

M.O. Heller<sup>1</sup> · G. Matziolis<sup>1</sup> · C. König<sup>1</sup> · W.R. Taylor<sup>1</sup> · S. Hinterwimmer<sup>2</sup> ·  
 H. Graichen<sup>3</sup> · H.-C. Hege<sup>4</sup> · G. Bergmann<sup>5</sup> · C. Perka<sup>1</sup> · G.N. Duda<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie, Charité – Universitätsmedizin Berlin

<sup>2</sup> Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie, Technische Universität, München

<sup>3</sup> Asklepios Orthopädische Klinik, Schwandorf

<sup>4</sup> Zuse-Institut, Berlin

<sup>5</sup> Biomechanik Labor, Charité – Universitätsmedizin Berlin

# Muskuloskeletale Biomechanik des Kniegelenks

## Grundlagen für die präoperative Planung von Umstellung und Gelenkersatz

**Validierte Analysen der muskuloskelettalen Interaktionen tragen derzeit zur Erweiterung des Grundlagenwissens über die Funktion des Kniegelenks bei. Zukünftig kann dieses Wissen durch Integration in die klinische Routine zur besseren Planung gelenkerhaltender Eingriffe und zur Optimierung der endoprothetischen Versorgung beitragen.**

Während der Bewegung des Kniegelenks spielen die Knochen, Muskeln und Bänder des Kniegelenks in komplexer Weise zusammen. Chirurgische Eingriffe am Knie können daher große Auswirkungen auf die Kräfte in den muskuloskelettalen Strukturen und die Funktion des Knies haben. Wissen um die Biomechanik des Kniegelenks ist daher wesentliche Grundlage bei Operationen zur Behandlung von Verletzungen und Erkrankungen des Gelenks, die auf die Wiederherstellung der physiologischen Verhältnisse zielen. So wird beispielsweise durch Korrekturosteotomien versucht, die Kräfte am Knie gezielt so zu verändern, dass die Funktion des natürlichen Gelenks möglichst langfristig bewahrt wird [13, 26, 27].

Der Operateur schätzt die Auswirkung eines chirurgischen Eingriffs auf die Biomechanik des Gelenks bisher primär aufgrund seiner persönlichen Erfahrung ein. Weder detaillierte, patientenspezifische Informationen über die präoperativ in vivo wirkenden Kräfte, noch Angaben wie diese Kräfte (Kinetik) oder wie die dreidimensionale (3D-)Gelenkbewegung (Kinematik) durch eine bestimmte Korrektur verändert werden, stehen dem Operateur heute zur Verfügung. Bisherige Planungssysteme basieren häufig auf 2D-, rein geometrischen Analysen von Röntgenbildern. Die auf das Gelenk oder die Prothese einwirkenden 3D-Kräfte und die Art und Weise der Übertragung dieser Belastung auf den Knochen spielen jedoch auch für den langfristigen Erfolg des künstlichen Gelenkersatzes (Funktion, Abrieb) eine wesentliche Rolle [6, 15].

### Mathematische Berechnungsmodelle zur Bestimmung der Gelenkkräfte

Computerbasierte Berechnungsverfahren sind etablierte Methoden für die Analyse der muskuloskelettalen Interaktionen [2,

9]. Eingabegrößen für die Berechnungsverfahren sind einerseits Daten zur Kinematik des Beins, d. h. die räumliche Position von Fuß, Unterschenkel, Oberschenkel und Becken während der Bewegung. Aber auch die am Fuß angreifenden Kräfte und Momente, d. h. Daten zur Kinetik, müssen bekannt sein. Sowohl die kinematischen als auch die kinetischen Daten können in einer klinischen Ganganalyse gemessen werden [3]. Mit mechanischen Berechnungsmodellen lassen sich daraus die am Kniegelenk wirkenden Momente bestimmen [12]. Um das mechanische Gleichgewicht zu diesen so genannten äußeren Momenten herzustellen, müssen die inneren Strukturen, d. h. Muskeln und Bänder, entsprechend gleichgroße, aber gegenläufig wirkende Momente erbringen.

Das Moment, das ein Muskel oder ein Band erzeugen kann hängt v. a. von dem Hebelarm am Gelenk ab. Diese Hebelarme können mit Hilfe anatomischer Modelle, welche die Lage der Ansatzpunkte von Muskeln und Bändern während der Bewegung beschreiben, ermittelt werden. Da aber mehr Strukturen (Muskeln, Bänder) Kräfte ausüben können, als Gleichungen

zur Beschreibung der Gelenkmechanik vorhanden sind, können die Kräfte im Kniegelenk nicht unmittelbar berechnet werden. Man verwendet daher mathematischen Optimierungsmethoden um unter der Annahme, dass der Verbrauch der metabolischen Energie bei Alltagsaktivitäten wie dem Laufen minimiert ist, die einzelnen Muskelkräfte zu berechnen [2, 9, 14]. Aus der Summe aller am Kniegelenk wirkenden Muskelkräfte ergibt sich die insgesamt am Gelenk übertragene Gelenkkontaktkraft [9, 14].

