

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

DISSERTATION

**Entwicklung einer instrumentierten Knieendoprothese
zur Messung der Gelenkbelastung *in vivo***

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Dipl.-Ing. Bernd Heinlein

aus Ulm

Gutachter: 1. Prof. Dr.-Ing. G. Bergmann
2. Prof. Dr. med. C. Perka
3. Prof. Dr.-Ing. M. Kraft

Datum der Promotion: 03.09.2010

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	4
Abstract	4
Einleitung	5
Zielstellung	7
Methodik	7
Ergebnisse	12
Diskussion	13
Literaturverzeichnis	14
Lebenslauf	15
Selbständigkeitserklärung	16
Danksagung	17

Zusammenfassung

Die Knieendoprothetik kann heutzutage hervorragende Resultate aufweisen. Die wichtigsten Ziele sind hierbei die Schmerzbeseitigung und die Wiederherstellung oder Aufrechterhaltung der Gelenkbeweglichkeit. Damit kann eine weitgehende Unabhängigkeit und Selbständigkeit der Patienten erzielt werden.

Bei der Entwicklung einer Knieendoprothese wird eine Vielzahl präklinischer Untersuchungen durchgeführt, bei denen die mechanische Funktionalität des Implantates untersucht wird. Hierzu ist es notwendig, die auf das natürliche oder prothetisch versorgte Kniegelenk wirkenden Belastungen zu kennen. Diese konnten bisher *in vivo* messtechnisch nur unzureichend ermittelt werden. Deshalb sind bis heute viele nur theoretisch ermittelte, aber nicht verifizierte, Belastungswerte vorhanden.

Aus diesem Grund wurde eine Knieendoprothese entwickelt, die *in vivo* Belastungsmessungen erlaubt. Nach der Implantation dieser Prothese bei zwei Patienten konnte die Belastung während des Gehens und Treppensteigens ermittelt werden. Es wurden Belastungen bis zum 3,5-fachen Körpergewicht gemessen. Die ermittelten Daten geben einen bisher nicht da gewesenen Einblick in die Belastungen des Kniegelenkes und helfen Ärzten, Physiotherapeuten und Herstellern bei der Weiterentwicklung der Knieendoprothetik.

Abstract

Total knee replacement has an excellent success rate and is a widely used surgical procedure to relieve pain from arthritic joints and to restore their range of motion. Various pre-clinical tests are undertaken to prove the mechanical functionality and integrity of the prostheses. The prostheses are subject to high loads *in vivo*, which are not accessible to the most technical measurement devices. Therefore, load data is nowadays mostly derived from theoretical models and is not fully validated.

To overcome this lack of information, an instrumented knee prosthesis was designed to measure *in vivo* loading. The prosthesis was implanted in two subjects and measurements were performed during level walking and stair climbing. The measured loads were up to 3.5 times bodyweight. The availability of measured *in vivo* loads will increase the knowledge of orthopedic surgeons, physiotherapists, scientific researchers and manufacturers and help to further improve total knee replacement.

Einleitung

Die vorliegende Dissertation ist eine Zusammenfassung der im Rahmen einer Publikationspromotion erstellten Veröffentlichungen und umfasst die Arbeiten zur Konstruktion, Prüfung und klinischen Anwendung einer speziellen Knieendoprothese, mit deren Einsatz *in vivo* Belastungsdaten ermittelt werden können.

Die Arbeit basiert auf drei Publikationen [1-3], wobei sich die erste auf die technische Entwicklung der Prothese konzentriert. Die zweite Arbeit beinhaltet die konstruktionstechnischen Grundlagen, die mathematischen Grundlagen der Kalibrierung und die messtechnischen Eigenschaften von Prothesen zur Belastungsmessung. In der dritten Arbeit werden die ersten klinischen Ergebnisse an zwei Patienten nach erfolgreicher Implantation dargestellt.

Die Versorgung mit einer Knieendoprothese ist in den meisten Fällen aufgrund einer Arthrose oder rheumatoiden Arthritis indiziert. Die Folgen dieser Erkrankungen für den Patienten sind eine abgenutzte Knorpeloberfläche mit fortschreitendem Knochen-Knochen-Kontakt und einer knöchernen Fehlstellung. Die daraus resultierenden Schmerzen führen zu einer starken Mobilitätseinschränkung und verminderten Lebensqualität. Der Einsatz einer Prothese sorgt hier in den allermeisten Fällen für eine unmittelbare Schmerzfreiheit und nach entsprechendem Nachsorgeprogramm für eine stark verbesserte Bewegungsfähigkeit der Patienten.

