

Annika Krull

**Versagensanalyse modularer  
Revisionsendoprothesen**

# **Versagensanalyse modularer Revisionsendoprothesen**

**Vom Promotionsausschuss der  
Technischen Universität Hamburg**

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor-Ingenieurin (Dr.-Ing.)

genehmigte Dissertation

von

**Annika Krull**

aus

**Beckum, Deutschland**

**2019**

Erster Gutachter:	Prof. Dr. habil. Michael M. Morlock, PhD
Zweiter Gutachter:	Prof. Dr.-Ing. Ralf Pörtner
Vorsitzender des Promotionsausschusses:	Prof. Dr. rer. nat., Dipl.-Phys., Dipl.-Wirt. Phys. Norbert Hoffmann
Tag der mündlichen Promotionsprüfung:	18. April 2019

Berichte aus der Biomechanik

**Annika Krull**

**Versagensanalyse modularer  
Revisionsendoprothesen**

Shaker Verlag  
Düren 2019

**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.

Zugl.: Hamburg, Techn. Univ., Diss., 2019

Copyright Shaker Verlag 2019

Alle Rechte, auch das des auszugsweisen Nachdruckes, der auszugsweisen oder vollständigen Wiedergabe, der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen und der Übersetzung, vorbehalten.

Printed in Germany.

ISBN 978-3-8440-6709-5

ISSN 0946-3232

Shaker Verlag GmbH • Am Langen Graben 15a • 52353 Düren

Telefon: 02421 / 99 0 11 - 0 • Telefax: 02421 / 99 0 11 - 9

Internet: [www.shaker.de](http://www.shaker.de) • E-Mail: [info@shaker.de](mailto:info@shaker.de)

# Danksagung

---

Eine wissenschaftliche Arbeit ist nie das Werk einer einzelnen Person, deshalb ist es an der Zeit, mich bei den Menschen zu bedanken, die mir die Erstellung dieser Dissertation ermöglicht haben.

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftliche Mitarbeiterin im Institut für Biomechanik der Technischen Universität Hamburg unter der Leitung von Herrn **Prof. Dr. habil. Michael M. Morlock, PhD**. Durch ihn erhielt ich die Möglichkeit, mich neben der Lehrtätigkeit mit experimentellen, numerischen und theoretischen Forschungsprojekten zu beschäftigen und in diesem Bereich zu forschen. Durch seinen unerschöpflichen Fundus für zukunftssträchtige Forschungsgebiete war es mir möglich, an einem klinisch aktuell hoch relevanten Thema der orthopädischen Chirurgie zu forschen. Ich möchte mich insbesondere für die stets das Projekt vorantreibenden Gespräche bedanken sowie die Möglichkeit, die Forschungsergebnisse auf nationalen und internationalen Kongressen vorzustellen. Dabei eröffneten sich mir in wissenschaftlicher Hinsicht neue Sichtweisen. Ich lernte sowohl im Rahmen der Forschung, als auch der Lehre einige Lektionen für das spätere Leben. All das habe ich nie als selbstverständlich angesehen. Herzlichen Dank!

Herrn **Prof. Dr.-Ing. Ralf Pörtner** möchte ich für die Gutachtertätigkeit und **Prof. Dr. rer. nat., Dipl.-Phys., Dipl.-Wirt. Phys. Norbert Hoffmann** für die Übernahme des Vorsitzes des Promotionsverfahrens danken.

Herrn **Prof. Dr.-Ing. Nicholas E. Bishop** und **Dr.-Ing. Gerd Huber** danke ich für die engagierte und vertrauensvolle Zusammenarbeit und die fachlich-inhaltliche Betreuung. In vielen fruchtbaren Diskussionen gaben sie mir neue Impulse und wertvolle Anregungen. Als nicht selbstverständlich gilt für mich ihre stete Bereitschaft und über das übliche Maß hinausgehende inhaltliche Hilfestellungen zu geben.

