

FE-Simulation zur Lokalisierung hoch beanspruchter Bereiche in der Hüftpfanne von Endoprothesen

FE-analysis of surface stresses for the tribological system in total hip prostheses

**Bernd-Arno Behrens¹, Gabriele Helms^{1,*},
Olaf Pösse¹, Ingo Nolte², Andrea Meyer-
Lindenberg², Pia Rittmann², Henning
Windhagen³ und Thomas Pressel³**

¹ Institut für Umformtechnik und Umformmaschinen (IFUM), Leibniz Universität Hannover, Produktionstechnisches Zentrum Hannover (PZH), Garbsen, Deutschland

² Klinik für kleine Haustiere der Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland

³ Orthopädische Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland

Zusammenfassung

Die Implantation einer Hüfttotalendoprothese ist ein operativer Eingriff, der in Deutschland häufig aufgrund eines fortgeschrittenen Hüftgelenkschadens sowohl beim Menschen als auch in der Veterinärmedizin beim Hund durchgeführt wird. Das Langzeitergebnis einer Hüfttotalendoprothese wird hauptsächlich durch die aseptische Lockerung der Prothese bestimmt; Abriebpartikel der Gleitpaarung sind für eine Lockerung mit verantwortlich. Zur Analyse der Oberflächenspannungen bei unterschiedlichen Gleitpaarungen wurde ein Finite-Element-Modell generiert, das auf den CAD-Daten einer handelsüblichen Hüfttotalendoprothese basiert. Nach Einleitung einer physiologischen Gelenkkraft wurden Spannungen in den Komponenten der drei Gleitpaarungen Keramik/Polyethylen, Keramik/Keramik und Metall/Polyethylen berechnet. Dabei zeigten sich bei der Gleitpaarung Keramik/Keramik deutlich höhere Spitzenspannungen als bei den beiden übrigen Gleitpaarungen. In weiteren Arbeiten sollen angepasste Prothesen entwickelt werden, die optimale Reib- und Dämpfungseigenschaften der Komponenten sicherstellen.

Schlüsselwörter: Dehnung; FEM; Hüftendoprothese; Spannungsverteilung; Verschleiß.

Abstract

The implantation of a total hip prosthesis is an operation which is performed frequently due to advanced hip joint

damage both in humans and in veterinary medicine in dogs. The long-term result of a hip prosthesis is mainly determined by aseptic loosening of the prosthesis; among other causes, abrasion particles of the tribological pairing are responsible for the loosening. For the analysis of the surface stresses with different tribological pairings, a finite element model was generated which was based on the CAD data of a commercial total hip prosthesis. After transmission of a physiological force in the components of the three tribological pairings ceramic/polyethylene, ceramic/ceramic and metal/polyethylene, stresses were calculated. Stresses in the ceramic/ceramic tribological pairings were conspicuously higher than in the other material pairings. In the future adapted prostheses have to be developed that ensure optimal friction and absorption characteristics of the components.

Keywords: FEA; hip prosthesis; load distribution; strain; wear.

Einleitung

Der endoprothetische Ersatz des Hüftgelenks stellt sowohl in der Humanmedizin als auch in der Veterinärmedizin beim Hund einen häufigen Standardeingriff dar. Ein nach wie vor aktuelles Problem liegt in der aseptischen Lockerung der Prothese. Eine fortgeschrittene Lockerung führt wegen Schmerzen und Folgekomplikationen zu einer kostenintensiven Revisionsoperation mit Wechsel der Endoprothese, was zudem für den jeweiligen Patienten äußerst belastend ist. Eine Ursache der aseptischen Lockerung sind Abriebpartikel, die von den Prothesenoberflächen der Gleitpaarung stammen [1, 8, 13, 19] und zu einer partikelinduzierten Osteolyse führen können. Der Abrieb kann verstärkt werden durch Fehlbelastungen im künstlichen Gelenk, die zu lokalen Druckspannungsspitzen führen [12]. Bei beginnender Lockerung erhöhen sich die Fehlbelastungen, und der Verschleiß nimmt weiter zu. Explantierte Prothesenpfannen weisen Verschleißspuren auf, die das Phänomen des zunehmenden Verschleißes sichtbar machen. Allgemein ist Verschleiß definiert als der fortschreitende Materialverlust aus der Oberfläche eines festen Körpers, der durch mechanische Ursachen hervorgerufen wird, d.h. Kontakt- und Relativbewegungen eines festen, flüssigen oder gasförmigen Gegenstandes [5].