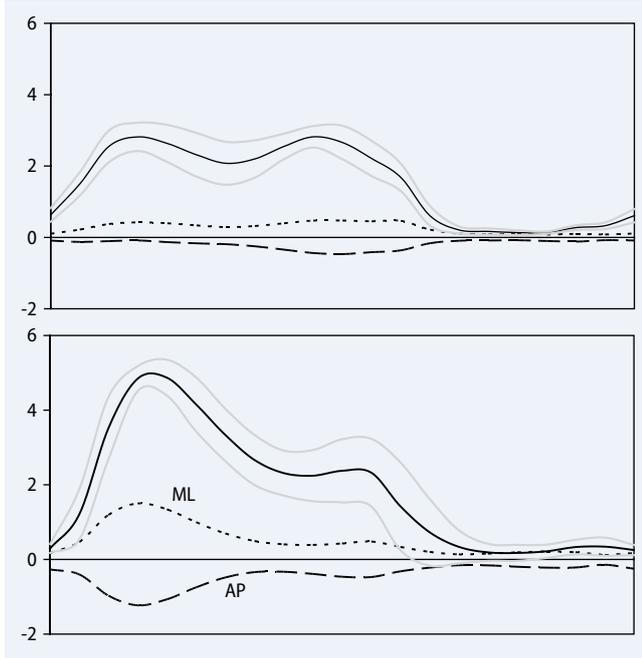
Die Spannbreite der mittels mathematischer Modelle berechneten tibiofemoralen Gelenkkontaktkräfte ist allerdings sehr groß. So werden bei physiologischen Achsverhältnissen für das normale Laufen Kräfte für das tibiofemorale Gelenk zwischen dem 1,7fachen und dem 7,1fachen Körpergewicht (body weight, BW) berichtet [24, 35]. Auch die Größe der mediolateralen bzw. a.-p.-Scherkraftkomponenten variiert mit Werten vom ca. 0,7fachen bis zum 3,9fachen BW erheblich [23, 28].

## Validierung muskuloskelettaler Belastungsanalysen

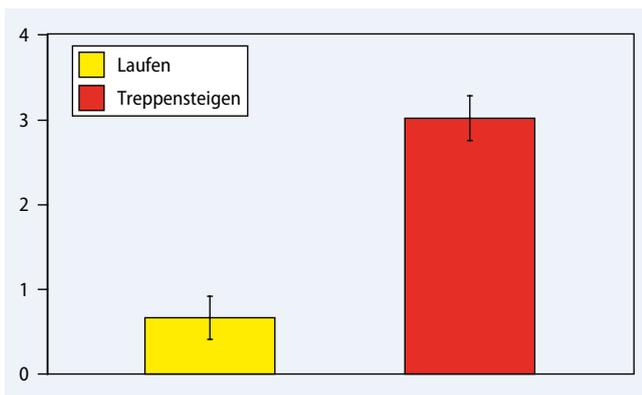
Ein Validieren der mathematischen Analysen anhand von In-vivo-Messungen ist daher zwingend erforderlich, um die Ergebnisse auf Plausibilität zu prüfen [8]. Eine Messung der Muskelaktivität mittels EMG kann zwar zur Überprüfung der rechnerisch ermittelten Muskelaktivierungsmuster herangezogen werden, bisher konnte jedoch kein eindeutiger Zusammenhang zwischen EMG-Muskelaktivierung und Muskelkraft nachgewiesen werden [16]. Umfangreiche In-vivo-Messungen der mechanischen Belastungen an Hüfte, Wirbelsäule und Schulter bei ausgewählten Patientenkollektiven konnten durch die Arbeitsgruppe von Prof. G. Bergmann mit Hilfe von Messimplantaten durchgeführt werden und spielen eine zentrale Rolle für die Validierung numerisch bestimmter Gelenkkontaktkräfte [5, 35].

In einem direkten Vergleich zwischen berechneten und in vivo gemessenen Hüftkontaktkräften konnten Heller et al. [17] ein von ihnen entwickeltes muskuloskelettales Modell und das entsprechende Verfahren zur individuellen Berechnung der inneren Kräfte umfassend validieren. Der Vergleich der größten berechneten Gelenkkontaktkräfte während eines Doppelschrittes mit den in vivo gemessenen Werten ergab dabei eine Abweichung von durchschnittlich lediglich 12% (Laufen) bzw. 14% (Treppensteigen). Das Modell war in der Lage, sowohl Kraftamplituden als auch den individuellen Charakter des zeitlichen Verlaufs der Gelenkbelastung für beide Aktivitäten vorherzusagen. Der zeitliche Aufwand für die Berechnungen liegt in der Größenordnung von wenigen Sekunden, sodass dieser Ansatz [17, 35] geeignet erscheint, die in vivo wirkenden muskuloskelettalen Belastungen im Rahmen der präoperativen Planung auch patientenindividuell zu berechnen.

