



Ralph Stelzer (Hrsg.)

ENTWERFEN ENTWICKELN ERLEBEN 2016

Beiträge zur virtuellen Produktentwicklung
und Konstruktionstechnik

Ralph Stelzer (Hrsg.) **ENTWERFEN ENTWICKELN ERLEBEN** 2016
Beiträge zur virtuellen Produktentwicklung und Konstruktionstechnik

Ralph Stelzer (Hrsg.)

ENTWERFEN ENTWICKELN ERLEBEN 2016

Beiträge zur virtuellen Produktentwicklung
und Konstruktionstechnik

Dresden · 30. Juni – 1. Juli 2016

Programmkomitee Virtuelle Produktentwicklung und Konstruktionstechnik

Prof. Dr. Ralph Stelzer, TU Dresden

Prof. Dr. Michael Abramovici, Ruhr-Universität Bochum

Prof. Dr. Reiner Anderl, TU Darmstadt

Prof. Dr. Martin Eigner, Universität Kaiserslautern

Prof. Dr. Detlef Gerhard, TU Wien

Prof. Dr. Jivka Ovtcharova, KIT Karlsruhe

Prof. Dr. Rainer Stark, TU Berlin

Prof. Dr. Sandor Vajna, Universität Magdeburg

Prof. Dr. Sandro Wartzack, Universität Erlangen

Entwickeln – Entwerfen – Erleben 2016.
Beiträge zur Virtuellen Produktentwicklung und Konstruktionstechnik
Herausgeber: Ralph Stelzer

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek
Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der
Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind
im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Bibliographic information published by the Deutsche Nationalbibliothek
The Deutsche Nationalbibliothek lists this publication in the Deutsche
Nationalbibliografie; detailed bibliographic data are available in the
Internet at <http://dnb.d-nb.de>.

ISBN 978-3-95908-062-0

© 2016 w.e.b. Universitätsverlag & Buchhandel
Eckhard Richter & Co. OHG
Bergstr. 70 | D-01069 Dresden
Tel.: 0351/47 96 97 20 | Fax: 0351/47 96 08 19
<http://www.tudpress.de>

TUDpress ist ein Imprint von w.e.b.

Alle Rechte vorbehalten. All rights reserved.
Layout und Satz: Technische Universität Dresden.
Umschlaggestaltung: TU Dresden, Illustration © 2016 TU Dresden
Printed in Germany.

Erscheint zugleich auf QUCOSA der SLUB Dresden
<http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:14-qucosa-203878>





KOMPLEXITÄT DREHT SICH IMMER NUR IM KREIS.



EINFACH TRIFFT ENTSCHEIDUNGEN.

Komplexität bremst Ihr Business aus. Denn je gewaltiger die Informationsflut, desto schwieriger die Entscheidungsfindung. SAP arbeitet daran, Dinge zu vereinfachen. Damit aus Daten Wissen und aus Wissen fundierte Entscheidungen werden, die Ihr Unternehmen weiterbringen. Finden Sie heraus, wie gemeinsam einfach möglich wird auf sap.de/runsimple



Run Simple

Optimierung der Schaftkomponente von Kurzschaftendoprothesen mittels Finite-Elemente-Analyse

Claudia Kleinschrodt · Hans-Georg Simank · Bettina Alber-Laukant · Frank Rieg

Einleitung

2015 belegte die Implantation einer Endoprothese am Hüftgelenk mit 219.325 Operationen Platz 8 der 50 häufigsten Operationen der vollstationären Patienten in Krankenhäusern (DRG-Statistik 2015). Bei diesen Eingriffen kommt eine Vielzahl von verschiedenen Prothesenmodellen zum Einsatz (Kirschner 2005). Aktuell geht der Trend in Richtung zementfreie Verankerung, Verkleinerung der Implantate und den Erhalt von möglichst viel Knochensubstanz (Jerosch 2013). So werden in den letzten Jahren immer häufiger Kurzschaftendoprothesen implantiert (Jerosch 2013). Sie stellen ein knochensparendes System dar und erlauben gleichzeitig verschiedene Gleitpaarungen (Jerosch 2013). Allerdings liegen für die meisten Kurzschaftendoprothesentypen noch keine Langzeittestergebnisse vor (Jerosch 2011), so dass das Langzeitverhalten dieser Prothesen nicht vorhergesagt werden kann. Speziell bei Kurzschaftendoprothesen ist der Einfluss der verkürzten Schaftlänge auf das Einwachsverhalten und die Lebensdauer des Implantats noch nicht ausreichend geklärt.

