
Quando non usare il cemento

F.P. DI CARLO¹, S. FRANZESE¹, V. DI CARLO¹, M.P. GERMANO²

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'osteoinduzione 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.

¹Struttura Complessa, Ortopedia e Traumatologia, ²Struttura 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 cementata (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 μm 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 μm , troppo per la crescita ossea. Voltz e coll. [30] nel 1988 compararono diversi

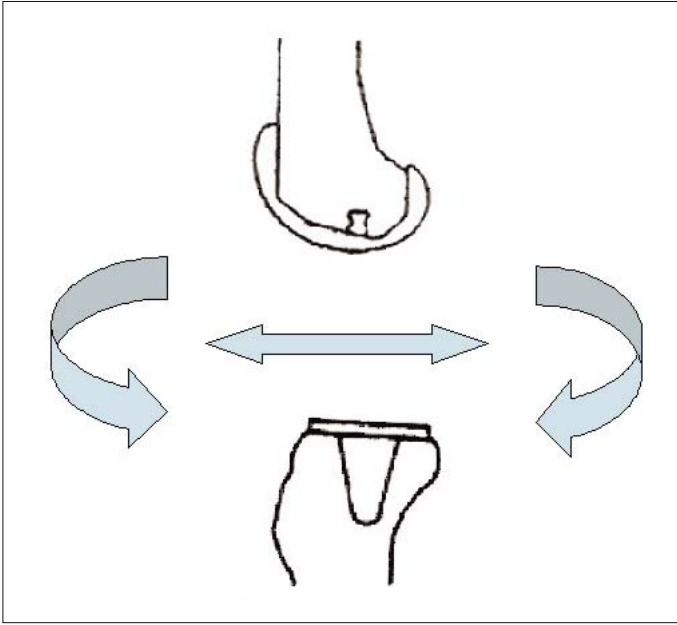


Fig. 1. Sollecitazioni di taglio e rotazione sulla componente tibiale

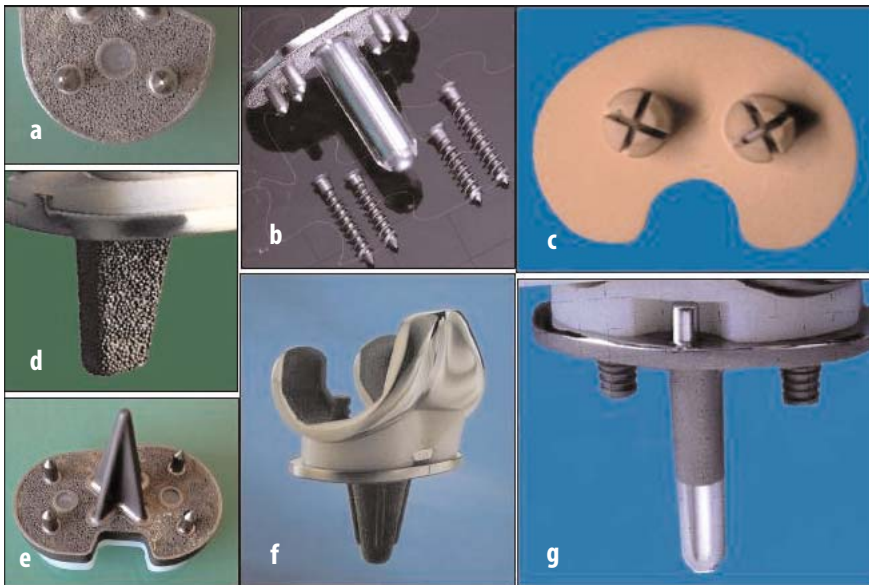


Fig. 2. Tipi di ancoraggio diversi del piatto tibiale. a Perni. b Perni, viti e fittone. c Perni ad espansione. d, f Fittone. e Perni e fittone cruciforme. g Fittone e perni con alette

piatti ed osservarono che utilizzando 4 viti il micromovimento veniva ridotto a 150-200 μm . 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 aseptica precoce e di abnorme usura degli inserti in polietilene.

