

Aus dem Julius Wolff Institut der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Die Belastung des Kniegelenks –
In-vivo Messungen mit instrumentierten Knieendoprothesen

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor rerum medicarum (Dr. rer. medic.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Dipl.-Ing. (FH) Ines Kutzner

aus Bonn

Gutachter: 1. Prof. Dr.-Ing. G. Bergmann

2. Priv.-Doz. Dr. L. Dürselen

3. Priv.-Doz. Dr. med. H. Mellerowicz

Datum der Promotion: 3. Juni 2012

Inhalt

Zusammenfassung	2
Abstract.....	2
Einleitung	3
Zielstellung.....	4
Methodik	4
Ergebnisse.....	7
Diskussion.....	10
Anteilerklärung.....	14
Ausgewählte Publikationen	15
Lebenslauf	16
Publikationsliste.....	17
Selbstständigkeitserklärung	19
Danksagung	20

Zusammenfassung

Die Belastung des Kniegelenks – In-vivo Messungen mit instrumentierten Knieendoprothesen

von Dipl.-Ing.(FH) Ines Kutzner

Abstract

Kenntnisse über die Belastung des Kniegelenks *in vivo* sind sowohl Grundlage für die präklinische Testung und Verbesserung von Implantaten als auch für die Validierung muskuloskeletaler Rechenmodelle. Des Weiteren ist das Wissen über die Belastung und über Möglichkeiten zur Entlastung des Gelenks entscheidend für die Behandlung von Patienten mit verschiedenen orthopädischen Indikationen wie Gonarthrose, Bandverletzungen, Meniskusschäden, gelenknahen Frakturen sowie nach Kniegelenksersatz.

Instrumentierte Knieendoprothesen mit telemetrischer Datenübertragung ermöglichen die *in vivo* Messung der tibio-femorale Kontaktkräfte und Momente. Im Rahmen dieser Arbeit erhielten neun Patienten mit Gonarthrose ein solches Implantat. Es zeigte sich, dass das Kniegelenk schon im Alltag großen Belastungen ausgesetzt ist. Bei den meisten alltäglichen Aktivitäten, wie z.B. Gehen und Treppen steigen, lag die Gesamtkraft zwischen 200 und 350% des Körpergewichts.

Neben der Gesamtkraft im Kniegelenk spielt die medio-laterale Kraftverteilung eine entscheidende Rolle für die Entstehung und den Verlauf von Arthrose. Beim Gehen wird üblicherweise ein Großteil der maximalen Axialkraft über das mediale Kompartment übertragen. Dieses übernimmt zwischen 60 und 90% der gesamten Axialkraft.

Konservative Methoden zur Behandlung medialer Arthrose, wie Valgus-Orthesen und laterale Schuhränderhöhen sollen das mediale Kompartment entlasten und dadurch zu einer Schmerzreduktion führen. Eine Entlastung der medialen Kraft durch Schuhränderhöhen war bei den untersuchten Probanden jedoch nur geringfügig um bis zu 7% möglich. Größere Entlastungen von 10-30% konnten, je nach Valgus-Stellung und Modell, durch Orthesen erreicht werden.

Einleitung

Kenntnisse über die Belastung des Kniegelenks sind wesentlich für die präklinische Testung und Verbesserung von Implantaten, die Validierung muskuloskeletaler Rechenmodelle sowie für das biomechanische Verständnis des Kniegelenks. Zusätzlich können Kenntnisse der wirkenden Be- bzw. Entlastung fundierte ärztliche und physiotherapeutische Hinweise für das Verhalten der Patienten mit Gonarthrose oder nach endoprothetischem Ersatz des Gelenkes liefern.

Die Belastung des Kniegelenks wurde bisher meist mit mathematischen muskuloskeletalen Modellen berechnet, welche mit Hilfe kinematischer Daten und inverser Dynamik Rückschlüsse auf die interne Belastung zulassen. Bei der Berechnung der tibio-femorale Kräfte zeigt sich jedoch eine große Spannweite zwischen den Ergebnissen. So wurden bspw. beim Gehen maximale axiale Kräfte zwischen 300% des Körpergewichts (KG) [1] und 710%KG [2] berechnet. Diese unterschiedlichen Ergebnisse machen deutlich, dass eine Vielzahl von Faktoren einen Einfluss auf die Gelenksbelastung hat, welche zum Teil schwer zu bestimmen sind.

Eine direkte Messung der Belastung ist nur mit Hilfe instrumentierter Implantate möglich, welche die belastungsabhängige Verformung des Implantats mit Hilfe von Dehnungsmessstreifen erfassen. Mit einer instrumentierten femoralen Tumorprothese wurden die Belastungen erstmals auf Höhe des distalen Femurs in einer Patientin gemessen und auf das Kniegelenk extrapoliert [3]. Erste instrumentierte Knieendoprothesen mit telemetrischer Datenübertragung wurden in den USA entwickelt [4, 5]. Sie wurden insgesamt jedoch lediglich in 4 Patienten eingesetzt und erfassten zum Teil nur die axiale Kraft sowie den Kraftangriffspunkt.

Die Kraftübertragung im tibio-femorale Gelenk erfolgt über das mediale und laterale Kompartiment. Die Tatsache, dass bei einem Großteil der Arthrosepatienten die Arthrose im medialen Kompartiment beginnt, wird auf eine höhere Belastung des medialen Kompartiments zurückgeführt [6]. Orthopädische Hilfsmittel, wie Valgus-Orthesen und laterale Schuhranderhöhungen, werden daher mit dem Ziel verschrieben das mediale Kompartiment zu entlasten. Inwieweit dies der Fall ist, konnte bisher nur indirekt anhand des externen Adduktionsmoments (EAM) untersucht werden. Das EAM ist definiert als Produkt der Bodenreaktionskraft und ihrem Abstand zur Kniegelenksmitte und gilt als indirektes Maß für die Belastung des medialen Kompartiments. Inwieweit jedoch die mediale Kontaktkraft mit dem EAM tatsächlich korreliert, wurde nur in wenigen Studien untersucht und konnte bisher nicht eindeutig beantwortet werden [7-9].

Seit 2004 wurde an der Charité an der Entwicklung instrumentierter Knieendoprothesen gearbeitet und im Frühjahr 2007 erstmals implantiert. Die *in vivo* Messungen ermöglichen die direkte Belastungsmessung im Gelenk und somit die Beantwortung grundlegender Fragen zur Belastung des Kniegelenks.

Zielstellung

Ziel dieser Arbeit war es, grundlegende Kenntnisse über die Belastung des tibio-femorale Kniegelenks im Alltag zu erhalten sowie über Möglichkeiten zu dessen Entlastung. Diese sind für die Behandlung von Patienten bei verschiedenen orthopädischen Indikationen wie Gonarthrose, Bandverletzungen, Meniskusschäden, gelenknahen Frakturen sowie nach Kniegelenkersatz von entscheidendem Interesse. Des Weiteren werden Kenntnisse über die alltägliche Belastung des Kniegelenks als Eingangsgröße präklinischer Testung von Implantaten sowie zur Validierung und Verbesserung muskuloskeletaler Modelle benötigt. Es sollte daher zunächst untersucht werden, welchen Belastungen das Kniegelenk bei alltäglichen Aktivitäten wie z.B. Gehen, Treppen steigen, Aufstehen und Hinsetzen ausgesetzt ist.

