come cefamandolo, cefuroxime e cefazolina rispondono bene ai criteri generali di scarsa tossicità, efficacia e costi contenuti; sono però inattivi su ceppi di stafilococchi meticillino-resistenti. Nei Centri con prevalenza di stafilococchi meticillino-resistenti superiore al 30-50% appare razionale, seppur economicamente più oneroso, l'impiego in profilassi di un glicopeptide (teicoplanina o vancomicina).

La somministrazione dell'antibiotico in profilassi viene eseguita tra i 60 e i 30 minuti prima dell'incisione cutanea con ulteriore somministrazione intra-operatoria quando la procedura chirurgica si prolunga oltre l'emivita del farmaco. In tali condizioni si ottiene la concentrazione ottimale dell'antibiotico nei tessuti durante le fasi più esposte a contaminazione [6]. Il cemento addizionato di antibiotico è da noi utilizzato nei pazienti a rischio anche nei primi impianti [7].

In pazienti con ospedalizzazioni prolungate, che vengono da case di riposo o con anamnesi di recenti accessi ospedalieri, è necessario scegliere antibiotici che siano attivi contro germi nosocomiali, anche se è sempre più corretto parlare di infezioni correlate alle cure mediche (*health care associated infections*) più che di infezioni ospedaliere/nosocomiali in quanto sono sempre più numerose le procedure (ad esempio, le cateterizzazioni) che sono effettuate e/o gestite al di fuori dell'ospedale a seguito delle dimissioni sempre più precoci a casa o in strutture extra-ospedaliere.

Quindi a fronte di una sostanziale riduzione della durata, in particolare post-operatoria, della somministrazione profilattica di antibiotici, va attuato un impiego più mirato e razionale che tenga conto della predominanza locale negli isolamenti microbiologici e un adeguato monitoraggio delle infezioni correlate alle cure mediche.

Problematiche recenti si aggiungono pertanto alla indispensabile attenzione circa l'asepsi degli ambienti. Nelle sale operatorie tendono a diffondersi i sistemi d'estrazione corporea (caschi degli operatori), i flussi laminari, i campi sterili monouso, plastiche iodate, guanti doppi e frequenti sostituzioni di cannule d'aspirazione, mentre il personale di sala viene contenuto nel numero e negli spostamenti [4]. I lavaggi intra-operatori della ferita con disinfettanti (clorexidina) sono consigliati perché riducono la contaminazione batterica e favoriscono l'asportazione meccanica di detriti che agiscono da corpo estraneo.

La prevenzione degli ematomi con drenaggio in aspirazione deve essere limitata al periodo strettamente necessario per evitare superinfezioni ed elevati valori dell'*international normalized ratio* (INR) dei pazienti in terapia anticoagulante sono statisticamente correlati con aumento di infezioni [8]; anche il catetere urinario andrebbe rimosso quanto più rapidamente possibile nel post-operatorio ugualmente al catetere venoso.

## Patogenesi e classificazione

Più frequentemente l'infezione protesica è conseguenza della contaminazione intra-operatoria da parte di microrganismi, in genere batteri, talvolta miceti o micobatteri, che, venendo a contatto con l'impianto, riescono a colonizzarlo con maggiore efficacia delle cellule dell'organismo ospite.

Alcuni germi in particolare sono in grado di aderire tenacemente e rapidamente ai corpi estranei costituendo uno strato di biofilm interposto tra protesi e tessuto ospite. Questo particolare sito di adesione batterica è difficilmente eradicabile con il solo utilizzo di antibiotici e con il tempo può progressivamente condurre ad un riassorbimento periprotetico e alla mobilitazione dell'impianto per il cronico processo infiammatorio che si consuma in tale sede nel confronto tra germe e sistema immunocompetente dell'organismo ospite [9]. Per questo è necessaria sempre molta cautela nel definire "asettica" una mobilitazione protesica e sistematica deve essere la ricerca di una infezione di bassa intensità con prelievi multipli per esami colturali, nel corso di ri protesizzazioni.

Secondo la maggiore o minore virulenza del microrganismo colonizzatore e l'entità della carica batterica, potrà infatti prodursi una rapida sepsi post-operatoria (infezione acuta) o una subdola infezione cronica che può evidenziarsi anche a distanza di molti mesi dall'impianto con la mobilitazione dello stesso (infezione cronica *ab initio*).

Non è infrequente, tuttavia, l'infezione protesica determinata da contaminazione ematogena a seguito di batteremie, anche transitorie, per presenza di focolai infettivi indipendenti dall'impianto, preesistenti o successivi all'atto chirurgico (infezioni acute ematogene). I focolai di origine possono essere i più disparati: infezioni cutanee, del cavo orale, dell'apparato digerente e del tratto genito-urinario con maggiore frequenza [2, 3]. Nessun distretto corporeo è esente dal rappresentare una potenziale fonte di disseminazione di germi che possono aderire alla protesi. In tal modo una infezione localizzata può compromettere un impianto efficiente durante tutto l'arco della sua durata. Avremo pertanto che lo *Staphylococcus aureus* e *Staphylococcus epidermidis* sono più frequentemente implicati nelle infezioni rispettivamente acute e croniche e che streptococchi, enterococchi, peptococchi e Gram-negativi sono

più frequentemente responsabili di infezioni originate dal cavo orale e dall'apparato genito-urinario e digerente [2, 3].