Allen **BIM's** möchte ich für die schöne Zeit danken. Meine vier Jahre bei ihnen waren die bisher angenehmsten, herzlichsten und definitiv auch lehrreichsten Jahre meines Arbeitslebens. Und dabei habe ich nicht nur Wissenschaftliches, sondern auch viel Persönliches gelernt! Die Kollegialität und die stets vorhandene Hilfsbereitschaft in der Gruppe Biomechanik sind etwas ganz besonders und ich werde diese Zeit missen. Danke für die schöne Zeit!

Nicht vergessen möchte ich die **studentischen Hilfswissenschaftler** – wir haben uns gegenseitig in unseren Tätigkeiten im Arbeitsalltag und in Bezug auf diese Arbeit unterstützt.

Weiterhin danke ich der Firma **Peter Brehm GmbH**, die durch ihr finanzielles Engagement und die Bereitstellung der Prothesenkomponenten das Projekt sehr gefördert hat. Besonderer Dank geht hier an Herrn **Dipl.-Ing. (Univ.) Gerhard Kappelt**. Er hat durch seine umfangreichen E-Mail-Erklärungen viel Input für die Forschung gebracht.

Ein besonderer Dank gilt meiner **Familie**, die mich jederzeit unterstützt und meine Ausbildung stets gefördert haben. Sie legten den Grundstein für meinen Werdegang und die Erreichung (nicht nur) meiner beruflichen Ziele.

Und nun an letzter Stelle in dieser Aufzählung – aber definitiv der größte Dank geht an meinen zukünftigen Mann **Christian Oettinger**. Er gibt mir in jeder Lebenslage die notwendige Geduld und Rückhalt. Durch seine Unterstützung und Nachsicht wurde mir nicht nur die Umsetzung meiner Arbeit in dieser Form möglich, sondern darüber hinaus auch die Verwirklichung einige Ziele und Träume im privaten und sportlichen Bereich.

# Kurzzusammenfassung

---

Seit der Einführung der Hüftendoprothetik in den 1960er Jahren erweist sich diese als ausgezeichnetes und zuverlässiges Behandlungsverfahren für die Endstadien einer Hüftpathologie. Zunehmende Beliebtheit in der Orthopädie gewinnen modulare Hüftendoprothesen durch zusätzliche Konusverbindungen zwischen den Prothesenkomponenten. Besonders im Rahmen komplexer Revisionseingriffe bietet die Modularität den Vorteil der intraoperativen Flexibilität zur Wiederherstellung der individuellen Patientenanatomie und -biomechanik. Die Konusverbindung ist aufgrund physiologischer Belastungen Spannungen und Relativbewegungen ausgesetzt. Die Kontaktflächen am Konusübergang neigen daher zum Frettingverschleiß. Als Konsequenz steht die Konusverbindung im Zusammenhang mit einem erhöhten Risiko eines mechanischen Versagens.

Das Ziel dieser Arbeit war die Identifikation von Parametern, welche die Versagensrate von Konusverbindungen modularer Revisionsendoprothesen beeinflussen. Mit einem tieferen Verständnis für den Versagensfall und -mechanismus sollen klinische Ergebnisse verbessert und potenzielle Versagensfaktoren detektiert werden. Klinische, analytische, experimentelle und numerische Untersuchungen wurden zur Identifikation und Beschreibung des genauen Versagensmechanismus der modularen Konusverbindung vorgenommen. Der Einfluss von endoprothetischen designtechnischen-, patientenspezifischen- und chirurgischen Risikofaktoren eines Konusversagens wurde bewertet.