Die Kraftübertragung im tibio-femorale Gelenk erfolgt über das mediale und laterale Kompartment. Eine einseitige Belastung des Kniegelenks kann Arthrose oder den frühzeitigen Verschleiß künstlicher Gelenke begünstigen. Zu den konservativen Behandlungsmethoden medialer Arthrose gehören die laterale Schuhranderhöhung und der Gebrauch von Valgus-Orthesen. Diese werden verwendet um das mediale Kompartment zu entlasten und so eine Schmerzreduktion zu erreichen. Da deren Wirkung bisher nur indirekt untersucht wurde, sollte überprüft werden, ob und in welchem Maß das Tragen von Valgus-Orthesen oder lateralen Schuhranderhöhungen zu einer Entlastung des medialen Kompartments führt.

Methodik

Instrumentierte Knieendoprothese

Instrumentierte Knieendoprothesen ermöglichen die Messung der tibio-femorale Belastung *in vivo* [10]. Es werden sechs Lastkomponenten (3 Kräfte und 3 Momente) erfasst, die auf die Tibiakomponente wirken. Im Gegensatz zu herkömmlichen Implantaten besteht die Tibiakomponente aus zwei Tibiabasisplatten mit je einem hohlen Stamm, die am distalen Ende verschweißt sind (Abb. 1). Durch dieses Design ist eine geringe reversible Verformung des inneren Stamms möglich, welche mit 6 Dehnungsmessstreifen (DMS) erfasst wird. Eine Kalibrierung jeder einzelnen Prothese vor der Implantation ermöglicht die Zuordnung zwischen DMS-Signalen und aufgebrachtener Last [11]. Die Datenübertragung erfolgt telemetrisch [12]. Über eine Antenne werden die Daten per Funk aus dem Körper heraus gesendet. Die Energieversorgung der Prothese erfolgt induktiv, wodurch eine unbegrenzte Messdauer ermöglicht wird. Die Femurkomponente und das ultracongruente Tibia-Inlay werden von dem INNEX System (Typ FIXUC) der Fa. Zimmer, Winterthur, Schweiz übernommen.

Das rechtsdrehende Koordinatensystem der instrumentierten Tibiakomponente liegt auf Höhe des Polyethylen-Inlays (Abb. 2). Die Kraftkomponenten F_x , F_y und F_z wirken in laterale, anteriore und

superiore Richtung auf das Tibiaplateau. Die Momente M_x , M_y und M_z wirken in der sagittalen, frontalen und horizontalen Ebene. Resultierende Kräfte (F) bzw. Momente (M) ergeben sich aus den drei Kraft- bzw. Momentenkomponenten.

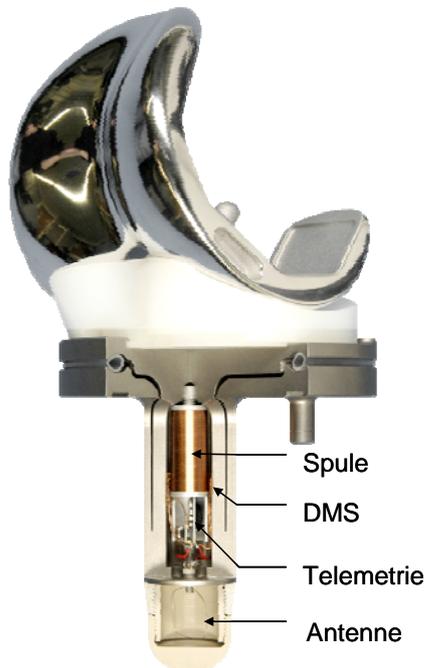


Abb. 1: Schnittmodell der instrumentierten Knieendoprothese (DMS: Dehnungsmessstreifen)

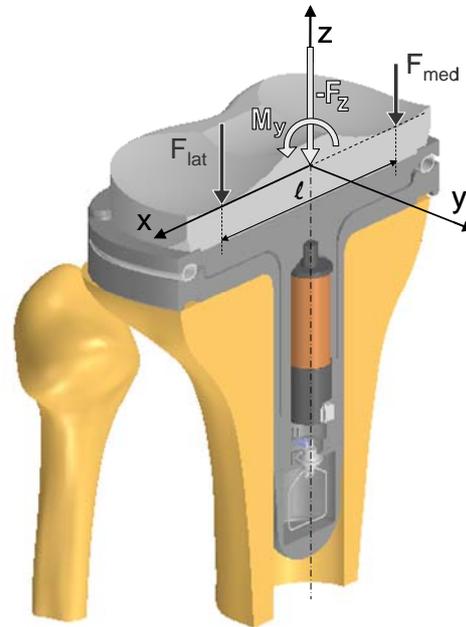


Abb. 2: Koordinatensystem der instrumentierten Tibiakomponente (aus Kutzner et al. 2011, JOR)

Medio-laterale Kraftverteilung

Die Kraftübertragung im tibio-femorale Gelenk erfolgt über das mediale und laterale Kompartiment. Die axiale Kraft F_z teilt sich daher in einen medialen und einen lateralen Anteil auf (Abb. 2). Alle gemessenen Momente können sowohl durch Reibung als auch durch eine exzentrisch angreifende Kraft verursacht werden. Die Bewegung des Kniegelenks findet hauptsächlich in der Sagittalebene statt. In der Frontalebene ist die Relativbewegung der Reibpartner und somit die Reibung dagegen vernachlässigbar gering. Da das Moment M_y daher nur durch einen exzentrischen Kraftangriff in der Frontalebene bewirkt wird, können mediale Kraft (F_{med}) und laterale Kraft (F_{lat}) wie folgt berechnet werden:

$$-F_z = F_{med} + F_{lat} \quad F_{med} = \frac{-F_z}{2} - \frac{M_y}{l} \quad l: \text{Abstand zwischen medialer und lateraler Kondyle}$$

Probanden

Nachdem die Studie durch die Ethikkommission der Charité genehmigt und die schriftliche Einverständniserklärung der Probanden eingeholt wurde, erhielten neun Patienten mit Gonarthrose eine instrumentierte Knieendoprothese (Tabelle 1).

