

Modellierung der Beanspruchung von Hüftendoprothesen im Knochen. Grundlegende Versuche zur Rissbildung in Modellknochen bei Krafteinwirkung mittels Prothese.

Joerg SUBKE¹, Olaf NALIK¹, Martin PITZER¹, Joerg GOLLNICK¹
¹ Technische Hochschule Mittelhessen, Gießen

Kontakt E-Mail: joerg.subke@lse.thm.de

Kurzfassung. Im Rahmen des Forschungsprojekts HENDOSEA sollen die experimentellen und theoretischen Grundlagen aufgebaut werden, um die Lockerung von Hüftprothesen mittels der Schallemission zu beurteilen.

Das Thema dieser Arbeit ist, die Belastung zwischen Prothese und Knochen mit der Finite-Element-Modellierung nachzubilden und die entstehenden Rissysteme unter den Aspekten Elastizitätsmoduln, Belastungsart und -richtungen zu bewerten.

Im Fokus stehen die 3-achsigen Spannungen des Knochens, die während der Bewegung der Körpermasse eines Menschen über eine Hüftendoprothese auf den Oberschenkelknochen entstehen.

Es wurde wie folgt vorgegangen:

Für den Aufbau der Modelle wurde eine Hüftendoprothese aus Titan 3-dimensional gescannt und mit Hilfe von CAD-Werkzeugen in ein FEM-Modell überführt. Der Knochen wurde als Hohlzylinder modelliert, dessen Geometrie aus anatomischen Daten angepasst wurde.

Als Materialdaten wurden der E-Modul von Titan nach der Materialkarte der FEM-Software Dynasim und die E-Moduln von Knochen aus der Literatur verwendet.

Homogene Materialmodelle wurden für die Modellbildung als Ausgangsbasis verwendet, um ein grundlegendes Verständnis bei den später geplanten komplexen Belastungsversuchen einsetzen zu können.

In den folgenden Untersuchungen wurde die Endoprothese mit einer konstanten Geschwindigkeit in den Knochen eingeführt. Der Belastungsvorgang wurde solange durchgeführt, bis sich ein Rissystem im Knochen ausbildet. Als Kriterium für die Rissbildung wurde eine maximale Dehnung des Knochenmaterials angenommen. Sobald die Dehnung eines FEM-Elements erreicht wird, wird das FEM-Element eliminiert und die Rissentwicklung beginnt. Dabei wurden in den einzelnen Untersuchungsläufen die Materialparameter systematisch variiert, und die Rissentwicklung in Abhängigkeit der Materialparameter untersucht.

Im nächsten Schritt werden die Ergebnisse aus FEM-Simulation mit den Ergebnissen der Experimente abgeglichen und die Modellparameter der Simulation angepasst.

0 Einführung

Die Analyse der Lockerung von Hüftendoprothesen in der klinischen Biomechanik ist aufgrund der zahlreichen Operationen ein wichtiges Forschungsgebiet. Durch die wachsende Lebenserwartung der Patienten und der begrenzten Anzahl von Revisionsoperationen ist die frühzeitige Diagnose der Lockerung der Hüftendoprothese und die zeitnahe Therapie entscheidend, um die Mobilität der Patienten bis ins hohe Alter zu erhalten. Die Entwicklung eines Verfahrens auf der Basis der Schallemissionsanalyse soll die Möglichkeit eröffnen, die therapeutischen Maßnahmen und notwendigen Operationen optimal zu planen. Dafür sind biomechanische Studien zur Belastungssituation im Knochen nach Implantation der Prothese als Ausgangssituation notwendig.