Verschiedene Arbeiten haben sich mit der Untersuchung von Kontaktspannungen und Verschleiß bei verschiedenen Gleitpaarungen künstlicher Hüftgelenke befasst; dabei wurden in den meisten Fällen einzelne Gleitpaarungen untersucht [9, 11, 16] während nur weni-

*Korrespondenz: Dipl.-Ing. Gabriele Helms, Institut für Umformtechnik und Umformmaschinen (IFUM), Leibniz Universität Hannover, Produktionstechnisches Zentrum Hannover (PZH), An der Universität 2, 30823 Garbsen, Deutschland
Tel.: +49-511-762 2161
Fax: +49-511-762 3007
E-mail: helms@ifum.uni-hannover.de

ge Studien verschiedene Materialpaarungen miteinander vergleichen [6].

Die hier vorgestellte Studie untersucht deshalb verschiedene klinisch eingesetzte Gleitpaarungen auf Unterschiede in den Kontaktflächen und den auftretenden Spannungen in den Gleitpartnern.

Material und Methode

Auf Basis von 3D-computer aided design (CAD)-Daten einer kommerziell erhältlichen Hüfttotalendoprothese der Firma Aesculap (Aesculap AG & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland) wurde ein dreidimensionales FE-Modell bestehend aus Prothesenkopf, Inlay, Pfanne und Prothesenschaft erstellt. Da in der vorliegenden Untersuchung der Fokus auf dem Tribosystem des künstlichen Gelenks liegt, wurden nur das Inlay und der Prothesenkopf numerisch betrachtet, mit Tetraederelementen vernetzt (Abbildung 1) und durch ein idealelastisches Werkstoffmodell beschrieben. Die Pfanne und der Prothesenschaft (beide nicht in der Abbildung dargestellt) wurden als ideale Starrkörper angenommen und ihre Oberflächen mit 4-Knotenschalenelementen vernetzt. Zudem wurden für die Berechnungen mit dem FE-Solver Abaqus/Standard (Abaqus Inc., Providence RI, USA) folgende Randbedingungen gewählt:

Im Gleitspalt zwischen Pfanne und Kopf wurde Coulombsche Reibung angenommen, wobei die Reibungskraft der Normalkraft proportional ist (es gilt $F_R = \mu \cdot F_N$). μ ist werkstoffabhängig und wird als Reibungskoeffizient oder auch Reibungszahl bezeichnet. Der Prothesenkopf wurde während der gesamten Simulation formschlüssig über dem Konus des Prothesenschaftes fixiert, dem kein Freiheitsgrad ermöglicht wurde. Das Protheseninlay wurde außermittig mit einer Kraft F_{Res} von 1518 N belastet, die der Gelenkbelastung eines 98 kg schweren Menschen bei der Standbeinphase des Ganges entspricht [3, 4]. Die Richtung der Krafteinleitung wurde den Arbeiten der Arbeitsgruppe um Bergmann entnommen [2–4, 7]. Drei Werkstoffpaarungen wurden untersucht, die auch praktisch in der Hüftendoprothetik eingesetzt werden: Keramik/Polyethylen (PE), Keramik/Keramik und Titan/PE [14]. Für die Werkstoffe wurden folgende Elastizitätsmoduln (E-Moduln) gewählt:

- Keramik $E=400.000$ MPa,
- Titanlegierung $E=110.000$ MPa,
- Polyethylen (UHMWPE) $E=1000$ MPa.

Der Elastizitätsmodul ist ein Materialkennwert aus der Werkstofftechnik, der den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung unter mechanischer Beanspruchung eines festen Körpers bei einer reversiblen Verformung beschreibt.

