

---

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik  
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München  
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

---

**In vitro Analyse  
des Abriebs- und Migrationsverhaltens  
der Hemiprothese am Hüftgelenk**

**DISSERTATION**

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von

**Valerie Frein von Weitershausen**

aus  
München

2012

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München**

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. med. Wolfgang Böcker Priv. Doz. Dr. med. Thomas M. Grupp
Mitbetreuung durch die promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. Farhad Mazoochian Dr. med. Florian Schmidutz, M. Sc.
Dekan: FRCR	Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser, FACR,
Tag der mündlichen Prüfung:	14.06.2012

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b> .....	S. 6
1.1. Die Koxarthrose.....	S. 6
1.2. Die Hüftendoprothese.....	S. 8
1.2.1. Die Totalendoprothese.....	S. 8
1.2.2. Die Oberflächenersatzprothese.....	S. 9
1.2.3. Die Hemiprothese.....	S. 10
1.3. Zielsetzung der Arbeit.....	S. 12
1.3.1. Grundlage.....	S. 12
1.3.2. Übertragung der Hüftgelenksanatomie auf die Prothese.....	S. 12
1.3.2. Ziel der Arbeit.....	S. 15
1.4. Gesamtkonzept.....	S. 16
1.5. Fragestellung der Arbeit.....	S. 17
<b>2. Material und Methoden</b> .....	S. 18
2.1. Überblick über den Versuchsaufbau .....	S. 18
2.2. Die Schafshüfte als Versuchsmedium.....	S. 19
2.3. Pfannenmodell.....	S. 23
2.4. Prothesenköpfe.....	S. 24
2.4.1. Prothesenköpfe mit glatter Oberfläche.....	S. 24
2.4.2. Prothesenköpfe mit Aufrauung der Oberfläche.....	S. 24
2.5. Geräte & Chemikalien.....	S. 25
2.5.1. Hüftgelenksimulator.....	S. 25
2.5.2. Knochenzement und Kontaktlösungsmittel.....	S. 27
2.6. Hard- & Software.....	S. 28
2.6.1. Computer.....	S. 28
2.6.2. Digitalkamera.....	S. 28
2.6.3. Analyseprogramm Catman ® Professional 4.0 mit Wegeaufnehmer.....	S. 28

2.7.	Präparation und Fixierung der Acetabula.....	S. 29
2.8.	Versuchsablauf.....	S. 31
2.8.1.	Vorversuche.....	S. 31
2.8.1.1.	Beurteilung des Pfannenabriebs.....	S. 32
2.8.1.2.	Beurteilung des Kopfabriebs.....	S. 32
2.8.2.	Versuche mit physiologischen Acetabula.....	S. 33
2.8.2.1.	Beurteilung des Pfannenabriebs.....	S. 34
2.8.2.2.	Beurteilung des Kopfabriebs.....	S. 34
2.8.2.3.	Quantifizierung des Abriebs.....	S. 34
2.8.3.	Versuche mit arthrotisch veränderten Acetabula.....	S. 35
2.8.3.1.	Beurteilung des Kopfabriebs.....	S. 36
2.8.3.2.	Quantifizierung des Abriebs.....	S. 36
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>S. 37</b>
3.1.	Vorversuche.....	S. 37
3.1.1.	Beurteilung des Pfannenabriebs.....	S. 37
3.1.2.	Beurteilung des Kopfabriebs.....	S. 40
3.2.	Versuche mit physiologischen Acetabula.....	S. 44
3.2.1.	Beurteilung des Pfannenabriebs.....	S. 44
3.2.2.	Beurteilung des Kopfabriebs.....	S. 47
3.2.3.	Quantifizierung des Abriebs.....	S. 52
3.3.	Versuche mit arthrotisch veränderten Acetabula.....	S. 58
3.3.1.	Beurteilung des Kopfabriebs.....	S. 58
3.3.2.	Quantifizierung des Abriebs.....	S. 67
<b>4.</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>S. 74</b>
4.1.	Ziel.....	S. 74
4.2.	Protrusion bei aktuellen Hemiprothesen.....	S. 75
4.3.	Hypothese der Spannungsverteilung nach Pauwels.....	S. 77
4.4.	Abrieb von Hemiprothesen im arthrotischen Gelenk.....	S. 78
4.5.	Identifizierung von Lage, Form und Größe einer Muldung.....	S. 79
4.6.	Migrationsverhalten im Hüftgelenk.....	S. 80
4.7.	Schlussfolgerung.....	S. 82
4.8.	Klinische Bedeutung und Ausblick.....	S. 83

<b>5.</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	S. 85
<b>6.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	S. 87
<b>7.</b>	<b>Anlagen</b> .....	S. 94
	7.1. Tabellarischer Anhang.....	S. 94
	7.2. Studie zum Bewegungsausmaß der Schafshüfte.....	S. 98
	7.3. Graphiken & Exceltabellen der Versuche.....	S. 99
<b>8.</b>	<b>Danksagung</b> .....	S.127

# 1. Einleitung

## 1.1. Die Koxarthrose

Die Koxarthrose ist eine degenerative Erkrankung des Hüftgelenks, welche im Laufe der Zeit chronisch fortschreitet. Hierbei kommt es zur progressiven Zerstörung des Gelenks, insbesondere des Knorpels, was zu einer zunehmend schmerzhaften Funktionseinschränkung führt.

Hinsichtlich der Pathogenese wird zwischen einer primären und einer sekundären Form unterschieden. Die primäre, idiopathische Koxarthrose tritt im fortgeschrittenen Alter auf Grund von Verschleißerscheinungen des Hüftgelenks auf. Weitaus häufiger ist hingegen die sekundäre Koxarthrose, welche sich aus präarthrotischen Deformitäten entwickelt. Beispiele hierfür sind Hüftdysplasien, Traumata sowie abgelaufene Erkrankungen wie der Morbus Perthes, die Coxitis fugax oder die bakterielle Coxitis.

Typische Symptome der Erkrankung sind Schmerzen und Bewegungseinschränkungen, welche in frühen Stadien durch Belastungs- und Anlaufschmerzen gekennzeichnet sind. Im weiteren Verlauf können Ruheschmerzen und Bewegungseinschränkungen auftreten, welche v.a. durch eine eingeschränkte Innenrotation, Flexion sowie Ab- und Adduktion charakterisiert sind.

Neben der häufig typischen Klinik zeigen sich in der Beckenübersichts- und Lauensteinaufnahme Gelenkspaltverschmälerungen, osteophytäre Anbauten, vermehrt subchondrale Sklerosierungen sowie Geröllzysten.

Die Therapie der Koxarthrose beinhaltet sowohl konservative als auch operative Maßnahmen. Im Vordergrund der konservativen Therapie steht im Initialstadium die Behandlung mittels Analgetika, intraartikulärer Injektionen, physikalischer Therapie und Krankengymnastik, im Verlauf sind häufig orthopädische Hilfsmittel nötig.

Bei progredienter Funktionseinschränkung des Hüftgelenks und Versagen der konservativen Therapie sollte die Indikation zur Operation gestellt werden. Hierbei stehen im Wesentlichen drei verschiedene Operationsverfahren zur Verfügung: korrigierende Osteotomie, Arthrodesse und Einsatz einer Endoprothese.

Korrigierende Osteotomien, valgusierend oder varisierend, führen lediglich zur Beseitigung statischer Gelenkfehler und zur Artikulation gesunder Gelenkflächen. Das Problem der

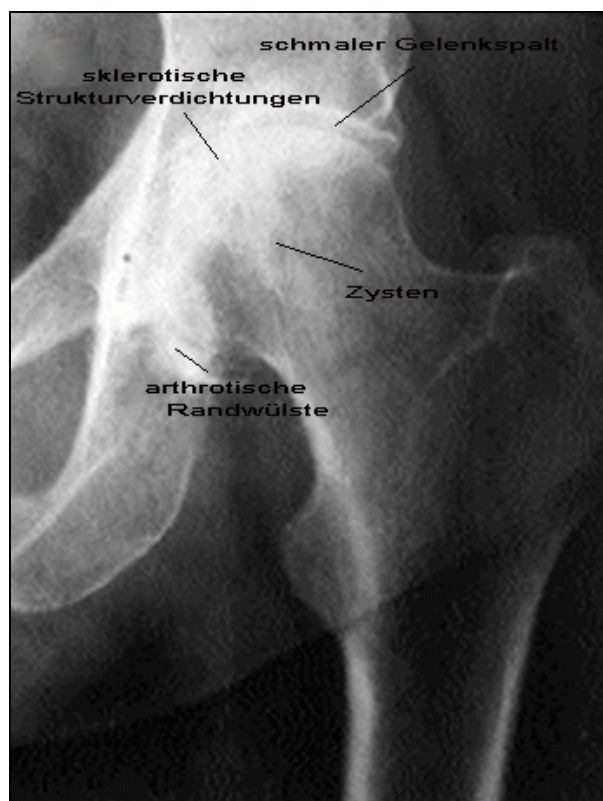
Arthrose wird hierdurch zumeist nicht behoben, bei frühzeitiger Operation wird aber häufig ein verlangsamer Arthroseverlauf beobachtet und die Indikation zum Einsatz einer Endoprothese später gestellt.

Früher erfolgte bei einseitiger Koxarthrose junger Patienten die Therapie mittels Arthrodese, einer Gelenkversteifung. Auf Grund massiver Bewegungseinschränkungen findet dieses Verfahren heute kaum noch Anwendung.

Die wichtigste und mittlerweile beste Behandlung der fortgeschrittenen Koxarthrose ist der Gelenkersatz durch Implantation einer Hüftendoprothese.

[7,13]

Sie hat sich in den letzten Jahren zu den erfolgreichsten Verfahren der Orthopädie entwickelt. Allein in Deutschland werden jährlich etwa 200.000 Prothesenimplantationen an Hüftgelenken auf Grund eines Oberschenkelhalsbruches oder einer Koxarthrose vorgenommen, weltweit sind es über 1 Million. [10,13]



**Abbildung 1: Koxarthrose**

Lauensteinaufnahme der linken Hüfte mit radiologisch erkennbaren Arthrosezeichen:  
schmaler Gelenkspalt, sklerotische Strukturverdichtungen,  
Zysten, arthrotische Randwülste. [5]

## 1.2. Die Hüftendoprothese

Standard der operativen Therapie bei Koxarthrose ist der künstliche Gelenkersatz durch Endoprothesen. Im Laufe der letzten Jahrzehnte wurden verschiedenste Endoprothesen entwickelt. Im Wesentlichen können hierbei drei verschiedene Prothesentypen unterschieden werden – die Totalendoprothese, die Oberflächenersatzprothese und die Hemiprothese.

### 1.2.1. Die Totalendoprothese

Die Totalendoprothese stellt einen kompletten Ersatz des natürlichen Hüftgelenks dar. Hierbei wird sowohl das Caput femoris (Hüftkopf) als auch das Acetabulum (Hüftpfanne) ersetzt. Neben Metall-Polyethylen-Paarungen werden heute Metall-Metall-Paarung aus Chrom, Cobalt und Molybdän (CoCrMo) verwendet. Der Prothesenschaft wird im Femur mit oder ohne Zement verankert. [7,10,13,15,47]

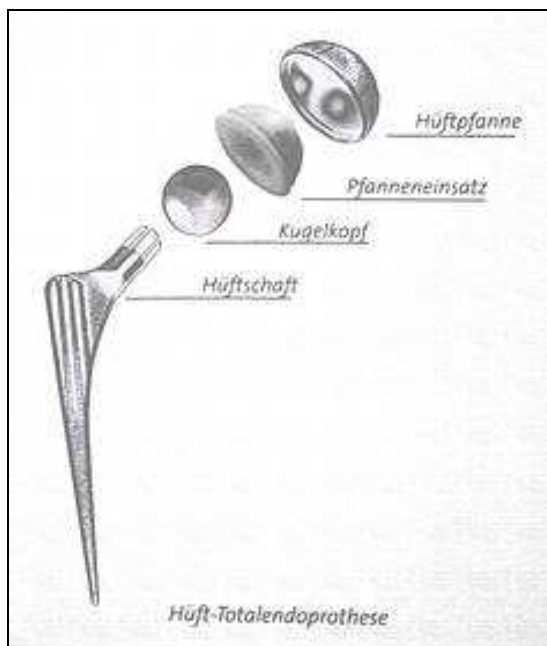


Abbildung 2: Schemazeichnung einer Totalendoprothese [41]



Abbildung 3: Totalendoprothese rechts in situ

Moderne Totalendoprothesen erreichen mittlerweile exzellente Standzeiten. Dennoch kommt es auch weiterhin zu Prothesenlockerungen mit der Notwendigkeit zu Revisionseingriffen. Im Rahmen dieser Eingriffe kommt es häufig zu einem Verlust von Knochensubstanz, was die Verankerung von folgenden Implantaten deutlich erschwert und auch klinisch zu schlechteren



Ergebnissen führt. Insbesondere bei jungen Patienten, die aufgrund ihrer langen verbleibenden Lebensdauer häufig mehrere Revisionseingriffe benötigen, kann der Verlust von Knochensubstanz im Laufe der Zeit zu erheblichen Problemen führen. Daher wurden in den vergangenen Jahren vermehrt Implantate entwickelt, welche eine knochensparende Philosophie verfolgen. Erste Ansatzpunkte wurden bereits seit den 1980er Jahren in Form von Kurzschaft- oder Oberflächen-Prothesen verfolgt. [17,34,48]

### 1.2.2. Die Oberflächenersatzprothese

Eine Alternative zur Totalendoprothese stellt für jüngere Patienten die Oberflächenersatzprothese dar.

Hierbei wird lediglich die Oberfläche des Femurkopfs und der Hüftpfanne ersetzt. Dadurch wird versucht den Knochenverlust möglichst gering zu halten, bei nötigen Revisionseingriffen steht somit ausreichend Knochen zur Implantation einer neuen Prothese zur Verfügung.

Langzeitergebnisse waren beim Einsatz von initial verwendeten Polyethylen-Metall-Paarungen im Vergleich zu konventionellen Femurschaftprothesen allerdings unzufriedenstellend. Verantwortlich hierfür waren der erhöhte Abrieb der dünnen Polyethylenpfannen und die dadurch bedingte Implantatlockerung mit zum Teil ausgedehnten Knochendefekten. [16,59]

Seit Umstellung der Materialien auf Metallpfannen konnten in den letzten Jahren z.B. durch die von McMinn et al. entwickelte Birmingham-Prothese bessere Ergebnisse erzielt werden. [29,30,31] Nach diesem Vorbild entwickeln seit einigen Jahren etliche Hersteller Prothesenmodelle mit unterschiedlichen Materialien und Verarbeitungskonzepten. [10] Langzeitergebnisse stehen bisher aus.



Abbildung 4: Oberflächenersatzprothese (Metall) [38]

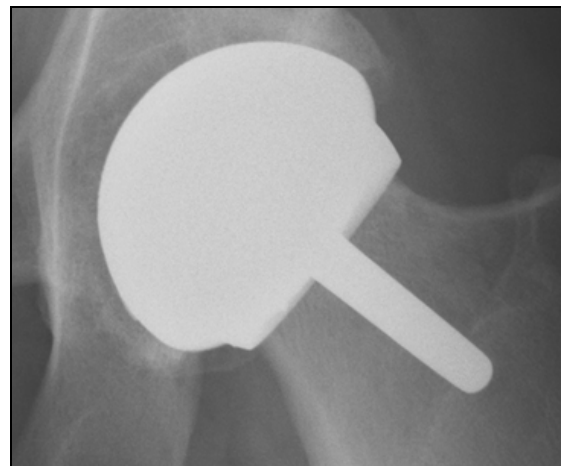


Abbildung 5: Oberflächenersatzprothese links in situ

### **1.2.3. Die Hemiprothese**

Bei der Hemiprothese wird lediglich der Femurkopf ersetzt, ohne zusätzlichen Ersatz des Acetabulums. Unterschieden werden eine unipolare und eine bipolare Kopfprothese, beiden liegt die Implantation eines Femurschafts mit Kopfaufsatz zu Grunde.

#### **Unipolare Hemiprothese**

Thompson [55] und Moore [33] entwickelten Mitte der 50er Jahre unipolare Hemiprothesen und etablierten das Metall als Werkstoff in der Endoprothetik. Ihre einteiligen Prothesentypen zur Behandlung von Schenkelhalsfrakturen artikulierten direkt mit dem natürlichen Acetabulum.

Auf Grund von Protrusion, der Wanderung des Prothesenkopfs in den Beckenknochen, und daraus folgenden chronischen Schmerzzuständen bei arthrotisch veränderten Hüftpfannen wurde dieses Verfahren im Verlauf allerdings weitgehend wieder aufgegeben. [20]

#### **Bipolare Hemiprothese**

Aus den genannten Gründen wurde die bipolare Hemiprothese (Duokopfprothese) entwickelt. Die von Bateman [2] entworfene Duokopfprothese besteht aus zwei auf einen Schaft aufgebrachten Kopfschalen, die sich gegeneinander bewegen können. Ziel ist die Minimierung der Reibungskräfte am natürlichen Acetabulum.

Langzeitergebnisse zeigen aber auch hier hohe Raten an Migrationsvorgängen und Schmerzzuständen auf.

Allerdings wird heute auf Grund des geringen Operationstraumas die Duokopfprothese insbesondere beim Oberschenkelhalsbruch des alten Menschen häufig angewendet. [6,12,14,25,28,32,45]



**Abbildung 6: Unipolare Hemiprothesen**

Unipolare Hemiprothesen, bestehend aus Schaft & Metallkopf.  
Prothesen mit unterschiedlich langen Schäften. [39]



**Abbildung 7: Duokopfprothese links in situ**

Beckenübersichtsaufnahme: Bipolare Hemiprothese links, bestehend aus Schaft und Metallkopf.  
Metallkopf, bestehend aus zwei ineinandergreifenden Metallschalen. [40]

## **1.3. Zielsetzung der Arbeit**

### **1.3.1. Grundlage**

Die operative Therapie der Koxarthrose mittels Implantation von Endoprothesen hat sich zu einem erfolgreichen Verfahren entwickelt. Allerdings sind alle bisher entwickelten Prothesentypen – Totalendoprothese, Oberflächenersatzprothese und Hemiprothese - in ihrer Funktionsfähigkeit aufgrund von Prothesenlockerungen und Materialermüdungen zeitlich begrenzt. Um diese zu beheben sind Revisionseingriffe notwendig. Diese führen allerdings immer zu einem Knochensubstanzverlust und sind daher nicht mehrfach wiederholbar.

Auf Grund dessen wurde speziell für jüngere Patienten in den letzten Jahren nach alternativen Prothesenvarianten gesucht, welche mehr Knochensubstanz erhalten und so Wechseloperationen erleichtern.

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung einer Prothese, bei der primär auf den Ersatz des Acetabulums verzichtet werden kann. Durch Schaffen einer Hemiprothese mit Muldung soll das natürliche Prinzip der gleichmäßigen Spannungsverteilung und physiologischen Kraftübertragung in der Facies lunata simuliert werden.

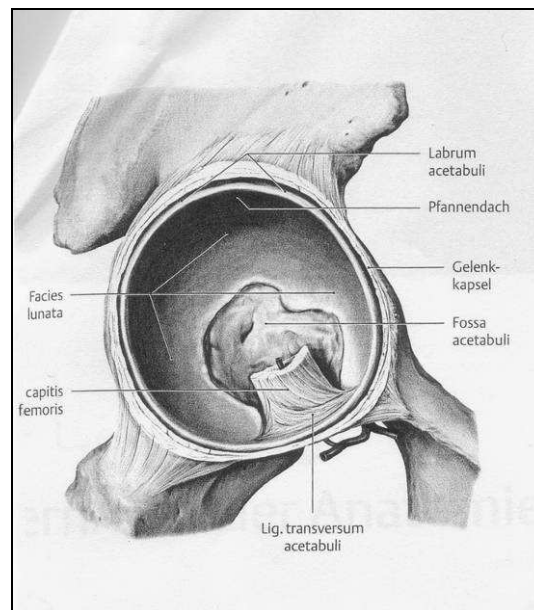
Durch das Schaffen einer physiologischen Spannungsverteilung im Acetabulum soll die bisher aufgetretene Pfannenerosion und hierdurch bedingte Protrusion der Prothese ins Acetabulum verhindert werden.

### **1.3.2. Übertragung der Hüftgelenksanatomie auf die Prothese**

Um eine physiologische Spannungsverteilung zu erreichen orientiert sich die neue Hemiprothese mit Muldung an den morphologischen und funktionellen Gegebenheiten des natürlichen Hüftgelenks.

Im humanen Hüftgelenk artikuliert das Caput femoris (Hüftkopf) mit dem Acetabulum (Hüftpfanne). Das annähernd halbkugelige Acetabulum ist lediglich in einer Randzone von Gelenkknorpel, der Facies lunata, bedeckt. Nur in diesem überknorpelten Bereich, welche die anatomische Gelenkfläche darstellt, wird der vom Hüftkopf ausgeübte Druck auf das Becken übertragen.

Im Zentrum der Pfanne befindet sich die knorpelfreie Fossa acetabuli, deren Boden tiefer liegt als das Niveau der Facies lunata. Sie ist mit einem Fettgewebepolster ausgefüllt und öffnet sich in die beim Aufstehen nach vorne/unten gerichtete Incisura acetabuli, die das Hinterhorn der Facies lunata vom Vorderhorn trennt.



**Abbildung 8: Zeichnung eines Acetabulum** [50]

Hingegen ist das sphärische Caput femoris fast vollständig mit Gelenkknorpel bedeckt. Ausgespart bleibt nur die Fovea capitis, in der das Ligamentum Capitis femoris angeheftet ist. Im distalen Bereich besteht eine der Incisura acetabuli entsprechende Unterbrechung des Knorpelbelags.

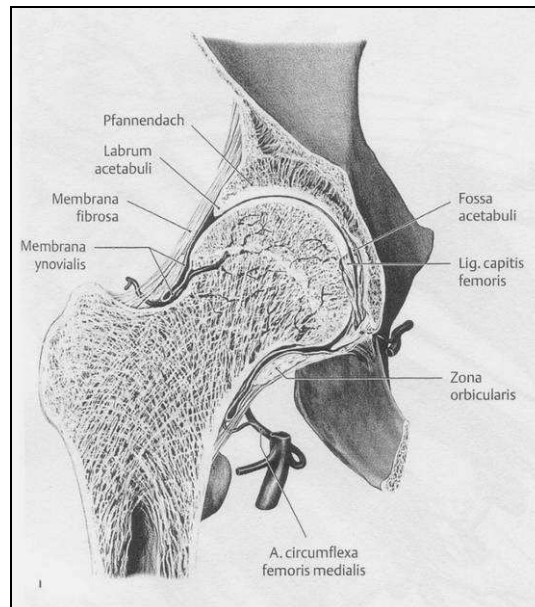
Die exzentrische Ausbreitung des Knorpels über den Femurkopf steht in Zusammenhang mit der mechanischen Beanspruchung des Gelenks. Die Knorpeldicke ist sowohl in der Facies lunata als auch am Caput femoris regional verschieden und richtet sich nach der Höhe der Belastung. Die größte Knorpeldicke mit bis zu vier mm ist hierbei an Orten der höchsten Beanspruchung zu finden.

Caput femoris und Acetabulum sind zwar in ihrer Größe aufeinander abgestimmt, die Krümmungen ihrer Oberflächen entsprechen aber nicht idealen Kugelflächen und sind auch gegeneinander nicht vollkommen kongruent. Der Kopfdurchmesser ist größer als der Pfannendurchmesser. Das führt dazu, dass ein vollständiger Kontakt, und damit die Übertragung der Last in der Tiefe des Gelenks erst unter Belastung und durch Verformung der beiden Gelenkknorpel zustande kommt.

Diese dosierte Inkongruenz ist von wesentlicher Bedeutung für die gleichmäßige Verteilung des Gelenkdrucks. Da sie im Alter abnimmt, kann es zu Überlastungsschäden kommen und somit eine mögliche Ursache der idiopathischen Koxarthrose darstellen.

Unter dem Einfluss des Gelenkdrucks bleiben Gelenkknorpel von Pfanne und Kopf von einer fortschreitenden Ossifikation verschont. Daher bleibt der Gelenkknorpel im mechanisch beanspruchten Gelenk erhalten.

Die Ausdehnung der knorpelbedeckten Flächen repräsentiert jeweils die Summe jener Gebiete, in denen ein bestimmter für die Erhaltung des Knorpelgewebes nötiger Mindestdruck überschritten wird. Die nicht mit Knorpel bedeckten Areale der Fossa acetabuli, der Incisura acetabuli und der Fovea capitis femoris umfassen dementsprechend druckentlastete Zonen.



**Abbildung 9: Zeichnung eines Hüftgelenks mit Acetabulum und Caput femoris** [50]

Zudem unterscheiden sich die knorpelbedeckten Flächen erheblich. Die Facies lunata umfasst ca. 30 % einer Hohlkugel, das Caput femoris fast 60 %. Zudem besteht meist eine geringe Inkongruenz. Je größer die Inkongruenz zwischen Kopf und Pfanne ausgeprägt ist, umso geringer wird der mittlere Abschnitt der Facies lunata belastet. Hierdurch wird der für die Knorpelerhaltung notwendige Druck reduziert. Dies erklärt auch die unregelmäßige Innenbegrenzung der Facies lunata zur Fossa acetabuli, welche auf die durch die Inkongruenz bedingte spezifische Druckverteilung zurückzuführen ist.

Damit der Hüftkopf nicht aus der deutlich kleineren Fossa acetabuli luxiert, besitzt der Außenrand der Facies lunata einen Ring aus straffem kollagenem Bindegewebe, das so

genannte Labrum acetabuli. Das Labrum acetabuli umfasst den größten Umfang des Kopfs und sorgt dafür, dass der Kopf nicht aus dem Acetabulum luxiert.

Zusätzlich überbrückt der Faserring am unteren Pol die offene Incisura acetabuli. [21,22,23,42,43]

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass beim gesunden Menschen die Facies lunata in Verbindung mit dem Ligamentum transversum für eine gleichmäßige Kraftübertragung der Hüftresultierenden auf die Pfanne sorgt.

Bei der Koxarthrose kommt es laut Pauwels durch den Untergang von Knorpelsubstanz an der Facies lunata zu einer Verknöcherung des Ligamentum transversum acetabuli und letztendlich zu einer Fehlbelastung der Facies lunata. Die damit verbundene Entrundung der Pfanne und das zusätzliche Zuwachsen der Fossa acetabuli führen zu einem Ungleichgewicht der Kraftübertragung sowie zu einem Spannungsmaximum im Bereich des Durchtrittspunkts der Hüftresultierenden, was zur Entwicklung bzw. Fortschreiten einer Arthrose führt. [ 42,43]

### **1.3.3. Ziel der Arbeit**

Frühere Hemiprothesen wiesen das Problem einer Pfannenerosion und Kopfmigration auf. Dies ist möglicherweise auf das Fehlen der Fossa acetabuli im Bereich der Facies lunata, und somit einer unphysiologischen Spannungsverteilung zurückzuführen.

Ziel dieser Arbeit ist es daher, das natürliche Prinzip der gleichmäßigen Spannungsverteilung und physiologischen Kraftübertragung der Facies lunata zu simulieren und auf eine Hemiprothese zu übertragen. Hierzu soll an der Hemiprothese eine Muldung angefertigt werden, welche in Größe, Form und Lage der Fossa acetabuli entspricht.

Um die bei arthrotischen Veränderungen bereits auftretende Entrundung der Hüftpfanne zu beheben, wird die Pfanne sphärisch bis zum spongiösen Knochen gefräst. Zusammen mit dem modifizierten Hüftkopf sollte damit wieder eine gleichmäßige Spannungsverteilung erreicht werden und Protrusionen verhindert werden.

## **1.4. Gesamtkonzept**

Ziel der Studie ist die Entwicklung einer Hemiprothese mit Muldung, die die physiologische Spannungsverteilung und Kraftübertragung im humanen Hüftgelenk simuliert. Die Studie untergliedert sich hierzu in mehrere Teilschritte.

### **I. Bestimmung von Lage, Form und Größe einer entsprechenden Muldung**

An erster Stelle steht eine experimentelle biomechanische Versuchsreihe am Hüftgelenksimulator mit dem Ziel das Abrieb- und Migrationsverhalten im Hüftgelenk zu beurteilen. Mit diesen Daten sollen Lage, Form und Größe der erforderlichen Muldung am Prothesenkopf ermittelt werden.

### **II. Protrusionsverhalten von Hemiprothesen mit Muldung**

Im Rahmen einer weiteren Versuchsreihe am Hüftgelenksimulator wird das Protrusionsverhalten von Köpfen mit unterschiedlich ausgelegter Muldung verglichen. Hierbei kommt zum einen die Muldung entsprechend der Größenbestimmung aus Versuchsreihe I zur Anwendung. Zum anderen werden Prothesenköpfe mit Muldung nach bereits bestehenden in vivo Messungen von Bergmann et al. [4] verwendet.

### **III. Mechanische Spannungsanalyse**

Zur Optimierung einer entsprechenden Muldung soll zusätzlich zu den biomechanischen Versuchen eine mechanische Spannungsanalyse mit Hilfe eines Finiten Elemente Modells (FEM) erfolgen. Anhand dieser Messung sollen des Weiteren im Rahmen eines folgenden Projekts die Ergebnisse der Berechnungen am Schaf auf den Menschen übertragen werden.

### **IV. Überprüfung am Tiermodell**

Die Überprüfung der Hemiprothese mit Muldung soll am Schafsmodell erfolgen. Hierzu wird insgesamt 20 Schafen einseitig eine Hüftendoprothese implantiert. Zehn Tiere der ersten Gruppe erhalten eine Hemiprothese mit Muldung, die zehn Tiere der zweiten Gruppe dagegen eine Hemiprothese ohne Muldung. Vergleichbar den Implantationen bei arthrotischen Hüftgelenken wird vor Einbringung der Hemiprothese das Acetabulum bis auf den Pfannengrund sphärisch gefräst. Nach zwölfmonatiger Beobachtungszeit soll die Pfannerosion beider Gruppen verglichen werden.



## 1.5. Fragestellung der Arbeit

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit dem ersten Teilaspekt des Gesamtprojekts.

Anhand einer biomechanischen Versuchsreihe am Hüftgelenksimulator sollte das Abrieb- und Migrationsverhalten im Hüftgelenk untersucht werden, um so Größe, Lage und Form einer Muldung zu bestimmen. Insbesondere sollten dabei folgende Fragen beantwortet werden:

- Wie ist das Migrationsverhalten im Versuchsverlauf charakterisiert?
- An welcher Stelle des Prothesenkopfs entsteht der meiste Abrieb
  - a) bei Artikulation mit physiologischen Acetabula?
  - b) bei Artikulation mit arthrotisch veränderten Acetabula?
- Wie ist eine Muldung des optimierten Prothesenkopfs bezüglich der Form, Lage und Größe zu wählen?

## 2. Material und Methoden

### 2.1. Überblick über den Versuchsaufbau

Im Rahmen einer experimentellen biomechanischen Untersuchung wurde das Migrationsverhalten im Hüftgelenk simuliert und somit die Stelle des meisten Abriebs am Prothesenkopf bestimmt. Anschließend wurde mit Hilfe dieser Daten die Muldung für die optimierte Hemiprothese berechnet.

Hierzu wurde im ersten Schritt durch einen Hüftgelenksimulator Bewegung und Abrieb in einem Schafsgelenk simuliert. Hierbei artikulierten sphärisch gefräste Schafsacetabula und metallene Kopfprothesen (Cobalt-Chrom-Molybden-Köpfe) miteinander.

Das Acetabulum wurde dazu in physiologischer Lage im Simulator fixiert, so dass die Hüftkopfprothese durch eine vertikale Kraftkomponente auf das Acetabulum wirkte. Durch den Hüftgelenksimulator konnte zudem die typische Kräfteverteilung unter Bewegung – der so genannte „*double-peak*“ [4] – simuliert werden.

Zur Beantwortung der Fragestellung wurde die Arbeit in drei Versuchsreihen gegliedert:

- 1) Vorversuche
- 2) Versuche mit physiologischen Acetabula
- 3) Versuche mit arthrotisch veränderten Acetabula.

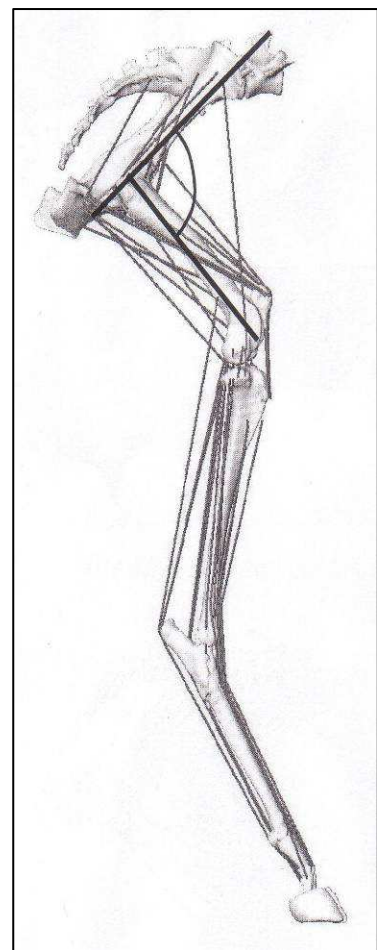
Das Migrationsverhalten wurde dabei mit einem angeschlossenen Wegeaufnehmer bestimmt. Um die Stelle des meisten Abriebs zu beurteilen wurden Negativabdrücke der Acetabula angefertigt und eine makroskopische Begutachtung der Prothesenköpfe vorgenommen. Anhand dieser Daten erfolgte die dreidimensionale Berechnung der optimalen Form, Lage und Größe der entsprechenden Muldung der Hemiprothese.

## 2.2. Die Schafshüfte als Versuchsmedium

Als Versuchsmedium wurde in der vorliegenden Arbeit die Schafshüfte gewählt. Zur Anwendung kamen Acetabula von Schafskadavern und künstliche Prothesenköpfe, welche auch in der humanen Endoprothetik eingesetzt werden. Grundlage ist, dass sich dominierende Bewegungsachsen, Kräfteausmaß und Kräftefallwinkel am Hüftgelenk von Schaf und Menschen stark ähneln.

### Vergleich der Bewegungsachsen von Schaf und Mensch

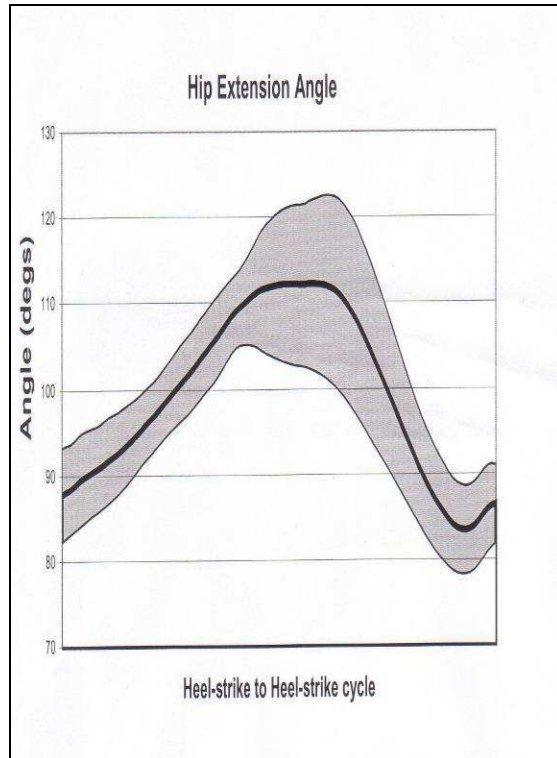
Grundlage für das Bewegungsausmaß der Hüfte in unserer Versuchsanordnung waren Daten einer für unseren Studienablauf durchgeführten kinematischen Studie von Taylor an Schafshüften. [54, Anlage 1] Dabei kommt es in der Schafshüfte innerhalb eines Schritts zu einer dreidimensionalen Bewegung, bei der die Extension dominiert. Weitere Komponenten wurden vom Autor nicht weiter eingeteilt, da sich deren Beurteilung als sehr schwierig und komplex darstellt und sie durch ihr geringes Ausmaß für unseren Versuch nicht von Relevanz waren. Zur Bestimmung des Extensionswinkels ermittelte Taylor während des gesamten Gehzyklus den Winkel zwischen der Sagittalebene des Beckens und der Achse durch den Femur. (Abbildung 10) Hierbei kam es zu durchschnittlichen Extensionswinkeln von  $88^\circ$  während des Aufsetzens der Ferse und bis zu  $122^\circ$  während der Schwungbeinphase. Hieraus ergab sich ein Bewegungsausmaß von  $34^\circ$  in Extension. (Abbildung 11)



**Abbildung 10: Schemazeichnung zur Berechnung des Extensionswinkels in der Schafshüfte** [54]

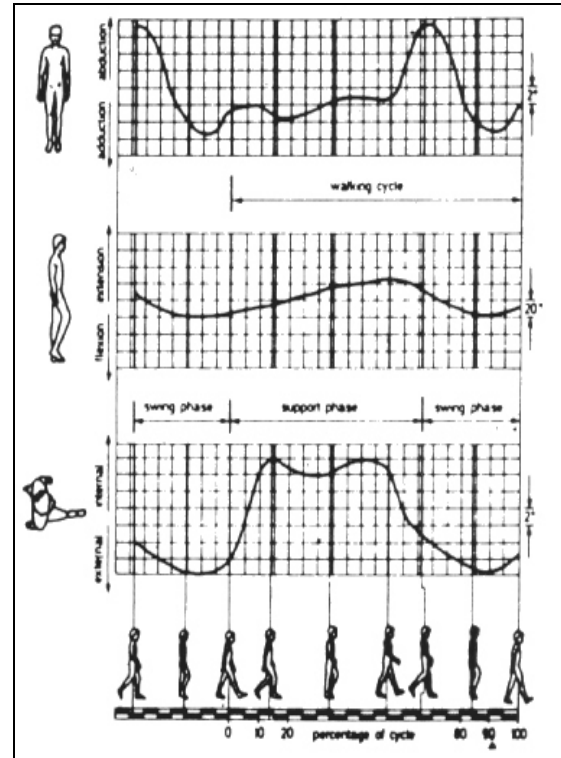
Im Vergleich zu diesen Werten ist das Bewegungsausmaß der menschlichen Hüfte in Bezug auf die Bewegungsachsen umfangreicher. Entsprechend Bewegungsanalysen von Duff-Barcley und Spillmann [11] würden die Schwenkbewegungen des Adapters in allen drei Ebenen und

bestimmten Winkeln mit einer Abduktion/Adduktion von  $12^\circ$ , Flexion/ Extension von  $45^\circ$  und Rotation von  $14^\circ$  verlaufen. (Abbildung 12)



**Abbildung 11: Extensionswinkel beim Schaf**

Bewegungsausmaß während des Gehzyklus nach Taylor:  $34^\circ$ . Berechnet aus der Differenz der Extensionswinkel beim Aufsetzen der Ferse ( $88^\circ$ ) und während der Schwungbeinphase ( $122^\circ$ ). [54]



**Abbildung 12: Bewegungsanalysen nach Duff-Barkley und Spillmann: Relativbewegungen des Femurs zum Becken**

Bewegungsausmaß während des Gehzyklus mit Abduktion/Adduktion von  $12^\circ$ , Flexion/ Extension von  $45^\circ$  und Rotation von  $14^\circ$ . [24]

### Vergleich der acetabulären Krafteinwirkung zwischen Schaf und Mensch

Die Daten zur Bestimmung des Kraftaufwands der Femurkomponente auf das Acetabulum im Versuch basieren auf den Erkenntnissen der Studie von Bergmann et al. [4], welche die Druckbelastung im Hüftgelenk des Schafs untersuchte. Bei der Studie zeigte sich, dass die auf das Schafshüftgelenk wirkende Kraft sowohl intra- als auch interindividuell große Variationen aufweist:

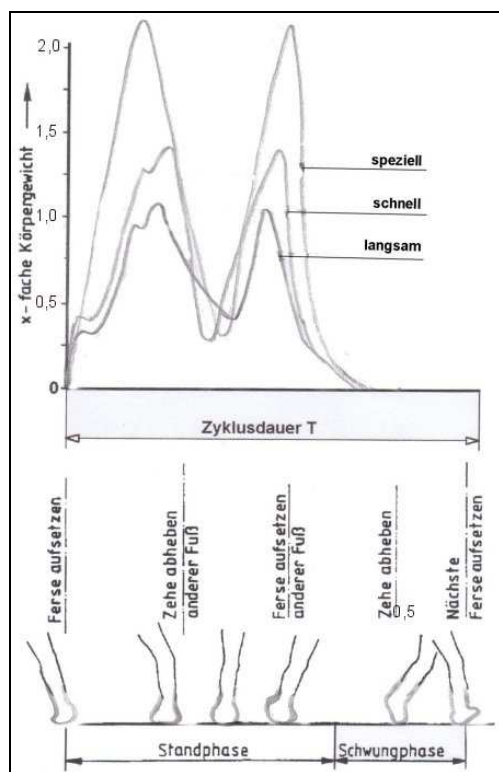
Bei regelmäßigem, langsamem Gangbild (ca. 3,5 km/h) beschrieb Bergmann eine auf die Hüfte einwirkende Kraftkomponente von 65% bis 140% des Körpergewichts.