# Hier steht eine Anzeige.



**Abb. 1** Tibiofemorale Gelenkkontaktkräfte während eines Bewegungszyklus beim Laufen (oben) und Treppensteigen (unten), angegeben in Mehrfachen des Körpergewichts (BW). Die Graphen zeigen den Verlauf der axialen Komponente [durchgezogene Linien Mittelwert aus je 6 Wiederholungen von 4 Probanden (schwarz) ± Standardabweichung (grau)], sowie den Verlauf der a.-p. (AP) bzw. mediolateral (ML) ausgerichteten Scherkräfte (unterbrochene Linien)



**Abb. 2** Maximalwerte der patellofemorale Gelenkkontaktkräfte beim Laufen und Treppensteigen, angegeben in Mehrfachen des Körpergewichts (BW). Die Balken zeigen die Mittelwerte aus je 6 Wiederholungen von 4 Probanden ± Standardabweichung

### Tibiofemorale und patellofemorale Gelenkkontaktkräfte

Das oben beschriebene, validierte muskuloskeletale Modell des menschlichen Beins [17, 35] wurde im Folgenden verwendet, um die am tibiofemorale und patellofemorale Gelenk übertragenen Kontaktkräfte genauer zu untersuchen [35]. Patientenspezifische muskuloskeletale Modelle des gesamten Beins wurden für alle Probanden der Validierungsstudie erstellt und die einzelnen Muskelkräfte sowie die tibiofemorale und die patellofemorale Gelenkkontaktkräfte beim Laufen und Treppensteigen berechnet.

Für das tibiofemorale Gelenk betrug die über alle Patienten gemittelte Maximalkraft in axialer Richtung beim Laufen das 3,3fache des Körpergewichts. Wenn die

Belastungskurven aller Wiederholungen der Aktivität gemittelt wurden um ein typisches Belastungsprofil zu erhalten, ergab sich für das Laufen eine Spitzenbelastung in Höhe des 2,8fachen BW (Abb. 1). Die Maximalbelastung beim Treppensteigen war deutlich höher als beim Laufen. Die über alle Patienten gemittelte Maximalkraft betrug hier das 5,9fache BW, mit individuellen Maxima bis zum 6,8fachen BW (Abb. 1). Die Spitzenbelastung trat bei deutlich gebeugtem Knie (Beugewinkel stets >15°) auf. Der Mittelwert der maximalen Scherkraft in a.-p.-Richtung betrug das 0,6fache BW beim Laufen bzw. das 1,3fache BW beim Treppensteigen. Die maximale Belastung des patellofemorale Gelenks trat beim Treppensteigen bei ca. 55° Flexion auf. Der Mittelwert aller Wiederholungen betrug das 3,0fache BW (Abb. 2). Beim Laufen trat zu Beginn der Standphase, al-

so bei fast gestrecktem Knie, ein Maximum der Belastung (Mittelwert: ca. 0,7fache BW) auf, einhergehend mit entsprechender Aktivierung der Vasti.

Während die Bedeutung der Muskeln für die mechanische Belastung des Kniegelenks bekannt ist, können diese Kräfte nun auch mittels validierter muskuloskelettaler Analysen quantifiziert werden. Die Berechnungen ergaben, dass nicht nur das tibiofemorale, sondern auch das patellofemorale Gelenk während dynamischer Alltagsaktivitäten erheblichen mechanischen Belastungen unterliegt. Um möglichst ausgeglichene, physiologische Belastungsverhältnisse zu erhalten, sollten chirurgische Interventionen am Knie daher möglichst weichteilschonend durchgeführt werden. In der direkt postoperativen Phase könnten sich die hohen Scherbelastungen, die für das Treppensteigen (Beugewinkel >15°) berechnet wurden, nachteilig für die Regeneration der Weichteile und die Fixierung des Implantats auswirken. Die Analysen legen daher nahe, dass Bewegungen, die eine signifikante Muskelanspannung mit Kniebeugewinkeln >15° erfordern, in der postoperative Rehabilitation eher gemieden werden sollten.

### Tibiofemorale Gelenkkontaktkräfte bei Achsfehlstellung

Die Wiederherstellung physiologischer Belastungsverhältnisse am Knie spielt im Rahmen der endoprothetischen Versorgung, aber auch bei Umstellungsosteotomien eine wichtige Rolle [13, 26, 27]. Während bisherige Studien den Einfluss einer Achsfehlstellung auf die statische Verteilung der Kräfte auf das mediale und laterale Kompartiment am Knie untersuchten, wurden die Auswirkungen auf die Änderungen der in vivo wirkenden muskuloskelettalen Belastungen während dynamischer Aktivitäten bisher nicht analysiert.