Um die Generierung des Modells zu vereinfachen, wurde es senkrecht und nicht in der implantierten Position dargestellt.

Ergebnisse

Die in der Simulation berechneten Dehnungen in den Prothesenkomponenten sind in Abbildung 2 im Schnitt durch die xz-Ebene für die drei Werkstoffkombinationen dargestellt. Bei allen untersuchten Gleitpaarungen ist der Bereich höchster Dehnung in der Kontaktfläche zwischen Pfanneninlay und Prothesenkopf lokalisierbar, der aufgrund der außermittig einwirkenden Kraft seitlich von der Mittelsenkrechten der Pfanne liegt.

Für die Paarungen Titanprothesenkopf/PE-Inlay (1. Simulation) und Keramikprothesenkopf/PE-Inlay (3. Simulation) ergibt sich eine ähnliche Dehnungsverteilung. Es ist ein großflächiger Bereich auf der Seite des Pfanneninlays erkennbar, in dem die höchsten Dehnungen auftreten. Im Gegensatz dazu konzentrieren sich die Maximaldehnungen bei der Werkstoffkombination Keramik/Keramik (2. Simulation) auf einen deutlich kleineren Bereich.

Die in den Simulationen berechneten Kontaktspannungen an der Oberfläche des Pfanneninlays (Abbildung 3) ergeben für die Gleitpaarung Keramik/Keramik wesentlich größere Spitzenwerte als für die Kombinationen aus

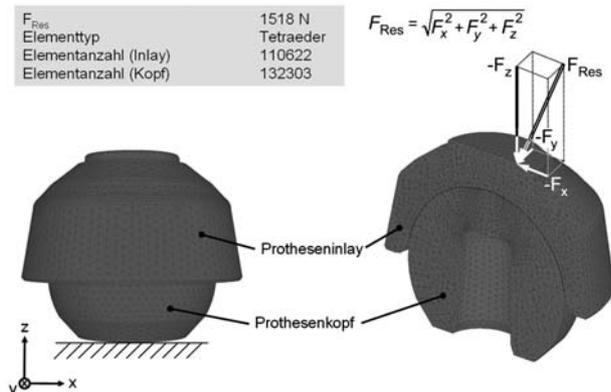


Abbildung 1 Ausgangssituation in der FEM.

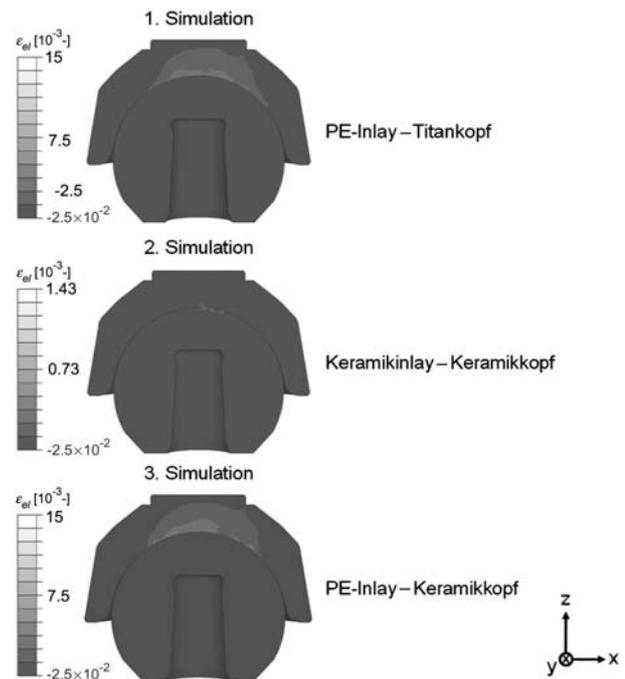


Abbildung 2 Dehnungen in den Kontaktflächen der Werkstoffpaarungen.