Am Lehrstuhl für Konstruktionslehre und CAD der Universität Bayreuth finden deshalb Untersuchungen zur computergestützten Analyse von Kurzschaftendoprothesen statt. Ziel hierbei ist es, durch eine Variation der Schaftlänge eine Prothesenform mit optimalen Spannungsverläufen und einer verbesserten Krafteinleitung in den Knochen zu entwickeln.

Medizinische Grundlagen

Hüftgelenk und Femur

Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk, das aus Gelenkkopf (Caput femoris) und Gelenkpfanne (Acetabulum) besteht und dreiachsige Bewegungen zulässt. Die Innenseiten der Gelenkflächen sind mit einer hyalinen, d.h. elastischen,

glatten Knorpelschicht überzogen. Der Knorpel dämpft durch sein viskoelastisches Verhalten stoßartige Belastungen ab und sorgt für eine Verringerung der Reibung im Gelenk. Der Caput femoris ist das proximale Ende des Oberschenkelknochens (Femur) und geht in den Schenkelhals (Collum femoris) über. Das Femur stellt den längsten Röhrenknochen im menschlichen Körper dar. Es besteht aus einem langen Schaft (Diaphyse) mit jeweils einer proximalen und distalen Epiphyse an seinen Enden. An die proximale Epiphyse schließt sich nach distal die Diaphyse mit dem Schenkelhals an. Dieser weist einen CCD (Centrum-Collum-Diaphysen)-Winkel von $130^{\circ} \pm 7^{\circ}$ mit hoher anatomischer Variabilität auf. Auf der Seite des Trochanter minors am Schenkelhals ist die Knochenrinde (Corticalis) wegen hoher Lastaufnahme verdickt (Calcar femoris). Diese anatomische Struktur ist für die Verankerung der Kurzschaftendoprothese von großer Bedeutung.

Röhrenknochen bestehen aus Knochenrinde (Corticalis) und Schwammknochen (Spongiosa). Die kompakte Kortikalis, welche v.a. in der Diaphyse stark ausgebildet ist, verhindert aufgrund ihrer schmalen, aber hohen zylindrischen Zellen eine zu starke Deformation des Knochens. Die schwammartige Spongiosa sorgt für eine Gewichts- und Stabilitätsoptimierung aufgrund der hohen Porosität. (Jerosch et al. 2005, Fröber 2002)

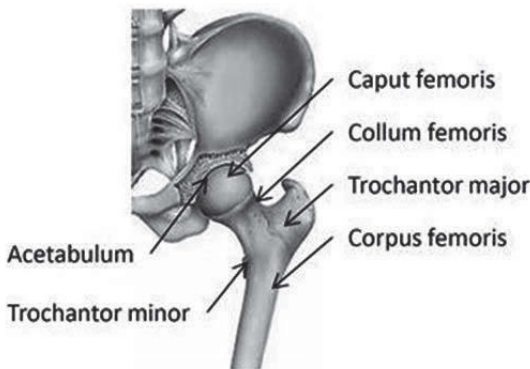


Abbildung 1: Proximaler Bereich des Femurs

Kurzschaftprothesen

Die Gründe für einen künstlichen Gelenkersatz sind vielfältig: Fehlstellungen, Nekrosen, Frakturen, Tumorerkrankungen, Arthritis, Luxationen oder Gelenkversteifungen können den Austausch des Gelenks notwendig machen. Der häufigste Grund jedoch für die Notwendigkeit eines Gelenkersatzes ist die Arthrose (Schneider 2016a). Weltweit ist die Arthrose, welche

über eine sukzessive Zerstörung des Gelenkknorpels bis zur Freilegung der Knochenoberfläche führen kann, die häufigste Gelenkerkrankung. Sie verursacht mehr Einschränkungen und Behinderungen in der älteren Bevölkerung als jede andere Erkrankung (Fuchs et al. 2013). Der demografische Wandel und die Zunahme von Übergewicht und Bewegungsmangel in den Industrienationen, aber auch Überbelastungsschäden z.B. durch Leistungssport, führen zu einer zunehmend erweiterten Indikationsstellung.

Gleichzeitig werden die Patienten bei denen ein künstliches Gelenk implantiert wird immer jünger. Etwa 20% der Patienten sind aktuell jünger als 60 Jahre (Jerosch 13).