Die Knieendoprothetik stellt heutzutage eine Routineoperation dar. In der Primärversorgung wird üblicherweise ein Oberflächenersatz implantiert, der aus einer metallenen Femur- und Tibiakomponente, sowie einem dazwischen befindlichen ultrahochmolekularen Polyethylen (PE)-Einsatz besteht. Der technische Entwicklungsprozess einer Endoprothese beinhaltet u.a. die Untersuchung der mechanischen Haltbarkeit der eingesetzten Materialien. Bei metallischen Femur- und Tibiakomponenten ist dies die Festigkeit gegen Bruch und die Verbindungsfestigkeit modularer Verbindungen. Kunststoffteile wie das PE-Inlay sind vor allem tribologischen Belastungen ausgesetzt und verschleifen daher. Desweiteren ist die Primär- und Sekundärstabilität der Prothesen im Knochen oder Zement entscheidend für den Erfolg einer Prothese.

Methodisch können diese Anforderungen präklinisch experimentell unter Einsatz von mechanischen Prüfmaschinen und Simulatoren durchgeführt werden. Dabei werden technische Knochenersatzmaterialien, oder bei *in vitro* Versuchen Tier- und Humanpräparate

verwendet. Eine weitere Möglichkeit stellt der Einsatz numerischer Modelle dar, z.B. mit der Methode der finiten Elemente.

Beide Methoden setzen voraus, dass die Belastungen im jeweiligen zu betrachtenden Gelenk bekannt sind. Im physikalisch-mechanischen Sinne sind dies Kräfte und Momente. Leider entziehen sich die Gelenke des lebenden menschlichen Körpers den meisten technischen Messmethoden. Herkömmliche Kraftsensoren sind nicht biokompatibel, liegen nicht in den notwendigen Abmessungen vor und besitzen in aller Regel Anschlusskabel, die aus dem Körper herausgeführt werden müssten.

Vor diesem Hintergrund hat sich in der biomechanischen Forschung und Entwicklung bis auf wenige Ausnahmen eine indirekte Bestimmung der herrschenden Gelenkbelastungen als Standard etabliert. Bei der dazu verwendeten Ganganalyse werden die Kraft zwischen Fuß und Untergrund beim Auftreten über eine Kraftmessplatte und die Bewegung der Knochensegmente mit Hilfe eines Kamerasystems gemessen. Ein mathematisches Modell des muskulo-skelettalen Systems erlaubt dann die Berechnung der Gelenkbelastungen der weiter proximal gelegenen Gelenke mittels der inversen Dynamik.

Die Komplexität der menschlichen Gelenke mit der Vielzahl von beteiligten Muskeln und Bändern kann damit aber nur unzureichend abgebildet werden. Zudem fehlt die, für ein analytisches Modell zwingend notwendige, experimentelle Validierung. Aus diesem Grund ist eine *in vivo* Messung von Gelenkbelastungen notwendig, um verlässliche Daten für die Forschung und Entwicklung in der Knieendoprothetik zu erhalten.

Zielstellung

Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung und der klinische Einsatz einer instrumentierten Knieendoprothese, welche die im Kniegelenk auftretenden Belastungen *in vivo* messen kann. Im Kniegelenk wirken drei Kraft- und Momentenkomponenten, die gemessen werden sollen und die Messdaten sollen kabellos (telemetrisch) erfasst werden können. Die Prothese soll bei Patienten implantiert werden, die unabhängig von dieser Studie für eine Knieendoprothese vorgesehen sind. Die Prothese soll sich möglichst eng an ein bestehendes Implantatsystem anlehnen, um die Änderungen so gering wie möglich zu halten und kein zusätzliches Risiko für die Patienten zu erzeugen. Die Mess-Prothese soll wie eine konventionelle Prothese dauerhaft im Körper verbleiben.

Mit Hilfe der instrumentierten Prothese sollen Belastungsdaten bei alltäglichen Bewegungen, wie Gehen und Treppensteigen, während des postoperativen Verlaufes über Monate und Jahre erfasst werden. *In vivo*-Messdaten dieser Art sind bisher nur unzureichend vorhanden. Die Ermittlung solcher Messwerte dient dem grundlegenden biomechanischen Verständnis des Kniegelenkes und der Weiterentwicklung von Knieendoprothesen.