Sulla scorta di tali osservazioni la classificazione delle infezioni protesiche più adottata [10] distingue quattro stadi di infezione:

- stadio 0: coltura intra-operatoria positiva all'atto di una revisione protesica in presunta mobilitazione asettica;
- stadio 1: infezione post-operatoria precoce, evidente nel primo mese dall'impianto causata da germi ad alta virulenza;
- stadio 2: infezione cronica tardiva, evidente ad oltre un mese dall'intervento causata da contaminazione intra-operatoria da germi a bassa virulenza;
- stadio 3: infezione ematogena acuta, generatasi a distanza variabile dall'intervento in seguito a batteriemie da foci ectopici con colonizzazione secondaria della protesi.

Tale classificazione ha una ricaduta pratica: le infezioni protesiche non sono tutte uguali e ad ogni tipo corrisponde una strategia di trattamento.

## Aspetti microbiologici

Gli stafilococchi sono i microrganismi responsabili della maggior parte delle infezioni su protesi di ginocchio.

A seconda delle casistiche, tra il 50% e il 70% delle infezioni è causato da *Staphylococcus epidermidis* e *Staphylococcus aureus*. Con minore frequenza sono presenti infezioni da altri cocci (10%), da Gram-negativi (5%), da anaerobi (5%) flora mista, raramente da miceti. Nel complesso gli aerobi Gram-positivi rappresentano il 95% delle infezioni [5, 11].

Si tratta, nel caso dello *Staphylococcus epidermidis*, e in genere degli stafilococchi coagulasi negativi, di germi a bassa virulenza e lenta replicazione, spesso saprofiti cutanei, che danno evidenza di sé anche dopo molti anni dall'impianto ma che in realtà determinano infezioni croniche *ab initio*.

Germi ad alta virulenza come lo *Staphylococcus aureus* sono invece in genere responsabili di infezioni precoci nel post-operatorio o di infezioni ematogene tardive con evoluzione acuta ed evidente stato settico.

Oltre ai criteri qualitativi legati al ceppo batterico anche la quantità della carica batterica contribuisce a determinare un quadro clinico più o meno acuto.

## Diagnosi

La contiguità con gli stati più superficiali delle artroprotesi di ginocchio rende più evidente che nelle sedi più profonde l'insorgere di fenomeni

infiammatori. Febbre, dolore notturno e a riposo, versamento e arrossamento cutaneo con aree di cianosi fino alla formazione di fistole consentono la diagnosi con tempestività. A volte il decorso può essere più subdolo.

L'innalzamento degli indici di flogosi (VES, PCR in particolare) sono parametri significativi. La leucocitosi è raramente presente nelle forme croniche.

Solo con il passare dei mesi il quadro si delinea con alterazioni radiografiche. La tomografia computerizzata, seppur condizionata dagli artefatti legati al materiale protesico, può talvolta rivelarsi utile per localizzare ascessi e alterazioni midollari, ma trova impiego selezionato per una accurata pianificazione operatoria. La tomografia ad emissione di positroni (PET) può contribuire alla diagnosi. Il tracciante 18-fluorodesossiglucosio (FDG) costituisce un parametro di attivazione metabolica delle cellule infiammatorie, si accumula nei siti dove queste sono presenti e non risente di artefatti. La specificità e l'accuratezza diagnostica dell'esame sono però rispettivamente del 72% e 78% nelle protesi infette di ginocchio [12] e l'esame risulta positivo anche in presenza di reazione da detriti di polietilene. Nel complesso anche il ricorso alla scintigrafia con leucociti marcati può offrire un contributo (se negativa ha un elevato valore predittivo per escludere l'infezione), ma l'accuratezza subottimale ne sconsiglia l'impiego routinario [13]. Nel complesso nelle infezioni su protesi di ginocchio le attuali metodiche di medicina nucleare tendono più ad escludere che a confermare.

Se la clinica e la diagnostica suggeriscono la presenza di una infezione protesica, l'identificazione diretta del germe responsabile diventa prioritaria. L'artrocentesi con una conta leucocitaria superiore a 25 000 e una neutrofilia maggiore al 65% nel liquido sinoviale e, soprattutto, l'esame colturale positivo consentono diagnosi di certezza [1, 14].

Molti insuccessi nel trattamento delle infezioni sono dovuti ad una insufficiente raccolta di elementi circa il/i germe/i responsabile/i. Pertanto, il prelievo per esame colturale deve essere fatto prima di iniziare la terapia antibiotica; è sicuramente più redditizio attendere, se le condizioni del paziente lo consentono, la raccolta ripetuta dei campioni piuttosto che iniziare una terapia antibiotica empirica.

Nelle infezioni acute spesso anche l'emocoltura è utile, in particolare nel caso di isolamento di germi diversi dagli stafilococchi coagulasi negativi.

In generale i dati microbiologici meno attendibili per la presenza di inquinanti sono quelli ottenuti da prelievi su fistole, i più significativi quelli in corso di intervento.

È importante quindi sapere come procedere al prelievo e cosa chiedere al laboratorio di microbiologia. In tal senso è opportuno richiedere l'esame diretto e colturale per germi comuni e miceti; è buona pratica inviare al laboratorio oltre al tampone anche una provetta sterile con del materiale (se pre-

sente); infatti, solo su questo tipo di campione è possibile eseguire l'esame diretto con colorazione di Gram. L'ideale è procedere direttamente in sala operatoria alla semina in terreno di coltura del materiale: è sufficiente introdurre 1 o più ml di materiale direttamente nelle bottiglie da emocoltura (se il materiale è scarso in quella da aerobi, se invece è sufficiente in 2 bottiglie da anaerobi e aerobi). Di solito l'infezione di protesi ortopedica è monomicrobica (90% dei casi) e raramente da anaerobi.