Regelmäßiges, schnelles Gangbild (ca. 8,5 km/h) führte zu einer Belastungssteigerung um 20% im Vergleich zum langsamen Gehen und zu einer Krafteinwirkung von 78% bis 168%

des Körpergewichts. Dementsprechend scheinen Geschwindigkeitsänderungen keine wesentliche Rolle auf die Krafteinwirkung zu haben.

Nur unter Extrembedingungen kam es zur 100% Steigerung des Krafteinfalls im Vergleich zum langsamen Gangbild (Krafteinfall ca. 130% bis 280% des Körpergewichts). Hierbei konnten sogar Maximalwerte von 400% erfasst werden. (Abbildung 13)

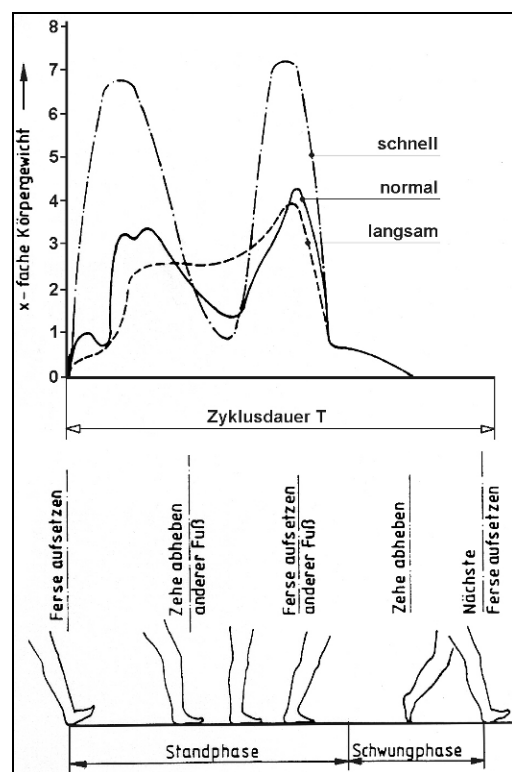
Im Unterschied hierzu werden am Femur des Menschen je nach Schrittgeschwindigkeit Kräfte erreicht, die dem drei- bis achtfachen des Körpergewichts entsprechen. [24] (Abbildung 14)



**Abbildung 13:** Lastenverlauf beim Gehzyklus des Schafs mit typischem „double-peak“ Verlauf

Krafteinfall bei langsamem Gehen von 65% - 140%, bei schnellem Gehen von 78% - 168% und bei Extremsituationen von 130% -280%, z.T. max. 400%.

[nach 24]



**Abb. 14:** Lastenverlauf beim Gehzyklus des Menschen mit „double-peak“ Verlauf nach Paul

Krafteinfall von ca. 300% bei langsamem Gehen, bei schnellem Gehen von bis zu 800%.

„Double-peak“ Verlauf m. zwei Belastungsspitzen während der Standbeinphase und zwischenzeitlicher Lastenminimierung. [24]

Gemeinsam ist den beiden Hüfttypen der charakteristische „double-peak“ Verlauf des Gehzyklus. Hierbei kommt es im Verlauf der Standbeinphase intermittierend zu einer doppelten Belastungsspitze auf das entsprechende Bein. (Abbildungen 13,14)

Bei der ersten Belastungsspitze (engl.= peak) berühren die Fußflächen beider Füße nach dem Aufsetzen der Ferse des neuen Standbeins den Boden. Nachdem die Zehen des anderen Fußes (Schwungbein) den Boden verlassen haben und das Standbein der alleinige Träger des Körpergewichts ist, sinkt die Last auf ein Minimum ab und steigt erst wieder auf das zweite Maximum an, wenn die Ferse des Schwungbeins aufsetzt, und es zum Wechsel von Stand- und Schwungbein kommt. [4]

### **Fazit**

Im Vergleich von Bewegungsausmaß und auf das Hüftgelenk einwirkender Kraftkomponente zeigen sich deutliche Unterschiede zwischen Schafs- und humanem Hüftgelenk. Gemeinsamkeiten hingegen bestehen bezüglich der dominierenden Bewegung in Extension/Flexionsebene und im charakteristischen „double-peak“-Lastenverlauf nach Paul. Des Weiteren zeigte sich in der Studie Bergmanns et al. [4] über die Druckbelastung im Hüftgelenk des Schafs, dass der Krafteinflusswinkel bei beiden Lebewesen relativ zum Acetabulum gesehen in gleicher Lage stattfindet, obwohl sich die Gelenkstellung deutlich unterscheidet.

Aufgrund der in den wichtigsten Aspekten übereinstimmenden Belastung wurde das Schafsmodell für die Entwicklung einer optimierten Hemiprothese gewählt.

Die Übertragung von Schaf auf Mensch soll dann im Rahmen folgender Studien mit neuen Berechnungen erfolgen.

### 2.3. Pfannenmodell

Für die Versuche am Hüftgelenksimulator wurden Acetabula von Schafskadavern verwendet. Das Alter der Lämmer betrug ca. 3 Monate, das Körpergewicht ca. 10 kg. Nach Präparation der Knochen erfolgte die sphärische Fräsung der Acetabula. Auf Grund der unterschiedlichen Durchmesser der Acetabula erfolgte diese mittels zwei genormter Fräsergrößen (Durchmesser 28 mm und 32 mm).



**Abbildung 15: Schafsacetabulum**

Acetabulum nach Bearbeitung mit Fräser (Ø 28 mm); sauber ausgefräst, ansonsten im Originalzustand.

## 2.4. Prothesenköpfe

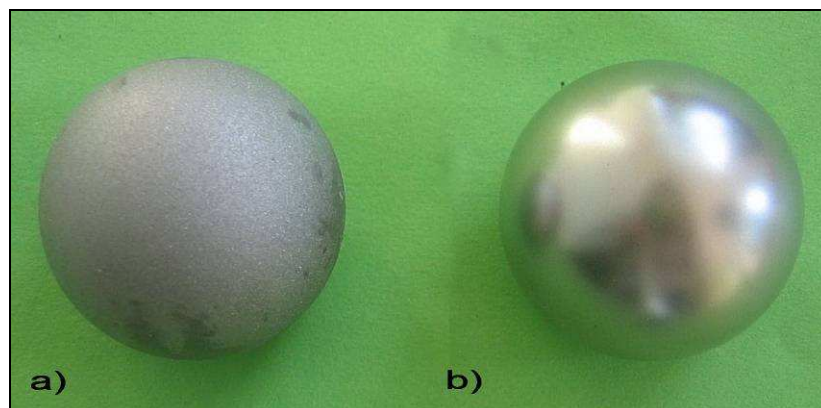
Die verwendeten Prothesenköpfe bestanden aus Cobalt-Chrom-Molybden. Entsprechend dem Durchmesser der zuvor präparierten Acetabula wurden sie in den beiden Standardgrößen angefertigt (28 und 32 mm).

### 2.4.1. Köpfe mit glatter Oberfläche

Für die Vorversuche wurden glatte Prothesenköpfe mit einem Durchmesser von 32 mm verwendet, die üblicherweise bei Operationen des humanen Hüftgelenks eingesetzt werden. (Abbildung 16, rechts)

### 2.4.2. Köpfe mit Aufrauung der Oberfläche

Bei den weiteren Versuchen wurden Prothesenköpfe eingesetzt, die entsprechend den verwendeten Acetabula einen Durchmesser von 28 mm aufwiesen. Um einen signifikanten Abrieb und damit eine bessere Auswertung erzielen zu können, wurde eine Aufrauung vorgenommen (Firma Eska Implants). Diese sollte es ermöglichen in kurzer Zeit deutlichere Abriebe nachweisen zu können. Mit Hilfe einer Sandbestrahlung (Edelkorund 210-297) wurden die Kugeln behandelt und somit eine Oberflächenrauheit mit ca.  $R_z=20\ \mu\text{m}$  und einem unregelmäßigen Rauheitsprofil erzielt. (Abbildung 16, links)



**Abbildung 16: Prothesenköpfe mit unterschiedlichem Rauheitsprofil**

- a) Kopf mit starker Aufrauung der Oberfläche zur Provokation von Abrieb
- b) Kopf in Originalzustand mit glatter Oberfläche



## 2.5. Geräte und Chemikalien

### 2.5.1. Hüftgelenksimulator

Zur experimentellen Bestimmung des Abriebs wurde der Münchner Hüftgelenksimulator der 2. Generation eingesetzt. Dieser ist eine Weiterentwicklung eines im Jahre 1976 unter Ungethüm entstandenen Simulators, der zur Prüfung von Hüftgelenkprothesen eingesetzt wurde. [57]

Die zu prüfende Prothese, bzw. das in dieser Studie zu prüfende präparierte Schafsacetabulum, wurde in speziellen Adaptern mit Knochenzement fixiert. Während des Betriebs führt das Acetabulum Relativbewegungen gegenüber dem Prothesenkopf aus. Somit wirkt eine vertikale Kraftkomponente in Form des charakteristischen „double peak“ Verlaufs auf das Acetabulum.

Die Konzeption des Simulators basiert auf einem schwenkoszillierend angetriebenen, dreiaxialen Kardangelenke zur Aufnahme der Gelenkpfanne im Schnittpunkt der Schwenkachsen und einer über ein Kreuzgelenk druckbelastbaren Halterung gegenüber der Gelenkpfanne zur Aufnahme der Femurkopfkomponente. Die Prüfbedingungen und der Lastverlauf entsprechen damit dem normalen Gehen auf ebener Fläche.

Zur Simulation möglichst physiologischer Verhältnisse wurden die artikulierenden Oberflächen mit Gelenkflüssigkeit umgeben. Diese besteht aus einem Gemisch von sterilem, filtriertem Rinderserum und Ringerlösung (Verhältnis 1:3).

Gekennzeichnet ist dieses Prüfkonzept durch einen gemeinsamen Antrieb von Bewegungs- und Belastungsmechanismus, der durch einen Zahnriemenantrieb realisiert wird. Zum einen führen Antriebsglieder zu den einzelnen Gelenkteilen des Kardangelenks und sind für die Schwenkoszillierbewegungen des Acetabulums verantwortlich. Die Zyklusdauer einer Schwenkbewegung beinhaltet dabei die einmalige komplette Drehung der Kopfprothese im Acetabulum um die Achsen. Bewirkt wird dies durch eine vollständige Umdrehung der Kurbelwelle, die so konzipiert ist, dass sie den „double-peak“ simuliert. (Abbildung 18; Kurbelwelle links oben) Zum anderen wird die Druckbelastung der Prothese über die Halterung des Prothesenkopfs mittels eines Antriebsglieds mit verstellbarem Federelement aufgebracht. Durch diesen Aufbau gelingt es, Synchronisationsprobleme zu vermeiden.

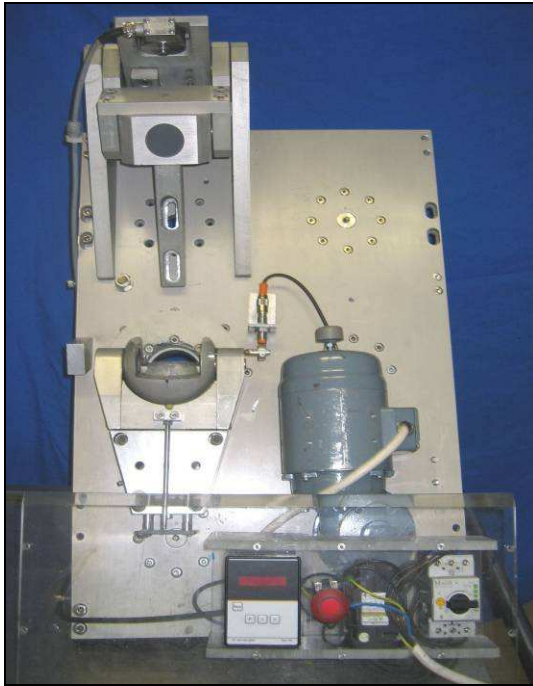


Abbildung 17: Simulator in Frontansicht

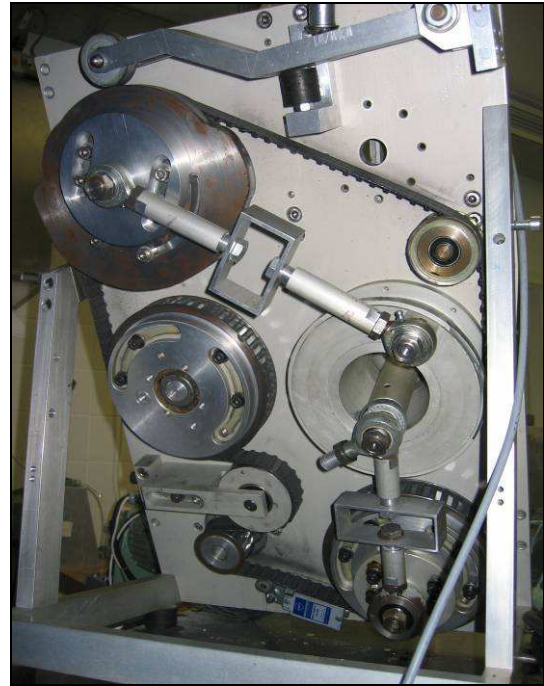


Abbildung 18: Simulator in Rückansicht



Abbildung 19: Kraftmesser



Abbildung 20: Zyklenzähler

Der äußere Aufbau ist wie folgt zu beschreiben:

An der Frontseite des Geräts befindet sich der Simulationsmechanismus mit Kardangelenken, in welchem das Acetabulum befestigt wird. Darüber befindet sich die Halterung für den Prothesenkopf. (Abbildung 17) Außerdem ist an der Frontseite der Zyklenzähler angebracht. (Abbildung 20)

An der Rückwand des Hüftgelenksimulators ist der Antriebsmechanismus angebracht (Abbildung 18). Die Antriebsglieder sind als längenverstellbare Kurbelstangen mit Gelenkköpfen installiert, die über exzentrisch verstellbar angeordnete Kurbelzapfen oszillierend bewegt werden können. Die Druckbelastung wird über den doppelarmigen Federblatthebel ausgeübt. (Abbildung 18; oben) Die Hauptbewegung um die x-Achse (Flexion/Extension) erfolgt über die schräg verlaufende Stange. Die deutlich geringere Bewegung um die z-Achse (Abduktion/ Adduktion) erfolgt über die untere vertikale Stange. Eine zusätzliche Bewegung um die y-Achse (Rotation), die in dieser Versuchsreihe nicht benötigt wird, wäre durch eine Horizontale zwischen den beiden anderen liegenden Stangen möglich. Die kleinen Umlenkrollen dienen zum Spannen des Zahnriemens. Gemeinsamer Schnittpunkt der Stangen ist das Zentrum der Gelenkpfanne, die deshalb speziell zentriert werden muss. Abweichungen vom Zentrum, hervorgerufen durch ungenaue Zentrierung oder durch Verschleiß im Versuch können durch die Lagerung der Femurkomponente ausgeglichen werden.

An den Simulator angeschlossen ist zudem der Kraftkomponentenmesser, über den die gewünschte Belastung gewählt werden kann. (Abbildung 19)

### **2.5.2. Knochenzement und Kontaktlösungsmittel**

Zur Fixierung der Acetabula in den Adaptern wurde Knochenzement (Technovit ® 3040) verwendet. Aus dem gleichen Knochenzement wurden die Negativabdrücke der Acetabula hergestellt. Um die Abdrücke besser aus den Acetabula auslösen zu können wurde hierbei vor dem Einbringen Kontaktlösungsmittel (Cil release 1812 E) eingebracht.

## **2.6. Hard- und Software**

### **2.6.1. Computer**

Die Messungen und Aufzeichnungen wurden mit einem Computer des Typs Pentium 3 durchgeführt, der das Betriebssystem Windows 98 verwendete.

### **2.6.2. Digitalkamera**

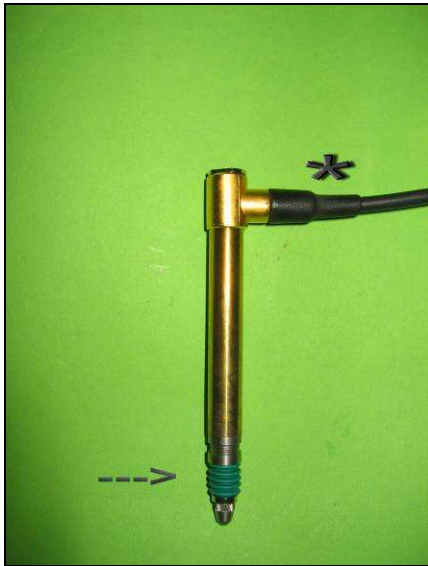
Zur Dokumentation wurde eine Digitalkamera (Canon Ixus 40) verwendet.

### **2.6.3. Analyseprogramm Catman ® Professional 4.0**

Die Software Catman ® Professional 4.0 ist ein Programm zum Erfassen, Auswerten und Visualisieren von Daten. Durch den Anschluss eines Wegeaufnehmers konnte die Penetration des Prothesenkopfs in das Schafsacetabulum quantitativ aufgezeichnet und bestimmt werden [35].

Der Wegeaufnehmer besitzt eine Feder (Abbildung 21), welche sich komprimieren lässt. Durch die Anbringung am Hüftgelenksimulator und der Verbindung mit dem Computerprogramm Catman konnte die aktuelle Spannweite am PC- Bildschirm sichtbar dargestellt werden. Durch eine Halterung an der Femurkopfkomponente kontaktierte der Wegeaufnehmer ständig eine fest an der Grundplatte verankerte Auflagefläche, die neben dem Adapter für das Acetabulum lag. (Abbildung 22)

Da es während des Versuchs zum Abrieb im Acetabulum kam, sank der Prothesenkopf im Verlauf in das Acetabulum. Da sich hierdurch die Feder komprimierte, konnte der Abrieb quantifiziert werden.



**Abbildung 21: Wegeaufnehmer**

Wegeaufnehmer mit Feder (→) & Anschlusskabel (\*) an das Computerprogramm Catman.

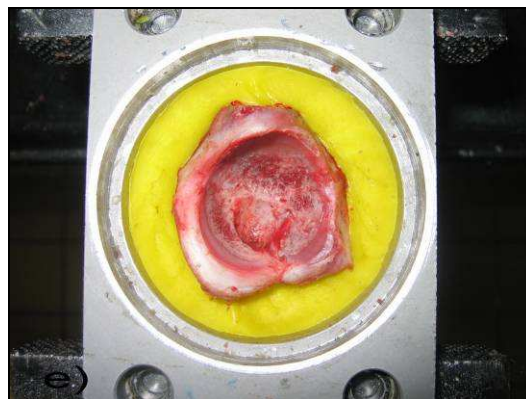
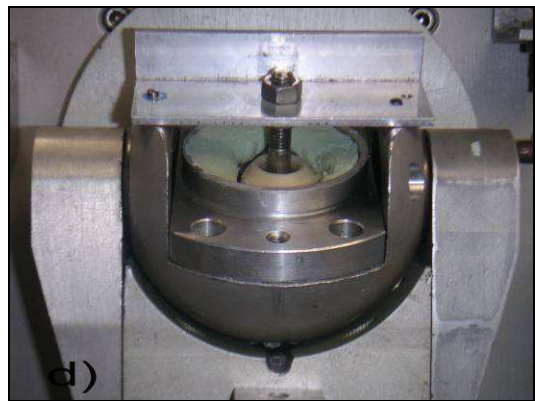
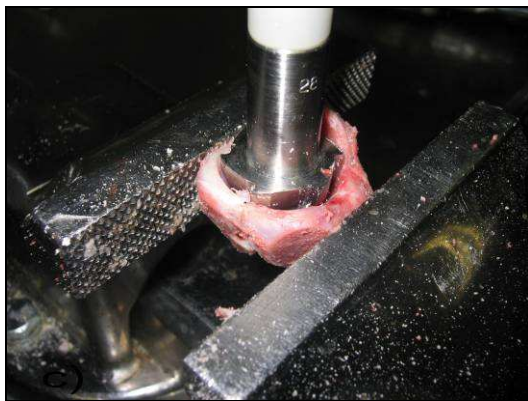
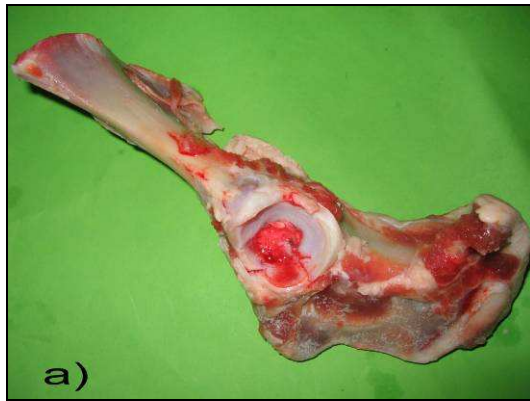


**Abbildung 22: Wegeaufnehmer in vitro**

Fixierung des Wegeaufnehmers an der Femurkopfkomponente (\*). Kontaktierung der mit der Grundplatte verankerten Auflageplatte (→).

## 2.7. Präparation und Fixierung der Acetabula

Die für die Versuchsreihe verwendeten Schafshüften wiesen Innendurchmesser zwischen 24,74 mm und 30,05 mm auf. Um die Acetabula zu standardisieren wurde die oberste Knorpelschicht sphärisch gefräst und so die Standardgröße geschaffen. Für die beiden Vorversuche wurden Acetabula mit einem Innendurchmesser von 32 mm verwendet. Für die folgenden sieben Versuche wurden Acetabula mit einem Innendurchmesser von 28 mm gefertigt. Verbleibende Muskel-, Sehnen-, Fett- und Bindegewebsreste wurden zuvor entfernt. Abschließend wurden die Acetabula mit Knochenzement (Technovit ® 3040) in den Hüftgelenkadaptern befestigt. Um eine zentrierte und in der richtigen Neigung versehene Lage zu erreichen wurde eine spezielle Fixationsvorrichtung angefertigt. (Abbildung 23)



**Abbildung 23 : Präparation und Fixierung der Acetabula**

- a) Schafshüfte in Originalzustand
- b) Fräser mit  $\text{Ø}$  32 mm und  $\text{Ø}$  28 mm
- c) Fräsevorgang
- d) Zentriervorrichtung
- e) In Adapter implantiertes Acetabulum

## **2.8. Versuchsablauf**

Das Migrationsverhalten im Hüftgelenk sowie die Stelle des meisten Abriebs am Prothesenkopf wurden mit Hilfe einer Versuchsreihe am Hüftgelenksimulator bestimmt. Aus den gewonnenen Daten konnte anschließend eine Muldung für die optimierte Hemiprothese berechnet werden.

Hierfür wurde die Arbeit in drei Versuchsreihen gegliedert:

- 1) Vorversuche zur Testung des Versuchsaufbaus
- 2) Versuche mit physiologisch belassenen Acetabula
- 3) Versuche mit arthrotisch veränderten Acetabula

Der Versuchsaufbau blieb in allen Versuchsreihen unverändert und diente zur Beantwortung der jeweiligen Fragestellungen.

Zuerst erfolgte die Fixierung von Acetabulum und Prothesenkopf im Simulator. Anschließend wurde der Hüftgelenksimulator in Betrieb genommen, um Migration und Abrieb zu provozieren. Die vertikale Kraftkomponente betrug entsprechend den Versuchen von Bergmann et al. über die Druckbelastung im Hüftgelenk des Schafs [4] 60 Newton (=6 kg).

Die Messreihe eines Versuchs am Hüftgelenksimulator beinhaltete 500.000 Zyklen. Nach 100.000 Zyklen wurde der Versuch jeweils gestoppt und Zwischenbeobachtungen durchgeführt.

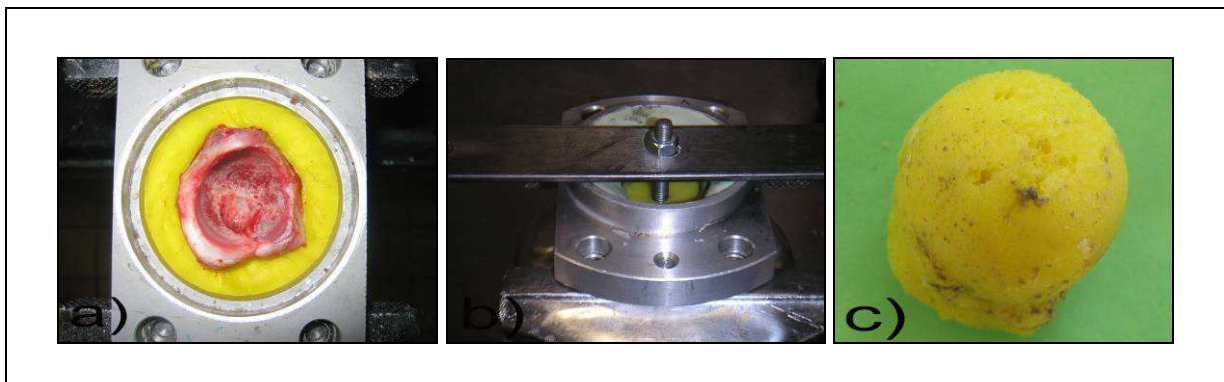
### **2.8.1. Vorversuche**

Anhand von zwei Vorversuchen wurde der Versuchsaufbau getestet. Hiermit sollte geklärt werden, ob mit dem Versuchsaufbau Abrieb erzeugt werden kann und an welcher Stelle der meiste Abrieb am Prothesenkopf entsteht. Zur Beantwortung dieser Fragestellung wurden zwei verschiedene Messmethoden angewandt. Zum einen sollte das Abriebverhalten im Acetabulum mit Hilfe von Negativabdrücken verifiziert werden. Zum anderen sollte der Abrieb direkt am Prothesenkopf mittels makroskopischer Begutachtung dargestellt werden.

### 2.8.1.1. Beurteilung des Pfannenabriebs

Mit dem Ziel, Veränderungen der Acetabula- und Kopfoberflächen im Verlauf der Belastung darzustellen, wurden Negativabdrücke der Acetabula angefertigt.

Hierzu wurden die Acetabula nach jeweils 100.000 Zyklen mit Kontaktlösungsmittel benetzt, Knochenzement in die Acetabula gegossen und nach Trocknung als Negativabdruck ausgelöst. Nach Durchlauf der gesamten 500.000 Zyklen ergaben sich somit sechs Abdrücke, welche hinsichtlich Ort und Menge des Abriebs beurteilt wurden.



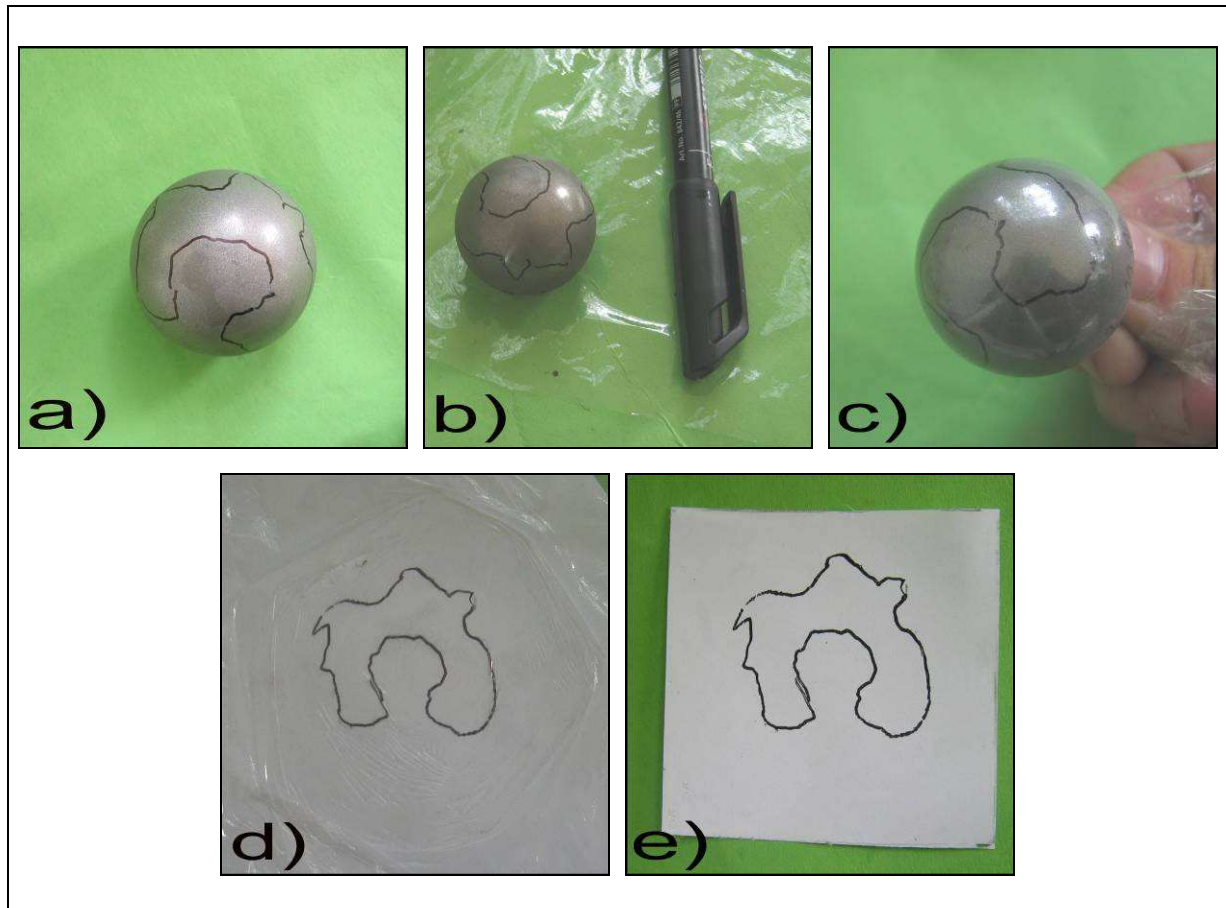
**Abbildung 24: Anfertigung eines Negativabdrucks**

- a) Acetabulum fixiert im Adapter
- b) Acetabulum mit flüssigem Knochenzement gefüllt; obenauf eine Hebelvorrichtung zum Auslösen des Abdrucks, bestehend aus einer Metallplatte und einer Schraube
- c) Ausgelöster Negativabdruck

### 2.8.1.2. Beurteilung des Kopfabriebs

Zur Identifizierung der Stelle des meisten Abriebs wurde der Kopf unter einer Lichtquelle begutachtet. Die beanspruchteren und damit abgeriebeneren Stellen der Kopfoberfläche waren durch die höhere Belastung glatt gerieben und dadurch von den weniger belasteten Gebieten gut abgrenzbar. Diese Flächen wurden im Anschluss durch Umrandung mittels eines Stifts sichtbar gemacht und auf Papier übertragen. Danach wurde der Kopf straff mit Folie umwickelt und die Umrandungen abgepaust. Nachfolgend wurde die Folie abgenommen, in die ursprüngliche Form eines Vierecks ausgebreitet, mittels Kleber auf Papier befestigt und auf normales Papier übertragen. Nach Fertigstellung aller Versuche wurden die Abriebstellen aller Hüftköpfe verglichen, um Gemeinsamkeiten herauszufiltern.





**Abbildung 25: Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung**

- a) Kopf mit Markierung der Abriebstellen
- b) Utensilien für die Papierübertragung: markierter Kopf, Folie und Stift
- c) Mit Folie umwickelter Kopf
- d) Markierte Folie auf Papier
- e) Übertragung der Abriebstellen auf Papier

## 2.8.2. Versuche mit physiologischen Acetabula

In der zweiten Versuchsreihe sollte das Abriebverhalten innerhalb der physiologisch belassenen Pfannen-Kopf-Paarung untersucht werden.

Ziel war hierbei, die Stelle des meisten Abriebs am Prothesenkopf bei physiologisch belassenen Acetabula zu bestimmen. Zusätzlich sollte auch das Migrationsverhalten – die Penetration des Prothesenkopfs in das Acetabulum unter Bewegung - im Versuchsverlauf ausgewertet werden.

Der Versuchsaufbau war identisch zu den Vorversuchen und wurde zur Bestimmung des Migrationsverhaltens um eine Messmethode erweitert.

### **2.8.2.1. Beurteilung des Pfannenabriebs**

Die Messung des Pfannenabriebs durch Negativabdrücke wurde wie in den Vorversuchen durchgeführt. (Kapitel 2.8.1.1.)

### **2.8.2.2. Beurteilung des Kopfabriebs**

Die Bestimmung der Stelle des meisten Abriebs am Prothesenkopf wurde wie in den Vorversuchen durchgeführt. (Kapitel 2.8.1.2.)

### **2.8.2.3. Quantifizierung des Abriebs mittels Wegeaufnehmer**

Zur Quantifizierung des Abriebs wurde in der zweiten Versuchsreihe eine zusätzliche Messmethode eingeführt. Hierzu wurde ein mit dem Analyseprogramm Catman verbundener Wegeaufnehmer verwendet. (Kapitel 2.6.3.) Hierdurch war eine quantitative Messung des Prothesenkopfvorschubs in das Acetabulum während des Versuchsverlaufs möglich.

Der Gesamtversuch umfasste 500.000 Zyklen. Zu Beginn und nach jeweils 100.000 Zyklen wurden Messungen mittels des Analyseprogramms Catman durchgeführt und die Werte in Form eines Diagramms beschrieben.

Grundlage hierfür ist, dass sich die im Wegeaufnehmer befindliche Feder innerhalb der 100.000 Zyklen durch den Abrieb und den hierdurch entstehenden Vorschub des Kopfs in das Acetabulum komprimiert. Dieser Vorschub wurde durch das Verschieben des Diagramms auf der y-Achse graphisch dargestellt. Die Verschiebung auf der y-Achse entsprach dem Vorschub im Versuchsverlauf - berechnet in Mikrometer.

Die Messungen erfolgten stets unter den gleichen Ausgangsbedingungen. Zu Beginn und nach jeweils 100.000 Zyklen wurden je vier Messungen durchgeführt und Mittelwerte berechnet.

Aus der Differenz der Mittelwerte zu Beginn und Ende eines 100.000er Zyklus ergab sich jeweils das Ausmaß des Einsinkens der Prothese in das Acetabulum. Durch Addition der fünf Werte nach insgesamt 500.000 Zyklen konnte der Gesamtvorschub ermittelt werden.

Die Werte der einzelnen Messungen wurden in ein Diagramm (x- Achse = Einheiten in Umdrehungen, y-Achse = Abrieb in  $\mu\text{m}$ ) eingefügt und analysiert.

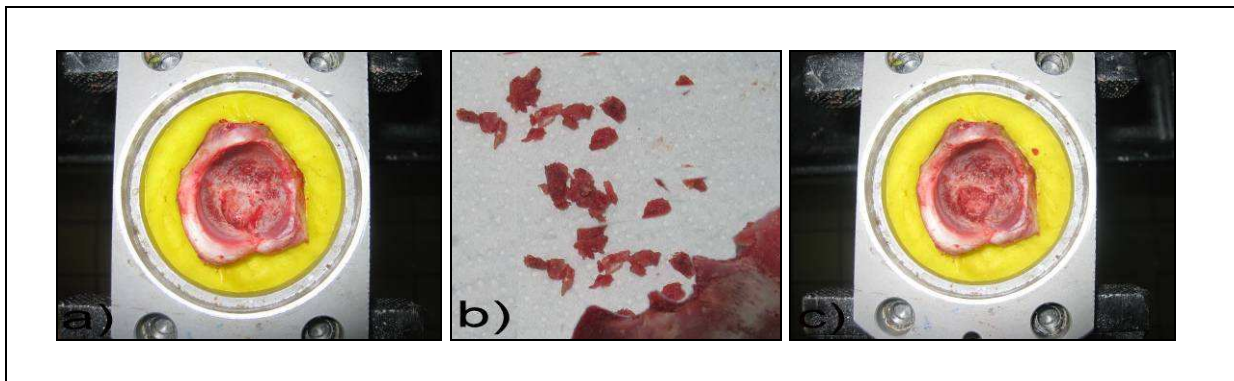
### 2.8.3. Versuche mit arthrotisch veränderten Acetabula

In der dritten Versuchsreihe wurde das Abrieb- und Migrationsverhalten in Pfannen-Kopf-Paarungen mit arthrotisch veränderten Acetabula untersucht.