Wie alle künstlichen Gelenke versagen auch Hüftendoprothesen. Die durchschnittliche Standzeit beträgt ca. 15 Jahre. Abhängig vom eingesetzten Hüftendoprothesen-Typ, der Verankerung, dem Lebensalter, dem Gewicht, der Knochenbeschaffenheit und dem Grad an körperlicher Aktivität des Betroffenen sind somit viele Patienten im Laufe Ihres Lebens auf eine Hüftrevision angewiesen (Schneider 2016b).

Dies hat in jüngerer Zeit zur Entwicklung von Endoprothesensystemen geführt, die bei Implantation einen möglichst geringen Knochenabtrag erfordern um das knöchernen Lager zu schonen um damit bei einer Revisionsoperation eine erfolgsversprechendere knöchernen Ausgangssituation zu schaffen (Ender et al. 2007). Kurzschaftprothesen mit metaphysärer Verankerung stellen ein derartiges knochensparendes, weichteilschonendes System dar. Sie ermöglichen den Einsatz verschiedener Gleitpaarungen sowie die Rekonstruktion der individuellen Biomechanik und sind so vor allem für junge und aktive Patienten eine Alternative zur herkömmlichen Standardschaftprothese (Jerosch 2013).



Abbildung 2: Schaftkomponente einer handelsüblichen Kurzschaftendoprothese (AIDA® der Firma implantcast GmbH)

Abbildung 2 zeigt die Schaftkomponente einer handelsüblichen Kurzschaftendoprothese (AIDA® der Firma implantcast GmbH). In den späteren Messungen wird eine AIDA®-Prothese der Größe 3 mit einem CCD-Winkel von 130° verwendet. Von der Firma implantcast GmbH wird zusätzlich ein Kopf der Größe 36M zur Verfügung gestellt. Die Entwicklung dieser Kurzschaftendoprothese zielt durch die Schaftgeometrie auf eine optimale Primärstabilität mit proximaler Krafteinleitung und einer guten Osseointegration ab. Zum Erreichen einer möglichst hohen Primärstabilität ist sie doppelkonisch mit einem trapezförmigen Querschnitt geformt (Jerosch2013).

Durch diesen konisch zulaufenden Schaft wird eine sog. Press-fit-Verankerung erlangt. Der Press-fit im, durch Raspelbearbeitung verdichteten knöchernen, hartspongiosen Lager, erfordert den Erhalt des geschlossenen zirkulären Kortikalisrands am teilresezierten Schenkelhals. Durch die breitflächige Abstützung am Kalkar wird sowohl eine verbesserte Primär- als auch Sekundärstabilität erzielt und die Kraft dort proximal übertragen. Eine ausreichende Primärstabilität ist erreicht, wenn keine fortwährende Mikrobewegung der Prothese über 30 µm (Jerosch 2013) vorliegt. Denn nur durch eine ausreichende mechanische, primäre Stabilität kann der Prothesenkörper knöchern integriert werden. Dies führt dann zur biologischen Sekundärstabilität und somit zu einer langlebigen Verbindung von Prothese und Knochen. Zur Unterstützung der Osseointegration ist der proximale Bereich der AIDA®-Prothese mit einer klinisch bewährten Titan-Hydroxylapatit-Beschichtung versehen. Mit dieser Beschichtung wird eine für die knöcherne (ossäre) Integration günstige Porengröße von 30 nm (Jerosch 2013) erzielt. Die proximal-metaphysäre Verankerung soll erreichen, dass die Kraft möglichst physiologisch, d.h. proximal eingeleitet wird. Die Kräfte werden auf Kortikalis und Spongiosa des proximalen Femur übertragen. Dies verhindert das sog. Stress shielding, den proximalen Knochenabbau durch fehlende Belastung, wie er bei Verwendung von Langschaftprothese mit distaler Krafteinleitung beobachtet wird. Ein weiteres Konstruktionsmerkmal der AIDA®-Prothese ist das distale hochpolierte Schaftende. Dieses ist lediglich zur intramedullären Führung während der Implantation durch Anlage an die lateralen Kortikalis bestimmt und dient nicht zur Lasteinleitung (Jerosch 2013, Implantcast 2015). Das Prothesenende ist zusätzlich großflächig abgerundet, um eine Perforation, d.h. einen Durchbruch, der lateralen Kortikalis bei Implantation zu verhindern (Jerosch 2013). Das soeben beschriebene Verankerungsprinzip wird in Abbildung 3 verdeutlicht.