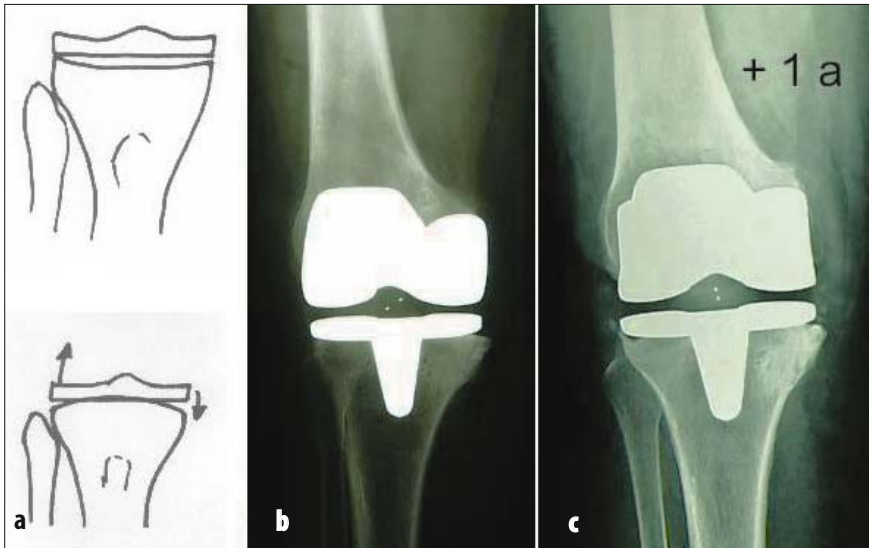


Fig. 3. Imprecisione di taglio sul piano frontale. a) Concavità in alto. b, c) Convessità in alto con mobilizzazione a 1 anno

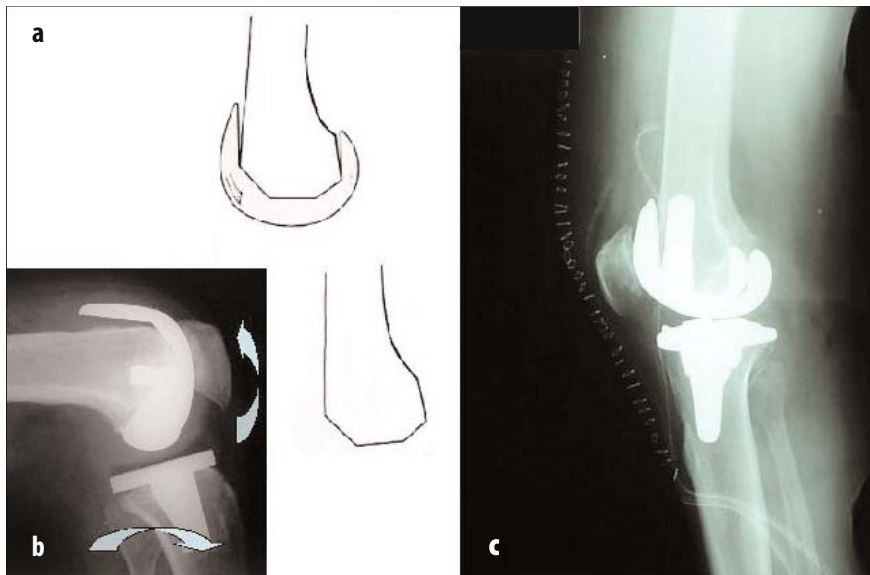


Fig. 4. *Imprecisione di taglio sul piano sagittale. a* Taglio femorale anteriore e posteriore obliquo. *b* Radiografia post-operatoria. *c* Tagli femorali e tibiali imprecisi sul piano sagittale: instabilità con mobilizzazione precoce

Numerosi studi hanno dimostrato che la distanza fra osso e metallo non deve essere maggiore di 500 μm 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 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.