Se con prelievi ripetuti non si isola nulla è opportuno ricercare, con richiesta specifica, anche i micobatteri, sia quelli tipici (il micobatterio tubercolare) che quelli atipici o non tubercolari. Ovviamente i prelievi vanno eseguiti in assenza di terapia antibiotica e l'effetto inibente la crescita (o meglio la possibilità di isolamento) dopo una terapia antibiotica persiste a lungo, anche per mesi.

Se non si riesce ad isolare alcun agente infettivo e c'è l'indicazione ad una sostituzione dell'impianto od una pulizia chirurgica, si consiglia di non fare precedere alcuna terapia antibiotica e di eseguire dei prelievi intra-operatori in condizioni ottimali. L'esperienza insegna che in tale maniera è possibile dare un nome all'agente eziologico.

Una volta che si è ottenuto l'isolamento dell'agente infettivo dobbiamo pretendere dal laboratorio di microbiologia l'esecuzione e la refertazione di un antibiogramma che sia clinicamente utile.

Ora saremo pronti alla scelta di una terapia il più possibile efficace, con lo spettro più limitato, con minori effetti collaterali, e più economica.

## Trattamento

Varie strategie terapeutiche possono essere adottate nelle infezioni delle protesi di ginocchio.

È necessario classificare il tipo di infezione, considerare la stabilità dell'impianto, valutare il tipo di germe e le condizioni locali e generali del paziente. A seconda di tali variabili, può essere più indicata la sola terapia antibiotica oppure la terapia antibiotica associata alla pulizia chirurgica (a cielo aperto o artroscopica), oppure ancora la terapia antibiotica associata con l'espianto-reimpianto della protesi articolare.

Nei pazienti il cui trattamento è costellato di insuccessi si può giungere all'artrodesi, alla sola rimozione della protesi (resezione artroplastica) o all'amputazione.

## Terapia antibiotica

Ha indicazione assoluta nello stadio 0, quando nel corso di reimpianto per mobilitazione considerata asettica, si ottiene positività a più di un esame colturale.

L'esecuzione in tal senso di ripetuti prelievi consente di escludere positività derivate da inquinanti e di non sottoporre pazienti ad inutili e prolungati trattamenti antibiotici.

La somministrazione dell'antibiotico è in genere protratta per 6-12 settimane e consente la guarigione fino al 100% dei pazienti senza il ricorso a pulizia chirurgica [5].

La funzionalità epatica e renale va monitorata sistematicamente ogni 2 settimane.

Anche nelle infezioni croniche conclamate in una certa percentuale di pazienti si può ricorrere alla sola terapia antibiotica (terapia soppressiva). È il caso di pazienti molto anziani o che rifiutano la terapia chirurgica proposta, o coloro che per problematiche mediche non sono adatti ad una pesante chirurgia di revisione che prevede spesso più di un intervento e che per le loro condizioni presentano scarse probabilità di successo. La scelta è tanto più favorevole nel caso di infezioni a bassa virulenza di germi sensibili agli antibiotici orali e con impianti stabili.

Il trattamento si pone come obiettivo non di guarire l'infezione quanto di ridurne le manifestazioni cliniche.

La terapia soppressiva è caratterizzata dall'assunzione orale continuativa di antibiotici anche per tutta la durata della vita giacché la sua eventuale sospensione è accompagnata dalla riacutizzazione della sintomatologia.

Premesso che nelle infezioni protesiche la scelta della monoterapia o della terapia antibiotica di associazione dipende essenzialmente dal fatto che l'impianto ortopedico venga rimosso o lasciato in sede e dall'agente eziologico, ne consegue che nel caso di terapia soppressiva, quindi senza rimozione dell'impianto, nelle infezioni da *Staphylococcus epidermidis* e *Staphylococcus aureus* non recenti, è sempre necessario utilizzare una terapia di associazione in cui una componente sia sempre la rifampicina e l'altra componente sia chinolone di 3<sup>a</sup> o 4<sup>a</sup> generazione oppure co-trimoxazolo, oppure acido fusidico, oppure cefalosporina di 1<sup>a</sup> o 2<sup>a</sup> generazione *per os*.

Va tenuto presente, visto il diffuso utilizzo clinico, che il chinolone in monoterapia ha una attività marginale nei confronti degli stafilococchi e andrebbe impiegato sempre in associazione.

La percentuale di successo è modesta (6%) [3]; tuttavia, la terapia è in grado di controllare la sintomatologia dolorosa e ridare una parziale autonomia funzionale al paziente.

### **Terapia antibiotica associata a pulizia chirurgica**

In presenza di una infezione post-operatoria precoce o acuta ematogena appare indicato ricorrere alla pulizia chirurgica e drenaggio dell'articolazione con sostituzione della componente di polietilene, se eseguita a cielo aperto; la pulizia artroscopica senza sostituzione dell'inserito sembrerebbe non diminuire le percentuali di successo [15]. Infatti, nelle forme acute il drenaggio dell'ascesso consente isolamenti attendibili e risolve rapidamente l'infiammazione locale e lo stato settico. Ad essa succede una terapia antibiotica di almeno 6 settimane.

Nelle forme croniche, invece, la pulizia chirurgica sembra destinata al fallimento. Le casistiche in letteratura sono molto difformi nei risultati; tuttavia, una adeguata selezione dei pazienti conduce al salvataggio del 28-50% delle protesi [3, 5, 16].