Methodik

Konstruktiver Aufbau der Prothese [3]

Instrumentierte Endoprothesen wurden *in vivo* bereits erfolgreich im Bereich der Hüft-, Schulter- und Wirbelsäulen-Prothetik eingesetzt. Hierfür wurde ein telemetrisches Messsystem entwickelt, das die in der Prothese auftretenden Dehnungen mit Hilfe von Dehnmessstreifen (DMS) misst. Dies geschieht in der Hüft- bzw. Schulterprothese dadurch, dass die DMS im hohlen Prothesenhals angebracht werden.

Dieses Messprinzip wurde für die instrumentierte Knieprothese übernommen. Die Tibiakomponente besteht aus zwei Platten mit jeweils einem hohlen Stamm, welche am distalen Ende mittels Elektronenstrahl verschweißt werden und durch einen Spalt getrennt sind (Abbildung 1). Dadurch ist es möglich, die reversible Verformung des inneren Stammes zu messen und somit die Belastung der Prothese zu bestimmen, während der äußere Stamm wie bei den klinisch üblichen Prothesen zur stabilen Fixation im Knochen dient. Im Inneren des Stammes befinden sich sechs Halbleiter-DMS, die an die Innenseite des hohlen Stammes geklebt werden und die Messelektronik (Telemetrie). Eine externe Spule, die das Knie umschließt und in Höhe des Implantats befestigt wird, induziert die Versorgungsspannung der Telemetrie. Um den Prothesenstamm hermetisch zu verschließen, wird ein Deckel mittels

Elektronenstrahl eingeschweißt. Über die Antenne werden die Messdaten aus dem Körper heraus gesendet. Eine Kappe schützt die Antenne vor mechanischer Verformung. Zur Isolierung der Antenne gegen eindringende Körperflüssigkeit wird der vorhandene Hohlraum mit Silikon versiegelt. Alle Materialien sind körperverschlinglich.

Die Femurkomponente und das PE-Inlay wurden für die instrumentierte Prothese nicht modifiziert. Die instrumentierte Tibiabasisplatte ist 5 mm dicker als das Originalimplantat. Beim Originalprodukt können je nach Resektionshöhe des tibialen Knochens unterschiedlich dicke PE-Inlays verwendet werden. Die Kombination der dickeren Metallplatte der instrumentierten Prothese mit einem nicht ganz so dicken PE-Inlay führt zu gleichen anatomischen Verhältnissen. Die Operationstechnik wird dadurch nicht verändert.

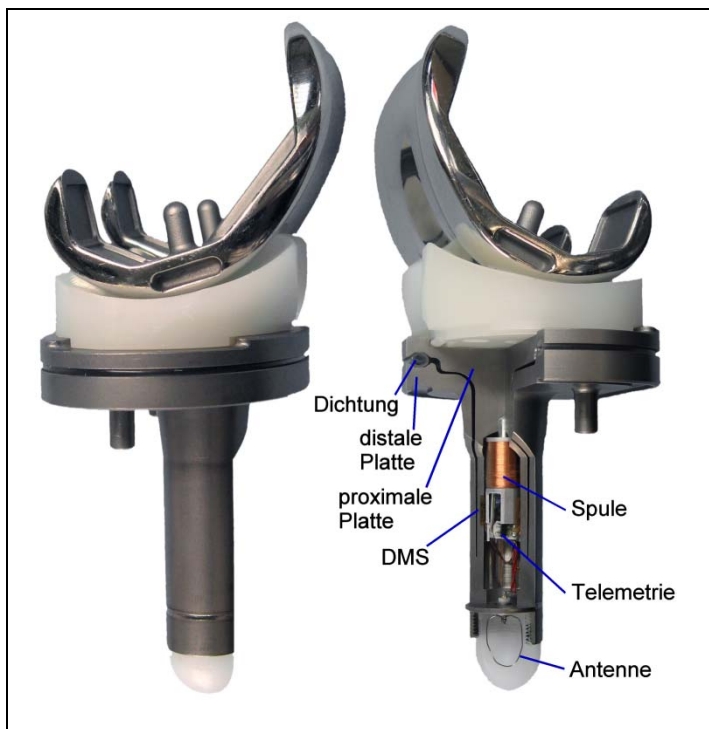


Abbildung 1: Instrumentierte Knieendoprothese mit originaler Femurkomponente und PE-Inlay (adaptiert aus [1])