In bisherigen Studien wurden die Belastungen zwischen Knochen und Hüftendoprothese meistens mit Hilfe von Finite-Elemente-Modellen und/oder mit Hilfe von Lastexperimenten analysiert. Rohlmann et al (1983) [1] haben bei seinen Berechnungen eine perfekte Verbindung zwischen Knochen und Endoprothese vorausgesetzt, die Spannungen unter verschiedenen Lasten berechnet, aber eine Rissbildung nicht betrachtet. Verdonschot und Huiskes (1996) [2] entwickelten ein numerisches Schadensmodell für zyklische Belastungen, um die Ermüdung auf der Basis von Mikrorissen zu analysieren. Sie setzten bei ihrem Modell den Zusammenhang zwischen der Spannung und der Anzahl der Ermüdungszyklen bis zum Bruch voraus. Die Vorgehensweise wurde von Stolk et al (2003) [3] verfeinert und für die Finite-Elemente-Modelle optimiert, mit der die Risslänge in Abhängigkeit der Belastungszyklen bei Knochenzement in einer vorklinischen Studie numerisch untersucht wurde.

McCormack und Prendergast (1996) [4] haben mit Hilfe der Finite-Elemente die Verbindung zwischen Endoprothese, Knochenzement und Knochen unter einer Torsionsbelastung untersucht. Sie haben die Positionen sowie die Winkel der Risse relativ zur Endoprothese dokumentiert und die Höhe der Spannungsintensität als Vektor dargestellt.

Cristofolini et al (2007) [5] haben zementierte und nicht-zementierte Hüftendoprothesen in künstlichen Knochen in einer in vitro Studie untersucht. Die Prothesen wurden zyklisch nach Alltagsaktivitäten belastet und die Mikrobewegungen an 4 verschiedenen Stellen des Kunstknochens gemessen. Nach den Belastungszyklen wurden die Risse mikroskopisch aufgenommen, die länger als 0.05mm waren.

Die meisten bekannten Modelle beschreiben nicht die bruchdynamischen Verhältnisse, die durch die 3-achsigen Belastungen des Knochens bei Implantation der Hüftendoprothese entstehen.

Ziel der Arbeit ist daher die Entwicklung von grundlegenden Modellen zur Berechnung der Ausgangssituation nach Einsetzen der Hüftendoprothese. Erkenntnisse zu dieser Ausgangssituation, die Aufschluss zur Dynamik der späteren Rissbildung geben können, sind ein wichtiger Ausgangspunkt für alle bruchdynamischen Experimente, speziell auch für den Einsatz der Schallemission.

1 Methode

1.1 Modellbildung

Zur Untersuchung der bruchdynamischen Verhältnisse des Knochens bei Einwirkung von Kräften während der Implantation einer Endoprothese wurden ausgehend von einer Hüftendoprothese (Zimmer, USA) und einem durchschnittlichen ausgewachsenen Oberschenkelknochen (Femur) einfache Modelle angenommen. Mit Hilfe dieser Modelle

wird das Eindringen der Prothese in den Knochenschaft nachgestellt und die dabei entstehenden Belastungen am Knochen simuliert. Durch die Vorgabe einer maximalen Materialbelastung des Knochens können am Modell Risse induziert werden. Durch eine Variation der Parameter bei diesen Modellen wird die unterschiedliche Entwicklung der Rissysteme betrachtet.

Das Finite-Elemente-Modell wird mittels der Software Hypermesh (Altair®HyperMesh; <https://altairhyperworks.com>) erzeugt und besteht aus einem angenäherten Knochen in Form eines Zylinders mit 2.5mm Wanddicke und 15mm Außendurchmesser, sowie einer vereinfachten Prothese, die in Form eines Konus gegeben ist. Das FEM-Modell des Knochens besteht aus 45000-Hexaederelementen und 63000 Knoten mit einer Kantenlänge von 0.5mm. (Abb. 1). Als Material der Hüftendoprothese wurden die Eigenschaften von Titan ausgewählt.

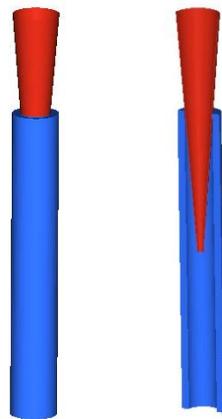


Abb. 1. Vereinfachtes Rechenmodell; rechts: Schnittbild des Knochens zur Darstellung der kegelstumpfförmigen Endoprothese im Innenraum.

