

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der  
Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

Experimentelle vergleichende Studie zur Bestimmung der Primärstabilität  
schenkelhalserhaltender Hüftendoprothesen mittels Micromotions

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

vorgelegt von

Markus Martin Friedrich Schmid

aus

Mindelheim

Jahr

2009

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

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

Mitberichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Matthias Schieker  
Priv.-Doz. Dr. med. Hermann Anetzberger

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Andreas Fottner

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 28.05.2009

**Für meine Familie**

## INHALTSVERZEICHNIS

|  |              |
|--|--------------|
| <b>I. EINLEITUNG</b>   | <b>1-9</b>   |
| <b>I.1. EINFÜHRUNG</b>   | 1            |
| <b>I.2. GRUNDLAGE</b>  | 2            |
| <b>I.3. PROXIMALE VERANKERUNG</b>  | 3            |
| <b>I.4. SCHAFTLOSER FEMURKOPFERSATZ</b>  | 4            |
| <b>I.5. KURZSCHAFTPROTHESEN</b>  | 8            |
| <b>I.6. ZIELSETZUNG DER STUDIE</b>   | 9            |
| <br>   |              |
| <b>II. MATERIAL UND METHODE</b>  | <b>10-32</b> |
| <b>II.1. DIE PROTHESEN</b>   | 10           |
| <i>II.1.a. Die Metha®-Kurzschafthprothese</i>  | 10           |
| <i>II.1.b. Die MAYO®-Prothese</i>  | 11           |
| <i>II.1.c. Die Druckscheibenprothese</i>   | 12           |
| <b>II.2. DAS IMPLANTATIONSMEDIUM</b>   | 13           |
| <b>II.3. IMPLANTATION</b>  | 14           |
| <b>II.4. VERSUCHSDURCHFÜHRUNG</b>  | 14           |
| <i>II.4.a. Vorbereitung des Untersuchungsguts</i>  | 14           |
| <i>II.4.b. Die Messpunkte</i>  | 18           |
| <i>II.4.c. Die Messvorrichtung</i>   | 22           |
| <i>II.4.d. Bestimmung der Parameter für die dynamischen Belastungstests</i>  | 23           |
| <i>II.4.e. Messung der Micromotions bei dynamischer Belastung</i>  | 24           |
| <b>II.5. DATENAUSWERTUNG</b>   | 27           |
| <b>II.6. STATISTISCHE AUSWERTUNG</b>   | 32           |
| <br>   |              |
| <b>III. ERGEBNISSE</b>   | <b>33-69</b> |
| <b>III.1. ERGEBNISSE DER 3-DIMENSIONALEN MESSUNG DER MICROMOTIONS MIT<br/>BERECHNUNG DER ROTATION FÜR DIE VERSCHIEDENEN PROTHESENTYPEN</b> | 34           |
| <i>III.1.a. Ergebnisse der Metha®-Kurzschafthprothese</i>  | 34           |
| <i>III.1.a.1. Bei Verwendung des 130° Konus</i>  | 34           |
| <i>III.1.a.2. Bei Verwendung des 140° Konus</i>  | 37           |

|  |              |
|--|--------------|
| <i>III.1.b. Ergebnisse der Druckscheibenprothese</i>   | 39           |
| <i>III.1.c. Ergebnisse der MAYO®-Prothese</i>  | 41           |
| <b>III.2. ZUSAMMENSTELLUNG DER ERGEBNISSE DER UNTERSCHIEDLICHEN<br/>PROTHESENTYPEN</b>                                   | 43           |
| <b>III.3. ERGEBNISSE DER 3-DIMENSIONALEN BEWEGUNGSERFASSUNG DER<br/>SYNTHETISCHEN FEMORA MIT BERECHNUNG DER ROTATION</b> | 45           |
| <i>III.3.a. Bei implantierter Metha®-Kurzschaftprothese</i>  | 47           |
| <i>III.3.a.1. Mit 130° Konus</i>   | 47           |
| <i>III.3.a.2. Mit 140° Konus</i>   | 49           |
| <i>III.3.b. Bei implantierter Druckscheibenprothese</i>  | 51           |
| <i>III.3.c. Bei implantierter MAYO®-Prothese</i>   | 53           |
| <b>III.4. ZUSAMMENSTELLUNG DER ERGEBNISSE DER SYNTHETISCHEN FEMORA<br/>MIT IMPLANTIERTER PROTHESE UND DER LEERPROBE</b>  | 55           |
| <b>III.5. STATISTIK</b>  | 57           |
| <i>III.5.a. Vergleich der Prothesenmodelle</i>   | 57           |
| <i>III.5.b. Vergleich der Verformung des synthetischen Knochens</i>  | 63           |
| <b>IV. DISKUSSION</b>  | <b>70-80</b> |
| <b>IV.1. SCHLUSSFOLGERUNGEN AUS DEN ERZIELTEN ERGEBNISSEN DER PROTHESEN</b>  | 73           |
| <i>IV.1.a. Schlussfolgerungen aus den Ergebnissen der Metha®-Kurzschaftprothese</i>                                      | 74           |
| <i>IV.1.b. Schlussfolgerungen aus den Ergebnissen der Druckscheibenprothese</i>  | 75           |
| <i>IV.1.c. Schlussfolgerungen aus den Ergebnissen der MAYO®-Prothese</i>   | 76           |
| <b>IV.2. SCHLUSSFOLGERUNGEN AUS DER VERFORMUNG DER KÜNSTLICHEN FEMORA</b>  | 77           |
| <b>IV.3. FAZIT</b>   | 78           |
| <b>IV.4. VERGLEICH MIT ANDEREN STUDIEN</b>   | 80           |
| <b>V. ZUSAMMENFASSUNG</b>  | <b>81-82</b> |
| <b>VI. LITERATURVERZEICHNIS</b>  | <b>83-92</b> |
| <b>VII. DANKSAGUNG</b>   | <b>93</b>    |

## I. Einleitung

### I.1. Einführung

Der Ersatz des Hüftgelenks gehört zu den erfolgreichsten und effektivsten Interventionen in der Medizin (Liang et al. [81] und Jonsson et al. [65]).

Wie Zahlen aus den Vereinigten Staaten, Großbritannien, Schweden und Deutschland belegen, gehört die Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes zu den häufigsten chirurgischen Eingriffen (Percy [105], Crawford et al. [27], Ostendorf et al. [97] und Breusch et al. [12]). Alleine in Deutschland werden jährlich mehr als 150.000 Hüftendoprothesen implantiert [70]. Aufgrund der steigenden Lebenserwartung und der damit einhergehenden zunehmenden Zahl älterer Menschen in der Bevölkerung, ist davon auszugehen, dass diese Zahlen auch weiterhin steigen werden (vgl. Abb. 1).

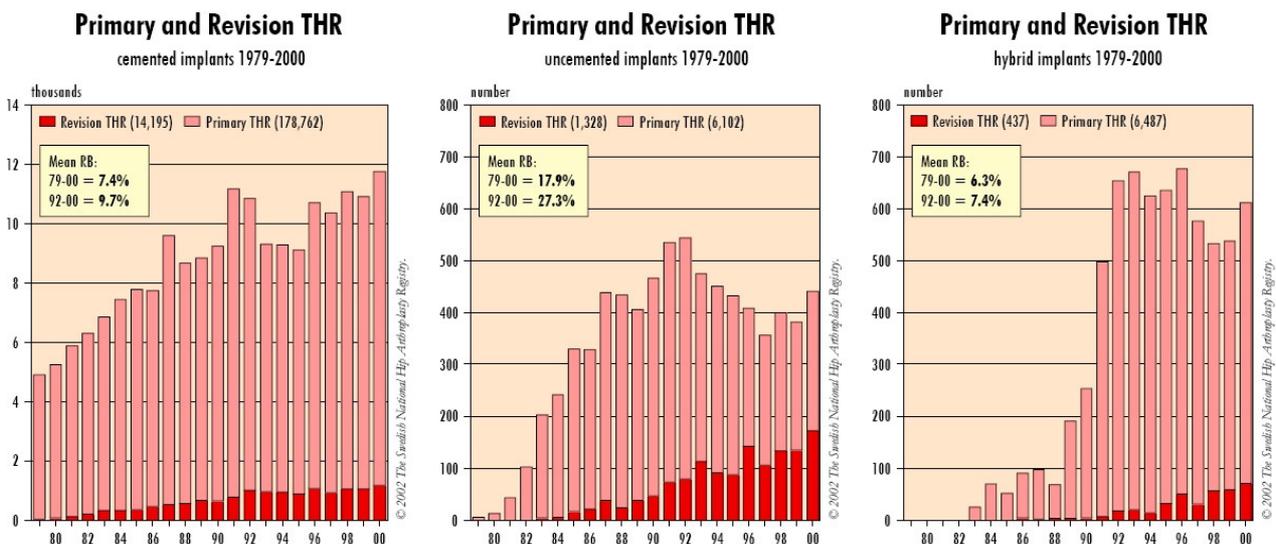


Abb. 1: Die drei Grafiken zeigen jeweils die Zahl der Totalendoprothesenversorgungen im Zeitraum von 1979-2000 in Schweden. Sowohl bei den zementierten und unzementierten Implantaten, als auch bei den Hybridimplantaten zeigt sich eine deutliche Zunahme an primären Eingriffen (aus [85]).

Die von Malchau et al. [85] als „Schwedenstudie“ bekannte Untersuchung konnte verschiedene Hauptursachen, die zur Implantation eines Hüftgelenkersatzes führen, nachweisen. Zu diesen zählen Coxarthrose, Fraktur und inflammatorische Arthritis. Hierbei überwiegt bei

Patienten unter 30 Jahren die rheumatoide Arthritis, bei Patienten über 89 Jahren hingegen die Fraktur und in den Jahrgängen dazwischen die Coxarthrose.

## I.2. Grundlage

Derzeit existieren zwei Standards für die Verankerung des Schaftes in der Hüftendoprothetik, der zementierte und der zementfreie Schaft.

Im deutschsprachigen Raum werden zur Zeit bei Patienten über 65 bis 70 Jahren vorzugsweise zementierte Prothesen implantiert, da die Wahrscheinlichkeit einer Lockerung bis zum Lebensende geringer ist (Willert [130]). Zudem besitzen diese Schäfte den Vorteil, dass sie postoperativ sofort belastbar sind, allerdings ist ein etwaiger Wechsel schwieriger, da der Knochenverlust bei Lockerung größer ist als bei zementfreien Prothesen. Die weltweit am häufigsten implantierten Charnley- und Stanmore-Prothesen besitzen beispielsweise eine 10-Jahres-Überlebensrate von 92-97% (Birtwistle et al. [10] und Britton et al. [14]), nach 15 Jahren von 79-86% (Britton et al. [14]) und nach 20 Jahren liegt diese bei 61% (Soyer et al. [120]). Bei der Studie von Jaffe und Hawkins [59] lag die Rate intakter Prothesenschäfte nach 15 Jahren sogar bei 96%.

Bei Personen unter 65 bis 70 Lebensjahren ist, aufgrund der höheren Lebenserwartung, eine zementfreie TEP der Eingriff der Wahl, da hierdurch der zu erwartende Wechsel des Schaftes unkomplizierter durchzuführen ist. Der Grund hierfür liegt in einer geringeren Osteodestruktion bei Lockerung. Allerdings ist bei diesem Prothesentyp von Nachteil, dass er postoperativ nicht sofort belastet werden kann. Die durchschnittliche Verweildauer dieser Prothesen liegt bei etwa 15 Jahren, jedoch lässt eine 12-Jahres-Überlebensrate von 97% welche Engh et al. [38] nachweisen konnten auf noch spätere Lockerungen hoffen. Die derzeit im deutschsprachigen Raum am häufigsten implantierten zementfreien Prothesen sind der „Spotorno-Schaft“, der „Zweymüller-Schaft“ und der „BiCONTACT-Schaft“, welche mit Überlebensraten von 97% (Eingartner et al. [37]) bis 98% (Delaunay et al. [34] und Zenz et al. [136]) nach 10 Jahren gute Ergebnisse liefern.

Bei jüngeren Patienten sind die Resultate, aufgrund des höheren Aktivitätsgrades um einiges schlechter. Die von Numair et al. [95] durchgeführte Studie zeigte eine 10-Jahres-Überlebensrate von lediglich 75% bei Patienten deren durchschnittliches Alter zum Operationszeitpunkt 42,5 Jahre betrug. Wird die Implantation bei Personen unterhalb von 20

Lebensjahren durchgeführt, sinkt dieser Wert weiter auf 64% ab (Porsch et al. [110]). Da etwa 5-15% des Patientenguts bei der Implantation jünger als 55 Jahre sind (Johnsson et al. [64] und [1]), steigt die Notwendigkeit, knochensparende Hüftgelenksprothesen zu verwenden. Hierfür bieten sich schenkelhalserhaltende Endoprothesen an, welche als schaftlose Modelle und als sog. Kurzschaft-Prothesen verfügbar sind. Beispiele hierfür sind die Druckscheibenprothese (Fa. Zimmer) bzw. die Metha®-Kurzschaftprothese (Fa. Aesculap) und die MAYO®-Prothese (Fa. Zimmer).

Die Schenkelhalsprothesen bieten den Vorteil, dass im Gegensatz zu herkömmlichen Prothesen eine geringere Knochenresektion notwendig ist und der Femurschaft unangetastet bleibt. Dadurch wird beispielsweise bei der Druckscheibenprothese bei einem notwendigen Wechsel der Einbau einer konventionellen zementfreien Prothese ermöglicht.

Ähnliches gilt für die Kurzschaft-Prothesen, welche sich gegenüber den herkömmlichen Endoprothesen durch einen kürzeren Schaft und eine rein proximale Verankerung im Schaft-Hals-Übergang und in der Intertrochantärregion auszeichnen. Dadurch soll die implantationsbedingte Osteodestruktion verringert und durch die weitgehende Schonung des Schaftes die Möglichkeit zum späteren Wechsel auf eine herkömmliche zementfreie Femurschaftprothese erhalten bleiben (Reichel [111]).

### **I.3. proximale Verankerung**

Das Grundprinzip der oben erwähnten Prothesen ist die proximale Verankerung im Schenkelhalsbereich des Femurs. Die schenkelhalserhaltende Hüftendoprothetik stellt derzeit, trotz einer Reihe von Vorteilen, noch eine Minderheit gegenüber den konventionellen Prothesen mit Hauptverankerung im Femurschaft dar.

Verschiedene Untersuchungen an herkömmlichen zementfreien sowie zementierten Hüftprothesen über das biomechanische Verhalten in Bezug auf den Sitz im knöchernen Lager zeigten, dass die Primärstabilität bei Bevorzugung einer exakten Passform im proximalen Anteil am besten ist (Otani et al. [100], [99] und Chang et al. [20]). Bei vorwiegender Fixierung der Prothese im distalen Bereich kommt es durch die Minderbelastung des proximalen Femurs („stress shielding“) zu einer Knochenatrophie und schlimmstenfalls zu Osteolysen am medialen, proximalen Femur. Aufgrund dieser Erkenntnis wurde in den letzten Jahren vielerorts mit gutem Erfolg versucht, bei der Implantation der Femurschaftprothese den Schenkel-

hals so weit als möglich zu schonen um eine möglichst große Kontaktfläche im proximalen Bereich zu erhalten (Pipino et al. [108] und Whiteside et al. [128]). Insbesondere Whiteside et al. [128] konnten zeigen, dass beim Erhalt von mehr als 50% des Schenkelhalses die biomechanischen Eigenschaften und speziell die Rotationsstabilität deutlich verbessert werden konnten.

#### **I.4. Schaftloser Femurkopfersatz**

Im Bereich des schaftlosen Ersatzes des proximalen Femurs gibt es zwei verschiedene Methoden: Die Implantation eines epiphysären Oberflächenersatzes, sowie die Fixierung in der Metaphyse, wie sie beispielsweise bei der Druckscheibenprothese verwirklicht wird.

Die erstgenannte Methode konnte sich lange Zeit nicht durchsetzen. Zwar wurde seit der Implantation der ersten Prothesen dieser Art, durch Smith-Petersen [119] in den 30er Jahren, durch stetige Verbesserung des Designs und der Materialien die Lebensdauer einiger Modelle deutlich verbessert, jedoch blieben diese Überlebensraten bis in die 80er Jahre deutlich schlechter als die konventioneller Hüftprothesen. So konnte bei der von Wagner entwickelten Hüftgelenksschalenendoprothese (Wagner [126], vgl. Abb. 2.a) in Nachuntersuchungen eine Lockerungsrate von 9% nach 3 Jahren nachgewiesen werden (Dustmann et al. [36]). Bei der früher verwendeten „Total articular replacement arthroplasty“, kurz TARA (Cohn et al. [24]), kam es zu Lockerungsraten von immer noch 6,8% nach 5 Jahren (De Waal Malefijt et al. [32]). Als Grund für die Frühlockerung zeigte sich exzessiver Polyethylen-Abrieb der PE-Metall-Gleitpaarung. Erst durch die Einführung der Metall-Metall-Gleitpaarung Anfang der 90er Jahre durch McMinn konnte die Standzeit entscheidend verlängert werden (McMinn et al. [88], vgl. Abb. 2.b). Laut der Autoren weist sie Überlebensraten von bis zu 99,8% innerhalb der ersten acht Jahre auf (Daniel et al. [30]). Weitere mittelfristige Ergebnisse sind ebenfalls gut ausgefallen (Witzleb et al. [135] und Witzleb [134]), Langzeitergebnisse stehen aber weitgehend noch aus (Popken et al. [109] und Knecht et al. [76]).

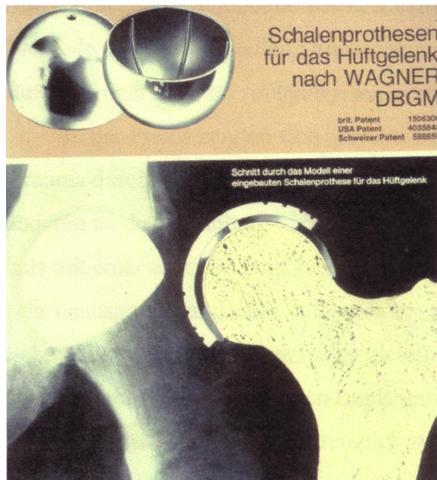


Abb. 2.a: Darstellung der Hüftgelenksschalenendoprothese nach Wagner [126].



Abb. 2.b: Abbildung der Cormet®-Prothese (aus der Produktinformation der Fa. Corin).

Ein vielversprechendes Konzept stellt der metaphysär verankerte, schaftlose Femurkopfersatz dar. Diese Variante wird auch als Schenkelhalsprothese bezeichnet. Die von Wiles 1938, McKee 1941 und Jaenichen-Collison 1947 entwickelten ersten Modelle dieses Typs zeigten in Nachuntersuchungen noch schlechte Ergebnisse (McKee [86], Peterson [106] und Wiles [129]). Durch die kontinuierliche Weiterentwicklung wiesen aber bereits die von den Judet Brüdern 1949 und von Thomson 1952 entwickelten Prothesen gute Kurzzeitergebnisse auf (Judet et al. [66] und Thomson [122]).

Aufgrund des schlechten tribologischen Verhaltens der verwendeten Acryl-Köpfe, mit vermehrtem Abrieb und massiv auftretenden Osteolysen und den daraus folgenden schlechten Langzeitergebnissen, kam man auch von diesen Prothesen ab (Haboush [48]).

Mit der von Huggler und Jacob 1978 entwickelten Druckscheibenprothese kam die heute noch bekannteste Schenkelhalsprothese auf den Markt (Huggler et al. [55], vgl. Abb. 3). Diese liegt mit ihren Lockerungsraten nicht ganz im Bereich konventioneller Femurschaftprothesen (Huggler et al. [56]), wobei eine neuere Methode mit individueller Druckscheibenprothese zusätzlich noch bessere Ergebnisse bezüglich der Primärstabilität erbrachte (Jerosch et al. [63]).



Abb. 3: Die von Huggler und Jacob konstruierte Druckscheibenprothese (aus [55]).

Seit den neunziger Jahren wurden viele weitere Modelle mit metaphysärer Verankerung entwickelt. Besonders hervorzuheben sind der von Munting und Verhelfen (Munting et al. [94], vgl. Abb. 4.a) entworfene Femurersatz und die ESKA-Schenkelhalsprothese (vgl. Abb. 4.b). Bei Ersterem handelt es sich um ein ähnliches Prinzip wie bei der Druckscheibenprothese. Dieses Modell besitzt jedoch zusätzlich eine proximale Verankerungsschraube und in den Schenkelhals eingebrachte Verstrebungen zur Verbesserung der Rotationsstabilität. Durch die „abgewinkelte Druckscheibe“ wird außerdem ein Abrutschen in eine varische Position erschwert. Die ESKA-Schenkelhalsprothese dagegen besitzt keine Druckscheibe, sondern wird nur über eine knapp unterhalb des Trochanter majors ansetzende Verankerung fixiert. Dabei soll hauptsächlich die makroporöse Oberfläche ein knöchernes Einwachsen garantieren (Scholz et al. [117]). Die ersten Resultate im Zeitraum von 6 Monaten bis zu 2 Jahren der beiden Modelle - speziell des Ersatzes von Munting und Verhelfen - sind gut ausgefallen, zur endgültigen Bewertung stehen Langzeitergebnisse noch aus.

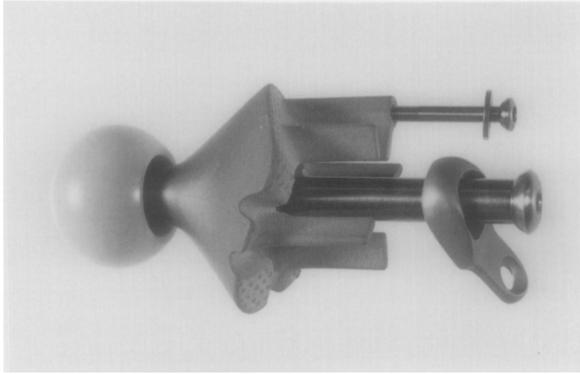


Abb. 4.a: Darstellung der von Munting und Verhelpen entwickelten Prothese (aus [94]).



Abb. 4.b: Die ESKA-Schenkelhalsprothese (aus der Produktinformation der Fa. ESKA).

Ein weiteres Prothesenmodell mit metaphysärer Verankerung stellt die Spiron-Prothese (Fa. ARGE Medizintechnik) dar. Diese Prothese weist ein schraubenförmiges Design auf, das zum einen durch Vergrößerung der Oberfläche die Osseointegration verbessern soll, zum anderen eine relativ einfache Explantation bei Revisionen ermöglicht. Die Verankerung des Implantats erfolgt proximal cortical und distal spongiös. Erste klinische Ergebnisse über einen Zeitraum von 1-2 Jahren zeigen bisher tendenziell bessere frühfunktionelle Resultate als bestehende Schenkelhalsprothesensysteme (Birkenhauer et. al [9]).



Abb. 5: Abbildung der Spiron-Prothese (aus der Produktinformation der Fa. ARGE Medizintechnik).

## I.5. Kurzschaftprothesen

Zu einer noch recht neuen Entwicklung im Bereich der Hüftendoprothetik zählen die Kurzschaftprothesen. Sie stellen eine Weiterentwicklung der Schenkelhalsprothesen dar, bei der die Verankerungstrecke in die Trochanterregion verlängert wurde.

Die wohl bekannteste Prothese diesen Typs stellt die MAYO®-Prothese dar (vgl. Abb. 3.a). Sie wurde von Morrey [92] vor über 30 Jahren in der Mayo Clinic (Minnesota, USA) entwickelt und zeichnet sich sowohl durch gute Langzeit- als auch frühfunktionelle Ergebnisse aus (Hube et al. [54]).

Andere neue Modelle sind beispielsweise die CUT®-Prothese (Fa. ESKA, vgl. Abb. 3.b) und die Metha®-Kurzschaftprothese (vgl. Abb. 3.c). Letztere bietet ein modulares Knochensystem, wodurch die Prothese besser auf den Patienten abgestimmt werden kann. Auch für diese Modelle sind Langzeitergebnisse noch abzuwarten.



Abb. 3.a: Bild der MAYO®-Prothese (aus der Produktinformation der Fa. Zimmer).



Abb. 3.b: Abbildung der CUT®-Prothese (aus der Produktinformation der Fa. ESKA).

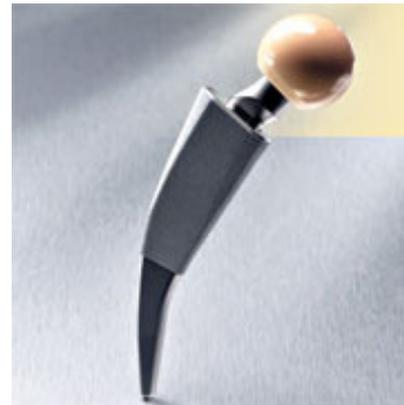


Abb. 3.c: Darstellung der Metha®-Kurzschaftprothese (aus der Produktinformation der Fa. Aesculap).

## **I.6. Zielsetzung der Studie**

Ziel dieser vergleichenden Studie soll es sein, die Primärstabilität dreier verschiedener schenkelhalsershaltender Prothesenmodelle, der Druckscheibenprothese, der Metha®-Kurzschaffprothese und der MAYO®-Prothese, unter dynamischer Belastung zu beurteilen.

Um die Untersuchungen zu ermöglichen, werden die verschiedenen Prothesen in synthetische Femora implantiert.

Während der Belastung sollen die Micromotions, d.h. die Mikrobewegungen der Prothese im Bezug auf den Knochen, 3-dimensional ermittelt werden.

Anschließend soll durch die ermittelten Werte ein Vergleich des biomechanischen Verhaltens der unterschiedlichen Prothesentypen möglich sein.

Zudem sollen mögliche Vor- bzw. Nachteile der verschiedenen Prothesenmodelle bewertet werden.

## II. Material und Methode

### II.1. Die Prothesen

#### II.1.a. Die Metha®-Kurzschafthprothese

Die Metha®-Kurzschafthprothese (Aesculap AG & Co. KG, siehe Abb. 4.a) wird aus einer Titanlegierung (ISOTAN®F Ti-6Al-4V) hergestellt und ist zusätzlich im Schafthbereich mit einer 20µm starken Calciumphosphatschicht (Plasmapore® µ-CaP) versehen. Als Besonderheit sind bei dieser Prothese modulare Koni mit 140°, 135° und 130° CCD-Winkel (siehe Abb. 4.b) in 7° Anteversion, 0° und 7° Retroversion verfügbar, sodass sich daraus 9 verschiedene Konusvarianten ergeben. Die Koni bestanden zum Untersuchungszeitpunkt ebenfalls aus der ISOTAN®F Titanlegierung.

Für die durchgeführten Versuche wurden 6 Prothesen der Größe „3“ in synthetische Femora implantiert und jeweils mit 130° bzw. 140° Konus bei 0° Ante- / Retroversion gemessen.



Abb. 4.a: Metha®-Kurzschafthprothese (aus der Produktinformation der Fa. Aesculap).



Abb. 4.b: Links der 140°-, in der Mitte der 135°- und rechts der 130°-Konus (aus der Produktinformation der Fa. Aesculap).

### II.1.b. Die MAYO®-Prothese

Diese Prothese wurde 1988 von Morrey [92] in der Mayo Clinic (Minnesota, USA) entwickelt.

Die MAYO®-Prothese (Zimmer Germany GmbH) (Abb. 5) besteht aus einer Titanlegierung (Titanium® Ti-6Al-4V Legierung) und besitzt einen CCD-Winkel von 132°. Aufgeraute Fiber-Metall-Elemente im proximalen Schaftbereich sollen das Anwachsen des Knochens ermöglichen. Zudem besitzt die Prothese einen kurzen distalen Schaftanteil, wodurch laut Hersteller Oberschenkelschmerz und „stress shielding“ minimiert werden sollen.

Zur Bestimmung der Micromotions wurden Prothesen der Größe „large“ in 5 synthetische Femora implantiert.



Abb. 5: MAYO®-Prothese  
(aus der Produktinformation  
der Fa. Zimmer).

### II.1.c. Die Druckscheibenprothese

Diese, von Huggler und Jakob [55] 1978 entwickelte, Prothese (Abb. 6) wird von der Firma Zimmer aus verschiedenen Legierungen hergestellt. Der Scheibenteil und der Laschenkopf bestehen aus einer Titanlegierung (PROTASUL™-100), der Schraubbolzen aus einer CoCrMo-Legierung (PROTASUL™-21-WF) und die Corticalisschrauben werden aus einer CoNiCrMo-Legierung (PROTASUL™-10) gefertigt. Da diese Prothese keinen Schaft im eigentlichen Sinn besitzt, kann für sie auch kein vorgegebener CCD-Winkel angegeben werden. Laut Herstellerangaben soll der CCD-Winkel nach Implantation 125°-135° betragen.

Für die Messungen wurden 5 Prothesen der Größe „40“ in synthetische Femora implantiert.

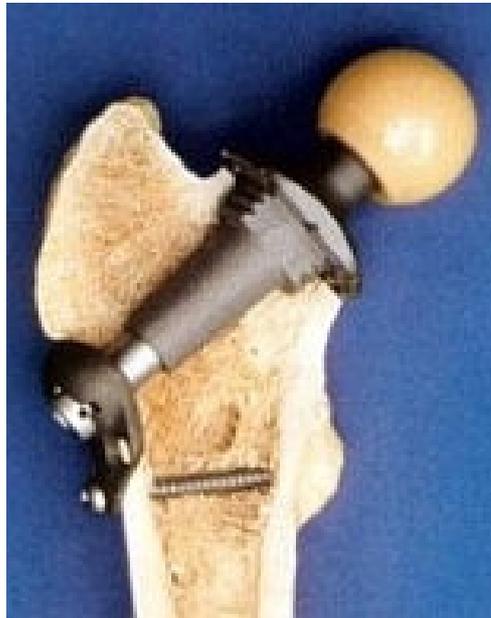


Abb. 6: Druckscheibenprothese (aus der Produktinformation der Fa. Zimmer).

## II.2. Das Implantationsmedium

Für die *in vitro* Untersuchungen der Primärstabilität von Hüftendoprothesen werden zwei unterschiedliche Implantationsmedien verwendet: Leichenfemora und synthetische Femurmodelle.

Da natürlicher Knochen hinsichtlich der Qualität zumeist großer interindividueller Schwankungen auf Grund von Alter, Geschlecht, etc. unterliegt (McNamara et al. [89], Papini et al. [102], Cooper [26] und Sherman et al. [118]), ist er weniger für vergleichende Studien verschiedener Prothesentypen geeignet. Hingegen eignen sich Leichenfemora zur Untersuchung neuartiger Prothesen um Aussagen über die Implantierbarkeit und Primärstabilität treffen zu können (vgl. Claes et al. [22], Fink et al. [40] und Macdonald et al. [83]).

Deshalb wurden für die Untersuchungen künstliche Femora („composite femur“) der 3. Generation (#3306, Größe „large“) der Fa. Sawbones Europe AB verwendet (Abb. 7.a u. 7.b). Diese entsprechen in ihren Dimensionen und mechanischen Eigenschaften menschlichen Femora und zeigen eine minimale interfemorale Variabilität (Cristofolini et al. [28] und Heiner et al. [51]). Die Corticalis wird hierbei durch eine Mischung aus Fiberglas und Epoxid-Harz nachgeahmt, die Spongiosa durch einen starren Polyurethan-Schaum.



Abb. 7.a: Synthetischer Femur im Nativzustand.

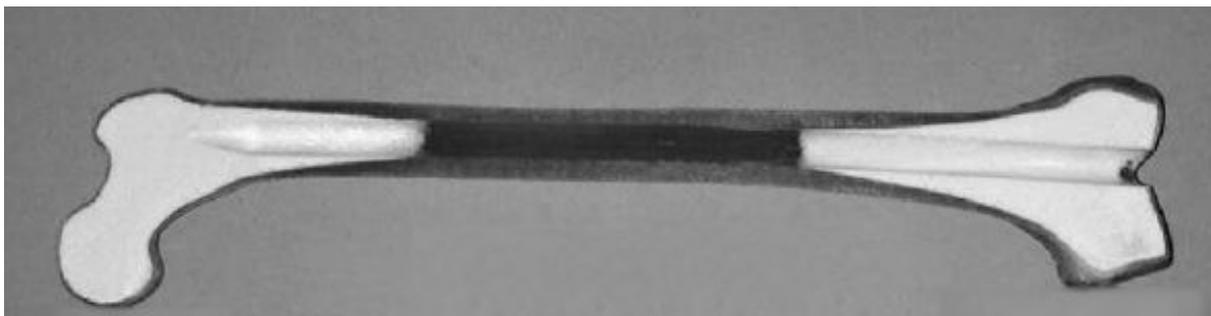


Abb. 7.b: Synthetischer Femur im Längsschnitt (aus Heiner et al. [51]).

### **II.3. Implantation**

Zur Implantation wurden die künstlichen Femora an die herstellende Firma der jeweiligen Prothese gesendet. Dort wurden die Endoprothesen von Mitarbeitern des Herstellers mustergültig implantiert und anschließend wieder an das Institut für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der LMU München am Klinikum Großhadern (Leitung: Prof. Dr. Dr. Ing. W. Plitz) versandt.

### **II.4. Versuchsdurchführung**

#### **II.4.a. Vorbereitung des Untersuchungsguts**

Um die dynamischen Belastungsversuche durchführen zu können bedarf es zunächst der Vorbereitung des Untersuchungsmaterials. Hierzu wurden die Femora jeweils 20cm unterhalb des Trochanter minor abgesägt.

Anschließend wurden für die Messung der Bewegung des Knochens, an vorher festgelegten Messpunkten Löcher von 3mm Durchmesser in die Corticalis gebohrt. Diese sollten Metallstifte von 3mm Durchmesser aufnehmen, welche mit Pattex Stabilit (Fa. Henkel) eingeklebt wurden (vgl. Abb. 8.a).

Für die Messung der Bewegung der Prothese wurden die bereits vorhandenen Löcher in der Corticalis auf 6mm Durchmesser vergrößert und bis auf die Prothesenoberfläche vertieft. Die Metallstifte wurden nun auf der Oberfläche der Prothese ebenfalls mit Stabilit befestigt (vgl. 8.b).