Bedingt durch das Design der doppelten Platte entsteht ein Spalt im Inneren der Prothese. Ein unverschlossener Spalt ist *in vivo* dem Einwachsen von Gewebe ausgesetzt. Dies führt zu einer veränderten Steifigkeit der Prothese, was experimentell und analytisch gezeigt werden konnte. Die Folge ist ein nicht abzuschätzender Messfehler, da die Progression des Einwachsens während der Implantationszeit nicht erfassbar und damit kompensierbar ist. Dies machte eine Abdichtung des Spaltes notwendig.

Die für die Prothese notwendige Dichtung muss bei einer möglichen Bauhöhe von ca. 5 mm eine Deformation von 0.5mm erlauben. Die Steifigkeit der Dichtung muss möglichst gering sein, da ansonsten durch die damit verbundene Kraftübertragung eine Verfälschung des Messergebnisses eintritt.

Die Abdichtung des Spaltes zwischen den Platten konnte konstruktions- und werkstofftechnisch gelöst werden. Eine Kunststoffdichtung zwischen der proximalen und distalen Platte verhindert das Einwachsen von Bindegewebe in den Spalt. Hierfür wurde ein Silikonschlauch verwendet, der an den beiden Enden mit Silikonkleber zusammen gefügt wurde. Die Dichtung liegt in einer peripher umlaufenden Nut in den beiden Metallplatten. Für die gewählte Dichtung wurde ein Prüfstand konzipiert und gebaut, um das Abrieb- und Festigkeitsverhalten zu untersuchen. Im Bereich der Endoprothetik wurde solch eine Abdichtung bisher nirgends eingesetzt.

Die Reinigung und Sterilisation dieses Spaltes während und nach der Herstellung ist eine enorme technische Herausforderung. Nachdem die beiden Platten an den Stämmen verpresst und verschweißt werden, muss die gesamte Elektronik in den hohlen Stamm eingebracht werden. Dabei sind mehrere Klebe-, Füge- und Schweißprozesse notwendig. Anschließend muss die Prothese in einem Wasserbad bei Körpertemperatur kalibriert werden. Für die Herstellung der instrumentierten Prothese wurde deshalb eine komplett neue Aufbereitungs- und Sterilisationsvalidierung etabliert.

Dauerfestigkeitsprüfung [3]

Die instrumentierte Prothese muss die gleiche Festigkeit aufweisen wie das Serienprodukt. Es werden Dauerfestigkeitsuntersuchungen auf dynamischen Prüfmaschinen über 10 Millionen Lastwechsel durchgeführt. Dies entspricht ungefähr der Anzahl Belastungen während einer Dauer von 10 Jahren. Die aufgebrachten Prüflasten sind die gleichen wie bei herkömmlichen Prothesen.

Einfluss der Krafteinleitung [2]

Im Kniegelenk erfolgt die tibio-femorale Kraftübertragung über die mediale und laterale Kondyle. Die instrumentierte Prothese misst aber nur die Summe dieser beiden Einzelkräfte, basierend auf der elastischen Deformation des Stammes. Jedoch führt die lokale Biegung der proximalen Platte auf der medialen und lateralen Seite zu Verfälschungen der Dehnungen im Stamm. Die Bereiche der Krafteinleitung durch die Kondylen müssten theoretisch mit unendlicher Steifigkeit, und daher mit einer sehr dicken Platte versehen werden, um diese Störeinflüsse zu vermeiden.

Die instrumentierte Prothese ist durch die Konstruktion mit einer proximalen und distalen Platte bereits dicker als das Originalimplantat. Deshalb müssen geeignete Konstruktionselemente den Kompromiss zwischen einer operationstechnisch vertretbaren Plattendicke und der damit verbundenen Messgenauigkeit ermöglichen. Hierzu werden Finite-Element-Analysen (FEA) verschiedener vereinfachter Designvarianten durchgeführt (Abbildung 2).