Die analytischen Untersuchungen wurde verwendet, um die Festigkeit der Konusverbindung unter ungeschädigter, ermüdeteter und korrodierteter Bedingung abzuschätzen. Basierend auf experimentellen Erkenntnissen wurde ein Finite-Elemente-Kontaktmodell der Konusverbindung entwickelt, um Relativbewegungen und das Potenzial für Frettingverschleiß an der Konusoberfläche unter physiologischen Belastungen für variierte Füge- und Designparameter zu untersuchen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit verdeutlichen, dass das Versagen der Konusverbindung modularer Revisionsendoprothesen zumeist multifaktoriell begründet ist. Klinische Risikofaktoren für das Versagen sind distal unzementierte Revisionsendoprothesenschäfte, ein hohes Patientengewicht und eine hohe Patientenaktivität, ein kleiner intramedullärer Markraumdurchmesser des Oberschenkelknochens sowie ein starker Knochenverlust bei fehlender proximal-medialer Unterstützung. Eine Vergrößerung des Konusdurchmessers stellte die effektivste Möglichkeit zur Erhöhung der Konusfestigkeit und demnach Reduzierung des Konusversagens dar. Jedoch erfordert dies eine gleichzeitige Vergrößerung der äußeren Endoprothesenabmaße und ist primär eine Option bei größeren Patienten mit einem ausreichend großen Markraum des Oberschenkelknochens. Intraoperativ verringert eine angemessene Fügekraft den Frettingverschleiß, jedoch nicht die lokalen Größen, die für die Versagensinitiierung verantwortlich sind. Ebenso fördert eine gewissenhafte intraoperative Reinigung der Konusverbindung eine höhere Konusfestigkeit und gewährleistet eine effektive Prävention gegen Kontamination der Konusverbindung.

Bei ungünstigen Lastbedingungen, schwereren und aktiveren Patienten wird dennoch ein Monoblockendoprothesensystem für die Gewährleistung der Versagenssicherheit für den Patienten vorgeschlagen. Monoblockendoprothesen zeichnen sich dabei durch eine einteilige Prothesenkomponente, ohne modulare Konusverbindung, aus. Grundsätzlich zeigen Monoblockprothesen zufriedenstellende Ergebnisse, weisen jedoch eine eingeschränkte Möglichkeit der Rekonstruktion der patientenindividuellen Anatomie auf.

# Shortsummary

---

Since the 1960s, total hip replacement has proven to be an excellent and reliable treatment for degeneration of the hip joint. Modular implant components allow patient-specific geometry to be reconstructed, which can be especially important in complex revision operations. A tapered pressfit connection is generally employed to join components but this can also present a weak link. Fretting corrosion at interfaces due to physiological cyclic loading can result in mechanical failure.

The aim of this thesis was the identification of parameters that influence the failure rate of taper junctions of modular revision hip implants. Clinical retrieval analysis, experimental investigations and numerical modelling were undertaken to identify and describe the failure mechanism of modular taper junctions. The influences of implant design, and patient and surgical risk factors on cone failure were assessed.

Retrieved failed implants revealed fatigue failure of the male component of the modular connection. A mathematical model was used to estimate the strength of the modular junction under undamaged, fatigued, and corroded conditions. Supported by experimental findings, a finite element contact model of the taper junction was also developed to investigate relative motions and the potential for fretting wear of the junction surfaces under physiological loading for varied assembly and geometry conditions.

The results suggest that the failure of the taper junction tends to be multifactorial. Clinical risk factors were shown to include uncemented, distally fixed revision stems, high patient weight and activity, a small diameter femoral canal, and the absence of proximal medial bone support.

Increasing the taper diameter presented the most effective way to increase the taper strength and thus reduce taper failure. However, this necessitates an increase in the stem diameter so that it is an option only in patients with large canal diameters. Increasing the assembly force intraoperatively reduces the total volume of fretting wear, but not the local severity, suggesting that this may provide limited protection against fatigue crack initiation.

In heavier and more active patients, elimination of the modular connection is proposed as the only safe solution.