Tabelle 1: Übersicht der Probanden

Proband	K1L	K2L	K3R	K4R	K5R	K6L	K7L	K8L	K9L	Ø
Geschlecht	m	m	m	w	m	w	w	m	m	-
Alter bei Implantation [Jahre]	62	71	70	63	60	65	74	70	75	68
Körpergewicht [kg]	100	93	95	92	94	76	70	77	100	89
Körpergröße [cm]	177	171	175	170	175	174	166	174	166	172
Tibio-femorale Winkel [°]	3,0	5,0	3,5	4,5	1,0	4,0	6,5	4,0	7,0	2,4
(varus/ valgus)	var	var	var	val	var	val	var	var	var	var

Die Prothesen wurden mittels einem medialen parapatellaren Zugang implantiert; beide Kreuzbänder wurden entfernt. Der mechanische tibio-femorale Winkel der Probanden wurde post-operativ aus Ganzbein-Röntgenaufnahmen der Frontalebene bestimmt [13].

Orthesen

Zwei verschiedene Gonarthrose-Orthesen wurden untersucht: Die unilaterale Genu Arthro (GA) der Fa. Otto Bock und die bilaterale MOS Genu (MOS) der Fa. Bauerfeind. Beide Orthesen bringen durch das 3-Punkt-Prinzip ein externes Valgus-Moment auf. Die Orthesen wurden zunächst von einem Orthopädie-Techniker an die Beinachse der Probanden angepasst (Neutralstellung 0°). Nachfolgend wurden die Orthesen in eine 4° und 8° Valgus-Stellung gebracht. Die Wirkung der Orthesen wurde beim Gehen und Treppen steigen in drei Probanden untersucht.

Schuhraanderhöhung

Laterale Schuhraanderhöhungen von 5 und 10 mm sowie eine Kork-Einlegesohle mit einer lateralen Erhöhung von 5 mm wurden verwendet. Als Referenzschuh diente der gleiche Schuh ohne laterale Erhöhung. Zusätzlich wurde der Einfluss der Schuhe in Kombination mit einer sprunggelenk-stabilisierenden Orthese (Malleo Sprint, Fa. Otto Bock) untersucht. Die Belastung wurde beim Gehen auf dem Laufband mit einer konstanten Geschwindigkeit von 4 km/h in sechs Probanden untersucht.

Datenauswertung

Jede Übung wurde je nach Aktivität 5- bis 30-mal pro Proband wiederholt, um die intra-individuelle Streuung der Belastung zu ermitteln. Nachfolgend steht der Begriff ‚individuelle‘ Last für den arithmetischen Mittelwert mehrerer Wiederholungen eines Probanden. ‚Mittlere‘ Lasten bezeichnen den Mittelwert der ‚individuellen‘ Lasten. Mittlere zeitliche Lastverläufe wurden mit einem Dynamic Time Waring Verfahren berechnet [14]. Kräfte bzw. Momente wurden auf das Körpergewicht normiert und sind nachfolgend in %KG bzw. %KGm angegeben. Die Bewegungen der Patienten wurden bei allen Aktivitäten mit einer Videokamera aufgezeichnet und synchron zu den Lastdaten abgespeichert.

Ergebnisse

Die Werte in den nachfolgenden Absätzen beziehen sich, wenn nicht anders angegeben, immer auf ‚mittlere‘ Kräfte bzw. Momente.

Kniebelastung im Alltag (Publikation I+II)

Schon alltägliche Aktivitäten führten zu hohen Belastungen des Kniegelenks. Die größten resultierenden Kräfte (F) traten beim treppab Gehen (346%KG) auf, gefolgt vom treppauf Gehen (316%KG), Gehen (261%KG), Einbeinstand (259%KG), Kniebeuge (253%KG), Aufstehen (246%KG), Hinsetzen (225%KG) und Zweibeinstand (107%KG) (Abb. 3).

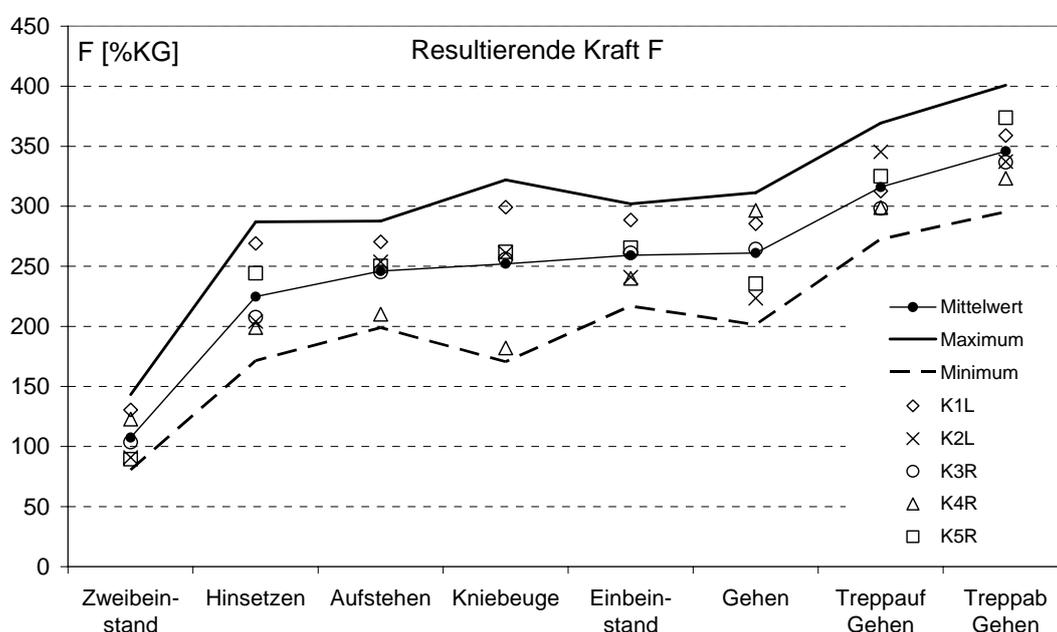


Abb. 3: Belastung des Kniegelenks im Alltag.

Linien: Mittlere Werte und individuelle Extremwerte. Symbole: Individuelle Werte

Die Scherkräfte in medio-laterale und antero-posteriore Richtung waren 10- bis 20-mal kleiner als die axiale Kraft. Die größten Scherkräfte traten beim Gehen und Treppen steigen auf und betragen 18%KG/ 16%KG in mediale/ laterale Richtung sowie 34%KG/ 18%KG in posteriore/ anteriore Richtung.

Die größten Momente wurden in der Frontal- und Sagittalebene gemessen und betragen maximal 3,2%KGm. Alle Aktivitäten bei denen die Maximallast von lediglich einem Kniegelenk getragen wurde (Einbeinstand, Gehen, Treppen steigen) führten zu hohen Adduktionsmomenten (M_y) von bis zu 2,9%KGm. Die größten Rotationsmomente (M_z) wurden beim Gehen gemessen und lagen zwischen -1,1%KGm (interne Rotation) und 0,5%KGm (externe Rotation).

Abbildung 4 zeigt beispielhaft alle 6 Lastkomponenten eines Probanden beim Gehen. Innerhalb der Standphase eines Gangzyklus treten jeweils zwei Maxima der axialen bzw. resultierenden Kraft auf (Abb. 4, Zeitpunkt B + C). Ein weiteres kleines Maximum tritt kurz vor dem Fersenkontakt auf (Abb. 4, Zeitpunkt A).