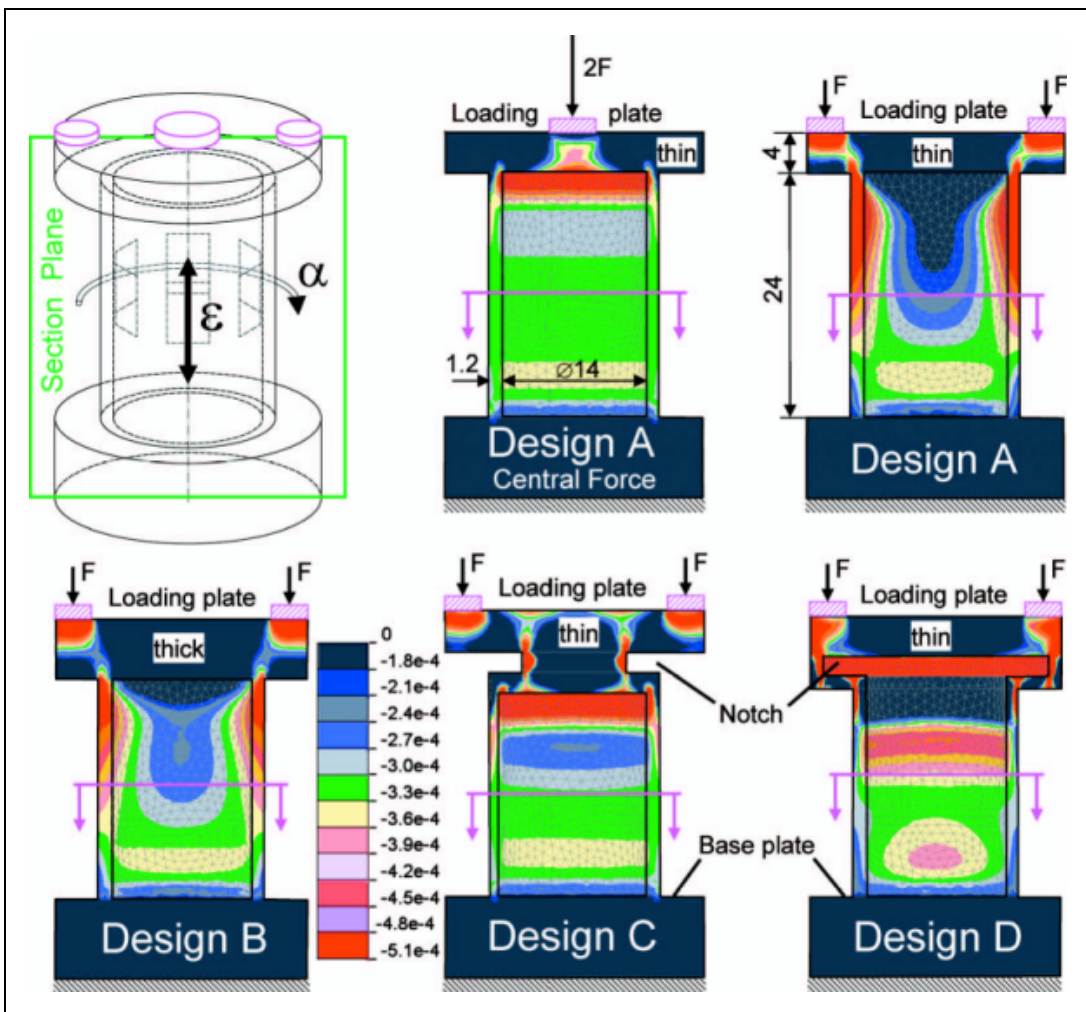


Abbildung 2: Resultate der FEA zur Dehnungsverteilung bei verschiedenen Konstruktionsvarianten [2]

Es wird ein Messzylinder mit 6 DMS auf dem Umfang verteilt betrachtet (*Winkel α*). Die Dehnungsverteilung wird in der Schnittebene (*section plane*) in Längsrichtung des Zylinders errechnet und dargestellt (*Dehnung ε*). Design A wird einmal mit dem idealisierten Lastfall einer zentral angreifenden Kraft ($2F$) und im anderen Fall mit zwei einzelnen Kräften (F) belastet. Letzteres entspricht der reellen Krafterleitung durch die mediale und laterale Kondyle. Die berechnete Dehnungsverteilung zwischen beiden Lastfällen weicht um bis zu 35% voneinander ab. Zwischen Design A und B zeigt sich der positive Einfluss einer dickeren Platte, führt aber immer noch zu Fehlern von ca. 15%. Bei Design C und D wird mit dem Einfügen einer Kerbe (*Notch*) ein positiver Effekt erzielt und der Fehler gegenüber dem idealisierten Fall einer zentralen Krafterleitung liegt nun unter 5%.

