

**Aus der Chirurgisch-Traumatologischen Klinik
des Allgemeinen Krankenhauses St.Georg in Hamburg
Leitender Arzt: Prof. Dr. med. Christoph Eggers**

**Der Einfluß einer zusätzlichen Verschraubung einer
Hüftgelenkspfanne im Becken auf die Primärstabilität und die
Beckendeformation**

D i s s e r t a t i o n

**zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von**

**Mathias Knecht
aus Hamburg**

Hamburg 2003

1.	Aufgabenstellung	Seite 4
2.	Einleitung	Seite 5
	2.1. Primärstabilität	Seite 7
	2.2. Osteointegration	Seite 8
	2.3. Sekundärlockerung	Seite 8
3.	Material und Methoden	Seite 10
	3.1. Untersuchungsgut	Seite 10
	3.1.1. Präparate	Seite 10
	3.1.2. Implantate	Seite 11
	3.2. Modellierung der Lastfälle	Seite 12
	3.3. Sensorik	Seite 19
	3.4. Präparation	Seite 26
	3.5. Versuchsaufbau	Seite 28
	3.6. Messablauf	Seite 31
	3.7. Versuchsablauf/Messfolge	Seite 33
	3.8. Auswertung	Seite 35
4.	Ergebnisse	Seite 39
	4.1. Untersuchungsbedingungen	Seite 39
	4.2. Pfannenbewegungen	Seite 40
	4.3. Beckendeformation	Seite 48
	4.4. Kortikale Dehnungen	Seite 51
	4.5. Zeiteffekte	Seite 53
5.	Diskussion	Seite 55
	5.1. Material und Methode	Seite 55
	5.2. Ergebnisse	Seite 59
6.	Zusammenfassung	Seite 64
7.	Literaturverzeichnis	Seite 65



8.	Danksagung	Seite 69
9.	Lebenslauf	Seite 70
10.	Erklärung	Seite 71

1. Aufgabenstellung

Für die zementfreie titanbeschichtete RM-Pfanne (Robert Mathys Ltd., Bettlach, Schweiz) wird derzeit eine zusätzliche Verankerung mittels Schrauben empfohlen. Im klinischen Alltag wird diese zusätzlich Fixation häufig nicht vorgenommen. Da klinische Ergebnisse erst nach vielen Jahren zu erwarten sind, soll der Nutzen einer zusätzlichen Fixation experimentell untersucht werden.

In einem Laborversuch mit humanen Beckenpräparaten ist der Einfluß einer zusätzlichen Verschraubung auf die Primärstabilität und Veränderung der Beckendeformation zu untersuchen. Messungen mit der zementierten Müllerprothese sollen zum Vergleich durchgeführt werden.

Die Präparate sind unter zwei Belastungssituationen zu untersuchen.

2. Einleitung

Eine Totalendoprothese des Hüftgelenks ist eine alloplastische Prothese, die einem Hüftgelenk nachgebildet ist, aus den beiden artikulierenden Komponenten, der Hüftgelenkpfanne und dem Schaft, besteht und in das Innere des Körpers eingebracht wird um die Funktion eines zerstörten Gelenks dauerhaft zu übernehmen (Pschyrembel). Die Implantation einer Totalendoprothese ist oftmals die letzte oder einzige Therapiemöglichkeit für einen hüftleidenden Patienten seine Schmerzsituation zu verbessern und die Gehfähigkeit wiederherzustellen.

Die Hauptindikationen sind Arthrose, aseptische Knochennekrose, chronische Polyarthrit, Frakturen und Neoplasien. Weltweit werden jährlich 600000 bis 800000 Hüftgelenkendoprothesen implantiert.

Die Geschichte der Hüftgelenksprothetik begann vor einem Jahrhundert als der Berliner T. Gluck 1890 Versuche mit dem Biomaterial Elfenbein unternahm. 1922 implantierte Hey-Groves erstmals einen Femurkopf aus Elfenbein. Mangelnde Festigkeit des Biomaterials und unzureichende Voraussetzungen der Asepsis führten zur Beendigung der Versuche. Ende der zwanziger Jahre führte Rehn (Freiburg/ Deutschland) erstmals eine Interpositionsarthroplastik durch. Die erste Totalendoprothese wurde 1938 von Philipp Wiles in London implantiert. Dabei erfolgte die Fixation der metallischen Komponenten an der Pfanne durch zwei Schrauben und für den Kopf mittels eines durch den Schenkelhals eingebrachten Schraubenbolzens. Moore und Bohlman entwickelten die Technik der intramedullären Verankerung des Kopfersatzes. Auf eine acetabuläre Komponente wurde hier, wie auch bei den Modellen von Judet (1946), McBride (1948) und Thompson (1951) verzichtet. McKee führte 1951 einen weiterentwickelten Hüftpfannenersatz wieder ein. Die metallische Hüftpfanne wurde über ein zentrales Gewinde im Acetabulum verankert. Diese Pfanne kann als erste Schraubpfanne angesehen werden. Nach den Gebrüder Judet, die Acrylharz (Plexiglas) als Prothesenmaterial einsetzten, arbeiteten Haboush (1951) und Wilse (1957) mit Polymethylmethacrylat in der Hüftchirurgie. Sir John Charney etablierte 1960 Methylmethacrylatzement zur Prothesenverankerung. Dadurch konnte eine erheblich längere Verweildauer der Implantate erreicht werden. Nach anfänglicher Euphorie zeigte sich, daß hiermit die optimale Verankerung noch keineswegs gefunden war. Es traten

erstmalig Probleme durch sekundäre Lockerung auf. Da Polymethylmethacrylat als eine Ursache dieser Lockerung angesehen wurde erlebte die zementfreie Implantation eine Renaissance seit Anfang der siebziger Jahre.

Die beiden Fixationsarten unterscheiden sich wesentlich dadurch, daß eine zementierte Prothese zum Zeitpunkt der Implantation am besten fixiert ist, während ein zementfreies Implantat erst durch knöchernes Einwachsen (bony ingrowth) zunehmend fester verankert wird. Hierfür ist eine ausreichende Primärstabilität eine wichtige Voraussetzung.

Es wurden zahlreiche Systeme für eine zementfrei Implantation entwickelt. Für den Schaft hat sich eine intramedulläre Verankerung durchgesetzt. Die Variationen im Design, Material und Oberflächenwahl sind groß. Die verschiedenen Pfannentypen lassen sich zusammenfassen in konische und sphärische Schraubpfannen, Metal-Baked-Pfannen, die aus einer Polyethylenpfanne und einem Metallmantel bestehen, und Press-Fit-Pfannen, die primär durch eine Verklebung im Implantatlager fixiert werden. Durch Makroprofile wie Zapfen oder Kanten und poröse Oberflächen soll ein Press-Fit optimiert werden. Für einige Pfannen ist eine zusätzliche Fixation mittels Schrauben und Stiften möglich. (Ungethüm,1987)

2. Stand des Wissens

2.1. Primärstabilität

Unter Primärstabilität versteht man das Inverse der Bewegung im Knochen-Implantat-Interface, die unmittelbar nach Implantation vorliegt. Hohe Primärstabilität liegt also dann vor, wenn die Bewegungen, die zwischen Knochen und Prothese möglich sind, sehr klein sind. (Schneider et al., 1992). In der Regel sind Bewegungen im Mikrometerbereich zu finden. Deshalb werden sie "micromotion" genannt. Es sind drei Arten von Mikrobewegungen zu unterscheiden. In der ersten Phase nach der Operation kommt es unter Belastung zu einem Setzen des Implantates. Dieses Einsinken in das Knochenlager ist eine irreversible Mikrobewegung. Eine weitere Art der irreversiblen Mikrobewegung ist die Migration des Implantates. Diese Mikrobewegungen sind Vorgänge, die über einen Zeitraum von vielen Jahren ablaufen. Für die Primärstabilität ist die reversible Art der Mikrobewegungen, die bei dynamischer Belastung zyklisch im Knochen-Implantat-Interface als Relativbewegungen auftreten, ausschlaggebend. Es wird bei der Entwicklung neuer Implantate angestrebt diese Mikrobewegungen zu reduzieren. Da sich der Knochen und das Implantat in ihrem Elastizitätsmodul unterscheiden ist eine minimale Relativbewegung, bedingt durch unterschiedliche belastungsabhängige Verformung, nicht vermeidbar.