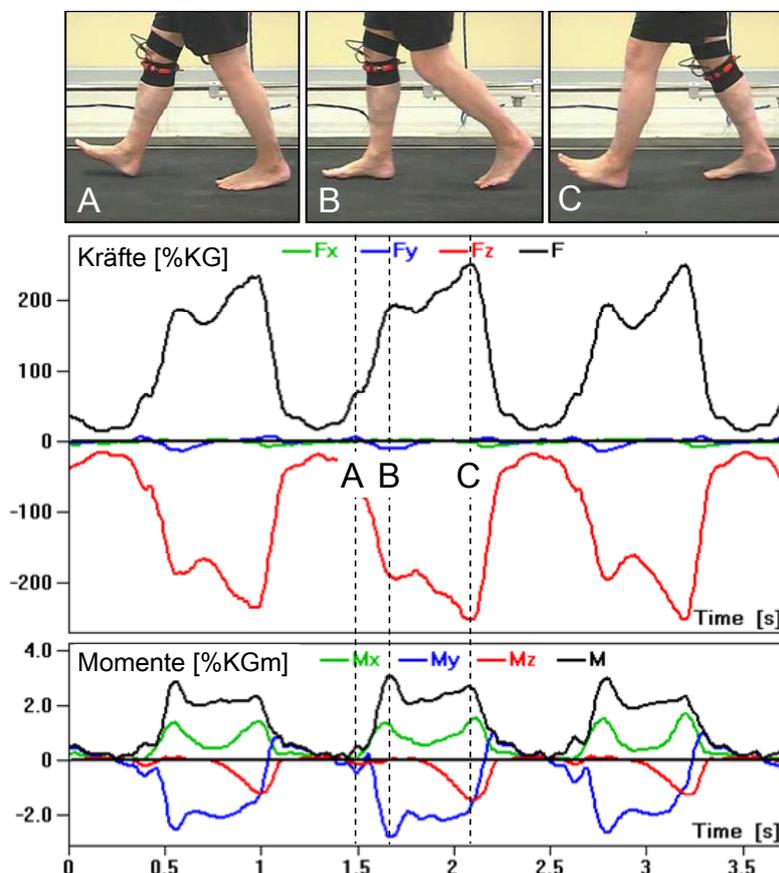


Abb. 4: Kräfte und Momente während drei Gangzyklen von Proband K5R (Implantat rechts) und Beinstellungen zu den Zeitpunkten der maximalen resultierenden Kraft.

Einfluss von Valgus-Orthesen (Publikation III)

Innerhalb der Standphase eines Gangzyklus treten zwei Maxima der axialen Kraft F_z sowie der medialen Kraft F_{med} auf (Abb. 5). Ohne Orthese wurden 70-91% (1.Max) bzw. 59-76% (2.Max) der axialen Kraft über das mediale Kompartiment übertragen. Die Last reduzierende Wirkung der Valgus-Orthesen war sowohl abhängig von dem Orthesen-Modell als auch von ihrer Valgus-Stellung. Beim Gehen mit der *MOS Orthese* wurde das erste Maximum der medialen Kraft um 18% (4° Valgus) bzw. 23% (8° Valgus), das zweite Maximum um 24% bzw. 30% reduziert. Deutlich geringer war die entlastende Wirkung der *GA Orthese*. In der 8° Valgus-Stellung wurden beide Maxima von F_{med} lediglich um 7% reduziert.

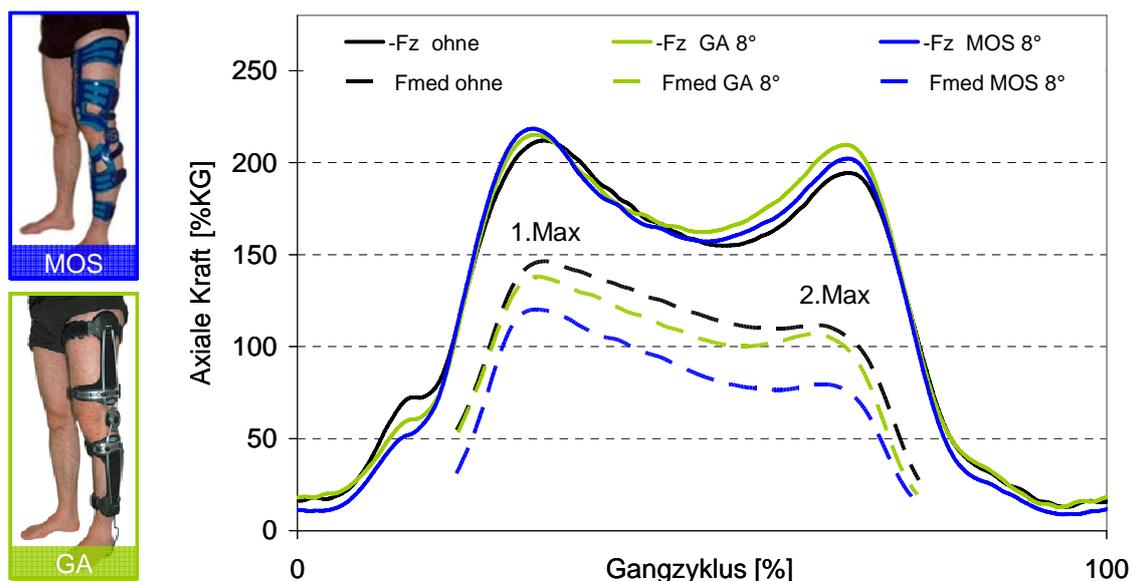


Abb. 5: Mediale Kraft Fmed und gesamte axiale Kraft Fz beim Gehen ohne und mit Orthese (8° Valgus). Mittlere Lastverläufe von Proband K5R.

Auch beim Treppen steigen wurde die mediale Kraft mit der MOS (8° Valgus) deutlich reduziert (26% treppauf bzw. 24% treppab). Eine geringe Reduktion von nur 6-9% wurde durch die GA erreicht.

Eine Untersuchung der Orthesen-Steifigkeit in der frontalen Ebene zeigte, dass die MOS mit einer Federkonstante von 9,8 N/mm wesentlich steifer als die GA mit einer Federkonstante von 4,0 N/mm war.

Einfluss lateraler Schuhrandhöhen (Publikation IV)

Die entlastende Wirkung lateraler Schuhrandhöhen war generell gering. Das erste Maximum der medialen Kraft F_{med} wurde beim Gehen um lediglich 1-3% nicht signifikant reduziert (Abb. 6). Das zweite Maximum wurde *ohne Sprunggelenks-Orthese* um 3% (5 mm Schuhrandhöhe), 3% (5 mm Einlage) und 4% (10 mm Schuhrandhöhe) verringert. *Mit Orthese* betrug die Reduktion 5% (5 mm), 3% (5 mm Einlage) und 7% (10 mm). Eine signifikante Reduktion des zweiten Maximums wurde jedoch lediglich mit der 5 mm Schuhrandhöhe in Kombination mit der Sprunggelenks-Orthese erreicht ($p = 0,046$). Die inter-individuellen Unterschiede waren relativ groß. In einzelnen Probanden war die Reduktion von F_{med} deutlich größer und betrug maximal 15%.