Kalibrierung & Messung [1, 2]

Zur Kalibrierung wird die Prothese in einer Materialprüfmaschine mit bekannten Kräften und Momenten in allen anatomischen Richtungen belastet. Hierzu werden über speziell entwickelte Vorrichtungen definierte Belastungspunkte auf der Prothese vorgegeben. Die gemessenen Signale der Prothese werden anschließend mit den bekannten Belastungen über eine Messmatrix mathematisch verknüpft. Da die DMS temperaturabhängig reagieren, findet die Kalibrierung im gesamten zu erwartenden Temperaturbereich statt.

Bei der Patientenmessung werden die unbekanntes Belastungen mit Hilfe der gemessenen Signale und der vorher bestimmten Matrix in Echtzeit errechnet. Es werden die medio-laterale und antero-posteriore Scherkraft, die axiale Kraft und die Momente in der sagittalen, frontalen und der transversalen Ebene gemessen.

Die Messresultate werden auf das Körpergewicht normalisiert, um individuelle Unterschiede zu minimieren. Somit werden die gemessenen Kräfte als Vielfache des Körpergewichts [%KG] und die Momente als Vielfache des Körpergewichts*Meter [%KG*m] angegeben. Bei den Messungen werden alle durchgeführten Patientenaktivitäten mit einer Videokamera dokumentiert und simultan mit den Messdaten gespeichert.

Ergebnisse

Klinische Anwendung [1]

Die instrumentierte Knieendoprothese mit einem 6-Komponenten-Kraftsensor wurde erfolgreich bei zwei Patienten mit Gonarthrose implantiert (Abbildung 3). Damit konnten *in vivo* Belastungsmessungen im Kniegelenk durchgeführt werden. Es wurde eine klinische Prüfung nach dem Medizinproduktegesetz durchgeführt.



Abbildung 3: Röntgenbild mit instrumentierter Tibiabasisplatte und originaler Femurkomponente, 5 Tage post-operativ (adaptiert aus [1])

Eine erste Messung erfolgte unmittelbar postoperativ. Die weiteren Messungen fanden nach ca. 1, 2 und 4 Wochen und nach 2, 4, 6 und 10 Monaten statt. Die Messungen während des stationären Klinikaufenthaltes fanden unter Aufsicht einer erfahrenen Physiotherapeutin statt. Es wurden Messungen beim ebenen Gehen und Treppensteigen, mit und ohne Gehstützen, untersucht.

Beim Gehen wurden maximale Kräfte von 276 %KG (% Körpergewicht) in axialer, 21 %KG in medio-lateraler und 29 %KG in antero-posteriorer Richtung gemessen. Die Momente betragen im Maximum 1.8 %KG*m in der sagittalen, 4.3 %KG*m in der frontalen und 1.0 %KG*m in der transversalen Ebene.

Beim Treppensteigen nahm die Belastung in axialer Richtung bis auf 306 %KG zu, während die beiden Scherkräfte nur wenig Veränderungen zeigten. Das Moment in der sagittalen Ebene stieg bis auf 2.4 %KG*m, während die Momente in der frontalen und transversalen Ebene leicht abnahmen.

Beim Treppen hinunter Gehen nahmen die Kräfte bis auf 352 %KG (axial), 35 %KG (mediolateral) und 36 %KG (antero-posterior) zu. Die Momente in der sagittalen and frontalen Ebene stiegen auf 2.8 %KG*m and 4.6 %KG*m, während das Moment in der transversalen Ebene sich nur geringfügig änderte.

Diskussion

Bei der Tibiakomponente der Knieendoprothese wurde zur Dehnungsmessung konstruktiv ein Hals geschaffen, indem zwei Platten mit jeweils hohlen Stämmen miteinander verschweißt wurden. Diese für die Messtechnik sehr sinnvolle Lösung bringt in Bezug auf die Festigkeit große Anforderungen mit sich, da die Auslenkung der oberen Platte mit Stamm zu hohen Spannungen am unteren Stammende führt. Die Größe des Spaltes zwischen proximaler und distaler Platte begrenzt die maximal auftretende Belastung des Stammes und damit auch den Messbereich der Prothese. Beim Kontakt beider Platten wird der Kraftfluss über den Stamm verringert. Ein kleiner Spalt ist in Bezug auf die Festigkeit von Vorteil, schränkt aber den Messbereich eventuell zu stark ein.