Ziel dieser Versuchsreihe war es, Unterschiede bezüglich der Stelle des meisten Abriebs zwischen Versuchen mit arthrotisch veränderten Acetabula und physiologisch belassenen Acetabula zu analysieren. Mit Hilfe dieser Daten sollte die Muldung der optimierten Hemiprothese berechnet werden.

In Hüftgelenken mit physiologischem Acetabulum, bei denen die natürliche Vertiefung der Facies lunata vorhanden ist, ist im Bereich des mit dieser Fossa acetabuli artikulierenden Bereichs des Kopfs kein Abrieb zu erwarten. Bei Hüftgelenken mit arthrotisch verändertem Acetabulum hingegen ist die Fossa acetabuli zugewachsen und in diesem Bereich mit Abrieb am Prothesenkopf zu rechnen.

Zur Simulation arthrotischer Verhältnisse im Hüftgelenk mit zugewachsener Fossa acetabuli wurde in diesen Versuchen die physiologisch vorhandene Fossa acetabuli mit verdichteter Schafsspongiosa aufgefüllt.



**Abbildung 26: Anfertigung eines arthrotisch veränderten Acetabulums**

- a) Acetabulum, sphärisch gefräst, Fossa acetabuli vorhanden
- b) Spongiosa als Füllmaterial für die Fossa acetabuli
- c) Acetabulum, sphärisch gefräst, Fossa acetabuli mit Spongiosa aufgefüllt → arthrotisch verändertes Acetabulum

Die Stelle des meisten Abriebs bei Versuchen mit arthrotisch veränderten Acetabula sollte letztendlich als Grundlage für Form, Lage und Ort einer entsprechenden Muldung in der optimierten Hemiprothese sein.

Die Messungen während des Versuchs wurden wie in den vorangegangenen Versuchsreihen durchgeführt. Lediglich die Beurteilung des Pfannenabriebs durch Negativabdrücke wurde aufgrund fehlender Aussagekraft in den vorangegangenen Versuchen nicht weiter fortgesetzt.

#### **2.8.3.1. Beurteilung des Kopfabriebs**

Die Bestimmung der Stelle des meisten Abriebs am Prothesenkopf wurde wie in den Vorversuchen und Versuchen mit physiologischen Acetabula durchgeführt. (Kapitel 2.8.1.2.)

#### **2.8.3.2. Quantifizierung des Abriebs mittels Wegeaufnehmer**

Auch die Versuchsanordnung zur Quantifizierung der Penetration mittels Wegeaufnehmer blieb bestehen. (Kapitel 2.8.2.3.)

## **3. Ergebnisse**

Das Migrationsverhalten im Hüftgelenk und die Stelle des meisten Abriebs am Prothesenkopf wurden anhand von drei Versuchsreihen untersucht:

- 1) Vorversuche
- 2) Versuche mit physiologischen Acetabula
- 3) Versuche mit arthrotisch veränderten Acetabula

Mit Hilfe dieser Daten wurde anschließend eine Muldung für die optimierte Hemiprothese berechnet.

### **3.1. Vorversuche**

Vor Beginn der eigentlichen Versuche erfolgte die Testung der beiden verwendeten Verfahren.

An zwei Pfannen-Kopf-Paarungen (Versuche 1.1 und 1.2) wurde zum einen das Abriebverhalten im Acetabulum mit Hilfe von Negativabdrücken beurteilt. Zum anderen wurde der Abrieb direkt am Prothesenkopf mittels makroskopischer Begutachtung dargestellt.

#### **3.1.1. Beurteilung des Pfannenabriebs**

Um Veränderungen der Acetabula- und Prothesenkopfoberflächen im Verlauf zu analysieren, wurden zu Beginn des Versuchs und nach Ablauf von jeweils 100.000 Zyklen Negativabdrücke der Acetabula angefertigt.

Nach Durchlauf der 500.000 Zyklen ergaben sich somit sechs Abdrücke, welche hinsichtlich der Abriebsorte beurteilt wurden.

##### **Versuch 1.1**

Bei Versuch 1.1 (Abbildung 27) zeigt sich im Abdruck nach Durchlaufen der ersten 100.000 Zyklen ein ähnliches Erscheinungsbild wie vor Beginn des Versuchs bei 0 Zyklen. Der Abdruck lässt keinen Rückschluss auf eine Stelle mit erhöhtem Abriebverhalten zu. Nach 200.000 Zyklen kam es nach Herauslösen des Abdrucks zum Herausbrechen eines kleinen Stücks des Knochenzements. Die Konturen sind in diesem zentralen Bereich nicht identifizierbar (Pfeil). Insgesamt zeigt sich auch in diesem Abdruck ein ähnliches

Erscheinungsbild wie in den zuvor angefertigten Abdrücken. Nach 300.000 Zyklen weist eine Stelle eine glattere Oberfläche auf, was als erhöhter Abrieb gewertet wurde (Stern). Im Abdruck nach 400.000 Zyklen ist wiederum kein Bereich mit erhöhtem Abrieb erkennbar. Nach 500.000 Zyklen brach nach Herauslösen des Abdrucks ein Stück des Knochenzements ab. Die Konturen sind daher in diesem zentralen Bereich nicht identifizierbar (Pfeil). Wie in den zuvor angefertigten Abdrücken zeigt sich auch hier ein ähnliches inhomogenes Erscheinungsbild, was eine eindeutige Auswertung nicht möglich machte.

### **Versuch 1.2**

Bei Versuch 1.2 (Abbildung 28) ist im Abdruck nach 0 Zyklen die Kontur eines Schraubenkopfs sichtbar (Kreis). Hierbei handelt es sich um die Halterungsschraube, die zum Herauslösen des Kunststoffes aus dem Acetabulum bei jeder Abdruckanfertigung mit eingearbeitet wurde und im flüssigen Knochenzement zu tief eindrang. Nach 100.000 Zyklen und 200.000 Zyklen zeigt sich ein inhomogenes Bild ohne eindeutig erkennbare Stellen mit erhöhtem Abrieb. In den Abdrücken nach 300.000 und 400.000 Zyklen ist wiederum bei sonst homogenem Oberflächenmuster die Kontur eines Schraubenkopfs sichtbar (Kreis). Die Konturen sind in diesem zentralen Bereich nicht identifizierbar. Nach 500.000 Zyklen ist ein relativ inhomogenes Abriebverhalten ohne erkennbare Bereiche mit erhöhtem Abrieb erkennbar.

### **Fazit**

Bei allen Abdrücken sind weiße, graue und schwarze Schattierungen erkennbar. Dabei handelt es sich um Überreste des im Versuchsverlauf viskös gewordenen Rinderserums. Dieses wurde vor Beginn jedes Zyklus als Ersatz der Synovialflüssigkeit zu der Versuchsanordnung beigegeben.

Insgesamt konnten bei der makroskopischen und mikroskopischen Beurteilung sowohl Unterschiede in der Struktur innerhalb eines Abdrucks als auch im Verlauf eines Versuchs vorgefunden werden,

Eine strukturierte Darstellung der Abriebsorte und der Veränderungen im Versuchsverlauf war auf Grund der schlechten Oberflächendifferenzierung allerdings nicht möglich.

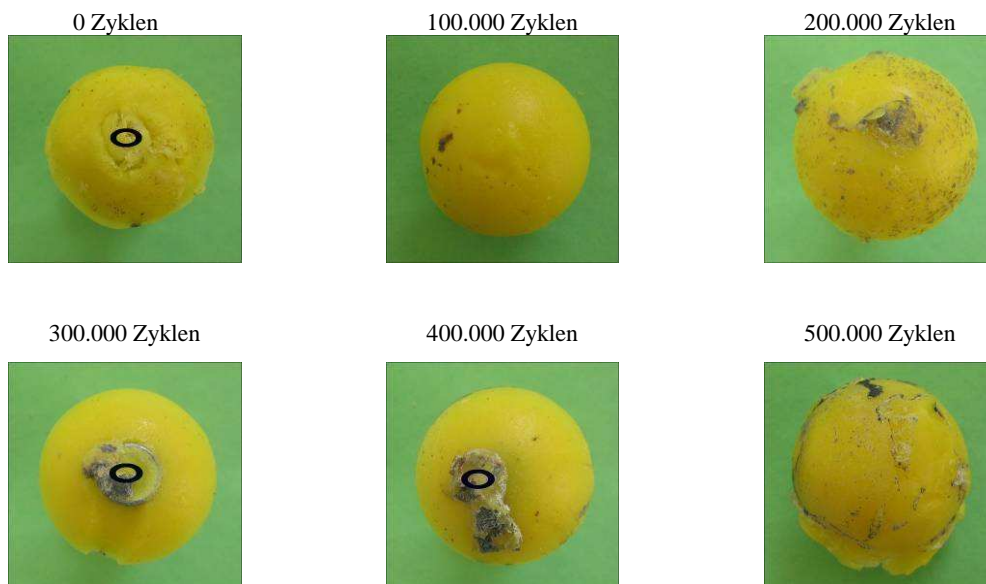
### Abdrücke der Pfanne im Versuchsverlauf - Versuch 1.1



**Abbildung 27: Versuch 1.1 - Beurteilung des Abriebverhaltens am Acetabulum mit Hilfe von Negativabdrücken**

Inhomogene Oberflächenmuster im Verlauf ohne eindeutig erkennbare Stellen mit erhöhtem Abrieb. Die Abdrücke zeigen z. T. herausgebrochene Strukturen auf (Pfeile), was die Beurteilung einschränkt. Bereiche mit glatterer Oberfläche (Stern) stellen Bereiche mit erhöhtem Abrieb dar. Schwarze Überreste stellen viskös gewordenes Rinderserum dar.

### Abdrücke der Pfanne im Versuchsverlauf - Versuch 1.2



**Abbildung 28: Versuch 1.2 - Beurteilung des Abriebverhaltens am Acetabulum mit Hilfe von Negativabdrücken**

Inhomogene Oberflächenmuster im Verlauf ohne eindeutig erkennbare Stellen mit erhöhtem Abrieb. Abdrücke zeigen z. T. die Struktur der Halterungsschraube auf (Kreise). Schwarze und graue Überreste stellen viskös gewordenes Rinderserum dar.

### **3.1.2. Beurteilung des Kopfabriebs**

Um die Stelle des meisten Abriebs am Prothesenkopf zu identifizieren wurden die beiden Prothesenköpfe aus den Vorversuchen nach Beendigung des Versuchs unter einer Lichtquelle makroskopisch begutachtet.

#### **Versuch 1.1**

In Versuch 1.1 (Abbildungen 29, 31) liegen die Bereiche mit glänzender Oberfläche diffus über den Prothesenkopf verteilt und breiten sich an den Orientierungspunkten 3, 6 und 12 weit nach lateral aus. Der mit der Fossa acetabuli artikulierende Teil des Prothesenkopfs (blaue Markierung) ist nicht von Abrieb betroffen.

#### **Versuch 1.2**

In Versuch 1.2 (Abbildungen 30, 32) liegen die Bereiche mit glänzender Oberfläche ringförmig um den mit der Fossa acetabuli artikulierenden Teil des Prothesenkopfs (blaue Markierung). Wie in Versuch 1.1 ist auch hier der zentrale Bereich nicht von Abrieb betroffen. Des Weiteren ist im Bereich des Orientierungspunktes 12 kein Abrieb zu verzeichnen.

Verantwortlich hierfür dürfte die fortgeschrittene Penetration des Kopfes in das Acetabulum sein. Teile des dünnen Knochens wurden bis auf den Knochenzement abgetragen, der Kopf trat direkt mit dem weichen Kunststoff in Berührung, wodurch es zu vermindertem Abrieb an dieser Stelle kam.

#### **Fazit**

In den beiden Vorversuchen zeigen sich mehrere, diffus über den Prothesenkopf verteilte Areale mit glänzender Oberfläche, in denen vermehrter Abrieb stattgefunden hat. Der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich weist in beiden Versuchen keinen Abrieb auf.



### Prothesenkopfabrieb - Versuch 1.1



**Abbildung 29: Versuch 1.1 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung**

**Pfanne:** Acetabulum nach Durchlauf des Versuchs. **Kopf:** Prothesenkopf mit Markierung der diffus verteilten glatten Flächen, welche den Bereichen mit erhöhtem Abrieb entsprechen. Der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfs weist keinen Abrieb auf. **Papierübertragung:** Übertragung der markierten Abriebbereiche auf Papier. In allen Bildern ist der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfs blau markiert.

### Prothesenkopfabrieb - Versuch 1.2



**Abbildung 30: Versuch 1.2 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung**

**Pfanne:** Acetabulum nach Durchlauf des Versuchs. **Kopf:** Prothesenkopf mit Markierung der ringförmig um das Zentrum gelegenen glatten Flächen, welche den Bereichen mit erhöhtem Abrieb entsprechen. Im Bereich des Orientierungspunktes 12 ist eine Aussparung sichtbar. Diese entspricht der Artikulation zwischen Prothesenkopf und weichem Knochenzement. **Papierübertragung:** Übertragung der markierten Abriebbereiche auf Papier. In allen Bildern ist der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfs blau markiert.

### Prothesenkopfabrieb - Detailansicht - Versuch 1.1



**Abbildung 31: Versuch 1.1. - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht**

Darstellung des Prothesenkopfs aus fünf Perspektiven. Mittig der Kopf aus Vogelperspektive, ringsum die Seitenansichten – bezüglich der Orientierungspunkte 3, 6, 9 und 12.

Diffuses Verteilungsmuster der Abriebstellen unter Aussparung des mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereichs.

### Prothesenkopfabrieb – Detailansicht - Versuch 1.2



**Abbildung 32: Versuch 1.2 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht**

Darstellung des Prothesenkopfs aus fünf Perspektiven. Mittig der Kopf aus Vogelperspektive, ringsum die Seitenansichten – bezüglich der Orientierungspunkte 3, 6, 9 und 12).

Ringförmiges Verteilungsmuster der Abreibstellen unter Aussparung des mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereichs. Zusätzliche ist eine Aussparung des Abriebbereichs an der Orientierungsnummer 12 sichtbar. Diese entspricht der Artikulation zwischen Prothesenkopf und weichem Knochenzement bei fortgeschrittener Penetration.

## **3.2. Versuche mit physiologischen Acetabula**

Nach Testung der Methode in den Vorversuchen wurde das Abriebverhalten innerhalb von physiologisch belassenen Pfannen-Kopf-Paarungen untersucht. Hierzu wurden jeweils drei Versuche durchgeführt. (Versuche 2.1 bis 2.3)

Zur Bestimmung des Orts des meisten Abriebs wurden wiederum die zwei zuvor verwendeten Messmethoden angewandt. Zum einen wurde das Abriebverhalten im Acetabulum mit Hilfe von Negativabdrücken beurteilt. Zum anderen wurde der Abrieb direkt am Prothesenkopf mittels makroskopischer Begutachtung dargestellt.

Zusätzlich wurde nun das Migrationsverhalten, die Penetration des Prothesenkopfs in das Acetabulum unter Bewegung, im Versuchsverlauf geprüft.

### **3.2.1. Beurteilung des Pfannenabriebs**

Mit dem Ziel, Veränderungen der Acetabula- und Kopfoberflächen im Verlauf dar zu stellen, wurden nach Ablauf von jeweils 100.000 Zyklen ein Negativabdruck des Acetabulums angefertigt. Nach Durchlauf der 500.000 Zyklen ergaben sich, wie in den Vorversuchen, sechs Abdrücke, welche hinsichtlich der Abriebsorte beurteilt wurden.

#### **Versuch 2.1**

In Versuch 2.1 (Abbildung 33) lässt sich im Verlauf ein inhomogenes Oberflächenmuster ohne eindeutig erkennbare Stellen mit erhöhtem Abrieb nachweisen.

#### **Versuch 2.2**

In Versuch 2.2 (Abbildung 34) zeigen sich im Verlauf ebenfalls inhomogene Oberflächenmuster ohne eindeutig erkennbare Stellen mit erhöhtem Abrieb. Nach 300.000 Zyklen brach nach Herauslösen des Abdrucks ein Stück des Knochenzements ab. Die Konturen sind in diesem zentralen Bereich nicht identifizierbar (Pfeil). Im Abdruck nach 500.000 ist die Kontur eines Schraubenkopfs sichtbar (Kreis).

### Versuch 2.3

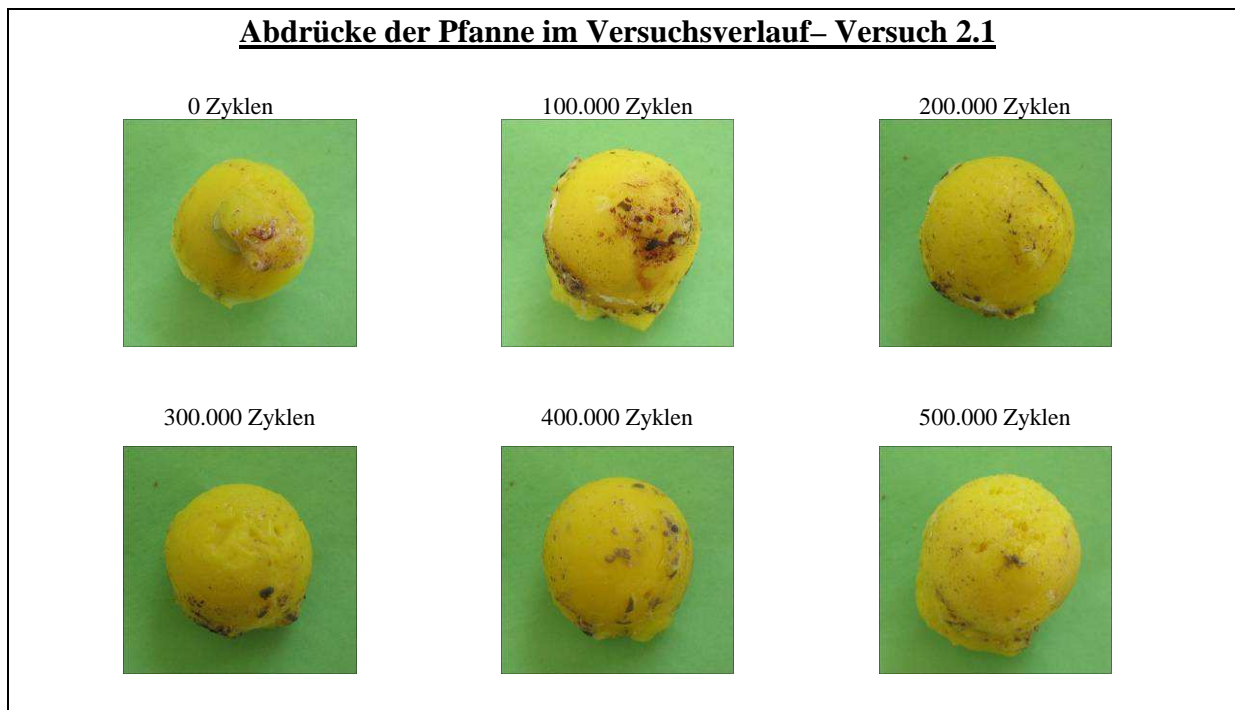
In Versuch 2.3 (Abbildung 35) zeigen sich ähnliche Ergebnisse. Im Verlauf sind an allen Abdrücken inhomogene Oberflächenmuster ohne eindeutig erkennbare Stellen mit erhöhtem Abrieb sichtbar.

### Fazit

Wie in den Vorversuchen sind an allen Abdrücken weiße, graue und schwarze Schattierungen zu sehen, die durch das viskös gewordene Rinderserum entstanden sind.

Bei der makroskopischen und mikroskopischen Beurteilung konnten wie in den Vorversuchen sowohl Unterschiede in der Struktur innerhalb eines Abdrucks als auch im Verlauf eines Versuchs vorgefunden werden.

Eine strukturierte Darstellung der Abriebsorte und der Veränderungen im Versuchsverlauf war auf Grund der schlechten Oberflächendifferenzierung allerdings wieder nicht möglich.



**Abbildung 33: Versuch 2.1 - Beurteilung des Abriebverhaltens am Acetabulum mit Hilfe von Negativabdrücken**

Inhomogene Oberflächenmuster im Verlauf ohne eindeutig erkennbare Stellen mit erhöhtem Abrieb. Schwarze und graue Überreste stellen viskös gewordenes Rinderserum dar.

### Abdrücke der Pfanne im Versuchsverlauf – Versuch 2.2



**Abbildung 34: Versuch 2.2 - Beurteilung des Abriebverhaltens am Acetabulum mit Hilfe von Negativabdrücken**

Inhomogene Oberflächenmuster ohne eindeutig erkennbare Stellen mit erhöhtem Abrieb im Verlauf. Einige Abdrücke zeigen z. T. abgebrochene Strukturen auf (Pfeil) und z.T. die Struktur der Halterungsschraube (Kreis). Schwarze und graue Überreste stellen viskös gewordenenes Rinderserum dar.

### Abdrücke der Pfanne im Versuchsverlauf – Versuch 2.3



**Abbildung 35: Versuch 2.3 - Beurteilung des Abriebverhaltens am Acetabulum mit Hilfe von Negativabdrücken**

Inhomogene Oberflächenmuster ohne eindeutig erkennbare Stellen mit erhöhtem Abrieb im Verlauf. Schwarze und graue Überreste stellen viskös gewordenenes Rinderserum dar.

### **3.2.2. Beurteilung des Kopfabriebs**

Zur Identifizierung der Stelle des meisten Abriebs wurden auch die drei Prothesenköpfe aus den Versuchen mit physiologisch belassenen Acetabula nach Beendigung des Versuchs unter einer Lichtquelle makroskopisch begutachtet.

#### **Versuch 2.1**

In Versuch 2.1 (Abbildungen 36, 39) liegen die Bereiche mit glänzender Oberfläche ringförmig um den mit der Fossa acetabuli artikulierenden Teil des Prothesenkopfs. Dieser zentrale Bereich ist nicht von Abrieb betroffen. Des Weiteren ist an einem Teilstück im Bereich des Orientierungspunkts 12 kein Abrieb zu verzeichnen. Verantwortlich hierfür dürfte die fortgeschrittene Penetration des Kopfs in das Acetabulum sein. Teile des dünnen Knochens wurden bis auf den Knochenzement abgetragen, der Kopf trat direkt mit dem weichen Kunststoff in Berührung, wodurch es zu vermindertem Abrieb an dieser Stelle kam.

#### **Versuch 2.2**

In Versuch 2.2 (Abbildungen 37, 40) sind die wenig verbreiteten Abriebsflächen v.a. im Bereich der Markierungsnummern 3 und 12 lokalisiert. Der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfs bleibt auch hier ausgespart. Im Bereich des Orientierungspunkts 12 ist auf Grund der Artikulation des Prothesenkopfs mit Knochenzement kein Abrieb zu sehen.

#### **Versuch 2.3**

In Versuch 2.3 (Abbildungen 38, 41) liegen wenig verbreitete Abriebsflächen vor. Die beiden an den Orientierungspunkten 6 und 12 lokalisierten Orte dominieren hierbei in ihrem Ausmaß. Der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfes bleibt auch hier ausgespart.

#### **Fazit**

In der Versuchsreihe mit physiologischen Acetabula zeigen sich mehrere diffus über den Kopf verteilte Bereiche mit glänzender Oberfläche, in denen vermehrt Abrieb stattgefunden hat. In den mit der Fossa acetabuli artikulierenden zentral gelegenen Bereichen fand dagegen kein Abrieb statt.

### Prothesenkopfabrieb - Versuch 2.1



**Abbildung 36: Versuch 2.1 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung**

**Pfanne:** Acetabulum nach Durchlauf des Versuchs. **Kopf:** Prothesenkopf mit Markierung der ringförmig erscheinenden glatten Flächen, welche den Bereichen mit erhöhtem Abrieb entsprechen. Am mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereich des Prothesenkopfs ist kein Abrieb zu verzeichnen. Die Aussparung im Bereich des Orientierungspunkts 12 entspricht der Artikulation zwischen Prothesenkopf und weichem Knochenzement. **Papierübertragung:** Übertragung der Abriebbereiche auf Papier. In allen Bildern ist der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfs blau markiert.

### Prothesenkopfabrieb - Versuch 2.2



**Abbildung 37: Versuch 2.2 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung**

**Pfanne:** Acetabulum nach Durchlauf des Versuchs. **Kopf:** Prothesenkopf mit Markierung der wenigen, diffus verteilten, glatten Flächen, welche den Bereichen mit erhöhtem Abrieb entsprechen. Am mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereich des Prothesenkopfs ist kein Abrieb zu verzeichnen. **Papierübertragung:** Übertragung der Abriebbereiche auf Papier. In allen Bildern ist der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfs blau markiert.

### Prothesenkopfabrieb - Versuch 2.3



**Abbildung 38: Versuch 2.3 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung**

**Pfanne:** Acetabulum nach Durchlauf des Versuchs. **Kopf:** Prothesenkopf mit Markierung der wenigen, diffus verteilten, spiegelnden, glatten Flächen, welche den Bereichen mit erhöhtem Abrieb entsprechen. Am mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereich des Prothesenkopfs ist kein Abrieb zu verzeichnen. **Papierübertragung:** Übertragung der markierten Abriebbereiche auf Papier. In allen Bildern ist der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfs blau markiert.



### Prothesenkopfabrieb - Detailansicht - Versuch 2.1



**Abbildung 39: Versuch 2.1 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht**

Darstellung des Prothesenkopfs aus fünf Perspektiven. Mittig der Kopf aus Vogelperspektive, ringsum die Seitenansichten – bezüglich der Orientierungspunkte 3, 6, 9 und 12.

Diffuse Verteilungsmuster der Abriebstellen unter Aussparung des mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereichs. Im Bereich des Orientierungspunkts 12 ist eine Aussparung sichtbar, die der Artikulation zwischen Prothesenkopf und weichem Knochenzement entspricht.

### Prothesenkopfabrieb - Detailansicht - Versuch 2.2

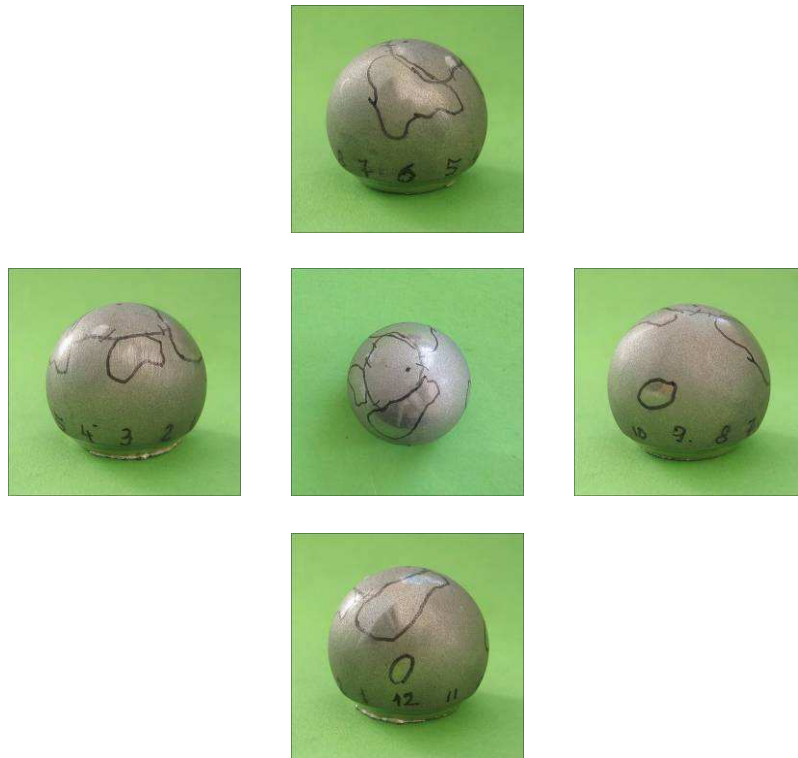


**Abbildung 40: Versuch 2.2 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht**

Darstellung des Prothesenkopfs aus fünf Perspektiven. Mittig der Kopf aus Vogelperspektive, ringsum die Seitenansichten – bezüglich der Orientierungspunkte 3, 6, 9 und 12.

Diffuse Verteilungsmuster der wenigen Abriebstellen unter Aussparung des mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereichs.

### Prothesenkopfabrieb - Detailansicht - Versuch 2.3



**Abbildung 41: Versuch 2.3 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht**

Darstellung des Prothesenkopfs aus fünf Perspektiven. Mittig der Kopf aus Vogelperspektive, ringsum die Seitenansichten – bezüglich der Orientierungspunkte 3, 6, 9 und 12.

Diffuse Verteilungsmuster der Abriebstellen unter Aussparung des mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereichs. Die zentral gelegene ausgestrichelte Markierung stellt eine Fehlmarkierung dar.

### **3.2.3. Quantifizierung des Abriebs**

Die Quantifizierung des Abriebs in den drei Versuchen mit physiologisch belassenen Acetabula erfolgte anhand eines Wegeaufnehmers und des zugehörigen Analyseprogramms Catman ® Professional 4.0.

Bei der quantitativen Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne kam es zu folgenden Ergebnissen.

#### **Versuch 2.1**

Bei Versuch 2.1 (Tabelle 1 und Diagramm 1) zeigte sich nach Durchlaufen der 500.000 Zyklen ein Gesamtvorschub von 3,63 mm. Die Einzelschübe betragen 1,04 mm nach der ersten Einheit, 1,01 mm nach der zweiten, 0,90 mm nach der dritten, 0,40 mm nach der vierten und 0,29 mm nach der fünften Einheit. In Relation zum Ausgangswert kam es in den nachfolgenden Einheiten zu einem Abriebverlust um 3%, 14%, 62% und 72%.

Zu Beginn zeigt sich dementsprechend ein lineares Abriebverhalten, welches ab der Mitte der dritten Einheit gegen ein logarithmisches Wachstum konvergiert.

#### **Versuch 2.2**

In Versuch 2.2 (Tabelle 2 und Diagramm 2) betrug der Gesamtvorschub 4,83 mm, mit Einzelschüben von 1,07 mm nach der ersten Einheit, 1,27 mm nach der zweiten, 1,33 mm nach der dritten, 0,84 mm nach der vierten und 0,34 mm nach der fünften Einheit.

Nach anfänglichem Anstieg der Einzelschübe um 18 % und 23 % im Vergleich zum Ausgangswert kam es bei den letzten beiden Messungen zu einem Abfall um 22% und schließlich um 68 %.

Die Kurve verläuft dementsprechend bis zur Mitte der dritten Einheit annähernd linear und nimmt anschließend ebenfalls ein logarithmisches Wachstum an.

#### **Versuch 2.3**

Bei Versuch 2.3 (Tabelle 3 und Diagramm 3) ergab sich ein Gesamtvorschub von 3,19 mm. Die Einzelaufleistung erbrachte Werte von 1,16 mm nach der ersten Einheit, 0,91 mm nach der zweiten, 0,49 mm nach der dritten, 0,34 mm nach der vierten und 0,30 mm nach der fünften Einheit.

Der Vorschub nahm somit bei jeder Einheit ab (21%, 58%, 71% und 74 %), die Kurve zeigt demnach fast von Beginn an ein logarithmisches Wachstum.

## **Fazit**

Bei der Errechnung der Mittelwerte aus diesen drei Datenreihen (Tabelle 4) und der daraufhin gestalteten Kurve (Diagramm 4) ergaben sich folgende Penetrationsgrößen. Bei einem Gesamtvorschub von 6,88 mm betragen die gemittelten Einzelvorschübe der fünf Einheiten 1,09 mm, 1,05 mm (-4%), 0,90 mm (-17%), 0,53 mm (-51%) und 0,31 mm (-71%).

Die in den ersten beiden Einheiten linear ansteigende Kurve nimmt demnach ab der dritten Einheit in ihrer Steilheit ab und konvergiert ab diesem Zeitpunkt gegen ein logarithmisches Wachstum.

## Quantifizierung des Abriebs - Versuch 2.1

Tabelle 1: Versuch 2.1 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

<u>Einheiten</u>		<u>Mittel</u>	<u>Minimum</u>	<u>Differenz</u> <u>Ende - Anfang</u> <u>(mm)</u>	<u>Aufaddierung</u> <u>der Differenzen</u> <u>(mm)</u>
<b>Anfang</b>	<b>1. Einheit</b>		-1,270		
<b>Ende</b>	<b>1. Einheit</b>		-0,227	1,043	1,043
<b>Anfang</b>	<b>2. Einheit</b>		-0,233		
<b>Ende</b>	<b>2. Einheit</b>		0,774	1,007	2,050
<b>Anfang</b>	<b>3. Einheit</b>		-0,871		
<b>Ende</b>	<b>3. Einheit</b>		0,030	0,901	2,951
<b>Anfang</b>	<b>4. Einheit</b>		-0,070		
<b>Ende</b>	<b>4. Einheit</b>		0,326	0,396	3,347
<b>Anfang</b>	<b>5. Einheit</b>		0,405		
<b>Ende</b>	<b>5. Einheit</b>		0,696	0,291	3,638

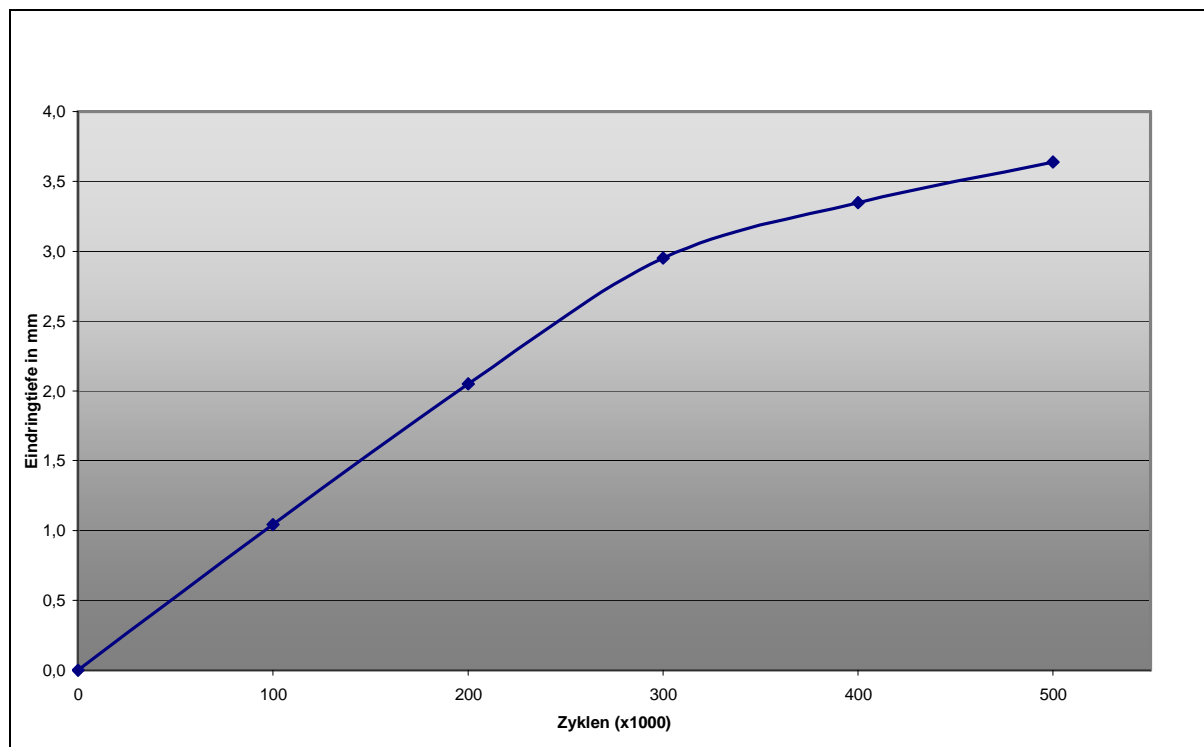


Diagramm 1: Versuch 2.1 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

Zu Beginn zeigt sich der meiste Abrieb, der im Verlauf jedoch abnimmt und von einem linearen Verlauf in ein logarithmisches Wachstum übergeht. Der Gesamtvorschub nach 500.000 Zyklen beträgt 3,638 mm.