Um ein knöchernes Einwachsen eines Implantats zu ermöglichen ist ein Mindestmaß an Primärstabilität erforderlich (Thanner 1999). Treten Bewegungen auf, die einen kritischen Wert übersteigen, dann wird eine Bindegewebsschicht gebildet und ein "bony ingrowth" bleibt aus. (Pilliar et al. 1986). Bis heute wurde das maximale Bewegungsausmaß, das noch ein knöchernes Einwachsen der Prothese erlaubt, nicht ermittelt. Pilliar et al. (1986) haben beobachtet, daß bei Bewegungen unter 28 µm ein Implantat knöchern einwächst, und daß bei Bewegungen größer als 150 µm ein knöchernes Einwachsen ausbleibt. Die Untersuchungen von Hollis et al. (1992) bestätigen mit dem Nachweis eines knöchernen Einwachsens bei Mikrobewegungen von 25 µm dieses Ergebnis. Burke et al. (1991) fanden tierexperimentell nach oszillierenden Bewegungen mit einem Ausmaß von 150 µm nur fibröses Gewebe auf der Implantatoberfläche. In den Präparaten, deren Bewegungen auf 40 µm eingestellt

wurden, war eine Neubildung von Knochen auf der Implantatoberfläche nachweisbar. In mechanischen Untersuchungen, die 6 Wochen nach Implantation durchgeführt wurden fand sich eine höhere Steifigkeit des neugebildeten Knochens, wenn die Bewegungen von 40 μm auf 20 μm reduziert wurden (Burke et al., 1993). Die mechanischen Eigenschaften des bei Mikrobewegungen von 20 μm neugebildeten Knochens sind denen einer Vergleichsgruppe, in der keine Bewegungen durchgeführt wurden, sehr ähnlich (Bragdon, Burke et al., 1996).

Der Knochen-Implantatabstand ist neben den im Interface auftretenden Bewegungen für die Qualität des Grenzgewebes entscheidend. Nach Harris et al. (1983) ist ein Abstand von 0,5 mm für eine knöcherne Integration zu groß.

2.2. Osteointegration

Die Osteointegration läßt sich in drei Phasen beschreiben.

Nach der Implantation kommt es in der Entzündungsphase durch das Operationstrauma zu einer entzündlichen Reaktion. Ein Hämatom füllt die Hohlräume im Interface. Nach wenigen Tagen beginnt die Reparaturphase. Ein primitives Bindegewebe, in das Blutgefäße einsprossen, ersetzt das Hämatom. Dieses primitive Bindegewebe ist das osteogene Mesenchym aus dem sich unter idealen Bedingungen Knochen bildet. Nach weiteren Tagen bilden sich erste Trabekel von geflechtartigem Knochen, die eine dreidimensionale Struktur zwischen Knochen und Implantat aufbauen. Nach sehr unterschiedlicher Dauer der Reparaturphase wird in der Neubildungsphase der Geflechtknochen durch lamellären Knochen ersetzt. Wenn eine Prothese nicht knöchern integriert wird, dann bildet sich eine bindegewebige Grenzschicht (Galante 1987).

2.3. Sekundärlockerung

Der Knochen in der Umgebung des Implantats befindet sich wie jeder andere Knochen in einem ständigen Umbau. Nach dem Wolff'schen Gesetz wird Knochen in Abhängigkeit von der Belastung an- oder abgebaut. Durch die geänderte Belastung des Knochens nach Implantation einer Prothese, wie zum Beispiel eine Belastungsabschirmung ("Stress Shielding") kann in der Umgebung einer primär osteointegrierten Prothese der

Knochenabbau so überwiegen, daß sich die Prothese lockert. Weitere Ursachen einer sekundären aseptischen Lockerung sind Fremdkörperreaktionen auf Abriebpartikel, die Osteolysen induzieren (Spector et al., 1990, Willert und Buchhorn, 1993). Von großer Bedeutung sind die Polyethylenpartikel, die sowohl durch Reibung zwischen Prothesenkopf und Polyethylenpfanne als auch zwischen Pfanne und Knochen oder Metallschale beziehungsweise Verankerungselementen wie Schrauben freigesetzt werden. Die jährliche Verschleißrate von Polyethylenpfannen liegt nach Jasty et al. (1993) bei 30 bis 60 Kubikmillimeter. Auch durch Infektionen werden Prothesen gelockert. Der Vergleich von Hüftgelenkpfannenimplantaten ist dadurch erschwert, daß die Sekundärlockerung in den ersten postoperativen Jahren sehr selten ist und nach etwa 8 Jahren dann exponentiell ansteigt (Morscher, 1987).

3. Material und Methode

3.1. Untersuchungsgut

3.1.1. Präparate

Die Messungen werden an 4 frisch entnommenen humanen Beckenpräparaten durchgeführt, die bei -20°C eingefroren und erst unmittelbar vor den Untersuchungen bei einer Umgebungstemperatur von $+5^{\circ}\text{C}$ aufgetaut werden. Für das Einfrieren werden die Präparate in feuchte Tücher eingeschlagen und in Polyethylensäcke eingeschweißt. Das Einfrieren und Auftauen eines Knochens hat nach F.Gaynor (1973) keinen signifikanten Einfluß auf dessen mechanische Eigenschaften. Es handelt sich um 3 männliche und ein weibliches Becken. Das Durchschnittsalter der Spender ist 51 Jahre. Das Durchschnittsgewicht beträgt 73 Kg. Vor den Versuchen wurden durch Röntgenuntersuchungen in p.a., Ala- und Obturator-Einstellung pathologische Veränderungen im knöchernen Aufbau ausgeschlossen. Die Spenderdaten sind in der Tabelle 1 dargestellt.

	Geschlecht	Alter	Körpergewicht
Präparat 1	w	44 Jahre	70 Kg
Präparat 2	m	53 Jahre	72 Kg
Präparat 3	m	46 Jahre	60 Kg
Präparat 4	m	61 Jahre	90 Kg

Tab. 1: Spenderdaten

3.1.2. Implantate

Die zu untersuchende zementfreie Hüftgelenkpfanne ist die angeschrägte RM-Pfanne (Robert Mathys Ltd., Bettlach, Schweiz). Die Polyäthylenpfanne ist mit Reintitan (ISO 5832/2) beschichtet. 2 Zapfen von 6,5 mm Durchmesser und je nach Pfannendurchmesser unterschiedlicher Länge verankern die Pfanne im Pfannendach. Sie dienen der Rotationsstabilisierung und der Pfannenpositionierung. Die Bohrlöcher weisen gegenüber der Pfannenachse einen um 5° größeren Winkel auf, so daß die Zapfen beim Einschlagen der Pfanne verbiegen und eine Vorspannung entsteht. Durch Implantation der Pfanne mit einer Inklination von 30° entsteht cranial und dorsal ein überhöhter Pfannenrand, der eine Luxationsgefahr reduzieren soll. Eine zusätzliche Verankerung erfolgt durch 5, und bei Pfannengrößen ab 58 mm durch 7 Schrauben, mit einem Durchmesser von 4,0 mm.



Bild 1: angeschrägte RM-Pfanne

Die Müllerpfanne (Protek AG, Bern, Schweiz) aus Polyäthylen wird für die Untersuchung mit Palakos in das Acetabulum einzementiert.

3.2. Modellierung der Lastfälle

Die Hüftpfannen werden in einem Meßrahmen unter statischer Belastung in den Beckenpräparaten untersucht. Die Belastungen im Experiment sollen den physiologischen Verhältnissen in zwei Lastfällen nachgebildet werden. Wie in den meisten anderen in-vitro-Versuchen wird die Situation im Einbeinstand untersucht. Als zweiter Lastfall wird das Treppensteigen gewählt, da unter dieser Belastung eine höhere Hüftgelenkkraft in einer anderen Richtung auf die Hüftpfanne wirkt.

Für die Modellierung der beiden Lastfälle müssen die Hüftgelenkstellung, die Hüftgelenkkraft und die zu simulierende Muskulatur ermittelt werden.

Hüftgelenkstellung:

Angaben zur Gelenkstellung sind entweder aus Ganganalysen oder Messungen an einem Probanden, der eine bestimmte Haltung einhält zu entnehmen.

Für den Einbeinstand finden sich in der Literatur Angaben sowohl zum Einbeinstand, als auch zur Einbeinstandphase des Ganges. Ich gehe von der Annahme aus, daß der Einbeinstand etwa der Mitte der Standphase des langsamen Ganges entspricht.

In der Arbeit von McLeish und Charnley (1970) finden sich detaillierte Angaben zur Stellung des Beckens und der Extremitäten, sowie den auftretenden Kräften in Betrag und Richtung. Die Arbeitsgruppen, die instrumentierte Prothesen untersuchen, liefern Informationen zur Stellung für den Einbeinstand beziehungsweise die Einbeinstand-Phase.(Rydell (1966), English und Kilvington (1979), Davy, Kotzar et al.(1988,1991), Hodge et al.(1989) und Bergmann (1993,1995)).

Das Femur steht in der Einbeinstandphase leicht flektiert und etwas weiter abduziert als beim Einbeinstand (Fischer (1899) (Pauwels 1965-80)(Maguet 1985) (Johnston und Smidt ,1969) (Röhrle/Scholten 1984).

Die Angaben zum Einbeinstand zeigen nur geringe Abweichungen.

Für den Aufbau wird folgende Stellung gewählt:

Beckenstellung:	horizontal
Flexion:	0°
Adduktion (Schaftachse gegen Vertikale):	12°
Rotation:	0°

Hüftgelenke werden auch von vielen anderen Autoren (Maloney et al., (1989) Harrigan et al. (1992) (Burke et al.(1991)) in dieser von McLeish und Charnley beschriebenen Stellung untersucht.