Determinante sembrerebbe la rapidità di diagnosi e di intervento. Pertanto fattori prognostici favorevoli sono la comparsa di infezione entro i 4 mesi dall'impianto e l'insorgenza di sintomi inferiore alle 2 settimane, la stabilità meccanica della protesi nonché la presenza di germi poco virulenti (*streptococchi* e *Staphylococcus epidermidis*) e sensibili agli antibiotici orali [17].

Sono fattori particolarmente sfavorevoli la presenza di fistola, l'immuno-depressione del paziente, l'infezione da Gram-negativi [2].

### **Terapia antibiotica associata ad espianto e riotesizzazione**

L'espianto della protesi è la premessa alla guarigione in tutte le infezioni croniche o cronicizzate mobilizzate. È anche il trattamento da perseguire negli insuccessi del trattamento antibiotico isolato o associato alla pulizia chirurgica eseguito in presenza di protesi stabile [3, 5, 11, 16, 18].

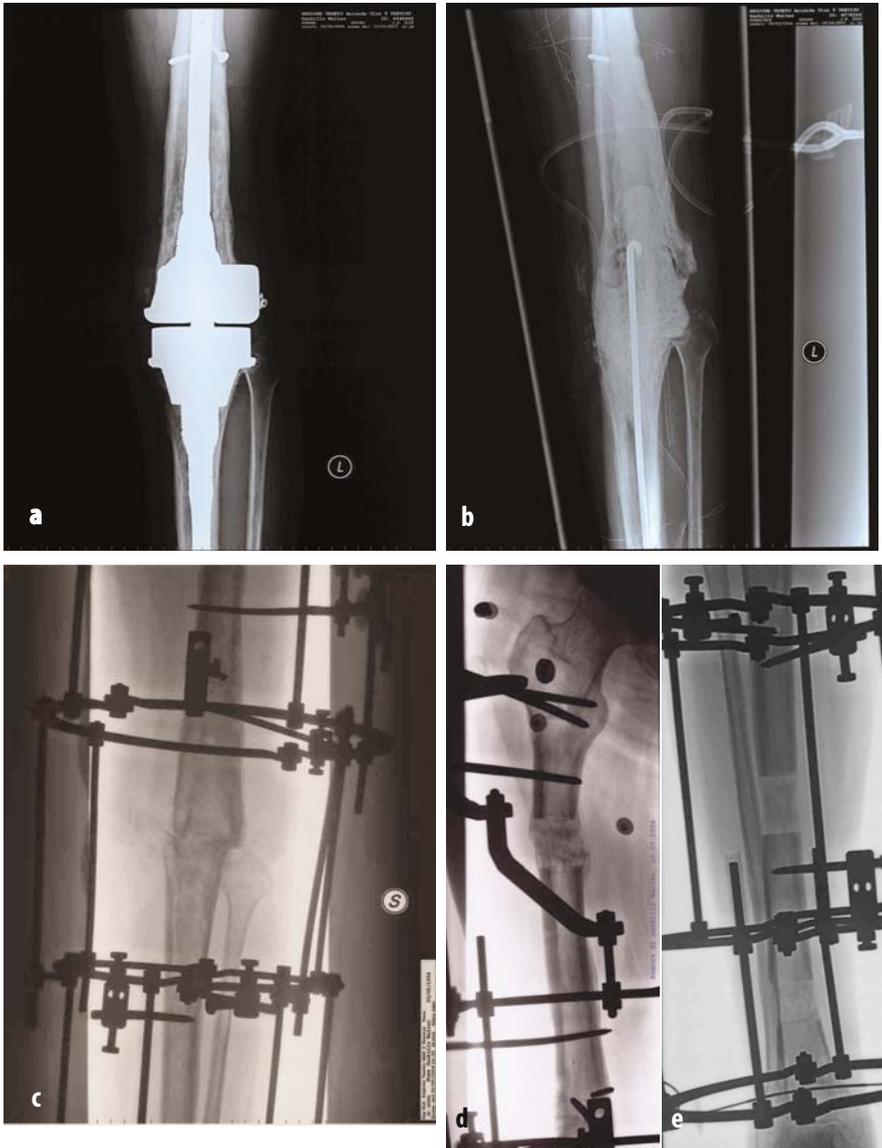
La procedura può essere effettuata in un unico tempo chirurgico o con intervallo variabile da 6 settimane ad alcuni mesi. Nel primo caso in un'unica seduta chirurgica viene asportata la protesi ed eseguita una minuziosa pulizia dell'osso e dei tessuti molli con rimozione accurata del cemento e viene immediatamente posizionata la nuova protesi fissata con cemento antibiotico. Il post-operatorio è contrassegnato da una prolungata terapia antibiotica (3-9 mesi). Migliori risultati dell'espianto-reimpianto in un unico tempo sono riportati nelle infezioni causate da germi sensibili e poco virulenti (in particolare stafilococchi coagulasi negativi), nei pazienti senza fattori di rischio per le infezioni e buone condizioni locali e generali [2, 11]. Recenti comunicazioni indicano successo del trattamento nel 75% dei casi [1].