## Quantifizierung des Abriebs - Versuch 2.2

Tabelle 2: Versuch 2.2 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

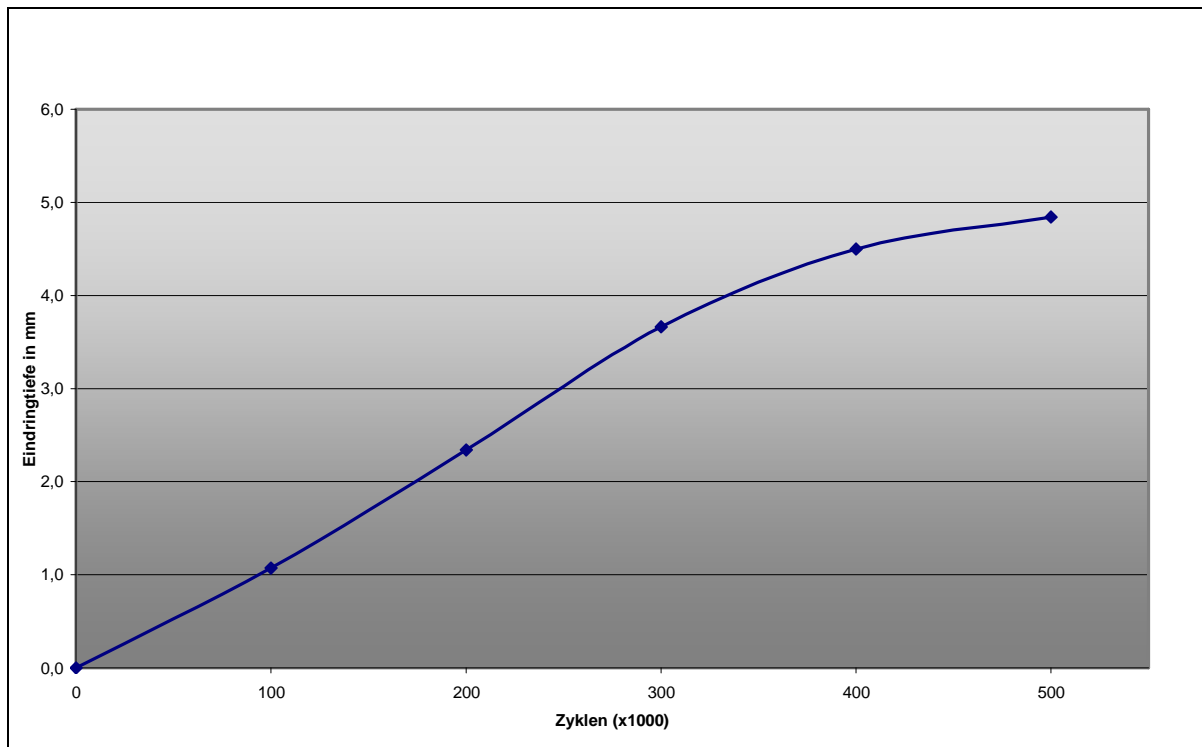
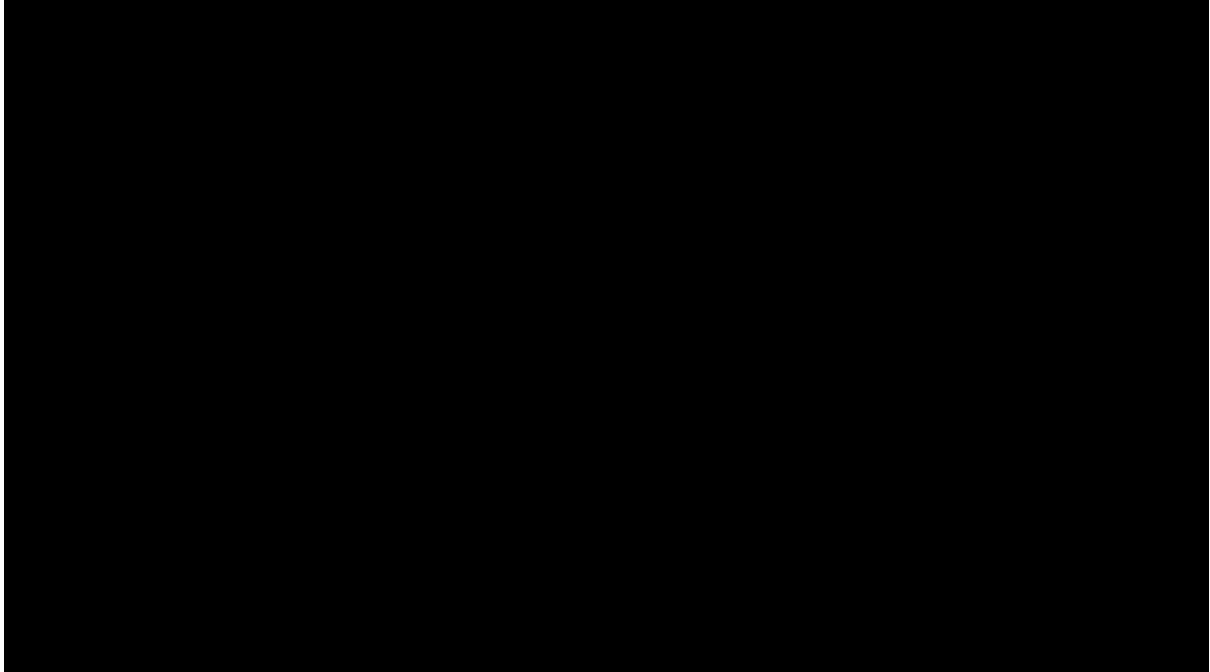


Diagramm 2: Versuch 2.2 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

Zu Beginn zeigt sich der meiste Abrieb, der im Verlauf jedoch abnimmt und von einem linearen Verlauf in ein logarithmisches Wachstum übergeht. Der Gesamtanschub nach 500.000 Zyklen beträgt 4,834 mm.

## Quantifizierung des Abriebs - Versuch 2.3

Tabelle 3: Versuch 2.3 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

<u>Einheiten</u>		<u>Mittel Minimum</u>	<u>Differenz</u> <u>Ende - Anfang</u> <u>(mm)</u>	<u>Aufaddierung</u> <u>der Differenzen</u> <u>(mm)</u>
<b>Anfang</b>	<b>1. Einheit</b>	-1,201		
<b>Ende</b>	<b>1. Einheit</b>	-0,046	1,155	1,155
<b>Anfang</b>	<b>2. Einheit</b>	-0,401		
<b>Ende</b>	<b>2. Einheit</b>	0,513	0,914	2,069
<b>Anfang</b>	<b>3. Einheit</b>	-0,824		
<b>Ende</b>	<b>3. Einheit</b>	-0,339	0,485	2,554
<b>Anfang</b>	<b>4. Einheit</b>	-1,132		
<b>Ende</b>	<b>4. Einheit</b>	-0,777	0,335	2,889
<b>Anfang</b>	<b>5. Einheit</b>	-0,632		
<b>Ende</b>	<b>5. Einheit</b>	-0,332	0,300	3,189

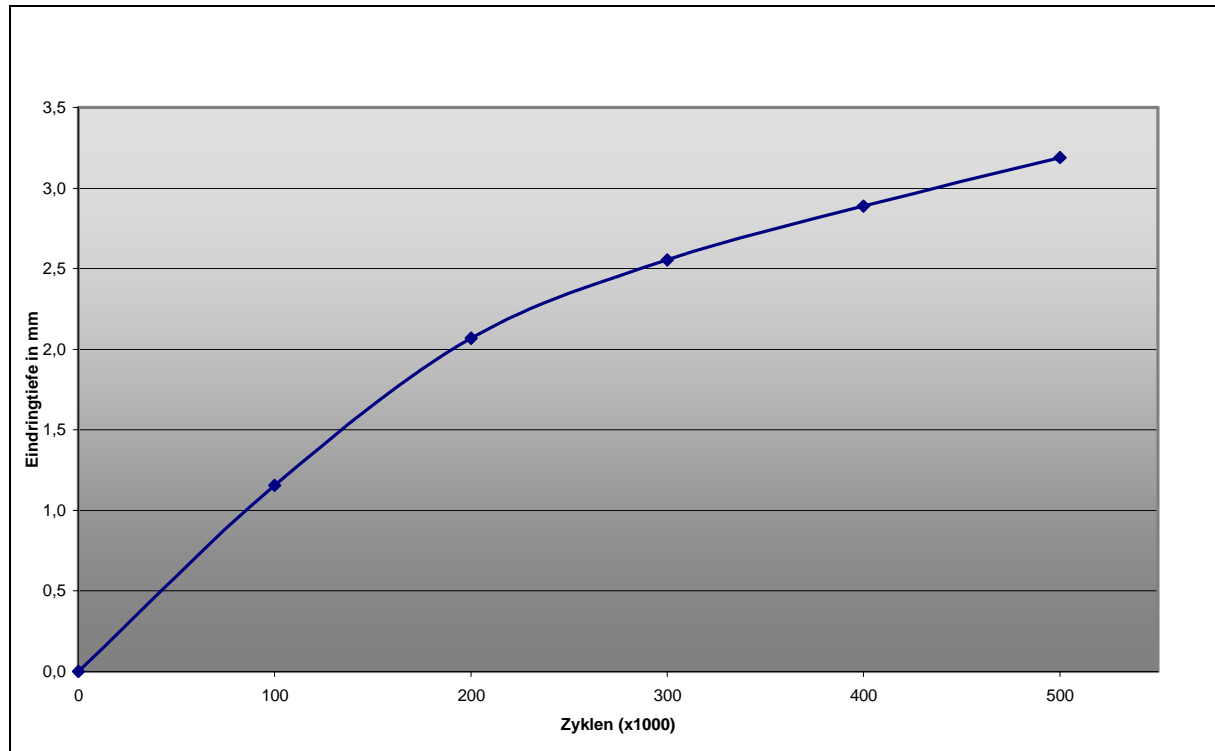


Diagramm 3: Versuch 2.3 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

Zu Beginn zeigt sich der meiste Abrieb, der jedoch rasch abnimmt und fast von Beginn an ein logarithmisches Wachstum annimmt. Der Gesamtvorschub nach 500.000 Zyklen beträgt 3,189 mm.



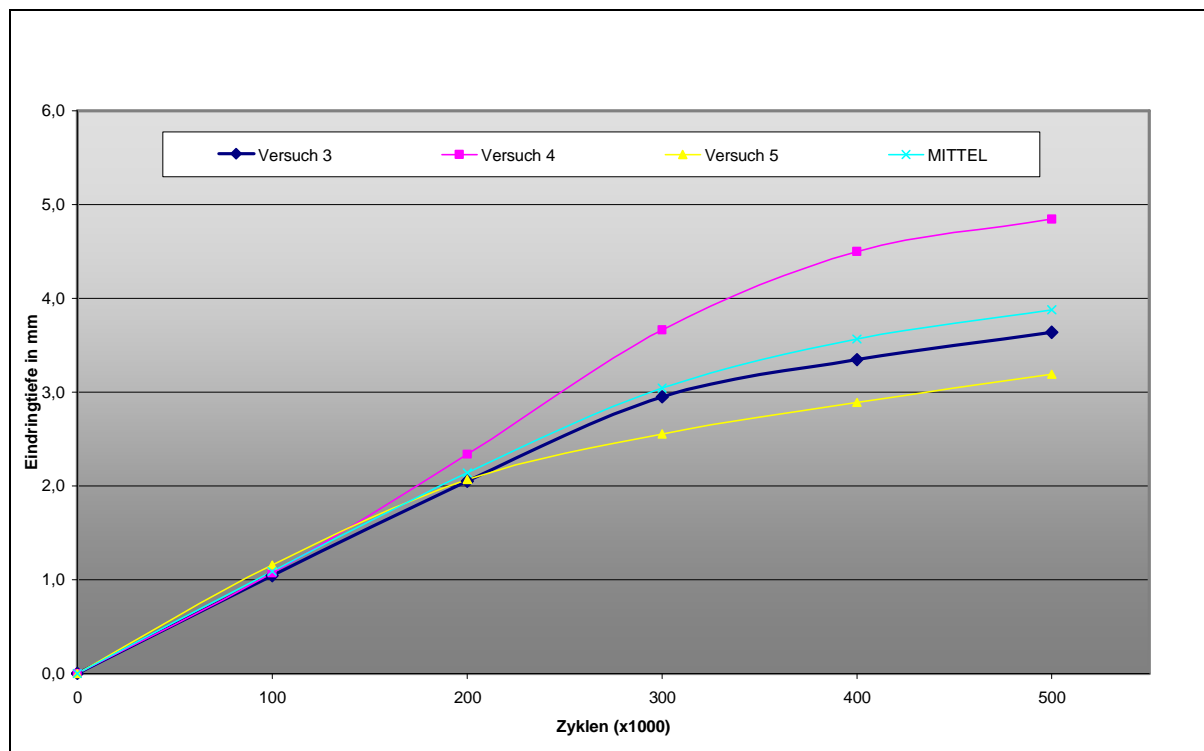
## Quantifizierung des Abriebs – Mittelwerte aus Versuchen 2.1 – 2.3

Tabelle 4: Versuche 2.1 - 2.3 - Durchschnittliche Penetration des Prothesenkopfs in das Acetabulum

<b>Gemeinsame Eindringtiefe pro Einheit</b>					
<b><u>Versuch</u></b>	<b><u>1. Einheit</u></b>	<b><u>2. Einheit</u></b>	<b><u>3. Einheit</u></b>	<b><u>4. Einheit</u></b>	<b><u>5. Einheit</u></b>
2.1.	1,043	1,007	0,901	0,396	0,291
2.2.	1,073	1,226	1,325	0,835	0,344
2.3.	1,155	0,914	0,485	0,335	0,300
<b>Mittelwert</b>	1,090	1,049	0,904	0,522	0,312

<b>Gemeinsame Eindringtiefe pro Einheit (aufaddiert)</b>					
<b><u>Versuch</u></b>	<b><u>1. Einheit</u></b>	<b><u>2. Einheit</u></b>	<b><u>3. Einheit</u></b>	<b><u>4. Einheit</u></b>	<b><u>5. Einheit</u></b>
2.1.	1,043	2,050	2,951	3,347	3,638
2.2.	1,073	2,339	3,664	4,499	4,834
2.3.	1,155	2,069	2,554	2,889	3,189
<b>Mittelwert</b>	1,090	2,139	3,043	3,565	3,877



**Diagramm 4: Versuche 2.1 - 2.3 - Durchschnittliche Penetration des Prothesenkopfs in das Acetabulum**

In allen Versuchen zeigt sich zu Beginn eine linear ansteigende Kurve mit anschließendem Übergang in ein logarithmisches Wachstum. Der durchschnittliche Gesamtvorschub beträgt 3,877 mm.

### **3.3. Versuche mit arthrotisch veränderten Acetabula**

In der dritten Versuchsreihe wurde das Abriebverhalten von arthrotisch veränderten Pfannen-Kopf-Paarungen untersucht. Hierzu wurden vier arthrotisch veränderte Acetabula zur Simulierung arthrotischer Verhältnisse im Hüftgelenk verwendet. (Versuche 3.1 bis 3.4)

Zur Bestimmung der Stelle des meisten Abriebs wurde wie in den vorausgegangenen Versuchsreihen der Abrieb direkt am Prothesenkopf dargestellt.

Negativabdrücke der Acetabula wurden in dieser Versuchsreihe nicht angefertigt. Die Aussagekraft zur Beurteilung des Abriebverhaltens war in den vorausgegangenen Versuchen eingeschränkt.

Des Weiteren wurde, wie zuvor in der Versuchsreihe mit physiologischen Acetabula, auch hier das Migrationsverhalten im Versuchsverlauf gemessen.

#### **3.3.1. Beurteilung des Kopfabriebs**

Zur Identifizierung der Stelle des meisten Abriebs wurden auch die vier Prothesenköpfe aus den Versuchen mit arthrotisch veränderten Acetabula nach Beendigung des Versuchs unter einer Lichtquelle makroskopisch begutachtet.

##### **Versuch 3.1**

In Versuch 3.1 (Abbildungen 42, 46) stellt sich die Abriebfläche, abgesehen von einer Muldung im Bereich der Markierungen 6 und 9, kreisförmig dar. Dabei ist diese Abriebsfläche vom Zentrum aus gesehen etwas in den Bereich der Markierungen 3 und 12 verlagert.

##### **Versuch 3.2**

In Versuch 3.2 (Abbildungen 43, 47) gestaltet sich die Abriebfläche ebenfalls annähernd kreisförmig um das Zentrum, wobei auch hier eine leichte Verlagerung in Richtung der Orientierungsnummern 3 und 12 zu beobachten ist.

Im lateralen Bereich der Orientierungsnummer 12 zeigt sich am Acetabulum Abrieb bis auf den weichen Knochenzement. Durch die Randlage dieser Schädigung des Acetabulums kam es allerdings zu keiner Beeinträchtigung der Beurteilung des Abriebverhaltens.

### **Versuch 3.3**

In Versuch 3.3 (Abbildungen 44, 48) stellt sich das Abriebverhalten, wie in den vorausgegangenen Versuchen, annähernd kreisförmig dar. Im Bereich des Orientierungspunkts 12 ist am Acetabulum Abrieb bis auf die Kunststoffeinbettung zu erkennen. Bei etwas zentralerer Lage als in Versuch 3.2 führt dies zu einer Aussparung der Abriebfläche in diesem Bereich. Insgesamt fällt der Abriebbereich, der wieder vom Zentrum in Richtung Orientierungsnummer 3 und 12 verschoben ist, um ca. ein Drittel kleiner aus als in den beiden vorausgegangenen.

### **Versuch 3.4**

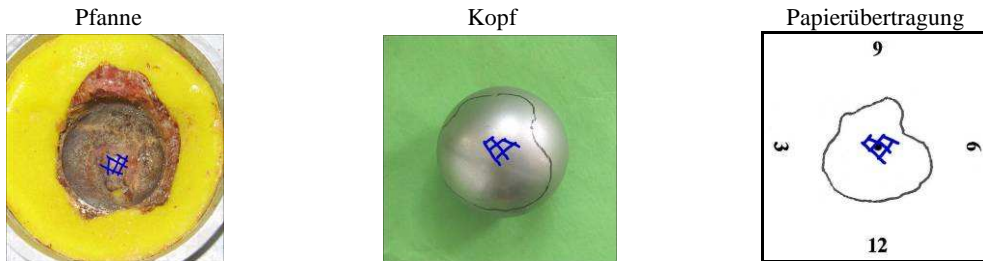
Auch in Versuch 3.4 (Abbildungen 45, 49) stellt sich das Abriebverhalten annähernd kreisförmig dar. Im Bereich der Orientierungspunkte 9 und 12 ist am Acetabulum Abrieb bis auf die Kunststoffeinbettung zu erkennen. Das ansonsten homogene Abriebmuster am Prothesenkopf ist an dieser Stelle leicht unterbrochen. Der gesamte Abriebkomplex ist auch hier eher zu den Markierungspunkten 3 und 12 hin ausgebreitet.

### **Fazit**

In der Versuchsreihe mit arthrotisch veränderten Acetabula zeigt sich der Bereich des größten Abriebs in allen vier Versuchen im Zentrum und damit im Bereich der künstlich aufgefüllten Fossa acetabuli wie auch in deren direkten Umgebung. In der Peripherie des Kopfs ist hingegen kein Abrieb aufzuweisen.

Nach Überlagerung der vier Abriebmuster konnte durch die Firma Aesculap eine gemeinsame dreidimensionale Schnittfläche berechnet werden. Diese Fläche soll der gewünschten Muldung einer optimierten Hemiprothese entsprechen. (Abbildung 50)

### Prothesenkopfabrieb - Versuch 3.1

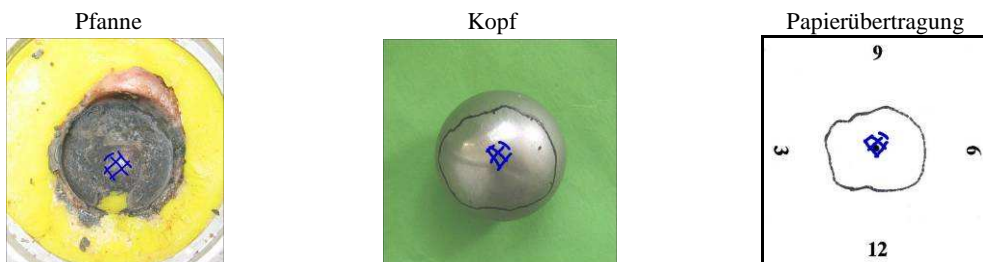


**Abbildung 42: Versuch 3.1 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung**

**Pfanne:** Acetabulum nach Durchlauf des Versuchs. **Kopf:** Prothesenkopf mit Markierung der zentral gelegenen kreisförmigen Fläche, welche dem Bereich mit erhöhtem Abrieb entspricht. Es zeigt sich eine diskrete Verlagerung der Abriebfläche zu den Orientierungspunkten 3 und 12. In der Peripherie ist kein Abrieb zu verzeichnen. **Papierübertragung:** Übertragung des markierten Abriebbereichs auf Papier.

In allen Bildern ist der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfs blau markiert.

### Prothesenkopfabrieb – Versuch3.2



**Abbildung 43: Versuch 3.2 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung**

**Pfanne:** Acetabulum nach Durchlauf des Versuchs. **Kopf:** Prothesenkopf mit Markierung der zentral gelegenen Fläche, welche dem Bereich mit erhöhtem Abrieb entspricht. Es zeigt sich eine diskrete Verlagerung der Abriebfläche zu den Orientierungspunkten 3 und 12. In der Peripherie ist kein Abrieb zu verzeichnen. **Papierübertragung:** Übertragung des markierten Abriebbereichs auf Papier.

In allen Bildern ist der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfs blau markiert.

### Prothesenkopfabrieb - Versuch 3.3



**Abbildung 44: Versuch 3.3 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung**

**Pfanne:** Acetabulum nach Durchlauf des Versuchs. **Kopf:** Prothesenkopf mit Markierung der zentral gelegenen Fläche, welche dem Bereich mit erhöhtem Abrieb entspricht. Im Bereich des Orientierungspunkts 12 ist eine kleine Aussparung sichtbar, welche der Artikulation zwischen Prothesenkopf und weichem Knochenzement entspricht. In der Peripherie ist kein Abrieb zu verzeichnen. **Papierübertragung:** Übertragung des markierten Abriebbereichs auf Papier. In allen Bildern ist der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfs blau markiert.

### Prothesenkopfabrieb - Versuch 3.4



**Abbildung 45: Versuch 3.4 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung**

**Pfanne:** Acetabulum nach Durchlauf des Versuchs. **Kopf:** Prothesenkopf mit Markierung der zentral gelegenen Fläche, welche dem Bereich mit erhöhtem Abrieb entspricht. Im Bereich des Orientierungspunkts 12 ist eine kleine Aussparung sichtbar, welche der Artikulation zwischen Prothesenkopf und weichem Knochenzement entspricht. In der Peripherie ist kein Abrieb zu verzeichnen. **Papierübertragung:** Übertragung des markierten Abriebbereichs auf Papier. In allen Bildern ist der mit der Fossa acetabuli artikulierende Bereich des Prothesenkopfs blau markiert.

### Prothesenkopfabrieb - Detailansicht - Versuch 3.1



**Abbildung 46: Versuch 3.1 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht**

Darstellung des Prothesenkopfs aus fünf Perspektiven. Mittig der Kopf aus Vogelperspektive, ringsum die Seitenansichten – bezüglich der Orientierungspunkte 3, 6, 9 und 12.

Die Abriebstelle liegt zentral im mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereich. Es zeigt sich eine diskrete Verlagerung des Abriebbereichs zu den Orientierungspunkten 3 und 12.

### Prothesenkopfabrieb - Detailansicht - Versuch 3.2



**Abbildung 47: Versuch 3.2 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht**

Darstellung des Prothesenkopfs aus fünf Perspektiven. Mittig der Kopf aus Vogelperspektive, ringsum die Seitenansichten – bezüglich der Orientierungspunkte 3, 6, 9 und 12.

Die Abriebstelle liegt zentral im mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereich. Es zeigt sich eine diskrete Verlagerung des Abriebbereichs zu den Orientierungspunkten 3 und 12.

### Prothesenkopfabrieb - Detailansicht - Versuch 3.3



**Abbildung 48: Versuch 3.3 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht**

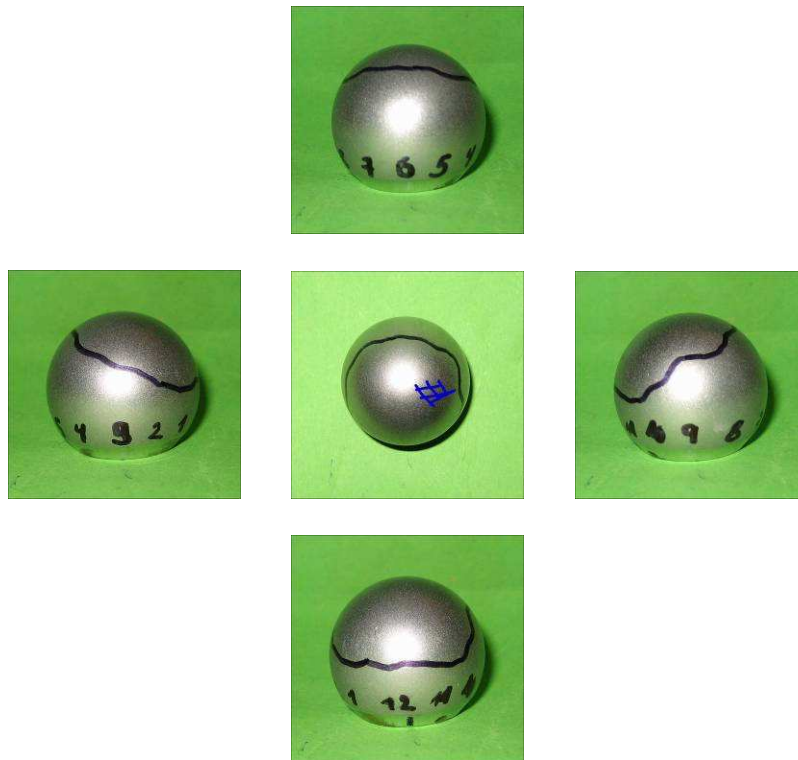
Darstellung des Prothesenkopfs aus fünf Perspektiven. Mittig der Kopf aus Vogelperspektive, ringsum die Seitenansichten – bezüglich der Orientierungspunkte 3, 6, 9 und 12.

Die Abriebstelle liegt zentral im mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereich. Es zeigt sich eine diskrete Verlagerung zu den Orientierungspunkten 3 und 12.

Im Bereich des Orientierungspunkts 12 besteht eine kleine Aussparung der Abriebfläche, welche durch die direkte Artikulation des Kopfs mit der weichen Kunststoffeinbettung bei fortgeschrittenem Abrieb hervorgerufen wurde.



### Prothesenkopfabrieb - Detailansicht - Versuch 3.4



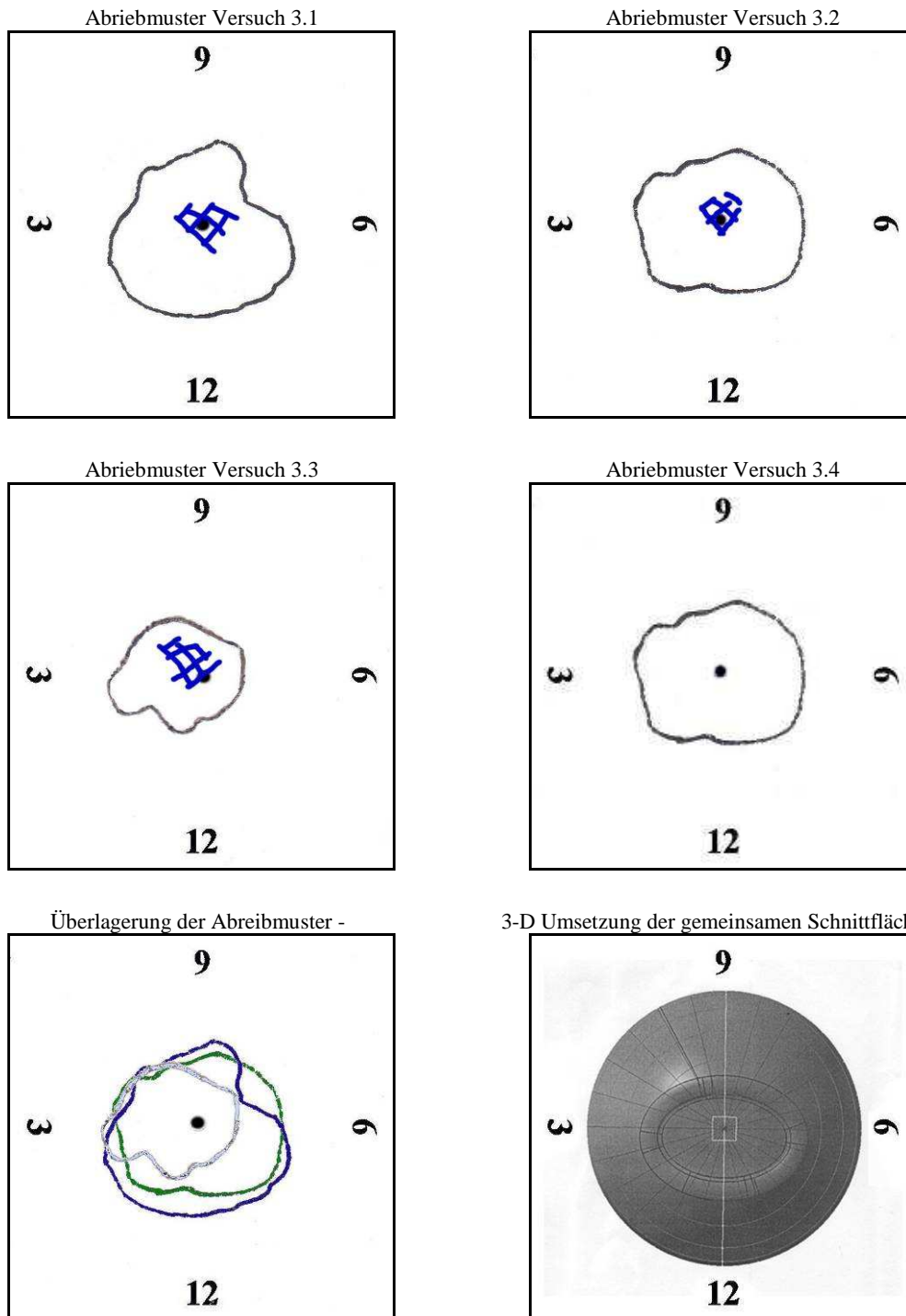
**Abbildung 49: Versuch 3.4 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht**

Darstellung des Prothesenkopfs aus fünf Perspektiven. Mittig der Kopf aus Vogelperspektive, ringsum die Seitenansichten – bezüglich der Orientierungspunkte 3, 6, 9 und 12.

Die Abriebstelle liegt zentral im mit der Fossa acetabuli artikulierenden Bereich. Es zeigt sich eine diskrete Verlagerung zu den Orientierungspunkten 3 und 12.

Im Bereich des Orientierungspunkts 12 besteht eine kleine Aussparung der Abriebfläche, welche durch die direkte Artikulation des Kopfes mit der weichen Kunststoffeinfassung bei fortgeschrittenem Abrieb hervorgerufen wurde.

## Gemeinsame Schnittfläche des Prothesenkopfabriebs – Versuche 3.1 – 3.4



**Abbildung 50: Gemeinsame Schnittfläche des Prothesenkopfabriebs aus Versuchen mit arthrotisch veränderten Acetabula und Berechnung einer optimierten Muldung:**

Abriebmuster der Prothesenköpfe aus den Versuchen mit arthrotisch veränderten Acetabula (Versuche 3.1 – 3.4). Überlagerung der Abriebmuster.

Dreidimensional berechnete gemeinsame Schnittfläche. Diese entspricht der gewünschten Muldung einer optimierten Hemiprothese.

### **3.3.2. Quantifizierung des Abriebs**

Die Quantifizierung des Abriebs in den abschließenden vier Versuchen mit arthrotisch veränderten Acetabula erfolgte, wie in der Versuchsreihe mit physiologischen Acetabula, anhand eines Wegeaufnehmers mit zugehörigem Analyseprogramm Catman ® Professional 4.0.

Bei der quantitativen Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne kam es zu folgenden Ergebnissen.

#### **Versuch 3.1**

In Versuch 3.1 (Tabelle & Diagramm 5) betrug der Gesamtvorschub 3,00 mm. Die Einzelschübe erbrachten Werte von 0,69 mm nach der ersten Einheit, 0,78 mm nach der zweiten, 0,81 mm nach der dritten, 0,42 mm nach der vierten und 0,30 mm nach der fünften Einheit. Nach anfänglich geringem Anstieg der Einzelschübe um 11% und 12% im Vergleich zum Ausgangswert kam es bei den letzten beiden Messungen zu einem Abfall um 32% und 57%.

Die Kurve verläuft dementsprechend bis zur vollendeten zweiten Einheit linear und nimmt anschließend ein logarithmisches Wachstum an.

#### **Versuch 3.2**

In Versuch 3.2 (Tabelle & Diagramm 6) war der Gesamtvorschub mit 1,40 mm zu verzeichnen. Die Einzelschübe betragen 0,66 mm, 0,42 mm, 0,16 mm, 0,11 mm und 0,05 mm.

Der Vorschub nahm somit bei jeder Einheit ab (36%, 75%, 83% und 92%) und gestaltet sich nach kurzem linearen Verlauf logarithmisch.

#### **Versuch 3.3**

Bei Versuch 3.3 (Tabelle & Diagramm 7) ergab der Gesamtvorschub nach fünf Einheiten einen Wert von 6,13 mm. Beginnend mit einem Wert von 1,29 mm blieb die Abriebmenge in den nachfolgenden drei Einheiten ähnlich hoch mit Werten von 1,65 mm, 1,29 mm, 1,20 mm und stellt ein linearförmiges Wachstum dar, dessen Steilheit allerdings im zweiten Zyklus um 28 % höher liegt als in den anderen drei Einheiten. Erst im fünften Zyklus kam es mit einem Vorschub von 0,684 mm zu einer deutlichen Reduzierung des Ausgangswerts um 59 % und zur Konvergenz gegen ein logarithmisches Wachstum.

### **Versuch 3.4**

Bei Versuch 3.4 (Tabelle & Diagramm 8) konnte ein Gesamtvorschub von 4,68 mm registriert werden. Die Einzelauflistung erbrachte Werte von 1,27 mm nach der ersten Einheit, 1,05 mm nach der zweiten, 1,09 mm nach der dritten, 0,76 mm nach der vierten und 0,51 mm nach der fünften Einheit, entsprechend eines Abriebverlusts zum Ausgangswert von 17%, 14%, 41% und 60%. Anfangs noch linear verlaufend, nimmt das Abriebsverhalten und die Steilheit der Kurve von der dritten Einheit an zunehmend ab und konvergiert gegen ein logarithmisches Wachstum.

### **Fazit**

Bei der Errechnung der Mittelwerte aus diesen vier Datenreihen (Tabelle 9) und der daraufhin gestalteten Kurve (Diagramm 9) ergaben sich folgende Penetrationsgrößen. Bei einem Gesamtvorschub von 4,06 mm betragen die gemittelten Einzelschübe der fünf Einheiten 0,98 mm, 0,98 mm (+0,2%), 0,84 mm (-14%), 0,63 mm (-36%) und 0,39 mm (-60%).

Die in den ersten beiden Einheiten linear ansteigende Kurve nimmt von der dritten Einheit an in ihrer Steilheit ab und konvergiert gegen ein logarithmisches Wachstum.

## Quantifizierung des Abriebs - Versuch 3.1

Tabelle 5: Versuch 3.1 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

<u>Einheiten</u>		<u>Mittel Minimum</u>	<u>Differenz</u> <u>Ende - Anfang</u> (mm)	<u>Aufaddierung</u> <u>der Differenzen</u> (mm)
<b>Anfang</b>	<b>1. Einheit</b>	-1,044		
<b>Ende</b>	<b>1. Einheit</b>	-0,353	0,691	0,691
<b>Anfang</b>	<b>2. Einheit</b>	-0,571		
<b>Ende</b>	<b>2. Einheit</b>	0,212	0,783	1,474
<b>Anfang</b>	<b>3. Einheit</b>	-1,055		
<b>Ende</b>	<b>3. Einheit</b>	-0,245	0,810	2,284
<b>Anfang</b>	<b>4. Einheit</b>	-1,026		
<b>Ende</b>	<b>4. Einheit</b>	-0,598	0,428	2,712
<b>Anfang</b>	<b>5. Einheit</b>	-1,100		
<b>Ende</b>	<b>5. Einheit</b>	-0,805	0,295	3,007

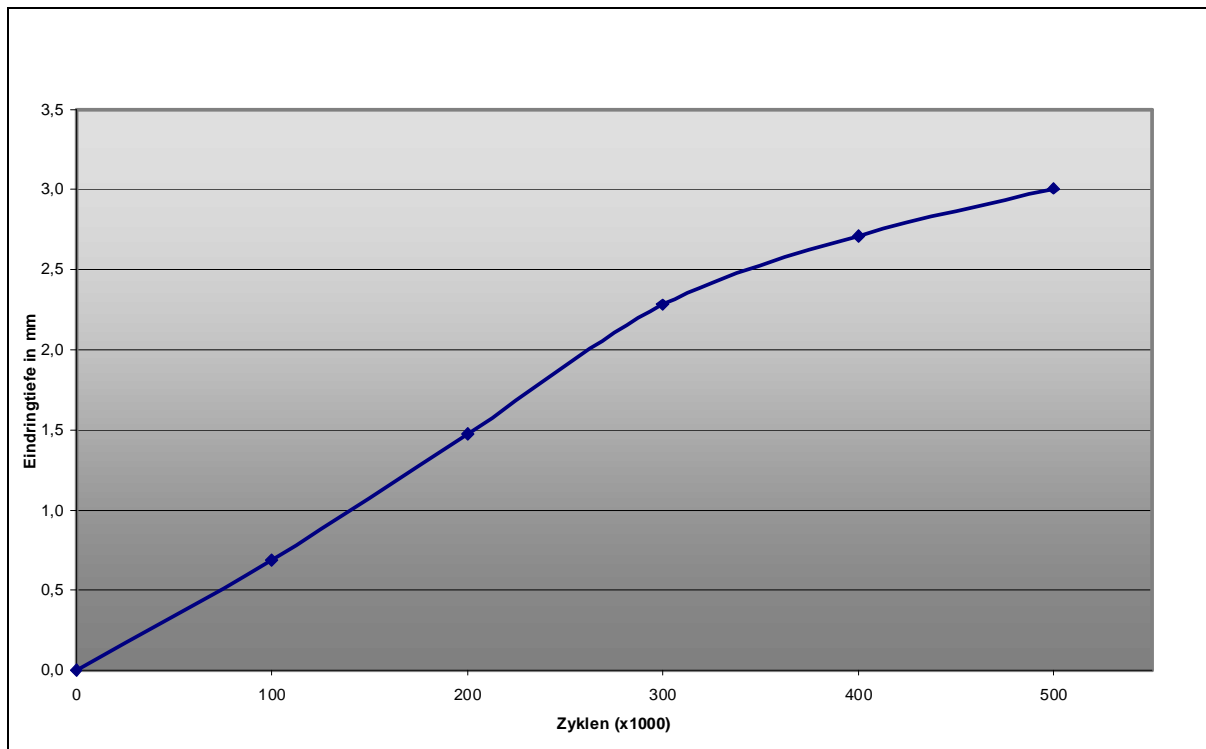


Diagramm 5 : Versuch 3.1 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

Zu Beginn zeigt sich der meiste Abrieb, der im Verlauf jedoch abnimmt und von einem linearen Verlauf in ein logarithmisches Wachstum übergeht. Der Gesamtvorschub nach 500.000 Zyklen beträgt 3,007 mm.