# Inhaltsverzeichnis

---

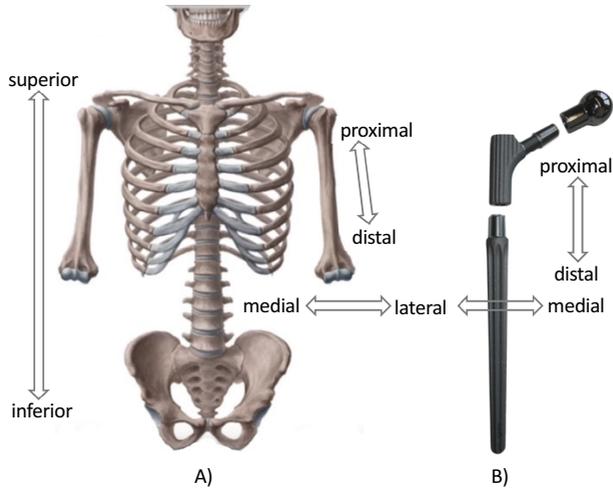
<b>Danksagung</b> .....	<b>iii</b>
<b>Kurzzusammenfassung</b> .....	<b>iv</b>
<b>Shortsummary</b> .....	<b>v</b>
<b>Terminologie</b> .....	<b>ix</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>x</b>
<b>Kapitel 1. Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1. Zielstellung.....	5
1.2. Aufbau der Arbeit .....	5
<b>Kapitel 2. Stand des Wissens</b> .....	<b>7</b>
2.1. Natürliches Hüftgelenk .....	7
2.1.1. <i>Anatomie und Biomechanik des natürlichen Hüftgelenks</i> .....	7
2.1.2. <i>Erkrankungen und Indikationen für den Ersatz des natürlichen Hüftgelenks</i> .....	9
2.2. Künstliches Hüftgelenk .....	10
2.2.1. <i>Primärendoprothetik: Aufbau, Funktionen und Anforderungen</i> .....	10
2.2.2. <i>Revisionsendoprothetik: Aufbau, Funktionen und Anforderungen</i> .....	14
2.3. Korrosion und Verschleiß .....	16
2.3.1. <i>Korrosionsmechanismen und -arten</i> .....	16
2.3.2. <i>Verschleißmechanismen und -arten</i> .....	18
2.4. Bruchmechanik .....	19
2.4.1. <i>Belastungsvorgänge</i> .....	20
2.4.2. <i>Bruchmechanismen und -arten</i> .....	21
2.4.3. <i>Ermüdung und Korrosion</i> .....	21
2.5. Endprothetisches Versagen durch Korrosion und Verschleiß .....	22
2.6. Zusammenfassung .....	24
<b>Kapitel 3. Analyse klinischer Versagensfälle und -mechanismen</b> .....	<b>27</b>
3.1. Einleitung .....	27
3.2. Material und Methode .....	28
3.2.1. <i>Modulares Revisionsendoprothesensystem</i> .....	28
3.2.2. <i>Charakterisierung der Konusverbindung</i> .....	29
3.2.3. <i>Explantatanalyse</i> .....	30
3.3. Ergebnisse.....	31
3.3.1. <i>Charakterisierung der Konusverbindung</i> .....	31
3.3.2. <i>Explantatanalyse</i> .....	31
3.4. Diskussion .....	36
3.5. Zusammenfassung .....	39

<b>Kapitel 4. Parametrische Spannungsanalyse .....</b>	<b>41</b>
4.1. Einleitung .....	41
4.2. Material und Methode .....	42
4.2.1. <i>Spannungsanalyse</i> .....	42
4.2.2. <i>Validierung der Spannungsanalyse</i> .....	44
4.3. Ergebnisse.....	46
4.3.1. <i>Spannungsanalyse</i> .....	46
4.3.2. <i>Experimentelle Validierung der Spannungsanalyse</i> .....	48
4.4. Diskussion .....	49
4.5. Zusammenfassung .....	52
<b>Kapitel 5. Experimentelle Analyse von Versagen beeinflussenden Parametern .....</b>	<b>53</b>
5.1. Einleitung .....	53
5.2. Material und Methode .....	55
5.2.1. <i>Ausgangsparameter der experimentellen Analyse</i> .....	55
5.2.2. <i>Eingangsparameter der experimentellen Analyse</i> .....	59
5.3. Ergebnisse.....	60
5.4. Diskussion .....	64
5.5. Zusammenfassung .....	66
<b>Kapitel 6. Numerische Analyse von Frettingverschleiß.....</b>	<b>67</b>
6.1. Einleitung .....	67
6.2. Material und Methode .....	67
6.2.1. <i>Numerische Analyse</i> .....	68
6.2.2. <i>Frettingverschleiß</i> .....	70
6.3. Ergebnisse.....	71
6.3.1. <i>Frettingverschleiß</i> .....	71
6.3.2. <i>Experimentelle Validierung des numerischen Modells</i> .....	79
6.4. Diskussion .....	80
6.5. Zusammenfassung .....	82
<b>Kapitel 7. Optimierung – mögliche Designkonzepte .....</b>	<b>83</b>
7.1. Einleitung .....	83
7.2. Material und Methode .....	84
7.2.1. <i>Prothesengeometrie</i> .....	84
7.2.2. <i>Untersuchte Parameter der Optimierung</i> .....	88
7.3. Ergebnisse.....	89
7.4. Diskussion .....	96
7.5. Zusammenfassung .....	98
<b>Kapitel 8. Schlussfolgerung und Ausblick .....</b>	<b>101</b>
8.1. Schlussfolgerung .....	101
8.2. Ausblick .....	107