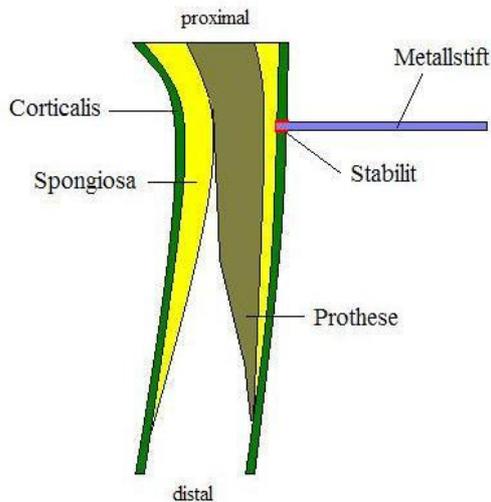


Abb. 8.a: Schemazeichnung eines Knochens mit in die Corticalis eingeklebtem Metallstift.

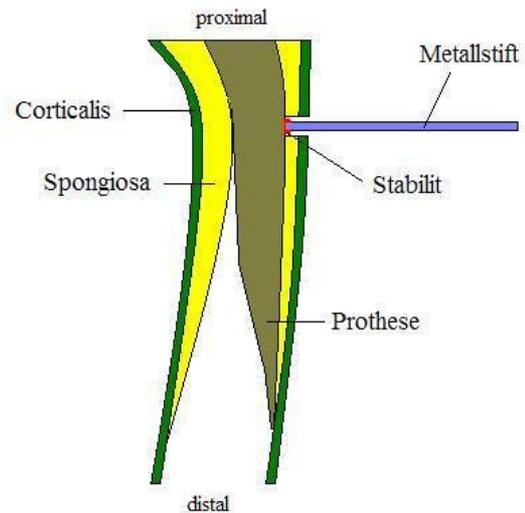


Abb. 8.b: Schemazeichnung eines Knochens mit auf die Prothese aufgeklebtem Metallstift.

Zur Befestigung wurden die Knochen in einen Aluminium-Köcher eingebettet. Köcher ähnlichen Typs wurden bereits in einer Vielzahl von Studien zu Primärstabilitätsuntersuchungen verwendet (z.B. Jansson [61], Gebauer et al. [45] oder Dujardin et al. [35]). Der Köcher besitzt eine Länge von 8cm, einen Innenkonus von 7,4/6,6cm und kann auf dem Grundsockel der Prüfmaschine (Schenck Hydropuls® MHF Serie 56) befestigt werden.

Zum Einbetten wurden die abgesägten Femora jeweils 5cm tief in den kaltpolymerisierenden Kunststoff Technovit® 3040 (Fa. Heraeus Kulzer GmbH) eingegossen (vgl. Abb. 9).



Abb. 9: In den Köcher eingebetteter Knochen mit implantierter Metha®-Prothese mit 130° Konus.

Für die Ausrichtung der Femora im Köcher wurden die umfangreichen Studien von Bergmann, Graichen und Rohlmann zu Grunde gelegt [6-8]. Durch ihre in vivo Messungen an den Köpfen implantierter Hüftendoprothesen konnten sie nachweisen, dass die stärkste Kräfteinwirkung in einem Winkel von 16° zur Femurachse und einem Antetorsionswinkel von 9° auf den Prothesenkopf einwirkt. Vergleichbare Studien von Davy et al. und Kotzar et al. kamen zu ähnlichen Ergebnissen [31, 78]. Hierbei lag die maximale Kraftresultierende mit einem Winkel von 20° günstiger, da sie parallel zum Prothesenhals verläuft.

Um die von Bergmann et al. ermittelten Winkel der Kraftresultierenden während der Belastung in der Prüfmaschine auf die Prothese wirken zu lassen, muss der Femur in entgegengesetzter Richtung in den Köcher eingebettet werden. Die Kontrolle der korrekten Ausrichtung, des in einer Halterung befestigten Knochens, erfolgte mit einem Winkelmesser (siehe Abb. 10.a/b).



Abb. 10.a/b: Fixierung eines Knochens mit implantierter MAYO®-Prothese in korrekter Ausrichtung von posterior bzw. medial.

## II.4.b. Die Messpunkte

Die Messungen der Micromotions wurden bei den 3 verschiedenen Prothesentypen auf Grund des unterschiedlichen Designs zum Teil an unterschiedlichen Messpunkten durchgeführt.

Für die Metha®-Kurzschafthprothese waren dies 6 Messpunkte (siehe Abb. 11):

- Messpunkt 1 an der medialen Resektionsgrenze des Schenkelhalses,
- Messpunkt 2 an der ventralen Resektionsgrenze des Schenkelhalses,
- Messpunkt 3 im weiteren Verlauf des Prothesenschafts 3cm von Messpunkt 2 entfernt,
- Messpunkt 4 auf gleicher Höhe wie Messpunkt 3 an der lateralen Femurseite,
- Messpunkt 5 5cm unterhalb von Messpunkt 3 an der Prothesenspitze,
- Messpunkt 6 5cm unterhalb von Messpunkt 4.

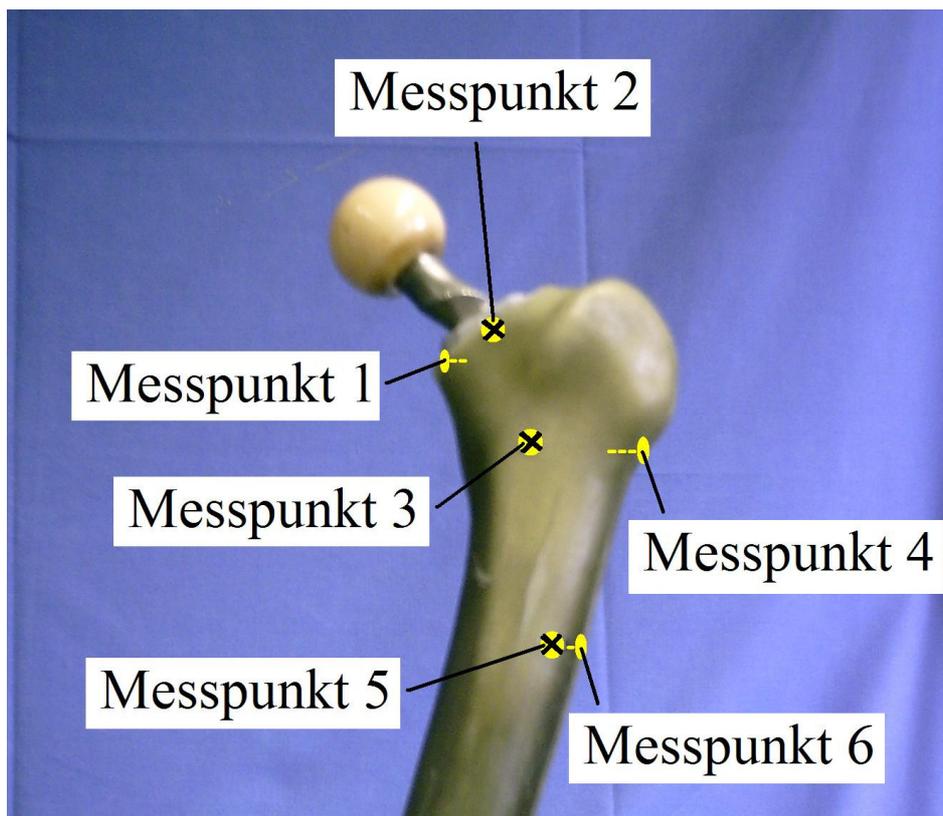


Abb. 11: Messpunkte für die Metha®-Kurzschafthprothese.

An der MAYO®-Prothese wurden ebenfalls 6 Messpunkte festgelegt, deren Positionen identisch denen der Metha®-Kurzschafthprothese waren (siehe Abb. 12):

- Messpunkt 1 an der medialen Resektionsgrenze des Schenkelhalses,
- Messpunkt 2 an der ventralen Resektionsgrenze des Schenkelhalses,
- Messpunkt 3 im weiteren Verlauf des Prothesenschafts 3cm von Messpunkt 2 entfernt,
- Messpunkt 4 auf gleicher Höhe wie Messpunkt 3 an der lateralen Femurseite,
- Messpunkt 5 5cm unterhalb von Messpunkt 3 an der Prothesenspitze,
- Messpunkt 6 5cm unterhalb von Messpunkt 4.

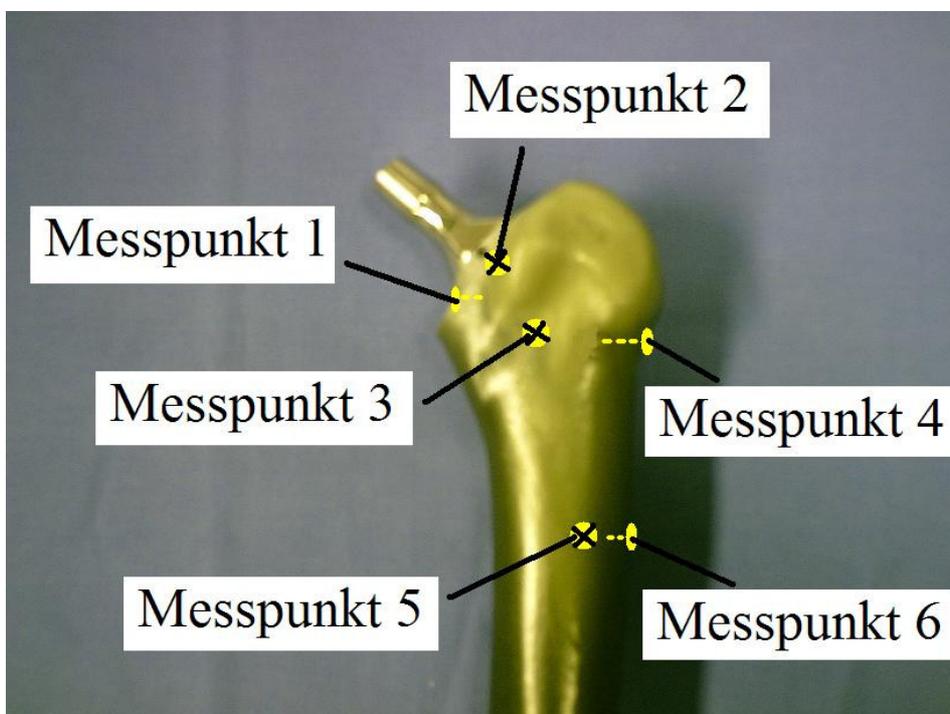


Abb. 12: Messpunkte für die MAYO®-Prothese.

Bei der Druckscheibenprothese wurden aufgrund des schaftlosen Designs 5 Messpunkte festgelegt (siehe Abb. 13):

- Messpunkt 1 an der medialen Resektionsgrenze,
- Messpunkt 2 an der ventralen Resektionsgrenze,
- Messpunkt 3 1cm unterhalb von Messpunkt 1,
- Messpunkt 4 im weiteren Verlauf der Prothese 2cm von Messpunkt 3 entfernt
- Messpunkt 5 an der Prothesenspitze.

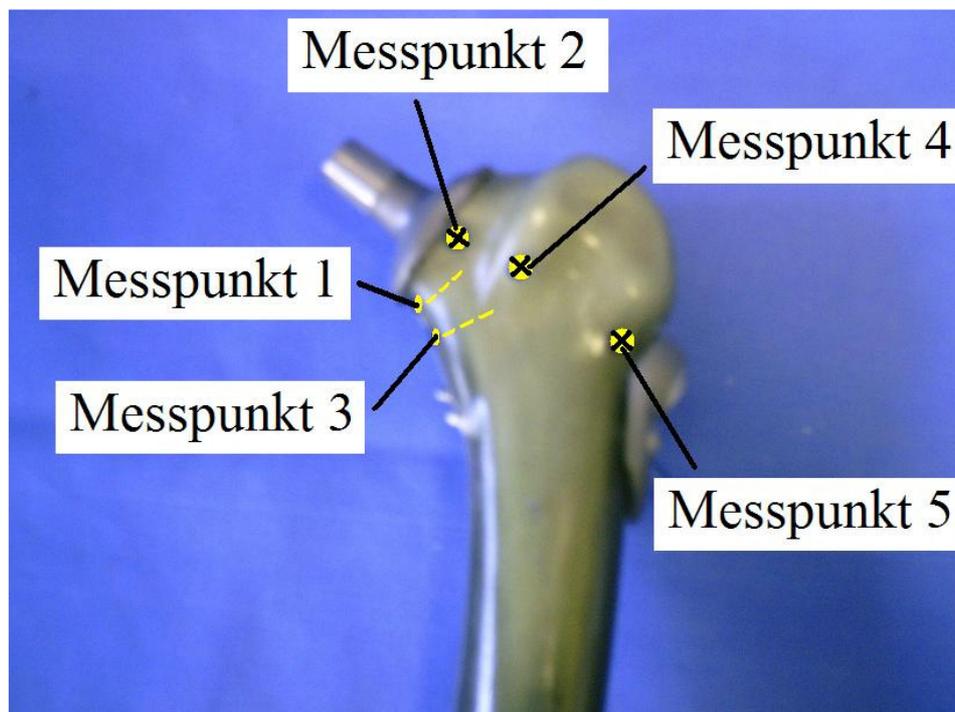


Abb. 13: Messpunkte für die Druckscheibenprothese.

Die Messpunkte 1 und 2 waren damit identisch mit denen der MAYO®-Prothese und Metha®-Kurzschafthprothese. Der Messpunkt 4 war vergleichbar mit dem Messpunkt 3 der MAYO®-Prothese und Metha®-Kurzschafthprothese.

Um die Veränderung der elastischen Verformung des synthetischen Femurs unter dynamischer Belastung durch die implantierten Prothesen beurteilen zu können, wurden die Messungen der Micromotions auch an einem kompletten künstlichen Femur vor Implantation durchgeführt. Hierbei wurde an 6 Messpunkten gemessen (siehe Abb. 14):

- Messpunkt 1 medial am Schenkelhals im Bereich der Resektionsgrenze,
- Messpunkt 2 ventral am Schenkelhals im Bereich der Resektionsgrenze,
- Messpunkt 3 medial 2cm unterhalb von Messpunkt 1,
- Messpunkt 4 ventral 3cm von Messpunkt 3 entfernt,
- Messpunkt 5 ventral 3cm unterhalb von Messpunkt 4,
- Messpunkt 6 lateral auf gleicher Höhe wie Messpunkt 4.

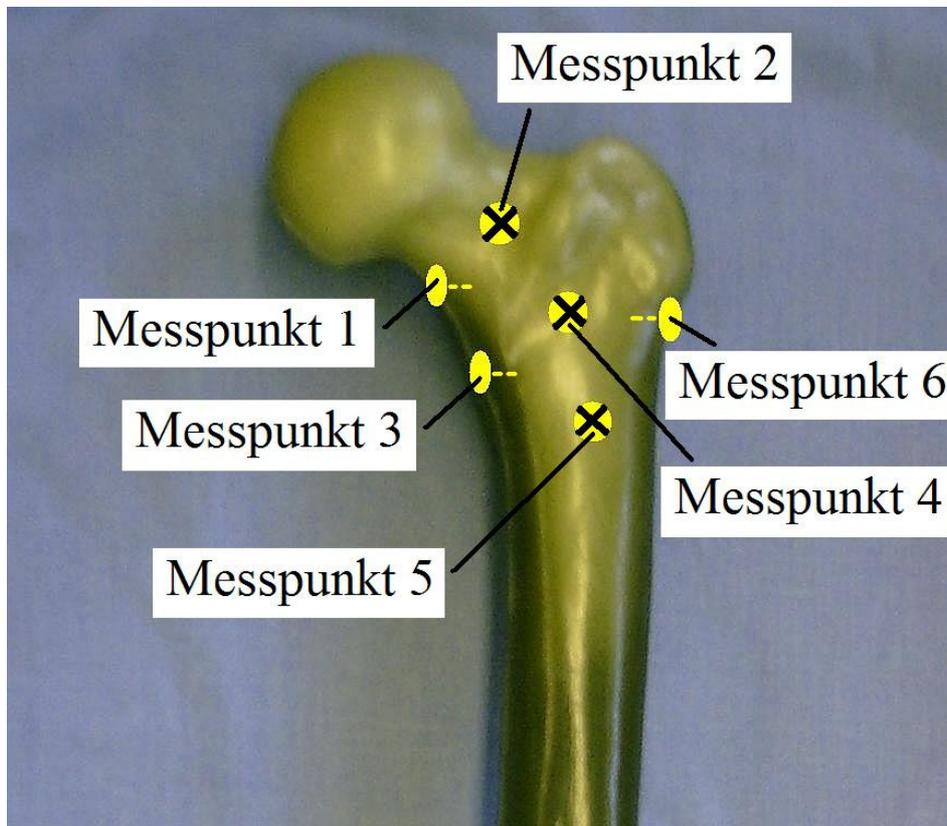


Abb. 14: Messpunkte am nativen Femur.

Die Messpunkte 1 und 2 waren identisch mit den entsprechenden Messpunkten aller Implantate. Messpunkt 4 und 6 waren vergleichbar den Messpunkten 3 und 4 der MAYO®-Prothese und Metha®-Kurzschafthprothese. Messpunkt 3 und 4 waren identisch den Messpunkten 3 und 4 der Druckscheibenprothese.

### II.4.c. Die Messvorrichtung

Für die Untersuchung der Bewegung zwischen Knochen und Prothese wurde, in Anlehnung an die von Görtz et al. [46] und Thomsen et al. [121] verwendete, eine Messeinheit entwickelt.

Diese besteht zum einen aus einem 3 x 2 x 3cm messenden Quader, der an den Metallstiften, die an den Messpunkten angebracht sind, befestigt werden kann. Dadurch kann der Quader bei Belastung des Prothesenkopfes die Bewegungen des entsprechenden Volumenelements nachvollziehen. Um diesen kleinen Quader ist ein weiterer 6 x 6 x 6cm messender Kubus angeordnet, welcher 6 Wegaufnehmer des Typs HBM Weta 1/2mm (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH) in 3-2-1-Konfiguration aufnehmen kann (siehe Abb. 15.a/b und 16, vgl. [46] und [121]). Die Wegaufnehmer können in dieser Anordnung die Bewegungen des Volumenelements 3-dimensional erfassen.

Der große Kubus wird durch ein Gestänge und einen Fixationsrahmen, der 13cm unterhalb des Trochanter minor am Knochen befestigt ist, in Position gebracht. Der Rahmen entspricht dem Bezugspunkt für die Messungen und ist so aufgebaut, dass durch mehrere Befestigungsmöglichkeiten für den Kubus alle Messpunkte untersucht werden können ohne den Rahmen neu zu positionieren, da dies den Bezugspunkt des Systems beeinflussen würde.

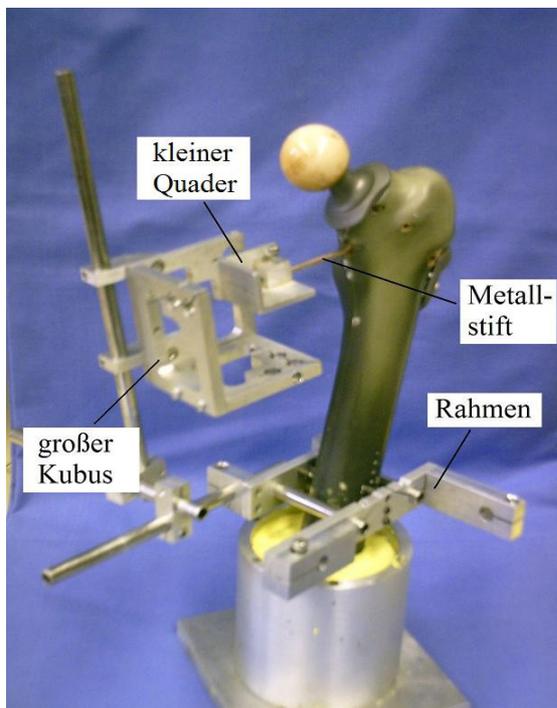


Abb. 15.a: Kleiner Quader an Messpunkt 3 der Druckscheibenprothese mit korrekter Position des großen Kubus.

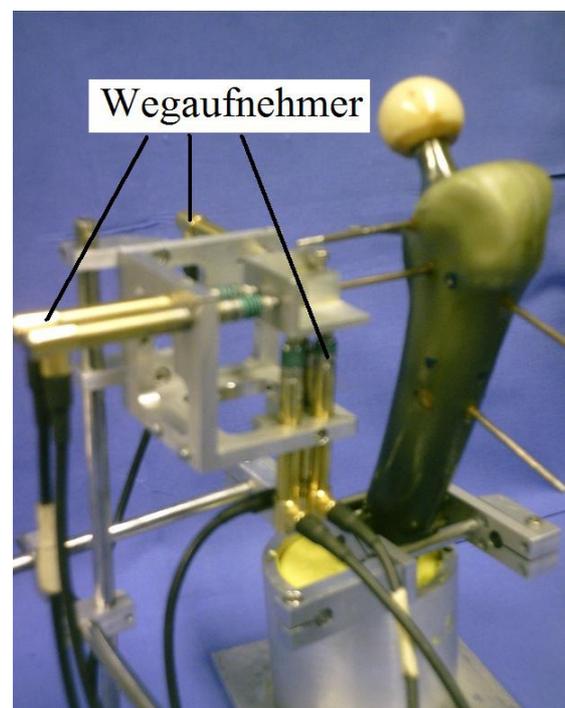


Abb. 15.b: Ausgerichtete Wegaufnehmer für Messpunkt 3 der MAYO®-Prothese.

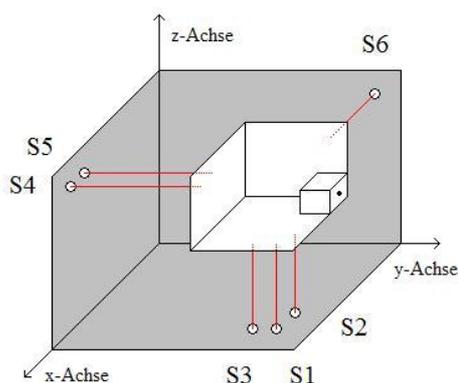


Abb. 16: Schema der Anordnung der Wegaufnehmer (S1-6) in 3-2-1-Konfiguration.

#### II.4.d. Bestimmung der Parameter für die dynamischen Belastungstests

Für die dynamischen Primärstabilitätsprüfungen wurden als Parameter die Ergebnisse der Arbeitsgruppe um Bergmann G. [6] verwendet.

Wie oben bereits erwähnt kommt es bei normalem Gang zu der größten Krafteinwirkung auf den Prothesenkopf bei einem Winkel von  $16^\circ$  von medial und  $9^\circ$  von ventral. Dabei liegen die Spitzenwerte um das  $2\frac{1}{2}$ -fache des Körpergewichts, die geringsten Werte bei der Hälfte des Körpergewichts. Unter Annahme eines durchschnittlichen Körpergewichts von 70 kg entspricht dies einer Belastung von 300 bis 1700 Newton. Dieses Ergebnis konnte durch Untersuchungen von Kotzar et al. [78], mit einer durchschnittlichen Maximalbelastung vom 2,7-fachen des Körpergewichts, bestätigt werden. Die Frequenz der Gehzyklen lag bei allen Untersuchungen im Durchschnitt bei einem Hertz. Da der Druckverlauf bei in vivo Messungen einen annähernd sinusförmigen Verlauf mit einem Doppelpack zeigt, wurden die Belastungszyklen in einer sinusoiden Form simuliert. Ähnliche Parameter wurden in letzter Zeit zur Untersuchung der meisten neuartigen Hüftendoprothesen verwendet (McKellop et al. [87], Fischer et al. [42], Gebauer et al. [45] und Whiteside et al. [128]).

Die Anzahl der Belastungszyklen wurde auf 30 pro Messpunkt festgelegt. Das bedeutet, bei 12 bzw. 10 Messungen, insgesamt 360 Zyklen für die Metha®-Kurzschafft- und die MAYO®-Prothese bzw. 300 Zyklen für die Druckscheibenprothese.

Bei jeder Prothese wurden vor Beginn der Testreihen zusätzlich 10 Belastungszyklen aufgebracht um die korrekte Kalibrierung der Messvorrichtung zu prüfen und das Setzen der Prothese zu gewährleisten.

Für die Untersuchung des unbearbeiteten Kunstknochens wurden pro Messpunkt ebenfalls 30 Belastungszyklen aufgebracht, entsprechend insgesamt 180 Zyklen.

#### **II.4.e. Messung der Micromotions bei dynamischer Belastung**

Zum Aufbringen der dynamischen Belastung wurden die vorbereiteten und eingebetteten Knochen auf dem Grundsockel der dynamischen Prüfmaschine Marke Schenck Hydropuls® MHF Serie 56 befestigt. Anschließend wurde die Messeinrichtung mit den 6 Wegaufnehmern, in bereits oben beschriebener Weise, angebracht und auf den betreffenden Messpunkt ausgerichtet (siehe Abb. 17).

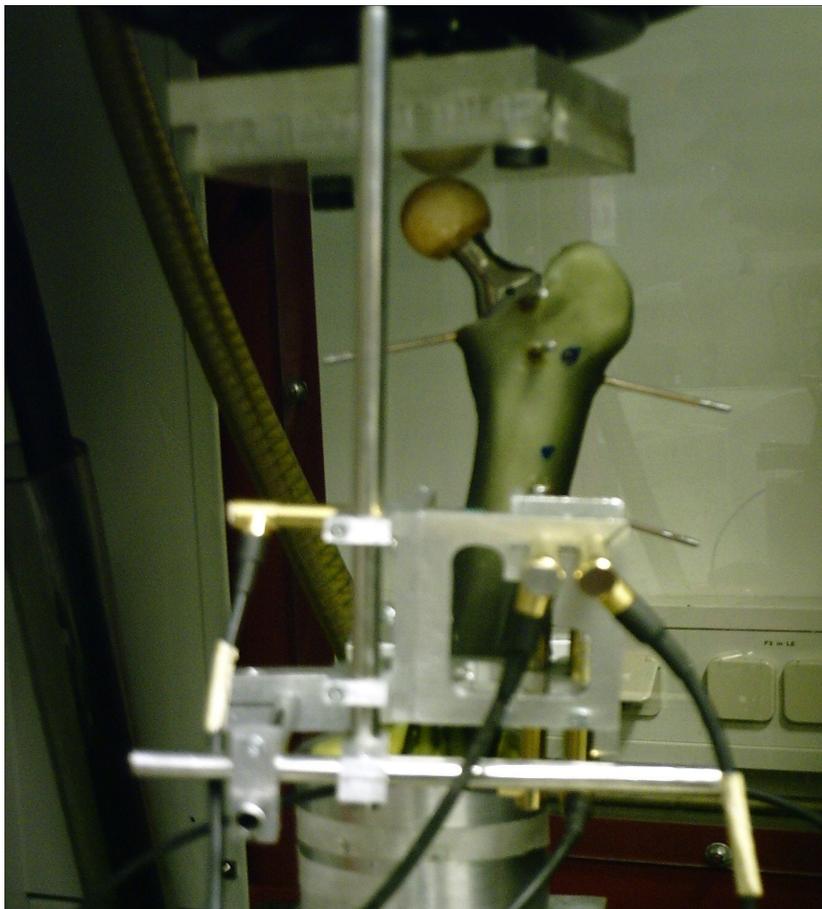


Abb. 17: Zur Messung vorbereiteter Knochen mit implantierter MAYO®-Prothese in der Prüfmaschine.

Die Wegaufnehmer wurden an einen Spider 8 Messverstärker (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH) angeschlossen, der die Messwerte simultan registriert und an die Catman 4.0 Release 2 Messdatenerfassungssoftware (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH) auf einem Rechner weiterleitet. In dieser Anordnung wurden die 30 Belastungszyklen für den betreffenden Messpunkt durch die Prüfmaschine auf die Prothese aufgebracht.

Exemplarisch sind die Messungen an Messpunkt 4 eines Knochens mit implantierter MAYO®-Prothese dargestellt. Abb. 18 zeigt die Messung am Knochen, Abb. 19 die Messung an der Prothese.

### Messpunkt 4 Knochen

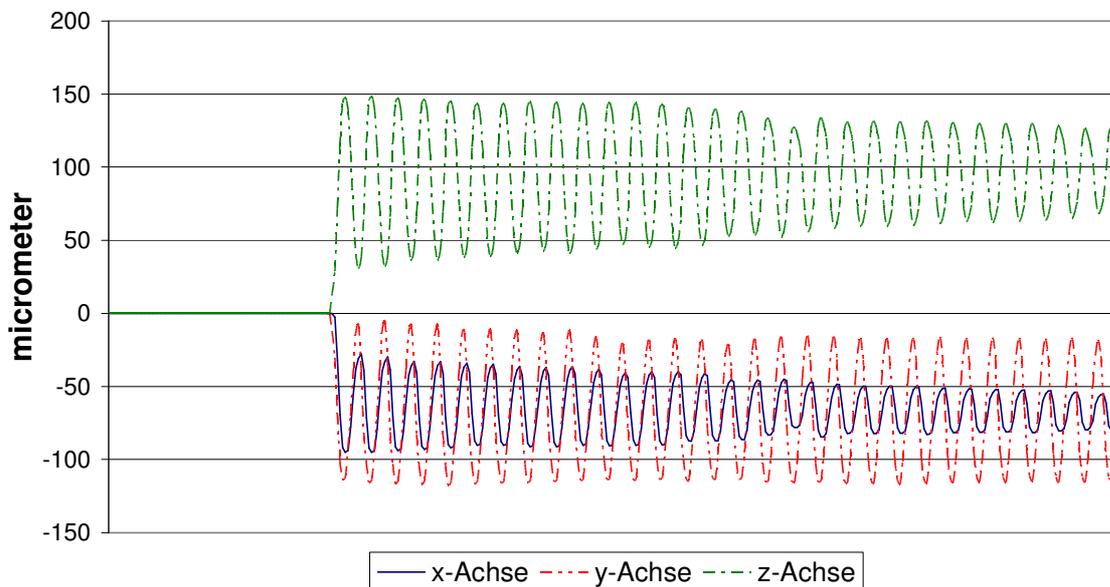


Abb. 18: Bewegung des Knochens entlang der Raumachsen bei dynamischer Belastung.

### Messpunkt 4 Prothese

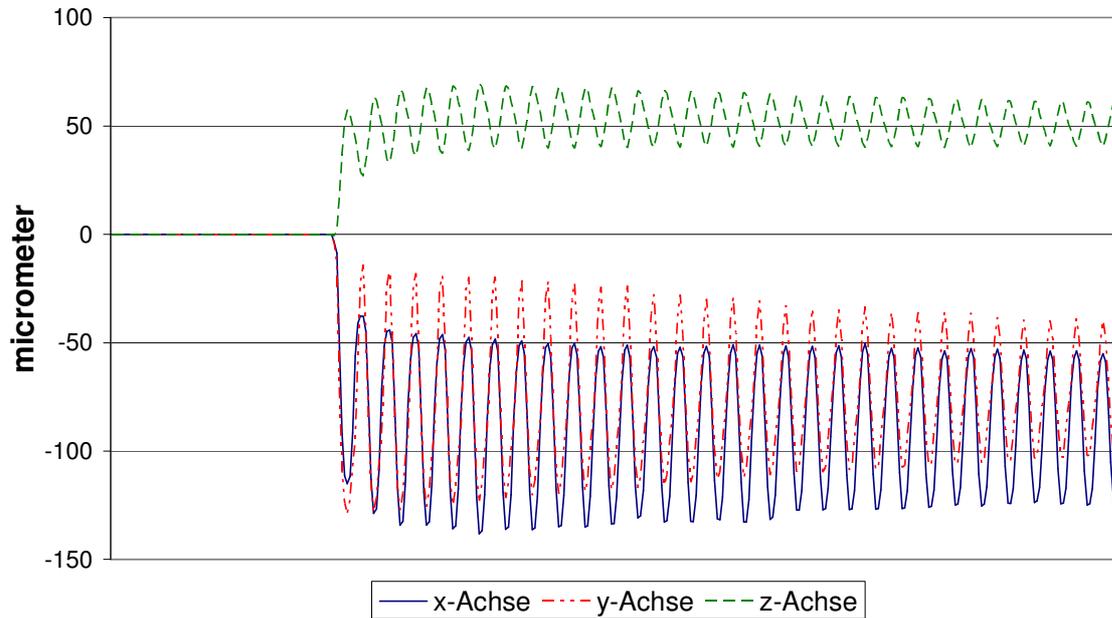


Abb. 19: Bewegung der Prothese entlang der Raumachsen bei dynamischer Belastung.

Um die Ausrichtung der 3 Raumachsen x, y und z festzulegen, wurde die Ansicht des Femurs von ventral gewählt. Diese gilt für alle Messpunkte, unabhängig von deren Lage auf der Prothese bzw. dem Knochen. Dementsprechend verliefen die Raumachsen wie folgt (vgl. Abb. 20):

- Die x-Achse verlief von medial nach lateral.
- Die y-Achse verlief von ventral nach dorsal.
- Die z-Achse verlief von distal nach proximal.

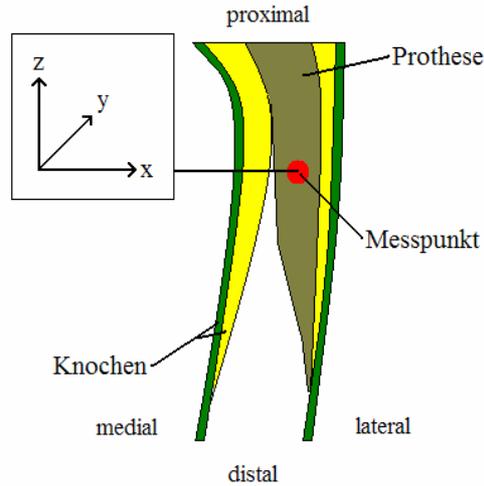


Abb. 20.a: Schema der Richtung der Raumachsen; Ansicht von frontal.

Aufgrund des Designs der Messeinrichtung, der Prothesen und der Position der Messpunkte war es für die Bestimmung der Micromotions notwendig, dass an jedem Messpunkt zwei Mal gemessen wurde. Zum einen die Bewegung des Knochens und zum anderen die Bewegung der Prothese in Bezug auf den Fixationsrahmen.