In einem weiteren Schritt wurde daher der Einfluss einer Varus- bzw. Valgusfehlstellung am Knie auf die tibiofemorale Gelenkkontaktkräfte während des gesamten Bewegungszyklus des Laufens und Treppensteigens untersucht [20]. Für die in der Validierungsstudie analysierten Patienten erfolgte dazu eine Simulation

M.O. Heller · G. Matziolis · C. König · W.R. Taylor · S. Hinterwimmer · H. Graichen · H.-C. Hege · G. Bergmann · C. Perka · G.N. Duda  
**Muskuloskeletale Biomechanik des Kniegelenks.  
Grundlagen für die präoperative Planung von Umstellung und Gelenkersatz**

### Zusammenfassung

Der langfristige Erfolg operativer Eingriffe am Kniegelenk ist von der Qualität der Wiederherstellung eines natürlichen Bewegungsmaßes bei moderater muskuloskelettaler Belastung abhängig. Wesentlich dafür ist die Berücksichtigung biomechanischen Wissens bei der präoperativen Planung und während der Operation. Bisher ist dieses Wissen nur in Büchern und Journalbeiträgen verfügbar und fließt lediglich in die präoperative Planung ein. Die Übertragung in die konkrete operative Situation ist jedoch vom Können und Wissen des Operateurs abhängig.

Mathematische Modelle besitzen das Potenzial, dem Operateur detaillierte, patientenspezifische Informationen zu den in vivo wirkenden Kräften und deren räumliche und zeitliche Verteilung zur Verfügung zu stellen. Ihr Einsatz in der Routine setzt jedoch ei-

ne umfangreiche Überprüfung voraus. Mit einem an Patientendaten validierten Berechnungsmodell wurde gezeigt, dass sowohl das tibiofemorale als auch das patellofemorale Gelenk infolge der Muskelaktivität bereits während Alltagsaktivitäten erheblichen Kräften ausgesetzt sind. Die Berechnungen legen nahe, dass die Kräfte bei einer Fehlstellung der anatomischen tibiofemoralen Achse von  $>4^\circ$  deutlich ansteigen, das Ausmaß des Kraftanstiegs dabei jedoch interindividuell stark variieren kann. Um neben der Gesamtbelastung auch die genaue Verteilung der Kräfte innerhalb des Gelenks zu ermitteln, ist eine hinreichend genaue Beschreibung der Bewegung des Kniegelenks erforderlich. In Verbindung mit MR basierter In-vivo-Bildgebung bieten neue mathematische Modelle die Möglichkeit, die Kniebewegung des ein-

zelnen Patienten genau wiederzugeben und den Einfluss der aktiven Muskulatur auf die Kinematik zu berücksichtigen.

Durch die Implementierung dieser Technologien in präoperative Planungs- und intraoperative Navigationssysteme eröffnet sich die Möglichkeit den Operateur bei seinem Vorgehen durch Vorhersagen der patientenspezifischen postoperativen Biomechanik zu unterstützen. Wir gehen davon aus, dass durch eine auf diese Weise optimierte Biomechanik auch die Funktionsparameter des künstlichen Gelenks entscheidend verbessert werden können.

### Schlüsselwörter

Knie · Biomechanik · Kinematik · Kinetik · Osteotomie

## Musculoskeletal biomechanics of the knee joint. Principles of preoperative planning for osteotomy and joint replacement

### Abstract

The long-term clinical outcome of surgical interventions at the knee is dependent upon the quality of the restoration of normal function, together with moderate musculoskeletal loading conditions. In order to achieve this, it is essential to consider biomechanical knowledge during the planning and execution of the procedures. Until now, such knowledge has only been available in books and journal manuscripts and is merely considered during preoperative planning. Its transfer into the specific intraoperative situation is, however, primarily dependent upon the surgeon's skills and understanding.

Mathematical models hold the potential to provide the surgeon with detailed, patient-specific information on the in vivo forces, as well as their spatial and temporal distribution. Their application in clinical routine,

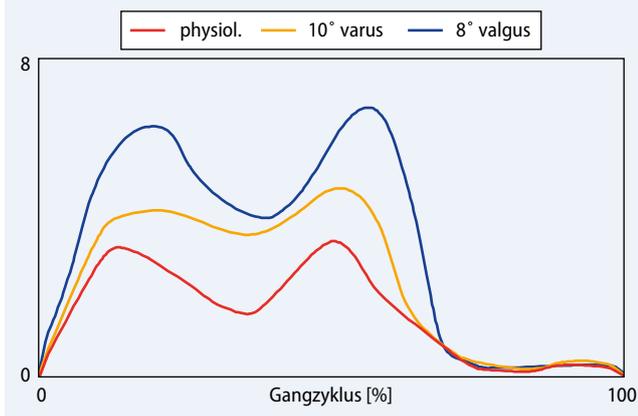
however, requires a comprehensive validation. Based on a model validated against patient data, it has been shown that – mainly as a result of the action of the muscles – both the tibiofemoral as well as the patellofemoral joints experience substantial mechanical loads even during normal activities of daily living. The calculations further indicate that malalignment at the knee in the frontal plane of more than approximately  $4^\circ$  results in considerably increased forces across the tibiofemoral joint. The actual change in force to a given degree of malalignment might, however, vary greatly between subjects. In order to additionally determine the distribution of the forces in more detail, a sufficiently accurate model of knee joint kinematics is required. In combination with MR-based in vivo imaging techniques, new mathematical models offer

the possibility to capture the individual characteristics of knee kinematics and might additionally allow the effect of muscle activity on joint kinematics to be considered.