<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>111</b>
<b>Anhang.....</b>	<b>131</b>
Anhang A: Einfluss der in das Halsteil eingebrachten Bohrungen.....	132
Anhang B: Bestimmung des Setzweges zwischen Halsteil und Prothesenschaft.....	135
Anhang C: Konvergenzanalyse des numerischen Modells.....	138
Anhang D: Untersuchung der in-vivo aufgebrauchten Fügekraft (in-situ-Studie).....	139
Anhang E: Herleitung des Frettingverschleißes.....	141
<b>Lebenslauf .....</b>	<b>145</b>

# Terminologie

---



Anatomische Lagebezeichnungen am A) Menschen und B) Prothesensystem.

# Abkürzungsverzeichnis

---

## Abkürzungsverzeichnis

Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , Ke	Aluminiumoxid, Keramik
CCD	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel
CoCr	Kobalt-Chrom
E-Modul	Elastizitätsmodul
FE	Finite Elemente
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
MACC	mechanically assisted crevice corrosion; mechanisch unterstützte Korrosion
MRP	modulares Revisionsendoprothesensystem
NaCl	Natriumchlorid
RP	Referenzpunkt
SD	Standardabweichung
Ti	Titanlegierung
TOV	torsionsfreies Vorspanninstrumentarium

## Zeichenerläuterungen

### Griechische Buchstaben

$\mu$	Reibwert
$\alpha$	Konuswinkel
$\beta$	Antetorsionswinkel
$\delta$	Konuswinkel
$\Delta$	Offset; Abstand der anliegenden Gelenkkraft zum Wirkungsort (Konusverbindung)
$\Delta_x$	horizontaler Abstand der anliegenden Gelenkkraft zum Wirkungsort (Konusverbindung)
$\Delta_y$	vertikaler Abstand der anliegenden Gelenkkraft zum Wirkungsort (Konusverbindung)
$\varepsilon$	Dehnung
$\theta$	Konuswinkel Halsteil
$\sigma$	Spannung
$\sigma_{bmax}$	maximale Biegespannung
$\sigma_{ermüdet}$	ermüdeter Materialzustand
$\sigma_{korrodiert}$	korrodierter Materialzustand
$\sigma_{ungeschädigt}$	ungeschädigter Materialzustand

### Lateinische Buchstaben

A	Bruchdehnung, Kontaktfläche
D	Druckkraft
E	Elastizitätsmodul
F	physiologische Gelenkkraft
F <sub>IN</sub>	Fügekraft
F <sub>K</sub> , F <sub>M</sub>	Körpergewicht, Abduktionsmuskelkräfte
F <sub>N</sub>	Normalkraft
F <sub>OUT</sub>	Abzugskraft

$F_R$	resultierende Hüftkontaktkraft
$H$	Kontaktflächenhärte
$H_K, h_M$	Hebelarm
$l$	Inkrement
$I_b$	Flächenträgheitsmoment
$K$	Proportionalitätsfaktor
$K_W$	Verschleißkoeffizient
$M_b$	Biegemoment
$M_K, M_M$	Drehmoment
$p$	Kontaktdruck
$R$	durchschnittlicher Konusradius
$R_e$	Streckgrenze
$R_m$	Zugfestigkeit
$R_z$	Rauigkeit
$s$	Relativbewegung
$V_{wear}$	Verschleißvolumen
$W_z$	Welligkeit
$x$	Offset
$y_b$	Abstand der neutralen Faser
$\gamma_{min}, \gamma_{max}$	negative Konuswinkeldifferenz, positive Konuswinkeldifferenz
$\rho_{MW}$	mittlerer Kontaktdruck