Durch die 3-dimensionale Datenerfassung war es möglich die Micromotions entlang der 3 Raumachsen für jeden Messpunkt zu berechnen, zudem lies sich die relative Rotation der Prothese gegenüber dem Knochen entlang der Prothesenachse bestimmen.

Mit Hilfe der am unpräparierten Kunstknochen gewonnen Daten war es ausserdem möglich, die Änderung der elastischen Verformbarkeit des Kunstknochens durch die Prothese zu bestimmen.

## II.5. Datenauswertung

Die Berechnungen der Micromotions, sowie der Rotation, erfolgten mittels der gleichen Formeln, welche Görtz [46] in seiner Veröffentlichung zugrunde gelegt hatte. Diese Formeln basieren auf den Arbeiten von Beatty [5] und Kinzel et al. [74], welche die mathematischen Grundlagen für derlei Berechnungen entwickelten.

In der Grundposition ohne Belastung spannen die drei Ebenen des kleinen Quaders ein Koordinatensystem auf, das bezüglich des Fixationsrahmens ortsfest ist und als Referenzsystem angenommen wird. Während der Bewegung des entsprechenden Messpunktes unter

Belastung definieren diese drei Ebenen ein bewegtes Koordinatensystem. Seine Position innerhalb des großen Kubus wird durch die Ortsvektoren  $s_i$  der Kontaktpunkte der Wegaufnahme  $S_i$  mit dem kleinen Quader bestimmt (siehe Abb. 21).

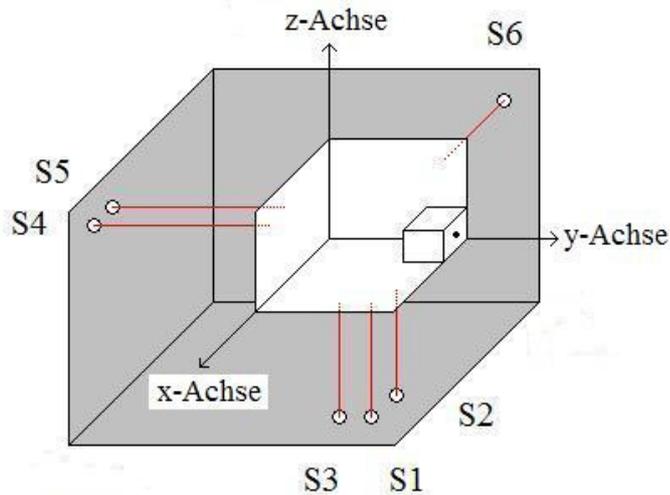


Abb. 21: Schema des Koordinatensystems aus den Ebenen des Quaders.

Die Koordinaten der Ortsvektoren  $s_i$  ergeben sich aus ihrer Position im Kubus und der zugehörigen Auslenkung der Wegaufnahme während der Bewegung. Eine Ebene wird durch ihren Normalvektor  $n_i$  und ihr Skalarprodukt  $b_i$  bestimmt:  $n_i \cdot p_i - b_i = 0$ , wobei  $p_i$  ein Element der Ebene  $E_i$  ist.

Den Normalvektor  $n_i$  einer Ebene erhält man aus dem Kreuzprodukt zweier, zur Ebene paralleler linear unabhängiger Vektoren. Da der Normalvektor allerdings lediglich die Schräglage einer Ebene festlegt und somit für eine Schar von parallelen Ebenen gültig ist, wird darüber hinaus das Skalarprodukt  $b_i$  benötigt um die Position der Ebene im Raum zu bestimmen.

Die nachfolgende Abbildung (Abb. 22) zeigt schematisch die Ortsvektoren und den Normalvektor, welche die Ebene  $E_1$  festlegen. Zusätzlich ist der Translationsvektor  $d$  gezeigt, welcher vom Ursprung des großen Kubus zum Ursprung des kleinen Quaders verläuft.

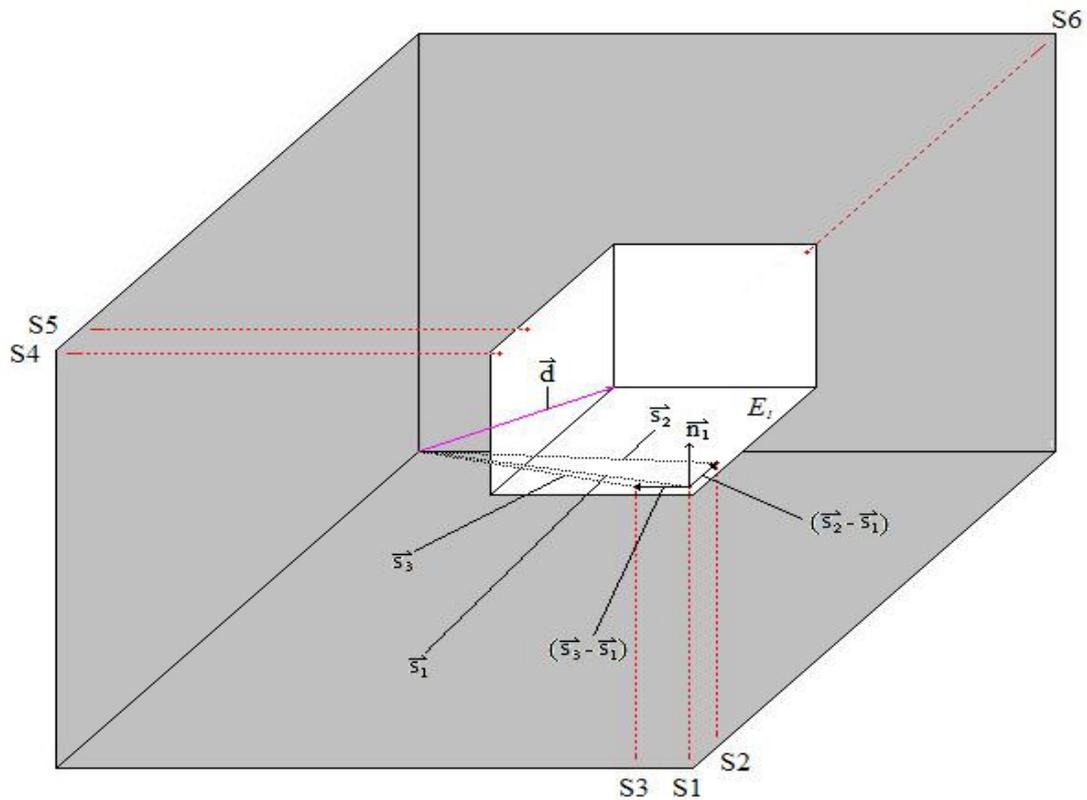


Abb. 22: Schema der Ortsvektoren  $s_1$  mit  $s_3$ , sowie des Normalenvektors  $n_1$  für die Ebene  $E_1$ . Der Translationsvektor  $d$  ist ebenfalls dargestellt.

Die drei Ebenen definieren sich demnach durch folgende Gleichungen:

- Ebene  $E_1$  wird durch die Ortsvektoren  $s_1$ ,  $s_2$  und  $s_3$  definiert.

Es gilt:  $n_1 = (s_2 - s_1) \times (s_3 - s_1)$  und  $b_1 = n_1 \cdot s_1$ .

- Ebene  $E_2$  wird durch die Ortsvektoren  $s_4$ ,  $s_5$  und den Normalenvektor  $n_1$  bestimmt.

Es gilt:  $n_2 = (s_5 - s_4) \times n_1$  und  $b_2 = n_2 \cdot s_4$ .

- Ebene  $E_3$  wird durch den Ortsvektor  $s_6$  und die Normalenvektoren  $n_1$  und  $n_2$  gegeben.

Es gilt:  $n_3 = n_2 \times n_1$  und  $b_3 = n_3 \cdot s_6$ .

Der Translationsvektor  $d$  des Ursprungs des bewegten Koordinatensystems ergibt sich aus dem Schnittpunkt der drei Ebenen. Für ihn gilt:

$$\begin{pmatrix} n_1^T \\ n_2^T \\ n_3^T \end{pmatrix} \cdot d - \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \end{pmatrix} = 0.$$

Nach Umformung ergibt sich daraus für die jeweils entsprechende Vektorkomponente der 3 Raumachsen:

$$d_x = \frac{b_3}{n_{3x} + n_{3y} + n_{3z}}$$

$$d_y = \frac{b_2}{n_{2x} + n_{2y} + n_{2z}}$$

$$d_z = \frac{b_1}{n_{1x} + n_{1y} + n_{1z}}$$

Damit entspricht die Änderung der Länge des Translationsvektors  $d$ , während der Belastung des Untersuchungsobjekts, der Bewegung des Volumenelements am jeweiligen Messpunkt.

Die Rotationsmatrix des bewegten Koordinatensystems ist aus den Einheitsvektoren des Systems zusammengesetzt:

$$\mathbf{R} = (e_x, e_y, e_z)$$

Diese drei Einheitsvektoren verlaufen parallel zu den Normalvektoren und sind wie folgt definiert:

$$e_x = -n_2/|n_2|, e_y = -n_3/|n_3|, e_z = -n_1/|n_1|.$$

Für ausreichend kleine Winkel kann die Rotationsmatrix durch den kommutativen Rotationsvektor  $\alpha$  ersetzt werden. Er wird durch den antisymmetrischen Anteil der Rotationsmatrix gegeben [46]:

$$\alpha = \begin{pmatrix} e_{y3} - e_{z2} \\ e_{z1} - e_{x3} \\ e_{x2} - e_{y1} \end{pmatrix}.$$

Die bei den Messungen gewonnenen Daten wurden nun in ein für diesen Zweck geschriebenes Microsoft® Excel-Programm eingefügt. Für die Berechnung der Micromotions wurde

angenommen, dass die Werte der Auslenkung entlang der Raumachsen den Koordinaten eines Vektors im 3-dimensionalen Raum entsprechen. Somit konnten die Micromotions für den Belastungsbereich von 300N-1700N durch Vektorsubtraktion berechnet werden:

$$d_{0,3kN-1,7kN} = \left[ \begin{pmatrix} x_{1,7kN,Prothese} \\ y_{1,7kN,Prothese} \\ z_{1,7kN,Prothese} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{0,3kN,Prothese} \\ y_{0,3kN,Prothese} \\ z_{0,3kN,Prothese} \end{pmatrix} \right] - \left[ \begin{pmatrix} x_{1,7kN,Knochen} \\ y_{1,7kN,Knochen} \\ z_{1,7kN,Knochen} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{0,3kN,Knochen} \\ y_{0,3kN,Knochen} \\ z_{0,3kN,Knochen} \end{pmatrix} \right].$$

Der Betrag des Vektors  $d_{0,3kN-1,7kN}$  entspricht dann dem Wert der Micromotions. In die Berechnung flossen die Werte der jeweils letzten 10 Belastungszyklen pro Messpunkt und Messreihe ein. Die endgültigen Ergebnisse wurden für jeden Messpunkt durch die Mittelung der Werte der 5 bzw. 6 Messreihen gewonnen.

Die Richtung der Micromotions konnte durch die Auslenkung entlang der Raumachsen x, y und z (vgl. Abb. 20) bestimmt werden.

Für die Berechnung der relativen Rotation bei einem Belastungsbereich von 300N-1700N wurde die Rotation des Kunstknochens am jeweiligen Messpunkt von der der Prothese subtrahiert. Damit entspricht die relative Rotation der Rotation der Prothese gegenüber dem Knochen:

$$\alpha_{0,3kN-1,7kN} = [(\alpha_{1,7kN,Prothese} - \alpha_{0,3kN,Prothese}) - (\alpha_{1,7kN,Knochen} - \alpha_{0,3kN,Knochen})].$$

Die Rotationsspannbreite der Prothese bzw. des Knochen berechnet sich folglich aus der jeweiligen Komponente der oben genannten Formel, entsprechend:

$$\alpha_{Prothese,0,3kN-1,7kN} = \alpha_{1,7kN,Prothese} - \alpha_{0,3kN,Prothese}$$

$$\alpha_{Knochen,0,3kN-1,7kN} = \alpha_{1,7kN,Knochen} - \alpha_{0,3kN,Knochen}$$

Ergebnisse mit negativem Vorzeichen entsprechen einer Rotation im Uhrzeigersinn, Ergebnisse mit positivem Vorzeichen einer Rotation gegen den Uhrzeigersinn.

## II.6. Statistische Auswertung

Für die statistischen Vergleiche der unterschiedlichen Prothesentypen, sowie der Verformung des künstlichen Femurs wurde der zweiseitige t-Test verwendet. Hierbei wurde auf ein Signifikanzniveau von  $\alpha < 0,05$  geprüft. Für einen p-Wert  $\geq 0,05$  wurde die Nullhypothese („kein Unterschied zwischen Prothesentyp A und B“) angenommen. Ergab sich ein p-Wert  $< 0,05$  wurde die Nullhypothese verworfen („Prothesentyp A  $\neq$  Prothesentyp B“).

### III. Ergebnisse

Eine Übersicht über die verschiedenen Prothesentypen ist in Tabelle 1 dargestellt.

| Prothesentyp                     | Anzahl | CCD- $\alpha$ | Größe |
|----------------------------------|--------|---------------|-------|
| <b>Metha®-Kurzschaftprothese</b> |        |               |       |
| 130°-Konus                       | 6      | 130°          | 3     |
| 140°-Konus                       | 6      | 140°          | 3     |
| <b>MAYO®-Prothese</b>            | 5      | 132°          | large |
| <b>Druckscheibenprothese</b>     | 5      |               | 40    |

Tab. 1: Übersicht der geprüften Prothesentypen.

### III.1. Ergebnisse der 3-dimensionalen Messung der Micromotions mit Berechnung der Rotation für die verschiedenen Prothesentypen

#### III.1.a. Ergebnisse der Metha®-Kurzschafthprothese

##### III.1.a.1. Bei Verwendung des 130° Konus

Eine Übersicht über die berechneten Mittelwerte der Micromotions zeigt Diagramm 1. Die Auslenkung entlang der 3 Raumachsen x, y und z ist in Tabelle 2 aufgeführt.

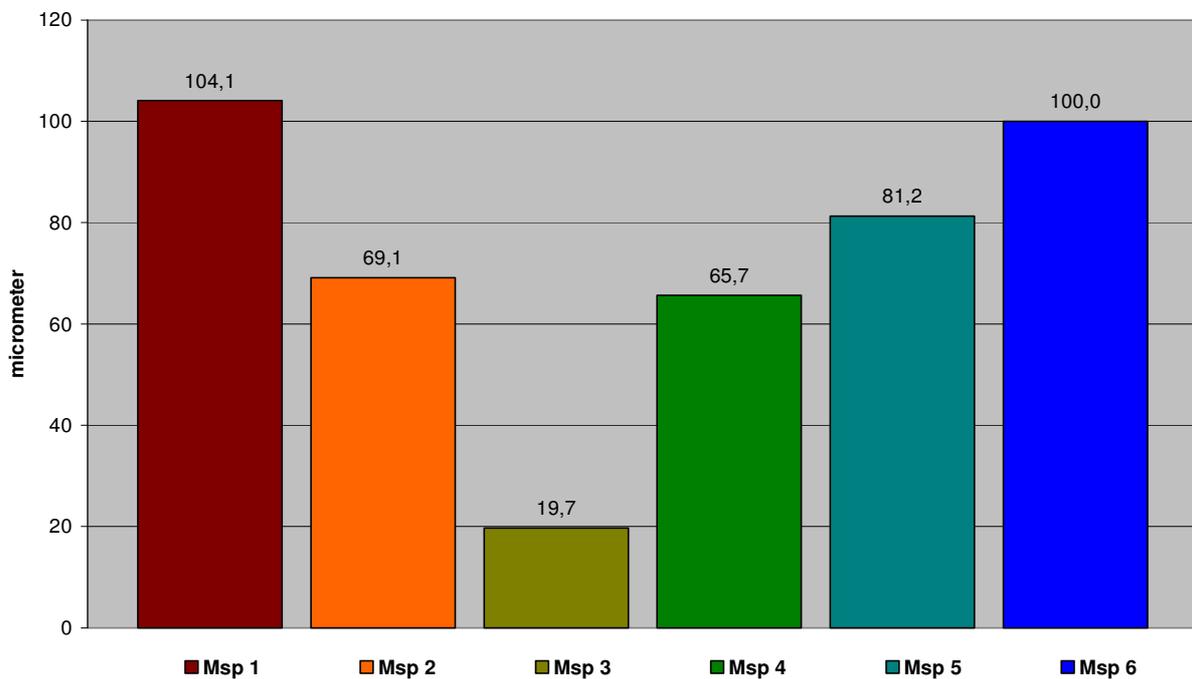


Diagramm 1: Micromotions der Metha®-Kurzschafthprothese mit 130° Konus an den jeweiligen Messpunkten (Msp).

|             | Auslenkung entlang der Raumachsen in µm |      |        |
|-------------|---|------|--------|
|             | x                                       | y    | z      |
| Messpunkt 1 | 15,9                                    | 10,1 | -102,9 |
| Messpunkt 2 | 21,1                                    | 56,5 | 35,3   |
| Messpunkt 3 | -5,0                                    | -4,7 | 18,1   |
| Messpunkt 4 | 38,8                                    | 36,1 | -37,9  |
| Messpunkt 5 | -74,9                                   | 3,2  | 30,9   |
| Messpunkt 6 | 39,4                                    | 19,8 | 89,3   |

Tabelle 2: Übersicht der Auslenkung entlang der Raumachsen an den verschiedenen Messpunkten.

Aus der errechneten Auslenkung entlang der Raumachsen lassen sich 2-dimensionale Vektoren konstruieren, welche die Richtung der Bewegung des betreffenden Messpunktes in der Frontal- bzw. der Sagittalebene angeben (siehe Abb. 23.a/b).

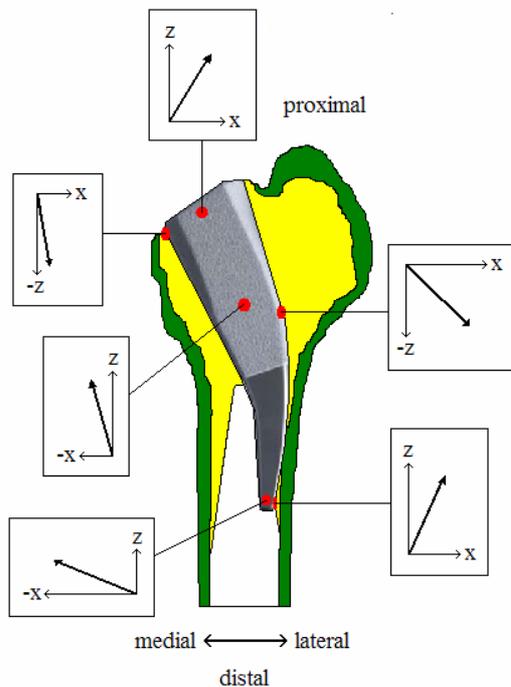


Abb. 23.a: Schema der Richtungsvektoren der Auslenkung in der Frontalebene; Ansicht von frontal.

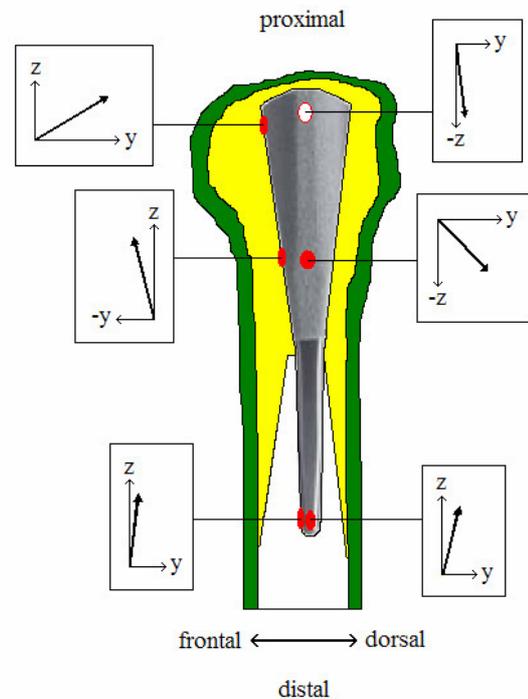


Abb. 23.b: Schema der Richtungsvektoren der Auslenkung in der Sagittalebene; Ansicht von lateral.

Wie schon erwähnt, lässt sich durch die 3-dimensionale Datenerfassung zusätzlich die Rotation der Prothese um die eigene Achse berechnen. Durch die zyklische Belastung ergab sich dabei ein Verlauf der Rotationsbewegung, wie er in Diagramm 2 dargestellt ist. Bei einer maximalen Auslenkung von  $0,481^\circ$  und einer minimalen von  $0,229^\circ$  gegen den Uhrzeigersinn ergibt sich eine Spannweite von  $0,252^\circ$ . Die relative Rotation der Prothese gegenüber dem Knochen lag bei  $0,027^\circ$  im Uhrzeigersinn.

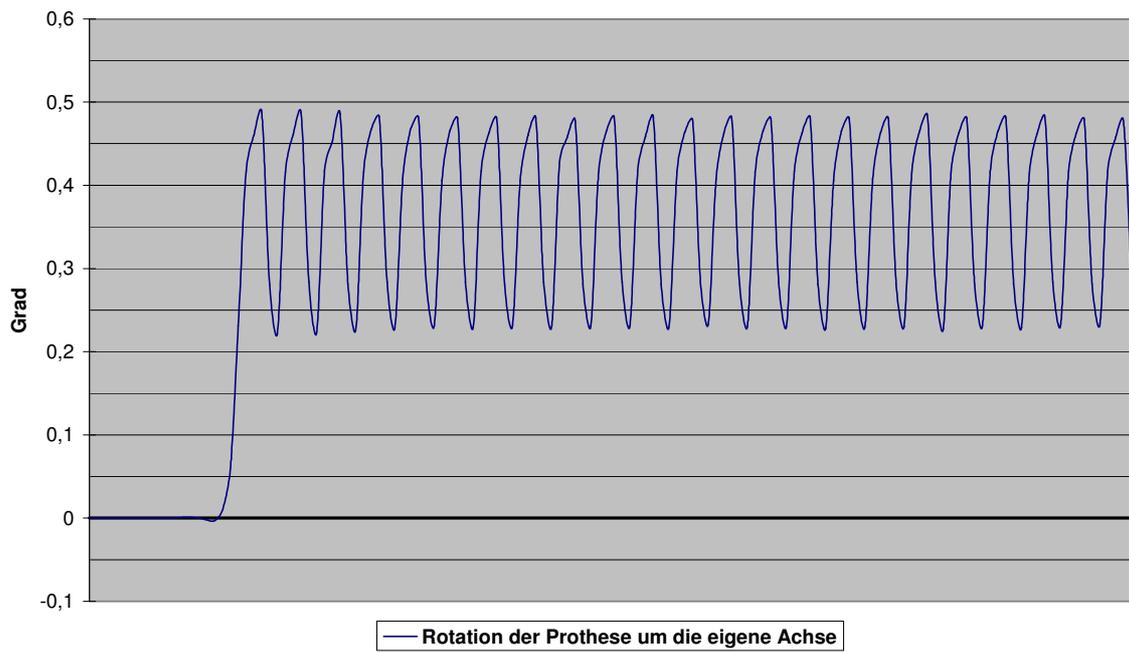


Diagramm 2: Rotation der Metha®-Kurzschafthprothese um die eigene Achse bei im-  
plantierten 130° Konus.

### III.1.a.2. Bei Verwendung des 140° Konus

Die ermittelten Werte für jeden Messpunkt zeigt Diagramm 3. In Tabelle 3 ist die Auslenkung entlang der Raumachsen dargestellt.

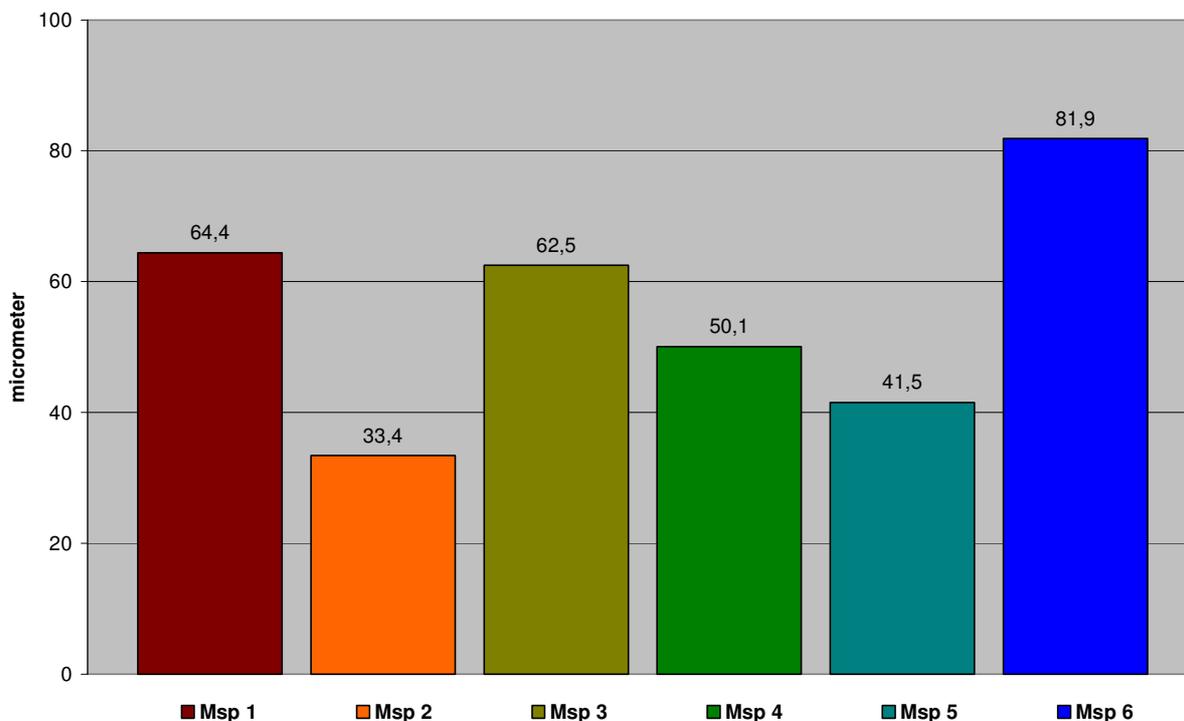


Diagramm 3: Micromotions der Metha®-Kurzschafthprothese mit 140° Konus an den verschiedenen Messpunkten (Msp).

|             | Auslenkung entlang der Raumachsen in $\mu\text{m}$ |       |       |
|-------------|--|-------|-------|
|             | x  | y     | z     |
| Messpunkt 1 | 30,3   | 9,6   | -56,3 |
| Messpunkt 2 | -13,1  | 12,4  | -28,2 |
| Messpunkt 3 | -55,2  | -10,0 | 27,8  |
| Messpunkt 4 | 29,9   | -2,8  | 40,2  |
| Messpunkt 5 | -35,0  | 12,3  | 18,8  |
| Messpunkt 6 | 33,4   | 10,6  | 74,0  |

Tabelle 3: Übersicht der Auslenkung entlang der Raumachsen an den jeweiligen Messpunkten.

Die Richtungsvektoren der Auslenkung in der Frontal- bzw. Sagittalebene sind in Abb. 24.a/b dargestellt.

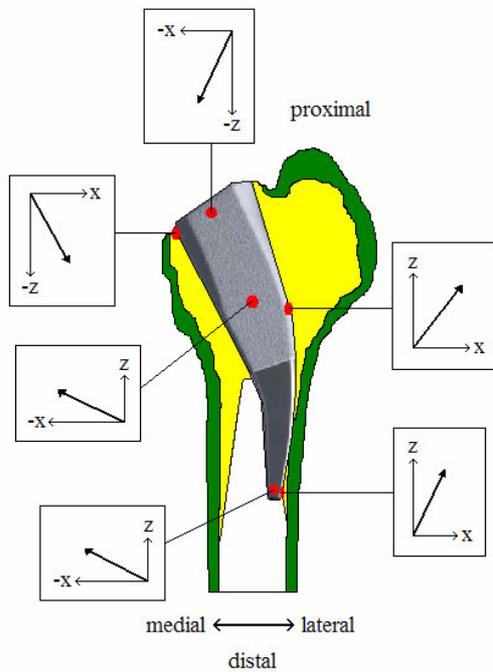


Abb. 24.a: Schema der Vektoren der Auslenkung in der Frontalebene; Ansicht von frontal.

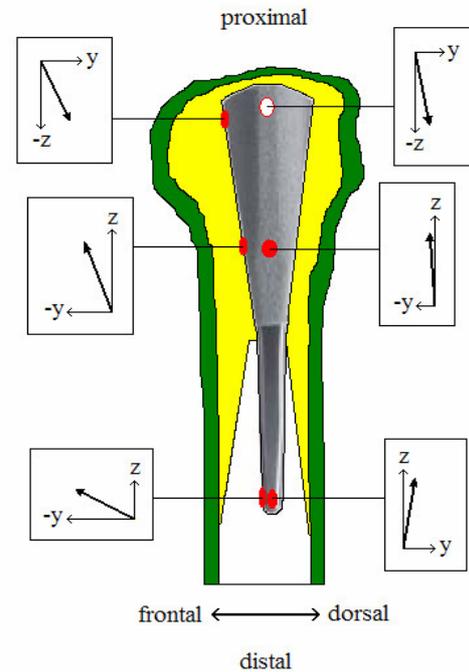


Abb. 24.b: Schema der Vektoren der Auslenkung in der Sagittalebene; Ansicht von lateral.

Für die Rotation ergab sich eine maximale Auslenkung von  $0,154^\circ$ , eine minimale von  $0,025^\circ$  gegen den Uhrzeigersinn. Daraus ergibt sich eine Spannbreite von  $0,129^\circ$ . Für die relative Rotation wurde ein Wert von  $0,008^\circ$  im Uhrzeigersinn ermittelt.

### III.1.b. Ergebnisse der Druckscheibenprothese

Die für die Druckscheibenprothese berechneten Werte sind in Diagramm 4 dargestellt. Tabelle 4 zeigt die Auslenkung entlang der Raumachsen für jeden Messpunkt.

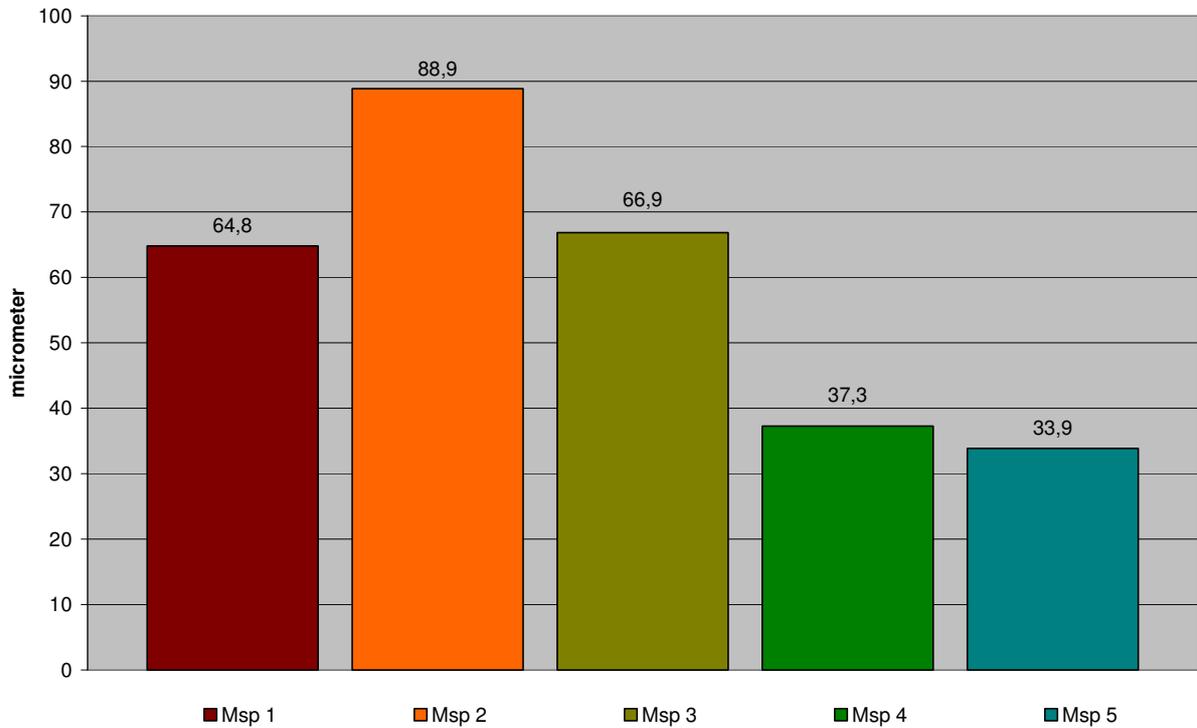


Diagramm 4: Micromotions der Druckscheibenprothese an den unterschiedlichen Messpunkten (Msp).

|             | Auslenkung entlang der Raumachsen in µm |       |       |
|-------------|---|-------|-------|
|             | x                                       | y     | z     |
| Messpunkt 1 | 16,4                                    | 14,4  | -60,5 |
| Messpunkt 2 | -87,1                                   | 16,4  | 1,7   |
| Messpunkt 3 | -48,7                                   | -0,6  | 45,5  |
| Messpunkt 4 | 3,5                                     | -37,3 | 3,9   |
| Messpunkt 5 | 3,6                                     | 20,3  | 26,6  |

Tabelle 4: Übersicht der Auslenkung an den verschiedenen Messpunkten.

In Abb. 25.a/b sind die Richtungsvektoren in der Frontal- und Sagittalebene schematisch dargestellt.