Abbildung 3: Veranschaulichte Verankerung einer implantierten AIDA®-Prothese anhand eines Röntgenbilds; eigene Darstellung (nach Jerosch 2013)

Knochenwachstum

Die knöcherne Integration von Endoprothesen basiert auf ähnlichen biologischen Prozessen wie die Knochenheilung oder der physiologische Knochenhalt. Beim erwachsenen Menschen unterliegt der Knochen einem ständigen Umbau durch die Osteoblasten (Knochenbildung) und Osteoklasten (Knochenabbau), dem sog. Remodelling (Richard 2013, Schönau 2005). Das Knochenmaterial wird also ständig ausgetauscht, sodass jährlich bis zu 20 % erneuert werden (Weghorn 2016). Dabei werden die knochen auf- und -abbauenden Zellen u.a. durch mechanische Beanspruchung stimuliert. Durch kontinuierliches Remodelling werden ebenfalls entstehende Defekte, wie Mikrorisse oder Frakturen, entsprechend der Belastung repariert, sodass eine Materialermüdung verhindert wird (Richard & Kullmer 2013, Fratzl 2002). Zu hohe Lasteinleitung in den Knochen kann zu Überbeanspruchung des biologischen Systems, zu geringe Lasteinleitung zur Unterbelastung führen. In beiden Fällen wird die Stabilität des Knochenlagers vermindert. Welche Belastungen zu adäquaten Umbauprozessen im Knochen führen, hängt von der Höhe der Belastung und von der vorherrschenden Dichte im Knochen ab. Der Zusammenhang ist in Abbildung 4 dargestellt (Rahimi 2013).

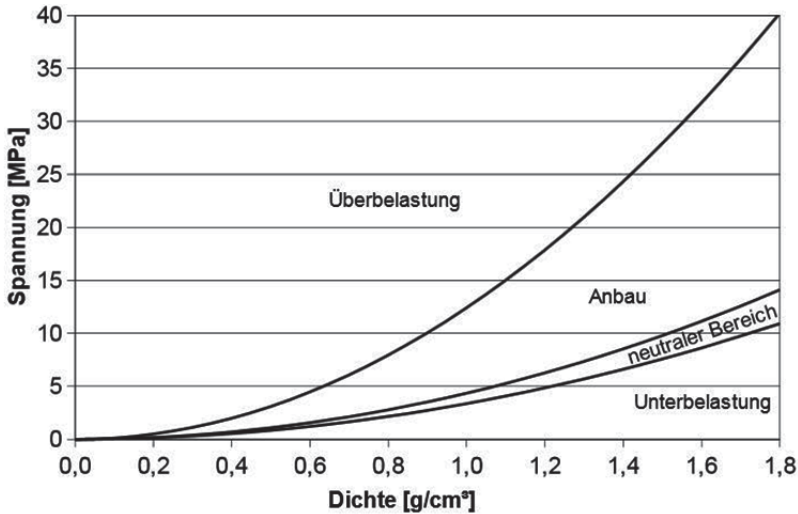


Abbildung 4: Darstellung der Knochenumbauzonen in Abhängigkeit von Spannung und Dichte (Rahimi 2013)

Validierung des Finite-Elemente-Modells anhand praktischer Versuche

Für die experimentellen Messungen wird das kontaktlose Messsystem der Bildkorrelation von der Firma LIMESS GmbH verwendet. Die digitale Bildkorrelation, auch Grauwertkorrelationsanalyse genannt, kann das 3D-Verschiebungsfeld des Messobjekts aufgrund einer Belastung berührungslos ermitteln. Durch das optische Verfahren können sowohl schwer zugängliche als auch statische sowie dynamische Messungen durchgeführt werden. Darüber hinaus ist es möglich inhomogene anisotrope Materialien zu messen und zu klassifizieren oder aber eine Bauteilprüfung durchzuführen. Die flächenhaften und skalierbaren Deformationsergebnisse besitzen weiterhin den Vorteil, dass sie sehr gut mit FE-Modellen vergleichbar sind und somit zu deren Validierung herangezogen werden können. (LIMESS 2016)