Da der Spalt aufgrund seiner Geometrie einer direkten Messung nicht zugänglich ist, musste ein spezielles Verfahren entwickelt werden, um den Spalt bei jeder einzelnen Prothese auf den gewünschten Wert einzustellen. Dabei wurde auf einer Materialprüfmaschine, bei noch unverschweißter Prothese, die Kraft ermittelt, bei der die beiden Platten in Kontakt kommen. Begleitend waren umfangreiche Finite-Element-Berechnungen notwendig, um die Festigkeitsanforderungen je nach Spaltgröße zu überprüfen. Die nach mehreren konstruktiven Verbesserungen erfolgreich durchgeführten Dauerfestigkeitsuntersuchungen bestätigten die analytischen Untersuchungen

Die entwickelte Kniemessprothese ermöglicht die Erfassung von bisher nur unzureichend bekannten Belastungsdaten. Die gemessenen Belastungen weichen teilweise stark von früheren, berechneten Werten ab. Mit Hilfe der objektiven Messdaten bei verschiedenen Patientenaktivitäten kann nun das biomechanische Verständnis des Kniegelenkes deutlich erweitert werden. Im Bereich der Physiotherapie und klinischen Rehabilitation können die

bisherigen Behandlungsschemata überprüft und gegebenenfalls erweitert und optimiert werden.

Durch die geringen äußerlichen Änderungen der Messprothese gegenüber dem Standardprodukt ist für den Operateur keine Änderung der gewohnten Operationstechnik erforderlich. Der Patient genießt dadurch das höchste Mass an Sicherheit, da das gesamte Operationsteam über die entsprechenden Kenntnisse des Implantatsystems verfügt.

Die involvierten Patienten gewinnen durch ihre aktive Auseinandersetzung mit dem künstlichen Gelenkersatz und können den eigenen Rehabilitationsprozess anhand der Messdaten von Messung zu Messung mitverfolgen. Nach Abschluss der eigenen Arbeiten wurden weitere 7 instrumentierte Knieprothesen des beschriebenen Designs implantiert. Bis heute sind keine Komplikationen aufgetreten.

Die biomechanische Forschung ist jetzt in der Lage bisherige, nur theoretisch existierende Erkenntnisse, zu hinterfragen und neue, verbesserte Modelle und Untersuchungen zu entwickeln. Die Industrie hat mit den nun messbaren Kniegelenksbelastungen die Möglichkeit neue, innovative Produkte zu entwickeln und auf den Markt zu bringen. Die zukünftigen Patienten profitieren von allen diesen Aspekten, indem sie zukünftig noch bessere Implantate erhalten.

Literaturverzeichnis

1. Heinlein, B., Kutzner, I., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A.M., Beier, A., and 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.
2. Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Westerhoff, P., Heinlein, B., Bender, A., and Ehrig, R., *Design and calibration of load sensing orthopaedic implants*. J Biomech Eng, 2008. 130(2): p. 021009.
3. Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., and Bergmann, G., *Design, calibration and pre-clinical testing of an instrumented tibial tray*. Journal of Biomechanics 40 (2007) S4–S10, 2007.

Lebenslauf

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

Erklärung

Ich, Bernd Heinlein, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Entwicklung einer instrumentierten Knieendoprothese zur Messung der Gelenkbelastung *in vivo*“ 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.

27. Januar 2010

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. Georg Bergmann, der mich tatkräftig und kritisch bei der Bearbeitung des Themas begleitet hat. Seine Kreativität in der Konstruktion und sein fundamentales Wissen in der technischen Mechanik waren mir immer eine enorme Hilfestellung. Die mathematischen Diskussionen zur Kalibrierung der Prothesen und sein Faible für spontane Programmierarbeiten werden mir stets in Erinnerung bleiben. Er ist ein Wissenschaftler aus Überzeugung.

Dr.-Ing. Friemar Graichen danke ich für seine Arbeiten und Unterstützung im Bereich der Elektronik und der Entwicklung der telemetrischen Schaltung. Mit ruhiger Hand hat er die Telemetrien in die Prothesen eingebaut und hat bei allen auftretenden Problemen immer optimistisch nach vorne geblickt.