Für das Treppensteigen soll die Situation modelliert werden, in der der treppenhöhere Fuß erstmals die Last vollständig aufnimmt. In der Literatur (McFadyen (1988), Andriacchi (1980), Stracher (1988), Burke (1991), Johnston (1970)) wird die Flexion des Hüftgelenks relativ einheitlich zwischen 30° und 40° angegeben. Die Angaben zur Adduktion, Rotation und Beckenstellung variieren erheblich. Diese Unterschiede erklären sich zum einen durch die verschiedenen Untersuchungsmethoden (statische und dynamische, Stufenhöhe) und zum anderen durch interindividuelle Unterschiede (Größe, Alter, Körperhaltung, individuelles Gangbild) (Murray).

Die für den Versuch gewählte Stellung entspricht im wesentlichen den Angaben von Burke (1991).

Beckenstellung:	horizontal
Flexion:	35°
Adduktion (Schaftachse gegen Vertikale):	20°
Rotation:	0°

Gelenkkräfte:

Die Hüftgelenkkraft wird entweder rechnerisch ermittelt oder an instrumentierten Prothesen gemessen. Die Richtung der resultierenden Gelenkkraft wird auf das Femur

bezogen angegeben. Für den Versuchsaufbau ist Richtung der auf das Becken wirkenden Kraft entscheidend. Die Umrechnung ist fehlerbehaftet, da von den Autoren (Rydell (1966), Kotzar, Davy et al (1991), Davy, Kotzar et al. (1988), English und Kilvington (1979), Bergmann et al. (1993,1995)) keine vollständigen Angaben zur Gelenkstellung gemacht werden. Hierdurch werden Abweichungen vor allem in der Sagittalebene groß.

Die notwendigen Koordinatentransformationen werden in EXCEL berechnet.

Für den Einbeinstand ergibt sich eine nach cranial und leicht und leicht medioventral gerichtete Kraft. Dieses wird qualitativ von Hodge (1989) bestätigt und entspricht den von Pauwels (1965) berechneten Werten von 10° nach ventral und 16° nach medial. Diese Krafrichtung wird in zahlreichen Untersuchungen angestrebt (Schneider (1991,1992), Kwong (1994), Won (1995)).

Crowninshield (1978) berechnete einen Kraftbetrag von 333% des Körpergewichtes (KG) für den Einbeinstand. An instrumentierten Prothesen wurden in dieser Stellung Kräfte von 231% KG (Rydell), 256% KG (Bergmann) und 277% KG (Davy) gemessen.

Für den Einbeinstand wird im Aufbau folgende Hüftgelenkkraft angestrebt:

Krafrichtung: 16° nach medial
 10° nach ventral

Kraftbetrag: 2,3 - 3,3-faches Körpergewicht.

Durch Umrechnung der Autorenangaben unter der Annahme der oben genannten Gelenkstellung für das Treppensteigen ergibt sich bei Rydell eine $10,0^\circ$ nach medial und $14,1^\circ$ nach dorsal, bei Davy eine $5,4^\circ$ nach lateral und 22° nach dorsal, bei Bergmann eine $9,6^\circ$ nach medial und $16,7^\circ$ nach dorsal und bei Crowninshield eine $16,8^\circ$ nach medial und 43° nach dorsal gerichtete Hüftgelenkkraft. Die großen Unterschiede erklären sich dadurch, daß die Hüftgelenkstellung, die von den Autoren nicht genannt wird, von der angenommenen abwich. Zusammengefaßt ergibt sich für das Treppensteigen eine nach dorsal und medial gerichtete Kraft. Der Betrag der

Hüftkraft wird bei Rydell mit 167% KG, bei Davy mit 259% KG, bei Bergmann 317% KG und bei Crowninshield mit 746% KG angegeben.

Für das Treppensteigen wird im Aufbau folgende Hüftgelenkkraft angestrebt:

Kraftrichtung: 10° nach medial
 20° nach dorsal

Kraftbetrag: 2,5 - 7,5-faches Körpergewicht.

Muskulatur:

Die in den beiden Lastfällen aktiven Muskeln werden aus EMG-Untersuchungen (Joseph (1967), Lyons (1983), (Andriacchi (1980), Crowninshield (1978), Noble (1992)) ermittelt. Im Versuch werden die Muskeln durch extrem reckarme Kunststoffschnüre simuliert. Dabei werden am Becken Stahlringe durch 4,5mm große Bohrungen an weiteren Stahlringen, die sich an der Medialseite des Beckens hinter Unterlegscheiben aus Stahl und Plastik befinden, mit einer Schnur befestigt. Je Muskelgruppe wird eine Schnur durch die lateralen Ringe und einen Schekel gefädelt. Hierdurch wird eine relativ gleichmäßige Verteilung der Kraft über die Fläche der Muskelursprünge erreicht. Die Abspannung erfolgt mit einer Schnur von dem Schekel über eine Umlenkrolle zu einer am Lastrahmen fixierten Kraftmeßdose. Die Umlenkrolle befindet sich an dem Punkt, der dem femuralen Ansatz entspricht. Die Ansatzpunkte wurden an einem Femur eines 170cm großen Menschen festgelegt. Zwischen Kraftmeßdose und Lastrahmen befindet sich ein Seilspanner, über den die Muskelkraft variiert werden kann.

Im Aufbau werden 3 Muskelgruppen berücksichtigt.

- 1.: Musculus gluteus medius und Musculus gluteus minimus vom Ursprung am Os ilium zum Trochanter major ziehend.
- 2.: Musculus gluteus maximus vom dorsalen Anteil des Os ilium, der Rückfläche des Os sacrum und von einem Punkt des Ligamentum sacrotuberale zu einem Punkt auf der Tuberositas glutea am Femur dorsal ziehend.
- 3.: Die ischiocrurale Muskulatur und den Musculus adductor magnus vom Tuber ischiadicum in Richtung Knie ziehend.

Beim Einbeinstand werden Kräfte nur über die aktiven Muskelgruppen 1 und 2 aufgebracht. Die in die Fascia lata einstrahlende Muskulatur wird nicht als eigene Muskelgruppe berücksichtigt, da der Verlauf in etwa den ventralen Anteilen des Musculus gluteus medius entspricht.

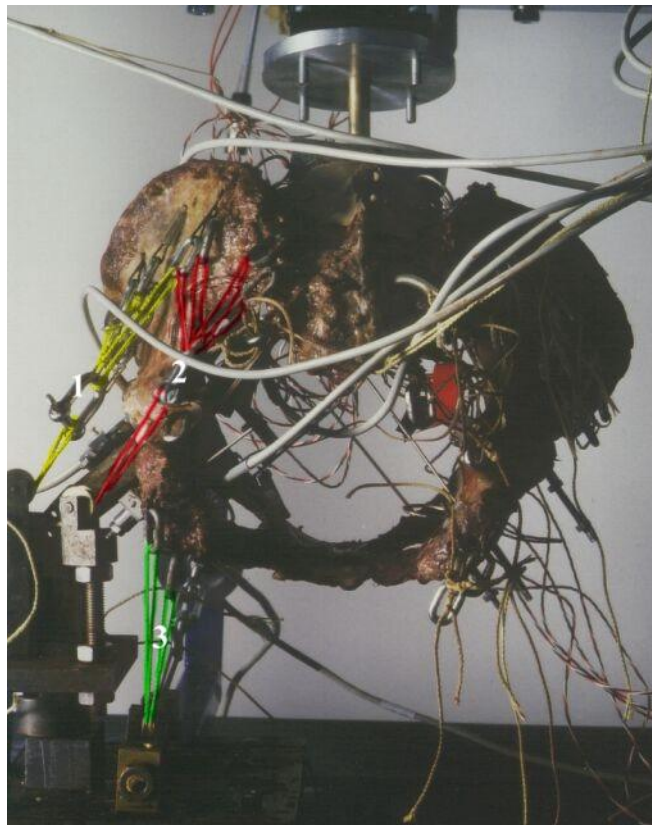
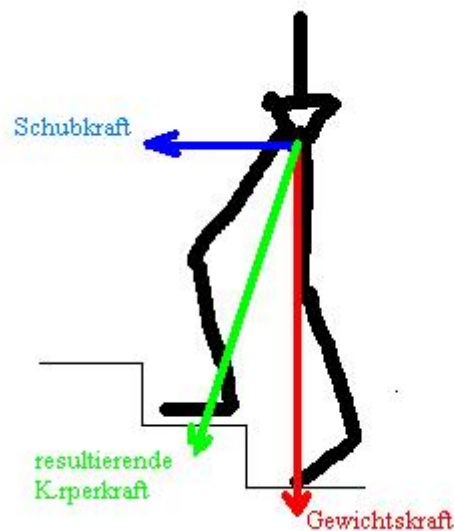


Bild 2: Darstellung der im Aufbau berücksichtigten Muskelgruppen.
(Blick von dorsal)

1 M. gluteus medius und M. gluteus minimus, 2 M. gluteus maximus, 3 ischiocrurale Muskulatur.

Körperkraft:

Die Körperkraft wird im Versuch über eine auf dem Os sacrum und den fünften Lendenwirbelkörper montierte Aluminiumplatte eingeleitet. Die Gewichtskraft entspricht dem Körpergewicht des Spenders mit dem Faktor $5/6$ multipliziert um das Gewicht des Standbeines heraus zurechnen. Um den dynamischen Vorgang des Treppensteigens statisch modellieren zu können, muß für die Körperkraft neben der senkrecht nach unten gerichteten Gewichtskraft auch die nach ventral gerichtete Schubkraft berücksichtigt werden. Nach Andriacchi (1980) ist im Sprunggelenk ein Moment größer als Null vorhanden. Dies bedeutet, daß die Richtung der resultierenden Körperkraft vom Körperschwerpunkt durch den treppenhöheren Fuß oder davor verläuft. Für den Aufbau wird ein Winkel zwischen Körperkraft und der Senkrechten von 20° gewählt.