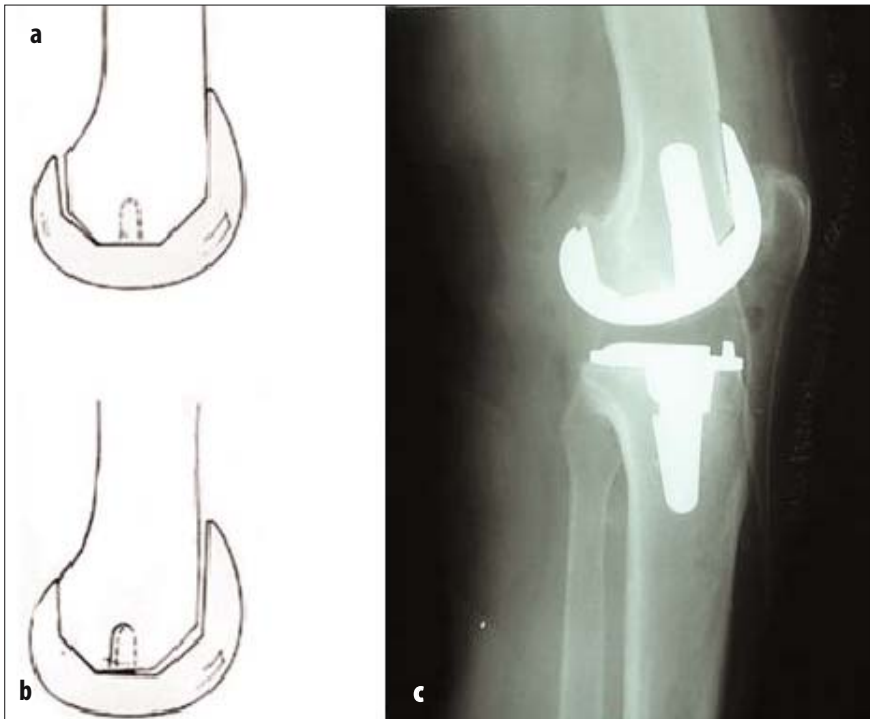


Fig. 5. Imprecisione di taglio con gap. a Posteriore. b Anteriore. c Imprecisione di taglio anteriore: a 4 anni componente femorale stabile, gap colmato da tessuto fibroso

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.

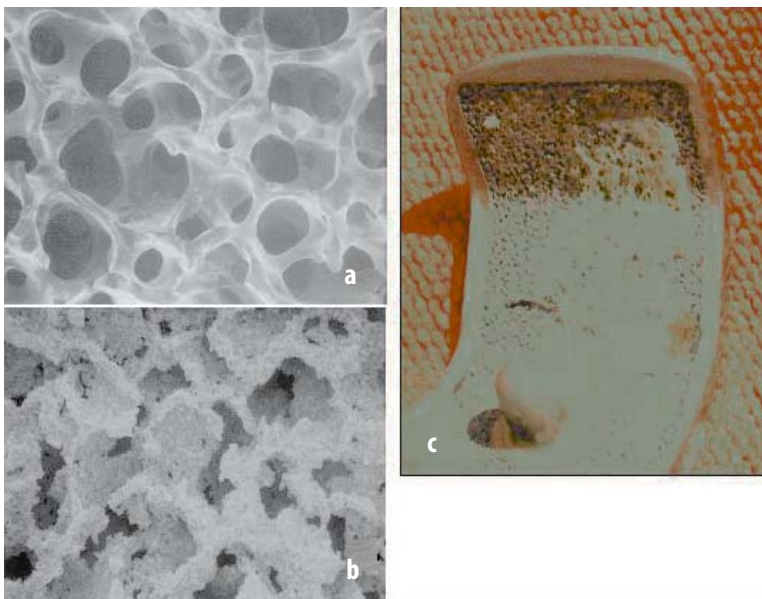


Fig. 6. a Interstizio del trabecolato osseo: 500 μ . b Interstizio del reticolato protesico: 500 μ . c Buona osteoconduzione in materiale bioinerte

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 μm , 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, Lebeck 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