Für die Durchführung der Messungen wird die Prothese mit Halterungen an eine Lochplatte montiert. Durch die sukzessive Belastung der Prothese über eine Kraftmessdose wird unter Verwendung zweier auf die Prothese gerichteten Kameras die schrittweise Verformung der Prothese mittels Bildkorrelation aufgenommen. Der Versuchsaufbau wird zunächst als CAD-Modell der Prothese sowie der Verankerung erstellt. Dies ermöglicht die Herstellung des Versuchsaufbaus. Die Halterungen 1, 2 und 3 bestehen aus Hart-PVC (SHD 82) und sollen die Verankerung im Knochen unter Berücksichtigung messtechnischer Einschränkungen nachbilden. Durch verschiedene Ausrich-

tungen der Prothese auf der Lochplatte können zudem unterschiedliche Lastfälle dargestellt werden (Weghorn 2016). Der hier betrachtete Lastfall entspricht einer zufälligen Belastung beim Stolpern von 4681,2 N (Damm & Kutzner 2015).

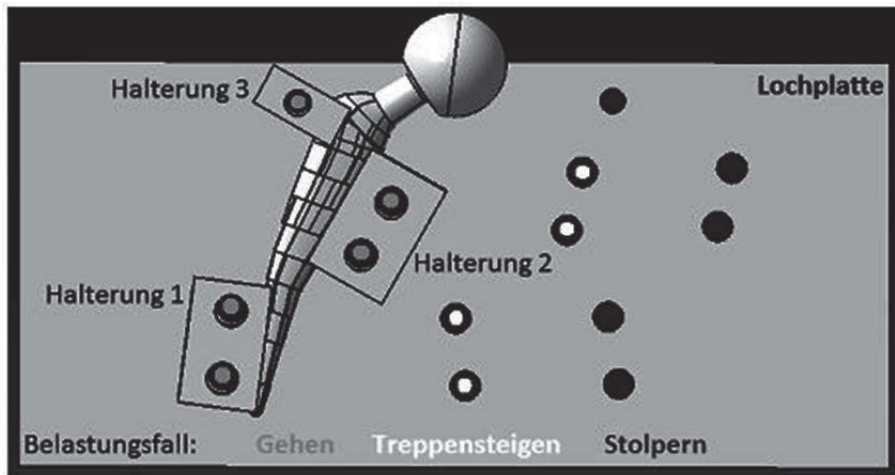


Abbildung 5: CAD-Modell der Protheseneinspannung im Messaufbau (Weghorn 2016)

Der real durchgeführte Versuch dient der Validierung des FE-Modells. Somit wird das virtuelle Modell identisch zum Versuchsaufbau gestaltet und mit den gleichen Randbedingungen versehen. Ausgewertet werden die Verschiebungsverläufe bei schrittweiser Kraftaufgabe im Hals- sowie im Schaftbereich (Abbildung 6).

Beim Vergleich der beiden Verschiebungsverläufe aus Simulation und Versuch im Schaftbereich werden gute Übereinstimmungen erreicht. Die Abweichung der Ergebnisse bei maximaler Belastung entspricht 5%. Im Halsbereich hingegen weichen Simulation und Versuch mit steigender Kraftaufgabe immer weiter voneinander ab. Bei maximaler Kraftaufgabe beträgt die Abweichung 26% (Weghorn 2016). Die Ursache für diesen Unterschied ließ sich im Versuchsaufbau ermitteln. Durch wiederholte Messungen kommt es zu einer Lockerung der Halterungen, was ein Verkippen der Prothese und somit veränderte Verschiebungen zur Folge hat. Diese Lockerung im Aufbau hat jedoch keinen Einfluss auf die Ergebnisse im Schaftbereich, weshalb das Modell für weitere Untersuchungen hinsichtlich der Schaftlänge als hinreichend validiert gilt.