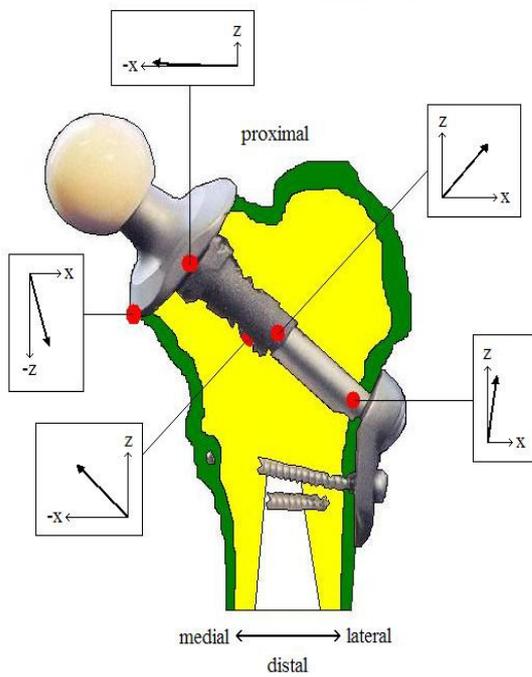


Abb. 25.a: Schema der Richtungsvektoren in der Frontalebene; Ansicht von frontal.

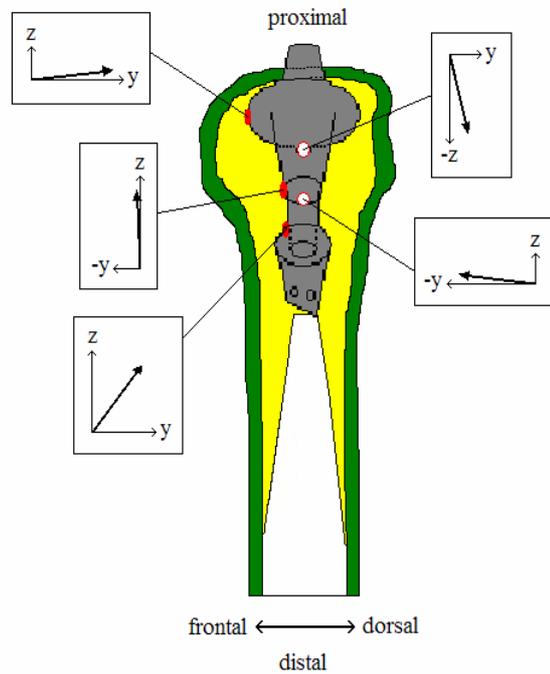


Abb. 25.b: Schema der Richtungsvektoren in der Sagittalebene; Ansicht von lateral.

Bei der Rotation wurde eine maximale Auslenkung von  $0,077^\circ$  gegen den Uhrzeigersinn und  $0,057^\circ$  im Uhrzeigersinn bestimmt. Damit ergibt sich eine Spannbreite von  $0,134^\circ$ . Die relative Rotation beträgt  $0,034^\circ$  mit dem Uhrzeigersinn.

### III.1.c. Ergebnisse der MAYO®-Prothese

Die gemessenen Micromotions der MAYO®-Prothese sind in Diagramm 5 dargestellt. Tabelle 5 enthält die Auslenkung entlang der Raumachsen.

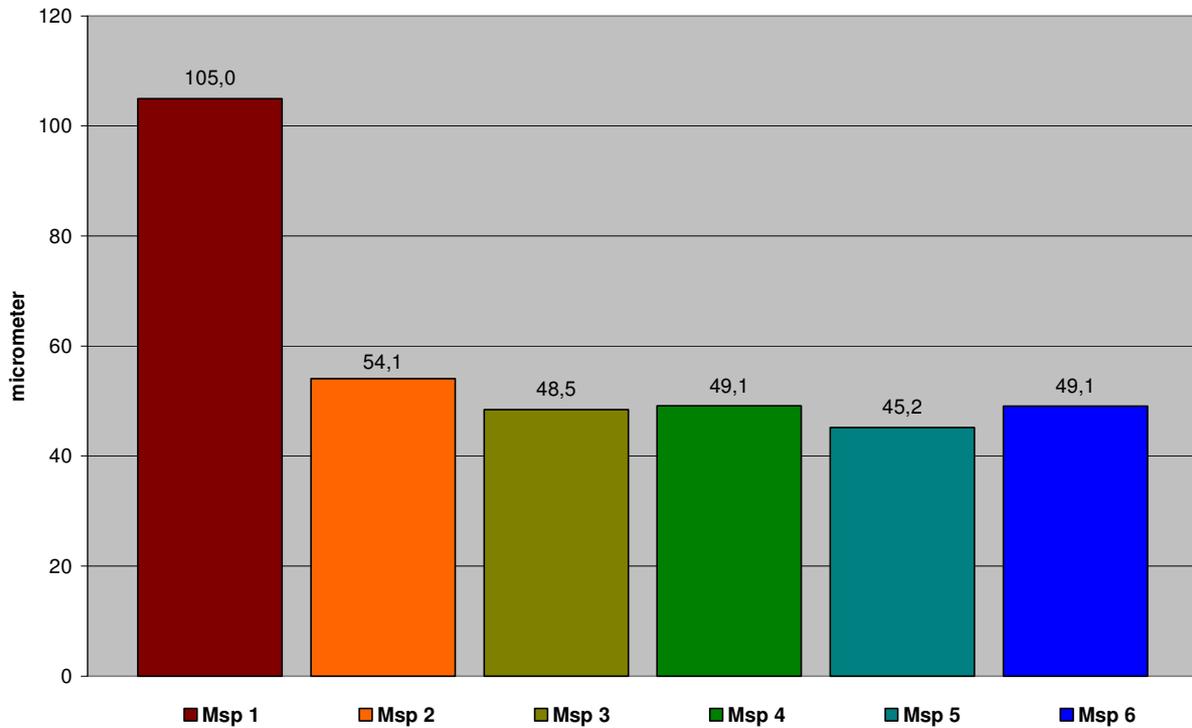


Diagramm 5: Die Micromotions der MAYO®-Prothese an den unterschiedlichen Messpunkten (Msp).

|             | Auslenkung entlang der Raumachsen in µm |       |       |
|-------------|---|-------|-------|
|             | x                                       | y     | z     |
| Messpunkt 1 | 43,9                                    | -50,9 | -79,2 |
| Messpunkt 2 | 7,8                                     | 38,2  | 38,1  |
| Messpunkt 3 | 13,5                                    | 2,6   | 46,6  |
| Messpunkt 4 | -6,8                                    | -46,2 | 14,7  |
| Messpunkt 5 | -44,9                                   | -3,0  | 6,3   |
| Messpunkt 6 | 25,2                                    | -10,3 | 41,1  |

Tabelle 5: Übersicht über die Auslenkung an den unterschiedlichen Messpunkten.

Die konstruierten Richtungsvektoren der Auslenkung in der Frontal- und Sagittalebene sind in Abb. 26.a/b wiedergegeben.

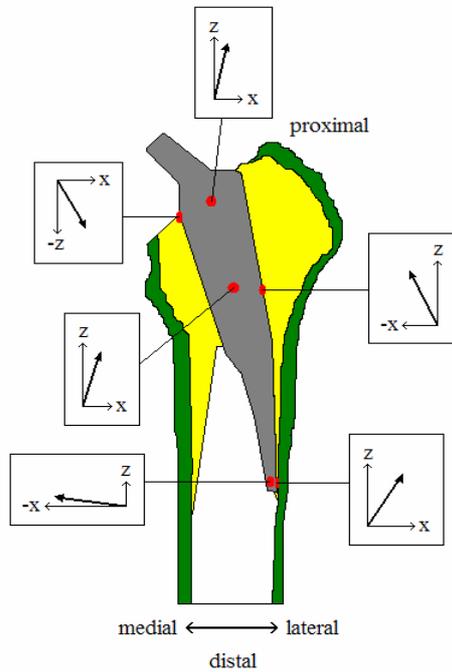


Abb. 26.a: Schema der Richtungsvektoren in der Frontalebene; Ansicht von frontal.

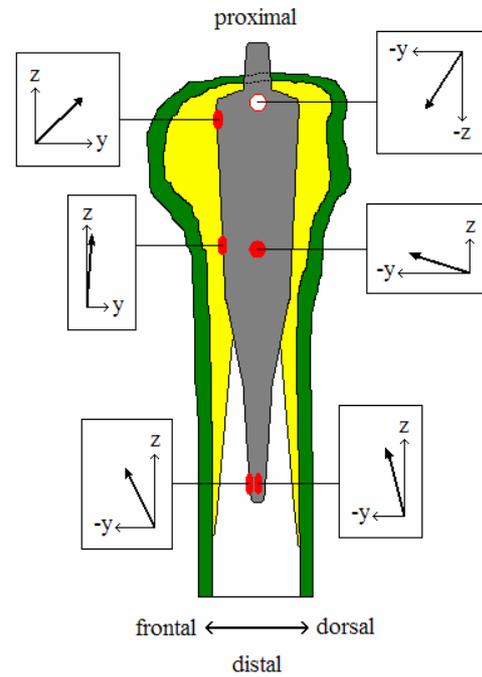


Abb. 26.b: Schema der Richtungsvektoren in der Sagittalebene; Ansicht von lateral.

Bei einer maximalen rotatorischen Auslenkung von  $0,188^\circ$  gegen den Uhrzeigersinn bzw.  $0,011^\circ$  im Uhrzeigersinn ergibt sich eine Spannbreite von  $0,199^\circ$ . Die relative Rotation der Prothese liegt bei  $0,127^\circ$  gegen den Uhrzeigersinn.

### III.2. Zusammenstellung der Ergebnisse der unterschiedlichen Prothesentypen

Um einen besseren Vergleich der verschiedenen Prothesentypen untereinander durchführen zu können, sind die Micromotions der verschiedenen Prothesen in Diagramm 6 zusammengestellt.

Dabei ist zu beachten, dass alle Messpunkte der Metha®-Kurzschaffprothese und der MAYO®-Prothese identisch waren und somit vergleichbar. Die Messpunkte 1, 2 und 4 der Druckscheibenprothese sind mit den Messpunkten 1, 2 und 3 der anderen beiden Prothesentypen vergleichbar.

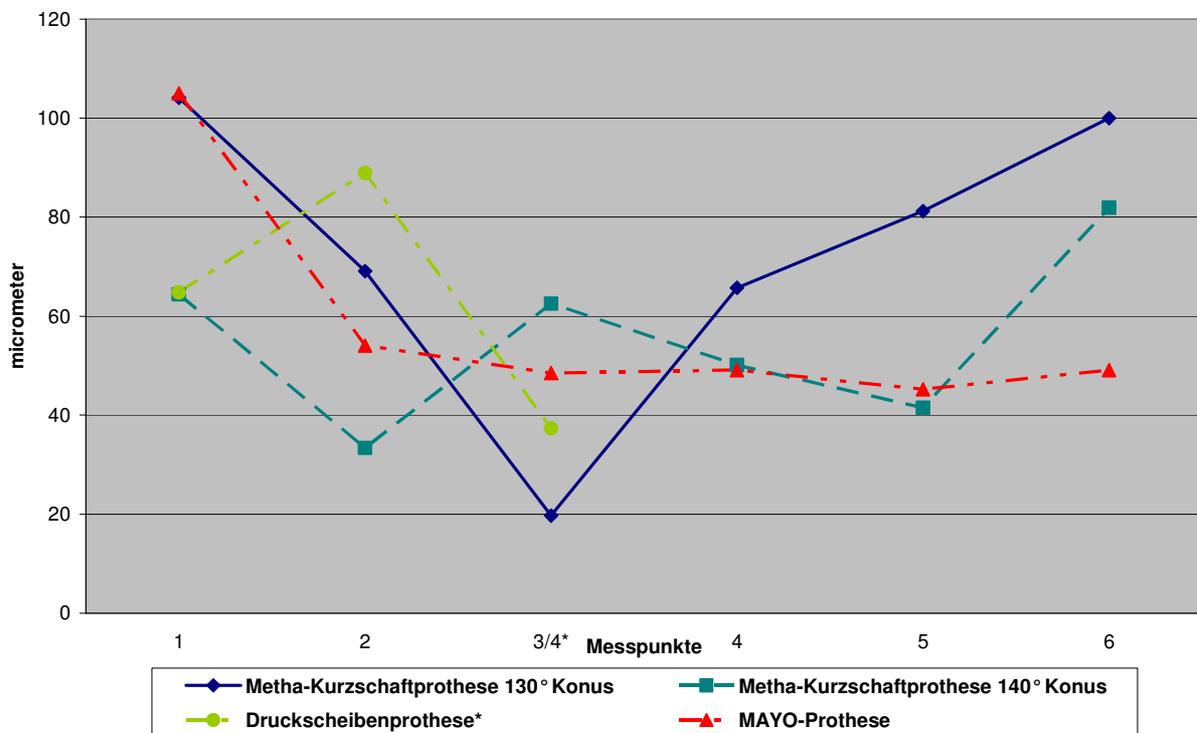


Diagramm 6: Zusammenstellung der Ergebnisse der unterschiedlichen Prothesentypen.

Die relative Rotation der Prothesentypen gegenüber dem Knochen ist in Diagramm 7 aufgeführt.

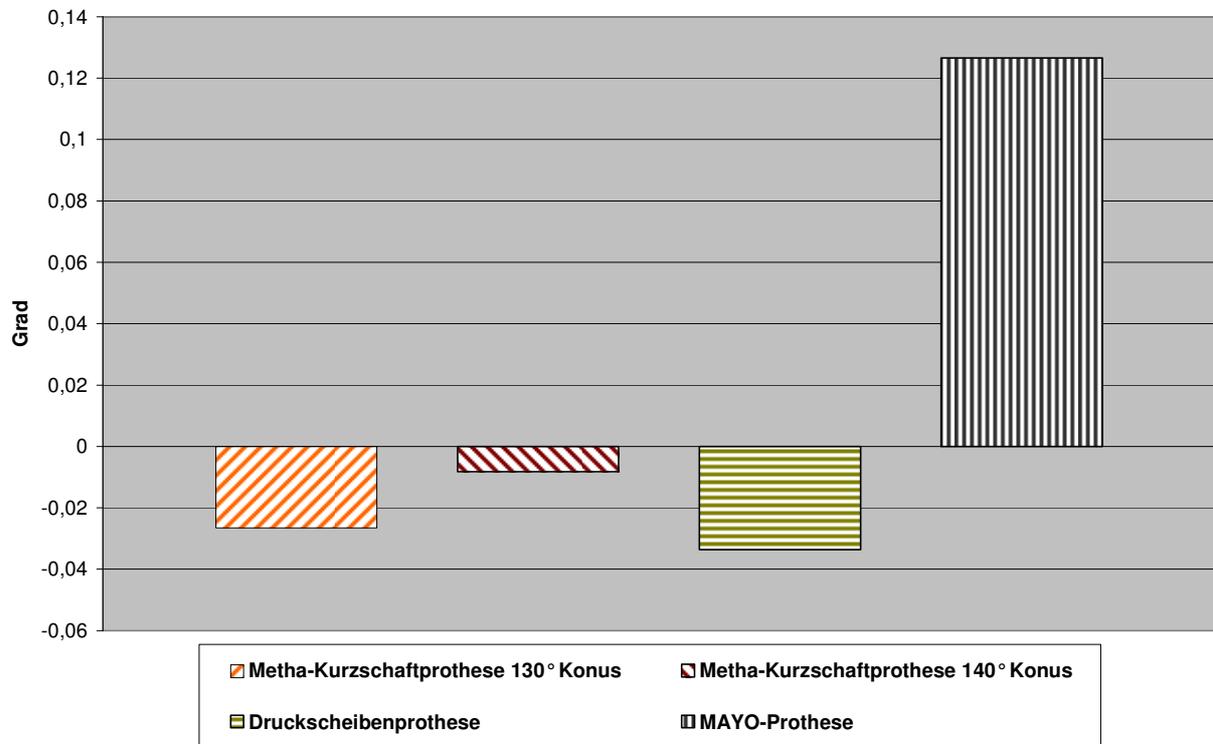


Diagramm 7: Zusammenstellung der Werte der relativen Rotation.

### III.3. Ergebnisse der 3-dimensionalen Bewegungserfassung der synthetischen Femora mit Berechnung der Rotation

Durch die getrennte Messung von Knochen und Prothese ist es möglich, die Verformung des künstlichen Oberschenkelknochens an den verschiedenen Messpunkten zu berechnen.

Zudem war es auch hier möglich die Richtungen der Bewegung, sowie die Rotation des Knochens um die Femurlängsachse zu bestimmen. Um einen Vergleich zwischen der Verformung des Knochens mit dem jeweils implantierten Prothesentyp und der Knochen Leerprobe zu ermöglichen, wurden in den nachfolgenden Grafiken zusätzlich die Werte der Leerprobe eingefügt (vgl. Diagramm 8).

In den Abb. 27.a/b sind die Richtungsvektoren in der Frontal- und Sagittalebene schematisch dargestellt.

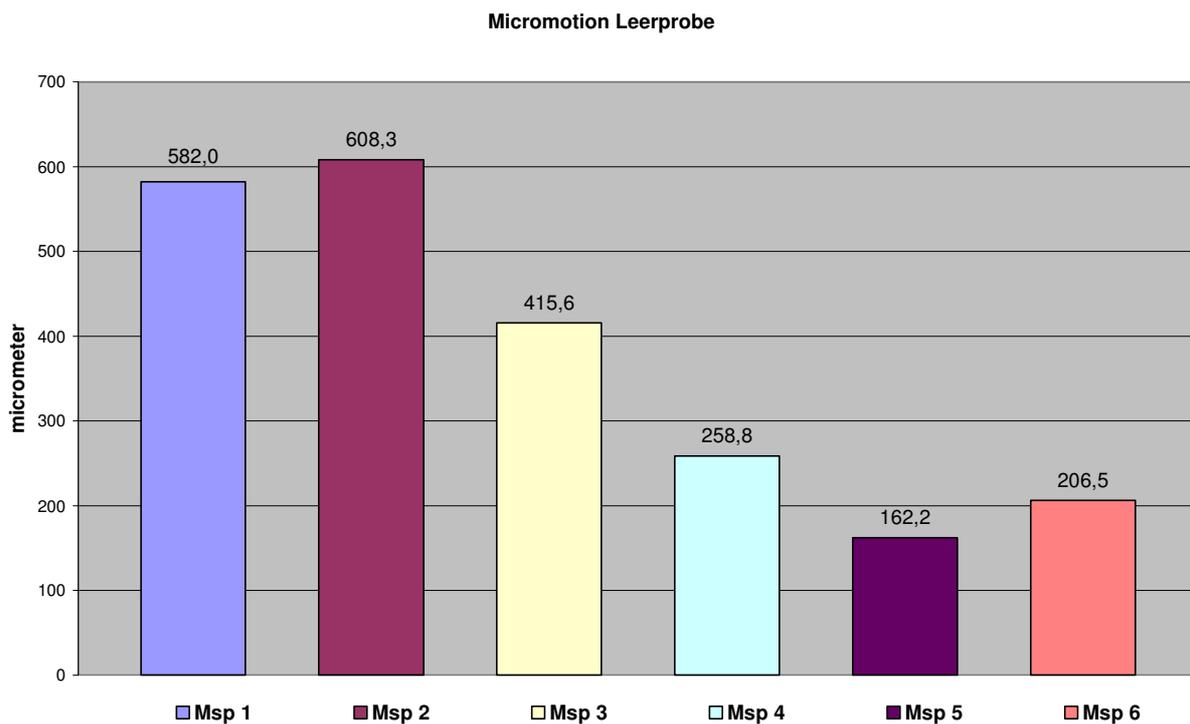


Diagramm 8: Die Bewegung des synthetischen Knochens an den verschiedenen Messpunkten (Msp).

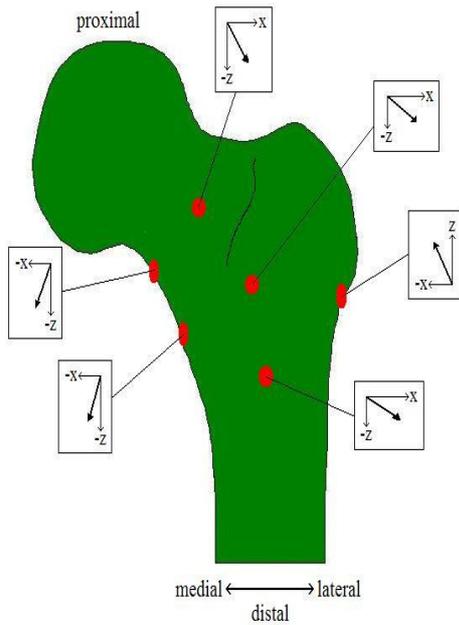


Abb. 27.a: Schema der Richtungsvektoren in der Frontalebene; Ansicht von frontal.

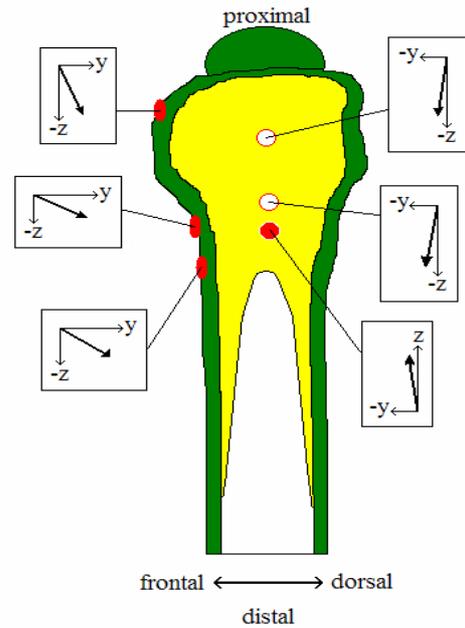


Abb. 27.b: Schema der Richtungsvektoren in der Sagittalebene; Ansicht von lateral.

Eine Darstellung des Rotationsverlaufs des nativen Femurs ist in Diagramm 9 dargestellt. Für die Rotation ergaben sich maximale Werte von  $0,026^\circ$  gegen den Uhrzeigersinn und  $0,001^\circ$  im Uhrzeigersinn, was einer Spannbreite von  $0,027^\circ$  entspricht.

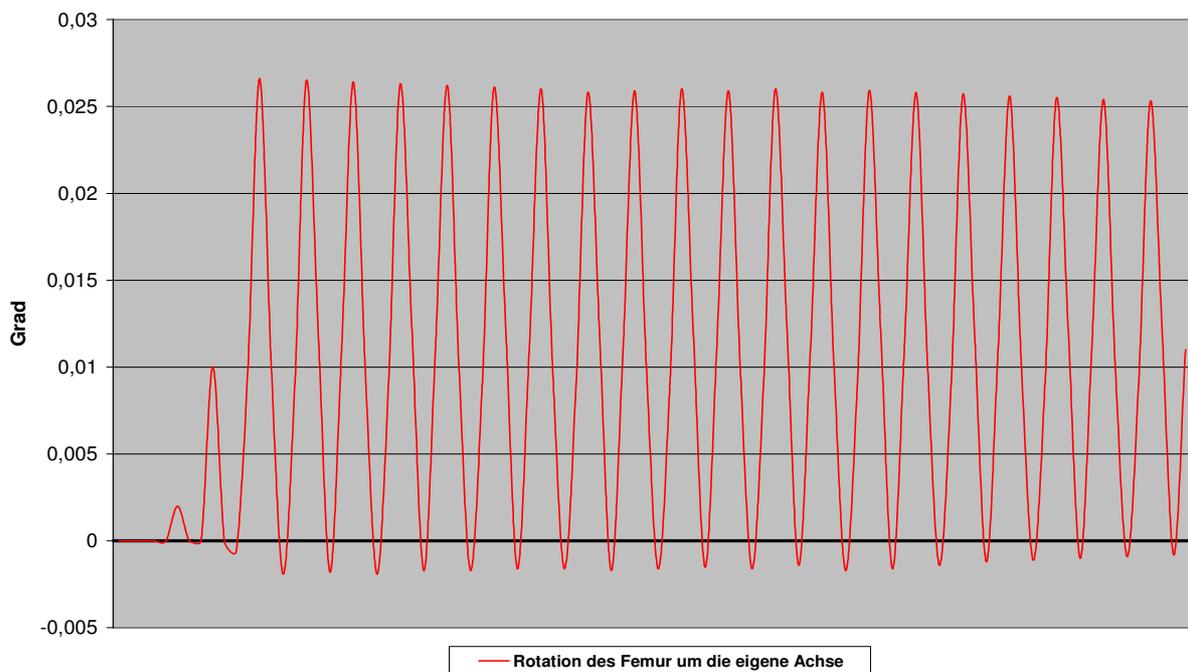


Diagramm 9: Der Rotationsverlauf um die Femurlängsachse des nativen Femur.

### III.3.a. Bei implantierter Metha®-Kurzschafthprothese

#### III.3.a.1. Mit 130° Konus

Eine Übersicht über die Bewegung des Knochens mit implantierter Prothese in der Frontalebene ist in Diagramm 10 dargestellt, die Bewegung in der Sagittalebene zeigt Diagramm 11.

Die Richtungsvektoren der Auslenkung in der Frontal- bzw. Sagittalebene zeigen Abb. 28.a/b.

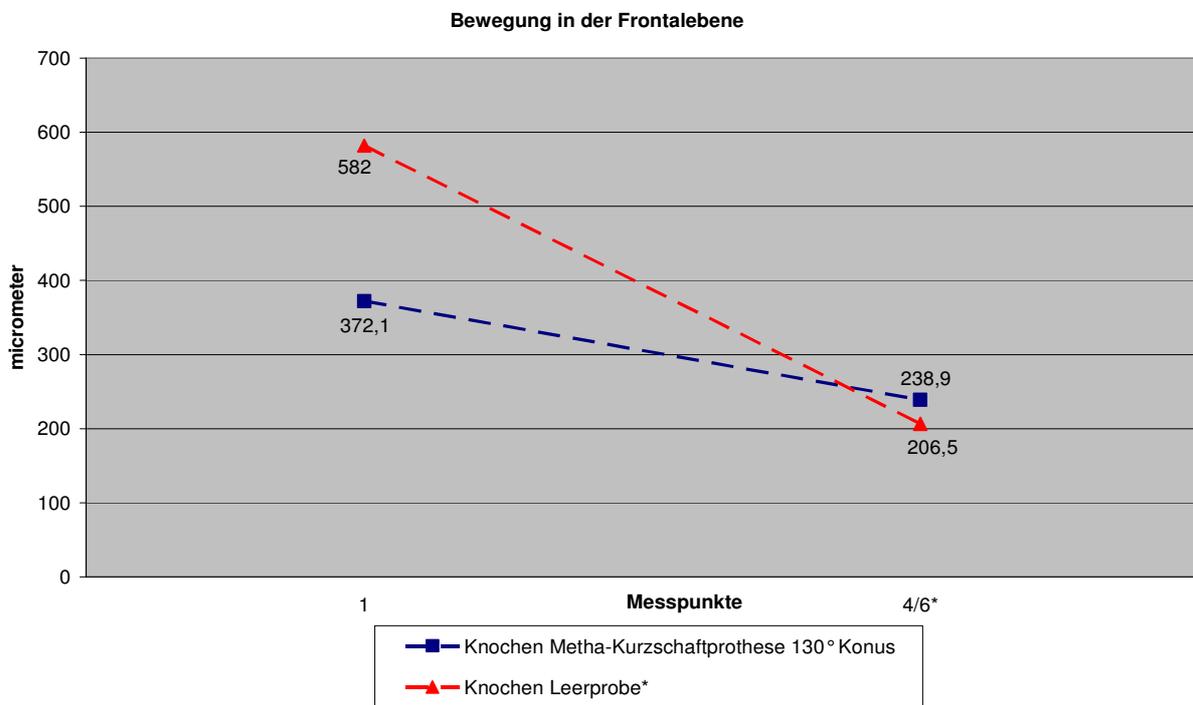


Diagramm 10: Darstellung der Bewegung in der Frontalebene.

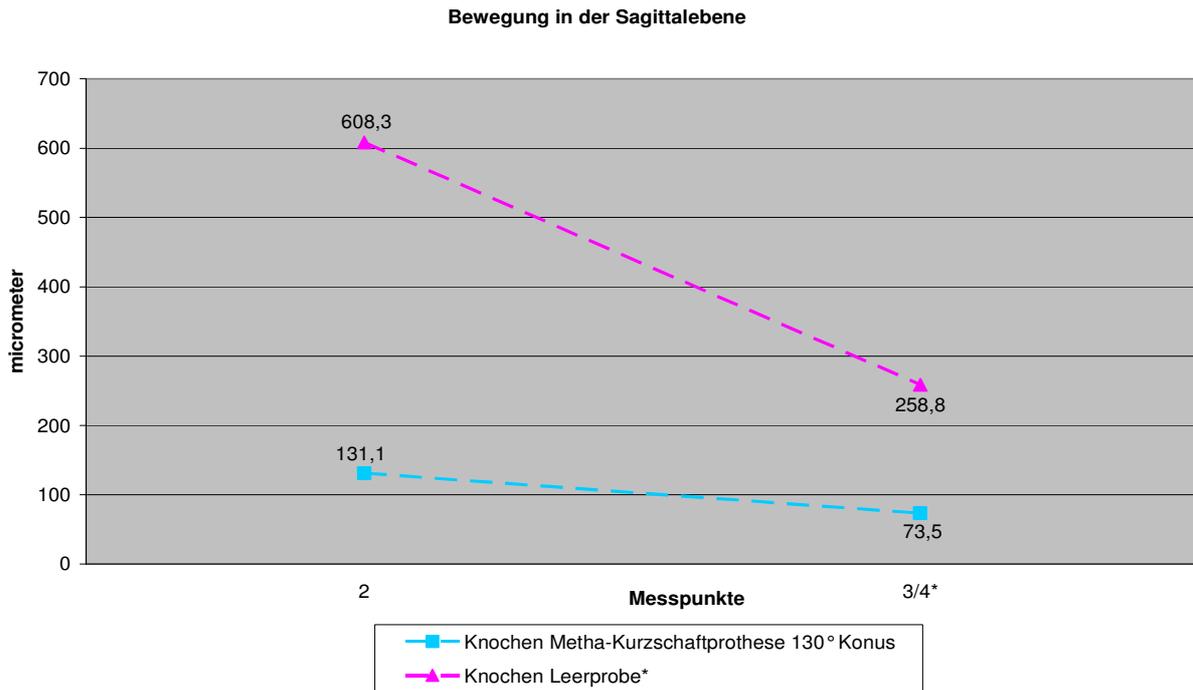


Diagramm 11: Darstellung der Bewegung in der Sagittalebene.

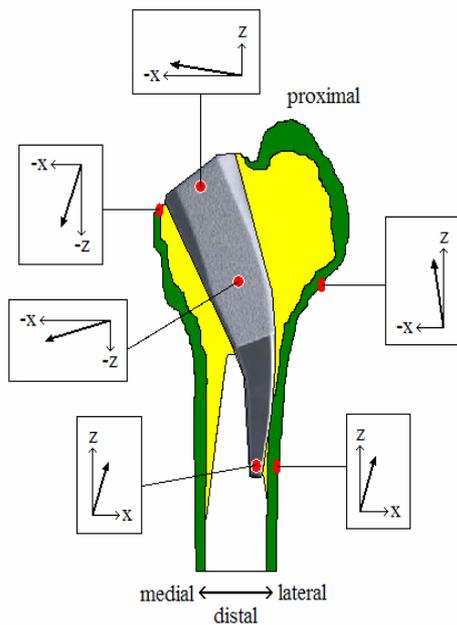


Abb. 28.a: Schema der Richtungsvektoren in der Frontalebene; Ansicht von frontal.

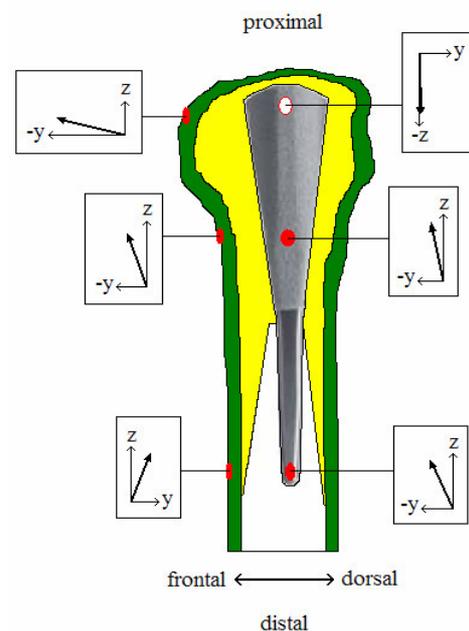


Abb. 28.b: Schema der Richtungsvektoren in der Sagittalebene; Ansicht von lateral.

Der Rotationsverlauf ergibt eine maximale Auslenkung von  $0,344^\circ$  und eine minimale von  $0,079^\circ$  gegen den Uhrzeigersinn. Daraus errechnet sich eine Spannbreite von  $0,265^\circ$ .

### III.3.a.2. Mit 140° Konus

In Diagramm 12 ist eine Übersicht über die Bewegung des Femurs in der Frontalebene bei implantierter Prothese mit 140° Konus dargestellt. Die Bewegung in der Sagittalebene wird in Diagramm 13 gezeigt.

Die konstruierten Richtungsvektoren der Auslenkung in der Frontal- und Sagittalebene zeigen die Abb. 29.a/b.