## Quantifizierung des Abriebs - Versuch 3.2

Tabelle 6: Versuch 3.2 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

<u>Einheiten</u>		<u>Mittel</u>	<u>Minimum</u>	<u>Differenz</u> <u>Ende - Anfang</u> <u>(mm)</u>	<u>Aufaddierung</u> <u>der Differenzen</u> <u>(mm)</u>
<b>Anfang</b>	<b>1. Einheit</b>	-0,663			
<b>Ende</b>	<b>1. Einheit</b>	-0,007		0,656	0,656
<b>Anfang</b>	<b>2. Einheit</b>	-1,076			
<b>Ende</b>	<b>2. Einheit</b>	-0,653		0,423	1,079
<b>Anfang</b>	<b>3. Einheit</b>	-1,058			
<b>Ende</b>	<b>3. Einheit</b>	-0,896		0,162	1,241
<b>Anfang</b>	<b>4. Einheit</b>	-1,232			
<b>Ende</b>	<b>4. Einheit</b>	-1,122		0,110	1,351
<b>Anfang</b>	<b>5. Einheit</b>	-0,776			
<b>Ende</b>	<b>5. Einheit</b>	-0,723		0,053	1,404

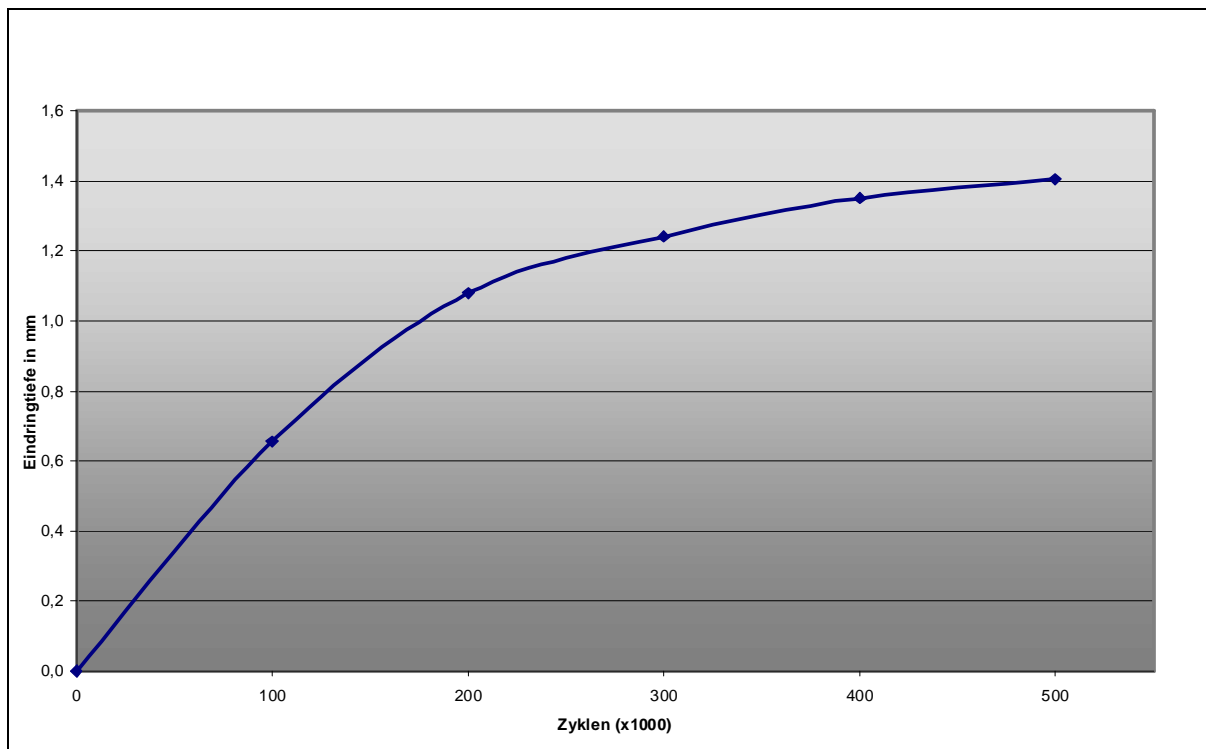


Diagramm 6: Versuch 3.2 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

Zu Beginn zeigt sich der meiste Abrieb, der früh abnimmt und von einem linearen Verlauf in ein logarithmisches Wachstum übergeht. Der Gesamtanschub nach 500.000 Zyklen beträgt 1,404 mm.

## Quantifizierung des Abriebs - Versuch 3.3

Tabelle 7: Versuch 3.3 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

<u>Einheiten</u>		<u>Mittel Minimum</u>	<u>Differenz</u> <u>Ende - Anfang</u> <u>(mm)</u>	<u>Aufaddierung</u> <u>der Differenzen</u> <u>(mm)</u>
<b>Anfang</b>	<b>1. Einheit</b>	-0,915		
<b>Ende</b>	<b>1. Einheit</b>	0,375	1,290	1,290
<b>Anfang</b>	<b>2. Einheit</b>	-1,132		
<b>Ende</b>	<b>2. Einheit</b>	0,521	1,653	2,943
<b>Anfang</b>	<b>3. Einheit</b>	-1,012		
<b>Ende</b>	<b>3. Einheit</b>	0,282	1,294	4,237
<b>Anfang</b>	<b>4. Einheit</b>	-1,165		
<b>Ende</b>	<b>4. Einheit</b>	0,044	1,209	5,446
<b>Anfang</b>	<b>5. Einheit</b>	-1,257		
<b>Ende</b>	<b>5. Einheit</b>	-0,573	0,684	6,130

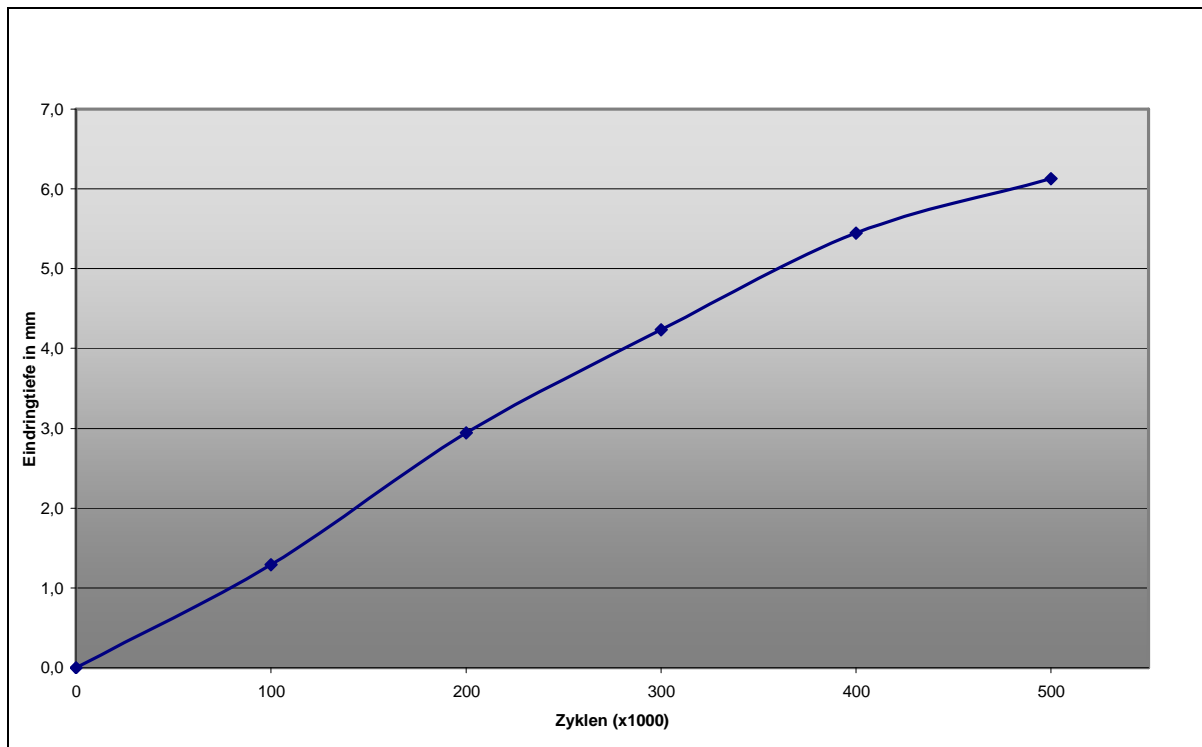


Diagramm 7: Versuch 3.3 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

Zu Beginn zeigt sich der meiste Abrieb, der erst im späteren Verlauf abnimmt und von einem linearen Verlauf in ein logarithmisches Wachstum übergeht. Der Gesamtvorschub nach 500.000 Zyklen beträgt 6,13 mm.

## Quantifizierung des Abriebs - Versuch 3.4

Tabelle 8: Versuch 3.4 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

<u>Einheiten</u>		<u>Mittel</u>	<u>Minimum</u>	<u>Differenz</u> <u>Ende - Anfang</u> <u>(mm)</u>	<u>Aufaddierung</u> <u>der Differenzen</u> <u>(mm)</u>
<b>Anfang</b>	<b>1. Einheit</b>		-1,080		
<b>Ende</b>	<b>1. Einheit</b>		0,187	1,267	1,267
<b>Anfang</b>	<b>2. Einheit</b>		-1,034		
<b>Ende</b>	<b>2. Einheit</b>		0,019	1,053	2,320
<b>Anfang</b>	<b>3. Einheit</b>		-1,065		
<b>Ende</b>	<b>3. Einheit</b>		0,029	1,094	3,414
<b>Anfang</b>	<b>4. Einheit</b>		-1,036		
<b>Ende</b>	<b>4. Einheit</b>		-0,279	0,757	4,171
<b>Anfang</b>	<b>5. Einheit</b>		-1,072		
<b>Ende</b>	<b>5. Einheit</b>		-0,561	0,511	4,682

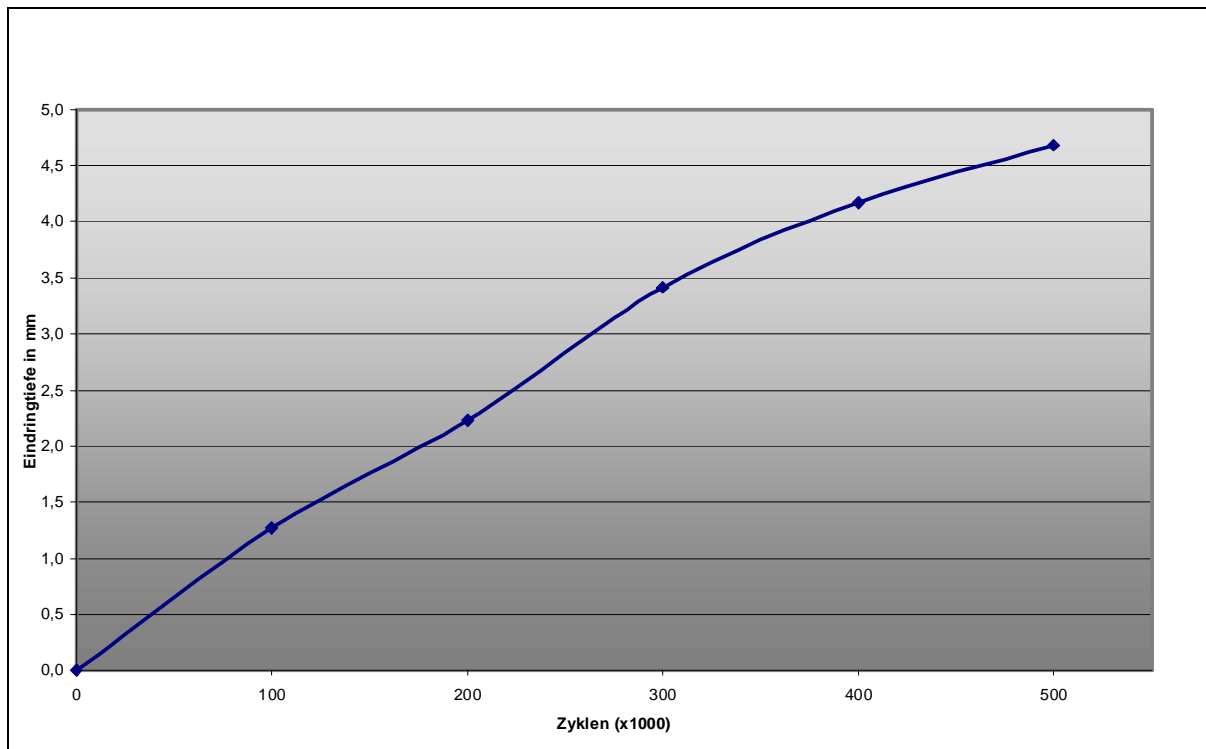


Diagramm 8: Versuch 3.4 - Quantitative Messung der Penetration des Prothesenkopfs in die Hüftpfanne

Zu Beginn zeigt sich der meiste Abrieb, der erst im späteren Verlauf abnimmt und von einem linearen Verlauf in ein logarithmisches Wachstum übergeht. Der Gesamtvorschub nach 500.000 Zyklen beträgt 4,682 mm.



## Quantifizierung des Abriebs – Mittelwerte aus Versuchen 3.1 – 3.4

Tabelle 9: Versuche 3.1 - 3.4 - Durchschnittliche Penetration des Prothesenkopfs in das Acetabulum

<b>Gemeinsame Eindringtiefe pro Einheit</b>					
<b><u>Versuch</u></b>	<b><u>1. Einheit</u></b>	<b><u>2. Einheit</u></b>	<b><u>3. Einheit</u></b>	<b><u>4. Einheit</u></b>	<b><u>5. Einheit</u></b>
<b>3.1.</b>	0,691	0,783	0,810	0,428	0,295
<b>3.2.</b>	0,656	0,423	0,162	0,110	0,053
<b>3.3.</b>	1,290	1,653	1,294	1,209	0,684
<b>3.4.</b>	1,267	1,053	1,094	0,757	0,511
<b>Mittelwert</b>	<b>0,976</b>	<b>0,978</b>	<b>0,840</b>	<b>0,626</b>	<b>0,386</b>

<b>Gemeinsame Eindringtiefe pro Einheit (aufaddiert)</b>					
<b><u>Versuch</u></b>	<b><u>1. Einheit</u></b>	<b><u>2. Einheit</u></b>	<b><u>3. Einheit</u></b>	<b><u>4. Einheit</u></b>	<b><u>5. Einheit</u></b>
<b>3.1.</b>	0,691	1,474	2,284	2,712	3,007
<b>3.2.</b>	0,656	1,079	1,241	1,351	1,404
<b>3.3.</b>	1,290	2,943	4,237	5,446	6,130
<b>3.4.</b>	1,267	2,320	3,414	4,171	4,682
<b>Mittelwert</b>	<b>0,976</b>	<b>1,954</b>	<b>2,794</b>	<b>3,420</b>	<b>3,806</b>

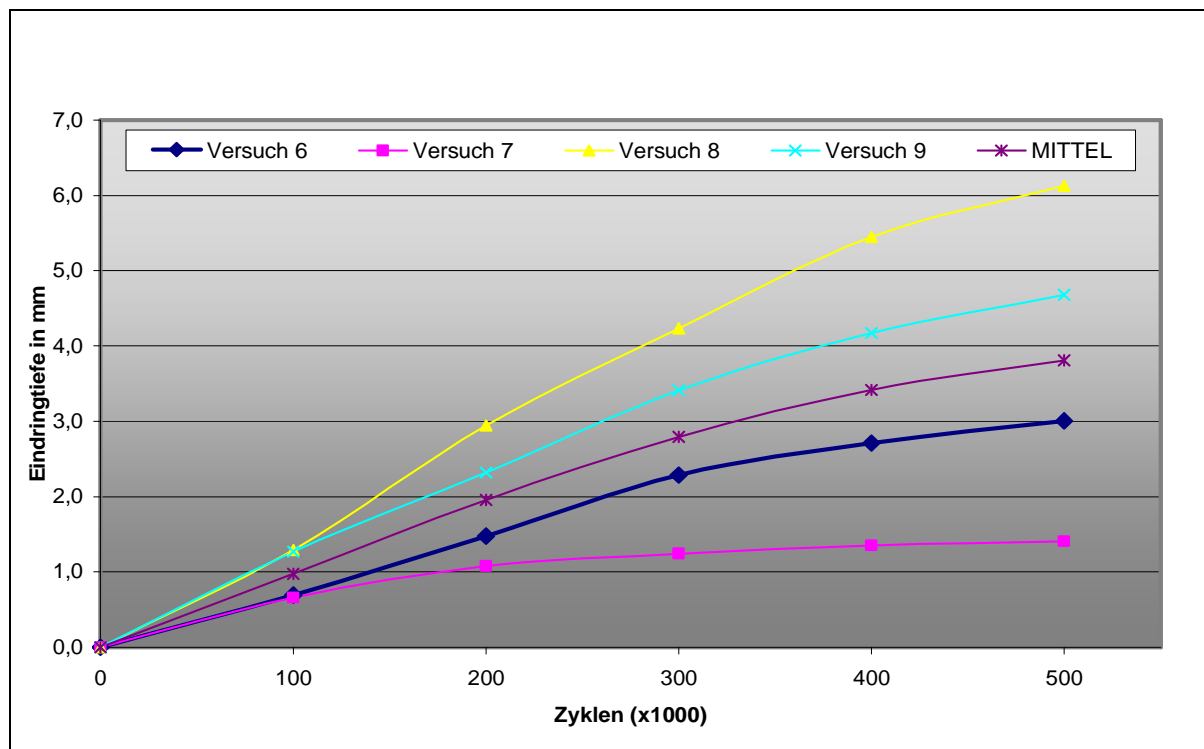


Diagramm 9: Versuche 3.1 - 3.4 - Durchschnittliche Penetration des Prothesenkopfs in das Acetabulum

In allen Versuchen zeigt sich zu Beginn eine linear ansteigende Kurve mit anschließendem Übergang in ein logarithmisches Wachstum. Der durchschnittliche Gesamtvorschub beträgt 3,877 mm.

## 4. Diskussion

### 4.1. Ziel

In der vorliegenden Studie wurde der erste Abschnitt eines Großprojekts bearbeitet, das zur Zielsetzung hat, eine neue Hemiprothese mit Muldung für das Hüftgelenk zu entwickeln. Mit dieser modifizierten Hemiprothese soll es möglich sein, die physiologische Spannungsverteilung und Kraftübertragung im arthrotischen Hüftgelenk wieder herzustellen und damit den Abrieb und eine Protrusion ins Acetabulum zu verhindern.

Ziel dieser experimentellen Arbeit im Rahmen des Gesamtprojektes war es, die Grundlagen für diese modifizierte Hüftkopfprothese zu erarbeiten. Hierzu wurde primär das Abrieb- und Migrationsverhalten in physiologischen und arthrotisch veränderten Hüftgelenken untersucht. Mit diesen Ergebnissen konnten Lage, Form und Größe einer entsprechenden Muldung bestimmt und das Protrusionsverhalten im Hüftgelenk experimentell evaluiert werden.

Im ersten Schritt wurde in einer biomechanischen Versuchsreihe ermittelt, an welcher Stelle einer Hemiprothese der meiste Abrieb entsteht. Hierzu wurde das Abriebverhalten einer Hemiprothese in arthrotisch veränderten Schafsacetabula untersucht und mit dem Abriebverhalten in physiologischen Schafsacetabula verglichen.

Bei den Versuchen zeigte sich, dass es sowohl in physiologisch als auch in arthrotisch veränderten Acetabula zu einer Migration der Hemiprothesen kam. Die Migration konvergierte dabei bei beiden Versuchsreihen von einem linearen zu einem logarithmischen Abriebverhalten.

Allerdings zeigte die Versuchsreihe auch, dass der Abrieb am Prothesenkopf bei Verwendung arthrotisch veränderter Acetabula anders verlief als bei Verwendung physiologischer Acetabula und fast ausnahmslos im Artikulationsbereich der Fossa acetabuli auftrat. Diese Ergebnisse stärken die Hypothese der Spannungsverteilung nach Pauwels, die besagt, dass es durch das Zuwachsen der Fossa acetabuli im Rahmen einer Arthrose zu einem Ungleichgewicht der Kraftübertragung mit Spannungsspitzen kommt.

Daher wurde im nächsten Schritt versucht, eine Stelle am Prothesenkopf für eine Muldung zu identifizieren, welche es ermöglicht, die Fossa acetabuli zu simulieren um somit die physiologischen Spannungsverhältnisse wiederherzustellen. Position, Größe und Form dieser Muldung wurden durch Analyse der Abriebflächen der Prothesenköpfe identifiziert und auf ein dreidimensionales Modell übertragen.

Insgesamt legen diese Ergebnisse nahe, dass durch eine Hemiprothese mit Muldung die Spannung im Acetabulum wieder der physiologischen Spannungsverteilung angenähert werden kann, was ein deutlich verringertes Abrieb- und Protrusionsverhalten erwarten lässt.

## **4.2. Protrusion bei aktuellen Hemiprothesen**

Bisher verwendete Hemiprothesen an Hüftgelenken erbrachten nur unbefriedigende Ergebnisse. In den wenigsten Fällen führte jedoch der femorale Oberflächenersatz zu einem frühzeitigen Versagen, sondern vielmehr wurden die Standzeiten durch das belassene und im Verlauf aufgebrauchte Acetabulum limitiert.

So berichteten Pellegrini et al. [45] 2006 über Zehn-Jahres-Ergebnisse einer Bipolarhemiprothese, welche bei bestehender Koxarthrose implantiert wurde. Nach zehn Jahren wiesen 21 % (22/105) ein mechanisches Versagen auf. In 90% der Fälle (20/22) war die Versagerursache auf der Seite des Acetabulums lokalisiert. Insgesamt kamen die Autoren zu dem Schluss, dass die Bipolarhemiprothese mit höheren Raten an Schmerzen, Hüftkopprothesenmigration, Osteolysen und Revisionseingriffen im Vergleich zu herkömmlichen Totalendoprothesen einhergeht.

Ähnliche Ergebnisse erbrachten zwei in den Jahren 1983 und 1989 von Kofeod et al. und Philips et al. publizierte Studien. [20,46] Philips et al. [46] berichteten 1989 über massive acetabuläre Erosionen nach Implantation von 72 Thompson-Hemiprothesen. Bei einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 7,8 Jahren fand sich bei 89% der aktiven Patienten (34/38) eine Pfannenerosion. Hingegen zeigte sich bei keinem einzigen der 34 immobilen Patienten eine Pfannenerosion. Hierdurch schlussfolgerten die Autoren, dass die Schwere der Pfannenerosion mit dem Ausmaß der körperlichen Aktivität sowie der Implantationszeit positiv korreliert.

Kofeod et al. [20] veröffentlichten 1983 eine Studie über 72 Moore-Hemiprothesen. Auch hier zeigte sich bereits nach zwei Jahren eine deutlich erhöhte Revisionsrate von 35% (25/72). Bei der alleinigen Betrachtung der noch aktiven Patienten lag die Revisionsrate in dieser Gruppe sogar bei 55%. Als Hauptursache gaben sie dabei auftretende Schmerzen durch Pfannenerosion an. Auch in dieser Studie kamen die Autoren zu dem Schluss, dass die Höhe der Aktivität mit dem Fortschreiten der Pfannenerosion positiv korreliert.

Übereinstimmende Studien wurden auch von Dalldorf et al. [9] im Jahr 1995 und Lee et al. [25] im Jahr 2004 veröffentlicht. Wie Philips et al. [46] und Kofeod et al. [20] sahen auch

Dalldorf et al. [9] einen direkten Zusammenhang zwischen Knorpeldegeneration und Dauer der Artikulation zwischen Implantat und Pfannenlager. Sie gingen sogar davon aus, dass bereits nach fünf Jahren die Aktivität durch die entstehende Acetabulumerosion schwer eingeschränkt sein könnte.

Weitere Studien von Brien et al. [6], Ito et al. [19] und Manoso et al. [28] bestätigen gleichfalls die Annahme, dass Pfannenerosion und Prothesenkopfmigration hauptverantwortlich für hohe Versagerraten nach Implantation von Hemiprothesen sind.

Brien et al. [6] berichtete zwei Jahre nach Implantation einer bipolaren Hemiprothese, dass bei 61 % (11/18) Wechseloperationen vorgenommen werden mussten. Ursächlich war bei 33% (6/18) eine komplette Knochenresorption und Migration in das Acetabulum. Bei 13% (3/18) kam es zu einer Protheseninfektion, bei 5% (1/18) zur Luxation und bei 5% (1/18) zu Schmerzen unklarer Genese.

In einer weiteren Studie berichteten Ito et al. [19] im Jahr 2000 ebenfalls über sehr hohe Raten an Revisionsoperationen nach Einsatz von Hemiprothesen. Bei einem sehr jungen Patientenkollektiv mit einem durchschnittlichen Alter von 37 Jahren (48 Patienten) wurde auf Grund einer Hüftkopfnekrose jeweils eine Hemiprothese implantiert. Nach einer Nachuntersuchungszeit von 11,4 Jahren zeigten 42% (20/48) radiologische Zeichen eines Implantatversagens und 25% (12/48) mussten durch eine Totalhüftendoprothese ersetzt werden. Auch in dieser Studie wurden als Risikofaktoren eine Migration von mehr als vier mm ins Acetabulum und eine arthrotische Veränderung im Pfannenlager identifiziert.

Manoso et al. [28] führten im Jahr 2005 eine Nachuntersuchung über acetabuläre Veränderungen nach Implantation von Bipolarhemiprothesen bei Osteosarkom bei Kindern durch. Dabei kamen auch sie zur Schlussfolgerung, dass der Grad der Migration des Prothesenkopfs von der Länge der Nachuntersuchungszeit abhängig ist.

Zusammenfassend zeigen alle Studien, dass die Implantation von Hemiprothesen bisher keine zufriedenstellenden mittel- und langfristigen Ergebnisse erbracht hat. Das Versagen der Prothesen wurde dabei hauptsächlich durch eine Protrusion ins Becken verursacht. Allerdings sind beim Einsatz von Oberflächenersatz- und Hemiprothesen auch Vorteile zu beobachten: Insbesondere die Erhaltung der individuellen Anatomie und Biomechanik des Femurs, die geringe Veränderung der Beinlänge und der Hebelverhältnisse für die Hüftmuskulatur sowie ein verringertes Luxationsrisiko sind hierbei relevant. [37]

Sollte es daher möglich sein, die Protrusion ins Becken zu verhindern, so könnte die Hemiprothese durchaus eine interessante Alternative in der prothetischen Versorgung darstellen.

### **4.3. Hypothese der Spannungsverteilung nach Pauwels**

Beim gesunden Menschen sorgt die Facies lunata in Verbindung mit dem Ligamentum transversum für eine gleichmäßige Kraftübertragung der Hüftresultierenden auf die Pfanne. [21,22,23,42,43]

Pauwels kam in seinen Abhandlungen zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte zum Schluss, dass es bei der Koxarthrose durch den Untergang von Knorpelsubstanz an der Facies lunata zu einer Verknöcherung des Ligamentum transversum acetabuli und zu einer Fehlbelastung der Facies lunata kommt. Die damit verbundene Entrundung der Pfanne und das gleichzeitige Zuwachsen der Fossa acetabuli führen laut Pauwels zu einem Ungleichgewicht der Kraftübertragung. Hierdurch kommt es zu einem Spannungsmaximum im Bereich des Durchtrittspunkts der Hüftresultierenden und folglich zur Entwicklung und zum Fortschreiten einer Hüftgelenksarthrose. [42,43] Studien, welche diese These bestätigt haben, liegen allerdings bisher nicht vor, wodurch die Aussagekraft dieser Hypothese eingeschränkt bleibt.

Allerdings stützen Studien mit „Hemiresurfacing“-Prothesen die Hypothese der Spannungsverteilung nach Pauwels. Auch bei diesen Prothesen waren, ähnlich wie bei den herkömmlichen Hemiprothesen, Pfannenerosion und nachfolgende Prothesenkopfmigration Hauptursache für ein Frühversagen. Auf Grund der hohen Migrationsraten wurde das Prinzip der „Hemiresurfacing“-Prothese daher weitestgehend wieder verlassen. Nur noch vereinzelt werden heute bei sehr jungen Patienten mit Hüftkopfnekrose und guten Knorpelverhältnissen „Hemiresurfacing“-Prothesen implantiert. Aus dem angloamerikanischen Raum wurde in den letzten Jahren unter strengster Indikationsstellung über gute Ergebnisse berichtet. [3,8,51] Homogene Knorpelverhältnisse des Acetabulums ohne arthrotische Veränderungen scheinen demnach für das Vermeiden von Protrusion relevant zu sein. Die Ergebnisse dieser Studien scheinen daher die Theorie von Pauwels zu stützen, dass auch die Beschaffenheit des Acetabulums für die physiologische Spannungsverteilung bedeutend ist.

Ausgehend von der Hypothese der Spannungsverteilung nach Pauwels müsste demnach durch Simulation der gleichmäßigen Spannungsübertragung der Facies lunata auf den Hüftkopf die

Spitzenspannung vermieden und einer Hüftprotrusion entgegen gewirkt werden können. Die gleichzeitige Optimierung der acetabulären Verhältnisse durch sphärische Fräsung könnte ebenfalls zur Wiederherstellung des physiologischen Spannungsgleichgewichts beitragen.

Zur möglichen Umsetzung dieser Idee soll eine Hemiprothese mit Muldung entwickelt werden, welche die Fossa acetabuli simuliert. Hierdurch soll es möglich sein, auf den primären Ersatz des Acetabulums verzichten zu können. Die bereits durch die Arthrose auftretende Entrundung der Hüftpfanne soll durch eine sphärische Fräsung der Pfanne wieder behoben werden. Zusammen mit dem modifizierten Hüftkopf mit Mulde sollte damit eine gleichmäßige Spannungsverteilung im Acetabulum erreicht werden und Protrusionen verhindert werden.

#### **4.4. Abrieb von Hemiprothesen im arthrotischen Gelenk**

Um die Hypothese der Spannungsverteilung nach Pauwels zu überprüfen, wurde in dieser experimentellen Arbeit das Abriebverhalten von Hemiprothesen untersucht. Hierzu wurde das Abriebverhalten von Hemiprothesen mit physiologisch belassenen Schafsacetabula mit dem Abriebverhalten von Hemiprothesen mit arthrotisch veränderten Schafsacetabula verglichen.

In der Versuchsreihe zeigte sich, dass sich der Ort des Abriebs am Prothesenkopf in den Versuchen mit physiologisch belassenen Acetabula signifikant von den Versuchen mit arthrotisch veränderten Verhältnissen unterschied. In den Versuchen mit physiologisch belassenen Acetabula zeigten sich mehrere über den Prothesenkopf verteilte Abriebbereiche, wohingegen der Bereich, der mit der Fossa acetabuli artikuliert, keinen Abrieb aufwies. In den Versuchen mit arthrotisch veränderten Acetabula zeigte sich hingegen der Bereich des größten Abriebs jeweils im Zentrum und damit im Artikulationsbereich der künstlich aufgefüllten Fossa acetabuli. In der Peripherie war hierbei kein Abrieb zu beobachten.

Diese experimentell gewonnenen Ergebnisse lassen vermuten, dass sich der Abrieb am Prothesenkopf bei Verwendung eines arthrotischen Acetabulums auf die sklerosierte Fossa acetabuli konzentriert. Dies bekräftigt wiederum die Hypothese der physiologischen Spannungsverteilung nach Pauwels. [42,43]

Die Spannungsverteilung im arthrotisch veränderten Hüftgelenk ist bisher experimentell so gut wie nicht untersucht, so dass keine Vergleichsdaten in der Literatur zu finden sind. Nach

Auswertung der in dieser Arbeit erhobenen Daten scheint es durch die arthrotischen Veränderungen im Hüftgelenk allerdings tatsächlich zu einer Veränderung der Kraftübertragung und zu einem Spannungsmaximum im Bereich des Durchtrittspunkts der Hüftresultierenden zu kommen. Sollte es gelingen mittels einer modifizierten Hemiprothese, deren Muldung dem Bereich der Fossa acetabuli entspricht, tatsächlich eine Wiederherstellung der physiologischen Spannung im humanen Hüftgelenk zu erreichen, könnte verminderter Abrieb die Folge sein.

#### **4.5. Identifizierung von Lage, Form und Größe einer Muldung**

Größe, Form und Lage einer möglichen Muldung der modifizierten Hemiprothese wurden durch Berechnung einer gemeinsamen Schnittfläche aller Abriebmuster aus den Versuchen mit arthrotisch veränderten Acetabula identifiziert und auf ein dreidimensionales Modell übertragen.

Die ersten Versuchsreihen zur Identifizierung des Abriebverhaltens führten leider nicht zu eindeutigen Ergebnissen. Mit dem Ziel Veränderungen der Acetabula- und Kopfoberflächen im Verlauf der Belastung darzustellen, wurden im Versuchsverlauf mehrere Negativabdrücke der Acetabula angefertigt. Diverse Fehlerquellen wie abgebrochene Abdrücke, Überreste von Rinderserum und sich im Verlauf der Versuche stets ändernde Oberflächenbeschaffenheiten, ließen eine zuverlässige Bestimmung der Stelle des meisten Abriebs an den Pfannen mit den Abdrücken nicht zu.

Allerdings ließen sich durch die makroskopische Beurteilung des Abriebs am Prothesenkopf aussagekräftige Ergebnisse erheben. An Stellen des Spannungsmaximums wiesen die Kopfoberflächen vermehrt Abrieb auf und waren von den weniger belasteten Gebieten gut abgrenzbar. In einigen Versuchen kam es dabei zu einem Durchrieb der Pfannen. Dass dies nicht bei allen Versuchen auftrat, lässt sich am ehesten auf die unterschiedliche Knochendicke der Acetabula zurückführen. In Versuch 3.2 lag diese Durchriebstelle außerhalb des zu bewertenden Bereichs und hatte dementsprechend keine Auswirkung auf das Abriebmuster. In Versuch 2.2 lag diese kleine Stelle im Bereich der Fossa acetabuli, an der ohnehin kein Abrieb stattfand.

Dennoch ließ sich aus den gewonnenen Abriebsdaten die Stelle des höchsten Abriebs feststellen und daraus die optimale Stelle für die Muldung berechnen und auf ein dreidimensionales Modell übertragen.

## **4.6. Migrationsverhalten im Hüftgelenk**

Um allerdings wieder natürliche Spannungsverhältnisse zu erzielen, ist es nicht nur notwendig den femoralen Anteil zu optimieren, sondern auch die bereits durch die Arthrose eingetretene Entrundung der Hüftpfanne zu beheben. Dies soll durch eine sphärische Fräsung der Pfanne erreicht werden. Gemeinsam mit der modifizierten Hemiprothese sollte damit wieder eine gleichmäßige Spannungsverteilung erreicht werden.

Mit dem Ziel das Migrationsverhalten zu charakterisieren wurde im Rahmen dieser experimentellen Studie der Abrieb im Versuchsverlauf quantifiziert. Hierbei konnte gezeigt werden, dass sich das Migrationsverhalten in allen Versuchen ähnlich gestaltete. Das zunächst linear ansteigende Migrationsverhalten konvergierte in allen Fällen im Verlauf gegen ein logarithmisches Wachstum. Unterschiede zwischen Versuchen mit physiologischen Acetabula und arthrotisch veränderten Acetabula lagen nicht vor.

Da Vergleichsdaten in der Literatur nicht vorhanden sind, könnte folgender Ansatz für eine Erklärung dieses Migrationsverhaltens dienen.

In allen Versuchen kamen sphärisch gefräste Acetabula zur Anwendung. Möglicherweise ist das Migrationsverhalten abhängig von den morphologischen und funktionellen Eigenschaften des Acetabulums. Unter der oberflächlich gelegenen Knorpelschicht, der *Facies lunata*, liegt zunächst eine harte Knochenschicht, die *Kortikalis*. Darunter liegt die weichere *Spongiosa*, gefolgt von einer erneuten Schicht der harten *Kortikalis*.

Beim sphärisch gefrästen Acetabulum muss davon ausgegangen werden, dass die *Facies lunata* und die *Kortikalisschicht* vollständig entfernt wurden. Die Penetration fand demnach zunächst in der Schicht der weichen *Spongiosa* statt, was zu einem gleichmäßigen und linearen Penetrationsverhalten führte. Nach Auftreffen des Kopfs auf die härtere, zweite *Kortikalisschicht* kam es zu einer deutlich geringeren Migration. Dies könnte den in diesen Versuchen beobachteten Übergang von einem linearen zu einem logarithmischen Wachstum erklären.



Vergleicht man neben dem Verlauf des Migrationsverhaltens auch die Penetrationsstufen zu gleichen Zeitpunkten, so sind hierbei deutliche Unterschiede festzustellen. Ursächlich hierfür dürften neben arthrotisch bedingten Unterschieden auch unterschiedliche Penetrationstiefen während der sphärischen Ausfräsung sein. Beim sphärischen Fräsen der Schafsacetabula war es nicht möglich exakt identische Ausgangsbedingungen zu schaffen. Allen Acetabula gemein war jedoch die komplette Entfernung der Fossa acetabuli und der ersten Kortikalisschicht. Die genaue Eindringtiefe in die weichere spongiöse Schicht konnte jedoch nicht exakt kontrolliert werden.

Bei den meisten Versuchen konnte die Konvergenz des Penetrationsverhaltens vom linearen gegen ein logarithmisches Wachstum beobachtet werden. Während der ersten 2,5 Zyklen wurde hierbei  $\frac{2}{3}$  der Gesamtmigration erreicht. Mit der Veränderung des Kurvenverlaufs ab diesem Zeitpunkt wurde über die zweite Hälfte des Versuchsverlaufs jeweils nur noch  $\frac{1}{3}$  der Gesamtmigration produziert. Die Veränderung des Abriebverhaltens zu diesem Zeitpunkt könnte, wie zuvor beschrieben, durch den Übergang der weichen Spongiosa zur härteren Kortikalis erklärbar sein.

Hierdurch lassen sich auch die Ergebnisse aus Versuch 2.3 erklären. Der Großteil der Migration wurde hier bereits während der ersten beiden Zyklen beobachtet. Die Tendenz vom linearen zum logarithmischen Kurvenverlauf fand demnach also schon früher statt, weil vermutlich der Übergang von der weicheren Spongiosa zu der härteren Kortikalis schon früher erreicht wurde.

Bei Versuch 3.2 wurde die Hälfte der Migration bereits in der ersten Phase erzeugt. Ab diesem Zeitpunkt konnte ein logarithmisches Protrusionsverhalten beobachtet werden. Eine Erklärung hierfür wäre auch hier eine tiefer durchgeführte Fräsung, bei der die Kortikalis schon fast erreicht wurde.

Im Gegensatz dazu wurde bei Versuch 3.4 die Kortikalis vermutlich erst spät erreicht, da bei diesem Versuch ein linearer Verlauf mit starkem Vorschub während der ersten vier Phasen zu beobachten war. Erst im fünften Zyklus kam es zu einer deutlichen Reduzierung des Vorschubs und Konvergenz gegen ein logarithmisches Wachstum. Ein Fortsetzen des Versuches um einige Zyklen hätte dementsprechend vermutlich ebenfalls ein logarithmisches Verhalten gezeigt.