Mein Dank gilt auch Dr.-Ing. Antonius Rohlmann, der immer ein ruhender Pol war, und mir neben wichtigen Diskussionen viel Input bei administrativen Arbeiten, wie der Erarbeitung der klinischen Studie gegeben hat.

Alle drei zusammen haben die Grundlagen und einmaligen Forschungsarbeiten auf dem Gebiet der instrumentierten Implantate erarbeitet, die mir erst die Möglichkeit gaben, diese Arbeit durchführen zu können.

Dr. rer. nat. Alwina Bender danke ich für ihre Programmiertätigkeiten und dass sie in jeder Situation geschwind ein neues massgeschneidertes Programm hervor gezaubert hat.

Vielen Dank an Andreas Böhme, der immer unaufgeregt Prototypen und Versuchvorrichtungen hergestellt hat.

Ein herzlicher Dank geht an Jörn Dymke, der für alle elektronischen Bedürfnisse eine Lösung hatte und mich bei den Patientenmessungen unterstützt hat.

Vielen Dank auch an Udo Gabel, der mir viel aus seiner praktischen Erfahrung weiter gegeben hat.

Ines Kutzner danke ich für die große Hilfe und die engagierte Mitarbeit beim Bau und Kalibrieren der Prothesen, bei den Patientenmessungen und deren Auswertung.

Vielen Dank an Peter Westerhoff für das Konfektionieren der DMS und seine Verdienste um ein lockeres Arbeitsklima.

Barbara Schiller gilt mein Dank für ihre Unterstützung bei den administrativen Aufgaben und ihre Lebenserfahrung, die sie immer gerne mit mir geteilt hat.

Mein Dank geht auch an Dr. rer. medic. Thomas Zander für die freundschaftliche Atmosphäre, die Ratschläge und Hilfestellung bei den FE-Rechnungen, die technisch-mechanischen und grammatikalischen Fachgespräche und die kritische Durchsicht der Arbeit. Allen Mitarbeitern des ehemaligen Biomechanik-Labors am Benjamin Franklin danke ich für ihre moralische Unterstützung und die schöne Zeit, die ich dort verbringen durfte.

Ein großer Dank gilt der Firma Zimmer GmbH in Winterthur, Schweiz, die dieses Projekt gefördert hat. Ohne ihre finanzielle Unterstützung wäre dieses Projekt nicht möglich gewesen. Allen Mitarbeitern, die mich auf meinem Weg unterstützt haben, danke ich für ihre Mithilfe.

Mein Dank für ihre unbürokratische und freundschaftliche Zusammenarbeit und Unterstützung gilt ebenso allen beteiligten Personen bei der Herstellung der instrumentierten Prothesen, im speziellen der Firma Bernd Kiessig, Frau Karin Rössel (Biotronik), Herrn Friedrich (Eng Productions), sowie Herrn Kay Wojatschke (Vanguard).

Herrn PD Dr. med. Andreas Halder und Dr. med. Alexander Beier der Sana Kliniken Sommerfeld danke ich für das große Engagement bei der Auswahl der für die Indikation geeigneten Patienten, ihre sehr gute Unterstützung im klinischen Umfeld und die Implantationen der instrumentierten Prothesen. Ihnen und allen weiteren Beteiligten dort danke ich für die medizinische Betreuung der Patienten.

Ein ganz besonderes Dankeschön gilt den beiden Patienten, die sich einverstanden erklärten, die ersten instrumentierten Prothesen implantiert zu bekommen und nun wieder schmerzfrei ihr Leben genießen können. Ihr Vertrauen in die Technik dieser Prothesen und das verantwortungsbewusste wissenschaftliche Umfeld hat es möglich gemacht, dass diese Arbeit nicht nur ein theoretischer Ansatz zur Messung von Gelenkbelastungen wurde, sondern tatsächlich *in vivo* umgesetzt werden konnte.

Bedanken möchte ich mich noch bei allen namentlich nicht genannten Personen, die oftmals im Hintergrund arbeitend, ebenso Anteil an der Realisierung dieses einmaligen Projektes hatten.

Meiner Frau Metka Halic danke ich für ihre herzliche, selbstlose Unterstützung dieses Promotionsvorhabens. Sie hat immer an die Realisation dieser Arbeit geglaubt. Unsere Kinder Sarah und Maximilian haben mich stets auf dem Boden der Tatsachen gehalten und das wahre Leben nicht vergessen lassen.