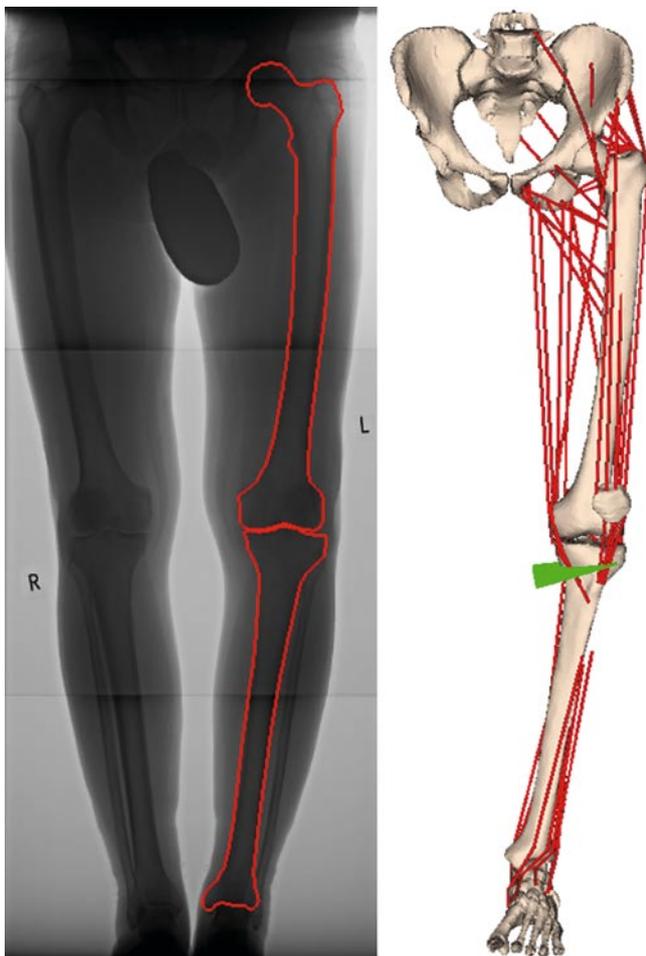
By implementing these technologies in preoperative planning and navigation systems, up-to-date biomechanical knowledge can be made available at the surgeons' fingertips. We propose that optimizing the biomechanical conditions through using these approaches will allow the long-term function of the replaced joint to be significantly enhanced.

### Keywords

Knee · Biomechanics · Kinetics · Kinematics · Osteotomy



**Abb. 3** Die Analysen der Veränderung der tibiofemorale Gelenkkontaktkräfte infolge einer Achsabweichung am Knie zeigten, dass sowohl eine deutliche Abweichung in Varus als auch in Valgus zu einem erheblichen Anstieg der Kräfte während der gesamten Standphase des Laufens führt



**Abb. 4** In Verbindung mit A-priori-Wissen um die anatomische Variabilität muskuloskelettaler Strukturen, verfügbar z. B. in statistischen Formmodellen, ist die effektive Erzeugung patientenindividueller muskuloskelettaler 3D-Modelle möglich. Durch den Vergleich der aus dem Röntgenbild ermittelten Knochenkonturen mit Projektionen aus 3D-Modellen kann die Anatomie der unteren Extremitäten eines Patienten mit Varusfehlstellung am Knie rekonstruiert werden. Diese Rekonstruktion der Anatomie am Rechner bildet die Grundlage für eine detaillierte Analyse der individuellen muskuloskelettalen Belastungen vor einer HTO

einer Varusfehlstellung von  $\leq 10^\circ$  bzw. einer Valgusfehlstellung von  $\leq 8^\circ$ . Die knöchernen Fehlstellung wurde durch eine Deformation der Knochenmodelle simuliert, und die Gangdaten wurden an die veränderte Lage des Kniegelenkzentrums angepasst [19]. Für jede Veränderung der Beinachse wurden die tibiofemorale Gelenkkontaktkräfte neu berechnet und mit den berechneten Werten bei physiologischer Beinachse verglichen.

Eine Abweichung von der physiologischen Achsstellung führte zu einer Erhöhung der Gelenkbelastung (Abb. 3) und zwar sowohl für Varus- als auch für Valgusfehlstellungen. Vor allem bei Abweichungen von mehr als ca.  $3\text{--}4^\circ$  kam es zu einem erheblichen Kraftanstieg, wobei das individuelle Ausmaß des Anstiegs zwischen den Patienten deutlich variierte. Für eine Varusabweichung von  $10^\circ$  wurde ein Anstieg der maximalen tibiofemorale Kontaktkräften während des Laufens von

einem Mittelwert des 3,3fachen BW auf Werte bis zum 7,4fachen BW (entsprechend 45–114% der Kräfte bei regelrechter Achsstellung) berechnet. Für das Treppensteigen wurde ein Anstieg der maximalen Gelenkbelastung zwischen 15% und 35% der Kräfte bei regelrechter Achsstellung ermittelt. Für eine Achsfehlstellung von  $8^\circ$  Valgus wurde dagegen ein Anstieg der maximalen Gelenkkontaktkräfte von bis zu 140% (Laufen) bzw. 53% (Treppensteigen) der Kräfte bei regelrechter Achsstellung errechnet.