Nel secondo caso, il primo tempo chirurgico si risolve con l'ablazione dell'impianto e il posizionamento di cemento spaziatore impregnato di antibiotico possibilmente mirato all'agente eziologico per il periodo fino alla riprotesizzazione. Gli antibiotici più utilizzati per il rilascio locale sono la vancomicina, la tobramicina, la clindamicina, mentre studi sperimentali si allargano ad altri con risultati incoraggianti. Il cemento spaziatore può essere conformato con una componente femorale ed una tibiale (Fig. 1) o in monobloc-



**Fig. 1.** a Artroprotesi di ginocchio infetta. b Rimozione e posizionamento di spaziatore articolato di cemento antibiotico. c, d Successiva artrodesi con stelo endomidollare fissato con cemento antibiotico

co. Nel primo caso consentirà in una certa misura l'articolarietà, nel secondo il ginocchio sarà fisso in estensione (Fig. 2). Ad ogni modo andranno evitati spaziatori eccessivamente voluminosi che possono indurre riassorbimento



**Fig. 2.** Recidiva di protesi di ginocchio infetta (a) trattata con rimozione dell'impianto e posizionamento di spaziatore di cemento-antibiotico non articolato (b). Successiva artrodesi con fissatore esterno (c) associata ad osteotomie in distrazione di femore (d) e tibia (e) per l'allungamento dell'arto

osseo da compressione o sofferenza dei tessuti molli e della cute. Spesso si tratta di pazienti plurioperati con estese cicatrici che riducono l'elasticità della cute, che è sottile ed adesa agli strati sottostanti sempre a rischio di fenomeni necrotici o di difficoltà nella guarigione della ferita. Ugualmente non vanno confezionati spaziatori troppo piccoli che muovendosi possono provocare dolore, traumatizzare i tessuti e generare una flogosi meccanica.

Per quanto concerne l'antibiotico-terapia nelle infezioni da stafilococco aureo e stafilococco coagulasi negativo con rimozione della protesi, è possibile utilizzare la monoterapia con oxacillina o cefazolina (se sensibile), mentre nel caso di meticillino-resistenza è opportuno utilizzare un glicopeptide (vancomicina o teicoplanina) in associazione con un altro antibiotico (rifampicina in genere) in quanto l'efficacia dei glicopeptidi è nettamente inferiore a quella della oxacillina o della cefazolina sui ceppi meticillino-sensibili.

Il secondo tempo chirurgico prevede la rimozione dello spaziatore e l'apposizione della nuova protesi con cemento antibiotico dopo un intervallo variabile durante il quale si instaura l'antibiotico-terapia mirata. Il problema di quando eseguire il nuovo impianto è di difficile soluzione. Certamente un dato sensibile è la normalizzazione degli indici di flogosi (VES, PCR), ma poco specifico. Utile può essere il ricorso a una nuova aspirazione articolare 2 settimane dalla sospensione dell'antibiotico con l'esecuzione degli esami colturali e della conta leucocitaria [1]. Nel caso di persistenza di microrganismi è indicata una nuova pulizia chirurgica con ulteriore antibiotico-terapia e può essere indicata la rimozione dello spaziatore che, terminata la fase di rilascio dell'antibiotico, può comportarsi come un corpo estraneo. Il reimpianto è rinviato alla negativizzazione dell'esame colturale eseguito a fine ciclo (4-6 settimane). La terapia antibiotica viene protratta anche nel secondo post-operatorio in genere dalle 6 alle 14 settimane, più prolungata nei pazienti nei quali non si verificano fenomeni di tossicità. Sono riportati risultati soddisfacenti con l'ablazione e riprotesizzazione in 2 tempi fino al 92% dei casi [2].

Pertanto alla luce di tali osservazioni la riprotesizzazione in due tempi con trattamento antibiotico locale risulta a nostro avviso il trattamento di prima scelta nelle infezioni delle protesi di ginocchio paragonato ad altri metodi, in particolare nei pazienti che per le buone condizioni generali, la valida risposta all'antibiotico, il capitale osseo adeguato hanno sostanziali possibilità di successo.

## **Artrodesi**

A differenza che in passato, la più frequente indicazione all'artrodesi di ginocchio è il fallimento settico di un impianto protesico.

L'intervento va preso in seria considerazione quando la riprotesizzazione

sul sito di infezione successivo ad artroprotesi ha elevate probabilità di insuccesso sia per motivi legati all'aggressività del germe, che alla defedazione del paziente, che soprattutto alle cattive condizioni locali [19].

La massiva perdita del capitale osseo tibiale e femorale, frequente nei più idonei candidati all'artrodesi, può tuttavia rendere estremamente difficoltosa la fusione dei due capi articolari.

In letteratura le percentuali di pseudoartrosi sintomatiche variano dal 10% al 38% [19-21]; molte di queste richiedono una revisione chirurgica per il persistere di dolore ed instabilità. Si ritiene che la causa più frequente sia il persistere delle infezioni, in particolare quelle da flora mista e da Gram-negativi.

Inoltre, nel 5% delle artrodesi consolidate persiste una condizione di osteomielite cronica facilitata dalla presenza dello spazio morto conseguente alla rimozione dell'impianto [22] e vi sono rischi di disseminazione conseguente all'impiego di chiodi o steli endomidollari.

Anche in presenza di una efficace fusione sono evidenti degli inconvenienti: la rigidità dell'arto e l'accorciamento (in media tra i 2,5 e i 6,4 cm) [19]. In relazione a ciò sussistono delle controindicazioni all'intervento come la presenza di artrodesi controlaterale di anca o ginocchio, l'artrosi omolaterale dell'anca o della caviglia e l'amputazione controlaterale.

Inoltre, la modificazione della deambulazione conseguente all'artrodesi produce un meccanismo compensatorio con abduzione dell'anca omolaterale, equinismo del piede e della tibio-tarsica, e aumento del basculamento del bacino che può sovraccaricare il rachide lombare e aggravare e/o rendere sintomatica una spondiloartrosi.