Bei unseren Untersuchungen wird das grundlegende Verhalten des Knochens untersucht, wobei die individuellen Schwankungen der Knochengometrie nicht betrachtet werden. Die Materialeigenschaften des Femurs wurden aus der Literatur entnommen [6]. Durch den zellulären Aufbau des Knochens ergibt sich ein elastisches Verhalten, das sich längs des Knochens, radial zur Querschnittfläche des Knochens und tangential zur Querschnittfläche des Knochens unterscheidet (siehe Tab. 1).

Tabelle 1. Elastizitätsmoduln des Oberschenkelknochens nach Reilly & Burstein in [6]

Knochenrichtung	E-Modul
Länge	17 GPa
Radial	11 GPa
Tangential	11 GPa

1.2 Parametervariation und Versagenskriterien

Es wurden insgesamt 3 einfache Varianten des Knochens aufgebaut, die die gleiche Geometrie aufweisen, aber über unterschiedliche E-Moduln verfügen.

Tabelle 2. E-Modulvarianten des Knochenmodells

Varianten-Nr.	E_längs	E_radial	E_tangential
1	11 GPa	11 GPa	11 GPa
2	17 GPA	17 GPA	17 GPA
3	17 GPA	11 GPa	11 GPa

Das Verhalten des Knochens wird als linear-elastisch bis zum Bruch angesehen. Auf der Basis einer maximalen Dehnung von 4% werden zwei unterschiedliche Kriterien studiert, die zum lokalen Versagen des Knochens führen können:

a) vonMises Vergleichsdehnung (ϵ_{vM})

$$\epsilon_{vM} = \sqrt{\left(\epsilon_{xx}^2 + \epsilon_{yy}^2 + \epsilon_{zz}^2 - (\epsilon_{xx} * \epsilon_{yy} + \epsilon_{yy} * \epsilon_{zz} + \epsilon_{zz} * \epsilon_{xx}) + 3(\gamma_{xy}^2 + \gamma_{yz}^2 + \gamma_{zx}^2)\right)}$$

b) maximale Schubdehnung

$$\gamma_{max} = \frac{(\epsilon_I - \epsilon_{III})}{2} \quad \text{mit den Hauptdehnungen} \quad \epsilon_I > \epsilon_{II} > \epsilon_{III}$$

Wenn das Kriterium des Versagens erfüllt ist, wird das zugehörige Element gelöscht und es entstehen danach veränderte Lastpfade in der Struktur. Somit werden insgesamt 6 Varianten untersucht (siehe Tab. 3).

Tabelle 3. Varianten des Knochenmodells

Modell-Nr.	E_längs	E_radial	E_tangential	Versagenskrit.
1	11 GPa	11 GPa	11 GPa	a)
2	17 GPA	17 GPA	17 GPA	a)
3	17 GPA	11 GPa	11 GPa	a)
4	11 GPa	11 GPa	11 GPa	b)
5	17 GPA	17 GPA	17 GPA	b)
6	17 GPA	11 GPa	11 GPa	b)

1.3 Finite-Elemente-Simulation

Die FE-Simulationen erfolgen mit dem Programm LS-DYNA (Livermore Software Technology Corporation 2016, LS-DYNA®KEYWORD USERS'S MANUAL VOLUME 1 and II R9.0) dynamisch in einem Zeitraum von 8ms, wobei sich die Prothese mit einer Geschwindigkeit von 0.1m/s bewegt. Die Belastung der Knochenstruktur wird durch den Kontakt zwischen Prothese und Knochen erzeugt.