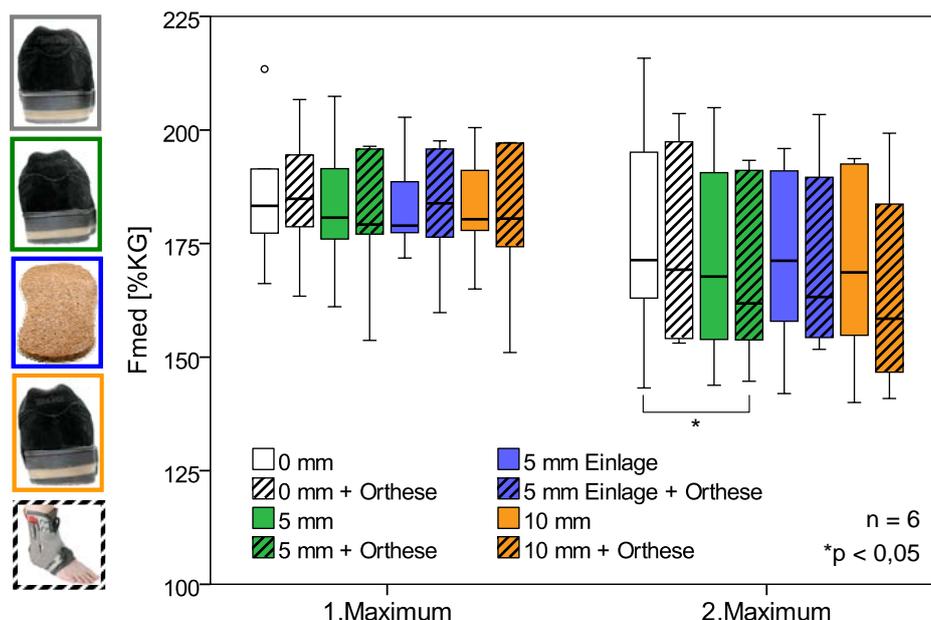


Abb. 6: Mediale Kraft (F_{med}) beim Gehen mit und ohne (0 mm) laterale Schuhranderhöhungen.

Diskussion

Die Belastung des Kniegelenks wurde mittels instrumentierter Knieendoprothesen in 9 Patienten bis zu 4 Jahren post-operativ gemessen. Es zeigte sich, dass das Kniegelenk mit 200 bis 350%KG schon im Alltag hohen Belastungen ausgesetzt ist. Während ähnlich hohe Belastungen in anderen Studien *in vivo* gemessen wurden [15-17], überschätzen die meisten muskuloskeletalen Rechenmodelle die Belastungen bei dynamischen Aktivitäten. Mit 425%KG [18] bis 540%KG [19] liegt die berechnete Gesamtkraft beim Treppen steigen beispielsweise deutlich über der gemessenen Kraft von etwa 350%KG. Auf der anderen Seite wird die Belastung bei statischen Aktivitäten wie dem Ein- oder Zweibeinstand meist unterschätzt, da die Berechnungen Muskel-Kokontraktionen nicht berücksichtigen. Der Einfluss der Kokontraktion wird z.B. beim instabilen Einbeinstand mit Belastungen von bis zu 550%KG deutlich. Im Julius Wolff Institut werden daher zurzeit muskuloskeletale Modelle mittels synchroner Kinematik- und *in vivo* Gelenkkraftmessungen validiert und weiter verbessert. Damit wird sowohl die Untersuchung eines breiteren Probandenspektrums möglich, als auch die Lastberechnung anderer Gelenkstrukturen wie beispielsweise des patello-femorales Gelenks (Publikation V) [20].

Einzelne Lastkomponenten waren weiterhin deutlich höher als in internationalen Standards zur Abriebprüfung von Polyethylen-Inlays vorgegeben [21]. Das Rotationsmoment M_z beispielsweise war innerhalb eines Gangzyklus mit Werten von ca. +5 Nm (externe Rotation) bis -10 Nm (interne Rotation) etwa doppelt so hoch wie in der ISO Norm (+1 Nm bis -6 Nm). Dies zeigt, dass präklinische Tests von Implantaten zum Teil nicht unter realistischen Bedingungen stattfinden.

Neben der Gesamtlast des Gelenks spielt die medio-laterale Lastverteilung eine entscheidende Rolle bei der Entstehung und Entwicklung von Arthrose. Mehrere Studien haben gezeigt, dass

Fehlstellungen ein Risikofaktor für die Entwicklung von Arthrose sind [22, 23]. Während Varus-Stellungen den Fortschritt medialer Arthrose begünstigen, führen Valgus-Stellungen zum Fortschritt lateraler Arthrose [24]. Neben operativen Eingriffen wird eine Entlastung des medialen Kompartments auch durch orthopädische Hilfsmittel wie Valgus-Orthesen und laterale Schuhranderhöhungen angestrebt. Diese wurde jedoch nur in begrenztem Ausmaß erreicht und variierte stark inter-individuell. Die entlastende Wirkung von Orthesen ist abhängig von der Valgus-Stellung der Orthese sowie von ihrer Steifigkeit. Beide Faktoren beeinflussen das externe Valgus-Moment der Orthese, welches dem externen Adduktionsmoment entgegen wirkt. Die größte Entlastung wurde durch die MOS-Orthese in der 8° Valgus-Stellung erreicht. Diese starke Valgus-Stellung wird jedoch aufgrund von geringem Tragekomfort voraussichtlich nicht lange vom Patienten toleriert werden. In der Praxis können daher Entlastungen von mehr als 25% vermutlich nicht erwartet werden. Die entlastende Wirkung von Schuhranderhöhungen war im Vergleich zu den Orthesen deutlich geringer. Eine laterale Erhöhung von 10 mm in Kombination mit der Sprunggelenks-Orthese führte zu der größten Reduktion von durchschnittlich lediglich 7%.

Klinische Studien haben gezeigt, dass das EAM mit dem Grad der medialen Arthrose korreliert [25]. Bei Patienten mit fortschreitender medialer Arthrose und starken Schmerzen war das EAM etwa 30% größer als bei Patienten ohne fortschreitende Arthrose [26]. Es ist daher fraglich, ob Entlastungen von lediglich wenigen Prozenten zu einer Schmerzreduktion führen. Dieses Ergebnis spiegelt sich auch in den kontroversen Ergebnissen klinischer Studien zur Wirkung von Schuhranderhöhungen wieder [27-29]. Da die inter-individuelle Streuung groß war, kann jedoch nicht ausgeschlossen werden, dass einzelne Patienten von einer lateralen Schuhranderhöhung profitieren.