Skizze 1: Modellierung der Körperkraft beim Treppensteigen

Einstellung der Kräfte:

Das Ziel der Kräfteinstellungen im Versuch ist eine Körperkraft und Hüftgelenkkraft zu erzeugen, die in Betrag und Richtung den oben genannten Werten entspricht. Diese Einstellung erfolgt über die eingeleiteten Muskelkräfte und die über eine Hydraulikpumpe geregelte Körperkraft. Die Körperkraft wird mit einer 6-Komponenten-Kraftmeßdose gemessen, während die Hüftgelenkkraft aus den anderen gemessenen Kräften unter Berücksichtigung der Krafrichtungen, den gemessenen Momente und der Lage des Beckens im Lastrahmen errechnet wird.

3.3. Sensorik

In den Versuchen sind Messinstrumente für die Einstellung der Lastfälle und für die Gewinnung von Daten zur Primärstabilität und der Beckendehformation erforderlich. Die in den Versuchen verwendeten Kraftmeßzellen und die Wegsensoren basieren auf dem Meßprinzip der Dehnungsmeßstreifen (DMS). Die Bereitstellung der Versorgungsenergie für die DMS und die Aufbereitung und Konvertierung der Meßsignale erfolgt durch einen digitalen Vielkanalmeßverstärker ("UPM 100", Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, Deutschland)

Die Daten werden auf einem Personal Computer (Apple Macintosh Quadra 700) mit den Programmen BEAM und EXCEL (Version 3.0, Microsoft Corp.) bearbeitet.

Ermittlung der Muskelkraftbeträge

Die Muskelkraftbeträge werden von Zugkraftmeßzellen (Kraftaufnehmer Typ 8524, Burster, Gernsbach, Deutschland), die zwischen die simulierten Muskelzüge und am Lastrahmen angebrachte Seilspanner gehängt werden, ermittelt.

Für den Musculus gluteus medius und Musculus gluteus minimus wird eine Kraftmeßzelle mit einem Meßbereich von 0 bis 10 KN verwendet. Die Kraft des Musculus gluteus maximus und die, der am Os ischiadicum entspringenden Muskulatur wird von je einer Kraftmeßzelle mit einem Meßbereich von 0 bis 2 KN ermittelt.

Ermittlung der Körperkraft

Die Körperkraft wird im Versuch über eine Platte auf das Sacrum eingeleitet. Auf der Platte befindet sich ein kugelgelagerter Messingstab, der mit einem 6-Komponenten Kraft- und Momenten- Meßdose (SRMC3-6-500, AMTI, Newton, MA, USA) verbunden ist. Diese AMTI-Kraftmeßdose ist auf einer Achse schwenkbar und auf einer Schiene verschieblich am Messrahmen montiert. Sie mißt 3 Kräfte in 3 senkrecht zueinanderstehenden Richtungen und 3 Momente um diese 3 Achsen. Der Meßbereich für die Kräfte ist 500 lb in der z-Achse und 250 lb in der x- und y-Achse. Momente um die z-Achse werden bis 250 in* lb und um die x- und y-Achse bis 500 in*lb mit einer Nichtlinearität von max 0,2% gemessen. Für die Einleitung der Kraft auf die Platte

wurde ein Kugellager gewählt um möglichst kleine Momente zu übertragen. Die dennoch auftretenden Momente werden gemessen und in den Berechnungen berücksichtigt.

Erfassung von Raumkoordinaten

Für die Berechnungen der auf das Becken wirkenden Kräfte müssen neben den Punkten der Krafteinleitung auch die Richtungen der Muskelkräfte und die Lage des Beckens im Lastrahmen erfaßt werden. Es wurde ein Meßsystem gesucht, mit dem jeder Punkt des Versuchsaufbaus in den Koordinaten eines auf den Lastrahmen bezogenen dreidimensionalen Koordinatensystem beschrieben werden konnte. In Vorversuchen wurde gezeigt, daß ein Meßgerät, das zur Lagebestimmung ein elektromagnetisches Feld benutzt (3-Space-System, C. Polhemus, Colchester, Vermont), durch massive metallische Teile im Aufbau so gestört wurde, daß erhebliche unsystematische Meßfehler auftraten. Deshalb wurde ein mechanisches Messinstrument, das "Raummeter" genannt wird, entwickelt.

Das Raummeter besteht aus drei senkrecht zueinander stehenden Aluminiumträgern und einem kugellagertem Teleskop. An jedem Träger befindet sich im Abstand von 30 cm vom Schnittpunkt ein elektronisches Bandmaß (Typ AB 11, Messring, München, Deutschland, Meßbereich 0 bis 625 mm, Meßfehler 2 mm), das den Abstand zu einem Punkt, der 10 cm von der Teleskopspitze entfernt ist, mißt. Die Lage dieses Befestigungspunktes der Bänder am Teleskop wird mathematisch aus der Formel für den Schnittpunkt dreier Kugeln berechnet.

Die Lage der Teleskopspitze wird aus diesem Punkt und den bekannten Koordinaten des Kugellagers sowie der Länge zwischen Teleskopspitze und dem Fixationspunkt der Bänder berechnet.

Das Raummeter läßt sich auf jede Ecke des Messrahmens aufstecken. Die Ecke wird über 2 Schalter an der Unterfläche des Raummeters durch eine 2-Bit-Kodierung identifiziert. Da die Lage der Ecken zueinander bekannt ist, können jedem Punkt des Versuchsaufbaus durch Antippen mit der Teleskopspitze die Koordinaten eines meßrahmenfesten Koordinatensystems elektronisch zugeordnet werden. Der Meßfehler ist kleiner als 5 mm je Koordinate.

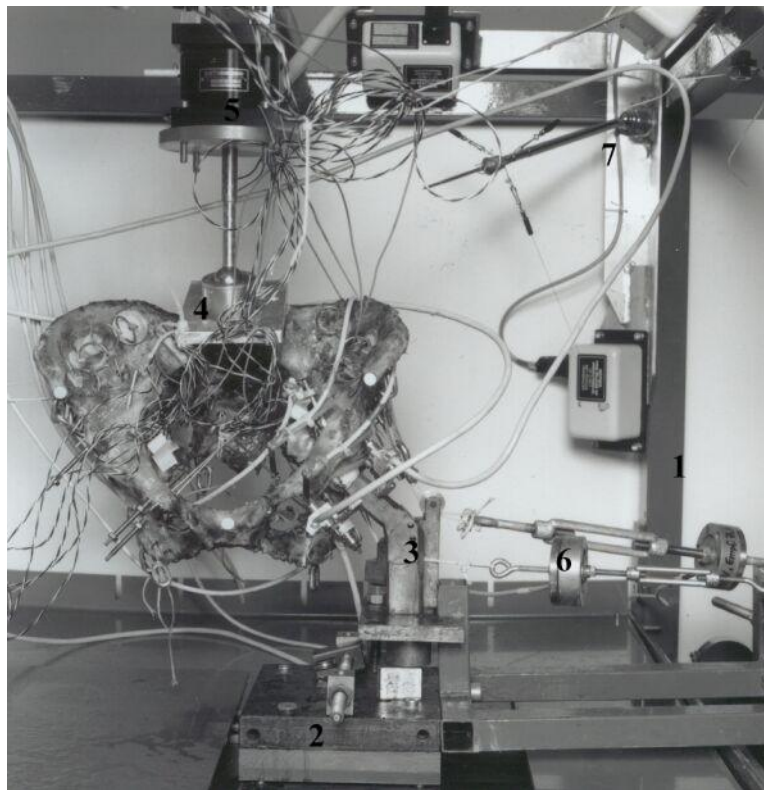


Bild 3: Sensorik I, Aufbau für Einbeinstand von ventral

1 Meßrahmen, 2 Belastungsplatte, 3 Prothesenschaft, 4 Platte auf dem sacrum zur Einleitung der Körperkraft, 5 AMTI-Kraftmeßdose, 6 Kraftmeßdose für Muskelkräfte, 7 Raummeter.

Sensoren für Primärstabilität und Beckendeformation:

- 6 3D-Transducer

Zur Erfassung der räumlichen Bewegungen zwischen drei Punkten auf dem Pfannenrand und je einem korrespondierendem Punkt am Becken werden in jedem Versuch drei 3D-Transducer benötigt. Es zeigte sich, daß eine Auswahl von sechs unterschiedlichen Transducern nötig ist um bei dem sehr geringen Raumangebot innerhalb des Versuchaufbaus jeweils mit drei Transducern messen zu können. Die Transducer wurden selbst gefertigt.