L'artrodesi può essere effettuata in un unico tempo all'atto della rimozione dell'impianto. In tal caso è utile ricorrere a metodi di fissazione esterna in compressione del ginocchio che consentono, attraverso osteotomie mono o bifocali di femore e di tibia spesso associate, allungamenti in distrazione che possono significativamente ridurre l'accorciamento dell'arto [23]. Il fissatore circolare sembra il più indicato a tale scopo (Fig. 2).

L'artrodesi può anche essere effettuata in due tempi in analogia con il reimpianto protesico. Il primo corrisponde alla rimozione della protesi, pulizia accurata e posizionamento di cemento antibiotico, il successivo alla rimozione dello spaziatore e in genere l'esecuzione di un'artrodesi con chiodo o stelo endomidollare [24] (Fig. 1) o sempre con fissatore esterno.

L'impiego di materiale endomidollare non sarà possibile in presenza di deformità importanti del canale o di steli protesici sovrasegmentari. Meno utilizzato è l'impiego di placche [19].

L'intervallo tra i due tempi chirurgici prevede antibiotico-terapia mirata fino alla negativizzazione degli esami colturali e degli indici di flogosi ponen-

do gli stessi interrogativi delle riprotesizzazioni circa il momento opportuno per considerare bonificato il focolaio infettivo ed eseguire l'artrodesi.

### **Artroplastica di resezione**

Un'alternativa, spesso non ricercata, all'artrodesi è la pura rimozione della protesi infetta accompagnata dal posizionamento in genere di spaziatore cemento-antibiotico. Ad essa giungono quei pazienti in cui per intervenute complicazioni non è possibile, o vi è il rifiuto, di rispettare una programmata riprotesizzazione in 2 tempi o un'artrodesi.

Più frequentemente, quindi, rappresenta una forzata soluzione di ripiego, meglio una intervenuta sospensione terapeutica, conseguente alla non sostenibilità per cause psicologiche o mediche di un ulteriore intervento chirurgico. Ciò può derivare occasionalmente da gravi episodi allergici, di insufficienze d'organo legate alle pesanti terapie, complicazioni anestesilogiche nel corso o successive alla rimozione della protesi o per i motivi più disparati.

Ad ogni modo, seppur la sopravvivenza media nella maggior parte di questi pazienti è modesta, in coloro in cui la sopravvivenza è invece prolungata, i risultati sul dolore e la funzionalità sono inaccettabili. Anche se la mobilità parziale in flessione del ginocchio ne facilita la stazione assisa, in particolare l'instabilità di ginocchio ed il dolore non consentono il carico e la deambulazione anche con tutore nella quasi totalità dei casi [19].

### **Amputazione**

I risultati dell'amputazione di coscia, in presenza di un'infezione protesica ribelle al trattamento, che sono riportati in letteratura, appaiono molto modesti.

Pur rappresentando un'opzione praticabile nei casi più drammatici, soprattutto dove la vita del paziente è in pericolo per cause settiche o le condizioni distali dell'arto sono compromesse per insufficienza vascolare, a seguito dell'amputazione difficilmente i pazienti riprendono la deambulazione e nella maggior parte non si adattano all'utilizzo di una protesi d'arto.

L'invaso della protesi risulta mal tollerato e indossato con dolore e le condizioni cutanee compromesse predispongono a lesioni ed ulcere da contatto.

Inoltre, l'energia necessaria per camminare in presenza di amputazione sopra il ginocchio è superiore al 25% di quella necessaria in presenza di artrodesi che, a sua volta, è già superiore del 25-30% di quella necessaria alla deambulazione normale [19], condizione non sempre sopportabile in pazienti con compromissione cardiocircolatoria.

Nel complesso sono da prevedere risultati funzionali inferiori all'artrodesi e pertanto l'amputazione andrebbe evitata nei pazienti che possono riprendere a camminare.

## Bibliografia

1. Rorabeck CH (2002) Session IV: salvage of the infected total knee replacement. Infection: the problem. *Clin Orthop* (404):113-115
2. Wasielewski RC, Barden MR, Rosemberg AG (1996) Results of different surgical procedures on total knee arthroplasty infections. *J Arthroplasty* 11:931-938
3. Buechel FF (2004) The infected total knee arthroplasty: just when you thought it was over. *J Arthroplasty* 19[4 Suppl 1]:51-55
4. Blom AW, Brown J, Taylor AH et al (2004) Infection after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 86:688-691
5. Segawa H, Tsukayama DT, Kyle RF et al (1999) Infection after total knee arthroplasty. A retrospective study of the treatment of eighty-one infections. *J Bone Joint Surg Am* 81:1434-1445
6. Classen DC, Evans RS, Pestotnik SL (1992) The timing of prophylactic administration of antibiotics and the risk of surgical-wound infection. *N Engl J Med* 326:281-286
7. Eveillard M, Mertl P, Tramier B et al (2003) Effectiveness of gentamicin-impregnated cement in the prevention of deep wound infection after primary total knee arthroplasty. *Infect Control Hosp Epidemiol* 24:778-780
8. Minnema B, Vearncombe M, Augustin A et al (2004) Risk factors for surgical-site infection following primary total knee arthroplasty. *Infect Control Hosp Epidemiol* 25:477-480
9. Gristina AG (1994) Implant failure and the immuno-incompetent fibro-inflammatory zone. *Clin Orthop* (298):106-118
10. Tsukayama DT, Estrada R, Gustilo RB (1996) Infection after total hip arthroplasty. A study of treatment of one hundred and six infection. *J Bone Joint Surg Am* 78:512-523
11. Silva M, Tharani R, Schmalzried TP (2002) Results of direct exchange or debridement of the infected total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (404):125-131
12. Zhuang H, Alavi A (2002) 18-fluorodeoxyglucose positron emission tomographic imaging in the detection and monitoring of infection and inflammation. *Semin Nucl Med* 32:47-59
13. Scher DM, Pak K, Lonner JH et al (2000) The predictive value of indium-111 leukocyte scans in the diagnosis of infected total hip, knee or resection arthroplasties. *J Arthroplasty* 15:295-300
14. Trampuz A, Hanssen AD, Osmon DR et al (2004) Synovial fluid leukocyte count and differential for the diagnosis of prosthetic knee infection. *Am J Med* 117:556-562
15. Dixon P, Parish EN, Cross MJ (2004) Arthroscopic debridement in the treatment of the infected total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 86:39-42
16. Hanssen AD (2002) Managing the infected knee: as good as it gets. *J Arthroplasty* 17[4 Suppl 1]:98-101
17. Deirmengian C, Greenbaum J, Stern J et al (2003) Open debridement of acute gram-positive infections after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* (416):129-134
18. Hanssen AD, Rand JA, Osmon DR (1994) Treatment of infected total knee arthroplasty with insertion of another prosthesis. *Clin Orthop* (309):44-55
19. Conway JD, Mont MA, Bezwada HP (2004) Arthrodesis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 86:835-848
20. Damron TA, McBeath AA (1995) Arthrodesis following failed total knee arthroplasty: comprehensive review and meta-analysis of recent literature. *Orthopedics* 11:361-368