Insgesamt kann die Lastverteilung im Kniegelenk durch eine Vielzahl von Faktoren beeinflusst werden. Dazu zählen kinematische Faktoren wie bspw. die Verlagerung des Oberkörpers oder eine Verschiebung des Kraftangriffspunktes an der Fußsohle nach lateral aber auch das Einleiten eines Gegenmoments z.B. durch Orthesen oder Gehstützen. Weitere Studien werden zeigen wie diese Faktoren zusammenhängen und welche besonders entscheidend für die Entlastung des gesamten Kniegelenks bzw. dessen medialen Kompartments sind.

Die erhobenen Lastdaten wurden mit einem spezifischen Implantatdesign mit starkem Formschluss gemessen und können daher nicht direkt auf andere Knieendoprothesen oder das natürliche Kniegelenk übertragen werden. Dies gilt hauptsächlich für die Scherkräfte und Momente, die von dem Formschluss der Prothese abhängig sind. In dieser Studie wurde ein ultracongruentes Tibiainlay verwendet, welches ein Großteil der gesamten Scherkräfte aufnehmen kann. In dem intakten Kniegelenk kann dagegen ein Teil der Kräfte in antero-posteriore Richtung von den Kreuzbändern aufgenommen werden. Es ist daher wahrscheinlich, dass die Scherkräfte im natürlichen Kniegelenk sowie in weniger kongruenten Prothesendesigns kleiner sind als in dem untersuchten Prothesendesign. Auf die axiale Kraft sowie die medio-laterale Kraftverteilung hat das

Prothesendesign dagegen wahrscheinlich nur einen geringen Einfluss. Studien, in denen instrumentierte Knieprothesen verwendet wurden, welche den Erhalt des hinteren Kreuzbands zulassen, kommen zu annähernd gleichen Ergebnissen bezüglich der axialen bzw. der resultierenden Kraft [15-17].

Aufgrund der Anzahl von insgesamt neun Probanden sowie der Erfassung aller sechs Lastkomponenten stellt diese Arbeit den bisher umfassendsten Datenbestand zur Belastung des Kniegelenks dar. Ausgewählte Beispiele zur Belastung des Kniegelenks und synchrone Videos der Patientenaktivitäten können in der öffentlichen Datenbank ‚www.Orthoload.com‘ eingesehen und heruntergeladen werden.

Literatur

1. Morrison, J.B., The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *Journal of Biomechanics*, 1970. 3(1): p. 51-61.
2. Seireg, A. and Arvikar, R.J., The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *Journal of Biomechanics*, 1975. 8(2): p. 89-102.
3. Taylor, S.J., P.S. Walker, J.S. Perry, et al., The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *Journal of Arthroplasty*, 1998. 13(4): p. 428-37.
4. Kaufman, K.R., N. Kovacevic, S.E. Irby, et al., Instrumented implant for measuring tibiofemoral forces. *Journal of Biomechanics*, 1996. 29(5): p. 667-71.
5. D'Lima, D.D., C.P. Townsend, S.W. Arms, et al., An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. *Journal of Biomechanics*, 2005. 38(2): p. 299-304.
6. Jackson, B.D., A.E. Wluka, A.J. Teichtahl, et al., Reviewing knee osteoarthritis - a biomechanical perspective. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2004. 7(3): p. 347-357.
7. Erhart, J.C., C.O. Dyrby, D.D. D'Lima, et al., Changes in in vivo knee loading with a variable-stiffness intervention shoe correlate with changes in the knee adduction moment. *Journal of Orthopaedic Research*, 2010. 28(12): p. 1548-1553.
8. Walter, J.P., D.D. D'Lima, C.W. Colwell, et al., Decreased knee adduction moment does not guarantee decreased medial contact force during gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 2010. 28(10): p. 1348-1354.
9. Zhao, D., S.A. Banks, K.H. Mitchell, et al., Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *Journal of Orthopaedic Research*, 2007. 25(6): p. 789-797.
10. Heinlein, B., F. Graichen, A. Bender, et al., Design, calibration and pre-clinical testing of an instrumented tibial tray. *Journal of Biomechanics*, 2007. Vol. 40: p. S4-S10.
11. Bergmann, G., F. Graichen, A. Rohlmann, et al., Design and calibration of load sensing orthopaedic implants. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2008. 130(2): p. 021009.
12. Graichen, F., R. Arnold, A. Rohlmann, et al., Implantable 9-channel telemetry system for in vivo load measurements with orthopedic implants. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007. 54(2): p. 253-61.
13. Specogna, A.V., T.B. Birmingham, M.A. Hunt, et al., Radiographic Measures of Knee Alignment in Patients With Varus Gonarthrosis. *The American Journal of Sports Medicine*, 2007. 35(1): p. 65-70.
14. Bender, A. and G. Bergmann, Determination of Typical Patterns from Strongly Varying Signals. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2011, in press.

15. D'Lima, D.D., S. Patil, N. Steklov, et al., In vivo knee moments and shear after total knee arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, 2007. 40: p. S11-S17.
16. D'Lima, D.D., S. Patil, N. Steklov, et al., The Chitranjan Ranawat Award: in vivo knee forces after total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2005. 440: p. 45-9.
17. Mündermann, A., C.O. Dyrby, D.D. D'Lima, et al., In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement. *Journal of Orthopaedic Research*, 2008. 26(9): p. 1167-1172.
18. Morrison, J.B., Function of the knee joint in various activities. *Biomedical Engineering*, 1969. 4(12): p. 573-80.
19. Taylor, W.R., M.O. Heller, G. Bergmann, et al., Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *Journal of Orthopaedic Research*, 2004. 22(3): p. 625-32.
20. Trepczynski, A., I. Kutzner, E. Kornaropoulos, et al., Patello-Femoral Joint Contact Forces during Demanding Activities. *Journal of Orthopaedic Research*, 2011, in press.
21. ISO14243-1, Implants for surgery - Wear of total knee-joint prostheses Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test. 2002.
22. Tanamas, S., F.S. Hanna, F.M. Cicuttini, et al., Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis Care & Research*, 2009. 61(4): p. 459-467.
23. Brouwer, G.M., A.W.V. Tol, A.P. Bergink, et al., Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis & Rheumatism*, 2007. 56(4): p. 1204-1211.
24. Sharma, L., J. Song, D. Dunlop, et al., Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 2010. 69(11): p. 1940-1945.
25. Sharma, L., D.E. Hurwitz, E.J.M.A. Thonar, et al., Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism*, 1998. 41(7): p. 1233-1240.
26. Miyazaki, T., M. Wada, H. Kawahara, et al., Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 2002. 61(7): p. 617-622.
27. Baker, K., J. Goggins, H. Xie, et al., A randomized crossover trial of a wedged insole for treatment of knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism*, 2007. 56(4): p. 1198-1203.
28. Maillefert, J.F., C. Hudry, G. Baron, et al., Laterally elevated wedged insoles in the treatment of medial knee osteoarthritis: a prospective randomized controlled study. *Osteoarthritis Cartilage*, 2001. 9(8): p. 738-45.
29. Pham, T., J.F. Maillefert, C. Hudry, et al., Laterally elevated wedged insoles in the treatment of medial knee osteoarthritis. A two-year prospective randomized controlled study. *Osteoarthritis Cartilage*, 2004. 12(1): p. 46-55.