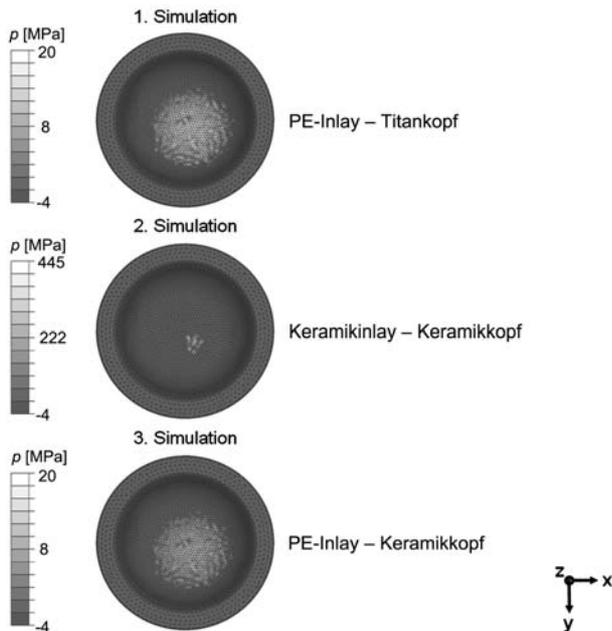


Abbildung 3 Auftretende Kontaktspannungen in den untersuchten Pfanneninlays.

Titan- bzw. Keramikkopf mit Polyethyleninlay (Tabelle 1). Dabei konzentrieren sich die hohen Spannungen bei der Keramik/Keramik-Paarung auf eine kleinere Kontaktfläche als es bei den anderen untersuchten Werkstoffpaarungen der Fall ist. Diese grundsätzlich verschiedenen Dehnungs- und Spannungsverteilungen sind auf die unterschiedlichen E-Moduln der verwendeten Werkstoffe zurückzuführen. Die berechneten Maximalwerte der Dehnungen und der Kontaktspannungen sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Diskussion

Die hier durchgeführte simulative Betrachtung des künstlichen Gelenks hat gezeigt, dass grundsätzlich die Verteilungen und Spitzen von Spannungen und Dehnungen von der gewählten Werkstoffkombination abhängig sind. Dabei treten die größten Spannungen im Gleitspalt von reinen Keramikpaarungen auf, da sich aufgrund des hohen E-Moduls beider Gelenkpartner bei der aufgebrachten Kraft eine Kontaktfläche einstellt, die im Vergleich zu den Simulationen der anderen Werkstoffpaarungen klein ist. Dies ist auf die geringe elastische Verformung des Keramikwerkstoffs zurückzuführen. Keramik/Keramik-Paarungen haben aufgrund ihrer Oberflächeneigenschaften günstige Reibverhältnisse, gleichzeitig ist jedoch die Dämpfung minimal.

Bei den anderen beiden Materialpaarungen sind die Kontaktspannungen deutlich geringer. Grund hierfür ist die Tatsache, dass bei gleicher Belastung die Gleitpaarungen mit einem Pfanneninlay aus PE wegen der größeren elastischen Verformung größere Kontaktflächen und wesentlich bessere Dämpfungseigenschaften haben.

Die Untersuchung hat außerdem gezeigt, dass Prothesenköpfe aus Titan und Keramik unter Belastung in das PE-Inlay gedrückt werden, was bei Bewegung zu einer Materialschädigung führen kann. Künstliche Hüftgelenke mit einem Pfanneninlay aus PE verschleifen in der Regel schneller als Keramik/Keramik-Werkstoffpaarungen [17]. Im hier betrachteten statischen Belastungsfall der Einbeinstandphase beim Gang waren die elastischen Verformungen im PE-Inlay bei Verwendung eines Titanprothesenkopfes geringer als bei einem Keramikkopf. Die stärkere Verformung des Titankopfes gegenüber dem eher starren Keramikkopf führt zu einer Entlastung des PE-Inlays.