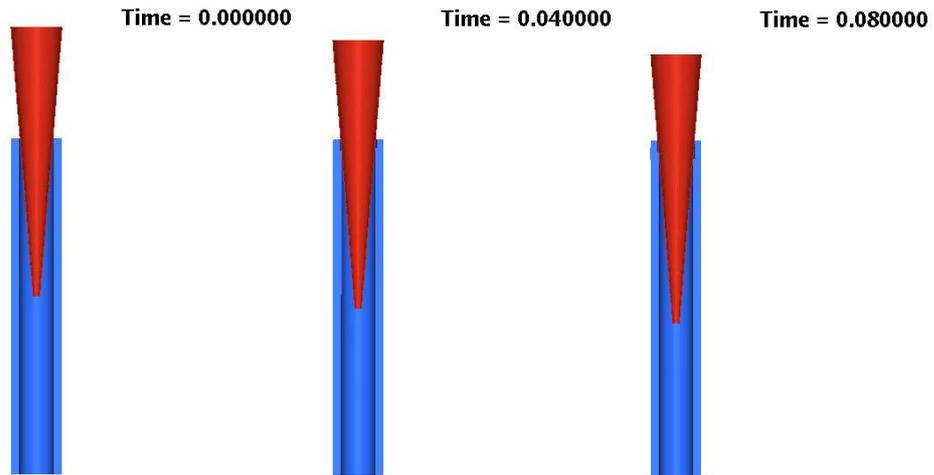


Abb. 2. Eindringen der Prothese in den Knochen mit einer Geschwindigkeit von 0.1ms; Zustand zu drei verschiedenen Zeitpunkten: 0ms, 4ms und 8ms.

2. Ergebnisse

Es wurden die 6 Modellvarianten berechnet. Für die Darstellung der Ergebnisse wurden die Modellvarianten 2 und 5 ausgewählt, um das bruchmechanische Verhalten für die Versagenkriterien a) und b) zu den Zeitpunkten 4ms und 8ms darzustellen.

Modell-Nr. (Versagenkrit. a)	t = 4ms	t = 8ms
1		
2		
3		

Abb. 3. Modelle 1 bis 3 aus Tabelle 3 – Deformationen (Detail) und versagende Knochenkontur für das Versagenkriterium a).

Modell-Nr. (Versagenskrit. b)	t = 4ms	t = 8ms
4		
5		
6		

Abb. 4. Modelle 4 bis 6 aus Tabelle 3 – Deformationen (Detail) und versagende Knochenkontur für das Versagenskriterium b).