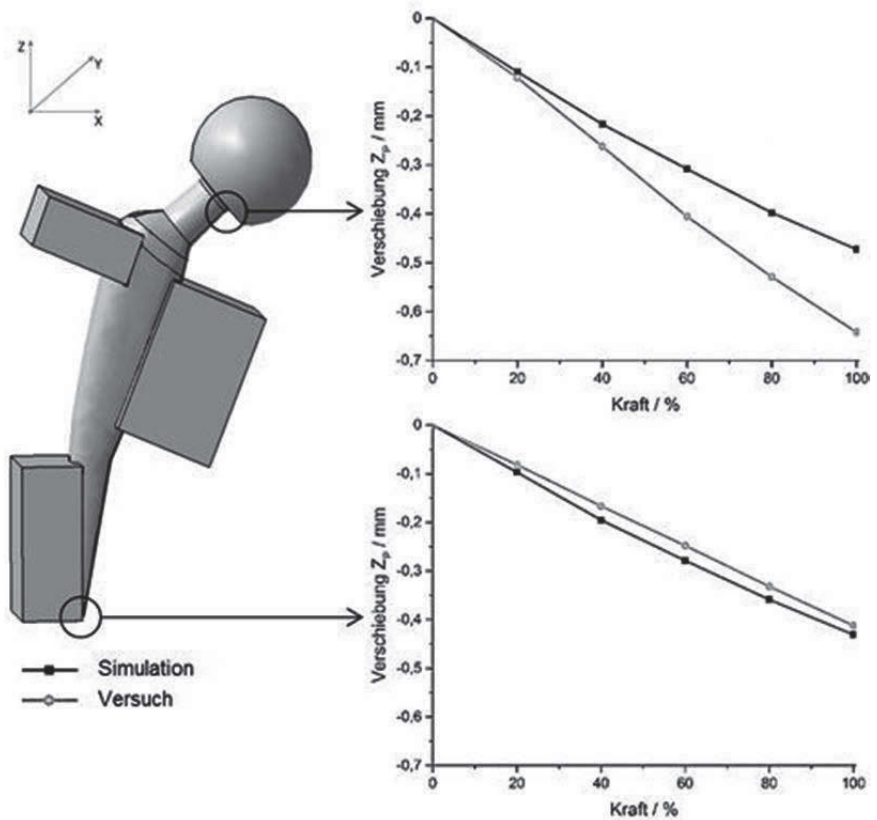


Abbildung 6: Vergleich der Verschiebungsergebnisse aus Versuch und Simulation, ausgewertet am Halsbereich und am Schaft

Variation der Schaftlänge

Nach einer erfolgreichen Validierung des FE-Modells können nun erste Untersuchungen zum Einfluss der Schaftlänge auf den Spannungsverlauf in der Prothese sowie in der umgebenden Knochenstruktur durchgeführt werden. Hierzu wird die Ausgangsschaftlänge zum einen um 5 mm verkürzt, zum anderen um 5 mm verlängert (Abbildung 7).

Bei Betrachtung der Verschiebungen der gesamten Prothese lässt sich kein Einfluss der Schaftlänge erkennen. Sowohl die Z-Verschiebung als auch das Kippverhalten werden nicht durch die Längenänderung beeinflusst. Dies

deckt sich mit der Annahme, dass sämtliche Kräfteinleitung über den proximalen Bereich der Prothese erfolgt (Jerosch 2013).

Den Einfluss der veränderten Schaftlänge auf das Abstützverhalten an der lateralen Kortikalis erfolgt durch eine nähere Betrachtung der Schaftenden (Abbildung 8). Die Belastung der Prothese reicht unabhängig von der Schaftlänge stets bis zur gleichen Position. Im Belastungsfall „Stolpern“ liegt die Abstützung des Prothesenschafts in den oberen 24 mm der Schaftanlage vor. Der untere Teil bleibt unbelastet. Dadurch steigt mit längerem Schaft und der damit einhergehenden längeren Schaftanlage an der lateralen Kortikalis nicht der Anteil an belasteter Fläche am Ende des Schaftes.

Weiterhin muss für eine Bewertung des Einflusses der Schaftlänge der umliegende Knochen, der hier durch die Halterungen 1, 2 und 3 abgebildet wird, betrachtet werden. Kommt es dort zu unterschiedlicher Kraftübertragung, hat dies Einfluss auf Stabilität und Standzeit der Prothese. Abhängig von der resultierenden Spannung kann es zum Knochenabbau oder sogar zu einem Durchbruch der Prothese durch die laterale Kortikalis führen (Jerosch 2013).

In allen drei Halterungen werden unabhängig von der Schaftlänge die gleichen Spannungen erreicht. Sowohl die Maximalwerte als auch die Spannungsverteilungen in den Halterungen sind für alle drei Schaftlängen identisch. In Halterung 1 ist, wie beim Prothesenschaft, deutlich die identische Anlagefläche zu erkennen.

Folglich hat eine Schaftlängenänderung in dem betrachteten Fall innerhalb der obengenannten Toleranzen keinen Einfluss auf das Verankerungsprinzip und das Migrationsverhalten der Prothese im Knochen.