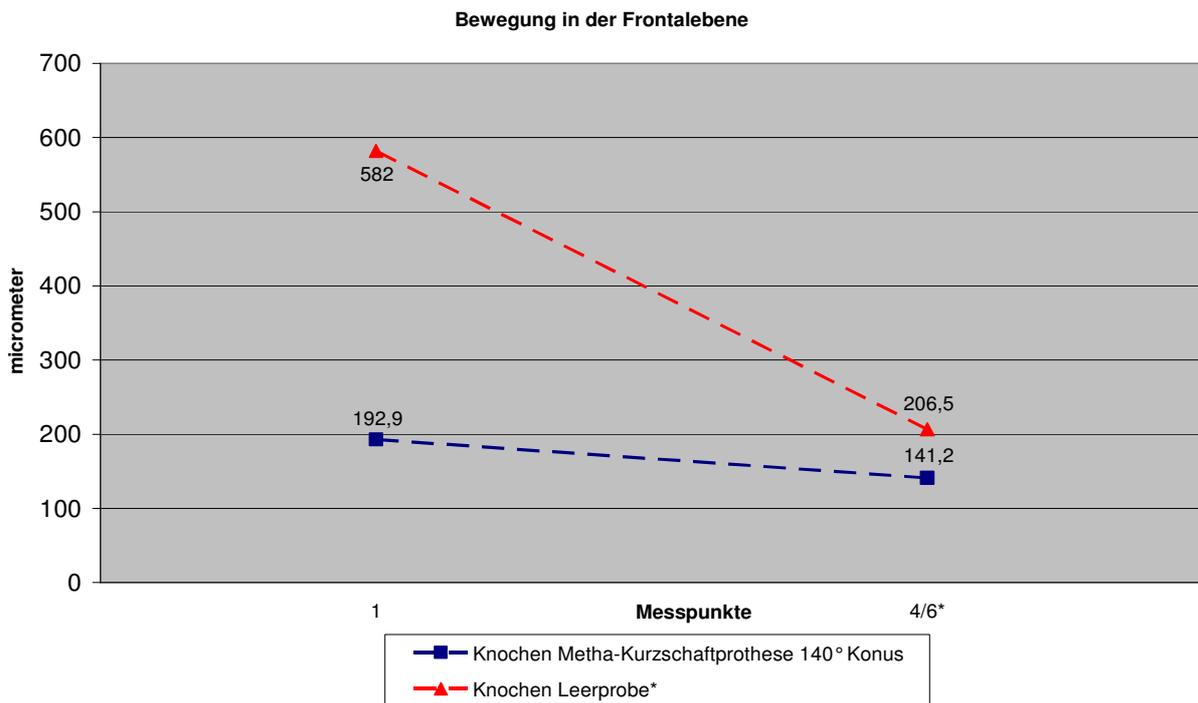


Diagramm 12: Darstellung der Bewegung der Leerprobe bzw. des Knochens mit implantierter Prothese in der Frontalebene.

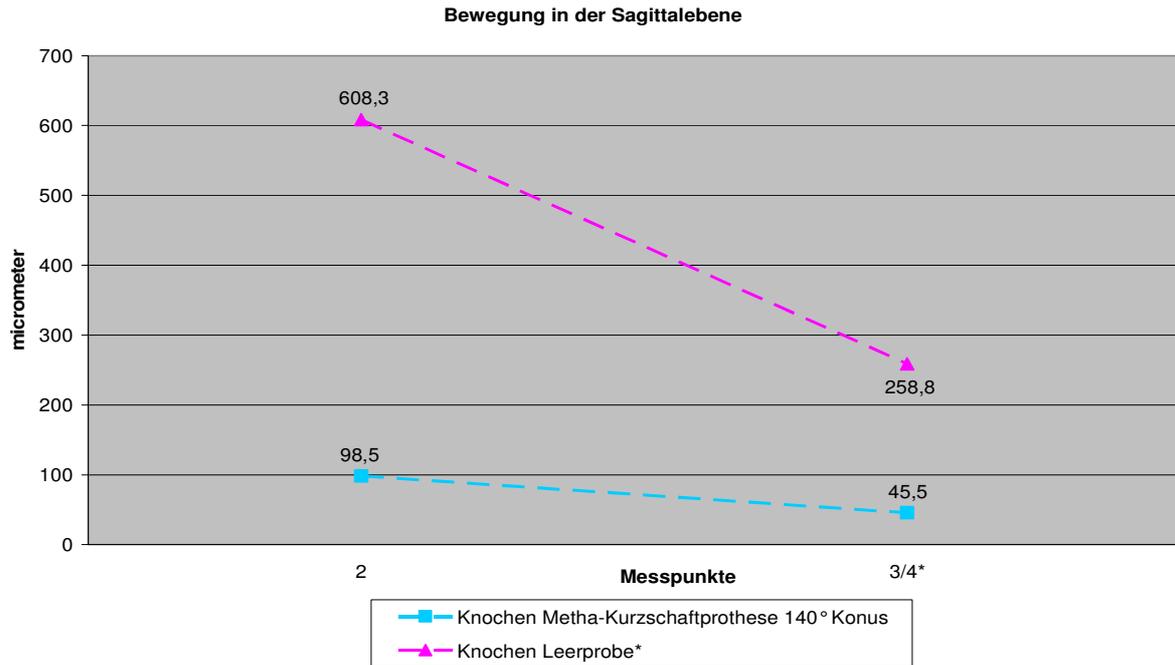


Diagramm 13: Darstellung der Bewegung der Leerprobe bzw. des Knochens mit implantierter Prothese in der Sagittalebene.

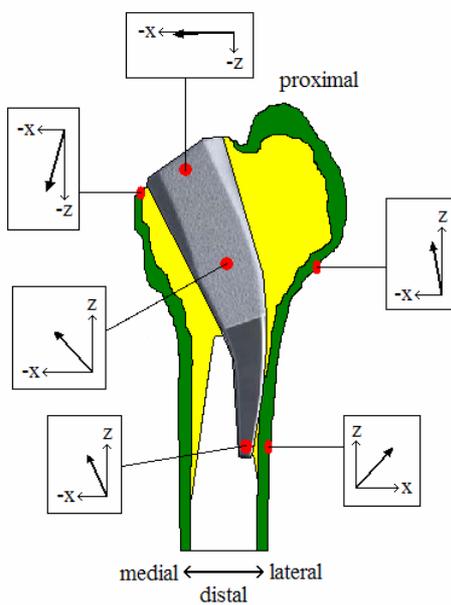


Abb. 29.a: Schema der Richtungsvektoren in der Frontalebene; Ansicht von frontal.

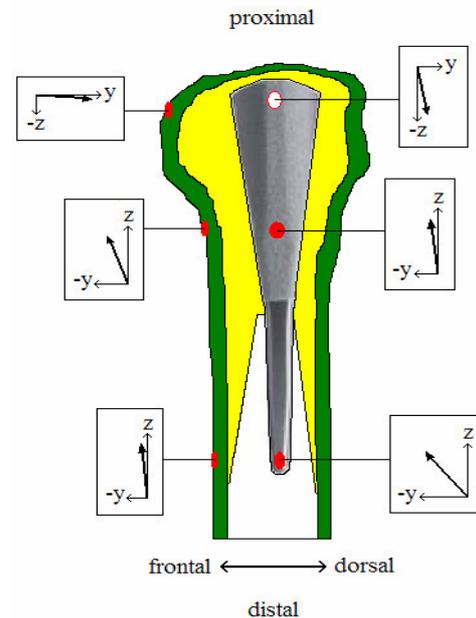


Abb. 29.b: Schema der Richtungsvektoren in der Sagittalebene; Ansicht von lateral.

Für die maximale rotatorische Auslenkung wurde ein Wert von  $0,163^\circ$ , für die minimale ein Wert von  $0,030^\circ$  gegen den Uhrzeigersinn ermittelt, entsprechend einer Spannbreite von  $0,133^\circ$ .

### III.3.b. Bei implantierter Druckscheibenprothese

Diagramm 14 zeigt die Bewegung des Knochens mit implantierter Druckscheibenprothese in der Frontalebene. Die Bewegung in der Sagittalebene wird in Diagramm 15 dargestellt.

Die Abb. 30.a/b geben die Richtungsvektoren in der Frontal- und Sagittalebene wieder.

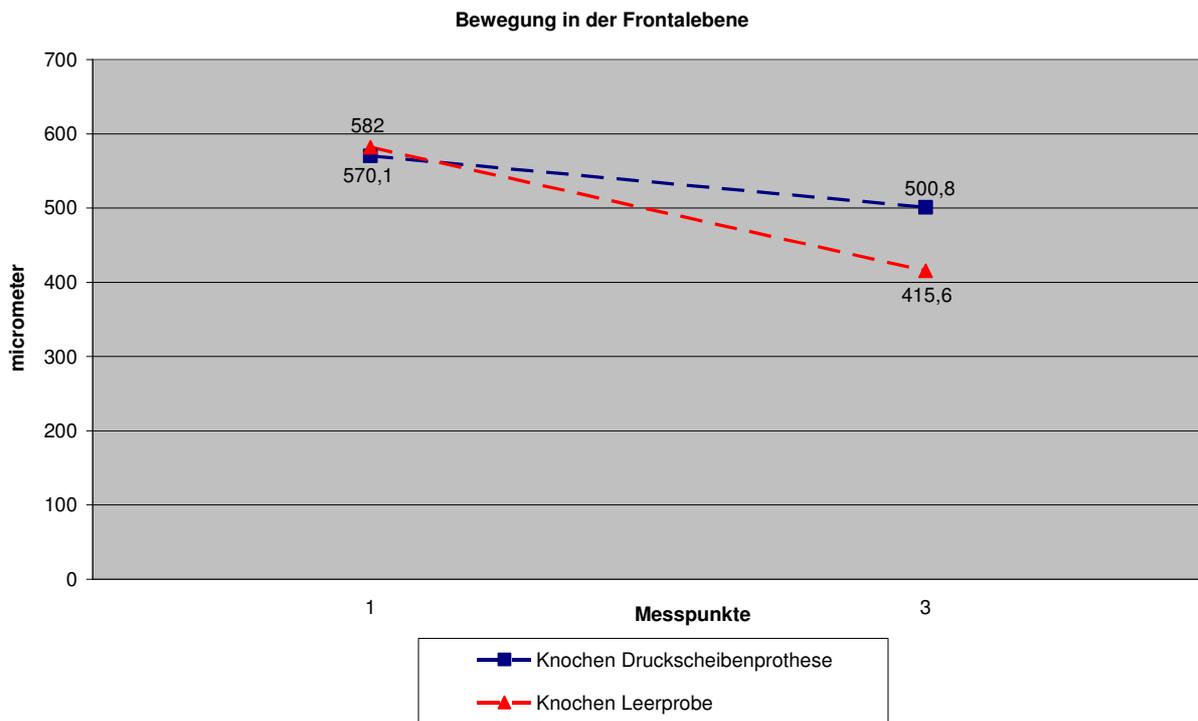


Diagramm 14: Dargestellt ist die Bewegung der Leerprobe bzw. des Knochens mit implantierter Prothese in der Frontalebene.

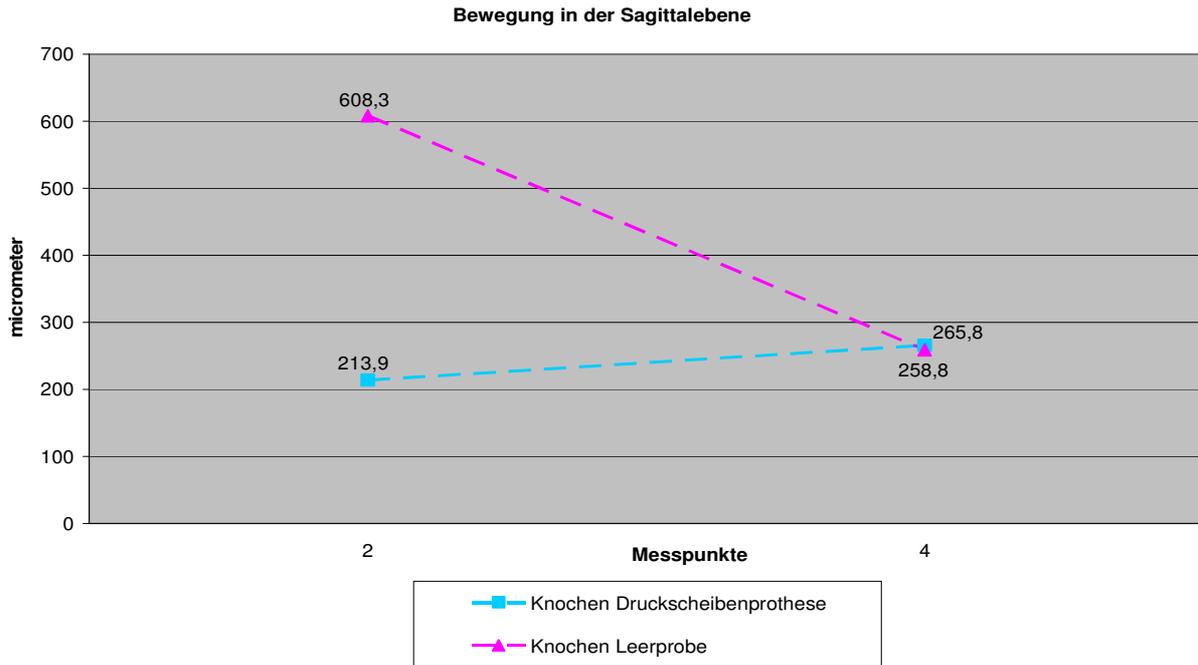


Diagramm 15: Darstellung der Bewegung in der Sagittalebene.

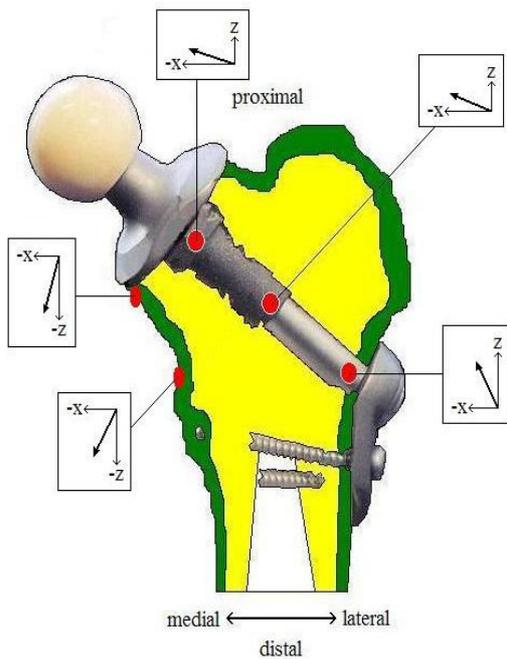


Abb. 30.a: Schema der Richtungsvektoren in der Frontalebene; Ansicht von frontal.

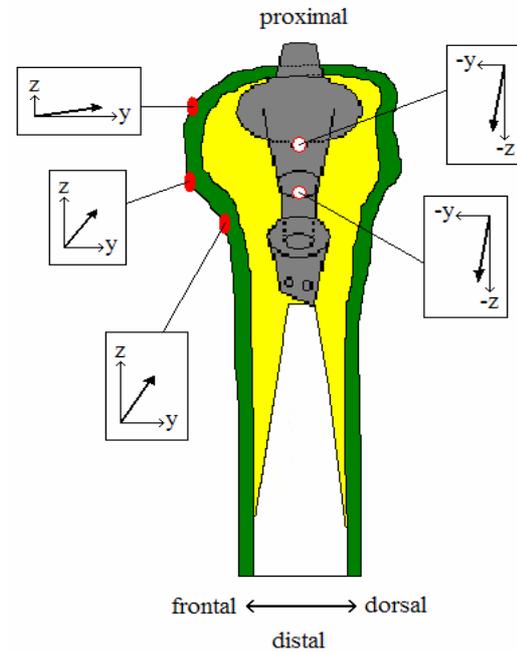


Abb. 30.b: Schema der Richtungsvektoren in der Sagittalebene; Ansicht von lateral.

Für die Rotation errechnet sich eine maximale Auslenkung von  $0,213^\circ$ , für die minimale Auslenkung ein Wert von  $0,048^\circ$  gegen den Uhrzeigersinn. Daraus ergibt sich eine Spannweite von  $0,165^\circ$ .

### III.3.c. Bei implantierter MAYO®-Prothese

Die Bewegung des Knochens in der Frontalebene mit implantierter MAYO®-Prothese ist in Diagramm 16 dargestellt, Diagramm 17 zeigt die Bewegung in der Sagittalebene.

Zur Veranschaulichung der Auslenkung sind die Richtungsvektoren der Frontal- bzw. Sagittalebene in den Abb. 31.a/b skizziert.

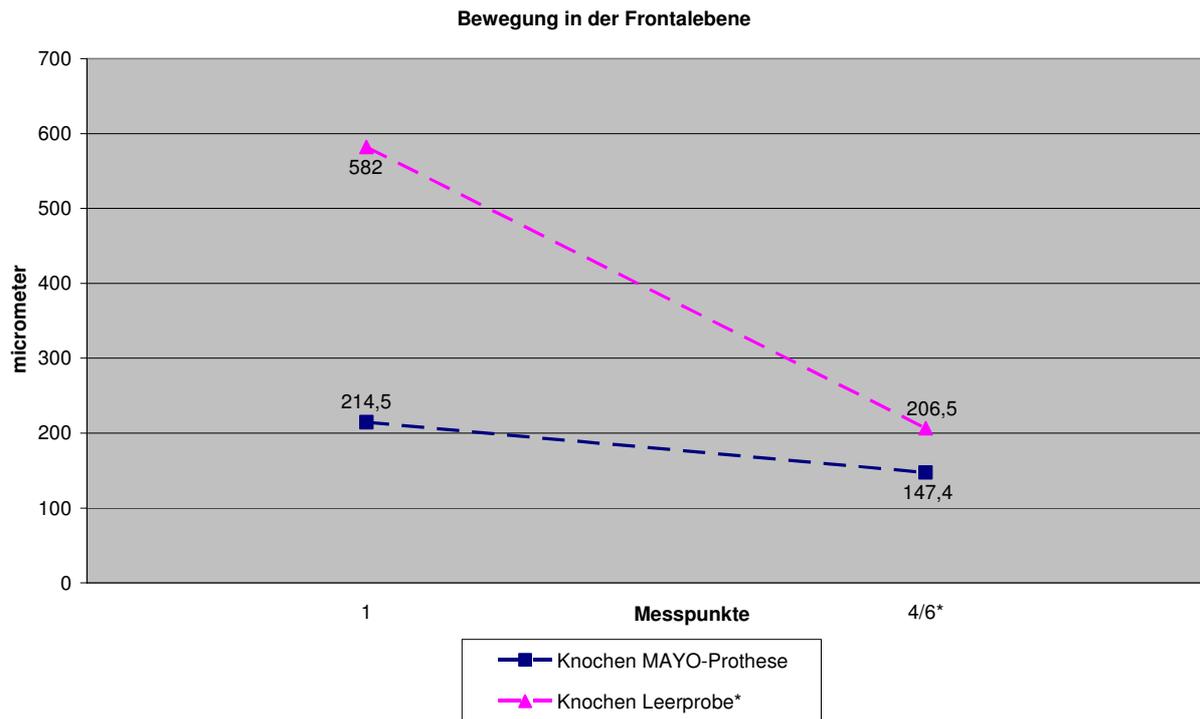


Diagramm 16: Darstellung der Bewegung der Leerprobe bzw. des Knochens mit implantierter Prothese in der Frontalebene.

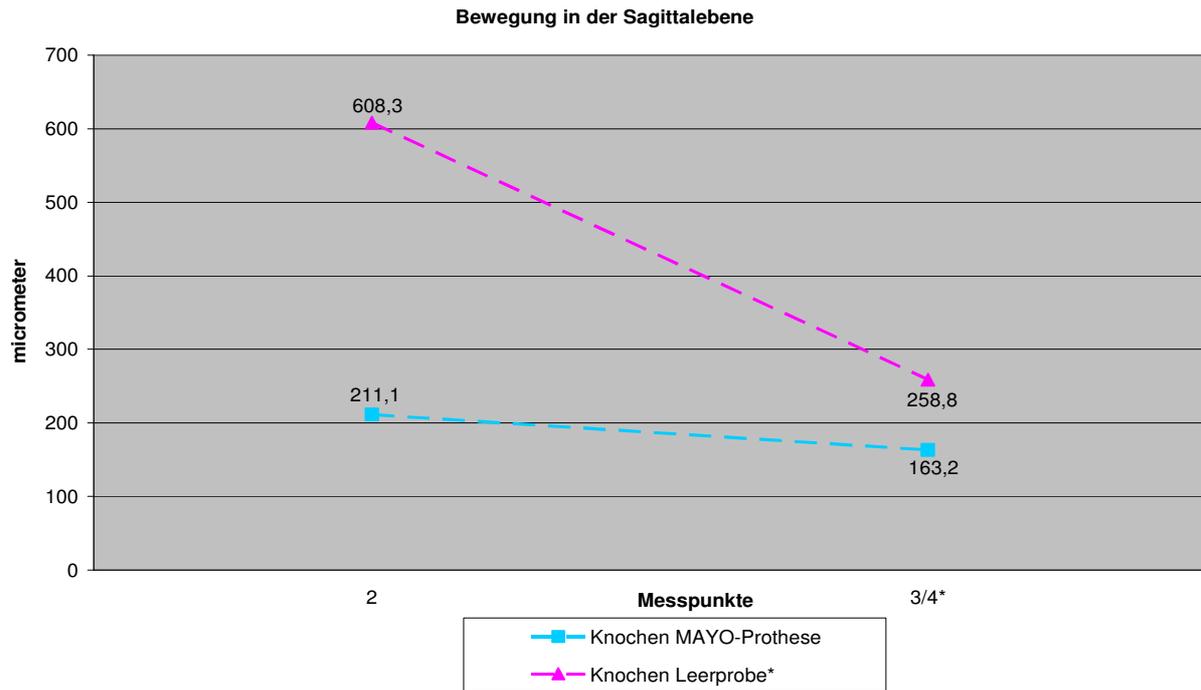


Diagramm 17: Darstellung der Bewegung in der Sagittalebene.

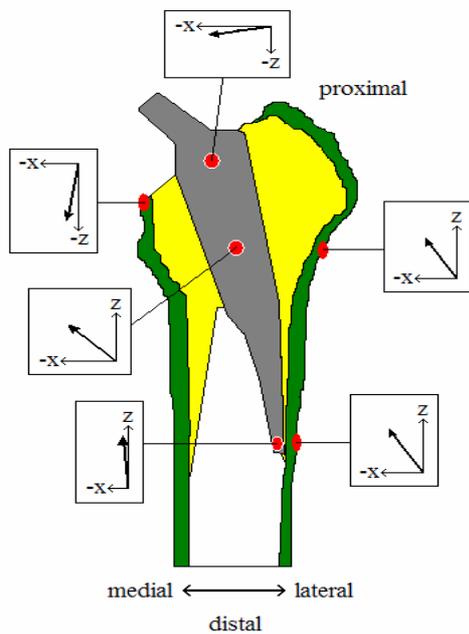


Abb. 31.a: Schema der Richtungsvektoren in der Frontalebene; Ansicht von frontal.

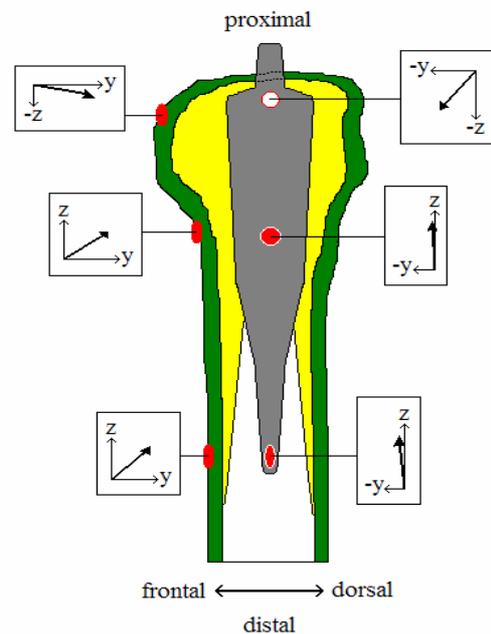


Abb. 31.b: Schema der Richtungsvektoren in der Sagittalebene; Ansicht von lateral.

Die maximale Auslenkung der Rotation gegen den Uhrzeigersinn wurde zu  $0,068^\circ$  berechnet, die maximale im Uhrzeigersinn zu  $0,002^\circ$ . Somit ergibt sich eine Spannbreite von  $0,070^\circ$ .

### III.4. Zusammenstellung der Ergebnisse der synthetischen Femora mit implantierter Prothese und der Leerprobe

Um einen besseren Vergleich der Verformung des synthetischen Knochens mit den verschiedenen implantierten Prothesentypen untereinander durchführen zu können, sind die Bewegungen in Diagramm 18 dargestellt. Dabei ist zu beachten, dass alle Messpunkte der Metha®-Kurzschafthprothese und der MAYO®-Prothese am gleichen Ort waren und somit vergleichbar sind. Die Messpunkte 1, 2 und 4 der Druckscheibenprothese sind mit den Messpunkten 1, 2 und 3 der anderen beiden Prothesentypen vergleichbar. Die Messpunkte 1 und 2 der Leerprobe sind mit den entsprechenden Punkten aller Prothesentypen vergleichbar. Zusätzlich entsprechen die Messpunkte 4 und 6 der Leerprobe den Messpunkten 3 und 4 der Metha®-Kurzschafthprothese und der MAYO®-Prothese; die Messpunkte 3 und 4 der Leerprobe sind mit den Messpunkten 3 und 4 der Druckscheibenprothese vergleichbar.

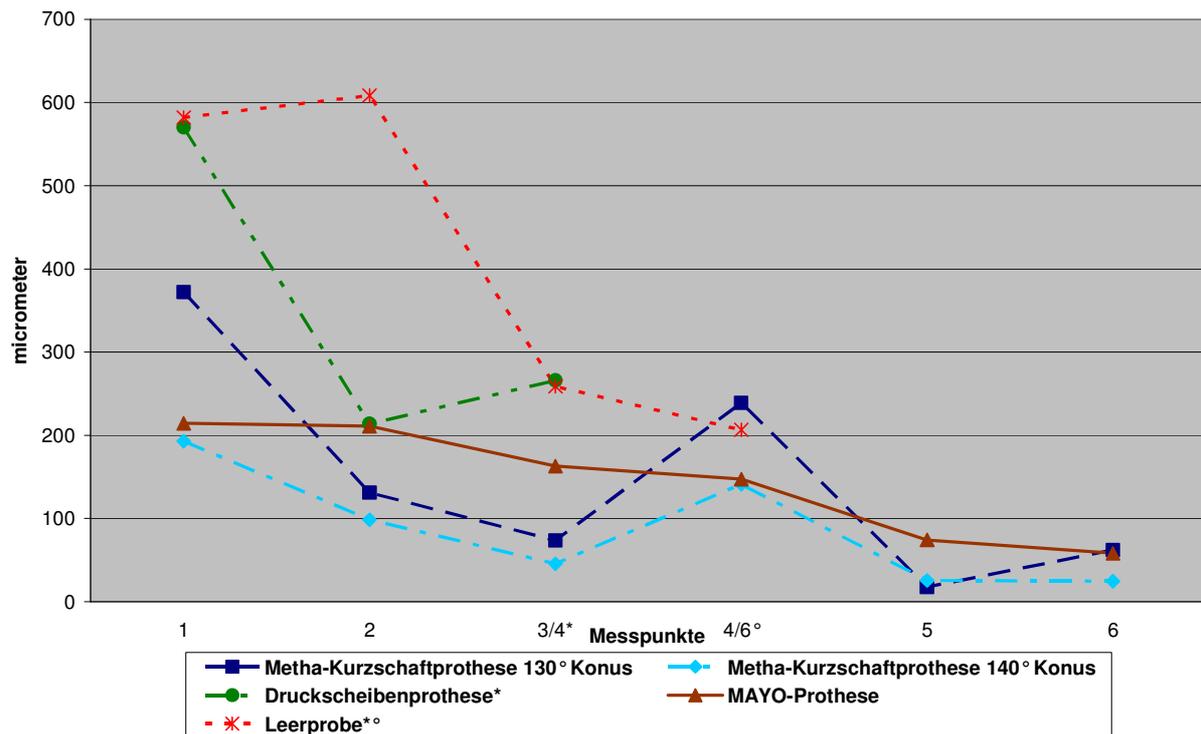


Diagramm 18: Zusammenstellung der Verformung der künstlichen Femora mit implantierter Prothese bzw. der Leerprobe.

In Diagramm 19 sind die Rotationsspannbreiten der künstlichen Knochen mit implantierter Prothese und der Leerprobe dargestellt.

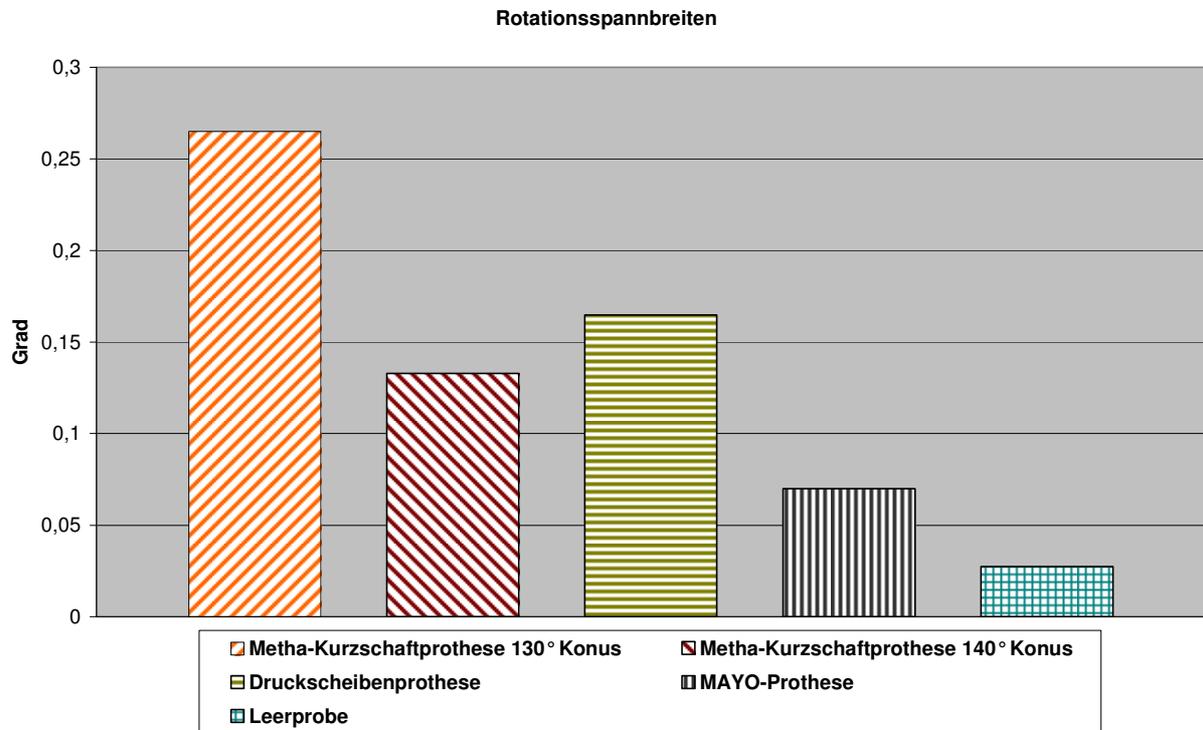


Diagramm 19: Zusammenstellung der Rotationsspannbreiten.

### III.5. Statistik

#### III.5.a. Vergleich der Prothesenmodelle

Im Folgenden sind für vergleichbare Messpunkte Box-Plot-Diagramme der Messergebnisse eingefügt (Diagramm 20-25). In den Tabellen 6-11 wird aufgeführt, ob etwaige Unterschiede der verschiedenen Prothesenmodelle als statistisch signifikant zu werten sind.

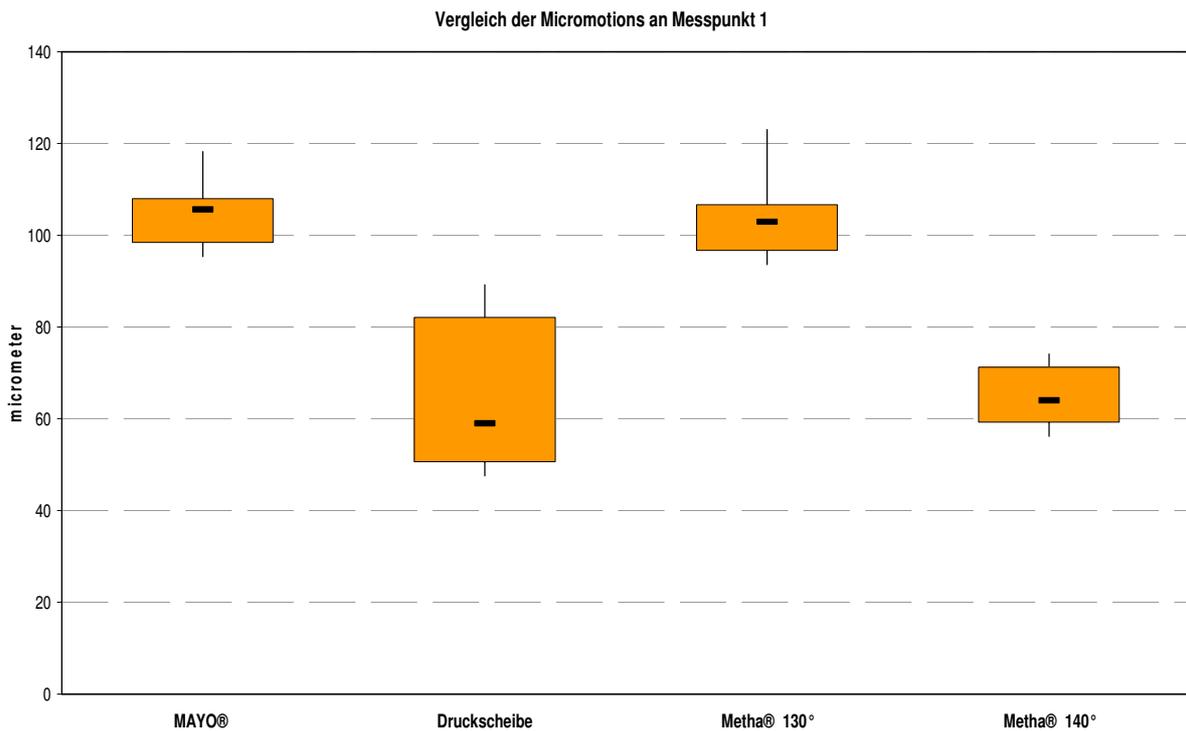


Diagramm 20: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 1 aller Prothesentypen.

| <i>Messpunkt 1</i> | Metha® 140°                   | Metha® 130°                   | Druckscheibe            |
|--------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------|
| MAYO®              | sign.<br>( $p < 0,01$ )       | nicht sign.<br>( $p = 0,88$ ) | sign.<br>( $p < 0,01$ ) |
| Druckscheibe       | nicht sign.<br>( $p = 0,96$ ) | sign.<br>( $p < 0,01$ )       |                         |
| Metha® 130°        | sign.<br>( $p < 0,01$ )       |                               |                         |

Tabelle 6: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 1.