Insgesamt zeigen die Versuche, dass beim Einsatz von Hemiprothesen, die die natürliche Spannung nicht wieder herstellen, immer eine Migration im Gelenk stattfindet. Diese

Ergebnisse stehen in Einklang mit den zahlreich publizierten Studien über die Migrations- und Protrusionsproblematik der Hemiprothesen. [6,9,19,20,25,26,28,46]

Allerdings weist der Abrieb im zentralen Bereich bei Verwendung arthrotischer Acetabula auch darauf hin, dass eine Hemiprothese mit Muldung die physiologischen Spannungsverhältnisse wieder herstellen könnte und einer Protrusion entgegen wirken könnte. Voraussetzung für eine solche Hemiprothese wären allerdings noch intakte Knorpelverhältnisse des Acetabulums oder aber eine sphärische Form des Acetabulums. Hinweise hierfür geben die guten Behandlungsergebnisse nach Implantation von „Hemiresurfacing“- Prothesen bei jungen Patienten mit Hüftkopfnekrose und gleichzeitig gut erhaltenem Acetabulum im angloamerikanischen Raum. [3,18,51]

Ließe sich die bei arthrotischen Veränderungen bereits auftretende Entrundung der Hüftpfanne durch sphärisches Fräsen beheben, könnten zusammen mit der modifizierten Hemiprothese verbesserte Ergebnisse erzielt werden.

Allerdings sind durch die Versuche dieser Studie keine Aussagen möglich, ob eine sphärische Fräsung eine Reduktion der Protrusion erlaubt. Hierzu sind weitere Versuche mit sphärisch gefrästen Acetabula und Hemiprothesen mit Muldung notwendig.

## **4.7. Schlussfolgerung**

Zusammenfassend konnte anhand dieser experimentellen Studie gezeigt werden, dass bei Verwendung herkömmlicher Hemiprothesen generell ein Protrusionsverhalten des Prothesenkopfs in die sphärisch gefräste Pfanne zu beobachten ist. Diese Annahme wird durch zahlreiche klinische Studien bestätigt und gilt als Hauptursache für die hohe Versagerrate bei Hemiprothesen. [6,9,19,20,25,26,28,46] Die im Versuchsverlauf beobachtete Veränderung des Migrationsverhaltens, das von einem linearen Verlauf in einen logarithmischen Verlauf überging, ist am ehesten auf die Durchdringung verschieden harter Knochenschichten (weiche Spongiosa, harte Kortikalis) zurückzuführen. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass sich der Abrieb am Prothesenkopf bei Verwendung arthrotisch veränderter Acetabula vermutlich auf eine Stelle konzentriert.

Diese Ergebnisse stützen daher die Hypothese der Spannungsverteilung nach Pauwels. [42,43] Demnach kommt es während der Hüftgelenksarthrose durch den Untergang von Knorpelsubstanz an der Facies lunata zu einer Verknöcherung des Ligamentum transversum acetabuli und letztendlich zu einer Fehlbelastung der Facies lunata. Die damit verbundene

Entrundung der Pfanne und das zusätzliche Zuwachsen der Fossa acetabuli führen zu einem Ungleichgewicht der Kraftübertragung sowie zu einem Spannungsmaximum im Bereich des Durchtrittspunkts der Hüftresultierenden, was zur Entwicklung und zum Fortschreiten der Arthrose führt. Die Entwicklung einer modifizierten Hemiprothese mit Muldung, die die Fossa acetabuli simuliert und somit die physiologische Spannungsverteilung im Hüftgelenk wieder herstellt, könnte demnach Vorteile erbringen.

Aus den Ergebnissen dieser experimentellen Arbeit konnten Lage, Form und Größe einer entsprechenden Muldung identifiziert werden und auf eine Hemiprothese übertragen werden. Dennoch müssten vermutlich auch die Verhältnisse im acetabulären Bereich wieder optimiert werden, da diese Voraussetzung für eine gute Funktionsfähigkeit von Hemiprothesen ist. [3,18,51] Die durch die Arthrose auftretende Entrundung der Hüftpfanne könnte möglicherweise durch eine sphärische Fräsung des Acetabulums behoben werden, was jedoch in nachfolgenden Studien noch überprüft werden muss. Würde es dann gelingen, mit der modifizierten Hüftkopfprothese und dem sphärisch gefrästen Actabulum wieder eine gleichmäßige Spannungsverteilung zu erreichen, könnte tatsächlich der Abrieb vermindert und einer Protrusion entgegen gewirkt werden.

#### **4.8. Klinische Bedeutung und Ausblick**

Hemiprothesen wurden insbesondere für junge Leuten konzipiert, um Knochen im Bereich des Acetabulums zu sparen und Revisionseingriffe zu erleichtern. Leider waren die klinischen Ergebnisse bisher ernüchternd, da es aufgrund des vermehrten Abriebs- und Protrusionsverhaltens zu einer hohen Zahl an frühen Revisionen kam.

Allerdings könnte durch Modifikation der Hemiprothese die physiologische Spannungsverteilung im humanen Hüftgelenk wieder hergestellt werden und die bisher bestehende Problematik der Pfannenerosion und Prothesenkopfmigration minimiert werden.

In der vorliegenden Studie wurde der erste Abschnitt des Projekts bearbeitet, um solch eine modifizierte Hemiprothese zu entwickeln.

Mit der durchgeführten biomechanischen Versuchsreihe konnte die Hypothese der Spannungsverteilung nach Pauwels [42,43] gestützt werden. Die Idee einer modifizierten Hemiprothese mit Muldung zur Aufrechterhaltung der physiologischen Spannungsverteilung im Hüftgelenk scheint daher durchaus aussichtsreich zu sein.

Aufgrund der in den wichtigsten Aspekten übereinstimmenden Belastung von Schafshüfte und humaner Hüfte wurde das Schafsmodell für die Entwicklung einer optimierten Hemiprothese gewählt. Trotzdem lassen sich die Ergebnisse dieser Studie nicht ohne weiteres auf das humane Hüftgelenk übertragen. Bevor ein Einsatz dieser modifizierten Hemiprothese mit Muldung in klinischen Studien möglich ist, müssen daher weitere Experimente Aufschluss über die Umsetzbarkeit dieser Prothese geben.

Wie zu Beginn der vorliegenden Arbeit erläutert, wird im Anschluss an diese Studie nun in einer weiteren biomechanischen Versuchsreihe das Protrusionsverhalten von Köpfen mit unterschiedlich ausgelegter Muldung am Hüftgelenksimulator verglichen. Lage, Form und Größe einer entsprechenden Muldung müssen zudem durch eine mechanische Spannungsanalyse unter Zuhilfenahme eines Finiten-Elemente-Modells optimiert werden. Die Überprüfung der modifizierten Hemiprothese soll nach Abschluss der biomechanischen Testung schlussendlich am Schafsmodell erfolgen. Sollte sich auch hier ein Vorteil durch eine Hemiprothese mit Muldung ergeben, so könnte begonnen werden solch eine Prothese für den humanen Gebrauch zu entwickeln.

## 5. Zusammenfassung

Moderne Hüftendoprothesen erzielen mittlerweile gute Langzeitergebnisse. Junge Patienten weisen allerdings aufgrund ihrer hohen Aktivität und verbleibenden Lebensdauer eine höhere Revisionsrate auf. Diese Revisionen gehen häufig mit einem Verlust an Knochensubstanz einher, was die Verankerung von nachfolgenden Implantaten erschwert und zu schlechteren klinischen Ergebnissen führt.

Hemiprothesen zählen zu den knochensparenden Hüftimplantaten, welche versuchen, möglichst viel Knochensubstanz zu erhalten, um mögliche Revisionen zu vereinfachen. Hemiprothesen ersetzen nur die femorale Oberfläche, nicht jedoch das Acetabulum. Allerdings führen sie zu einer Pfannenerosion und Prothesenkopfmigration, was ein Frühversagen zur Folge hat. Ursächlich hierfür ist eine im Rahmen der Koxarthrose auftretende Verknöcherung der Fossa acetabuli im Bereich der Facies lunata, was zu einer unphysiologischen Spannungsverteilung mit Spannungsspitzen im Gelenk führt.

Die vorliegende Arbeit ist Teil einer Großstudie, welche eine modifizierte Hemiprothese entwickeln soll, die die natürliche Spannungsverteilung wieder herstellt und eine physiologische Kraftübertragung an der Facies lunata ermöglicht. Hierzu soll in die Hemiprothese eine Muldung integriert werden, welche die Lage, Form und Größe der Fossa acetabuli simuliert und dadurch Spannungsspitzen vermeidet. Die durch die Arthrose verursachte Entrundung der Hüftpfanne soll durch eine sphärische Fräsung des Acetabulums behoben werden.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Grundlage für die Entwicklung einer Hemiprothese mit Muldung zu erarbeiten. Anhand einer biomechanischen Versuchsreihe wurde das Abriebs- und Migrationsverhalten von Hemiprothesen im Hüftgelenk evaluiert, um daraus die Lage, Form und Größe der Muldung zu erarbeiten.

In dieser Studie konnte experimentell nachgewiesen werden, dass es bei Verwendung herkömmlicher Hemiprothesen zu einem Protrusionsverhalten des Prothesenkopfs in das Acetabulum kommt. Dies steht im Einklang mit zahlreichen klinischen Studien, welche ebenfalls die Protrusion als Hauptursache für ein Versagen der Hemiprothese ansehen. Das zunächst linear ansteigende Migrationsverhalten konvergierte dabei in allen Fällen gegen ein logarithmisches Migrationsverhalten, was vermutlich auf die Penetration verschieden harter Knochenschichten im Verlauf (Spongiosa und Kortikalis) zurückzuführen ist.

Anschließend wurde das Abriebverhalten von Prothesenköpfen in Versuchen mit physiologisch belassenen und arthrotisch veränderten Acetabula charakterisiert. Verglichen

mit den Versuchen an physiologisch belassenen Acetabula konnte gezeigt werden, dass der Abrieb an Prothesenköpfen in Versuchen mit arthrotisch veränderten Acetabula fast ausnahmslos im Artikulationsbereich der Fossa acetabuli stattfand. Damit bekräftigen die Ergebnisse die Hypothese von Pauwels, welche besagt, dass es durch die Koxarthrose zu einem Zuwachsen der Fossa acetabuli kommt, welche zu einem Ungleichgewicht der Kraftübertragung und einem Spannungsmaximum im Bereich des Durchtrittspunkts der Hüftresultierenden führt.

Abschließend erfolgte die Analyse des Abriebs am Prothesenkopf. Daraus konnte die Lage, Form und Größe einer entsprechenden Muldung identifiziert und virtuell in eine Hemiprothese integriert werden.

Zusammenfassend stützen die Ergebnisse dieser Studie die Hypothese der Spannungsverteilung nach Pauwels. Weiterhin erscheint es durchaus vielversprechend, dass mit einer Muldung am Prothesenkopf die Fossa acetabuli simuliert werden kann und damit die physiologischen Spannungsverhältnisse wieder hergestellt werden können. Als Resultat wäre deutlich weniger Abrieb zu erwarten, was gleichzeitig die Protrusion ins Acetabulum verhindern würde.

## 6. Literaturverzeichnis

- 1) Amstutz, H.C., The Tharies hip resurfacing technique. Orthop Clin North Am 13: 813-832, 1982
- 2) Bateman, J.E. Single assembly total hip replacement: Preliminary report. Orthopedic Digest 2: 15-22, 1974
- 3) Beaulé, P.E., Schmalzried, T.P. Campbell, P., Dorey, F., Amstutz, H.C. Clinical Duration of Symptoms and Outcome of Hemiresurfacing for Hip Osteonecrosis. Clin Orth Relat Res 1 (385): 104-119, 2001
- 4) Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A. Hip joint forces in sheep. Journal of Biomechanics 32: 769-777, 1999
- 5) Blanchard, J., Leyvraz, P.F. coxarthrose destructive rapide. [http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo73\\_blanchard.shtml](http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo73_blanchard.shtml), Abbildung 2, Abbildung 4, aufgerufen am 15.3.06
- 6) Brien, W.W., Bruce, W.J., Salvati, E.A., Wilson, P.D. Jr., Pellici, PM. Acetabular reconstruction with bipolar prosthesis and morselled bone grafts. J Bone Joint Surg Am. 1990 Sep; 72 (8): 1230-5
- 7) Buchta, M., Höper, D.M., Sönnichsen, A. Das zweite StEx: Basiswissen klinische Medizin für Examen und Praxis, Springer Verlag, 2004; 2., korrigierte und ergänzte Auflage
- 8) Charnley, J.C. Arthroplasty of the hip: A new operation. Lancet 280: 1129-1132, 1961
- 9) Dalldorf, P.G., Banas, M.P., Hicks, D.G., Pellegrini, V.D. Jr. Rate of degeneration of human acetabular cartilage after hemiarthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1995 Jun; 77 (6): 877-82

- 10) Daumer, J., Reichert, J. Neue Lebensqualität mit neuer Generation von Hüftprothesen. Orthoprot 04/06: 20-22
- 11) Duff-Barclay, I., Spillman, D.T. Lubrication and wear in living and artificial human joints, Proc. Inst. Mech. Engrs. 3J: 181, 1966/67
- 12) Erli, H.J., Klever, P., Paar, O. Bipolar hemiarthroplasty for treatment of femoral neck fractures in geriatric patients – surgical technique and outcome. Surg Technol Int 2002 Sep;10: 221-5
- 13) Exner, G. Kleine Orthopädie: Grundriss für Unterricht und Praxis, Georg Thieme Verlag, Stuttgart- New York, 1980; 10. überarbeitete und erweiterte Auflage, S. 122 - 123
- 14) Flören, M., Lester, D.K. Outcomes of total hip arthroplasty and contralateral bipolar hemiarthroplasty: A case series. J Bone Joint Surg Am. 2003 Mar; 85 A (3): 523-6
- 15) Freeman, M.A.R., Swanson, S.A.V., Day, W.H., Thomas, R.J. Conservative total replacement of the hip. J Bone Joint Surg 75 B: 114, 1975
- 16) Furuya, K. Results of socket-cup arthroplasty. J Jpn Orthop Assoc 50: 721, 1976
- 17) Hube, R., Zaage, M., Hein, W., Reichel, H. Frühfunktionelle Ergebnisse einer Kurzschaftprothese des Hüftgelenkes mit metaphysär-intertrochantärer Verankerung, Orthopäde 2004; 33: 1249-1258
- 18) Hungerford, W.M., Mont, M.A., Scott, R., et al. Surface replacement hemiarthroplasty for the treatment of osteonecrosis of the femoral head. J Bone Joint Surg 80 A: 1656-1664, 1998



- 19) Ito, H., Matsuno, T., Kaneda, K. Bipolar hemiarthroplasty for osteonecrosis of the femoral head: A seven to eighteen year followup. Clin Orthop. 2000 May; (374): 201-11
  
- 20) Kofeod, H., Kofeod, J. Moore prosthesis in the treatment of the fresh femoral neck fractures: A critical review with special attention to secondary acetabular degeneration. Injury. 1983 May; 14 (6): 531-40
  
- 21) Kummer, B. Biomechanik der Gelenke (Diarthrosen). Die Beanspruchung des Gelenkknorpels. Biopolymere und Biomechanik von Bindegewebsystemen. Springer, Berlin, Heidelberg, New York. 1974: 19-28
  
- 22) Kummer, B. Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenks. Springer, Berlin, Heidelberg, New York. 1985
  
- 23) Kummer, B. Biomechanik, Form und Funktion des Bewegungsapparates. Deutscher Ärzte- Verlag 2005: 145-293
  
- 24) Laux, W., Plitz, W. Verschleiß von Biopolymeren – tribologische Vergleichsprüfung an alternativen Polymeren für künstliche Hüftgelenke, <http://biomechanik.web.med.uni-muenchen.de/statusbericht1.html>, Abbildung 3, aufgerufen am 26.08.2005
  
- 25) Lee, S.B., Sugano, N., Nakata, K., Matsui, M., Ohzono, K. Comparison between bipolar hemiarthroplasty and THO for osteonecrosis of the femoral head. Clin Orthop Relat Res. 2004 Jul; (424):161-5. Review
  
- 26) Lester, D.J., Wertenbruch, JM., Piatkowski, A.M. Degenerative changes in normal femoral heads in the elderly. J Arthroplasty. 1999 Feb; 14 (2): 200-3
  
- 27) Mai, M.T., Schmalzried, T.P., Dorey, F.J., Campbell, P.A., Amstutz, H.C. The contribution of frictional torque to loosening all the cement-bone interface in Tharies hip replacements. J Bone Joint Surg 78 A: 505-511, 1996

- 28) Manoso, M.W., Boland, P.J., Healy, J.H. Tyler, W., Morris C.D. Acetabular development after bipolar hemiarthroplasty of osteosarcoma in children. J Bone Surg Br. 2005 Dec; 87 (12): 1658-62
- 29) McMinn, D., Daniel, J., Pysent, P., Pradhan, C. Mini-incision resurfacing arthroplasty of hip through the posterior approach. Clin Orthop Relat. Res. 2005 Dec.;441:91-8
- 30) McMinn, D., Pysent, P. Metal-Metal Hip resurfacing with hybrid fixation: Result of 1000 cases - a personal series. Transamerican Academy of Orthopedic Surgeons, San Francisco, 2001
- 31) McMinn, D., Treacy, R., Lin, K., Pysent, P. Metal on metal surface replacement of the hip: Experience of the McMinn prosthesis. Clin Orthop. 1996; (329): 89-98
- 32) Merlo, C., Augereau, B., Apoil, A. Bipolar prosthesis neck fracture. Results and long-term tolerance of 36 bipolar arthroplasties. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1992; 78 (88): 536-43. French
- 33) Moore, A.T. The self-locking metal hip prosthesis. J Bone Joint Surg 39 A: 811, 1957
- 34) Morrey, BF. Stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty. Clin Orthop 249: 169-175, 1989
- 35) Ohne Angabe. Complete measurement solution - from sensor to software, <http://www.hbm.de>, aufgerufen am 12.09.2005
- 36) Ohne Angabe. Elektronenrastermikroskop, <http://de.wikipedia.org/wiki/elektronenmikroskop>, aufgerufen am 08.02.06
- 37) Ohne Angabe. DePuy ASR: Lebensqualität. <http://www.asr-huefte.de/141.html>, aufgerufen am 23.06.2007

- 38) Ohne Angabe. [http://www.med - rz.uni - sb. de/ med\\_fak/ orthopaedie/ klinik/ endoprothesen/h-tep.html](http://www.med-rz.uni-sb.de/med_fak/orthopaedie/klinik/endoprothesen/h-tep.html), Abbildung 5, aufgerufen am 22.12.07
- 39) Ohne Angabe. <http://www.prothesebank.nlData0015.htm>, aufgerufen am 01.07.2007
- 40) Ohne Angabe. [http://www.ruhr-uni-bochum.de/orthopaedie/unf/shf\\_2.jpg](http://www.ruhr-uni-bochum.de/orthopaedie/unf/shf_2.jpg), aufgerufen am 22.12.07
- 41) Ohne Angabe. [http://www.praxisklinikorthopaedie. uploads/ RTEmagicC\\_ kuenstliches\\_hueftgelenk\\_12.jpg](http://www.praxisklinikorthopaedie/uploads/RTEmagicC_kuenstliches_hueftgelenk_12.jpg)., aufgerufen am 20.05.2011
- 42) Pauwels, F. Gesammelte Abhandlungen zur Biomechanik des Bewegungsapparates. Springer, Berlin, Heidelberg, New York. 1965
- 43) Pauwels, F. Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer, Berlin, Heidelberg, New York. 1973
- 44) Pazzaglia, U.E., Dell'Orbo, C., Wilkinson, M.J. The foreign body reaction in total hip arthroplasties: A correlated light-microscopy, SEM and TEM study. Arch Orthop Trauma Surg 106 (4): 209-219, 1987
- 45) Pellegrini, V.D. Jr., Heiges, B.A., Bixler, B., Lehman, E.B. Davis, C.M. 3<sup>rd</sup>. Minimum ten-year results of primary bipolar hip arthroplasty for degenerative arthritis of the hip. J Bone Joint Surg Am. 2006 Aug; 88 (8): 1817-25
- 46) Phillips, T.W. Thompson hemiarthroplasty and acetabular erosion. J Bone Joint Surg Am. 1989 Jul; 71 (6): 913-7
- 47) Plitz, W. Metal/metal coupling in total hip arthroplasty: Progress or setback. Orthopäde 2007 Mar; 36 (3): 212-219

- 48) Porsch, M., Siegel, A. Künstlicher Hüftgelenkersatz bei jugendlichen Patienten mit Hüftdysplasie: Langzeitergebnisse nach über 10 Jahren. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 136 (6): 548-553, 1998
- 49) Ravikumar, K.J., Marsh, G. Internal fixation versus hemiarthroplasty versus total hip arthroplasty for displaced subcapital fractures of femur: 13 year results of a prospectiv randomised study. *Injury. Int J Care Injured* 31: 793-797, 2000
- 50) Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U. *Lernatlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem: Untere Extremität. 1. Knochen, Bänder und Gelenke.* Georg Thieme Verlag, 2005, S. 491, Abb. B, Ca Abb. 1, Abb. 2
- 51) Siguier, T., Siguier, M., Judet, T., Charnley, G., Brumpt, B. Partial Resurfacing Arthroplasty of the Femoral Head in Avascular Necrosis: Methods, Indications, and Results. *Clin Orth Relat Res* 1(386) : 85-92, 2001
- 52) Smith-Peterson, M.N. Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg* 30 B: 59-60, 1949
- 53) Tanaka, S. Surface replacement of the hip joint. *Clin Orthop* 134: 75-79, 1978
- 54) Taylor, W.R. *sheep hip joint analysis*, Berlin, 2004 (s. Anlage 1)
- 55) Thompson, F.R. Two and a half years` experience with a Vitallium intramedullary hip prosthesis. *J Bone Joint Surg* 36 A: 489-502, 1954
- 56) Townly, C.O. Hemi and total articular hip replacement arthroplasty of the hip with the fixed femoral cup. *Orthop Clin North Am* 13: 869-894, 1982
- 57) Ungetühm, M., Hinterberger, J. Münchner Hüftgelenksimulator der 2. Generation, *Archieves of orthopaedic and traumatic surgery* 91: 233-237, 1978

- 58) Wagner, H. Total joint surfact replacement in the hip joint: Preliminary communications. Surg 82: 101-106, 1975
- 59) Wagner, H. Surface replacement arthroplasty of the hip. Clin Orthop 134: 102-130, 1978
- 60) Wagner, M., Wagner, H. Preliminary results of uncemented metal on metal stemmed and resurfacing hip replacement arthroplasty. Clin Orthop 329: 78-88, 1996

## 7. Anlagen

### 7.1. Tabellarischer Anhang

#### Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Koxarthrose.....	S. 7
Abb. 2:	Schemazeichnung einer Totalendoprothese.....	S. 8
Abb. 3:	Totalendoprothese rechts in situ.....	S. 8
Abb. 4:	Oberflächenersatzprothese (Metall) .....	S. 9
Abb. 5:	Oberflächenersatzprothese links in situ.....	S. 9
Abb. 6:	Unipolare Hemiprothesen.....	S. 11
Abb. 7:	Duokopfprothese links in situ.....	S. 11
Abb. 8:	Zeichnung eines Acetabulums.....	S. 13
Abb. 9:	Zeichnung eines Hüftgelenks mit Acetabulum und Caput femoris.....	S. 14
Abb. 10:	Schemazeichnung z. Berechnung d. Extensionswinkels in d. Schafshüfte.	S. 19
Abb. 11:	Extensionswinkel beim Schaf.....	S. 20
Abb. 12:	Bewegungsanalysen nach Duff-Barkley und Spillmann: Relativbewegungen des Femurs zum Becken.....	S. 20
Abb. 13:	Lastenverlauf beim Gehzyklus des Schafs mit „double-peak“ Verlauf ....	S. 21
Abb. 14:	Lastenverlauf beim Gehzyklus des Menschen mit „double-peak“ Verlauf nach Paul.....	S. 21
Abb. 15:	Schafsacetabulum .....	S. 23
Abb. 16:	Prothesenköpfe mit unterschiedlichem Rauheitsprofil.....	S. 24
Abb. 17:	Simulator in Frontansicht.....	S. 26
Abb. 18:	Simulator in Rückansicht.....	S. 26
Abb. 19:	Kraftmesser .....	S. 26
Abb. 20:	Zyklenzähler.....	S. 26
Abb. 21:	Wegeaufnehmer.....	S. 29
Abb. 22:	Wegeaufnehmer in vitro.....	S. 29
Abb. 23:	Präparation und Fixierung der Acetabula.....	S. 30
Abb. 24:	Anfertigung eines Negativabdrucks.....	S. 32
Abb. 25:	Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung.....	S. 33
Abb. 26:	Anfertigung eines arthrotisch veränderten Acetabulums.....	S. 35

Abb. 27:	Versuch 1.1 - Beurteilung des Abriebverhaltens am Acetabulum mit Hilfe von Abdrücken.....	S. 39
Abb. 28:	Versuch 1.2 - Beurteilung des Abriebverhaltens am Acetabulum mit Hilfe von Abdrücken.....	S. 39
Abb. 29:	Versuch 1.1 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung.....	S. 41
Abb. 30:	Versuch 1.2 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung.....	S. 41
Abb. 31:	Versuch 1.1 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht.....	S. 42
Abb. 32:	Versuch 1.2 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht.....	S. 43
Abb. 33:	Versuch 2.1 - Beurteilung des Abriebverhaltens am Acetabulum mit Hilfe von Abdrücken.....	S. 45
Abb. 34:	Versuch 2.2 - Beurteilung des Abriebverhaltens am Acetabulum mit Hilfe von Abdrücken.....	S. 46
Abb. 35:	Versuch 2.3 - Beurteilung des Abriebverhaltens am Acetabulum mit Hilfe von Abdrücken.....	S. 46
Abb. 36:	Versuch 2.1 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung.....	S. 48
Abb. 37:	Versuch 2.2 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung.....	S. 48
Abb. 38:	Versuch 2.3 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung.....	S. 48
Abb. 39:	Versuch 2.1 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht.....	S. 49
Abb. 40:	Versuch 2.2 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht.....	S. 50
Abb. 41:	Versuch 2.3 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht.....	S. 51
Abb. 42:	Versuch 3.1 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung.....	S. 60
Abb. 43:	Versuch 3.2 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung.....	S. 60
Abb. 44:	Versuch 3.3 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung.....	S. 61
Abb. 45:	Versuch 3.4 - Beurteilung des Kopfabriebs mittels makroskopischer Begutachtung.....	S. 61
Abb. 46:	Versuch 3.1 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht .....	S. 62

Abb. 47:	Versuch 3.2 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht.....	S. 63
Abb. 48:	Versuch 3.3 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht.....	S. 64
Abb. 49:	Versuch 3.4 - Beurteilung des Kopfabriebs: Detailansicht.....	S. 65
Abb. 50:	Gemeinsame Schnittfläche des Prothesenkopfabriebs aus Versuchen mit arthrotisch veränderten Acetabula und Berechnung einer optimierten Muldung.....	S. 66

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1:	Versuch 2.1 - Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne.	S. 54
Tabelle 2:	Versuch 2.2 - Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne.	S. 55
Tabelle 3:	Versuch 2.3 - Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne.	S. 56
Tabelle 4:	Versuche 2.1 - 2.3 - Durchschnittliche Penetration d. Prothesenkopfs in das Acetabulum pro Einheit.....	S. 57
Tabelle 5:	Versuch 3.1 - Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne.	S. 69
Tabelle 6:	Versuch 3.2 - Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne.	S. 70
Tabelle 7:	Versuch 3.3 - Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne.	S. 71
Tabelle 8:	Versuch 3.4 - Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne.	S. 72
Tabelle 9:	Versuche 3.1 - 3.4 - Durchschnittliche Penetration d. Prothesenkopfs in das Acetabulum pro Einheit.....	S. 73

## **Diagrammverzeichnis**

Diagramm 1:	Versuch 2.1 Quantitative Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne..	S. 54
Diagramm 2:	Versuch 2.2 Quantitative Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne..	S. 55
Diagramm 3:	Versuch 2.3 Quantitative Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne..	S. 56
Diagramm 4:	Versuche 2.1 - 2.3 Durchschnittliche Penetration d. Prothesenkopfs in das Acetabulum pro Einheit.....	S. 57



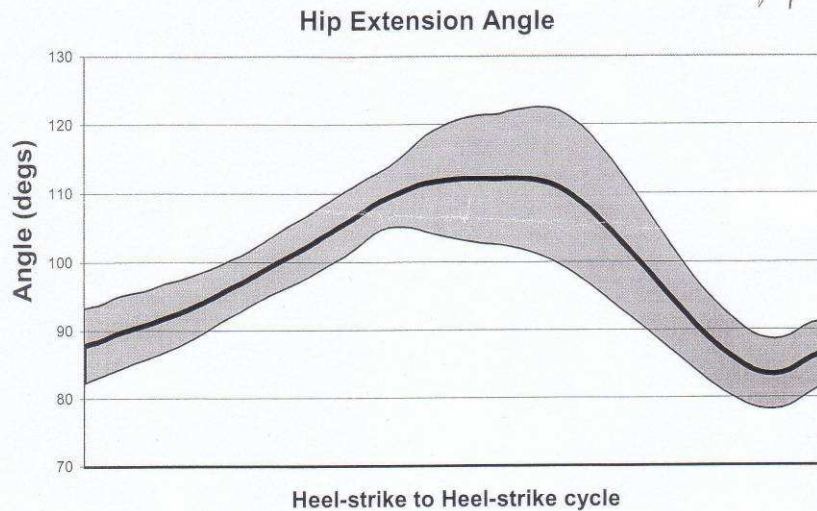
Diagramm 5: Versuch 3.1	
Quantitative Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne..	S. 69
Diagramm 6: Versuch 3.2	
Quantitative Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne..	S. 70
Diagramm 7: Versuch 3.3	
Quantitative Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne..	S. 71
Diagramm 8: Versuch 3.4	
Quantitative Messung d. Penetration d. Prothesenkopfs in d. Hüftpfanne..	S. 72
Diagramm 9: Versuche 3.1 - 3.4	
Durchschnittliche Penetration d. Prothesenkopfs in das Acetabulum	
pro Einheit.....	S. 73

## 7.2. Bewegungsausmaß der Schafshüfte

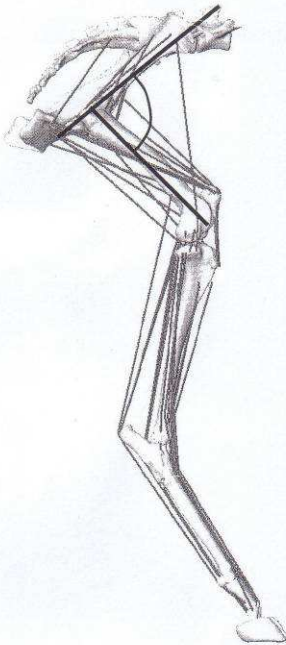
on Prof. Duda, Beck

→ Fabrad Anz.

Fig 8.



Here are the results of a small kinematic analysis of the hip joints in 3 sheep. To determine the extension angle (shown above,  $n=8$ ,  $\pm$  standard deviation), I have taken a line on the mid-sagittal plane



of the pelvis (left), together with the long axis of the femur throughout the gait cycle, from heel-strike to heel strike. More precisely, the first axis is described by a line from the anterior point on the caudal surface of the sacrum (roughly half way between the anterior-superior iliac crests) to a point half way between the two hip centres for the pelvis. The second axis is a line from the centre of the condyles to the centre of the femoral head.

The angles given are therefore a 3D angle, not divided into separate components, which are harder to describe, but from your requirements, it sounds as though this would be sufficient. Please note that due to the bone pins, the kinematics of these sheep may have been altered slightly postoperatively.

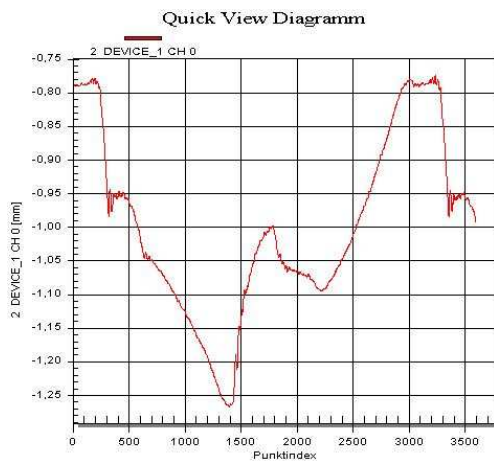
Until now, the only complete reference for you (or your acknowledgement) would be "Can Skin Markers Determine the Kinematics of Underlying Bones?", Taylor, W.R; R. Ehrig; Heller, M.O; Schell, H; Duda G.N, *50th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, Paper No: 0085. We have, however, submitted full papers to the *Journal of Orthopaedic Research* and the *Journal of Biomechanics* on this and related topics.

## 7.3. Graphiken & Exceltabellen der Versuche

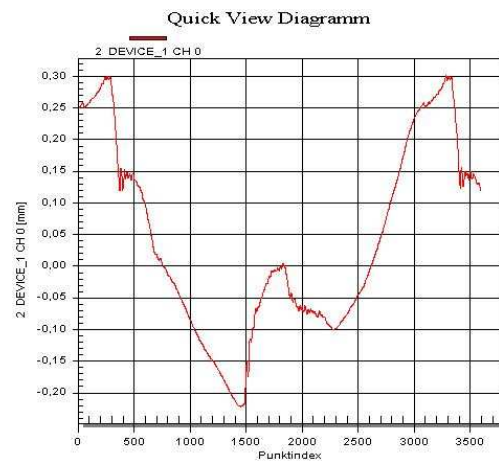
### Versuch 2.1 – Diagramme

Die vom Computerprogramm Catman 4.0 gestalteten Graphiken während der vollzogenen Messungen sind im Folgenden dargestellt. Zur besseren Übersicht ist immer nur ein Diagramm aus den vier Messungen zu einem Zeitpunkt abgebildet. Zum Vergleich der Verschiebung auf der y-Achse stehen sich jeweils das Diagramm von Anfang und Ende einer Einheit gegenüber.

#### 1. Einheit: 0 – 100.000 Zyklen:

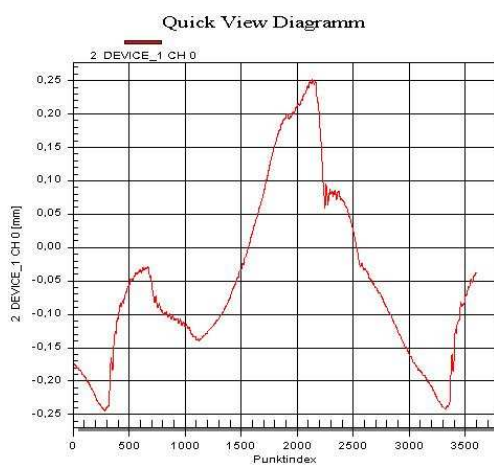


Anfang - Messung 2

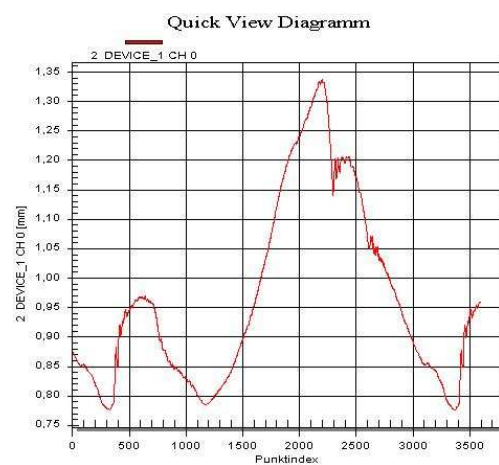


Ende - Messung 3

#### 2. Einheit: 100.000 – 200.000 Zyklen:

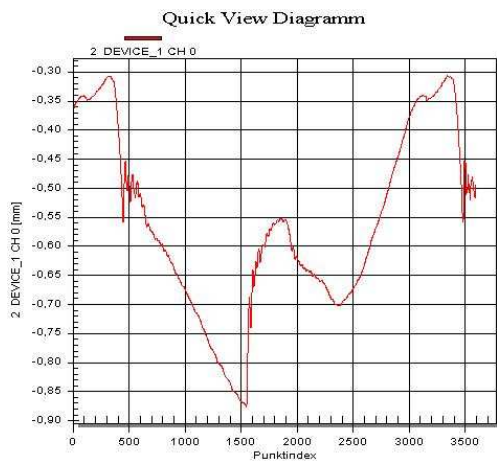


Anfang - Messung 2

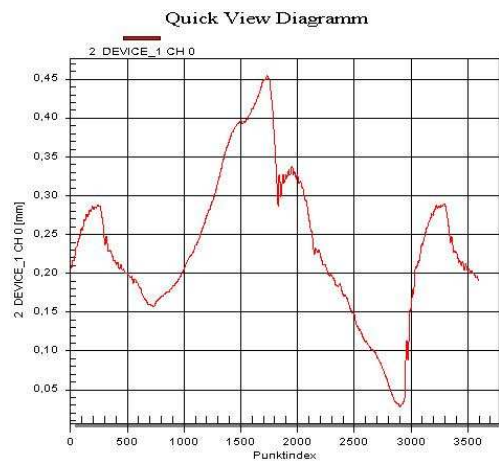


Ende - Messung 4

### 3. Einheit: 200.000 - 300.000 Zyklen

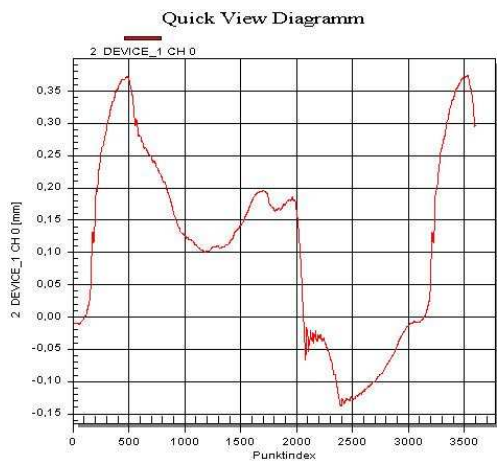


Anfang - Messung 3

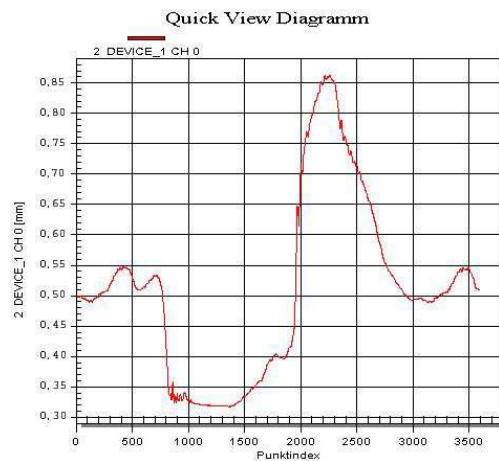


Ende - Messung 2

### 4. Einheit: 300.000 - 400.000 Zyklen

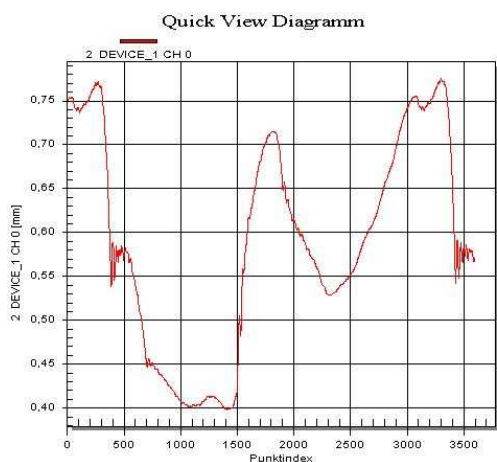


Anfang - Messung 1

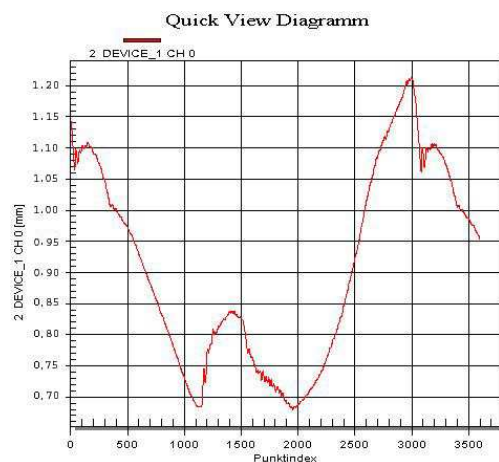


Ende - Messung 2

### 5. Einheit: 400.000 - 500.000 Zyklen



Anfang - Messung 2



Ende - Messung 1

## Versuch 2.1 – Tabelle

Die Übertragung der Maximal- und Minimalwerte der vom Computerprogramm Catman 4.0 produzierten Diagramme in eine Exceltabelle erbrachte folgende Werte.