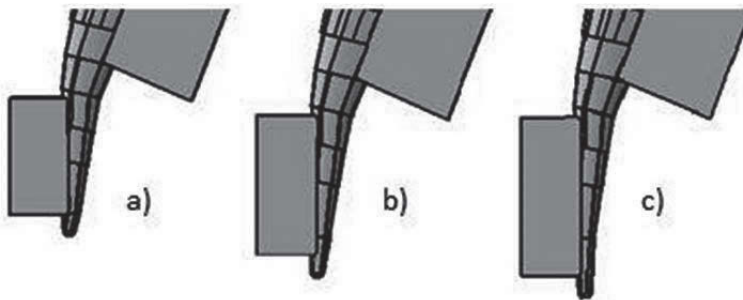


Abbildung 7: Variation der Schaftlänge: a) Schaftverkürzung um 5 mm; b) Ursprungsschaftlänge; c) Schaftverlängerung um 5 mm

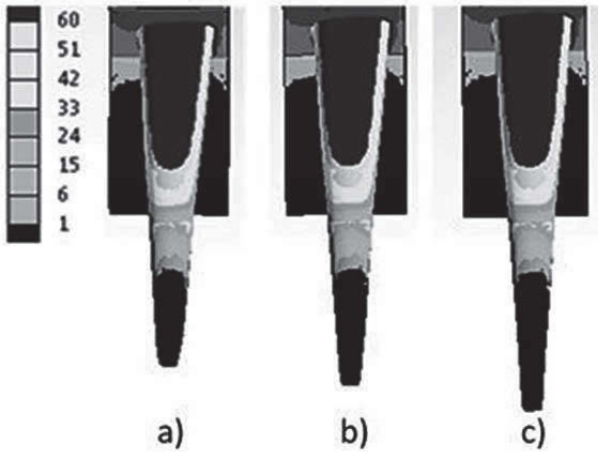


Abbildung 8: Von Mises Spannung in MPa im Schaftende der Prothese (Halterung 1 ausgeblendet) mit a) Schaftverkürzung um 5 mm; b) Ursprungsschaftlänge; c) Schaftverlängerung um 5 mm (Darstellung in Sagittalebene) (nach Weghorn 2016)

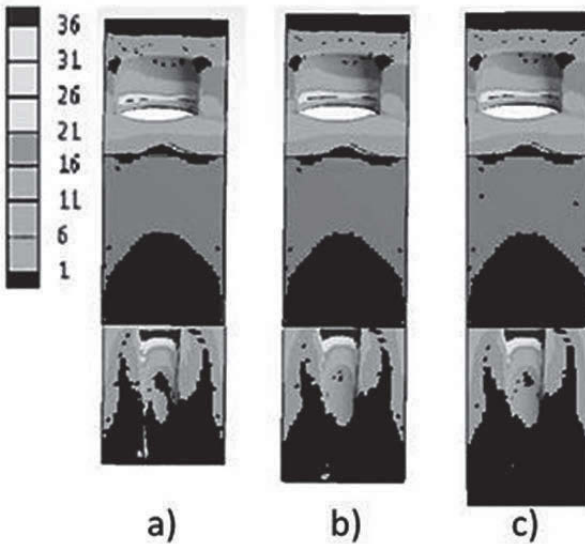


Abbildung 9: Von Mises Spannung in MPa in den Halterungen 1 und 3 (Prothese ausgeblendet) mit a) Schaftverkürzung um 5 mm; b) Ursprungsschaftlänge; c) Schaftverlängerung um 5 mm (Darstellung in Sagittalebene) (nach Weghorn 2016)

Zusammenfassung und Ausblick

Durch die Übertragung medizinischer und biomechanischer Zusammenhänge auf ein numerisches Berechnungsmodell ist die Basis für simulative Analysen geschaffen. Die Validierung des FE-Modells mittels praktischer Versuche unter Zuhilfenahme des Bildkorrelationsverfahrens rechtfertigt weiterführende Untersuchungen an diesem Modell. Durch die Variation der Schaftlänge kann der Einfluss dieses Parameters auf das Gesamtsystem bestehend aus Prothese und umgebenden Knochen erforscht werden.

Es zeigte sich, dass unabhängig von der gewählten Schaftlänge stets die gleiche Anlagefläche zur Kraftübertragung diente. Somit hat die Länge des Schaftendes, solange der minimale Wert von 24 mm Anlagefläche nicht unterschritten wird, beim betrachteten Fall keinen Einfluss auf die Kräfteinleitung in den Knochen.