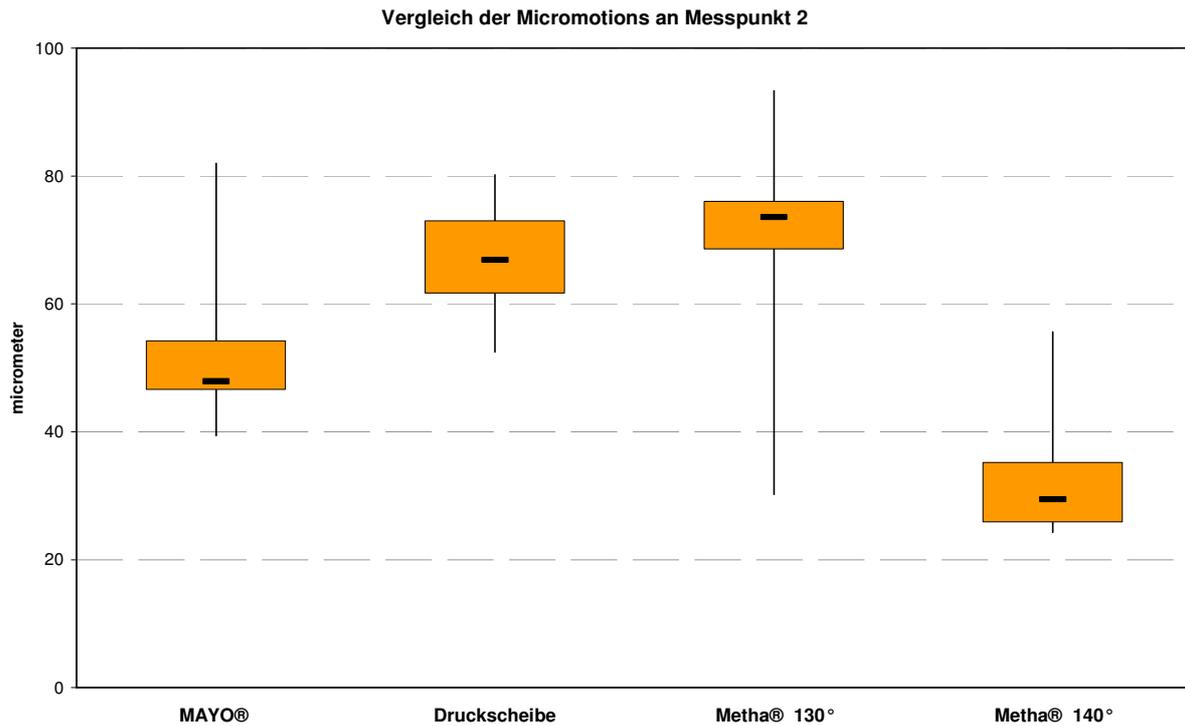


Diagramm 21: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 2 aller Prothesentypen.

| <i>Messpunkt 2</i> | Metha® 140°             | Metha® 130°             | Druckscheibe            |
|--------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| MAYO®              | nicht sign.<br>(p=0,06) | nicht sign.<br>(p=0,23) | nicht sign.<br>(p=0,18) |
| Druckscheibe       | sign.<br>(p<0,01)       | nicht sign.<br>(p=0,84) |                         |
| Metha® 130°        | sign.<br>(p<0,01)       |                         |                         |

Tabelle 7: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 2.

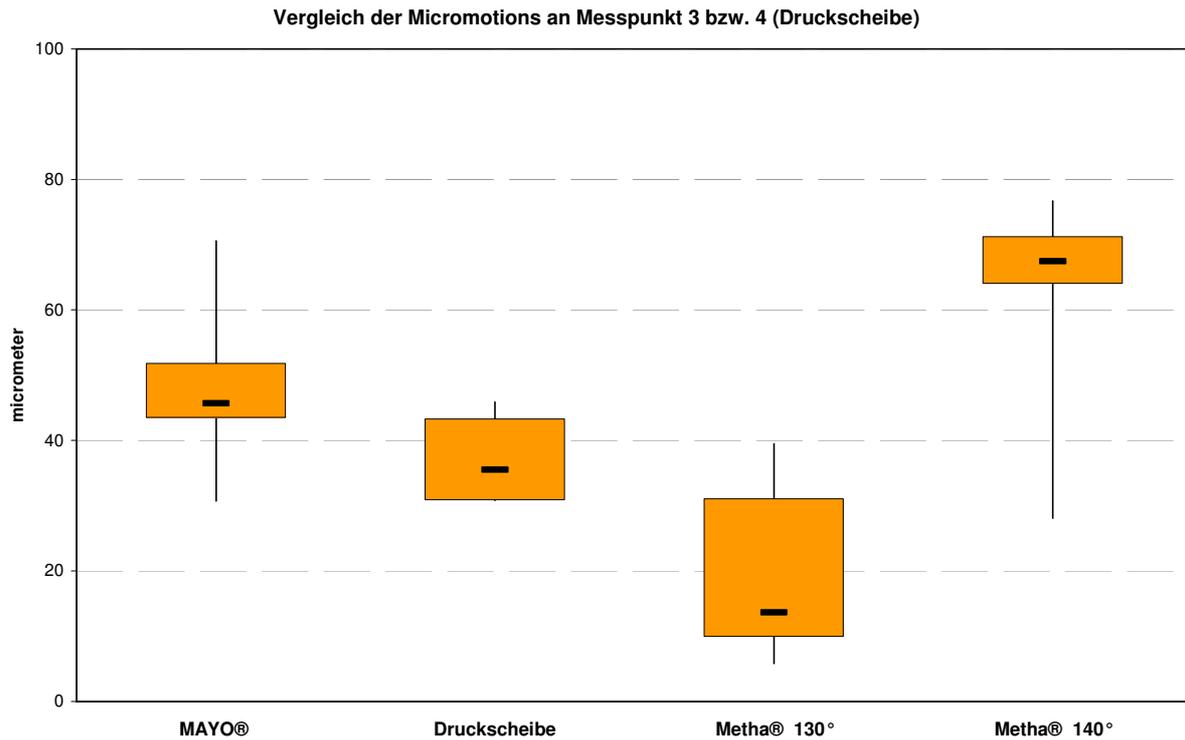


Diagramm 22: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 3 bzw. 4 (Druckscheibenprothese).

| <i>Messpunkt 3/4*</i> | Metha® 140°             | Metha® 130°             | Druckscheibe*           |
|-----------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| MAYO®                 | nicht sign.<br>(p=0,19) | sign.<br>(p<0,01)       | nicht sign.<br>(p=0,16) |
| Druckscheibe          | nicht sign.<br>(p=0,08) | nicht sign.<br>(p=0,12) |                         |
| Metha® 130°           | sign.<br>(p<0,01)       |                         |                         |

Tabelle 8: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 3 bzw 4.

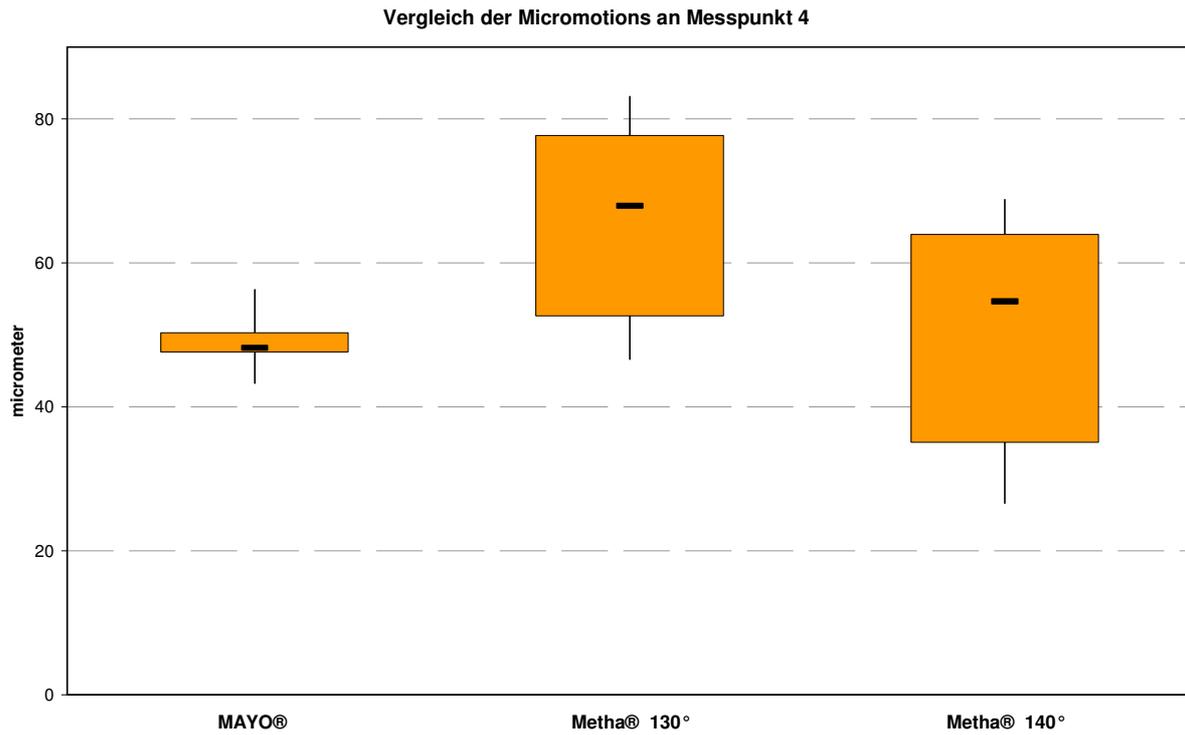


Diagramm 23: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 4 der MAYO®- und Metha®-Prothese.

| <i>Messpunkt 4</i> | Metha® 140°             | Metha® 130°             |
|--------------------|-------------------------|-------------------------|
| MAYO®              | nicht sign.<br>(p=0,65) | nicht sign.<br>(p=0,12) |
| Metha® 130°        | nicht sign.<br>(p=0,14) |                         |

Tabelle 9: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 4.

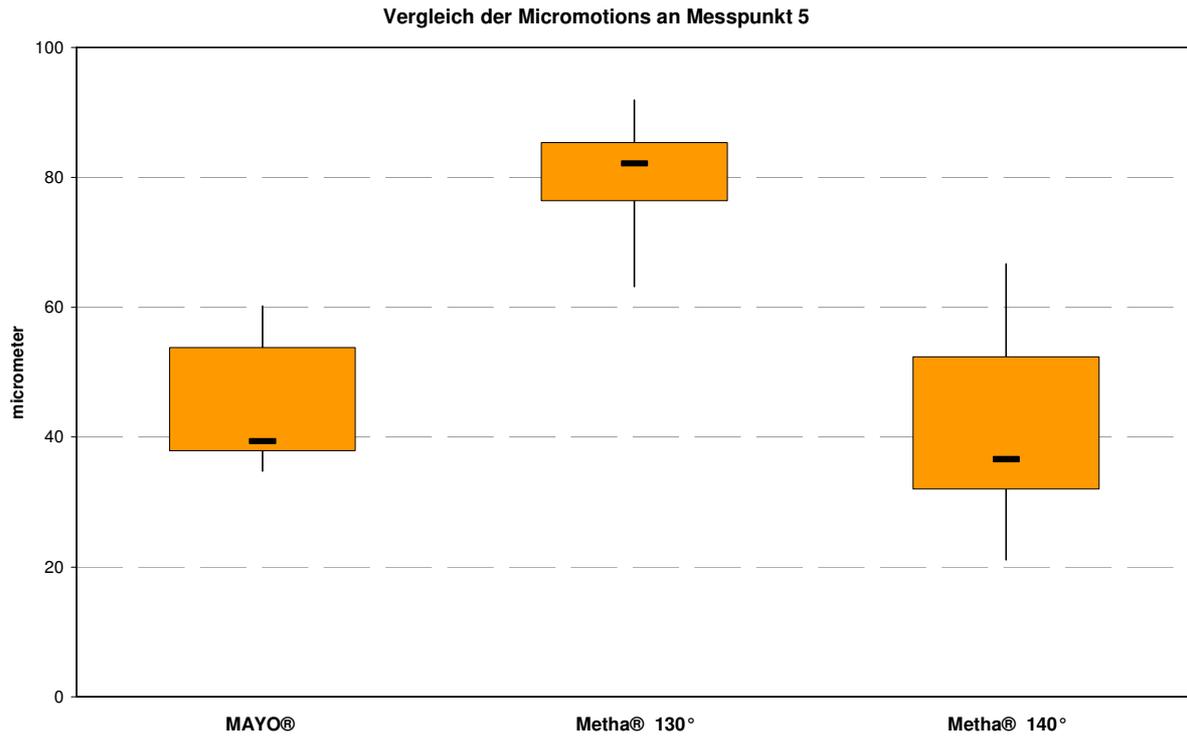


Diagramm 24: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 5 der MAYO®- und Metha®-Prothese.

| <i>Messpunkt 5</i> | Metha® 140°             | Metha® 130°       |
|--------------------|-------------------------|-------------------|
| MAYO®              | nicht sign.<br>(p=0,68) | sign.<br>(p<0,01) |
| Metha® 130°        | sign.<br>(p<0,01)       |                   |

Tabelle 10: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 5.

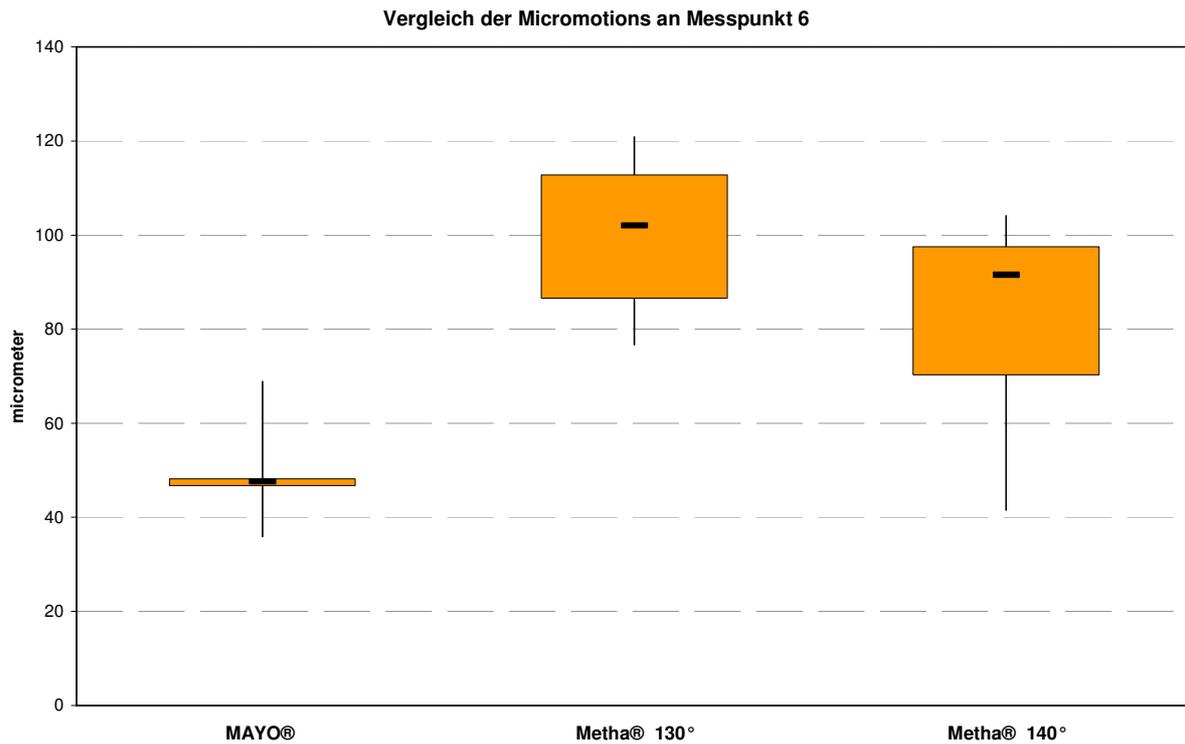


Diagramm 25: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 6 der MAYO®- und Metha®-Prothese.

| <i>Messpunkt 6</i> | Metha® 140°             | Metha® 130°       |
|--------------------|-------------------------|-------------------|
| MAYO®              | nicht sign.<br>(p=0,08) | sign.<br>(p<0,01) |
| Metha® 130°        | nicht sign.<br>(p=0,17) |                   |

Tabelle 11: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 6.

### III.5.b. Vergleich der Verformung des synthetischen Knochens

Die errechneten Messwerte der Bewegung des künstlichen Knochens für die verschiedenen implantierten Prothesen sind ebenfalls als Box-Plot Diagramme (Diagramm 26-32) für vergleichbare Messpunkte, ebenso wie die Tabellen mit Angabe der Signifikanz (Tabelle 12-18) im Anschluss eingefügt.

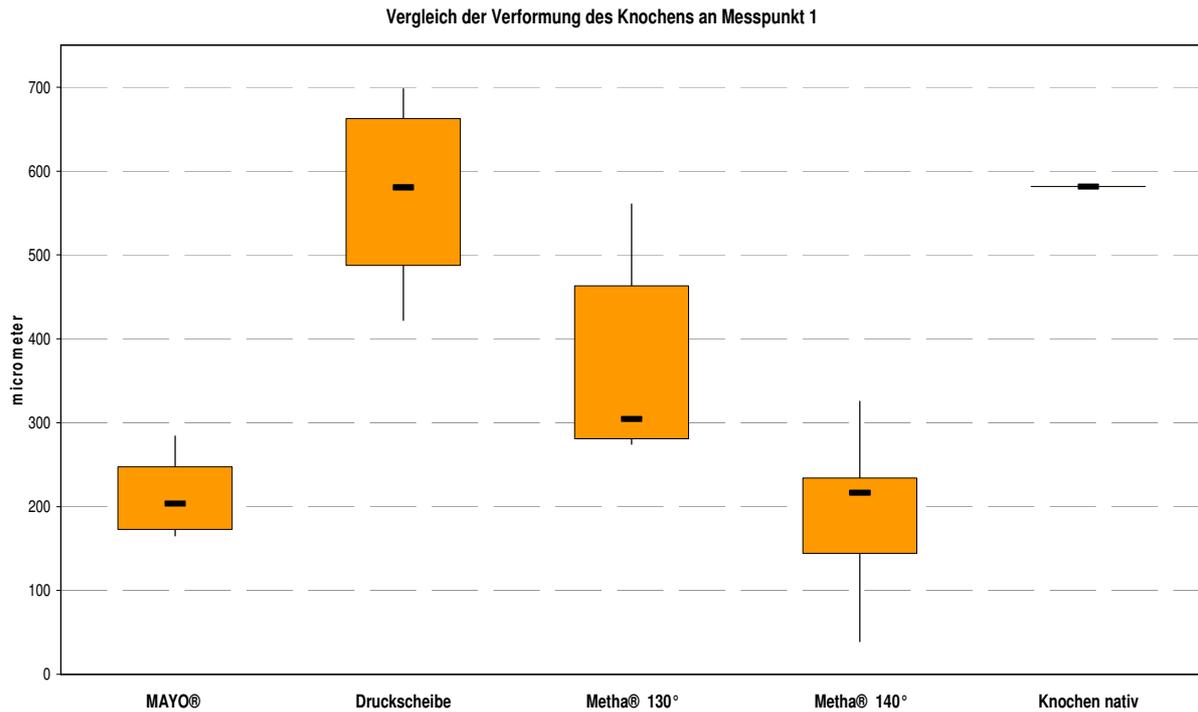


Diagramm 26: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 1 aller Prothesentypen.

| <i>Messpunkt 1</i> | Knochen nativ           | Metha® 140°             | Metha® 130°       | Druckscheibe      |
|--------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------|-------------------|
| MAYO®              | sign.<br>(p<0,01)       | nicht sign.<br>(p=0,67) | sign.<br>(p=0,03) | sign.<br>(p<0,01) |
| Druckscheibe       | nicht sign.<br>(p=0,87) | sign.<br>(p<0,01)       | sign.<br>(p=0,03) |                   |
| Metha® 130°        | sign.<br>(p=0,03)       | sign.<br>(p=0,02)       |                   |                   |
| Metha® 140°        | sign.<br>(p<0,01)       |                         |                   |                   |

Tabelle 12: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 1.

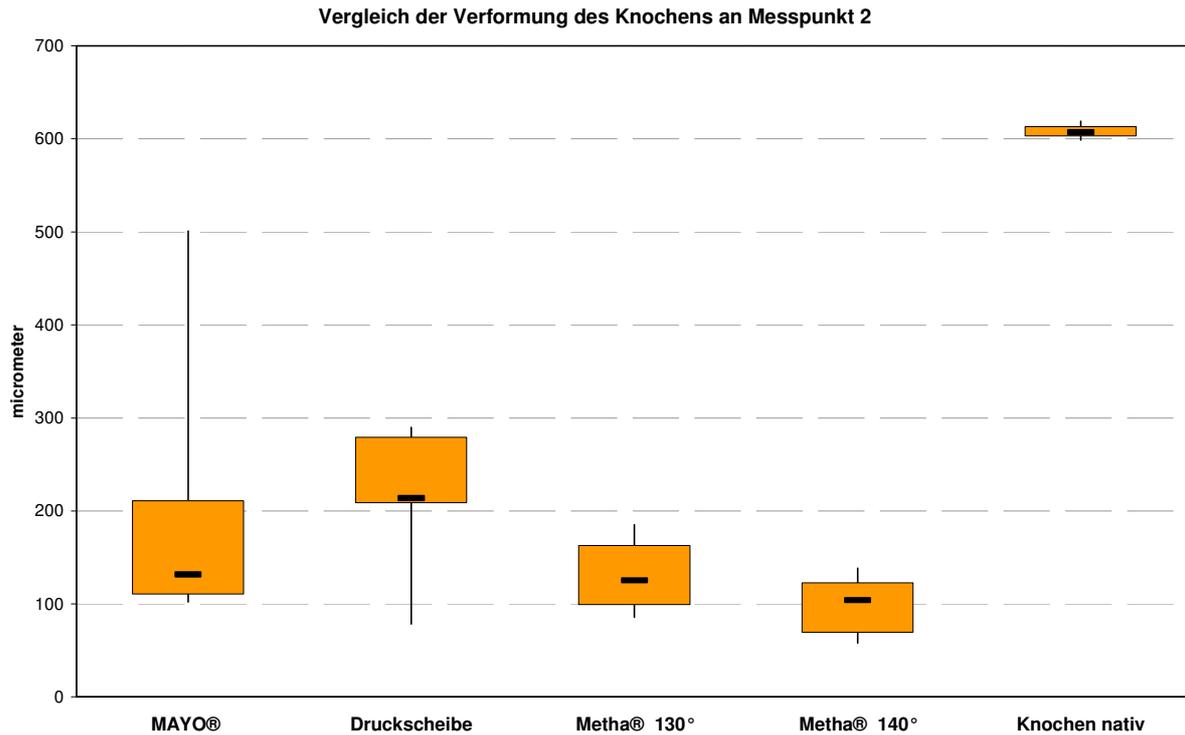


Diagramm 27: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 2 aller Prothesentypen.

| <b>Messpunkt 2</b> | Knochen nativ     | Metha® 140°             | Metha® 130°             | Druckscheibe            |
|--------------------|-------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| MAYO®              | sign.<br>(p<0,01) | nicht sign.<br>(p=0,14) | nicht sign.<br>(p=0,28) | nicht sign.<br>(p=0,98) |
| Druckscheibe       | sign.<br>(p<0,1)  | sign.<br>(p=0,01)       | nicht sign.<br>(p=0,06) |                         |
| Metha® 130°        | sign.<br>(p<0,01) | nicht sign.<br>(p=0,17) |                         |                         |
| Metha® 140°        | sign.<br>(p<0,01) |                         |                         |                         |

Tabelle 13: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 2.

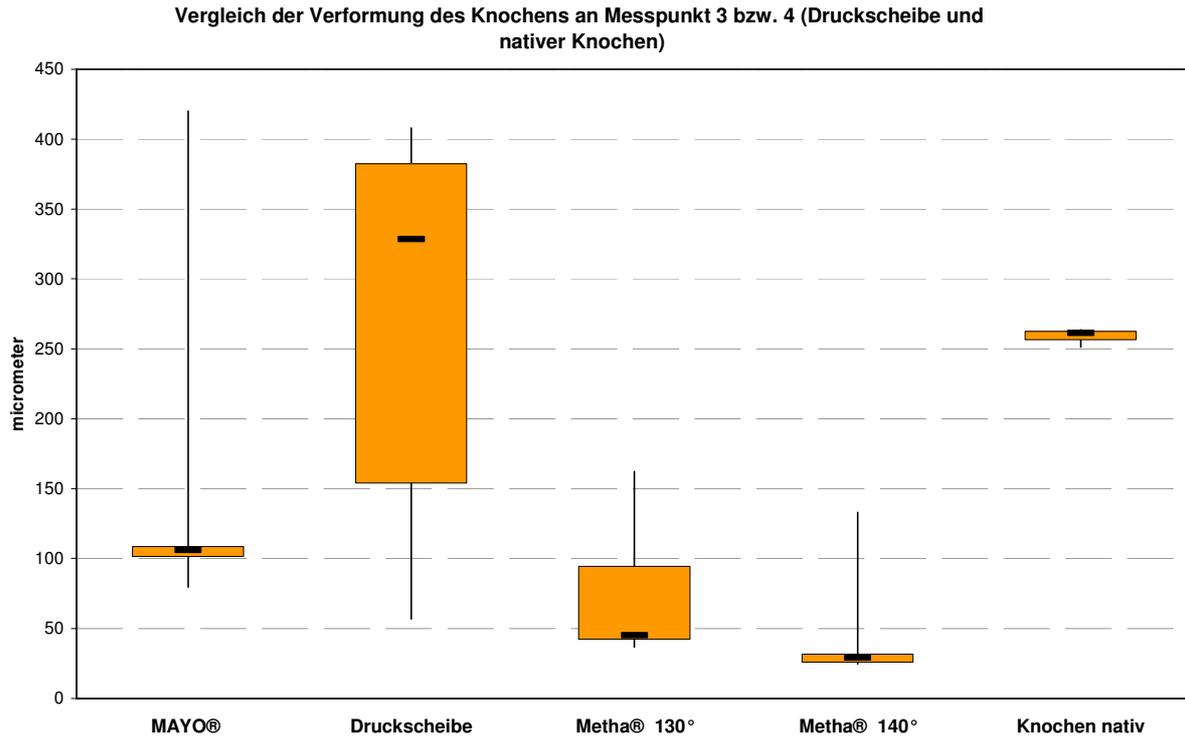


Diagramm 28: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 3 bzw. 4 (Druckscheibenprothese und nativer Knochen).

| <i>Messpunkt 3/4*</i> | Knochen nativ*          | Metha® 140°             | Metha® 130°             | Druckscheibe            |
|-----------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| MAYO®                 | nicht sign.<br>(p=0,31) | nicht sign.<br>(p=0,09) | nicht sign.<br>(p=0,19) | nicht sign.<br>(p=0,31) |
| Druckscheibe*         | nicht sign.<br>(p=0,31) | sign.<br>(p=0,01)       | sign.<br>(p=0,02)       |                         |
| Metha® 130°           | sign.<br>(p<0,01)       | nicht sign.<br>(p=0,33) |                         |                         |
| Metha® 140°           | sign.<br>(p<0,01)       |                         |                         |                         |

Tabelle 14: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 3 bzw. 4.

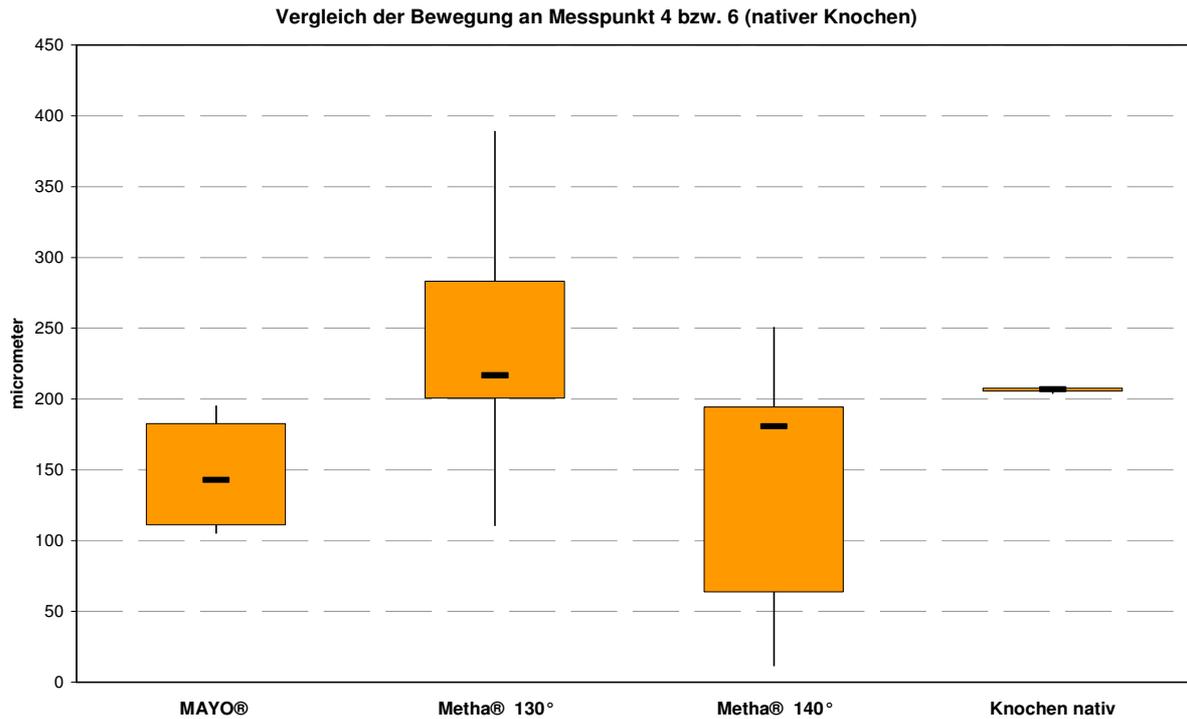


Diagramm 29: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 4 bzw. 6 (nativer Knochen).

| <i>Messpunkt 4/6*</i> | Knochen nativ*          | Metha® 140°             | Metha® 130°             |
|-----------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| MAYO®                 | sign.<br>(p=0,03)       | nicht sign.<br>(p=0,90) | nicht sign.<br>(p=0,08) |
| Metha® 130°           | nicht sign.<br>(p=0,59) | nicht sign.<br>(p=0,11) |                         |
| Metha® 140°           | nicht sign.<br>(p=0,30) |                         |                         |

Tabelle 15: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 4 bzw. 6.

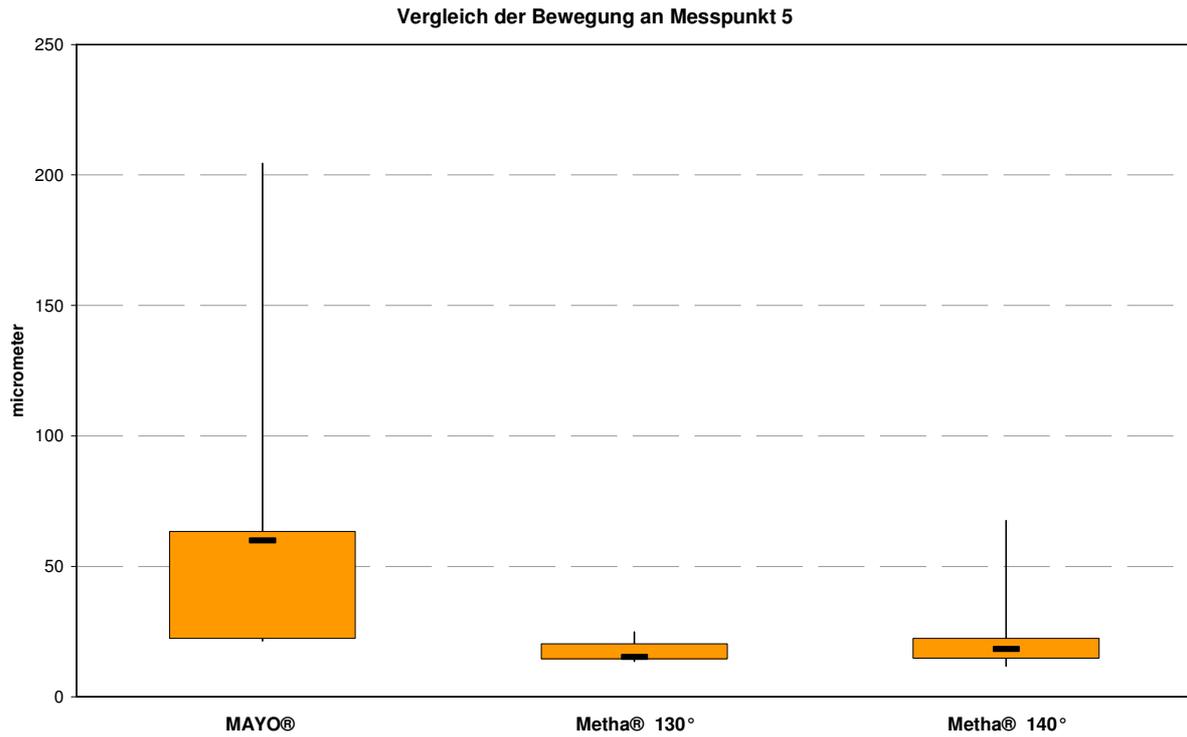


Diagramm 30: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 5 der MAYO®- und Metha®-Prothese.

| <i>Messpunkt 5</i> | Metha® 140°             | Metha® 130°             |
|--------------------|-------------------------|-------------------------|
| MAYO®              | nicht sign.<br>(p=0,16) | nicht sign.<br>(p=0,10) |
| Metha® 130°        | nicht sign.<br>(p=0,38) |                         |

Tabelle 16: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 5.