Sie bestehen aus je zwei 6mm breiten und 0,15mm starken Federstahlsreifen, auf die Dehnungsmeßstreifen (DMS) (2 Vollbrücken mit EA-06-060PB, 350 Ω und eine Vollbrücke mit EA-06-031RB, 120 Ω , Measurements Group, Raleigh NC, USA) aufgebracht wurden. Der Aluminiumsockel des Transducers ist variabel auf einer in das

Becken eingebrachten Schraube zu fixieren. An der Spitze des Transducers ist eine Kugel angebracht, die in einer auf dem Pfannenrand montierten Schale lagert, und magnetisch gehalten wird. Die Pfannenbewegungen lassen sich so dreidimensional erfassen. Der Meßbereich der Transducer beträgt in jeder Richtung $\pm 500 \mu\text{m}$.

- 4 L-Aufnehmer

Als Maß für die Beckendeformation im acetabulären Bereich werden die Distanzänderungen zwischen drei in das Becken eingebrachte Kirschner-Drähten medial und lateral gemessen. Für diese Messungen wurden vier L-förmige Aufnehmer gefertigt. Auch bei diesen Aufnehmern wurde ein mit DMS bestückter Federstahlstreifen an ein Aluminiumteil montiert. An beiden Enden finden sich eine Befestigung mit einer 1,8mm großen Bohrung zum Aufstecken auf die Kirschner-Drähte mit einem Durchmesser von 1,8 mm. Der Meßbereich der L-Aufnehmer ist $\pm 10\text{mm}$.

- 1 Pfannendachaufnehmer

Die Einsenkung der Pfanne in das Acetabulum in cranialer Richtung wird eindimensional mit einem in das Pfannendach eingebrachten Aufnehmer gemessen. Durch eine Messinghülse mit einem Außendurchmesser von 4 mm greift ein Messingstift auf die Pfanne. Die Pfannenbewegungen in Richtung dieses Aufnehmers werden auf einen mit DMS bestückten Federstahlstreifen übertragen. Dieser Federstahlstreifen ist mit einem Aluminiumsockel an der Hülse fixiert. Der Meßbereich der Pfannendachaufnehmer ist $\pm 5 \text{ mm}$.

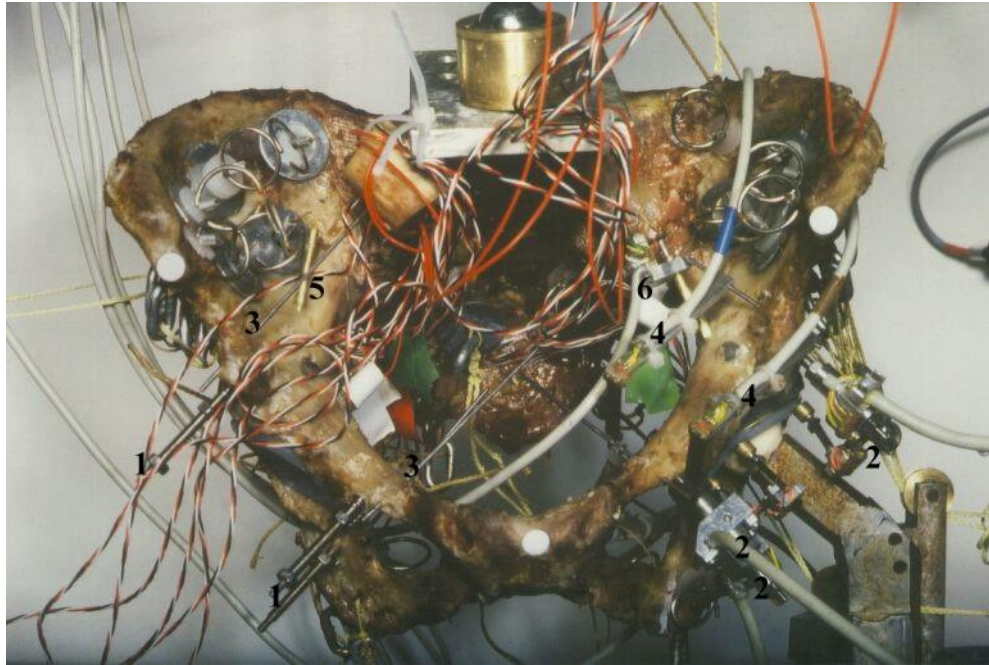


Bild 4: Sensorik II, Aufbau für Einbeinstand von ventral
1 Schrauben zur Aufnahme der 3D-Transducer, 2 3D-Transducer, 3 Kirschnerdrähte für die L-Aufnehmer, 4 L-Aufnehmer, 5 Hülse für den Pfannendachaufnehmer, 6 Pfannendachaufnehmer.

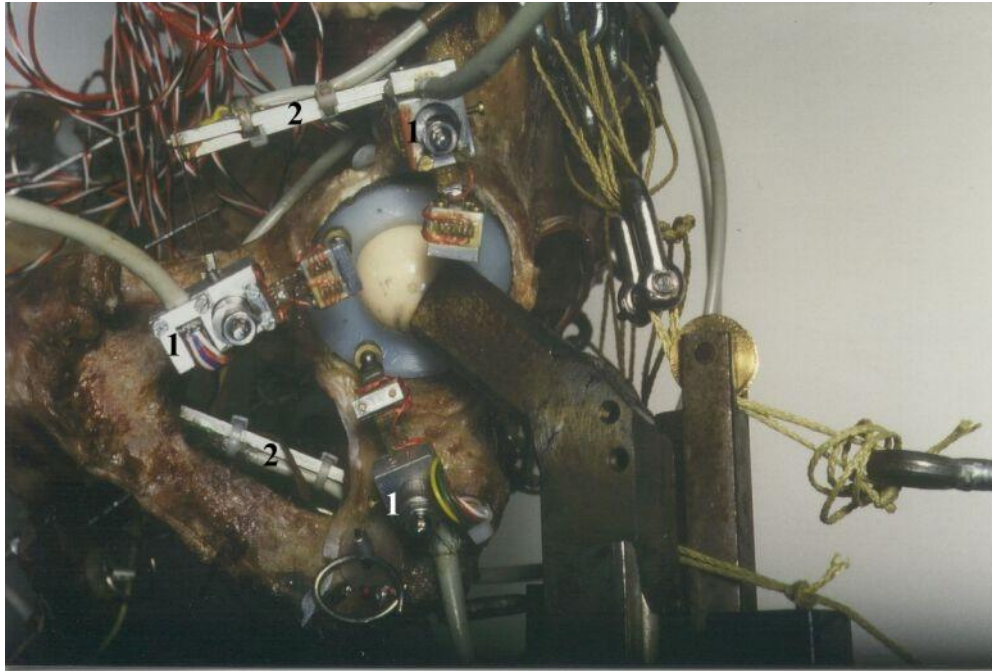
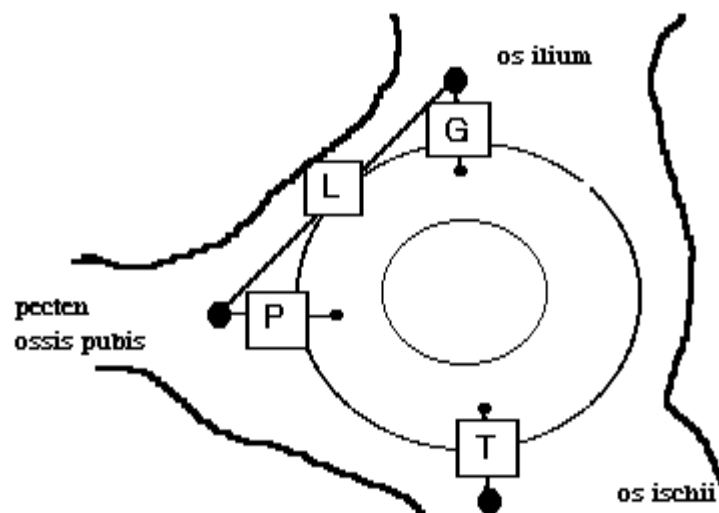


Bild 5: Sensorik III, Blick auf das Acetabulum
1 3D-Transducer, 2 L-Aufnehmer. Siehe auch Skizze 2.



Skizze 2: Sensorik III, Blick auf das Acetabulum

- 3 DMS-Rosetten

Die kortikalen Dehnungen und Spannungen werden mit drei direkt auf der Kortikalis aufgeklebten DMS-Rosetten (CEA -13-062UR, 350 Ω , Measurements Group, Raleigh NC, USA) gemessen. In den Vorversuchen erwies es sich als Vorteil bei der Fixierung von der allgemeinen Händlerempfehlung abzuweichen. Nach vollständiger Entfernung der Weichteile und Glättung der Oberfläche mit Schleifpapier ist lediglich eine Entfettung des Knochens mit Aceton erforderlich. Anschließend wird der Spezialkleber (M-Bond 200, Measurements Group, Raleigh NC, USA) dünn aufgetragen und eine Minute mit Fingerdruck angepreßt. Nach dem Verlöten der Kabel erfolgt eine Isolierung mit Silikon.