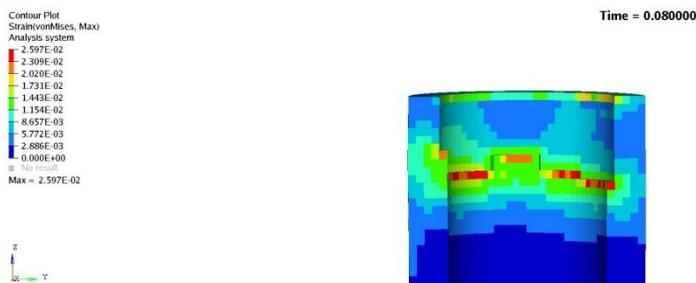


Abb. 5. Modell 1– Deformation (Detail) mit Dehnungsverteilung

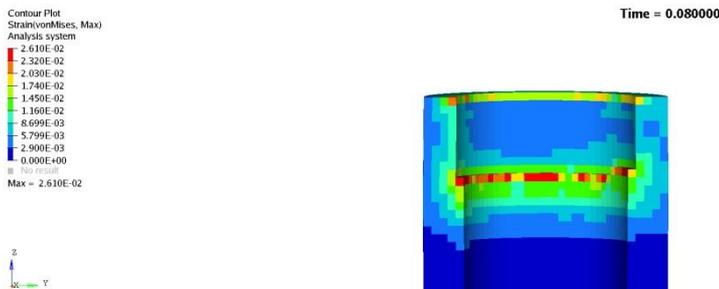


Abb. 6. Modell 2 – Deformation (Detail) mit Dehnungsverteilung

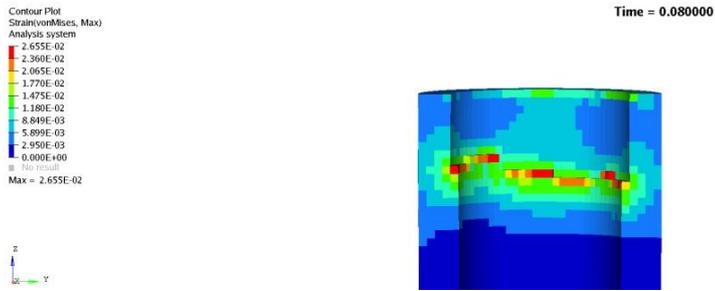


Abb. 7. Modell 3 – Deformation (Detail) mit Dehnungsverteilung

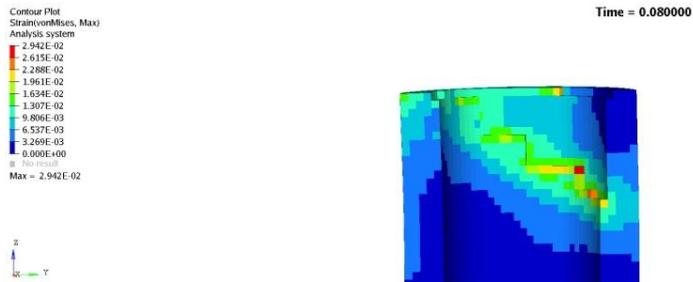


Abb. 8. Modell 4 – Deformation (Detail) mit Dehnungsverteilung

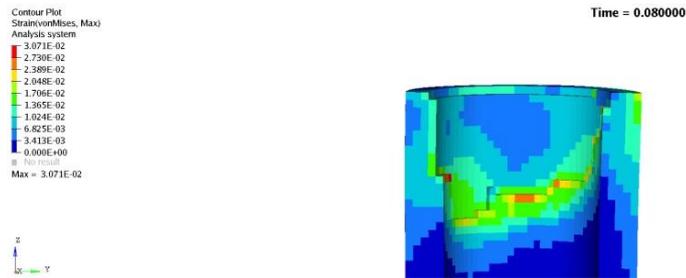


Abb. 9. Modell 5 – Deformation (Detail) mit Dehnungsverteilung

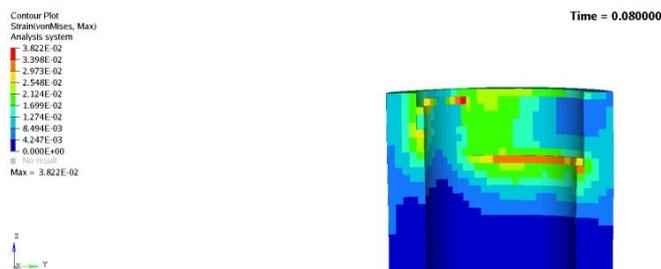


Abb. 10. Modell 6 – Deformation (Detail) mit Dehnungsverteilung

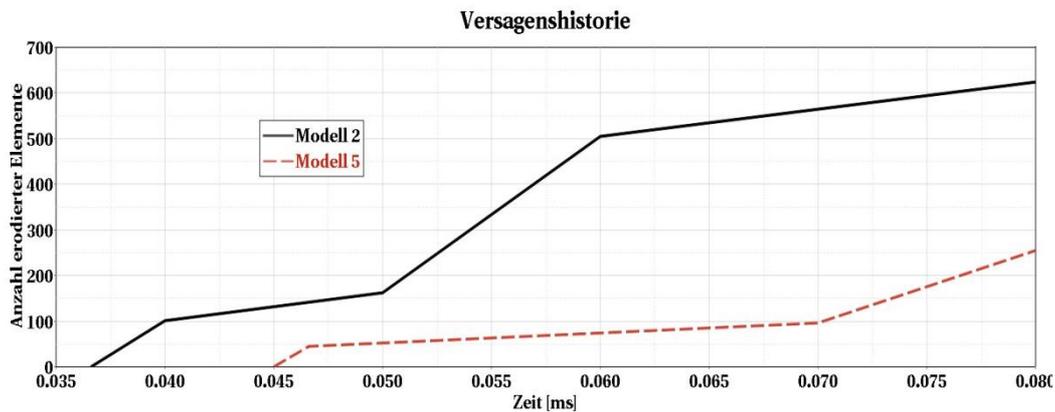


Abb. 11. Versagenshistorie auf Basis der Anzahl erodierter Elemente (exemplarisch für die Simulationsvarianten 2 und 5 dargestellt).