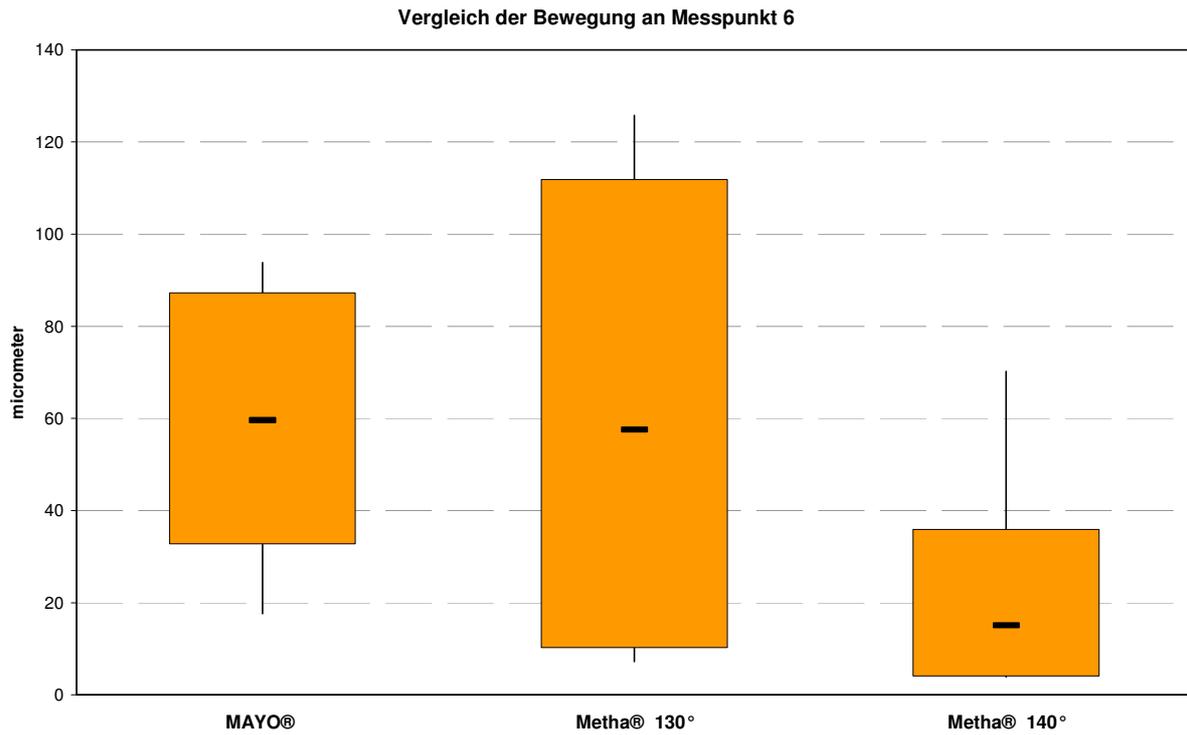


Diagramm 31: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 6 der MAYO®- und Metha®-Prothese.

| <b>Messpunkt 6</b> | Metha® 140°             | Metha® 130°             |
|--------------------|-------------------------|-------------------------|
| MAYO®              | nicht sign.<br>(p=0,10) | nicht sign.<br>(p=0,90) |
| Metha® 130°        | nicht sign.<br>(p=0,17) |                         |

Tabelle 17: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 6.

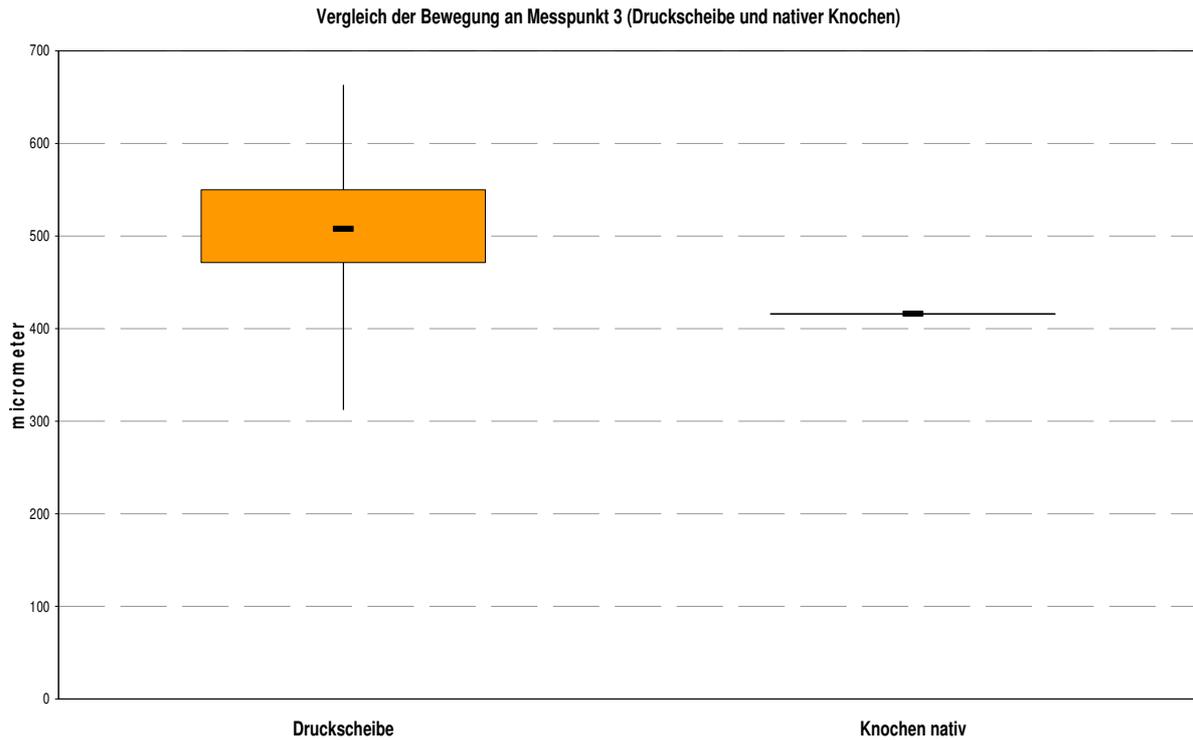


Diagramm 32: Box-Plot-Diagramm für Messpunkt 3 der Druckscheibenprothese und des nativen Knochens.

| <i>Messpunkt 3</i> | Knochen nativ               |
|--------------------|-----------------------------|
| Druckscheibe       | nicht sign.<br>( $p=0,31$ ) |

Tabelle 18: Vergleich der Messwerte auf signifikante Unterschiede am Messpunkt 3.

#### IV. Diskussion

Die Ursachen für das Versagen einer Totalendoprothese und die Mechanismen, die dahinter stehen, werden bis heute immer noch kontrovers diskutiert. Die aseptische Lockerung ist jedoch der häufigste Grund für eine Prothesenrevision (Malchau et al. [85], Ulrich et al. [123] und Clohisy et al. [23]). Experimentelle, histologische und klinische Studien konnten hierbei verschiedene Faktoren bestimmen, die zu einer Lockerung des Implantates führen (Rubash et al. [114], Wirtz et al. [132] und Collier et al. [25]).

Als eine der Hauptursachen kann sicherlich die durch Abrieb hervorgerufene Fremdkörperreaktion angesehen werden, in deren Rahmen es zu einer Entzündungsreaktion mit nachfolgender Knochenresorption kommt (Pazzaglia [103] und Pazzaglia et al. [104]). Die Quellen für Abriebsmaterial können hierbei die verschiedenen Komponenten der Gleitpaarung zwischen Prothesenkopf und Hüftpfanne, wie Polyethylen (Kobayashi et al. [77] und Kim et al. [72]), Keramik (Lerouge et al. [80]) oder Metall (Kim et al. [73] und Schmidt et al. [115]) sein. Eine Studie aus neuerer Zeit von Flugsrud et al. [43] zeigt zudem, dass offenbar ein höheres Körpergewicht und gesteigerte körperliche Aktivität, durch damit einhergehenden vermehrten Abrieb, ebenfalls das Risiko für eine aseptische Lockerung erhöhen können.

Weitere Ursachen für eine Implantatlockerung können Spalträume von mehr als 50µm zwischen Prothese und Knochen bei der Implantation (Jerosch et al. [62] und Wang et al. [127]) und physikalische Umbauvorgänge des Femurs (Kerner et al. [71] und Rosenthal et al. [113]) sein. Zudem kommt es zu Veränderungen der mechanischen Beanspruchung des Knochens, welche durch die Prothese hervorgerufen werden. Hierzu zählen einerseits die fokale Überbelastung („overloading“) des Knochens (Otani und Whiteside [98]), andererseits eine zu geringe Kraftübertragung („stress shielding“) an bestimmten Stellen des Implantats (Decking et al. [33] und Bugbee et al. [17]). Beide Mechanismen führen zu einer Knochenresorption.

Die Abriebsreaktion, als Hauptursache einer aseptischen Lockerung, hängt in erster Linie von der Gleitpaarung ab, weshalb die Femurprothese keinen großen Anteil daran hat. Durch die stetige Verbesserung der verwendeten Materialien und die Durchführung von Abriebsversuchen konnte jedoch dieser Faktor bereits deutlich reduziert werden (Kircher et al. [75]).

Physikalische Umbauvorgänge des Femurs, welche zur Lockerung führen können und erst im Laufe von Jahren nach der Implantation auftreten, lassen sich in einer experimentellen in vitro Studie zur Primärstabilität einer Prothese meist nicht bestimmen. Allerdings lassen

sich mit derart angelegten Studien die mechanische Kraftübertragung auf den Knochen und somit das „stress shielding“ und das „overloading“ vorhersagen (vgl. Monti et al. [91] und Viceconti et al. [124]). Insbesondere bei jüngeren Patienten ist, auf Grund einer höheren Aktivität, das „overloading“ für eine vermehrte Knochenresorption von besonderer Bedeutung.

Zur Erfassung eines „overloading“ haben sich in den letzten Jahren Prüfungen der Primärstabilität durch Belastungsversuche, insbesondere die Messung der „Micromotions“, als aussagekräftige Methode bewährt. Zudem besteht bei diesem Verfahren die Möglichkeit Lockerungsursachen, wie beispielsweise Zwischenräume zwischen Prothese und Knochen, welche durch mangelhaftes Einbringen der Prothese entstehen können, zu bestimmen.

Das Auftreten von „stress shielding“ lässt sich durch verschiedene Methoden ermitteln. Als eine zuverlässige Vorgehensweise gilt hier die Berechnung der Kraftübertragung durch die Methode der finiten Elemente (vgl. Bougherara et al. [11] und Lengsfeld et al. [79]). Weitere Möglichkeiten stellen radiologische (vgl. Breusch et al. [13] und Reilly et al. [112]) und experimentelle Untersuchungen, wie spannungsoptische Messungen (vgl. McNamara et al. [90]) dar.

Die Prüfung der Primärstabilität mittels dynamischer Belastungstests bietet eine gute Aussagekraft über die klinische Eignung. Die ISO 4706 und ISO 7206 geben hierbei seit langem einen Standard für die Materialprüfung von Femurimplantaten (Baleani et al. [4]) vor. Für die in vitro Prüfung der Primärstabilität von Präparaten ist ein solcher Standard noch nicht verfügbar. Aus diesem Grund sind die Prüfparameter der Studien auf diesem Gebiet äusserst inhomogen. So reicht die dynamische Belastung von 0 - 445N bei Burke et al. [18] bis zu 0 - 2000N bei McKellop et al. [87]. Da hierfür keine Richtlinien vorhanden sind, orientierte man sich in der vorliegenden Arbeit an den von der Arbeitsgruppe um Bergmann [6-8] vielfältig ermittelten Belastungen, welche in vivo auftreten. Der festgelegte Prüfbereich von 300 - 1700N liegt damit im oberen Durchschnitt der bisherigen Studien auf diesem Gebiet.

In einem Großteil der früher auf diesem Gebiet durchgeführten Studien, wurden die Mikrobewegungen in einer Dimension an maximal 2 Punkten der Prothese gemessen (vgl. Callaghan et al. [19], Harris et al. [50], Hua et al. [53] und Gebauer et al. [44]). Um die Micromotions in dieser Arbeit mit hoher Präzision und an mehreren Messpunkten in gleicher Weise bestimmen zu können, wurde eine Messvorrichtung verwendet, welche eine 3-dimensionale Erfassung der Relativbewegung ermöglichte (vgl. Thomsen et al. [121] und Görtz et al. [46]). Der große Vorteil der 3-dimensionalen Bewegungserfassung liegt darin, dass alle Komponenten der Bewegung im Raum gemessen werden können.

Im Gegensatz dazu wird bei der 1-dimensionalen Erfassung jeweils nur diejenige Komponente gemessen, die parallel zum Wegabnehmer verläuft (vgl. Abb. 32). Bewegungskomponenten, welche senkrecht zum Wegabnehmer verlaufen, können somit nicht registriert werden.

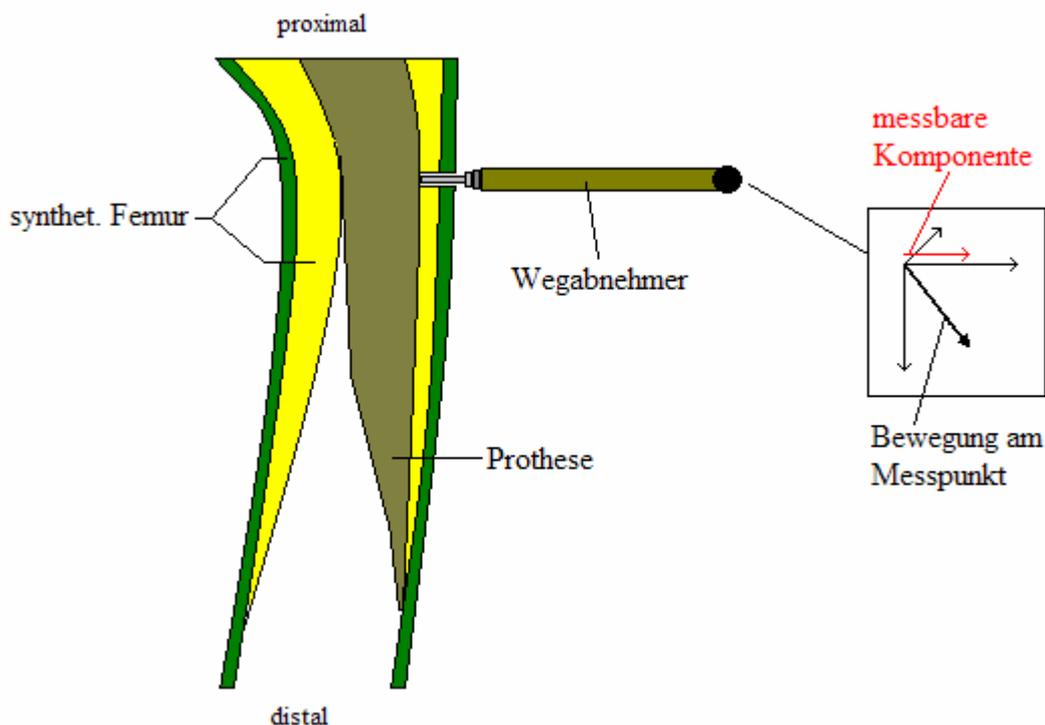


Abb. 32: Schema der 1-dimensionalen Bewegungsregistrierung. Hierbei können nur Bewegungskomponenten entlang einer Achse des 3-dimensionalen Raumes erfasst werden. Bewegungskomponenten entlang der übrigen Raumachsen können nicht gemessen werden.

Durch die 3-dimensionale Messung ist es möglich, neben den Micromotions auch deren Richtung und die Rotation zu bestimmen. Die 3-dimensionale Erfassung der elastischen Verformung des Knochens ermöglicht ebenfalls, das biomechanische Verhalten des synthetischen Femurs zu beurteilen. Des Weiteren besteht die Möglichkeit die Relativbewegung an jedem Punkt des Implantates zu berechnen.

Im Gegensatz zu den Untersuchungen von Görtz et al. [46] und Thomsen et al. [121], bei denen die Bezugssysteme für die Messungen auf der Höhe des Trochanter minor lagen und damit im Prothesenverlauf, war dies bei der hier vorliegenden Arbeit nicht möglich. Auf Grund des Kurzschaft- bzw. schaftlosen Designs mussten Messpunkte auf Höhe des Trochanter minor gelegt und somit der Fixationsrahmen an anderer Stelle angebracht werden.

Bei den Relativbewegungen zwischen Prothese und Knochen müssen die plastischen, sprich das irreversible Einsinken der Prothese in das knöcherne Bett (englisch „*migration*“ genannt), von den elastischen, d.h. wieder reversiblen, Mikrobewegungen (englisch „*micromotion*“), unterschieden werden. Da die elastischen Micromotions eine wichtigere Rolle für die Osseointegration spielen (vgl. Kassirer et al. [69] und Pilliar et al. [107]), wurde in dieser Arbeit das Augenmerk auf deren Bestimmung gerichtet.

#### **IV.1. Schlussfolgerungen aus den erzielten Ergebnissen der Prothesen**

Wie in der Einleitung angeführt, bestand eines der Ziele dieser Studie darin, die Bewegungen der Prothese im Bezug auf den Knochen (im Weiteren kurz als „Micromotions“ bezeichnet) während dynamischer Belastung zu messen. Diese Größe ermöglicht eine Vorhersage über das Einwachsen der Prothese in das knöcherne Lager (vgl. Kärrholm et al. [68], Pilliar et al. [107] und Wirtz et al. [131, 132]). Ein kritischer Wert für Micromotions wird in einem Großteil der Literatur mit  $150\mu\text{m}$  für herkömmliche Hüftprothesen angegeben. Bei Überschreitung dieses Wertes soll eine Osteointegration nicht mehr möglich sein. Werte der Relativbewegung, bei denen die Osteointegration sicher nicht beeinträchtigt wird liegen laut Pilliar et al. unter  $28\mu\text{m}$  [107], beziehungsweise unter  $40\mu\text{m}$  laut Burke et al. [18].

Die Bestimmung der Micromotions hat sich in den vergangenen Jahren als entscheidender Prüfparameter zur Untersuchung der Primärstabilität durchgesetzt. So fand sie auch bei der Testung neuer Implantate Anwendung, wie beispielsweise bei Baleani et al. [3], Dujardin et al. [35], Fischer et al. [42] oder Mahomed et al. [84]. Darüber hinaus ist sie auch ein etabliertes Mittel zum Vergleich verschiedener Modelle konventioneller Hüftprothesen, wie die Veröffentlichungen von Götze et al. [47], Chareancholvanich et al. [21], Viceconti et al. [125], Jamali et al. [60], Bachus et al. [2], Harman et al. [49] und Otani et al. [101] belegen. Eine weitere Anwendung dieser Prüfmethodik fand sich zudem in der Untersuchung der Primärstabilität schaftloser Hüftprothesen, wie zum Beispiel bei Munting et al. [94].

In der hier vorliegenden Arbeit wurden bei den Belastungstests keine Muskelkräfte simuliert, dies muss in die Betrachtung der Ergebnisse mit einbezogen werden. Die Glutealmuskulatur und der Tractus iliotibialis haben hierbei den größten Einfluss auf die Kraftverteilung am proximalen Femur, wie durch in vitro bzw. in vivo Untersuchungen von Cristofolini

et al. [29] und Heller et al. [52] bzw. Lu et al. [82] nachgewiesen werden konnte. Eine untergeordnete Rolle spielt die pelvitrochantäre Muskulatur. Auf Grund der Tatsache, dass all diese Muskeln in ihrer Summe den Trochanter major nach medio-caudal drücken, verbiegt sich in vivo der Schenkelhals weniger stark im Bezug auf den Femurschaft, wodurch die ermittelte Relativbewegung zwischen Prothesenkopf und Knochen abnehmen würde. Demzufolge wird der Schenkelhals durch den fehlenden Druck auf den Trochanter major in eine übermäßig varische Position gebracht, wodurch sich der Krafteinfallswinkel verringert und die Belastung der Prothese erhöht wird. Diese beiden Effekte müssten demnach zu einer Vergrößerung der gemessenen Micromotions führen.

Die Simulation von bedeutsamen Muskelgruppen wurde in verschiedenen Studien zur Bestimmung der Primärstabilität von Hüftprothesen bereits angewendet (Burke et al. [18], Field et al. [39], Munting et al. [94] und Kassi et al. [69]). Als Ersatz für die betreffenden Muskeln wurden dabei mittels Nylon- oder Stahlseilen die resultierenden Muskelkräfte auf den Femur übertragen, jedoch kamen bei den verschiedenen Autoren unterschiedliche Simulationsmethoden zum Einsatz. In dieser Arbeit wurde auf die Muskelsimulation verzichtet, da es hierfür zur Zeit noch kein einheitlich anerkanntes Verfahren gibt und der umfangreiche Versuchsaufbau zur 3-dimensionalen Messung das Anbringen eines zusätzlichen Muskelsimulators erschwert hätte.

#### **IV.1.a. Schlussfolgerungen aus den Ergebnissen der Metha®-Kurzschaftprothese**

Die gemessenen Micromotions der Metha®-Kurzschaftprothese bei Verwendung des 130° Konus lagen an allen Messpunkten deutlich unterhalb des kritischen Grenzwertes von 150µm, wonach die Osteointegration des Implantates nicht gefährdet sein sollte. Eine von Thomsen et al. diesbezüglich durchgeführte Untersuchung, ebenfalls mit 130° Konus, zeigt offenbar ähnliche Ergebnisse (vgl. Wittenberg [133]). Dies bestätigt auch die guten klinischen Ergebnisse, welche die Metha®-Kurzschaftprothese bisher erzielen konnte (Bücking et al. [15]). Die größten Werte für die Relativbewegung wurde an den proximalen (Msp 1+2) und distalen Messpunkten (Msp 5+6) ermittelt, entsprechend 104µm und 69µm für die Messpunkte 1 und 2 bzw. 81µm bzw. 100µm für die Messpunkte 5 und 6. Da sich die proximalen und distalen Werte ähneln scheint die Kraftübertragung, und dem entsprechend die Fixierung des Implantates, relativ gleichmäßig über den gesamten Prothesenverlauf zu erfolgen. Somit

konnte bestätigt werden, dass es an keiner Stelle zu überhöhten Micromotions und damit zu keinem lokalen „overloading“ kam. Die Richtung der Micromotions an den verschiedenen Messpunkten legt zusammengefasst nahe, dass der mediale Prothesenhals in der Frontalebene nach distal kippt, während die Prothesenspitze nach proximal kippt. In der Sagittalebene verkippt die Prothese weniger sondern bewegt sich nach lateral. Die relative Rotation der Prothese gegenüber dem Knochen lag mit  $0,027^\circ$  im unteren Bereich der in dieser Studie untersuchten Implantate und lässt auf eine gute Rotationsstabilität schließen.

Bei Verwendung des  $140^\circ$  Konus für die Metha®-Kurzschafthprothese liessen sich an allen Messpunkten ebenfalls Mikrobewegungen bestimmen, welche unterhalb des kritischen Wertes von  $150\mu\text{m}$  lagen. Darüber hinaus waren die ermittelten Micromotions geringer als bei implantierten  $130^\circ$  Konus. Das lässt sich durch den größeren CCD-Winkel erklären, wodurch die Belastung eher axial entlang der Prothesenachse auf den Prothesenkopf übertragen wird und somit geringere Scherkräfte auftreten. Am proximalen Prothesenteil wurden Relativbewegungen von  $64\mu\text{m}$  bzw.  $33\mu\text{m}$  (Msp 1+2) bestimmt, an der Prothesenspitze von  $42\mu\text{m}$  bzw.  $82\mu\text{m}$  (Msp 5+6). Dadurch deutet sich an, dass die Prothese in dieser Konfiguration eine eher proximale Fixation besitzt. Aus der Richtung der Micromotions lässt sich erkennen, dass hierbei die proximalen Prothesenteile in der Frontalebene nach distal kippen, im Gegenzug die distalen Anteile nach proximal. Für die Sagittalebene zeigt sich ein Abkippen des Prothesenhalses nach dorsal, der Prothesenspitze nach frontal. Die Rotationsbewegung betrug  $0,008^\circ$ . Dieser Wert ist der niedrigste, welcher in dieser Arbeit ermittelt wurde und spricht für eine sehr gute Rotationsstabilität des Implantats.

#### **IV.1.b. Schlussfolgerungen aus den Ergebnissen der Druckscheibenprothese**

Das Design der schaftlosen Druckscheibenprothese soll gewährleisten, dass die Kraftleitung durch die medialen Anteile des proximalen Femurs erfolgt um „stress shielding“ zu verhindern und damit den Verlust an Knochensubstanz und eine Lockerung zu vermeiden.

Bisher durchgeführte klinische Studien zeigen hierbei gute bis sehr gute Resultate mit Survivalraten von 92,6% nach 3 Jahren bzw. 98% nach 6 Jahren (Ishaque et al. [57], Jacob et al. [58], Buergi et al. [16] und Karatosun et al. [67]).

Die für die Druckscheibenprothese ermittelten Micromotions lagen dabei alle erheblich unterhalb des kritischen Wertes für die regelhafte Osteointegration und bestätigen somit die positiven klinischen Ergebnisse der Prothese. Zudem waren sie an manchen Messpunkten die niedrigsten Werte, welche in der vorliegenden Arbeit bestimmt wurden. Im Bereich der Druckscheibe (Msp 1+2) wurden Relativbewegungen von  $65\mu\text{m}$  bzw.  $89\mu\text{m}$  ermittelt. An der Prothesenspitze betrug die Relativbewegung  $34\mu\text{m}$ . Daraus ergibt sich eine distale Fixation der Prothese, die sich durch die zusätzliche laterale Verankerung der Prothesenlasche mit zwei Corticalisschrauben erklären lässt. Anhand der Richtung der Micromotions ergibt sich in der Frontalebene eine Abkipfung des medialen Anteils der Druckscheibe nach distal und der Prothesenspitze nach proximal. Insgesamt weist das Implantat in der Sagittalebene eine Bewegung nach dorsal auf. Für die relative Rotation ergab sich ein Wert von  $0,034^\circ$ , der eine gute Rotationsstabilität der Druckscheibenprothese vermuten lässt.

#### **IV.1.c. Schlussfolgerungen aus den Ergebnissen der MAYO®-Prothese**

Durch die doppelte Keilform in antero-posteriorer und medio-lateraler Richtung der MAYO®-Prothese soll eine sofortige mechanische Verkeilung und Verankerung in der metaphysär-intertrochantären Region bewirkt und eine ausreichende Primärstabilität gewährleistet werden. Die Ergebnisse klinischer Studien in früh-funktioneller und mittelfristiger Hinsicht sind vielversprechend (Hube et al. [54], Morrey et al. [93] und Oehme et al. [96]).

Die, für die MAYO®-Prothese bestimmten Micromotions lagen alle unterhalb des Grenzwertes von  $150\mu\text{m}$ . Somit sind die Resultate der bisher durchgeführten Studien nachvollziehbar. Die höchsten Werte fanden sich dabei im Bereich des Prothesenhalses mit  $105\mu\text{m}$  und  $54\mu\text{m}$  (Msp 1+2). An der Prothesenspitze betrug die Relativbewegungen  $45\mu\text{m}$  bzw.  $49\mu\text{m}$  (Msp 5+6). Damit scheint die Kraftübertragung an den distalen Prothesenteilen zu erfolgen. Durch die ermittelten Richtungen der Micromotions an den verschiedenen Messpunkten zeigt sich, dass der proximale Prothesenteil in der Frontalebene nach distal kippt, während sich die Prothesenspitze nach proximal bewegt. In der Sagittalebene kippen die proximalen Prothesenteile nach dorsal, die distalen nach frontal. Die relative Rotation der Prothese gegenüber dem knöchernen Lager betrug  $0,127^\circ$ . Dies war der höchste Wert, welcher in dieser Arbeit gemessen wurde.

## IV.2. Schlussfolgerungen aus der Verformung der künstlichen Femora

Um einen sinnvollen Vergleich der Verformung des Femurs bei unterschiedlichen implantierten Prothesenmodellen durchführen zu können, ist es notwendig die Verformung des intakten Knochens bei gleichen Prüfbedingungen zu ermitteln. Dadurch lässt sich auf eine Veränderung der Kraftübertragung durch die Implantate und damit auf ein mögliches „stress shielding“ schließen (McNamara et al. [90]). Zu diesem Zweck wurde auch ein kompletter künstlicher Femur unter den gleichen Prüfbedingungen auf seine Verformung hin untersucht.

Betrachtet man die unterschiedlichen Prothesentypen bezüglich der Verformung des Femurs an den verschiedenen Messpunkten, so zeigt sich zunächst, dass die Druckscheibenprothese mit ihren Werten, abgesehen von Messpunkt 2, denen des unbehandelten Femurs am nächsten liegt. Daraus lässt sich schließen, dass die Kraftübertragung bei diesem Prothesentyp der des intakten Knochens sehr nahe kommt.

Am Messpunkt 1 zeigen die anderen beiden Prothesenmodelle signifikant niedrigere Werte als der synthetische Femur, wobei die Metha®-Prothese mit 130°-Konus höhere Werte liefert als mit 140°-Konus oder die MAYO®-Prothese.

Für den Messpunkt 2 errechnet sich für alle Prothesentypen eine signifikant geringere Bewegung als für den intakten Knochen.

Der Messpunkt 3 ergibt für die Metha®-Prothese in beiden Konfigurationen signifikant niedrigere Werte der Verformung. Die MAYO®-Prothese liegt im Bereich zwischen der Metha®-Prothese und der Druckscheibenprothese, wobei sich kein statistisch signifikanter Unterschied zum intakten Femur zeigt.

Die ermittelten Ergebnisse an Messpunkt 4 zeigen für die Metha®-Prothese, im Gegensatz zur MAYO®-Prothese, keine signifikant verringerte Bewegung.

An den Messpunkten 5 und 6 wurden nur die Bewegungen des Knochens bei implantierter Metha®- bzw. MAYO®-Prothese bestimmt. Hierbei ergaben sich an beiden Messpunkten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Prothesenmodellen.

Zusammenfassend zeigt sich, wie schon erwähnt, dass bei der Druckscheibenprothese die Verformung des proximalen Femurs der des unbehandelten Knochens am nächsten kommt und sie somit unter diesem Gesichtspunkt direkt postoperativ das geringste „stress shielding“ zeigen sollte. Bei der Metha®- und MAYO®-Prothese zeigt sich eine deutlich verringerte Verformung des Knochens, allerdings ähneln sich die Ergebnisse größtenteils. Dabei zeigt sich ein relativ homogen abfallender Verlauf der Verformung von proximal nach

distal bei der MAYO®-Prothese. Für die Metha®-Prothese ergibt sich ebenfalls ein abfallender Verlauf, welcher allerdings einen Sprung im proximalen lateralen Implantatbereich aufweist.

Durch die Implantation von Hüftendoprothesen kommt es unausweichlich zu einer Veränderung des biomechanischen Verhaltens des proximalen Femurs. Diese kann durch das Design der Prothesen zwar gemindert, allerdings nie vollständig vermieden werden. Wie bereits McNamara et al. [90] in ihrer Arbeit nachweisen konnten, verändert das Implantat die Rigidität des kraftleitenden Systems am proximalen Femur und damit die Kraftübertragung, wodurch sich „stress shielding“ nicht komplett vermeiden lässt.

### **IV.3. Fazit**

Mit dieser Studie wurde festgestellt, dass alle hier geprüften Prothesentypen deutlich den kritischen Wert für eine erfolgreiche Osteointegration unterschreiten. Unter diesen Gesichtspunkten sind die unterschiedlichen Typen gleichermaßen zur Implantation geeignet. Allerdings besitzen die jeweiligen Prothesenmodelle aus biomechanischer Sicht verschiedene Vor- und Nachteile.

Der Vorteil der Metha®-Kurzschaftprothese besteht darin, dass durch das Angebot an modularen Koni mit unterschiedlichem CCD-Winkel die Prothese besser den Verhältnissen des Patienten angepasst werden kann. Als Nachteil zeigt sich jedoch, dass die Primärstabilität durch einen geringeren CCD-Winkel, wenn auch nur in geringem Ausmaß, abnimmt. Im Vergleich mit den anderen Prothesenmodellen zeigt die Metha®-Prothese an den proximalen Prothesenteilen tendenziell eher geringere Micromotions. Im direkten Vergleich der Prothese mit implantierten 130°-Konus bzw. 140°-Konus zeigt sich, dass es bei letzterem zu statistisch signifikant geringeren Micromotions vor allem im proximalen Prothesenteil kommt. In dieser Studie wurde jedoch nicht die Veränderung des Offsets durch den 130°-Konus mit eingerechnet, da alle Prothesen unter den gleichen Bedingungen getestet wurden. Das höhere Offset sollte zu einer flacher einfallenden Hüftresultierenden ( $\sim 20^\circ$ ) gemäß Pauwels führen. Darunter wären die Micromotions tendenziell noch geringer. Bei der Verformung des synthetischen Knochens lieferte die Metha®-Prothese in beiden Konfigurationen

deutlich niedrigere Werte als der unbehandelte Knochen. Somit ist die Kraftübertragung im proximalen Femur deutlich verändert.

Die Druckscheibenprothese besitzt den Vorteil, dass durch ihr schaftloses Design auch der proximale Femurschaft bei der Implantation geschont wird, wodurch zusätzlich Knochen-substanz erhalten wird. Durch die zusätzliche Verankerung am Trochanter major wird die Primärstabilität erhöht. Daraus ergibt sich allerdings bereits der Nachteil der Druckscheibenprothese. Die Lasche zur Fixierung des distalen Prothesenteils kann in vivo oft zu Beschwerden führen. So scheuert bei Bewegung im Hüftgelenk der Tractus ilio-tibialis über das Metall, wodurch es zu Reizzuständen, wie beispielsweise einer Bursitis trochanterica kommen kann. Eine klinische Studie von Fink et al. [41] zeigte, dass es bei 9,8% der Patienten an dieser Stelle zu chronischen Schmerzen mit daraus folgender Mobilitätseinschränkung kommt. Bei Lockerungen der Druckscheibenprothese kommt es zunächst zu einem varischen Abkippen der Prothese. Ein Grund hierfür lässt sich anhand der Messungen nicht direkt ableiten, da in der Primärstabilität weder ein „overloading“ noch ein „stress shielding“ sichtbar ist. Die Ursache müssten also sekundäre Umbauvorgänge sein. Einen Anhaltspunkt könnten hierbei die Unterschiede der Micromotions zwischen der Druckscheibe und der Lasche liefern. Im Vergleich mit den anderen getesteten Prothesentypen zeigt diese Prothese zwischen den proximalen und den distalen Messpunkten relativ starke Unterschiede. Die Ergebnisse der Druckscheibenprothese, bei der Bestimmung der Verformung des künstlichen Femurs, lagen denen des intakten Knochens am nächsten, was für eine ähnliche Kraftübertragung und damit geringeres „stress shielding“ spricht.