In weiterführenden Studien wird der Einfluss der Schaftlänge weiter untersucht. Durch Betrachtung weiterer Lastfälle, Berücksichtigung dynamischer Einflüsse oder einer detaillierteren Modellierung der umliegenden Strukturen kann das Verhalten der Prothese im Knochen detaillierter abgebildet und analysiert werden. Zudem müssen medizinische Aspekte wie Nachbildung der Physiologie, Individualität der Patienten, Operationstechniken etc. mit berücksichtigt werden. Hierdurch kann im Anschluss eine optimale Schaftlänge ermittelt werden. Dieses Vorgehen lässt sich auch auf weitere Parameter einer Hüftendoprothese, andere Modelle oder Prothesentypen übertragen und kann so Entwicklern von Endoprothesen neue Impulse geben.

Literaturverzeichnis

- Damm, P., Kutzner, I. 2005: Orthoload, Loading of Orthopaedic Implants.
<http://www.orthoload.com/database>, 16.3.2016
- Ender, S., Macher, A, Hubbe, J., Pap, G., Neumann, H. 2007: Mittelfristige Ergebnisse der zementfreien Schenkelhals-Endoprothese Typ CUT. In: *Der Orthopäde*, 4, 477–483
- Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) 2015: Diagnosen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern, Bonn: Statistisches Bundesamt
- Fuchs, J., Rabenberg, M. & Scheidt-Nave, C. 2013, Prävalenz ausgewählter muskuloskelettaler Erkrankungen. In: *Bundesgesundheitsblatt* 2013, 56, 678-686, Berlin: Springer Verlag
- Fröber, R. 2002: Funktionelle Anatomie des proximalen Femur. In: *OP-Journal*, 17, 86–90, Stuttgart: Georg Thieme Verlag
- Fratzl, P. 2002: Von Knochen, Holz und Zähnen. In: *Physik Journal*, 1 (5), 49-55
- implantcast GmbH 2015, Produktübersicht Hüftsysteeme. Buxtehude

- Jerosch, J., Heisel, J. & Imhoff, A. B. (Hrsg.) 2005: Fortbildung Orthopädie Traumatologie, Bd. 11: Hüfte, Darmstadt: Steinkopff
- Jerosch, J. 2011: Ist kürzer wirklich besser? In: Der Orthopäde, 40 (12) 1075–1083, Berlin: Springer
- Jerosch, J. 2013, Kurzschaftendoprothesen, Wo liegen die Unterschiede. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag
- Kirschner, P. 2005: Hüftendoprothetik. In: Der Chirurg, 76 (1), 95-104
- LIMESS Messtechnik und Software GmbH 2016: DIC – Bildkorrelation. <http://www.limess.com/de/produkte/bildkorrelation>, 16.3.2016
- Rahimi, A. 2013, Numerische Simulation von Knochenumbauvorgängen um zahnärztliche Implantate mit der Finite-Elemente-Methode. Bonn: Universitäts- und Landesbibliothek Bonn
- Richard, H. A. & Kullmer, G. (2013): Biomechanik. Wiesbaden: Springer Verlag
- Schneider, M. (Hrsg) 2016a: Endoprothesen – künstliche Gelenke oder Gelenkersatz. <http://www.leading-medicine-guide.de/Medizinische-Fachartikel/Endoprothesen-kuenstliche-Gelenke-oder-Gelenkersatz>, 16.3.2016
- Schneider, M. (Hrsg) 2016b: Hüftrevision. <http://www.operation-endoprothetik.de/huefte/hueftrevision/>, 16.3.2016
- Schönau, E. 2005: Gesunde Knochen: Muskeln bringen´s. In: UGB-FORUM, 4, 166-169.
- Weghorn, P. 2016: FE-basierte Analyse von Kurzschaftendoprothesen. Bayreuth.
- Winter, E. 2009: Entwicklung und aktueller Stand der Hüftendoprothetik. In: Wintermantel, E. (Hrsg.): Medizintechnik. Berlin: Springer.

Kontakt

Dipl.-Ing. Claudia Kleinschrodt
Dr.-Ing Bettina Alber-Laukant
Prof. Dr.-Ing. Frank Rieg
Universität Bayreuth
Lehrstuhl für Konstruktionslehre und CAD
Universitätsstraße 30
95447 Bayreuth
www.konstruktionslehre.uni-bayreuth.de
Prof. Dr. med. Hans-Georg Simank
Orthopädische und Neurochirurgische Gemeinschaftspraxis Hof
Eppenreuther Straße 28
95032 Hof
www.orthopaedie-hof.de