Die Ergebnisse zeigen eine klare Abhängigkeit der individuellen muskuloskelettalen Gesamtbelastung von der Achsstellung am Knie. Der starke Anstieg der tibiofemorale Kräfte bei mehr als ca.  $3\text{--}4^\circ$  Abweichung von der physiologischen Achse kann die klinisch beobachtete verringerte Standzeit entsprechend fehlimplantierter Endoprothesen mit erklären [1, 4, 22, 30, 31]. Während man bisher bereits davon ausgeht, dass die mit einer Achsfehlstellungen verbundenen mechanischen Bedingungen eine wichtige Rolle für die Entstehung und Progression der Arthrose spielen [32], bieten validierte muskuloskelettale Modelle die Möglichkeit die Gelenkbelastungen patientenindividuell zu quantifizieren, Abweichungen von den physiologischen Bedingungen zu erkennen und Fehlstellungen in mechanisch optimaler Weise zu korrigieren.

### Mathematische Modelle der Gelenkbewegung

Um die genaue Verteilung der auf dem medialen und lateralen tibiofemorale Kompartiment lastenden Kräfte zu ermitteln, ist eine hinreichend genaue Beschreibung der Bewegung des Kniegelenks erforderlich. Während eine klinische Ganganalyse sehr gut für die Messung der Gesamtbewegung des Beins geeignet ist, kann die komplexe 3D-Bewegung des Kniegelenks während dynamischer Bewegungen mit hautmarkerbasierten Messungen nur ungenau ermittelt werden [10, 34].

In der Literatur wurde daher eine Reihe von mathematischen Ansätzen zur Beschreibung der Kinematik des Kniegelenks vorgestellt [7, 11, 29, 36]. Wesentliche Limitationen dieser Ansätze waren die Beschränkung auf eine rein 2D-Analyse [29],

die alleinige Beschreibung der passiven Bewegung ohne Berücksichtigung der Muskelaktivität [7], oder die fehlende Validierung der Berechnungsmodelle mittels In-vivo-Daten größerer Probandenkollektive [11]. Während die Berechnung der Bewegung mit komplexen Finite-elemente-Modellen auch auf leistungsfähigen Computern mehrere Stunden benötigt und derzeit nicht für den Einsatz in der klinischen Praxis in Frage kommt, kann die Kniekinematik mit dem Konzept der 4-Gelenk-Kette in wenigen Sekunden berechnet werden [21, 36]. In bisher beschriebenen Modellen der 4-Gelenk-Kette werden jedoch weder Bewegungskomponenten in interner/externer Rotation noch in Abduktion/Adduktion berücksichtigt. Die 3D-in-vivo-Kniekinematik wird daher bisher nur unzureichend beschrieben [33]. In einer Studie basierend auf In-vivo-Daten untersuchten Heller et al. [18] daher, ob ein weiterentwickeltes, 3D-Modell der tibiofemorale Kinematik in der Lage ist, die bekannte In-vivo-Kinematik eines größeren Probandenkollektives zu beschreiben. In der Studie an 12 Probanden zeigte sich eine insgesamt gute Übereinstimmung zwischen der von dem neuen Modell vorhergesagten und der in vivo gemessenen Gelenkstellung. Bei großen Beugewinkeln führte die Berücksichtigung der internen/externen Rotation im Berechnungsmodell zu einer signifikant verringerten Abweichung zwischen In-vivo-Kinematik und berechneter Kinematik (■ **Tab. 1, 2**).

Im Vergleich zur Genauigkeit der Gelenkbewegung im Bereich von Zentimetern, die man bei konventionellen, hautmarkerbasierten Messungen der Bewegung erreichen kann [34], stellen die mit dem neuen Modell erzielten Ergebnisse somit eine deutliche Verbesserung dar. Um eine gute Übereinstimmung zwischen Modellrechnung und In-vivo-Messung zu erzielen, waren zwei wesentliche Voraussetzungen zu erfüllen: zunächst musste die interne/externe Rotation und damit eine wichtige Komponente der 3D-Kinematik im Modell berücksichtigt werden. Der 2. wesentliche Faktor war die Dehnung der Kreuzbänder innerhalb des physiologischen Spektrums. Unter diesen Bedingungen war das kinematische Modell in der Lage, auch die Gelenkstellungen bei

**Tab. 1** Abweichung zwischen berechneter und in vivo vermessener Lage der Referenzpunkte an den Epikondylen für die passive Kniebeugung der 12 Probanden (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung). Die Berücksichtigung der internen/externen Rotation führte zu einer signifikanten Verringerung der Abweichung bei 90° Beugung (Student-t-Test,  $p < 0,004$ , in mm)