Die MAYO®-Prothese ist von den hier getesteten Implantaten als einziges Modell aus einem Stück geschmiedet, was den Vorteil bietet, dass es beispielsweise zu keiner zusätzlichen Traumatisierung von Knochen und Periost wie bei der Druckscheibenprothese kommt. Als Nachteil zeigte sich in dieser Studie, dass diese Prothese, anscheinend mehr als die anderen getesteten, zur Rotation gegenüber dem Knochen neigt, was sich unter Umständen negativ auf die knöcherne Integration der Prothese auswirken kann. Der Grund für die geringere Rotationsstabilität kann im Design des Implantats gesehen werden, welches im Gegensatz zur Metha®-Prothese im Querschnitt runder erscheint. Bei einem Vergleich mit den anderen getesteten Prothesenmodellen zeigt die Prothese bei vergleichbaren Messpunkten in den distalen Anteilen eher geringere Micromotions, ähnlich der Metha®-Prothese mit 140°-Konus. Auch bei dieser Prothese kommt es zu einer geringeren Verformung des Femurs, so dass von

einer veränderten Kraftübertragung und dem theoretischen Risiko eines „stress shielding“ ausgegangen werden muss.

Abschließend muss jedoch angeführt werden, dass unterschiedliche biologische Faktoren, wie die Knochenqualität, einen nicht unerheblichen Einfluss auf die Primärstabilität besitzen. Deshalb sind schenkelhalsershaltende Hüftprothesen vorzugsweise für jüngere Patienten mit intakter Knochensubstanz geeignet, da es beispielsweise beim Einsatz in osteoporotischem Knochen zu einem Versagen der metaphysären Verankerung und zusätzlicher Schädigung des Knochens kommen kann.

#### **IV.4. Vergleich mit anderen Studien**

Die Aussagekraft der in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse würde sich durch den Vergleich mit anderen Veröffentlichungen erhöhen. Allerdings sind solche Vergleiche nicht ohne weiteres möglich, da bis dato keine einheitlichen Testprotokolle für Studien auf diesem Gebiet verfügbar sind. Daraus ergeben sich bei den jeweiligen Autoren eine Vielzahl verschiedener Prüfparameter und Messmethoden wodurch sich die Ergebnisse stets nur eingeschränkt miteinander vergleichen lassen. Zudem kommt erschwerend hinzu, dass, auf Grund erheblicher Unterschiede im biomechanischen Verhalten, konventionelle Hüftendoprothesen nicht problemlos mit schenkelhalsershaltenden Implantaten vergleichbar sind. Eine noch annehmbare Möglichkeit besteht in der Messung der Micromotions am Kopf oder am medialen Schaftanteil der Prothese, da an dieser Stelle die verschiedenen Varianten von Hüftimplantaten die größte Ähnlichkeit aufweisen.

So ergab eine Untersuchung von Schneider et al. [116] aus dem Jahr 1989 bei 4 verschiedenen zementfreien Endoprothesenmodellen Relativbewegungen in einem Bereich von 8 bis 152 $\mu$ m. Hierbei wurden Belastungen vom 1- bis 4-fachen des Körpergewichts simuliert. In einer von Wirtz et al. [131], im Jahr 1998, veröffentlichten Untersuchung werden für konventionelle zementfreie Hüftprothesenschäfte durchschnittliche Micromotions von 120 bis 200 $\mu$ m angegeben, wobei die Prüfbelastung bei dem 2 bis 3-fachen des Körpergewichts lag. Im Vergleich damit würden sich die Werte der hier untersuchten 3 Prothesenmodelle im unteren bis mittleren Bereich einreihen.

## V. Zusammenfassung

Die Implantation von Hüftendoprothesen gehört weltweit zu den häufigsten und erfolgreichsten chirurgischen Eingriffen. Dabei setzt sich das Patientengut größtenteils aus älteren Menschen (> 65 Lebensjahre) zusammen.

Die Versorgung mit künstlichen Hüftgelenken nimmt jedoch auch bei jüngeren Patienten einen zunehmend größeren Stellenwert ein, wie beispielsweise bei der Therapie der rheumatoiden Arthritis (vgl. Malchau et al.[85]).

Auf Grund der höheren Lebenserwartung jüngerer Patienten und der damit einhergehenden höheren Wahrscheinlichkeit für einen notwendigen Wechsel, werden bei diesem Patientenkollektiv vorzugsweise zementfreie Prothesenschäfte implantiert, wodurch sich der Prothesenwechsel zumeist unkomplizierter gestaltet. In diesem Zusammenhang kommt den, sich seit neuerer Zeit auf dem Markt befindlichen, schenkelhalserhaltenden Hüftendoprothesen eine besondere Bedeutung zu. Durch das Design der Prothesen ist eine äußerst knochen-sparende Implantation des Prothesenschaftes möglich, weshalb für einen späteren Implantatwechsel eine größere Menge an intakter Knochensubstanz zur Verfügung steht.

Die Aufgabe dieser Studie war es die Primärstabilität verschiedener schenkelhalserhaltender Prothesenmodelle in synthetischen Femora zu ermitteln. Hierbei wurden Untersuchungen an 5 künstlichen Oberschenkelknochen mit implantierter MAYO®-Prothese (Fa. Zimmer), 5 mit implantierter Druckscheibenprothese (Fa. Zimmer) und 6 mit implantierter Metha®-Kurzschafthprothese (Fa. Aesculap) durchgeführt. Bei der Metha®-Kurzschafthprothese wurden die Messungen jeweils unter Verwendung des 130°- bzw. des 140°-Konus mit 0° Ante- / Retroversion durchgeführt. Zusätzlich wurden die Messungen unter gleichen Bedingungen an einem synthetischen Femur ohne implantierte Prothese durchgeführt, um Aussagen über die Veränderung der elastischen Verformung des Femurs durch die unterschiedlichen Prothesen treffen zu können.

Zur Bestimmung der Primärstabilität war es vorab notwendig die Prüfparameter festzulegen. Hierzu wurden die im Mittel auf den Prothesenkopf einwirkenden Kräfte von Bergmann et al., gemäß den in vivo ermittelten Werten an Hüftprothesen bei Gehversuchen 3 bis 6 Monate nach der Implantation, als Grundlage verwendet (vgl. [6-8]). Es wurde für sämtliche Tests eine sinusoidale, dynamische Belastung von 300N bis 1700N bei einer Frequenz von 1 Hz für 300 bzw. 360 Belastungszyklen erzeugt. Um die maximale Kraft eines normalen Gehzyklus möglichst realistisch zu simulieren, wurde die Belastung in einem Krafteinfalls-winkel von 16° von medial und 9° von anterior auf den Prothesenkopf aufgebracht.

Als Standard zur Evaluation und zum Vergleich der Primärstabilität hat sich in den letzten Jahren die Bestimmung der Micromotions, sprich der Relativbewegung bei dynamischer Belastung zwischen dem Implantat und dem knöchernen Lager, durchgesetzt. So wurden in dieser Studie die Micromotions an verschiedenen Messpunkten 3-dimensional, mittels einer Messeinrichtung, welche derer von Görtz et al. [46] und Thomsen et al. [121] ähnelt, bestimmt. Dadurch ließ sich feststellen, dass alle untersuchten Prothesenmodelle Relativbewegungen, deutlich unterhalb des für die Osteointegration kritischen Wertes von 150µm, aufweisen (Pilliar et al. [107] und Wirtz et al. [131, 132]).

Die Metha®-Kurzschafthprothese bietet durch verschiedene modulare Koni die Möglichkeit, die Prothese gut an die anatomischen Gegebenheiten des Patienten anzupassen. Es zeigte sich jedoch, dass es bei geringerem CCD-Winkel zu erhöhten Micromotions im proximalen Schaftanteil kommt. Die Verformung des Femurs zeigte in beiden Konfigurationen deutliche Unterschiede zum unbehandelten Knochen, sodass von einer veränderten Kraftübertragung im proximalen Femur mit dem theoretischen Risiko eines „stress shielding“ ausgegangen werden muss.

Die Druckscheibenprothese besitzt eine hohe Primärstabilität durch die zusätzliche Verankerung am Trochanter major. Zudem kann durch das schaftlose Design weitere Knochen substanz erhalten werden. Die laterale Verankerung kann aber beim Patienten zu Beschwerden führen (Fink et al. [41]). Im Vergleich mit den anderen getesteten Prothesenmodellen zeigt die Druckscheibenprothese bezüglich der Primärstabilität keine auffälligen Unterschiede. Die Kraftübertragung im proximalen Femur war der des intakten Knochens am ähnlichsten.

Die MAYO®-Prothese wies im Vergleich die größte Rotation gegenüber dem knöchernen Lager auf, was auf den runden Querschnitt des Implantats zurückgeführt werden kann. Diese Prothese zeigt in den distalen Anteilen geringere Micromotions als die Metha®-Prothese und weist zudem ebenfalls eine geringere Verformung des proximalen Femurs als der unbehandelte Knochen auf.

Aufgrund der Ergebnisse lässt sich kein eindeutig prädestiniertes Prothesenmodell erkennen, da alle Implantate eine Primärstabilität im Bereich herkömmlicher zementfreier Prothesenschäfte aufweisen. Auch die bisherigen klinischen Ergebnisse und Standzeiten stützen diese Aussage. Somit muss für jeden Patienten individuell entschieden werden welche Implantatversorgung das bestmögliche „outcome“ bietet, wobei hierfür patienten-spezifische Faktoren wie etwa Alter, Knochenqualität und -substanz in die Betrachtung mit einbezogen werden müssen.

## VI. Literaturverzeichnis

1. *NIH Consensus Development Conference: Total hip joint replacement. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, March 1-3, 1982. Proceedings.* J Orthop Res, 1(2): p. 189-234. 1983
2. Bachus, K.N., Bloebaum, R.D., Jones, R.E.: *Comparative micromotion of fully and proximally cemented femoral stems.* Clin Orthop Relat Res, (366): p. 248-57. 1999
3. Baleani, M., Cristofolini, L., Toni, A.: *Initial stability of a new hybrid fixation hip stem: experimental measurement of implant-bone micromotion under torsional load in comparison with cemented and cementless stems.* J Biomed Mater Res, 50(4): p. 605-15. 2000
4. Baleani, M., Cristofolini, L., Viceconti, M.: *Endurance testing of hip prostheses: a comparison between the load fixed in ISO 7206 standard and the physiological loads.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 14(5): p. 339-45. 1999
5. Beatty, M.F.: *Kinematics of Finite, Rigid-body Displacements.* Am J Phys, 34(10): p. 949-954. 1966
6. Bergmann, G.: *In-vivo-Messungen der Belastung von Hüftimplantaten.* 1. Auflage, Berlin; Verlag Dr. Köster, ISBN 3-89574-233-3, 1997
7. Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A.: *Hip joint loading during walking and running, measured in two patients.* J Biomech, 26(8): p. 969-90. 1993
8. Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A.: *Messung der Hüftgelenksbelastung und ihre Bedeutung für die Fixation von Endoprothesen.* Unfallchir, 261: p. 66-72. 1997
9. Birkenhauer, B., Kistmacher, H., Ries, J.: *Conception and first results of the Spiron cementless femoral neck screw prosthesis.* Orthopäde, 33(11): p. 1259-66. 2004
10. Birtwistle, S.J., Wilson, K., Porter, M.L.: *Long-term survival analysis of total hip replacement.* Ann R Coll Surg Engl, 78(3 ( Pt 1)): p. 180-3. 1996
11. Bougherara, H., et al.: *Design of a biomimetic polymer-composite hip prosthesis.* J Biomed Mater Res A, 82(1): p. 27-40. 2007
12. Breusch, S.J., et al.: *Anchoring principles in hip endoprotheses. I: Prosthesis stem.* Unfallchirurg, 103(11): p. 918-31. 2000
13. Breusch, S.J., et al.: *Ten-year results of uncemented hip stems for failed intertrochanteric osteotomy.* Arch Orthop Trauma Surg, 125(5): p. 304-9. 2005
14. Britton, A.R., et al.: *Long-term comparison of Charnley and Stanmore design total hip replacements.* J Bone Joint Surg Br, 78(5): p. 802-8. 1996

15. Bücking, P.K., Feldmann, P., Wittenberg, R.H.: *Metha-Modulare Kurzschaftprothese*. Orthop Prax, 42(8): p. 474-7. 2006
16. Buergi, M.L., et al.: *Radiological findings and clinical results of 102 thrust-plate femoral hip prostheses: a follow-up of 2 to 8 years*. J Arthroplasty, 20(1): p. 108-17. 2005
17. Bugbee, W.D., et al.: *Long-term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement*. J Bone Joint Surg Am, 79(7): p. 1007-12. 1997
18. Burke, D.W., et al.: *Micromotion of cemented and uncemented femoral components*. J Bone Joint Surg Br, 73(1): p. 33-7. 1991
19. Callaghan, J.J., et al.: *The effect of femoral stem geometry on interface motion in uncemented porous-coated total hip prostheses. Comparison of straight-stem and curved-stem designs*. J Bone Joint Surg Am, 74(6): p. 839-48. 1992
20. Chang, P.B., Mann, K.A., Bartel, D.L.: *Cemented femoral stem performance. Effects of proximal bonding, geometry, and neck length*. Clin Orthop Relat Res, (355): p. 57-69. 1998
21. Chareancholvanich, K., et al.: *In vitro stability of cemented and cementless femoral stems with compaction*. Clin Orthop Relat Res, (394): p. 290-302. 2002
22. Claes, L., et al.: *Initial stability of fully and partially cemented femoral stems*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 15(10): p. 750-5. 2000
23. Clohisy, J.C., et al.: *Reasons for revision hip surgery: a retrospective review*. Clin Orthop Relat Res, (429): p. 188-92. 2004
24. Cohn, B.T., et al.: *Total articular replacement arthroplasty*. Orthopedics, 11(4): p. 551-8. 1988
25. Collier, J.P., et al.: *Results of implant retrieval from postmortem specimens in patients with well-functioning, long-term total hip replacement*. Clin Orthop Relat Res, (274): p. 97-112. 1992
26. Cooper, C.: *The epidemiology of fragility fractures: is there a role for bone quality?* Calcif Tissue Int, 53 Suppl 1: p. S23-6. 1993
27. Crawford, R.W., Murray, D.W.: *Total hip replacement: indications for surgery and risk factors for failure*. Ann Rheum Dis, 56(8): p. 455-7. 1997
28. Cristofolini, L., et al.: *Mechanical validation of whole bone composite femur models*. J Biomech, 29(4): p. 525-35. 1996
29. Cristofolini, L., et al.: *Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait*. J Biomech, 28(5): p. 617-24. 1995

30. Daniel, J., Pynsent, P.B., McMinn, D.J.: *Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis*. J Bone Joint Surg Br, 86(2): p. 177-84. 2004
31. Davy, D.T., et al.: *Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 70(1): p. 45-50. 1988
32. de Waal Malefijt, M.C., Huiskes, R.: *A clinical, radiological and biomechanical study of the TARA hip prosthesis*. Arch Orthop Trauma Surg, 112(5): p. 220-5. 1993
33. Decking, J., Rosendahl, T., Decking, D.: *Proximal fixation of hip endoprostheses with porous surface: results of 6 years*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 137(2): p. 108-13. 1999
34. Delaunay, C., Kapandji, A.I.: *10-year survival of Zweymuller total prostheses in primary uncemented arthroplasty of the hip*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 84(5): p. 421-32. 1998
35. Dujardin, F.H., et al.: *Micromotion, fit, and fill of custom made femoral stems designed with an automated process*. Clin Orthop Relat Res, (325): p. 276-89. 1996
36. Dustmann, H.O., Godolias, G.: *Experiences with Wagner's hip joint cup endoprosthesis. Indication, results complications*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 122(1): p. 106-13. 1984
37. Eingartner, C., et al.: *Results of an uncemented straight femoral shaft prosthesis after 9 years of follow-up*. J Arthroplasty, 15(4): p. 440-7. 2000
38. Engh, C.A., Jr., Culpepper, W.J., 2nd, Engh, C.A.: *Long-term results of use of the anatomic medullary locking prosthesis in total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 79(2): p. 177-84. 1997
39. Field, R.E., Rushton, N.: *Proximal femoral surface strain gauge analysis of a new epiphyseal prosthesis*. J Biomed Eng, 11(2): p. 123-9. 1989
40. Fink, B., et al.: *Principles of fixation of the cementless modular revision stem Revitan*. Unfallchirurg, 108(12): p. 1029-32, 1034-7. 2005
41. Fink, B., et al.: *Short- and medium-term results of the thrust plate prosthesis in patients with polyarthritis*. Arch Orthop Trauma Surg, 120(5-6): p. 294-8. 2000
42. Fischer, K.J., Carter, D.R., Maloney, W.J.: *In vitro study of initial stability of a conical collared femoral component*. J Arthroplasty, 7 Suppl: p. 389-95. 1992
43. Flugsrud, G.B., et al.: *The effect of middle-age body weight and physical activity on the risk of early revision hip arthroplasty: a cohort study of 1,535 individuals*. Acta Orthop, 78(1): p. 99-107. 2007
44. Gebauer, D., Refior, H.J., Haake, M.: *Micromotions in the primary fixation of cementless femoral stem prostheses*. Arch Orthop Trauma Surg, 108(5): p. 300-7. 1989

45. Gebauer, D., Refior, H.J., Haake, M.: *Neue Ergebnisse der Primärstabilität zementfreier Hüfttotalendoprothesen*. Orthop Prax, 7/90: p. 440-446. 1990
46. Görtz, W., et al.: *Spatial micromovements of uncemented femoral components after torsional loads*. J Biomech Eng, 124(6): p. 706-13. 2002
47. Götze, C., et al.: *Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 17(4): p. 267-73. 2002
48. Haboush, E.J.: *The ball and socket hip prosthesis. I*. Am J Orthop, 8(2): p. 30-35 contd. 1966
49. Harman, M.K., et al.: *Initial stability of uncemented hip stems: an in-vitro protocol to measure torsional interface motion*. Med Eng Phys, 17(3): p. 163-71. 1995
50. Harris, W.H., et al.: *Intraoperative measurement of rotational stability of femoral components of total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, (266): p. 119-26. 1991
51. Heiner, A.D., Brown, T.D.: *Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias*. J Biomech, 34(6): p. 773-81. 2001
52. Heller, M.O., et al.: *Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing*. J Biomech, 38(5): p. 1155-63. 2005
53. Hua, J., Walker, P.S.: *Relative motion of hip stems under load. An in vitro study of symmetrical, asymmetrical, and custom asymmetrical designs*. J Bone Joint Surg Am, 76(1): p. 95-103. 1994
54. Hube, R., et al.: *Early functional results with the Mayo-hip, a short stem system with metaphyseal-intertrochanteric fixation*. Orthopade, 33(11): p. 1249-58. 2004
55. Huggler, A.H., Jacob, H.A.: *A new approach towards hip-prosthesis design*. Arch Orthop Trauma Surg, 97(2): p. 141-4. 1980
56. Huggler, A.H., et al.: *Long-term results with the uncemented thrust plate prosthesis (TPP)*. Acta Orthop Belg, 59 Suppl 1: p. 215-23. 1993
57. Ishaque, B.A., et al.: *Clinical and radiological results of the thrust plate prosthesis in patients with aseptic necrosis of the femoral head*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 143(6): p. 622-30. 2005
58. Jacob, H.A., Bereiter, H.H., Buergi, M.L.: *Design aspects and clinical performance of the thrust plate hip prosthesis*. Proc Inst Mech Eng [H], 221(1): p. 29-37. 2007
59. Jaffe, W.L., Hawkins, C.A.: *Normalized and proportionalized cemented femoral stem survivorship at 15 years*. J Arthroplasty, 14(6): p. 708-13. 1999
60. Jamali, A.A., Lozynsky, A.J., Harris, W.H.: *The effect of surface finish and of vertical ribs on the stability of a cemented femoral stem: an in vitro stair climbing test*. J Arthroplasty, 21(1): p. 122-8. 2006

61. Jansson, V.: *The cement-canal prosthesis. A new cementation technique studied in cadaver femora.* Acta Orthop Scand, 65(2): p. 221-4. 1994
62. Jerosch, J., et al.: *Computer assisted implantation of the femoral stem in THA - an experimental study.* Int Orthop, 23(4): p. 224-6. 1999
63. Jerosch, J., et al.: *Design features of an individual thrust plate prosthesis.* Biomed Tech (Berl), 44(3): p. 64-70. 1999
64. Johnsson, R., Lidgren, L.: *Incidence of hip replacement in southern Sweden.* Acta Orthop Scand, 58(3): p. 226-30. 1987
65. Jonsson, B., Larsson, S.E.: *Functional improvement and costs of hip and knee arthroplasty in destructive rheumatoid arthritis.* Scand J Rheumatol, 20(5): p. 351-7. 1991
66. Judet, J., Judet, R.: *The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint.* J Bone Joint Surg Br, 32-B(2): p. 166-73. 1950
67. Karatosun, V., Gunal, I., Unver, B.: *Medium-term results of thrust plate prostheses for osteoarthritis of the hip.* Bull Hosp Jt Dis, 63(1-2): p. 28-30. 2005
68. Kärrholm, J., et al.: *Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? 4-7-year stereoradiographic follow-up of 84 cemented prostheses.* J Bone Joint Surg Br, 76(6): p. 912-7. 1994
69. Kassi, J.P., et al.: *Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro.* J Biomech, 38(5): p. 1143-54. 2005
70. Katzer, A., Löhr, J.F.: *Frühlockerung von Hüftgelenkendoprothesen.* Dtsch Arztebl, 100(12): p. A784-790. 2003
71. Kerner, J., et al.: *Correlation between pre-operative periprosthetic bone density and post-operative bone loss in THA can be explained by strain-adaptive remodelling.* J Biomech, 32(7): p. 695-703. 1999
72. Kim, K.J., Rubash, H.E.: *Large amounts of polyethylene debris in the interface tissue surrounding bipolar endoprotheses. Comparison to total hip prostheses.* J Arthroplasty, 12(1): p. 32-9. 1997
73. Kim, K.J., et al.: *A histologic and biochemical comparison of the interface tissues in cementless and cemented hip prostheses.* Clin Orthop Relat Res, (287): p. 142-52. 1993
74. Kinzel, G.L., Hall, A.S., Jr., Hillberry, B.M.: *Measurement of the total motion between two body segments. I. Analytical development.* J Biomech, 5(1): p. 93-105. 1972

75. Kircher, J., et al.: *The importance of wear couples for younger endoprosthesis patients.* Orthopade, 36(4): p. 337-46. 2007
76. Knecht, A., Witzleb, W.C., Gunther, K.P.: *Resurfacing arthroplasty of the hip.* Orthopade, 34(1): p. 79-89; quiz 90. 2005
77. Kobayashi, S., et al.: *Polyethylene wear from femoral bipolar neck-cup impingement as a cause of femoral prosthetic loosening.* Arch Orthop Trauma Surg, 117(6-7): p. 390-1. 1998
78. Kotzar, G.M., et al.: *Telemeterized in vivo hip joint force data: a report on two patients after total hip surgery.* J Orthop Res, 9(5): p. 621-33. 1991
79. Lengsfeld, M., et al.: *Femoral strain changes after total hip arthroplasty--patient-specific finite element analyses 12 years after operation.* Med Eng Phys, 27(8): p. 649-54. 2005
80. Lerouge, S., et al.: *Characterization of in vivo wear debris from ceramic-ceramic total hip arthroplasties.* J Biomed Mater Res, 32(4): p. 627-33. 1996
81. Liang, M.H., et al.: *Cost-effectiveness of total joint arthroplasty in osteoarthritis.* Arthritis Rheum, 29(8): p. 937-43. 1986
82. Lu, T.W., et al.: *Influence of muscle activity on the forces in the femur: an in vivo study.* J Biomech, 30(11-12): p. 1101-6. 1997
83. Macdonald, W., et al.: *A proximal femoral implant preserves physiological bone deformation: a biomechanical investigation in cadaveric bones.* Proc Inst Mech Eng [H], 217(1): p. 41-8. 2003
84. Mahomed, N., Schatzker, J., Hearn, T.: *Biomechanical analysis of a distally interlocked press-fit femoral total hip prosthesis.* J Arthroplasty, 8(2): p. 129-32. 1993
85. Malchau, H., et al.: *The Swedish Total Hip Replacement Register.* J Bone Joint Surg Am, 84-A Suppl 2: p. 2-20. 2002
86. McKee, G.K.: *Development of total prosthetic replacement of the hip.* Clin Orthop Relat Res, 72: p. 85-103. 1970
87. McKellop, H., et al.: *Comparison of the stability of press-fit hip prosthesis femoral stems using a synthetic model femur.* J Orthop Res, 9(2): p. 297-305. 1991
88. McMinn, D., et al.: *Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis.* Clin Orthop Relat Res, (329 Suppl): p. S89-98. 1996
89. McNamara, B.P., et al.: *Evaluation of experimental and finite element models of synthetic and cadaveric femora for pre-clinical design-analysis.* Clin Mater, 17(3): p. 131-40. 1994
90. McNamara, B.P., et al.: *Relationship between bone-prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction.* J Biomech, 30(6): p. 621-30. 1997

91. Monti, L., Cristofolini, L., Viceconti, M.: *Interface biomechanics of the Anca Dual fit hip stem: an in vitro experimental study*. Proc Inst Mech Eng [H], 215(6): p. 555-64. 2001
92. Morrey, B.F.: *Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, (249): p. 169-75. 1989
93. Morrey, B.F., Adams, R.A., Kessler, M.: *A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study*. J Bone Joint Surg Br, 82(7): p. 952-8. 2000
94. Munting, E., Verhelpen, M.: *Fixation and effect on bone strain pattern of a stemless hip prosthesis*. J Biomech, 28(8): p. 949-61. 1995
95. Numair, J., et al.: *Total hip arthroplasty for congenital dysplasia or dislocation of the hip. Survivorship analysis and long-term results*. J Bone Joint Surg Am, 79(9): p. 1352-60. 1997
96. Oehme, S., Haasters, J.: *Kurzschaftprothesen bei jungen Patienten mit Koxarthrose*. Z Orthop Unfallchir, 141(S1): p. K14\_9. 2003
97. Ostendorf, M., et al.: *The epidemiology of total hip replacement in The Netherlands and Sweden: present status and future needs*. Acta Orthop Scand, 73(3): p. 282-6. 2002
98. Otani, T., Whiteside, L.A.: *Failure of cementless fixation of the femoral component in total hip arthroplasty*. Orthop Clin North Am, 23(2): p. 335-46. 1992
99. Otani, T., Whiteside, L.A., White, S.E.: *The effect of axial and torsional loading on strain distribution in the proximal femur as related to cementless total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, (292): p. 376-83. 1993
100. Otani, T., Whiteside, L.A., White, S.E.: *Strain distribution in the proximal femur with flexible composite and metallic femoral components under axial and torsional loads*. J Biomed Mater Res, 27(5): p. 575-85. 1993
101. Otani, T., et al.: *Effects of femoral component material properties on cementless fixation in total hip arthroplasty. A comparison study between carbon composite, titanium alloy, and stainless steel*. J Arthroplasty, 8(1): p. 67-74. 1993
102. Papini, M., et al.: *The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs*. J Biomech Eng, 129(1): p. 12-9. 2007
103. Pazzaglia, U.E.: *Pathology of the bone-cement interface in loosening of total hip replacement*. Arch Orthop Trauma Surg, 109(2): p. 83-8. 1990
104. 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): p. 209-19. 1987

105. Percy, M.J.: *A new generation of artificial hip joints*. Eng Med, 17(4): p. 199-201. 1988
106. Peterson, L.T.: *The use of a metallic femoral head*. J Bone Joint Surg Am, 33(A:1): p. 65-75; passim. 1951
107. Pilliar, R.M., Lee, J.M., Maniopoulos, C.: *Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants*. Clin Orthop Relat Res, (208): p. 108-13. 1986
108. Pipino, F., Molfetta, L.: *Femoral neck preservation in total hip replacement*. Ital J Orthop Traumatol, 19(1): p. 5-12. 1993
109. Popken, F., König, D.P., Eysel, P.: *Kongressbericht: Minimalinvasive Endoprothetik*. Dtsch Arztebl, 100(49): p. A-3250 / B-2703 / C-2526. 2003
110. Porsch, M., Siegel, A.: *Artificial hip replacement in young patients with hip dysplasia-long-term outcome after 10 years*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 136(6): p. 548-53. 1998
111. Reichel, H.: *Hüftendoprothetik: Knochenerhaltende Verankerungskonzepte*. MedReport, 5: p. 6. 2004
112. Reilly, K., Munro, J., Pitto, R.P.: *Computer-assisted osteodensitometry following total hip arthroplasty*. Expert Rev Med Devices, 3(6): p. 763-8. 2006
113. Rosenthal, L., Boby, J.D., Tanzer, M.: *Bone densitometry: influence of prosthetic design and hydroxyapatite coating on regional adaptive bone remodelling*. Int Orthop, 23(6): p. 325-9. 1999
114. Rubash, H.E., et al.: *Pathogenesis of bone loss after total hip arthroplasty*. Orthop Clin North Am, 29(2): p. 173-86. 1998
115. Schmidt, M., Weber, H., Schon, R.: *Cobalt chromium molybdenum metal combination for modular hip prostheses*. Clin Orthop Relat Res, (329 Suppl): p. S35-47. 1996
116. Schneider, E., et al.: *A comparative study of the initial stability of cementless hip prostheses*. Clin Orthop Relat Res, (248): p. 200-9. 1989
117. Scholz, J., Grundei, H.: *The ESKA femoral neck prosthesis--an alternative to standard endoprosthesis of the hip joint for patients of younger age groups*. Biomed Tech (Berl), 41(12): p. 347-50. 1996
118. Sherman, S., Hadley, E.C.: *Aging and bone quality: an underexplored frontier*. Calcif Tissue Int, 53 Suppl 1: p. S1. 1993
119. Smith-Petersen, M.N.: *The classic: Evolution of mould arthroplasty of the hip joint by M. N. Smith-Petersen, J. Bone Joint Surg. 30B:L:59, 1948*. Clin Orthop Relat Res, (134): p. 5-11. 1978

120. Soyer, J., et al.: *Long-term outcome of Charnley's femoral implant. A review of 309 cases with follow-up of minimum 20 years.* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 84(5): p. 416-22. 1997
121. Thomsen, M., et al.: *The importance to generate robot-assisted milled cavities for total hip replacement. A comparative experimental study: manual versus robotic preparation.* Unfallchirurg, 104(8): p. 692-9. 2001
122. Thomson, J.E.: *A prosthesis for the femoral head; a preliminary report.* J Bone Joint Surg Am, 34-A(1): p. 175-82. 1952
123. Ulrich, S.D., et al.: *Total hip arthroplasties: What are the reasons for revision?* Int Orthop. 2007
124. Viceconti, M., et al.: *Pre-clinical validation of a new partially cemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods.* J Biomech, 34(6): p. 723-31. 2001
125. Viceconti, M., et al.: *On the biomechanical stability of cementless straight conical hip stems.* Proc Inst Mech Eng [H], 220(3): p. 473-80. 2006
126. Wagner, H.: *Surface replacement arthroplasty of the hip.* Clin Orthop Relat Res, (134): p. 102-30. 1978
127. Wang, J.S., Franzen, H., Lidgren, L.: *Interface gap after implantation of a cemented femoral stem in pigs.* Acta Orthop Scand, 70(3): p. 234-9. 1999
128. Whiteside, L.A., White, S.E., McCarthy, D.S.: *Effect of neck resection on torsional stability of cementless total hip replacement.* Am J Orthop, 24(10): p. 766-70. 1995
129. Wiles, P.: *The surgery of the osteoarthritic hip.* Br J Surg, 45(193): p. 488-97. 1958
130. Willert, H.G.: *Fixation of endoprostheses with or without cement?* Z Orthop Ihre Grenzgeb, 131(6): p. 601-9. 1993
131. Wirtz, D.C., Heller, K.D., Niethard, F.U.: *Biomechanical aspects of load-bearing capacity after total endoprosthesis replacement of the hip joint. An evaluation of current knowledge and review of the literature.* Z Orthop Ihre Grenzgeb, 136(4): p. 310-6. 1998
132. Wirtz, D.C., Niethard, F.U.: *Etiology, diagnosis and therapy of aseptic hip prosthesis loosening - a status assessment.* Z Orthop Ihre Grenzgeb, 135(4): p. 270-80. 1997
133. Wittenberg, R.H.: *Das Konzept der modularen Kurzschafthprothese Metha®.* in *Metha® – die minimalinvasive, knochenschonende, modulare und navigierbare Kurzschafthprothese.* Berlin, 21. Oktober 2005. <http://www.orthopaedie-symposium.de/index.php?menu=view&id=62>
134. Witzleb, W.C.: *Knochensparende Hüftendoprothetik: Oberflächenersatz.* MedReport, 5: p. 7. 2004

135. Witzleb, W.C., et al.: *Hip resurfacing arthroplasty*. Orthopäde, 33(11): p. 1236-42. 2004
136. Zenz, P., et al.: *10 years of cementless implantation of total hip endoprosthesis using Zweymuller's stem*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 133(6): p. 558-61. 1995

## VII. Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson, Direktor der Orthopädischen Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität am Klinikum Großhadern, für die Überlassung des Themas und für die Erlaubnis zur Durchführung der Arbeit an seiner Klinik.

Ganz besonders möchte ich mich auch bei Herrn Dr. med. Andreas Fottner für die wertvolle Kritik und Unterstützung in allen Belangen der Arbeit bedanken.

Zudem danke ich dem Team des Institutes für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der LMU München. Insbesondere dem Leiter, Herrn Prof. Dr. med. Dr.-Ing. W. Plitz, für die Bereitstellung der Räumlichkeiten, notwendigen Maschinen und Instrumente.

Darüber hinaus bedanke ich mich auch bei Frau Julia Mehlretter für die umfangreiche Einweisung in die Bedienung der Prüfmaschinen und Messinstrumente.