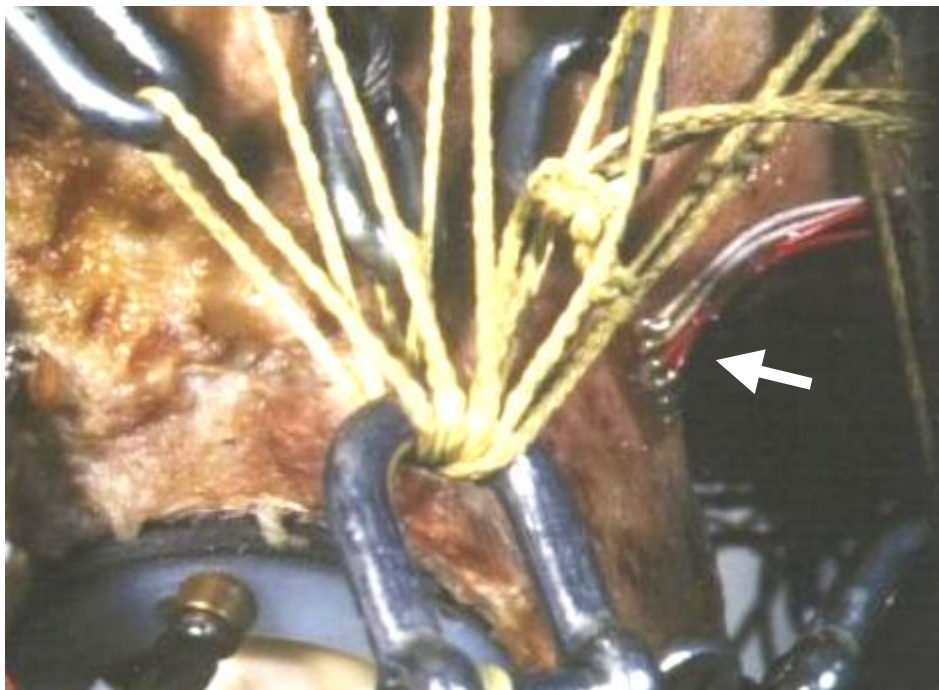
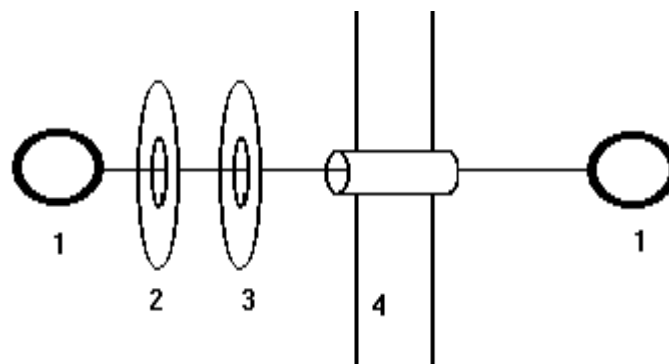


Bild 6: Sensorik IV, Blick auf das Acetabulum, dorsaler Pfeiler DMS-Rosette mit Pfeil markiert.

3.4. Präparation

Die Beckenpräparate werden den Spendern in einem Block entnommen. Dieser Block reicht von der mittleren LWS bis zum mittleren Femur und besteht aus dem Knochen mit den umgebenen Weichteilen. Bis zur Präparation werden Präparate bei Minus 20°C eingefroren. Nach dem Auftauen wird der Knochen zunächst von den Weichteilen befreit. Dabei werden die sacroiliacalen Bänder geschont. Die Wirbelsäule wird so abgesägt, daß eine Fläche in Höhe des fünften Lendenwirbels und des ersten Sakralwirbels zwischen den Beckenschaufeln verbleibt. Auf dieser Fläche wird eine Aluminiumplatte angebracht. Um die Platte auf dem Knochen zu befestigen wird der Spinalkanal mit einem scharfen Löffel gesäubert und Palakos in den Spinalkanal und zwischen Platte und den Knochen gebracht. Zusätzlich wird die Platte mit Spongiosaschrauben fixiert.

In das Becken werden nach einer Vorlage Löcher mit einem Durchmesser von 4,5mm gebohrt. In diese Löcher werden Kunststoffhülsen gesteckt, die ein Einschneiden der Schnüre in den Knochen verhindern. Durch diese Hülsen werden Stahlringe an der Außenseite des Beckens mit Schnüren an Ringen, die sich an der Innenseite des Beckens befinden befestigt. Vor dem inneren Ring wird eine zum Knochen gelegene Plastikunterlegscheibe und eine zum Ring gelegene Metallunterlegscheibe auf die Schnur gefädelt. Durch diese Unterlegscheiben wird die Fläche, auf die die simulierte Muskelkraft wirkt vergrößert.



Skizze:3

1 Stahlring , 2 Metallunterlegscheibe , 3 Plastikunterlegscheibe , 4 Knochen mit Plastikhülse

Mit dieser Technik ist eine Befestigung der Muskelzüge an der Darmbeinschaukel und der Rückfläche des Os sacrum möglich. Der M. gluteus maximus wird auch in seinem

vom Ligamentum sacrotuberale ansetzenden Anteil simuliert. Die Befestigung der Muskelzüge an dem Ligament gelang nicht befriedigend. Deshalb wurde das Ligament durch eine Kevlarschur mit einem Stahlring ersetzt. Auch am Tuber ischiadicum werden die Kevlarschnüre durch Kunststoffhülsen in den Bohrungen geführt und an Stahlringe geknotet.

An den Femurköpfen wird durch eine Kerbe außerhalb der Artikulationsfläche ein cranialer Punkt markiert bevor sie vom Schenkelhals abgesägt werden. Dieses ist notwendig um in den Versuchen die physiologische Stellung reproduzieren zu können.

-Anbringen der Meßaufnehmer

Zunächst wird in jedes Acetabulum cranial ein Loch mit einem Durchmesser von 4 mm gebohrt. Die Bohrung ist nach medial und gering nach dorsal gerichtet, da in beiden Lastfällen in dieser Richtung eine Bewegung zu erwarten ist. In diese Bohrlöcher werden die Messinghülsen mit einem Zweikomponentenkleber eingeklebt.

Mit Hilfe einer Schablone werden drei 1,8 mm dicke Kirschner-Drähte parallel zueinander und senkrecht zur Pfanneneingangsebene eingebracht. Die Drähte fassen im Becken an drei Meßpunkten. In einem kleineren Radius um das Acetabulumzentrum werden neben den Kirschner-Drähten Löcher für die 3D-Transducer mit einem Durchmesser von 3,2mm gebohrt. Die drei Meßpunkte werden wie von Schneider et al. 1991 angegeben gewählt. Dabei befindet sich ein Transducer auf der Spina iliaca anterior inferior des Os ilium. Dieser wird als Meßpunkt G bezeichnet. Auf dem Ramus superior des Os pubis findet sich der Meßpunkt P. Der Meßpunkt T liegt auf dem Tuber ischiadicum.

Die DMS-Rosetten werden an der Medialfläche des Acetabulum, am dorsalen Pfeiler und am ventralen Pfeiler angebracht. Die Positionierung wird durch die Lage der Kirschner-Drähte und am dorsalen Pfeiler durch die Incisura ischiadica major definiert. Zur Erfassung der räumlichen Lage des Beckens werden beidseits an der Spina iliaca anterior superior und in der Symphyse ein Markierungspunkt angebracht.

Nach der Präparation werden die Präparate vermessen und in einer Datenbank erfaßt.

3.5. Versuchsaufbau

-Meßrahmen

Der Meßrahmen ist aus Vierkant-Stahlrohr gefertigt. In der Mitte ist eine Trägerkonstruktion höhenverstellbar montiert. Auf dieser Trägerkonstruktion ist die Belastungsplatte, die durch eine am Boden des Rahmens angebrachte handbetriebene Hydraulikpumpe in der Vertikalen steuerbar ist, angebracht. Die Justierung der Belastungsplatte in der Horizontalen erfolgt über eine Spindel. Auf dieser Platte findet sich ein Stahlschaft, auf den entweder der physiologische Hüftkopf, oder ein Keramikkopf mit einem Durchmesser von 28mm für die Belastung der implantierten Pfannen aufgebracht wird. Drei Umlenkrollen werden auf der Platte und am Schaft so positioniert, daß Muskelzugrichtungen resultieren, die den physiologischen möglichst entsprechen. Die Abspannung der Muskelzüge erfolgt an zwei Auslegern, die seitlich an der Platte angebracht sind und somit der Bewegung in vertikaler Richtung folgen. Auf einer Schiene, die sich zwischen den oberen Trägern des Meßrahmens befindet, ist ein um eine Achse senkrecht zu der Schiene schwenkbarer Sockel zur Aufnahme der AMTI-Kraftmeßdose angebracht.