Der Mittelwert ergab sich aus jeweils vier durchgeführten Messungen. Die rot markierten Daten entsprechen dabei den auf der vorigen Seite aufgeführten Diagrammen.

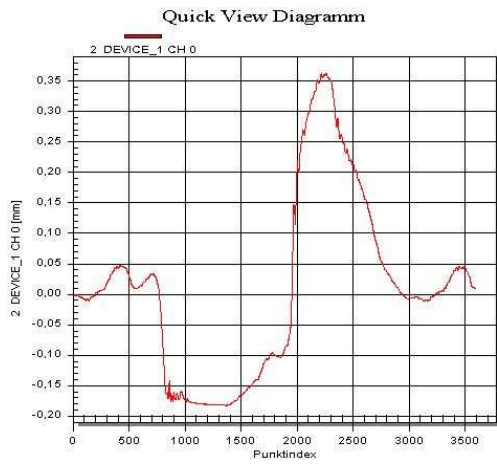
<u>Zyklen / Einheiten</u>	<u>Messung</u>	<u>Maximum</u>	<u>Minimum</u>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	1	-0,843	-1,321
	2	-0,793	-1,273
	3	-0,761	-1,252
	4	-0,758	-1,235
	<b>Mittel</b>	<b>-0,796</b>	<b>-1,270</b>
<b>Ende 1. Einheit 100000 Z.</b>	1	0,281	-0,234
	2	0,294	-0,231
	3	0,299	-0,228
	4	0,308	-0,215
	<b>Mittel</b>	<b>0,296</b>	<b>-0,227</b>
<b>Anfang 2. Einheit</b>	1	0,231	-0,231
	2	0,250	-0,246
	3	0,263	-0,228
	4	0,269	-0,225
	<b>Mittel</b>	<b>0,253</b>	<b>-0,233</b>
<b>Ende 2. Einheit 200000 Z.</b>	1	1,326	0,771
	2	1,329	0,774
	3	1,336	0,775
	4	1,337	0,776
	<b>Mittel</b>	<b>1,332</b>	<b>0,774</b>
<b>Anfang 3. Einheit</b>	1	-0,313	-0,876
	2	-0,311	-0,874
	3	-0,309	-0,872
	4	-0,301	-0,869
	<b>Mittel</b>	<b>-0,309</b>	<b>-0,871</b>
<b>Ende 3. Einheit 300000 Z.</b>	1	0,456	0,009
	2	0,450	0,025
	3	0,403	0,041
	4	0,406	0,044
	<b>Mittel</b>	<b>0,429</b>	<b>0,030</b>

<b>Anfang 4. Einheit</b>	<b>1</b>	<b>0,373</b>	<b>-0,133</b>
	2	0,421	-0,075
	3	0,428	-0,058
	4	0,436	-0,034
	<b>Mittel</b>	<b>0,415</b>	<b>-0,070</b>
<b>Ende 4. Einheit 400000 Z.</b>	1	0,908	0,301
	<b>2</b>	<b>0,865</b>	<b>0,317</b>
	3	0,933	0,329
	4	0,963	0,358
	<b>Mittel</b>	<b>0,917</b>	<b>0,326</b>
<b>Anfang 5. Einheit</b>	1	0,693	0,314
	<b>2</b>	<b>0,769</b>	<b>0,402</b>
	3	0,811	0,444
	4	0,819	0,459
	<b>Mittel</b>	<b>0,773</b>	<b>0,405</b>
<b>Ende 5. Einheit 500000 Z.</b>	<b>1</b>	<b>1,211</b>	<b>0,689</b>
	2	1,217	0,696
	3	1,219	0,699
	4	1,264	0,700
	<b>Mittel</b>	<b>1,228</b>	<b>0,696</b>

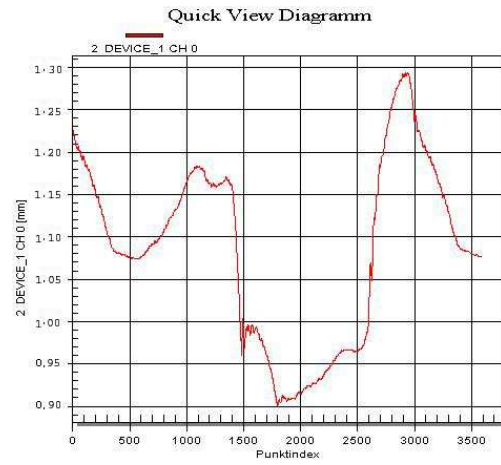
<b><u>Zusammenfassung</u></b>			
<b><u>Zyklen - Einheiten</u></b>	<b><u>Messung</u></b>	<b><u>Maximum</u></b>	<b><u>Minimum</u></b>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	Mittel	0,796	-1,270
<b>Ende 1. Einheit</b>	Mittel	0,296	-0,227
<b>Anfang 2. Einheit</b>	Mittel	0,253	-0,233
<b>Ende 2. Einheit</b>	Mittel	1,332	0,774
<b>Anfang 3. Einheit</b>	Mittel	-0,309	-0,871
<b>Ende 3. Einheit</b>	Mittel	0,429	0,030
<b>Anfang 4. Einheit</b>	Mittel	0,415	-0,070
<b>Ende 4. Einheit</b>	Mittel	0,917	0,326
<b>Anfang 5. Einheit</b>	Mittel	0,773	0,405
<b>Ende 5. Einheit</b>	Mittel	1,228	0,696

## Versuch 2.2 – Diagramme

### 1. Einheit: 0 – 100.000 Zyklen:

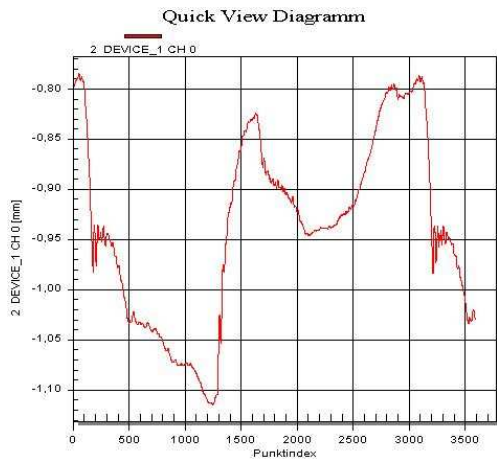


Anfang - Messung 1

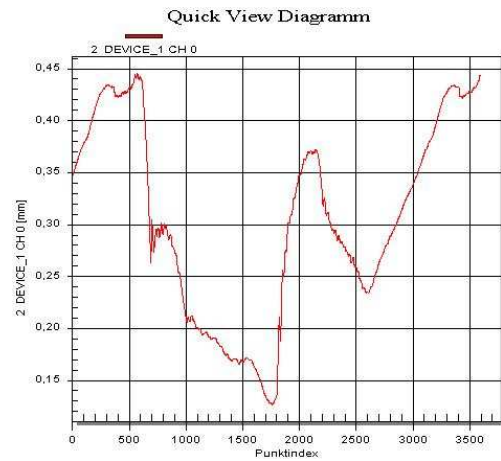


Ende - Messung 3

### 2. Einheit: 100.000 – 200.000 Zyklen:

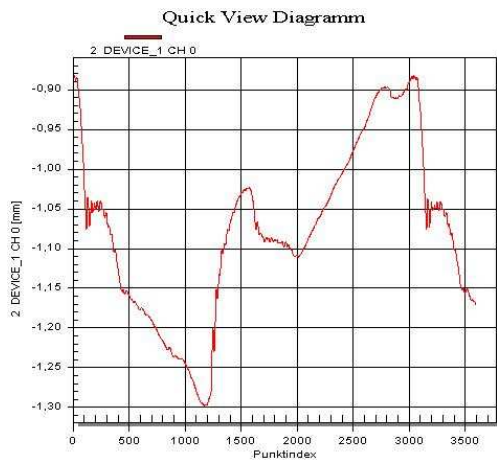


Anfang - Messung 3

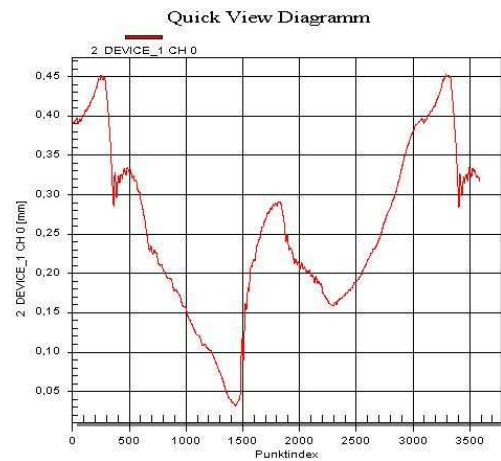


Ende - Messung 3

### 3. Einheit: 200.000 - 300.000 Zyklen:

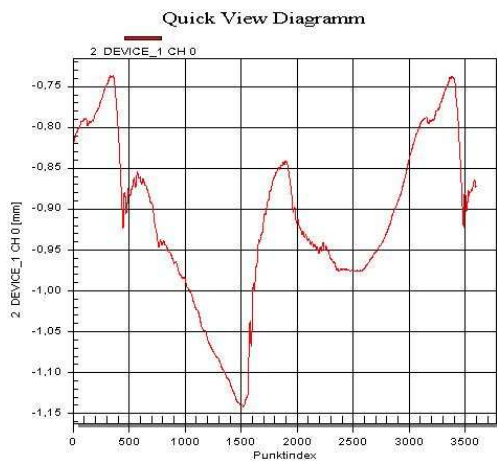


Anfang - Messung 1

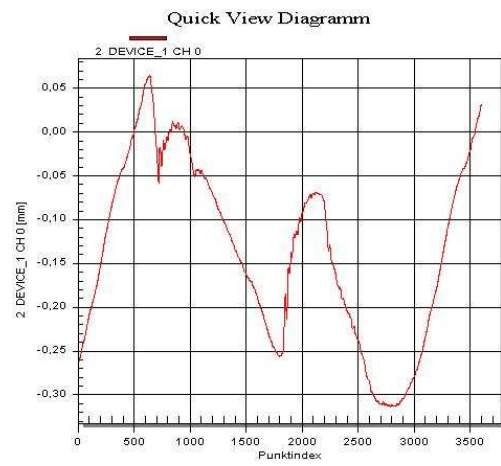


Ende - Messung 3

#### 4. Einheit: 300.000 – 400.000 Zyklen

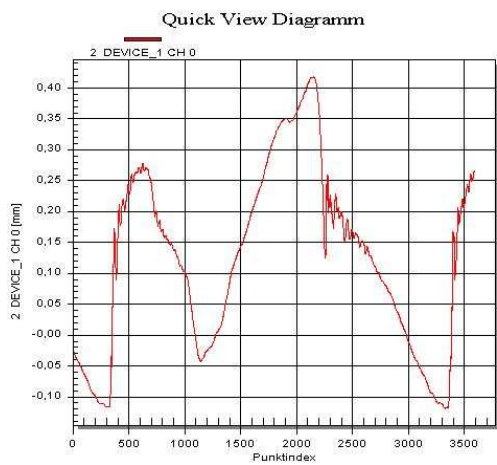


Anfang - Messung 3

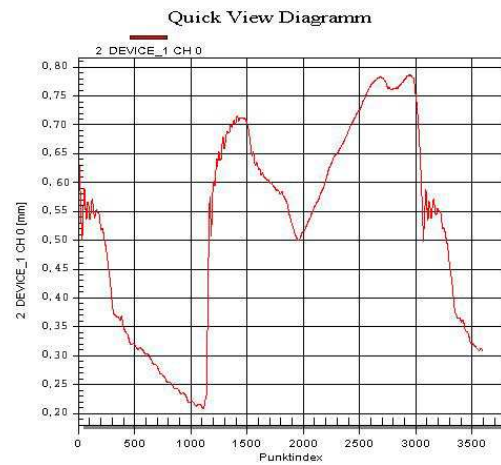


Ende - Messung 4

#### 5. Einheit: 400.000 – 500.000 Zyklen



Anfang - Messung 3



Ende - Messung 1



Versuch 2.2 – Tabelle

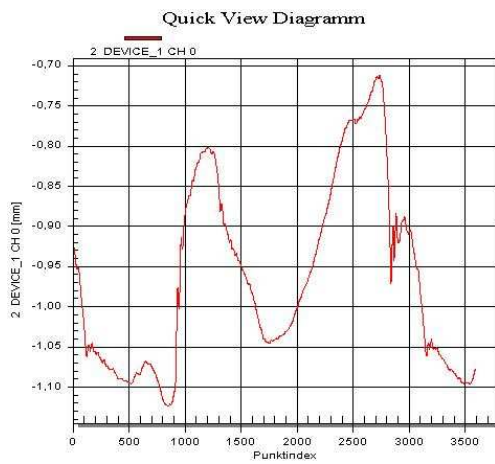
<u>Zyklen / Einheiten</u>	<u>Messung</u>	<u>Maximum</u>	<u>Minimum</u>
Anfang 1. Einheit	1	0,362	-0,186
	2	0,408	-0,199
	3	0,475	-0,181
	4	0,463	-0,172
	<b>Mittel</b>	<b>0,427</b>	<b>-0,185</b>
Ende 1. Einheit 100000 Z.	1	1,269	0,869
	2	1,273	0,882
	3	1,281	0,900
	4	1,283	0,900
	<b>Mittel</b>	<b>1,277</b>	<b>0,888</b>
Anfang 2. Einheit	1	0,873	-1,231
	2	0,811	-1,133
	3	0,783	-1,118
	4	0,769	-1,101
	<b>Mittel</b>	<b>0,809</b>	<b>-1,146</b>
Ende 2. Einheit 200000 Z.	1	0,424	0,121
	2	0,441	0,120
	3	0,440	0,119
	4	0,503	0,128
	<b>Mittel</b>	<b>0,425</b>	<b>0,120</b>
Anfang 3. Einheit	1	-0,881	-1,302
	2	-0,893	-1,293
	3	-0,881	-1,289
	4	-0,880	-1,287
	<b>Mittel</b>	<b>-0,884</b>	<b>-1,293</b>
Ende 3. Einheit 300000 Z.	1	0,439	0,033
	2	0,437	0,032
	3	0,451	0,033
	4	0,449	0,031
	<b>Mittel</b>	<b>0,444</b>	<b>0,032</b>

<b>Anfang 4. Einheit</b>	1	-0,784	-1,181
	2	-0,748	-1,153
	3	-0,743	-1,137
	4	-0,731	-1,129
	<b>Mittel</b>	<b>-0,752</b>	<b>-1,150</b>
<b>Ende 4. Einheit 400000 Z</b>	1	0,065	-0,319
	2	0,064	-0,313
	3	0,065	-0,315
	4	0,066	-0,311
	<b>Mittel</b>	<b>0,065</b>	<b>-0,315</b>
<b>Anfang 5. Einheit</b>	1	0,420	-0,120
	2	0,416	-0,119
	3	0,418	-0,118
	4	0,419	-0,120
	<b>Mittel</b>	<b>0,418</b>	<b>-0,119</b>
<b>Ende 5. Einheit 500000 Z.</b>	1	0,779	0,219
	2	0,782	0,223
	3	0,789	0,225
	4	0,792	0,232
	<b>Mittel</b>	<b>0,786</b>	<b>0,225</b>

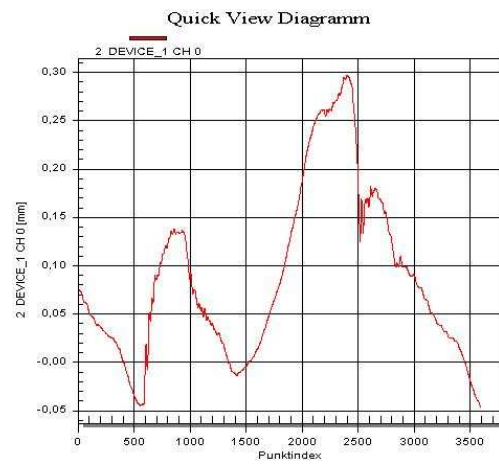
<u>Zusammenfassung</u>			
<u>Zyklen - Einheiten</u>	<u>Messung</u>	<u>Maximum</u>	<u>Minimum</u>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	Mittel	0,427	-0,172
<b>Ende 1. Einheit</b>	Mittel	1,277	0,888
<b>Anfang 2. Einheit</b>	Mittel	0,809	-1,146
<b>Ende 2. Einheit</b>	Mittel	0,425	0,120
<b>Anfang 3. Einheit</b>	Mittel	-0,884	-1,293
<b>Ende 3. Einheit</b>	Mittel	0,444	0,032
<b>Anfang 4. Einheit</b>	Mittel	-0,752	-1,150
<b>Ende 4. Einheit</b>	Mittel	0,065	-0,315
<b>Anfang 5. Einheit</b>	Mittel	0,418	-0,119
<b>Ende 5. Einheit</b>	Mittel	0,786	0,225

## Versuch 2.3 – Diagramme

### 1. Einheit: 0 – 100.000 Zyklen:

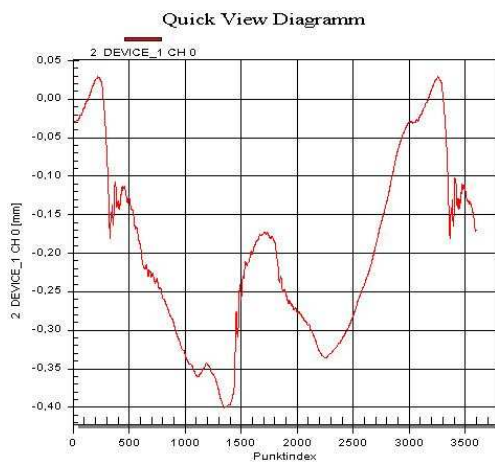


Anfang - Messung 4

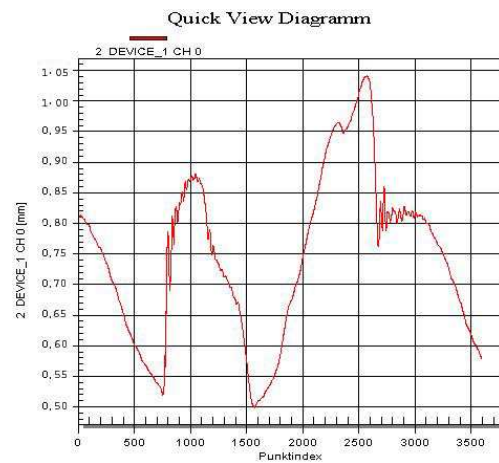


Ende - Messung 2

### 2. Einheit: 100.000 – 200.000 Zyklen:

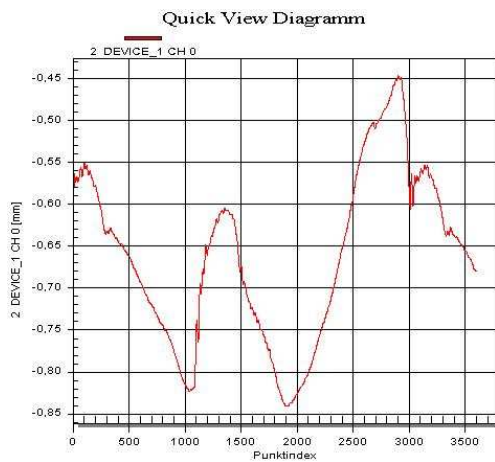


Anfang - Messung 3

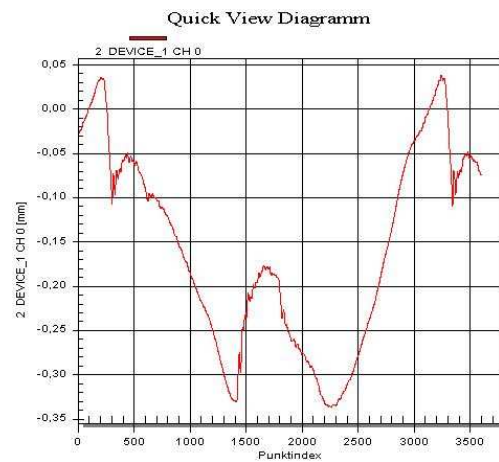


Ende - Messung 3

### 3. Einheit: 200.000 - 300.000 Zyklen

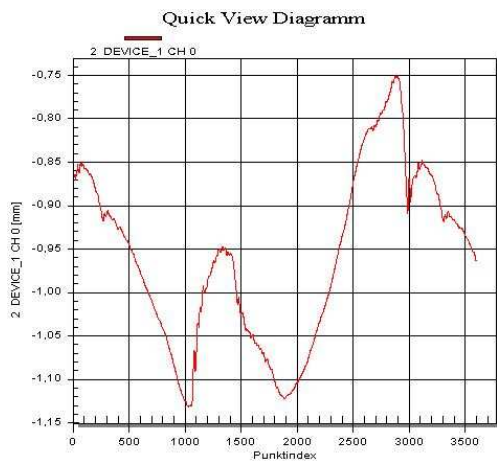


Anfang - Messung 1

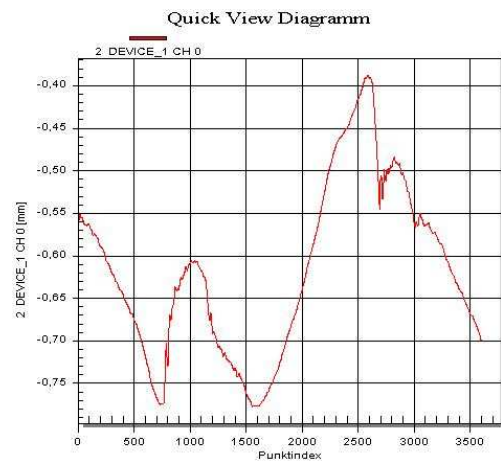


Ende - Messung 4

#### 4. Einheit: 300.000 – 400.000 Zyklen

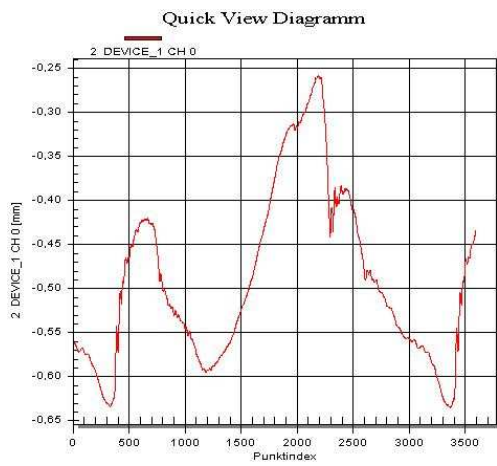


Anfang - Messung 2

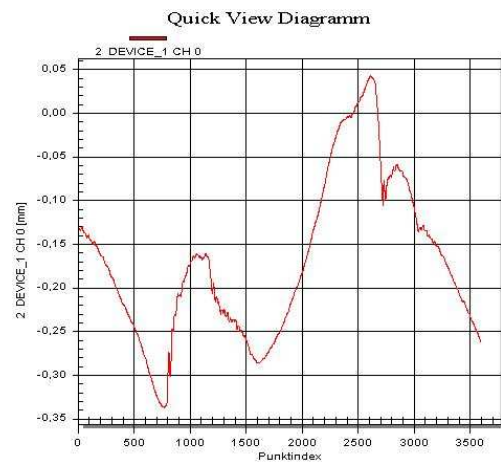


Ende - Messung 1

#### 5. Einheit: 400.000 – 500.000 Zyklen



Anfang - Messung 1



Ende - Messung 1

Versuch 2.3 – Tabelle

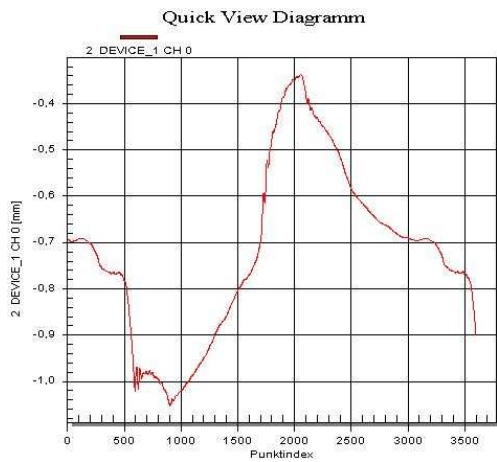
<u>Zyklen / Einheiten</u>	<u>Messung</u>	<u>Maximum</u>	<u>Minimum</u>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	1	-0,931	-1,335
	2	-0,787	-1,190
	3	-0,745	-1,155
	4	-0,712	-1,124
	<b>Mittel</b>	<b>-0,794</b>	<b>-1,201</b>
<b>Ende 1. Einheit 100000 Z.</b>	1	0,289	-0,049
	2	0,297	-0,046
	3	0,299	-0,046
	4	0,300	-0,045
	<b>Mittel</b>	<b>0,296</b>	<b>-0,046</b>
<b>Anfang 2. Einheit</b>	1	0,033	-0,401
	2	0,029	-0,401
	3	0,030	-0,400
	4	0,032	-0,402
	<b>Mittel</b>	<b>0,031</b>	<b>-0,401</b>
<b>Ende 2. Einheit 200000 Z.</b>	1	1,264	0,605
	2	1,089	0,528
	3	1,041	0,500
	4	0,953	0,419
	<b>Mittel</b>	<b>1,087</b>	<b>0,513</b>
<b>Anfang 3. Einheit</b>	1	-0,447	-0,841
	2	-0,432	-0,825
	3	-0,424	-0,818
	4	-0,417	-0,812
	<b>Mittel</b>	<b>-0,430</b>	<b>-0,824</b>
<b>Ende 3. Einheit 300000 Z.</b>	1	0,032	-0,345
	2	0,034	-0,339
	3	0,037	-0,337
	4	0,038	-0,336
	<b>Mittel</b>	<b>0,035</b>	<b>-0,339</b>

<b>Anfang 4. Einheit</b>	1	-0,760	-1,140
	2	-0,750	-1,131
	3	-0,748	-1,129
	4	-0,746	-1,126
	<b>Mittel</b>	<b>-0,751</b>	<b>-1,132</b>
<b>Ende 4. Einheit 40000 Z.</b>	1	-0,388	-0,777
	2	-0,388	-0,777
	3	-0,386	-0,776
	4	-0,387	-0,778
	<b>Mittel</b>	<b>-0,387</b>	<b>-0,777</b>
<b>Anfang 5. Einheit</b>	1	-0,258	-0,635
	2	-0,253	-0,633
	3	-0,248	-0,632
	4	-0,247	-0,628
	<b>Mittel</b>	<b>-0,252</b>	<b>-0,632</b>
<b>Ende 5. Einheit 50000 Z.</b>	1	0,043	-0,337
	2	0,048	-0,333
	3	0,047	-0,330
	4	0,047	-0,329
	<b>Mittel</b>	<b>0,046</b>	<b>-0,332</b>

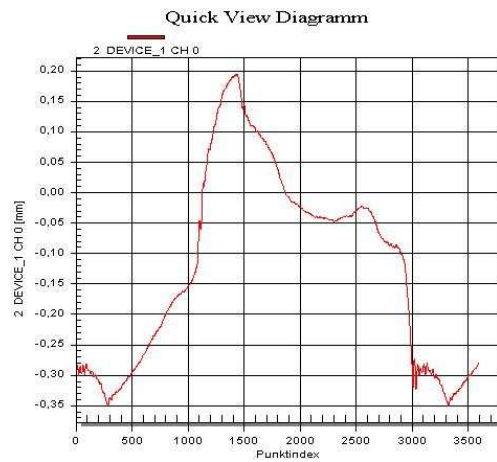
<u>Zusammenfassung</u>			
<u>Zyklen - Einheiten</u>	<u>Messung</u>	<u>Maximum</u>	<u>Minimum</u>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	Mittel	-0,794	-1,201
<b>Ende 1. Einheit</b>	Mittel	0,296	-0,046
<b>Anfang 2. Einheit</b>	Mittel	0,031	-0,401
<b>Ende 2. Einheit</b>	Mittel	1,087	0,513
<b>Anfang 3. Einheit</b>	Mittel	-0,430	-0,824
<b>Ende 3. Einheit</b>	Mittel	0,035	-0,339
<b>Anfang 4. Einheit</b>	Mittel	-0,751	-1,132
<b>Ende 4. Einheit</b>	Mittel	-0,387	-0,777
<b>Anfang 5. Einheit</b>	Mittel	-0,252	-0,632
<b>Ende 5. Einheit</b>	Mittel	0,046	-0,332

## Versuch 3.1 – Diagramme

### 1. Einheit: 0 – 100.000 Zyklen:

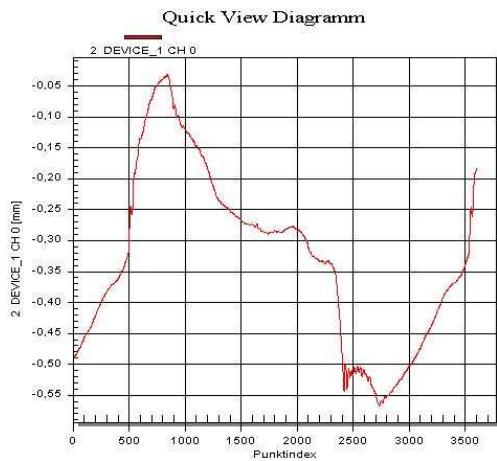


Anfang - Messung 2

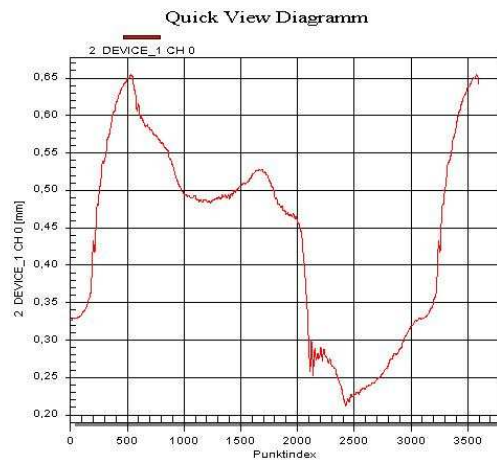


Ende - Messung 3

### 2. Einheit: 100.000 – 200.000 Zyklen:

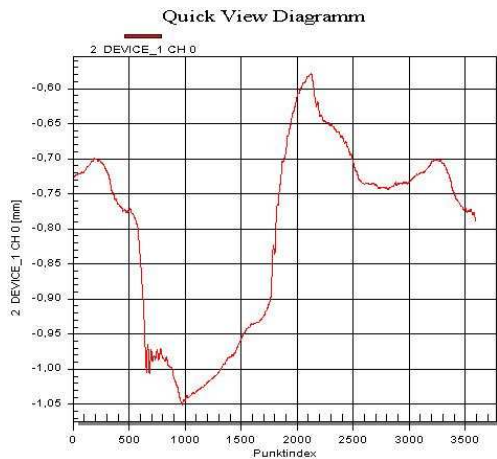


Anfang - Messung 4

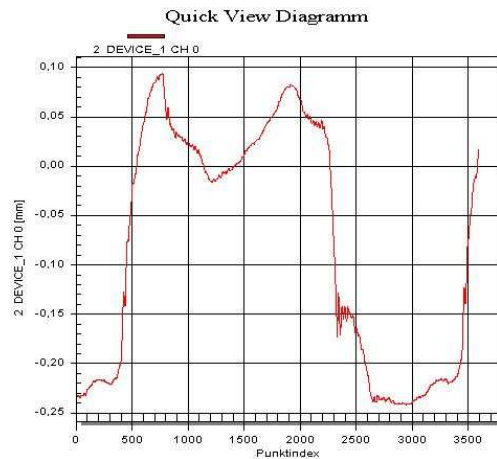


Ende - Messung 3

### 3. Einheit: 200.000 - 300.000 Zyklen

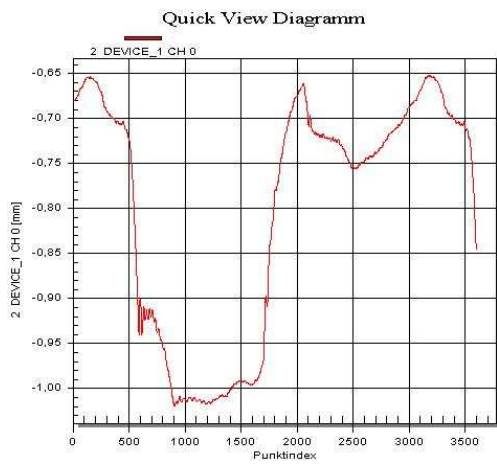


Anfang - Messung 3

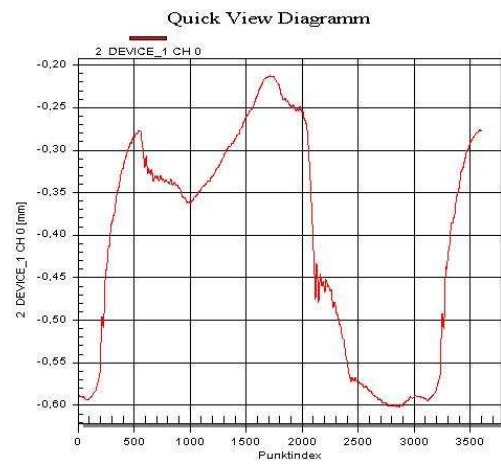


Ende - Messung 3

#### 4. Einheit: 300.000 – 400.000 Zyklen

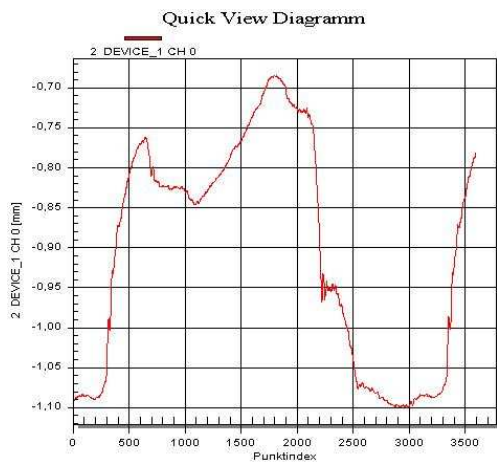


Anfang - Messung 3

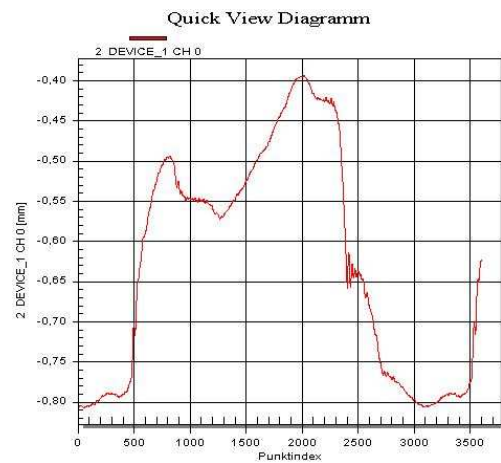


Ende - Messung 1

#### 5. Einheit: 400.000 – 500.000 Zyklen



Anfang - Messung 2



Ende - Messung 4



### Versuch 3.1 – Tabelle

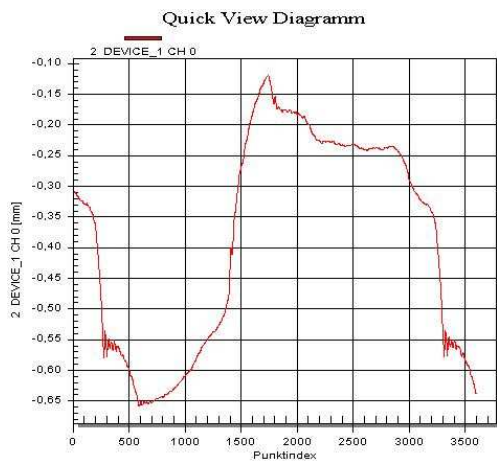
<u>Zyklen / Einheiten</u>	<u>Messung</u>	<u>Maximum</u>	<u>Minimum</u>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	1	-0,358	-1,078
	2	-0,337	-1,052
	3	-0,324	-1,029
	4	-0,316	-1,018
	<b>Mittel</b>	<b>-0,334</b>	<b>-1,044</b>
<b>Ende 1. Einheit 100000 Z.</b>	1	0,166	-0,366
	2	0,188	-0,352
	3	0,194	-0,350
	4	0,203	-0,345
	<b>Mittel</b>	<b>0,142</b>	<b>-0,353</b>
<b>Anfang 2. Einheit</b>	1	-0,042	-0,576
	2	-0,038	-0,572
	3	-0,035	-0,567
	4	-0,032	-0,567
	<b>Mittel</b>	<b>-0,037</b>	<b>-0,571</b>
<b>Ende 2. Einheit 200000 Z.</b>	1	0,646	0,211
	2	0,650	0,212
	3	0,655	0,212
	4	0,656	0,213
	<b>Mittel</b>	<b>0,652</b>	<b>0,212</b>
<b>Anfang 3. Einheit</b>	1	-0,595	-1,066
	2	-0,584	-1,057
	3	-0,579	-1,050
	4	-0,575	-1,047
	<b>Mittel</b>	<b>-0,583</b>	<b>-1,055</b>
<b>Ende 3. Einheit 300000 Z.</b>	1	0,087	-0,251
	2	0,094	-0,244
	3	0,094	-0,242
	4	0,093	-0,241
	<b>Mittel</b>	<b>0,092</b>	<b>-0,245</b>