Interne/externe Rotation	Medial		Lateral	
	Ohne	Mit	Ohne	Mit
30° Beugung	1,8 $\pm$ 0,9	1,8 $\pm$ 1,2	1,8 $\pm$ 0,8	1,7 $\pm$ 1,2
90° Beugung	5,5 $\pm$ 2,6	2,5 $\pm$ 1,4	5,6 $\pm$ 3,0	2,4 $\pm$ 1,2

**Tab. 2** Abweichung zwischen berechneter und in vivo vermessener Lage der Referenzpunkte an den Epikondylen für die aktive Kniebeugung der 12 Probanden (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung). Die Berücksichtigung der internen/externen Rotation führte auch hier zu einer signifikanten Verringerung der Abweichung bei 90° Beugung (Student-t-Test,  $p < 0,05$ , in mm)

Interne/externe Rotation	Medial		Lateral	
	Ohne	Mit	Ohne	Mit
30° Beugung	3,3 $\pm$ 1,4	3,5 $\pm$ 2,1	3,4 $\pm$ 1,8	3,2 $\pm$ 1,6
90° Beugung	4,7 $\pm$ 2,5	2,9 $\pm$ 1,2	4,8 $\pm$ 2,6	2,8 $\pm$ 1,1

aktivierter Extensorenmuskulatur gut zu beschreiben. Während in bisherigen Arbeiten meist nur die passive Bewegung des Kniegelenks untersucht wurde, konnte hier der Einfluss der Muskelaktivität auf die Kinematik des tibiofemorale Gelenks quantifiziert werden. Solche genauen Modelle der Gelenkbewegung sind wichtige Voraussetzung, um die Kräfte im Inneren des Kniegelenks und die mechanische Beanspruchung des medialen und lateralen Tibiaplateaus während dynamischer Aktivitäten bei Patienten vor bzw. nach Umstellungsosteotomie zu berechnen.

## Zusammenfassung und Perspektive

Während die Bedeutung der Muskulatur für die Belastungen und die In-vivo-Kinematik des Kniegelenks bekannt ist, konnte der Einfluss der Muskeln auf die mechanischen Belastungen (Kinetik) und die Bewegung (Kinematik) des Gelenks mit den hier vorgestellten Verfahren auch quantifiziert werden. Im Vergleich zu In-vivo-Daten zeigte sich, dass die individuellen muskuloskelettalen Belastungen, aber auch die tibiofemorale Kinematik des Gesunden mit Computermodellen der Knochen und Muskeln genau berechnet werden können. Aus der Analyse und dem Vergleich der muskuloskelettalen Interaktionen bei pathologischen Veränderungen des Kniegelenks durch entsprechende validierte Modelle könnten wichtige Infor-

mationen für eine biomechanisch optimierte Therapie ermittelt werden.

Neue mathematische Methoden für die Verarbeitung medizinischer Bilddaten lassen erwarten, dass man in Zukunft bereits auf Grundlage typischen klinischen Bildmaterials genaue, patientenspezifische Modelle zur individuellen Analyse der muskuloskelettalen Interaktionen effizient erstellen kann [25]. Dies ist eine wesentliche Voraussetzung, um in Zukunft genauere Analysen der Funktion des Gelenks in der Routine durchführen zu können, um so den biomechanischen Gelenkstatus im Rahmen der Diagnose und Überwachung des Therapieerfolgs genau zu erfassen (■ **Abb. 4**). Anatomische 3D-Daten und die passive Gelenkbewegung können mit Navigationssystemen heute auch intraoperativ errechnet werden. Man kann daher erwarten, dass durch eine Kombination von Navigation mit muskuloskelettalen Analysen, die eine Prognose der mechanischen Bedingungen bei dynamischen Aktivitäten unter Belastung erlauben, es nicht nur möglich ist, präzise zu navigieren (im Sinne der Positionierung), sondern auch das biomechanische Ergebnis der gewählten Technik dargestellt werden kann. Wir gehen davon aus, dass in Zukunft der routinemäßige Einsatz validierter muskuloskelettaler Analysen eine Ergänzung heutiger präoperativer oder intraoperativer Operationsplanungen darstellen wird.

## Fazit für die Praxis

Das bisher in der Praxis verwendete Verfahren der präoperativen Planung an Röntgenbildern wird in den kommenden Jahren durch die Berücksichtigung der biomechanischen Belastungen in entsprechenden Planungstools eine Vervollkommnung erfahren. Faktoren wie die postoperativ resultierende patellofemorale Kontaktkraft oder die für die Abriebmenge relevanten femorotibialen Kontaktkräfte können dann mit berücksichtigt werden.

## Korrespondenzadresse

**Prof. Dr. G.N. Duda**

Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie,  
Charité – Universitätsmedizin Berlin  
Augustenburger Platz 1, 13353 Berlin  
georg.duda@charite.de

**Danksagung.** Diese Studie wurde u. a. durch Mittel der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG, KFO 102/2 und SFB 760) ermöglicht.