3. Diskussion

Als erste Annäherung an den komplexen Sachverhalt der Belastungsanalyse im Stadium der Implantation zeigt sich, dass das Versagenskriterium a) auf Basis der Vergleichsdehnung in der zeitlichen Abfolge früher zum Erstversagen führt. Bei Verwendung der maximalen Schubspannung stellt sich das Versagen später, d.h. bei größerer Strukturdeformation ein. Auch die Anzahl erodierter Elemente ist tendenziell geringer, wie Abbildung 11 zeigt. Es wird eine Elementlage in radialer Richtung gelöscht. Bei qualitativer Bewertung der Ergebnisse und der Annahme einer annähernd rotationssymmetrischen Last sind die Modelle 2, 3 und mit Abstrichen 6 zu bevorzugen, da hier das Versagensbild tendenziell symmetrisch angeordnet ist.

4. Zusammenfassung und Ausblick

Ziel der Arbeit war der Aufbau von grundlegenden Modellen zur Simulation der bruchdynamischen Verhältnisse am Knochen zum Zeitpunkt der Implantation einer Hüftendoprothese. Dazu wurden beispielhaft einfache Modelle des Knochens und einer Endoprothese angenommen. Die Modellierung der komplexen zellulären Strukturen wurde über einfache Hohlzylindermodelle des Knochens unter variierendem E-Modul vorgenommen. Es wurde die Abhängigkeit der Rissentwicklung im Knochen vom E-Modul untersucht. Bezüglich der Schallemissionsanalyse wird die zeitliche Entwicklung der Risse mit Freisetzung von Schallereignissen verglichen. Die Impulssumme der Hits kann durch die Anzahl der zerstörten FEM-Elemente pro Zeiteinheit gleichgesetzt werden. Der Zusammenhang zwischen Hits und der Zerstörung von FEM-Elementen ist durch einen Faktor zu beschreiben, der über eine Kalibrierung zu ermitteln ist.

Referenzen

- [1] Rohlmann A, Mössner U, Bergmann G. Finite-element-analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprothesis. *J. Biomech.* Vol. 16, No 9, pp 727-742, 1983
- [2] Verdonschot N and Huiskes R. A combination of continuum damage mechanics and the finite element method to analyse acrylic bone cement cracking around implants. In: Middleton J, Jones ML, Pande GN (Ed.). *Computer Methods in Biomechanical & Biomedical Engineering.* Gordon & Breach Publishers, 1996
- [3] Stolk J, Verdonschot N, Mann KA, Huiskes R. Prevention of mesh-dependant damage growth in finite-element simulation of crack formation in acrylic bone cement. *J. Biomech* 36, 861-871, 2003
- [4] McCormack BAO and Prendergast PJ. Interface failure in implants cemented with different bone cements – A fracture mechanics analysis. In: Middleton J, Jones ML, Pande GN (Ed.). *Computer Methods in Biomechanical & Biomedical Engineering.* Gordon & Breach Publishers, 1996
- [5] Cristofolini L, Erani P, Savigni P, Grupp T, Thies O, Viceconti M. Increased long-term failure risk associated with excessively thin cement mantle in cemented hip arthroplasty: A comparative in vitro study. *Clin. Biomech* 22, 410-421, 2007
- [6] Frankel VH, Nordin M. *Basic biomechanics of the skeletal systems.* Philadelphia: Lea & Leibinger, 1980