<b>Anfang 4. Einheit</b>	1	-0,684	-1,039
	2	-0,662	-1,029
	3	-0,652	-1,020
	4	-0,65	-1,016
	<b>Mittel</b>	<b>-0,662</b>	<b>-1,026</b>
<b>Ende 4. Einheit 40000 Z.</b>	1	-0,212	-0,602
	2	-0,209	-0,598
	3	-0,209	-0,595
	4	-0,209	-0,597
	<b>Mittel</b>	<b>-0,21</b>	<b>-0,598</b>
<b>Anfang 5. Einheit</b>	1	-0,692	-1,106
	2	-0,685	-1,100
	3	-0,681	-1,099
	4	-0,678	-1,095
	<b>Mittel</b>	<b>-0,684</b>	<b>-1,100</b>
<b>Ende 5. Einheit 50000 Z.</b>	1	-0,396	-0,803
	2	-0,394	-0,805
	3	-0,393	-0,805
	4	-0,394	-0,806
	<b>Mittel</b>	<b>-0,394</b>	<b>-0,805</b>

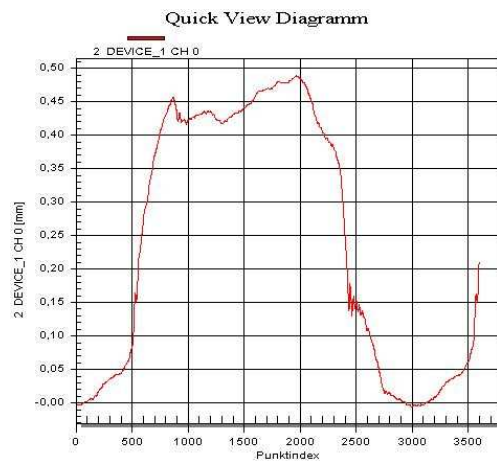
<u>Zusammenfassung</u>			
<u>Zyklen - Einheiten</u>	<u>Messung</u>	<u>Maximum</u>	<u>Minimum</u>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	Mittel	-0,334	-1,044
<b>Ende 1. Einheit</b>	Mittel	0,142	-0,353
<b>Anfang 2. Einheit</b>	Mittel	-0,037	-0,571
<b>Ende 2. Einheit</b>	Mittel	0,652	0,212
<b>Anfang 3. Einheit</b>	Mittel	-0,583	-1,055
<b>Ende 3. Einheit</b>	Mittel	0,092	-0,245
<b>Anfang 4. Einheit</b>	Mittel	-0,662	-1,026
<b>Ende 4. Einheit</b>	Mittel	-0,210	-0,598
<b>Anfang 5. Einheit</b>	Mittel	-0,684	-1,100
<b>Ende 5. Einheit</b>	Mittel	-0,394	-0,805

## Versuch 3.2 – Diagramme

### 1. Einheit: 0 – 100.000 Zyklen:

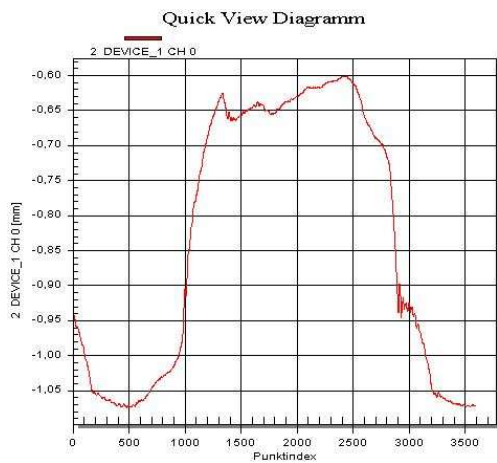


Anfang - Messung 3

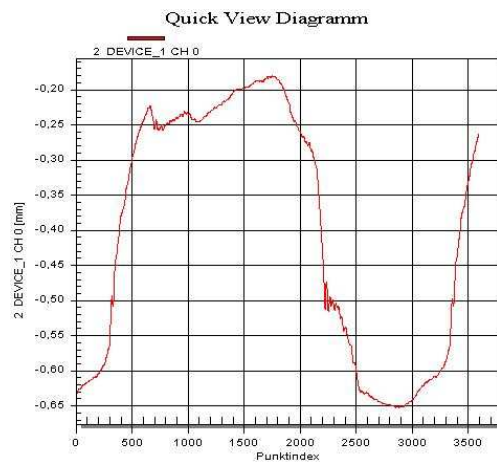


Ende - Messung 2

### 2. Einheit: 100.000 – 200.000 Zyklen:

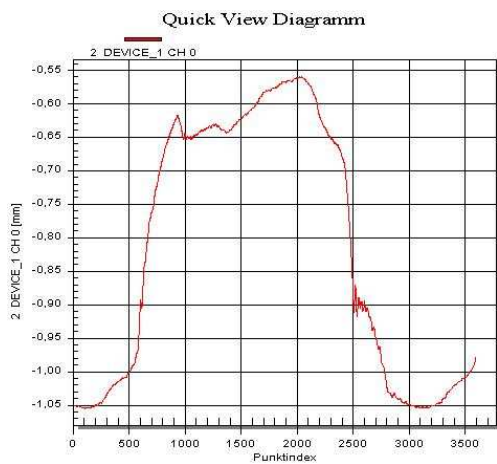


Anfang - Messung 2

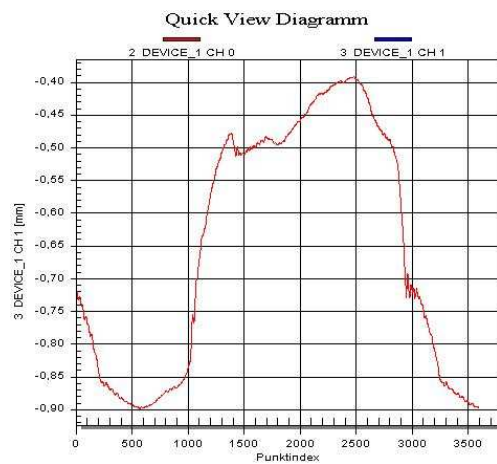


Ende - Messung 2

### 3. Einheit: 200.000 - 300.000 Zyklen

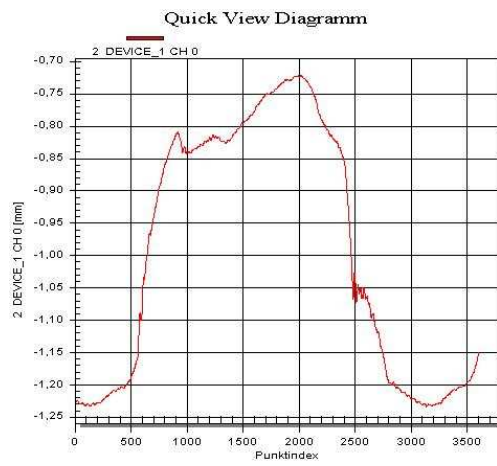


Anfang - Messung 4

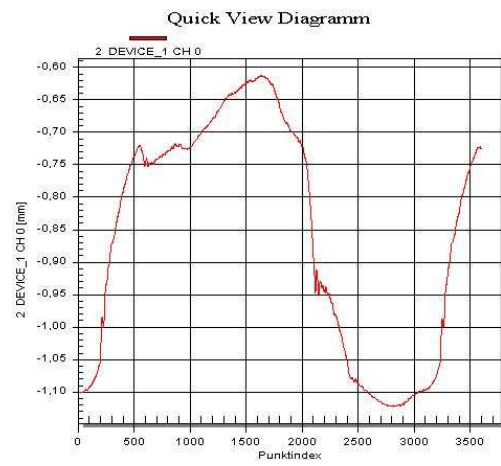


Ende - Messung 3

#### 4. Einheit: 300.000 – 400.000 Zyklen

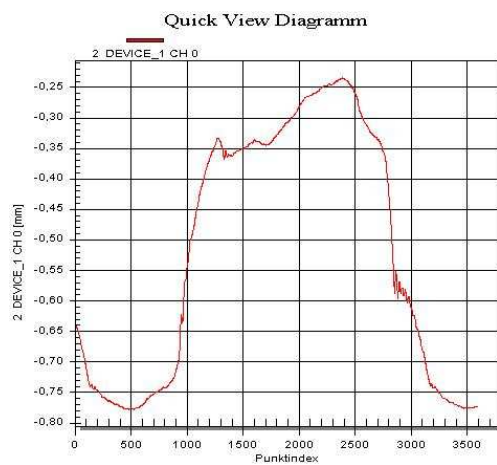


Anfang - Messung 2

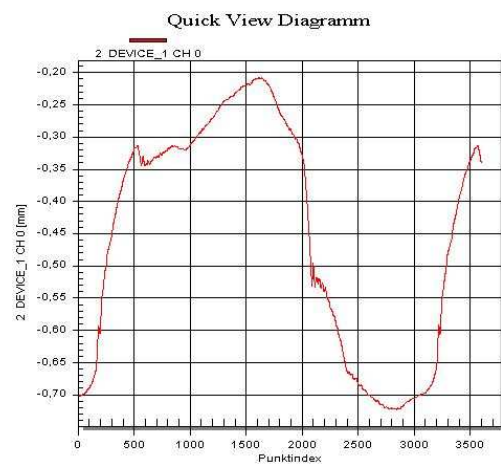


Ende - Messung 3

#### 5. Einheit: 400.000 – 500.000 Zyklen



Anfang - Messung 4



Ende - Messung 3

### Versuch 3.2 – Tabelle

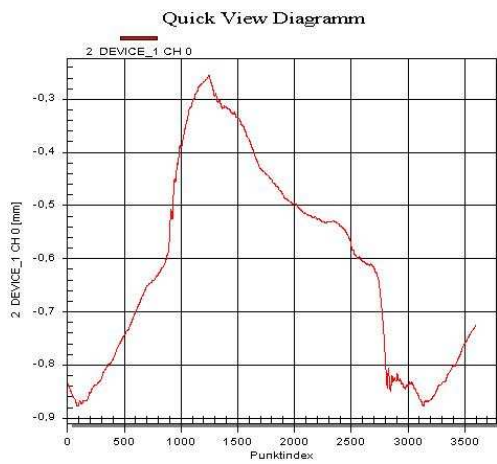
<u>Zyklen / Einheiten</u>	<u>Messung</u>	<u>Maximum</u>	<u>Minimum</u>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	1	-0,123	-0,668
	2	-0,121	-0,663
	3	-0,119	-0,659
	4	-0,119	-0,660
	<b>Mittel</b>	<b>-0,121</b>	<b>-0,663</b>
<b>Ende 1. Einheit 100000 Z.</b>	1	0,483	-0,004
	2	0,489	-0,006
	3	0,489	-0,007
	4	0,489	-0,009
	<b>Mittel</b>	<b>0,488</b>	<b>-0,007</b>
<b>Anfang 2. Einheit</b>	1	-0,604	-1,079
	2	-0,603	-1,076
	3	-0,600	-1,074
	4	-0,593	-1,072
	<b>Mittel</b>	<b>-0,601</b>	<b>-1,076</b>
<b>Ende 2. Einheit 200000 Z.</b>	1	-0,183	-0,653
	2	-0,180	-0,652
	3	-0,180	-0,654
	4	-0,178	-0,653
	<b>Mittel</b>	<b>-0,180</b>	<b>-0,653</b>
<b>Anfang 3. Einheit</b>	1	-0,561	-1,062
	2	-0,562	-1,059
	3	-0,560	-1,056
	4	-0,560	-1,055
	<b>Mittel</b>	<b>-0,561</b>	<b>-1,058</b>
<b>Ende 3. Einheit 300000 Z.</b>	1	-0,392	-0,897
	2	-0,391	-0,898
	3	-0,391	-0,898
	4	-0,390	-0,898
	<b>Mittel</b>	<b>-0,391</b>	<b>-0,896</b>

<b>Anfang 4. Einheit</b>	1	-0,720	-1,230
	2	-0,722	-1,234
	3	-0,722	-1,233
	4	-0,721	-1,232
	<b>Mittel</b>	<b>-0,721</b>	<b>-1,232</b>
<b>Ende 4. Einheit 40000 Z.</b>	1	-0,612	-1,123
	2	-0,612	-1,122
	3	-0,613	-1,122
	4	-0,613	-1,122
	<b>Mittel</b>	<b>-0,613</b>	<b>-1,122</b>
<b>Anfang 5. Einheit</b>	1	-0,232	-0,771
	2	-0,233	-0,778
	3	-0,234	-0,777
	4	-0,234	-0,778
	<b>Mittel</b>	<b>-0,233</b>	<b>-0,776</b>
<b>Ende 5. Einheit 50000 Z.</b>	1	-0,208	-0,723
	2	-0,208	-0,722
	3	-0,208	-0,723
	4	-0,208	-0,723
	<b>Mittel</b>	<b>-0,208</b>	<b>-0,723</b>

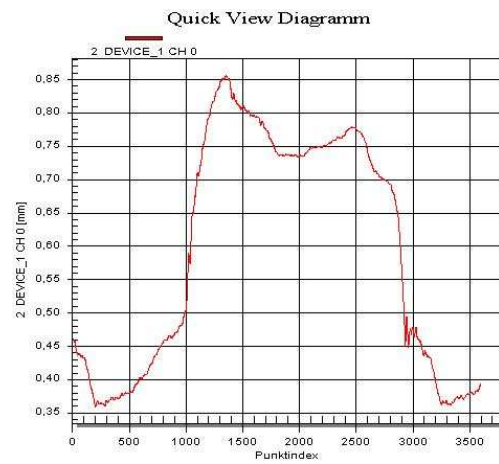
<u>Zusammenfassung</u>			
<u>Zyklen - Einheiten</u>	<u>Messung</u>	<u>Maximum</u>	<u>Minimum</u>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	Mittel	-0,121	-0,663
<b>Ende 1. Einheit</b>	Mittel	0,488	-0,007
<b>Anfang 2. Einheit</b>	Mittel	-0,601	-1,076
<b>Ende 2. Einheit</b>	Mittel	-0,180	-0,653
<b>Anfang 3. Einheit</b>	Mittel	-0,561	-1,058
<b>Ende 3. Einheit</b>	Mittel	-0,391	-0,896
<b>Anfang 4. Einheit</b>	Mittel	-0,721	-1,232
<b>Ende 4. Einheit</b>	Mittel	-0,613	-1,122
<b>Anfang 5. Einheit</b>	Mittel	-0,233	-0,776
<b>Ende 5. Einheit</b>	Mittel	-0,208	-0,723

## Versuch 3.3 – Diagramme

### 1. Einheit: 0 – 100.000 Zyklen:

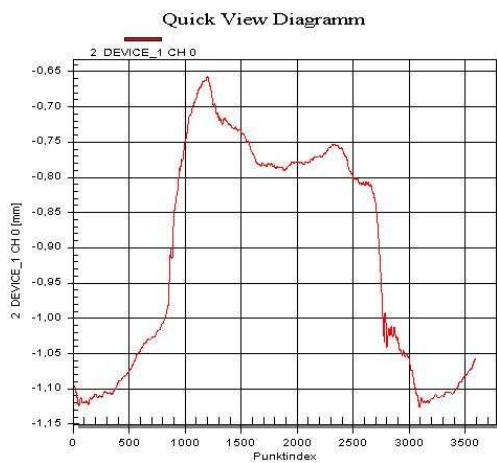


Anfang - Messung 4

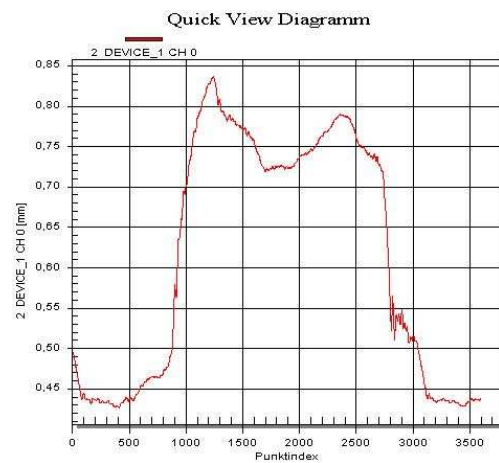


Ende - Messung 1

### 2. Einheit: 100.000 – 200.000 Zyklen:

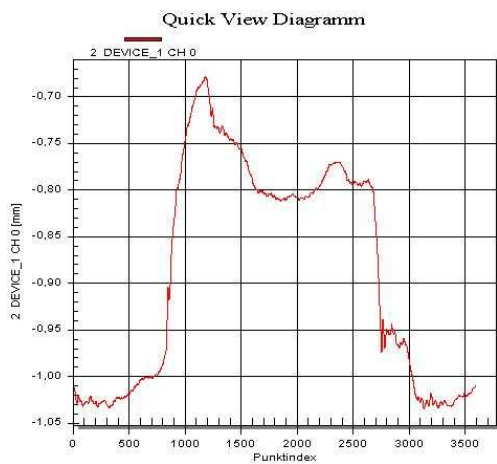


Anfang - Messung 4

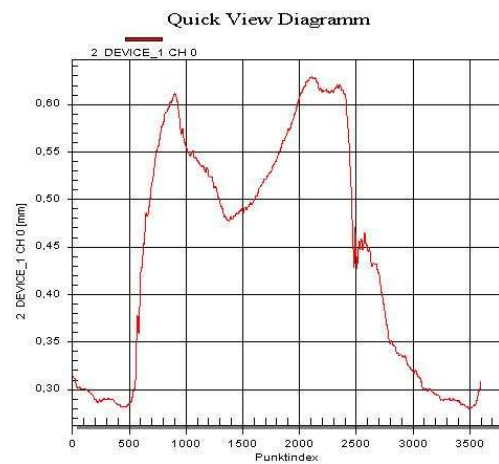


Ende - Messung 4

### 3. Einheit: 200.000 - 300.000 Zyklen

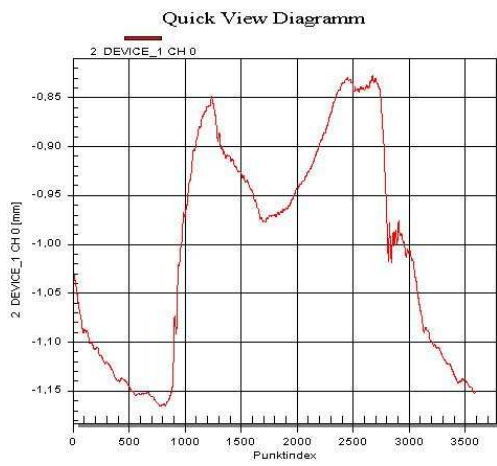


Anfang - Messung 1

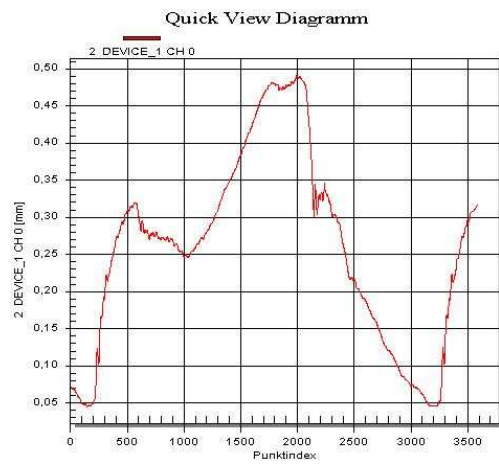


Ende - Messung 2

#### 4. Einheit: 300.000 – 400.000 Zyklen

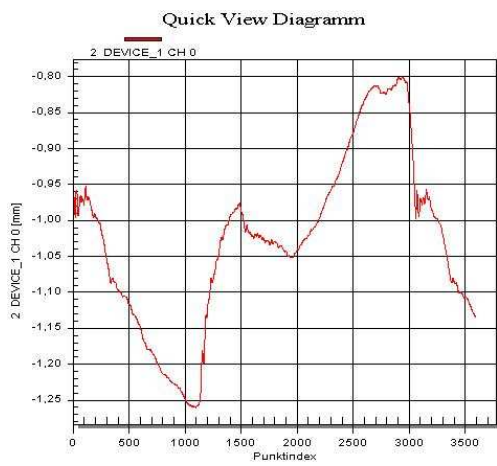


Anfang - Messung 2

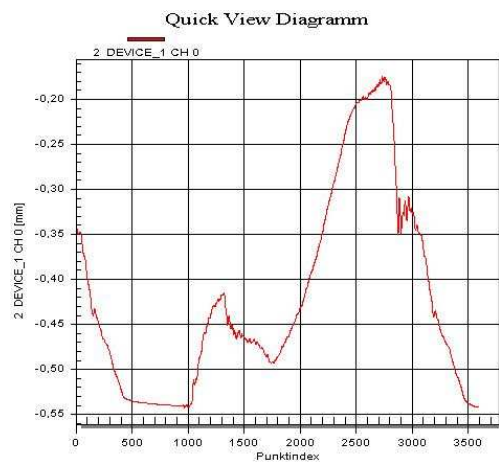


Ende - Messung 3

#### 5. Einheit: 400.000 – 500.000 Zyklen



Anfang - Messung 2



Ende - Messung 4



### Versuch 3.3 – Tabelle

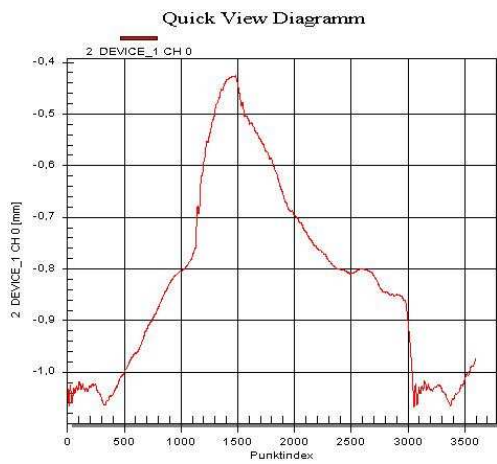
<u>Zyklen / Einheiten</u>	<u>Messung</u>	<u>Maximum</u>	<u>Minimum</u>
Anfang 1. Einheit	1	-0,331	-0,958
	2	-0,279	-0,922
	3	-0,279	-0,901
	4	-0,250	-0,879
	<b>Mittel</b>	<b>-0,285</b>	<b>-0,915</b>
Ende 1. Einheit 100000 Z.	1	0,856	0,360
	2	0,866	0,373
	3	0,872	0,380
	4	0,875	0,388
	<b>Mittel</b>	<b>0,867</b>	<b>0,375</b>
Anfang 2. Einheit	1	-0,678	-1,142
	2	-0,666	-1,132
	3	-0,659	-1,128
	4	-0,657	-1,127
	<b>Mittel</b>	<b>0,665</b>	<b>-1,132</b>
Ende 2. Einheit 200000 Z.	1	0,817	0,414
	2	0,828	0,418
	3	0,834	0,423
	4	0,837	0,427
	<b>Mittel</b>	<b>0,829</b>	<b>0,521</b>
Anfang 3. Einheit	1	-0,678	-1,034
	2	-0,650	-1,008
	3	-0,641	-0,999
	4	-0,635	-0,997
	<b>Mittel</b>	<b>-0,651</b>	<b>-1,012</b>
Ende 3. Einheit 300000 Z.	1	0,619	0,272
	2	0,629	0,280
	3	0,632	0,286
	4	0,635	0,290
	<b>Mittel</b>	<b>0,629</b>	<b>0,282</b>

<b>Anfang 4. Einheit</b>	1	-0,835	-1,175
	2	-0,827	-1,166
	3	-0,822	-1,162
	4	-0,820	-1,156
	<b>Mittel</b>	<b>-0,826</b>	<b>-1,165</b>
<b>Ende 4. Einheit 400000 Z.</b>	1	0,483	0,041
	2	0,489	0,044
	3	0,491	0,045
	4	0,494	0,046
	<b>Mittel</b>	<b>0,489</b>	<b>0,044</b>
<b>Anfang 5. Einheit</b>	1	-0,809	-1,270
	2	-0,800	-1,260
	3	-0,796	-1,255
	4	-0,795	-1,244
	<b>Mittel</b>	<b>-0,800</b>	<b>-1,257</b>
<b>Ende 5. Einheit 500000 Z.</b>	1	-0,173	-0,570
	2	-0,172	-0,568
	3	-0,176	-0,621
	4	-0,172	-0,542
	<b>Mittel</b>	<b>-0,173</b>	<b>-0,573</b>

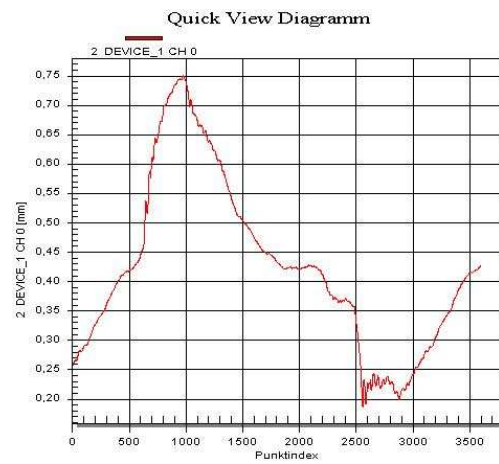
<b><u>Zusammenfassung</u></b>			
<b><u>Zyklen - Einheiten</u></b>	<b><u>Messung</u></b>	<b><u>Maximum</u></b>	<b><u>Minimum</u></b>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	Mittel	-0,285	-0,915
<b>Ende 1. Einheit</b>	Mittel	0,867	0,375
<b>Anfang 2. Einheit</b>	Mittel	0,665	-1,132
<b>Ende 2. Einheit</b>	Mittel	0,829	0,521
<b>Anfang 3. Einheit</b>	Mittel	-0,651	-1,012
<b>Ende 3. Einheit</b>	Mittel	0,629	0,282
<b>Anfang 4. Einheit</b>	Mittel	-0,826	-1,165
<b>Ende 4. Einheit</b>	Mittel	0,489	0,044
<b>Anfang 5. Einheit</b>	Mittel	-0,800	-1,257
<b>Ende 5. Einheit</b>	Mittel	-0,173	-0,573

## Versuch 3.4 – Diagramme

### 1. Einheit: 0 – 100.000 Zyklen:

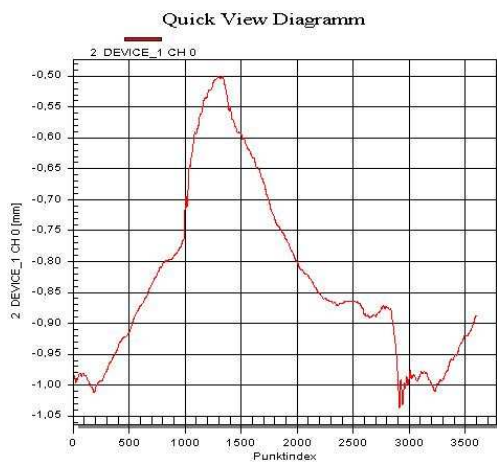


Anfang - Messung 4

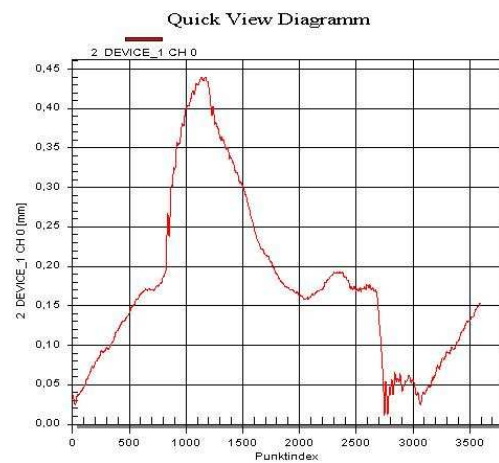


Ende - Messung 3

### 2. Einheit: 100.000 – 200.000 Zyklen:

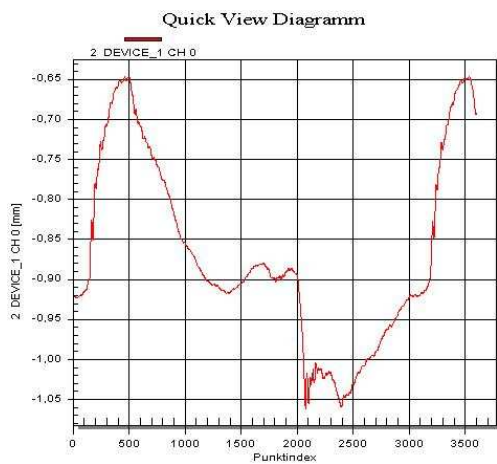


Anfang - Messung 2

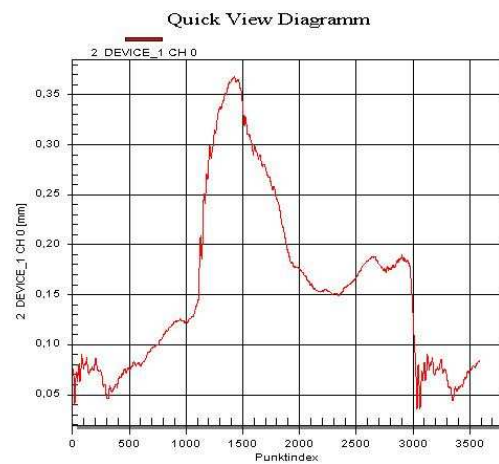


Ende - Messung 2

### 3. Einheit: 200.000 - 300.000 Zyklen

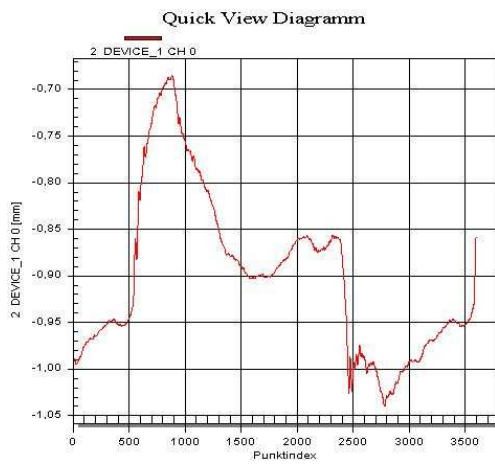


Anfang - Messung 4

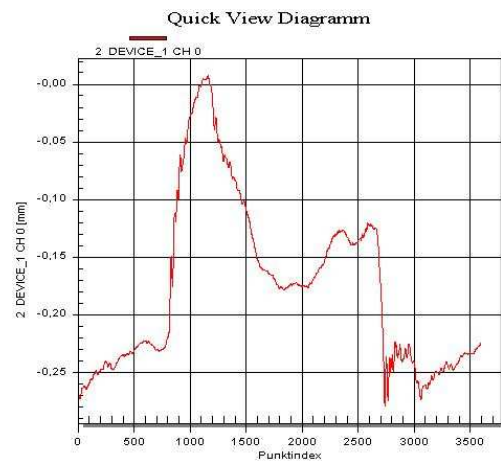


Ende - Messung 1

#### 4. Einheit: 300.000 – 400.000 Zyklen

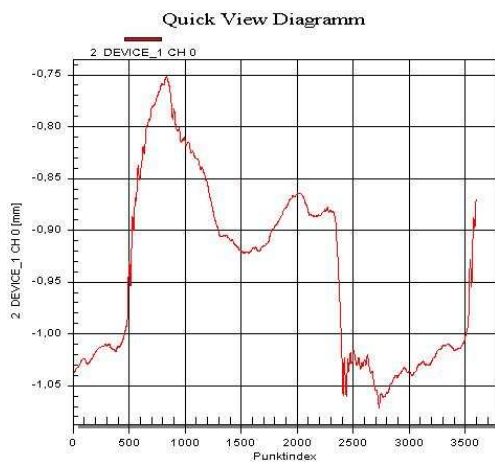


Anfang - Messung 1

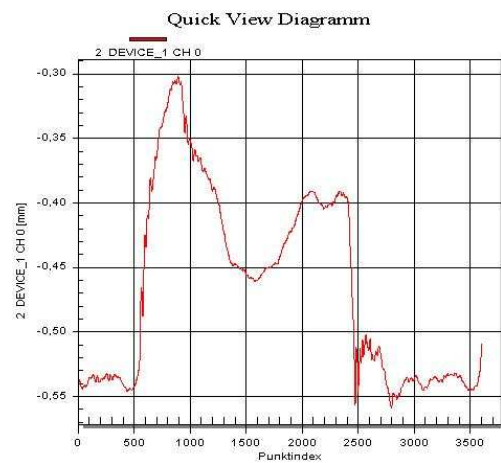


Ende - Messung 4

#### 5. Einheit: 400.000 – 500.000 Zyklen



Anfang - Messung 2



Ende - Messung 1

### Versuch 3.4 – Tabelle

<u>Zyklen / Einheiten</u>	<u>Messung</u>	<u>Maximum</u>	<u>Minimum</u>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	1	-0,456	-1,099
	2	-0,439	-1,078
	3	-0,433	-1,075
	4	-0,426	-1,066
	<b>Mittel</b>	<b>-0,439</b>	<b>-1,080</b>
<b>Ende 1. Einheit 100000 Z.</b>	1	0,748	0,190
	2	0,749	0,182
	3	0,751	0,187
	4	0,753	0,190
	<b>Mittel</b>	<b>0,563</b>	<b>0,187</b>
<b>Anfang 2. Einheit</b>	1	-0,505	-1,045
	2	-0,501	-1,036
	3	-0,498	-1,028
	4	-0,494	-1,028
	<b>Mittel</b>	<b>-0,500</b>	<b>-1,034</b>
<b>Ende 2. Einheit 200000 Z.</b>	1	0,441	0,041
	2	0,440	0,012
	3	0,443	0,012
	4	0,441	0,010
	<b>Mittel</b>	<b>0,441</b>	<b>0,019</b>
<b>Anfang 3. Einheit</b>	1	-0,653	-1,068
	2	-0,653	-1,068
	3	-0,647	-1,063
	4	-0,647	-1,061
	<b>Mittel</b>	<b>-0,650</b>	<b>-1,065</b>
<b>Ende 3. Einheit 300000 Z.</b>	1	0,368	0,036
	2	0,368	0,027
	3	0,366	0,028
	4	0,363	0,023
	<b>Mittel</b>	<b>0,366</b>	<b>0,029</b>

<b>Anfang 4. Einheit</b>	<b>1</b>	<b>-0,685</b>	<b>-1,040</b>
	2	-0,680	-1,037
	3	-0,678	-1,033
	4	-0,678	-1,032
	<b>Mittel</b>	<b>-0,680</b>	<b>-1,036</b>
<b>Ende 4. Einheit 400000 Z.</b>	1	0,006	-0,280
	2	0,009	-0,280
	3	0,009	-0,277
	<b>4</b>	<b>0,008</b>	<b>-0,280</b>
	<b>Mittel</b>	<b>0,008</b>	<b>-0,279</b>
<b>Anfang 5. Einheit</b>	1	-0,750	-1,061
	<b>2</b>	<b>-0,752</b>	<b>-1,071</b>
	3	-0,755	-1,075
	4	-0,759	-1,080
	<b>Mittel</b>	<b>-0,754</b>	<b>-1,072</b>
<b>Ende 5. Einheit 500000 Z.</b>	<b>1</b>	<b>-0,302</b>	<b>-0,559</b>
	2	-0,304	-0,559
	3	-0,304	-0,562
	4	-0,306	-0,565
	<b>Mittel</b>	<b>-0,304</b>	<b>-0,561</b>

<u><b>Zusammenfassung</b></u>			
<u><b>Zyklen - Einheiten</b></u>	<u><b>Messung</b></u>	<u><b>Maximum</b></u>	<u><b>Minimum</b></u>
<b>Anfang 1. Einheit</b>	Mittel	-0,439	-1,080
<b>Ende 1. Einheit</b>	Mittel	0,563	0,187
<b>Anfang 2. Einheit</b>	Mittel	-0,500	-1,034
<b>Ende 2. Einheit</b>	Mittel	0,441	0,019
<b>Anfang 3. Einheit</b>	Mittel	-0,650	-1,065
<b>Ende 3. Einheit</b>	Mittel	0,366	0,029
<b>Anfang 4. Einheit</b>	Mittel	-0,680	-1,036
<b>Ende 4. Einheit</b>	Mittel	0,008	-0,279
<b>Anfang 5. Einheit</b>	Mittel	-0,754	-1,072
<b>Ende 5. Einheit</b>	Mittel	-0,304	-0,561

## **8. Danksagung**

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson für die Überlassung des Themas dieser Arbeit.

Herrn Dr. med. F. Mazoochian danke ich für die Betreuung der Arbeit.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. F. Schmidutz, M. Sc. für die konstruktive Kritik und Hilfe sowie für die kompetente Korrektur dieser Arbeit.

Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. Wolfgang Plitz danke ich für die Bereitstellung der Räumlichkeiten und Geräte während der biomechanischen Laborarbeit.

Den hier namentlich nicht aufgeführten Mitarbeitern des biomechanischen Labors danke ich für ihre Hilfsbereitschaft während der Laborarbeit.

Mein herzlicher Dank gilt meiner Großmutter für die immerwährende moralische Unterstützung und für das hilfreiche Korrekturlesen.

Meinen Schwestern und Freunden, die mir mit Rat und Tat oder mit Aufmunterungen zur Seite standen, gilt ebenfalls meine Dankbarkeit und Verbundenheit.

Danke auch an meinen Lebensgefährten, der immer für mich da war.

Der letzte und damit ganz besondere Dank gilt meinen Eltern, die mich nicht nur finanziell, sondern vor allem auch mit ihrer Liebe, ihrem Vertrauen und ihrer Kraft stets unterstützt haben.