21. Behr JT, Chmell SJ, Schwartz CM (1985) Knee arthrodesis for failed total knee arthroplasty. *Arch Surg* 120:350-354
22. Schoifet SD, Morrey BF (1990) Persistent infection after successful arthrodesis for infected total knee arthroplasty. A report of two cases. *J Arthroplasty* 5:277-279
23. Manzotti A, Pullen C, Deromedis B, Catagni MA (2001) Knee arthrodesis after infected total knee arthroplasty using the Ilizarov method. *Clin Orthop* (389):143-149
24. Arroyo JS, Garvin KL, Neff JR (1997) Arthrodesis of the knee with a modular titanium intramedullary nail. *J Bone Joint Surg Am* 79:26-35

---

## Indice analitico

- Accesso 24, 63-65, 71-79, 110-113, 117-119, 147, 290, 304, 305, 314
- Allineamento 12, 25, 32, 38, 83-92, 95-98, 106, 113, 119, 128, 135, 138, 142, 143, 145, 146, 161, 162, 164-167, 171, 177, 180, 181, 185, 187-189, 191, 194-196, 234, 235, 273, 277, 278, 300, 301, 316
- Analisi degli elementi finiti 196
- Approccio  
    anatomico 31  
    funzionale 31, 32
- Artrodesi 2, 18, 32, 302, 311, 348, 353-355
- Artropatie infiammatorie 2, 15, 110, 275
- Artroscopia 9, 10, 286, 303, 304
- Artrosi 2, 4, 5, 8, 9, 12, 15, 17, 29, 273, 275, 283-287, 291-297, 299, 354
- Bilanciamento  
    articolare 101  
    legamentoso 83-85, 101, 102, 120, 214, 223-225, 231, 232, 234, 302
- Bone-stock 185, 204, 208, 247, 255, 293
- Camma intercondilica 338, 341
- Cementazione 57, 188, 241, 242, 244-250, 253-256, 265
- Ceramica 52-54, 56-59
- Cinematica 29, 31, 32, 39-42, 50, 59, 83, 167, 174, 186, 193, 194, 199, 210, 213, 214, 222, 223, 230, 236, 242, 249, 288, 289, 293, 334, 338, 340
- Clunk syndrome 67, 233
- Computer 64, 77, 79, 84, 137, 142-145, 158, 161, 163, 167, 168, 181, 193
- Computer-Assisted Orthopedic Surgery (CAOS) 143, 168
- Congruenza 161, 194, 196, 197, 199, 205, 207, 209, 210, 221-224, 260, 275, 288, 290, 301, 340, 341  
    dell'inserto tibiale 50
- Dolore 4, 6, 9, 15, 18, 29, 57, 67, 71, 72, 78, 79, 112, 119, 120, 124, 134, 136, 137, 190, 191, 193, 214, 224, 229, 235, 237, 269-274, 276, 278, 285, 291-294, 296, 299, 303, 347, 353-355
- Fattori di rischio 23, 242, 247, 250, 295, 321, 350
- Funzionalità 32, 38, 64, 74, 79, 120, 123, 124, 134, 186, 196, 214, 215, 225, 235, 237, 277, 295, 297, 304, 349, 355
- Gonartrosi 9, 56, 185, 206, 214, 215, 284
- Idrossiapatite 50, 57, 254, 262, 263