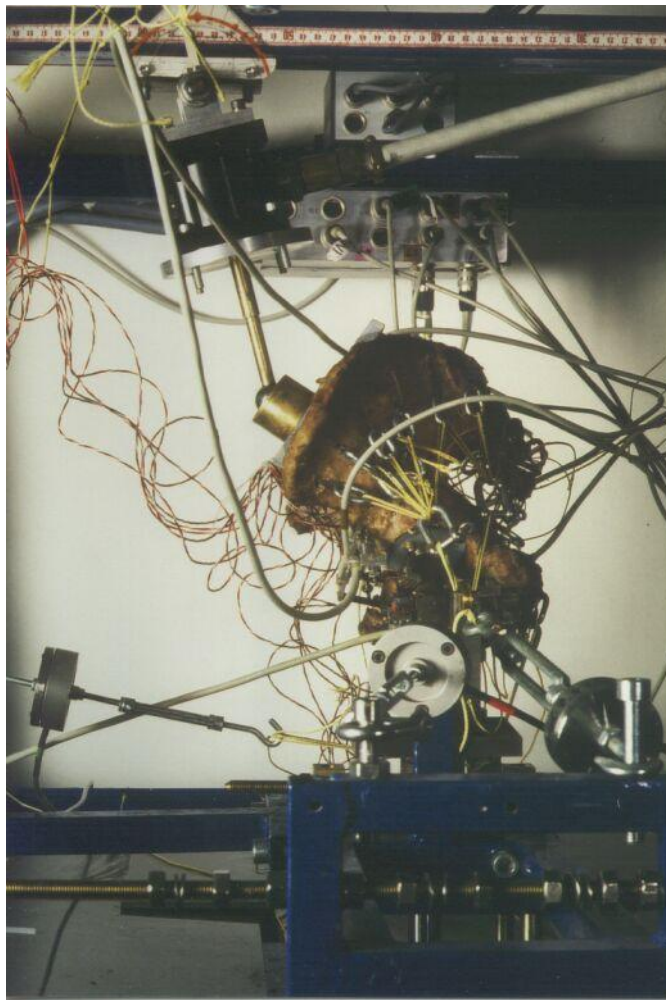


Bild 7: Aufbau von lateral, Treppensteigen

Das Becken ist 35° zur Schaftachse geneigt. Die AMTI-Kraftmeßdose ist auf der Schiene so montiert, dass die Körperkraft in einem Winkel von 20° (zur Senkrechten bezogen auf das Becken) eingeleitet wird.

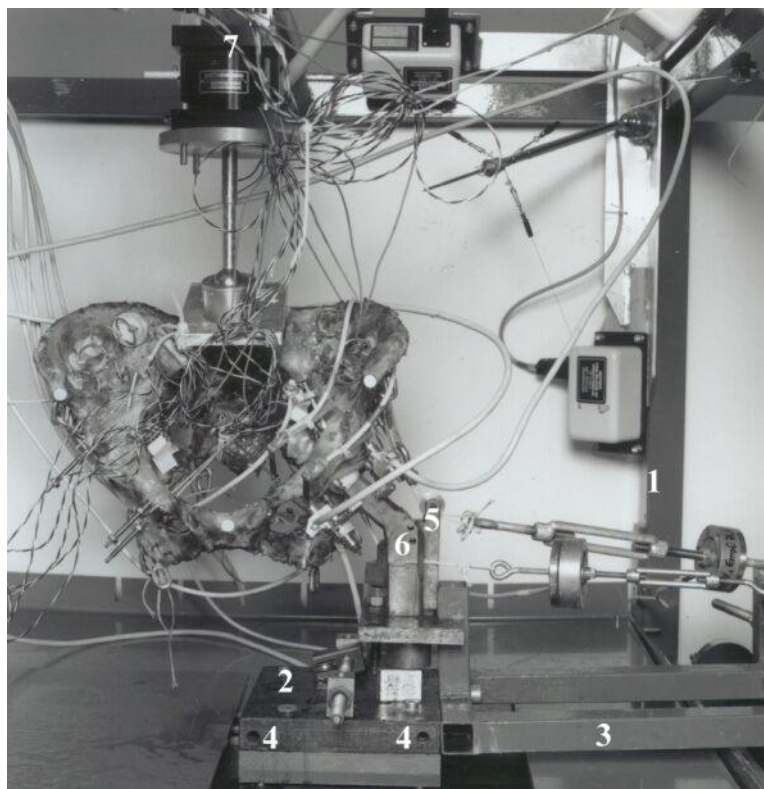


Bild 8: Aufbau

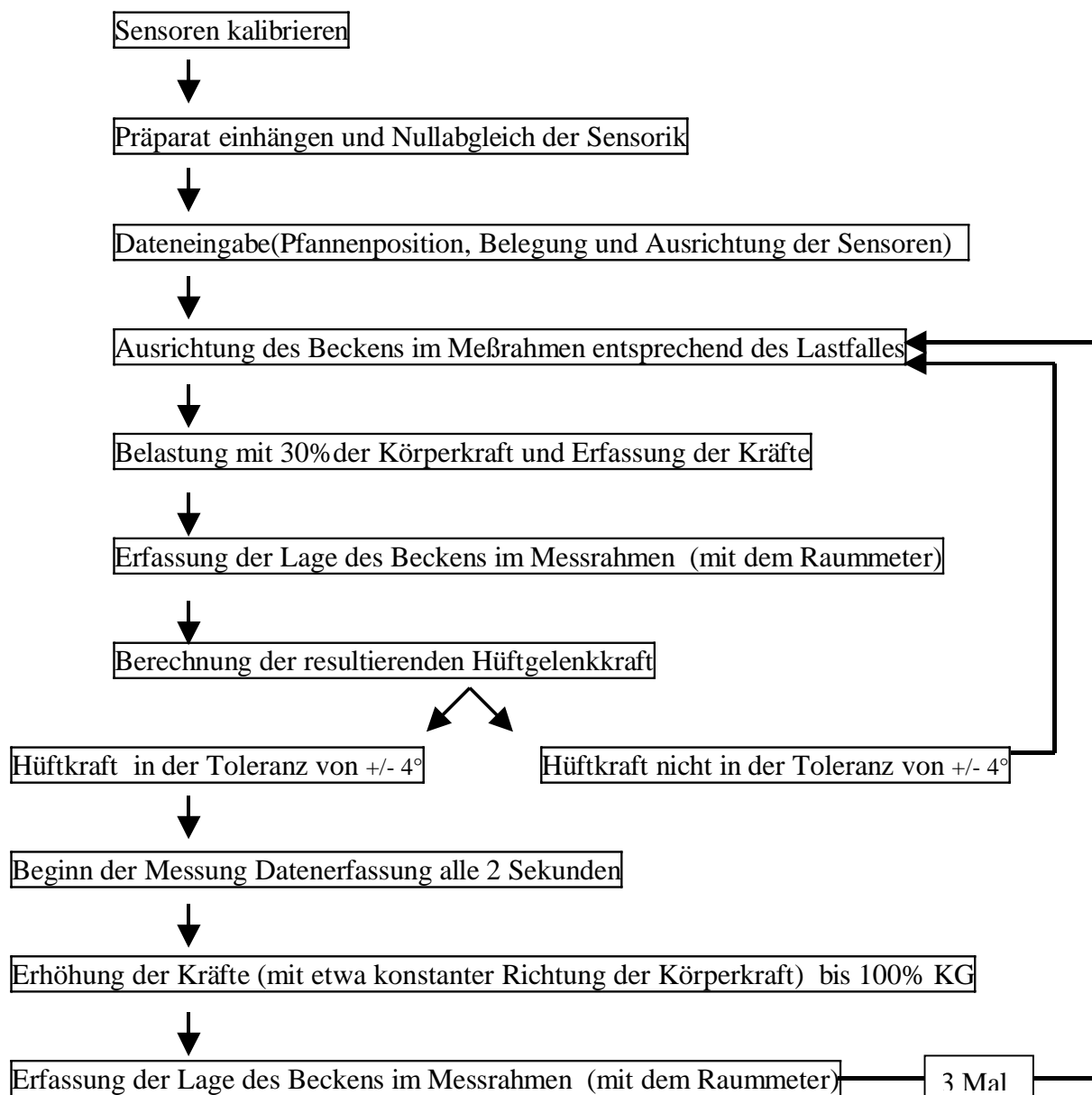
1 Meßrahmen, 2 Belastungsplatte, 3 seitlicher Ausleger, 4 Löcher mit Gewinde zur Aufnahme des ventralen Auslegers (Nur für Treppensteigen), 5 Umlenkrolle, 6 Stahlschaft, 7 AMTI-Kraftmeßdose.