Anteilserklärung

Die Promovendin hat folgenden Anteil an den vorgelegten Publikationen:

Publikation I : Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G. *Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects*. Journal of Biomechanics, 2010. 43(11): p. 2164-2173.

70 Prozent

Beitrag im Einzelnen: Konzeption, Erhebung, Analyse und Interpretation der Daten, Entwurf der Publikation.

Publikation II : Heinlein, B., Kutzner, I., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A.M., Beier, A., Bergmann, G. *ESB Clinical Biomechanics Award 2008: Complete data of total knee replacement loading for level walking and stair climbing measured in vivo with a follow-up of 6-10 months*. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 2009. 24(4): p. 315-26.

30 Prozent

Beitrag im Einzelnen: Erhebung, Analyse und Interpretation der Daten.

Publikation III: Kutzner, I., Küther, S., Heinlein, B., Dymke, J., Bender, A., Halder, A.M., Bergmann, G. *The effect of valgus braces on medial compartment load of the knee joint - in vivo load measurements in three subjects*. Journal of Biomechanics, 2011. 44(7): p. 1354-1360.

70 Prozent

Beitrag im Einzelnen: Konzeption, Erhebung, Analyse und Interpretation der Daten, Entwurf der Publikation.

Publikation IV: Kutzner, I., Damm, P., Heinlein, B., Dymke, J., Graichen, F., Bergmann, G. *The effect of laterally wedged shoes on the loading of the medial knee compartment - in vivo measurements with instrumented knee implants*. Journal of Orthopaedic Research, 2011. 29(12): p. 1910-1915.

70 Prozent

Beitrag im Einzelnen: Konzeption, Erhebung, Analyse und Interpretation der Daten, Entwurf der Publikation.

Publikation V: Trepczynski, A., Kutzner, I., Kornaropoulos, E., Taylor, W., Duda, G., Bergmann, G., Heller, M., *Patello-Femoral Joint Contact Forces during Demanding Activities*. Journal of Orthopaedic Research, 2012. 30(3): p. 408-415.

30 Prozent

Beitrag im Einzelnen: Erhebung, Analyse und Interpretation der Daten.

Ausgewählte Publikationen

Um Veröffentlichungsrechte nicht zu verletzen, werden die der Promotion zugrundeliegenden Publikationen nicht im Volltext aufgeführt.

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Publikationsliste

Journals

1. Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G., Loading of the Knee Joint during Ergometer Cycling – Telemetric in vivo Data from Nine Subjects. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2011, *submitted*.
2. Halder, A., Kutzner, I., Graichen, F., Heinlein, B., Beier, A., Bergmann, G., Influence of leg alignment on mediolateral loading in TKR – in-vivo measurements in five patients. Journal of Bone and Joint Surgery, 2012, *in press*.
3. Trepczynski, A., Kutzner, I., Kornaropoulos, E., Taylor, W., Duda, G., Bergmann, G., Heller, M., Patello-Femoral Joint Contact Forces during Demanding Activities. Journal of Orthopaedic Research, 2012. 30(3): p. 408-415.
4. Kutzner, I., Damm, P., Heinlein, B., Dymke, J., Graichen, F., Bergmann, G., The effect of laterally wedged shoes on the loading of the medial knee compartment - in vivo measurements with instrumented knee implants. Journal of Orthopaedic Research, 2011. 29(12): p. 1910-1915.
5. Kutzner, I., Küther, S., Heinlein, B., Dymke, J., Bender, A., Halder, A.M., Bergmann, G., The effect of valgus braces on medial compartment load of the knee joint - in vivo load measurements in three subjects. Journal of Biomechanics, 2011. 44(7): p. 1354-1360.
6. Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G., Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. Journal of Biomechanics, 2010. 43(11): p. 2164-2173.
7. Heinlein, B., Kutzner, I., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A.M., Beier, A., Bergmann, G., ESB Clinical Biomechanics Award 2008: Complete data of total knee replacement loading for level walking and stair climbing measured in vivo with a follow-up of 6-10 months. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009. 24(4): p. 315-26.

Kongressbeiträge

1. Kutzner, I., Heinlein, B., Bender, A., Rohlmann, A., Graichen, F., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G. Die medio-laterale Kraftverteilung im Kniegelenk. in I. Münchner Symposium für Experimentelle Orthopädie, Unfallchirurgie und Muskuloskeletale Forschung. 2011. München: Der Unfallchirurg.
2. Kutzner, I., Damm, P., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Bergmann, G. Einfluss lateraler Schuhrandhöhen auf die mediale Belastung des Kniegelenks. in 7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik. 2011. Murnau.
3. Kutzner, I., Damm, P., Heinlein, B., Bender, A., Rohlmann, A., Graichen, F., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G. The Effect of Lateral Wedged Shoes on Medial Compartment Load of the Knee Joint. in 57th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2011. Long Beach, California.
4. Bergmann, G., Graichen, F., Bender, A., Heinlein, B., Rohlmann, A., Kutzner, I. Kniegelenksbelastung beim Fahrradfahren. in 7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik. 2011. Murnau.
5. Trepczynski, A., Kutzner, I., Kornaropoulos, E., Taylor, W., Duda, G., Bergmann, G., Heller, M. Patello-Femoral Forces during Functionally Demanding Activities Predicted by a Validated Musculoskeletal Model. in 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2010. New Orleans, Louisiana.
6. Seebeck, J., Kutzner, I., Heinlein, B., Bergmann, G. Patient Dependent Variation of Spatial Medial and Lateral in Vivo Joint Loading after Total Knee Arthroplasty. in 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2010. New Orleans, Louisiana.
7. Kutzner, I., Stephan, D., Heinlein, B., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G. Der Einfluss des Schuhwerks auf die Belastung des Kniegelenks - In vivo Messungen mittels instrumentierter Knieendoprothesen. in Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie. 2010. Berlin.