- Incisione 65, 71, 72, 74-79, 110, 114, 123-126, 128, 130, 134-139, 147, 304, 314, 344
- Indicazioni 1, 2, 6, 9-11, 28, 79, 124, 143, 177, 185, 197, 211, 212, 225, 250, 254, 264, 265, 273, 277-279, 284, 291, 297, 324, 338
- Infezione 9, 18, 191, 255, 256, 272, 292, 294, 295, 321, 322, 343, 345-350, 354, 355
- Inserto  
mobile 39-42, 188, 191, 302  
tibiale fisso (piatto fisso) 191, 194-199, 288, 296  
tibiale mobile (piatto mobile) 187, 188, 191, 195-197, 199, 200, 291, 334, 340
- Interfaccia protesi-osso 297
- Legamento crociato posteriore 42, 95, 127, 147, 189, 195, 196, 205, 221, 229-231, 237, 254, 256
- Malallineamento 25, 42, 84, 88, 90, 95, 143, 145, 233, 284, 301, 339
- Materiali 1, 39, 45, 50-52, 53-55, 59, 141, 185, 194, 203, 204, 253, 262, 297, 317, 320, 321, 323, 324
- Mediale, accesso 78, 304
- Menisco mobile 59, 186, 187, 191, 285, 289, 292
- Midvastus 72, 73, 78, 79, 113, 119
- Mini-invasiva, tecnica (MIS) 110, 118, 119, 136, 304, 305
- Navigazione 109, 143, 144, 146, 161, 162, 166-168, 172, 174, 177, 181, 261, 265
- Network neurosensoriale 215
- Oncologica, chirurgia 314, 323
- Osteoporosi 244, 250, 264
- Osteotomia 2, 12-15, 17, 63, 66, 75, 94, 110, 191, 235, 244, 247, 250, 276, 295-298, 316
- Outcome 171, 174
- Polietilene 29-32, 34, 35, 37-39, 42, 45-50, 52, 53, 56, 58, 59, 84, 90, 95, 143, 185-187  
usura 47, 48, 52, 56, 59, 90, 143, 185, 186, 191, 194, 196, 197, 199, 200, 208, 223, 231, 253, 259, 271, 275, 288, 289, 293, 298-302, 322
- Polimetilmetacrilato 245, 250
- Profilassi 191, 321, 343, 344
- Protesi  
a conservazione dei crociati 32, 37-39, 187, 256  
ibrida 246, 247, 250  
modulare 37, 312, 316, 323  
monocompartimentale 2, 15, 17, 28, 39, 284-286, 290-302, 304  
non cementata 245, 248, 253, 256, 257, 261, 263-265, 320  
postero-stabilizzata 232, 234, 235, 338, 340
- Range di flessione 124, 135, 136
- Resezione 32, 35, 53, 69, 75, 84, 87, 91, 92, 95-99, 101-103, 111, 113, 125, 128-130, 137, 154, 161, 167, 177, 179, 180, 188, 205, 208, 212, 214, 223, 276, 290, 300, 303, 311, 312, 314, 316, 322, 323, 348
- Revisione 17, 164, 166, 191, 208, 231, 232, 234, 243, 247, 250, 253-255, 270, 272, 274, 277, 278, 282-285, 289, 291-300, 303, 322, 334, 346, 349, 364
- Roll-back 32, 194, 206, 208, 210, 213, 214, 230, 231, 236, 327, 329, 338
- Rotazione 32, 39-42, 59, 96-100, 128, 142-146, 148, 156, 172, 174, 179, 187, 194, 197-199, 204-210, 224, 225, 230, 256, 257, 275, 276, 291, 316, 317, 322, 334, 336

- Rotula 25, 38, 65-67, 69, 71-76, 78, 80, 90, 110-117, 164, 194, 211, 213, 233, 235, 243, 247, 269-279, 294, 295, 303, 304, 315, 316
- Scheletro 311, 323
- Semivincolo 328, 330, 331, 336, 337
- Stabilità articolare 9, 24, 215, 222, 223, 321
- Stabilizzazione posteriore 195, 197, 207, 223, 224, 230-233, 236
- Stellite 45, 46, 50-52, 56, 58, 59
- Strumentario 32, 66, 77, 78, 84, 101, 110, 111, 114, 118, 119, 142, 161, 167, 185, 191, 260
- Subvastus 71-73, 78, 79, 111, 113
- Teleradiografia 25
- Tensore 91, 101, 176, 177
- Terapia antibiotica 132, 347-350, 353
- Titanio 47, 50, 51, 53, 58, 254, 259, 262, 320
- Trivector 72-74
- Tumori ossei primitivi 311, 323
- Varismo 12, 24, 130, 303
- Vincolo di superficie 340, 341

---

## APPUNTAMENTO ON-LINE!

In allegato a questo volume, un CD-Rom per l'accesso guidato a *SPRINGER ECM SYSTEM* on-line, che permette la fruizione del corso multimediale relativo al 4° Corso di Perfezionamento in Ortopedia e Traumatologia, *La protesi di ginocchio di primo impianto*, a cura di U. De Nicola, N. Pace.

Il CD-Rom conduce direttamente l'utente sul sito web SPRINGER ECM SYSTEM - <http://ecm-italy.springeronline.com/CPOT4/> - consentendo l'accesso riservato ad una sezione di formazione a distanza, organizzata in forma multimediale e coadiuvata da video e iconografia e da un sistema automatico di verifica per il rilascio del punteggio.

La **SEZIONE DI FORMAZIONE A DISTANZA - SPRINGER ECM SYSTEM** - è organizzata per capitoli: ciascuno contiene una parte di testo selezionata da questo volume. A conclusione della fruizione del corso multimediale, l'utente dovrà effettuare un test per la verifica dell'apprendimento e per l'attribuzione di un punteggio.

Non mancate a questo importante appuntamento!

Il CD-Rom contiene un video di presentazione del corso a cura del Prof. Ugo De Nicola

SAGGIO-CAMPIONE GRATUITO  
SE PRIVO DI TALLONCINO  
ISBN 88-470-0315-6  
€ 94,95