**Interessenkonflikt.** Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

## Literatur

- NIH (2003) Consensus Statement on total knee replacement. *NIH Consens State Sci Statements* 20: 1–34
- Anderson FC, Pandy MG (2001) Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *J Biomech* 34: 153–161
- Andriacchi TP, Alexander EJ (2000) Studies of human locomotion: past, present and future. *J Biomech* 33: 1217–1224
- Benjamin J (2006) Component alignment in total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 55: 405–412
- Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M et al. (2001) Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech* 34: 859–871
- Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A et al. (2007) Die Belastung orthopädischer Implantate. Messungen und praktische Anwendungen. *Orthopäde* 36: 195–204
- Blankevoort L, Huiskes R (1996) Validation of a three-dimensional model of the knee. *J Biomech* 29: 955–961
- Brand RA, Pedersen DR, Davy DT et al. (1994) Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *J Arthroplasty* 9: 45–51
- Brand RA, Pedersen DR, Friederich JA (1986) The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *J Biomech* 19: 589–596
- Cappozzo A, Catani F, Leardini A et al. (1996) Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech* 11: 90–100
- Caruntu DI, Hefzy MS (2004) 3-D anatomically based dynamic modeling of the human knee to include Tibio-Femoral and Patello-Femoral joints. *J Biomech Eng* 126: 44–53
- Chao EY, Rim K (1973) Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait. *J Biomech* 6: 497–510
- Coventry MB (1985) Upper tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 67: 1136–1140
- Crowninshield RD (1978) Use of optimization techniques to predict muscle forces. *J Biomech Eng* 100: 88–92
- Dennis DA (2006) Trends in total knee arthroplasty. *Orthopedics* 29: S13–S16
- Erdemir A, McLean S, Herzog W, Bogert AJ van den (2007) Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech* 22: 131–154
- Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G et al. (2001) Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J Biomech* 34: 883–893
- Heller MO, König C, Graichen H et al. (2007) A new model to predict in vivo human knee kinematics under physiological-like muscle activation. *J Biomech* 40: 45–53
- Heller MO, Taylor WR, Leonhardt U et al. (2003) Towards integrating musculo-skeletal analyses into pre-operative planning. The influence of axial alignment on individual knee joint loading, in computer assisted orthopaedic surgery. In: Langlotz F, Davies BL, Bauer A (eds) *Proceedings of the 3rd annual meeting of CAOS-International*. Steinkopf, Darmstadt, pp 140–141
- Heller MO, Taylor WR, Perka C, Duda GN (2003) The influence of alignment on the musculo-skeletal loading conditions at the knee. *Langenbecks Arch Surg* 388: 291–297
- Imran A, Huss RA, Holstein H, O'Connor JJ (2000) The variation in the orientations and moment arms of the knee extensor and flexor muscle tendons with increasing muscle force: a mathematical analysis. *Proc Inst Mech Engl* 214: 277–286
- Jeffery RS, Morris RW, Denham RA (1991) Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 73: 709–714
- Kellis E (2001) Tibiofemoral joint forces during maximal isokinetic eccentric and concentric efforts of the knee flexors. *Clin Biomech* 16: 229–236
- Komistek RD, Kane TR, Mahfouz M et al. (2005) Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads. *J Biomech* 38: 215–228
- Lamecker H, Wenckebach TH, Hege H-C et al. (2006) Atlas-basierte 3D-Rekonstruktion des Beckens aus 2D-Projektionsbildern. *BVM*. Springer, Hamburg
- Leutloff D, Tobian F, Perka C (2001) High tibial osteotomy for valgus and varus deformities of the knee. *Int Orthop* 25: 93–96
- Morrey BF (1989) Upper tibial osteotomy for secondary osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 71: 554–559
- Nagura T, Dyrby CO, Alexander EJ, Andriacchi TP (2002) Mechanical loads at the knee joint during deep flexion. *J Orthop Res* 20: 881–886
- O'Connor JJ, Shercliff TL, Biden E, Goodfellow JW (1989) The geometry of the knee in the sagittal plane. *Proc Inst Mech Engl* 203: 223–233
- Rand JA, Coventry MB (1988) Ten-year evaluation of geometric total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 232: 168–173
- Ritter MA, Faris PM, Keating EM, Meding JB (1994) Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. *Clin Orthop* 299: 153–156
- Sharma L, Song J, Felson DT et al. (2001) The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA* 286: 188–195
- Smith PN, Refshauge KM, Scarvell JM (2003) Development of the concepts of knee kinematics. *Arch Phys Med Rehabil* 84: 1895–1902
- Taylor WR, Ehrig RM, Duda GN et al. (2005) On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *J Orthop Res* 23: 726–734
- Taylor WR, Heller MO, Bergmann G, Duda GN (2004) Tibio-femoral loading during human gait and stair-climbing. *J Orthop Res* 22: 625–632
- Toutoungi DE, Zavatsky AB, O'Connor JJ (1997) Parameter sensitivity of a mathematical model of the anterior cruciate ligament. *Proc Inst Mech Engl* 211: 235–246