Teoh et al. [15] untersuchten auf Basis eines elastisch-plastischen Finite-Element-Modells die Kontaktspannungen eines PE-Inlays in Verbindung mit einem Chrom-Kobalt-Prothesenkopf während eines Gangzyklus. Die Oberflächenspannungen waren im Vergleich zum hier vorgestellten Modell im superior-posterioren Pfannenteil konzentriert und lagen unter 8 MPa, was etwas niedriger ist als in der hier vorgestellten Studie. Eine Druckverteilung, die im kranialen Teil der Pfanne lokalisiert ist, fanden Liu et al. [9] in der FE-Studie einer Polyethylenpfanne mit Chrom-Kobalt-Oberfläche. Sie ermittelten Maximaldrücke von 47 MPa. Spannungen in den Komponenten einer Keramik-Keramikgleitpaarung wurden in einer Arbeit von Mak und Jin untersucht [11]. Die Autoren fanden maximale Vergleichsspannungen nach von Mises konzentriert an der Spitze des Keramikkopfes und des korrespondierenden Pfannenteils von 58 MPa. Die ermittelten Kontaktspannungen der hier vorgestellten Arbeit liegen deutlich über den zuvor genannten. Die Unterschiede in Größe und räumlicher Verteilung der Spitzenspannungen in beiden Gelenkpartnern lassen sich durch zahlreiche Effekte erklären: In den oben genannten Arbeiten wurden Polyethylenpfannen verwendet, die lediglich mit Metall bzw. Keramik beschichtet waren, während in der hier vorgestellten Studie ein PE-Inlay ohne eine dazugehörige Metallpfanne untersucht wurde. Verdonschot et al. [18] berichten, dass die Dicke eines Metallinlays in einer Polyethylenpfanne einen deutlichen Einfluss auf die Kontaktfläche und Spannungsspitzen in den Gelenkpartnern hat. Auch das Spiel zwischen den Gelenkpartnern beeinflusst die Kontaktfläche und die Spannungen [10, 11, 15], so dass sich Studien nur schwer vergleichen lassen, die unterschiedliche Designs der Gleitpaarungen, verschiedene Richtungen und Größen der Krafteinleitung und ein unterschiedliches Gelenkspiel verwenden. Bei der Simulation der Keramik/Keramik-Gleitpaarung in der vorliegenden Studie konzentriert sich die Spannung auf eine sehr geringe Fläche, was zu hohen Spitzenspannungen führt. Bei geänderten

Tabelle 1 Auftretende Maximalwerte bei den Simulationen der untersuchten Werkstoffpaarungen.

Gleitpaarung/Parameter	Titan/PE	Keramik/Keramik	Keramik/PE
Max. Dehnung [-]	$78,16 \times 10^{-4}$	$14,29 \times 10^{-4}$	$77,61 \times 10^{-4}$
Max. Kontaktspannung [MPa]	15,91	443,49	15,72

Geometrien der Gelenkpartner könnte eine größere Kontaktfläche mit deutlich geringeren Maximalspannungen auftreten. Dieser Effekt soll in weiteren Simulationen analysiert werden.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen in Übereinstimmung mit der Literatur, dass Prothesenelemente von künstlichen Hüftgelenken nicht gleichmäßig beansprucht werden. Um die Lebensdauer einer Prothese zum Wohle des Patienten zu erhöhen, könnten die Eigenschaften verschiedener spezieller Werkstoffe kombiniert werden. In weiteren Studien soll untersucht werden, inwieweit hoch beanspruchte Bereiche im Inlay mit Keramikwerkstoffen und weniger beanspruchte Bereiche mit PE versehen werden können, um sowohl günstige Dämpfungs- als auch geringe Verschleißigenschaften in einem Pfanneninlay verknüpfen zu können. Bei Kombination von Werkstoffen mit hohem Elastizitätsmodul wie z. B. Keramik/Keramik sollte bei Design und Herstellung auf einen optimalen Flächenschluss der Komponenten geachtet werden um Beschädigungen durch lokale Spannungsspitzen zu vermeiden.