-
8. Kutzner, I., Stephan, D., Heinlein, B., Bender, A., Graichen, F., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G. The influence of footwear on the loading of the knee joint - measured in three subjects in vivo by an instrumented knee implant. in 17th Congress of the European Society of Biomechanics. 2010. Edinburgh, UK.
 9. Kutzner, I., Heinlein, B., Bender, A., Rohlmann, A., Graichen, F., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G. Medio-lateral Force Distribution in the Knee Joint during Level Walking. in 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2010. New Orleans, Louisiana.
 10. Bergmann, G., Kuether, S., Heinlein, B., Halder, A., Beier, A., Kutzner, I. Der Einfluss von Orthesen auf die Belastung des medialen Kniekompartments - In vivo Messungen mittels instrumentierter Knieendoprothesen. in Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie. 2010. Berlin.
 11. Bergmann, G., Kuether, S., Heinlein, B., Bender, A., Rohlmann, A., Graichen, F., Halder, A., Beier, A., Kutzner, I. Effect of Valgus Bracing on the Loading of the Medial Knee Compartment. in 17th Congress of the European Society of Biomechanics. 2010. Edinburgh, UK.
 12. Bergmann, G., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., Kutzner, I. Effect of Valgus Bracing on the Loading of the Medial Knee Compartment. in 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2010. New Orleans, Louisiana.
 13. Bergmann, G., Heinlein, B., Bender, A., Graichen, F., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., Kutzner, I. Medio-Lateral Load Distribution in the Knee Joint During Walking. in 17th Congress of the European Society of Biomechanics. 2010. Edinburgh, UK.
 14. Acker, S., Bergmann, G., Deluzio, K., Kutzner, I., Wyss, U. Instrumented tibia confirms reliability of knee joint contact force predictions. in 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2010. New Orleans, Louisiana.
 15. Kutzner, I., Heinlein, B., Bender, A., Rohlmann, A., Graichen, F., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G. Die Belastung des Kniegelenks beim Gehen – Einfluss der Geschwindigkeit. in 6. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik. 2009. Münster.
 16. Kutzner, I., Heinlein, B., Bender, A., Rohlmann, A., Graichen, F., Bergmann, G. Loading of the Knee Joint during Treadmill Walking – Measured in Four Patients. in 55th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2009. Las Vegas.
 17. Bergmann, G., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Kutzner, I. Loading of the Knee Joint During Frequent Strenuous Activities– Measured in Four Patients. in 55th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. 2009. Las Vegas.
 18. Bergmann, G., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., Kutzner, I. Die Belastung des Kniegelenks – Daten von vier Patienten mit instrumentierten Implantaten. in 6. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik. 2009. Münster.
 19. Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Rohlmann, A., Bender, A., Halder, A., Bergmann, G. Belastung des Kniegelenks bei alltäglichen Aktivitäten - In-vivo Messung 6 Monate post-operativ. in Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie. 2008. Berlin.
 20. Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Rohlmann, A., Bender, A., Bergmann, G. In vivo measurements of loads during ergometer cycling 6 months post-operatively. in 16th Congress of the European Society of Biomechanics. 2008. Lucerne, Switzerland: Journal of Biomechanics.
 21. Heinlein, B., Kutzner, I., Graichen, F., Rohlmann, A., Bender, A., Bergmann, G. Normative data of TKR loading for level walking and stair climbing measured in vivo. in 16th Congress of the European Society of Biomechanics. 2008. Lucerne, Switzerland: Journal of Biomechanics.
 22. Heinlein, B., Rohlmann, A., Graichen, F., Kutzner, I., Halder, A., Bergmann, G. Loads during simulator and cadaver testing measured with an instrumented TKA. in XXI Congress of the International Society of Biomechanics. 2007. Taipei/Taiwan.
 23. Heinlein, B., Kutzner, I., Halder, A., Bender, A., Rohlmann, A., Graichen, F., Bergmann, G. In-vitro Belastungsmessung mit einer instrumentierten Knieendoprothese. in Dtsch. Kongress für Biomechanik. 2007. Köln.
 24. Heinlein, B., Kutzner, I., Halder, A., Beier, A., Bender, A., Rohlmann, A., Graichen, F., Bergmann, G. In vivo measurements of loads and moments three months postoperatively using an instrumented tibial tray. in 20th Annual Congress of the International Society for Technology in Arthroplasty. 2007. Paris, France.

Selbstständigkeitserklärung

„Ich, Ines Kutzner, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Die Belastung des Kniegelenks – In-vivo Messungen mit instrumentierten Knieendoprothesen“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Danksagung

Diese Arbeit wäre ohne eine Vielzahl von Leuten nicht möglich gewesen, denen ich ganz herzlich danken möchte. Zunächst möchte ich mich bei meinem Doktorvater Prof. Dr.-Ing. Georg Bergmann für seine Unterstützung und die Betreuung meiner Arbeit bedanken. Diese war geprägt von seiner fundierten wissenschaftlichen Erfahrung, wertvollen kritischen Hinterfragungen und der Förderung zum selbstständigen wissenschaftlichen Arbeiten. Ich freue mich sehr, in einem so spannenden und einmaligen Themengebiet arbeiten und promovieren zu können.

Des Weiteren gilt mein Dank dem gesamten Team der „Instrumentierten Implantate“. Aufgrund des guten Arbeitsklimas und des Teamgeistes macht es großen Spaß mit euch zusammen zu arbeiten. Dipl.-Ing. (FH) Jörn Dymke möchte ich dafür danken, dass er bei jeder einzelnen Messung für eine einwandfreie Datenaufnahme sowie für die Lösung elektronischer Probleme gesorgt hat.

Dr.-Ing. Antonius Rohlmann möchte ich für viele hilfreiche Tipps sowie für seine kritische und gewissenhafte Sicht der Dinge danken. Dr.-Ing. Friedmar Graichen danke ich für seine Hilfe bei elektronischen Fragestellungen sowie für seinen Beitrag zu einem entspannten Arbeitsklima.

Dipl.-Ing. Philipp Damm danke ich für die gute Bürogemeinschaft und die Unterstützung bei verschiedenen Projekten. Dipl.-Ing. Peter Westerhoff danke ich für viele Ratschläge, unterhaltsame Kongressreisen und generell für seinen Beitrag zu einem entspannten Arbeitsklima.

Dr. rer. nat. Alwina Bender möchte ich danken für die vielen Programmierleistungen, die eine standardisierte Aufarbeitung und Auswertung der vielen Messdaten überhaupt erst möglich machen.

Andreas Böhme danke ich für die Fertigung vieler einzelner Bauteile der instrumentierten Prothesen sowie einer Vielzahl von Messzubehör. Barbara Schiller danke ich für das Korrekturlesen dieser Arbeit und für die Unterstützung bei diversen administrativen Fragen. Dipl.-Sportwiss. Verena Schwachmeyer danke ich für die Unterstützung bei der Aufnahme kinematischer Daten.

Dr. Bernd Heinlein möchte ich für die intensive Förderung zu Beginn meiner Arbeit danken, ohne die ich diesen Weg eventuell nicht eingeschlagen hätte.

PD Dr. med. Andreas Halder und Dr. med. Alexander Beier aus den Sana Kliniken Sommerfeld danke ich für die zeitaufwendige Suche nach geeigneten Probanden sowie für die klinische Unterstützung.

Mein besonderer Dank gilt außerdem allen neun Probanden, die Zeit und Mühen auf sich genommen haben und stets engagiert an den zahlreichen Messungen teilgenommen haben.

Zu guter Letzt möchte ich noch meiner Familie für ihre Förderung und Unterstützung in allen Lebenslagen danken.