Die hier vorgestellten Untersuchungen zeigen außerdem, dass sich statische Beanspruchungen mit dem erstellten Simulationsmodell realitätsnah abbilden lassen. Für den praktischen Einsatz lässt sich aber allein aus den statischen Untersuchungen nicht auf eine ideale Werkstoffpaarung schließen. Die Fortführung der Arbeiten sieht deshalb neben den statischen auch dynamische Untersuchungen vor. Weiterhin soll die Oberfläche der Prothesenkomponenten geometrisch variiert werden. Erst dann wird es möglich sein, einen individuellen Gelenkersatz für jeden Patienten bestehend aus Prothesengeometrie und zugehöriger Werkstoffpaarung zu bestimmen.

Danksagung

Die vorgestellten Arbeiten wurden im Rahmen des Teilprojekts D5 des Sonderforschungsbereichs 599 „Zukunftsfähige biore-sorbierbare und permanente Implantate aus metallischen und keramischen Werkstoffen“ durchgeführt. Die Autoren danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die finanzielle Unterstützung des Projektes.

Literatur

- [1] Aspenberg P, Van der Vis H. Migration, particles, and fluid pressure. A discussion of causes of prosthetic loosening. *Clin Orthop Relat Res* 1998; 352: 75–80.
- [2] Bergmann G. In vivo Messung der Belastung von Hüftimplantaten. Berlin: Dr. Köster 1997.
- [3] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, et al.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech* 2001; 34: 859–871.
- [4] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Linke H. Hip joint forces during load carrying. *Clin Orthop* 1997; 335: 190–201.
- [5] Deutsches Institut für Normung e.V. DIN 50320: Verschleiß. 1979.
- [6] Edidin AA, Kurtz SM. Influence of mechanical behavior on the wear of 4 clinically relevant polymeric biomaterials in a hip simulator. *J Arthroplasty* 2000; 15: 321–331.
- [7] Graichen F, Bergmann G. Four-channel telemetry system for in vivo measurement of hip joint forces. *J Biomed Eng* 1991; 13: 370–374.
- [8] Ingham E, Fisher J. Biological reactions to wear debris in total joint replacement. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2000; 214: 21–37.
- [9] Liu F, Jin ZM, Grigoris P, Hirt F, Rieker C. Contact mechanics of metal-on-metal hip implants employing a metallic cup with a UHMWPE backing. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2003; 217: 207–213.
- [10] Mak MM, Besong AA, Jin ZM, Fisher J. Effect of microseparation on contact mechanics in ceramic-on-ceramic hip joint replacements. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2002; 216: 403–408.
- [11] Mak MM, Jin ZM. Analysis of contact mechanics in ceramic-on-ceramic hip joint replacements. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2002; 216: 231–236.
- [12] Oki H, Ando M, Omori H, et al.: Relation between vertical orientation and stability of acetabular component in the dysplastic hip simulated by nonlinear three-dimensional finite element method. *Artif Organs* 2004; 28: 1050–1054.
- [13] Saleh KJ, Thongtrangan I, Schwarz EM. Osteolysis: medical and surgical approaches. *Clin Orthop Relat Res* 2004: 138–147.
- [14] Semlitsch M, Willert HG. Implant materials for hip endoprotheses: old proofs and new trends. *Arch Orthop Trauma Surg* 1995; 114: 61–67.
- [15] Teoh SH, Chan WH, Thampuran R. An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty. *J Biomech* 2002; 35: 323–330.
- [16] Udofia IJ, Yew A, Jin ZM. Contact mechanics analysis of metal-on-metal hip resurfacing prostheses. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2004; 218: 293–305.
- [17] Ungethüm M, Plitz W. Implantate und Biomaterialien, Normung und Prüfung. In: Wirth CJ, Hrsg. *Praxis der Orthopädie. Band II: Operative Orthopädie*. Stuttgart/New York: Thieme Verlag 2001: 21–45.
- [18] Verdonschot N, Vena P, Stolk J, Huiskes R. Effects of metal-inlay thickness in polyethylene cups with metal-on-metal bearings. *Clin Orthop Relat Res* 404; 2002: 353–361.
- [19] Wooley PH, Schwarz EM. Aseptic loosening. *Gene Ther* 2004; 11: 402–407.