3.6. Meßablauf

Vor jeder Meßreihe werden die Sensoren kalibriert. Die Präparate werden bei einer Umgebungstemperatur von 5°C aufgetaut. Nach dem Nullabgleich der Kraftsensoren wird das Kugellager am Stab der AMTI-Dose in die Aluminiumplatte des Präparates eingeschraubt. In diesem unbelasteten Zustand des Becken wird der Nullabgleich der DMS-Rosetten und der Wegsensoren, die noch nicht montiert und nicht ausgelenkt sind, durchgeführt. Die Ausrichtung der implantierten Pfanne bezüglich Anteversion und Inklination wird ermittelt in eine Datenbank aufgenommen. Da der Auflagepunkt des Transducers am Pfannenrand nicht auf einer Geraden, die durch den Befestigungspunkt am Becken und den Pfannenmittelpunkt läuft, liegt, wird der Winkel zwischen dieser Geraden und der Längsachse des Transducers als Verdrehwinkel in die Datenbank aufgenommen. Die Muskelzüge werden durch die Umlenkrollen geführt und über die Zugkraftmeßzellen an den Auslegern der Belastungsplatte befestigt. Das Becken wird durch Verschieben der Belastungsplatte und der AMTI-Dose auf den Schienen sowie einer Höhenverstellung mit Hilfe der Hydraulikpumpe in die für den zu untersuchenden Lastfall erforderliche Stellung gebracht. Durch Spannen der Muskelzüge mit Seilspannern und weitere Belastung mit der Hydraulikpumpe wird eine Belastungssituation erzeugt, in der an der AMTI-Dose eine Körperkraft von 30% des Körpergewichts ($30\% \text{ KG} \times 5/6$) bei minimalen Seitkräften gemessen wird. In dieser Position werden etwa 10 Sekunden Daten von den Kraftsensoren erfaßt. Mit dem Raummeter wird die Beckenposition, die Muskelzugrichtungen und die Lage des Hüftkopfmittelpunktes aufgenommen. Aus den Meßdaten der Kraftsensoren wird unter Berücksichtigung der Daten des Raummeters und der Position sowie des Schwenkwinkels der AMTI-Dose die Hüftkraft in Betrag und Richtung berechnet. Diese Beckenpositionierung wird gegebenenfalls wiederholt bis die errechnete Richtung der Hüftgelenkkraft der angestrebten Richtung mit einer Toleranz von $\pm 4^\circ$ entspricht. Die Wegsensoren werden aufgebracht und justiert. Die Position und Kanalbelegung der Sensoren wird in das Berechnungsprogramm eingegeben. Die Meßposition wird erneut mit dem Raummeter erfaßt. Die Beckenbelastung wird durch manuelles Spannen der Muskelzüge und Druckerhöhung der Hydraulikpumpe kontinuierlich gesteigert bis eine Körperkraft von 80 bis 100% des Körpergewichts ($\times 5/6$) erreicht ist. Dabei werden

die einzelnen Kräfte so erhöht, daß die Richtung der Körperkraft weitgehend konstant bleibt. Die Meßdatenaufnahme aller Sensoren erfolgt mit einem Intervall von 2 Sekunden. Die Meßdauer ist für jeden Durchlauf auf maximal 2 Minuten begrenzt. Unter Maximalbelastung erfolgt die Erfassung der Meßposition mit dem Raummeter. Nach Entlastung des Beckens wird die Ausgangsposition mit 30% der Körperkraft ($\times 5/6$) für die nächste Messung eingestellt. Es werden jeweils vier Meßwiederholungen durchgeführt. Die Becken werden durch Besprühen mit Wasser feucht gehalten.

Schritte eines Meßablaufs :



3.7. Versuchsablauf/Messfolge

Die Messungen wurden in wechselnder Reihenfolge unter folgenden Bedingungen durchgeführt:

Meßbedingung 1: Ohne Implantat

Die Messungen werden an jedem Präparat zunächst mit dem natürlichen Hüftgelenk vorgenommen. Dazu wird der entsprechende Femurkopf mit Palakos und einer Schraube auf dem Stahlschaft befestigt. Mit Hilfe der vor dem Absägen des Femurschaftes eingebrachten Kerbe wird die anatomisch korrekte Gelenkposition wiederhergestellt.

Meßbedingung 2: RM-Pfanne ohne Schrauben

Die Hüftgelenkkraft wird über einen Prothesenkopf mit einem Durchmesser von 28mm eingeleitet. Die Implantation der RM-Pfannen erfolgte gemäß der Implantationsvorschrift mit dem Originalinstrumentarium in Zusammenarbeit mit einem erfahrenen Chirurgen, der mit der klinischen Anwendung vertraut ist. Mit den Pfannenfräsen mit zunehmendem Durchmesser werden die Acetabula bis auf subchondrales Niveau aufgefräst. Es wird dann eine Pfanne mit dem Außendurchmesser der zuletzt benutzten Pfannenfräse implantiert. In den Versuchen wurden Pfanne mit einem Außendurchmesser von 50mm bis 54mm eingesetzt.

	Pfannendurchmesser rechts	Pfannendurchmesser links
Becken 1	54	52
Becken 2	52	52
Becken 3	50	52
Becken 4	54	54

Tab. 2: verwendete Pfannengrößen

Meßbedingung 3: RM-Pfanne mit Schrauben

Die RM-Pfannen verbleiben im Acetabulum und werden gemäß OP-Anleitung mit dem Originalinstrumentarium nach Bohrung mit dem 2mm-Bohrer und Gewindeschnitt durch 5 Schrauben zusätzlich fixiert. Die Reihenfolge der Meßbedingungen 2 und 3 wird in den Versuchen variiert.

	rechts	links
Becken 1	B	A

Becken 2		A	B
Becken 3		B	A
Becken 4		A	B

Tab.3: Zeitliche Abfolge der Messungen bezüglich der Meßbedingungen
(A: 1- 2 - 3 - 4 , B: 1 - 3 - 2 - 4)

Meßbedingung 4: Zementierte Müllerpfanne

Nach Entfernung der RM-Pfanne wird ohne weitere Bearbeitung des Knochens eine Müller-Polyethylen Pfanne mit dem selben Außendurchmesser mit Palakos einzementiert. Die Einleitung der Hüftgelenkkraft erfolgt wie bei Meßbedingung 2 und 3 über den Prothesenkopf.

Die Reihenfolge der Messungen bezüglich der Seite und des Lastfalles wird bewußt an jedem Präparat verändert.

3.8. Auswertung

-Meßdatenerfassung

Die Meßdaten der gesamten Sensorik werden während eines Meßvorganges alle 2 Sekunden mit dem UPM-200 Meßverstärker erfaßt und gespeichert. Anschließend werden die Daten auf ein Personal Computer (Apple Macintosh Quadra 700) übertragen und in Excel weiterverarbeitet. Die Rohdaten sind in unterschiedlichen Koordinatensystemen erfaßt worden. So werden die Bewegungen der Pfanne zunächst in den Koordinaten eines jeden 3 D-Transducers aufgenommen.

Für die Koordinatentransformation der Meßdaten der 3-D-Transducer in ein Koordinatensystem mit Bezug auf das Becken werden folgende Daten berücksichtigt:

1. Die Anteversion und Inklination der implantierten Pfanne.
2. Die Verdrehwinkel der Transducer. Das heißt, die Abweichung der Längsachse des Transducers von der Geraden, die durch den Befestigungspunkt am Becken und den Pfannenmittelpunkt läuft.
3. Die Kalibrierungsmatrizen der verwendeten Transducer.

Dieses beckenfeste Koordinatensystem ist rechtwinkelig und folgendermaßen definiert:

- Ursprung: Der Ursprung befindet sich im Mittelpunkt des Hüftgelenks, d.h. im Mittelpunkt des Prothesenkopfes bzw. des Femurkopfes.
- X-Achse: Die X-Achse verläuft nach medial in Richtung auf das contralaterale Acetabulum.
- Y-Achse: Die Y-Achse verläuft senkrecht zu einer Ebene, die durch die beiden Spinae iliacae anteriores und die Tubercula pubica definiert ist. Sie ist nach dorsal gerichtet.
- Z-Achse: Die Z-Achse steht senkrecht zu der X- und der Y-Achse mit positiven Werten in cranialer Richtung.

Eine Transformation der unidirektionalen Wegaufnehmer ist nicht erforderlich.

Für die Berechnung der resultierenden Hüftgelenkkraft ist es wichtig die Richtung der einwirkenden Kräfte zu erfassen. Die Richtung der auf das Os sacrum einwirkenden

Körperkraft berechnet sich aus den Kräften und Momenten, die mit der AMTI- 6-Komponentenkraftmeßdose gemessen werden und der Lage sowie der Ausrichtung der Meßdose im Meßrahmen. Die Muskelkräfte wirken in Richtung der abgespannten Kevlarschnüre. An den Schnüren werden die Raumkoordinaten zweier möglichst entfernt von einander gelegenen Punkten mit dem Raummeter bestimmt. Die Gerade, die durch diese beiden Punkte verläuft, entspricht dann der Richtung der wirkenden Muskelkraft. Die Vektoren der einwirkenden Kräfte werden dann in das beckenfeste Koordinatensystem transformiert.

Aus den Meßwerten der Dehnungsmesstreifen (DMS) werden die maximale und minimale Hauptdehnung und die Hauptdehnungsrichtung berechnet.

Die DMS-Rosetten, die am ventralen Pfeiler aufgebracht wurden, sind in der Auswertung nicht berücksichtigt worden, da die Kortikalis in diesem Bereich durch die Bohrungen für die Zapfen bei der Implantation der RM-Pfanne geschädigt wurde.

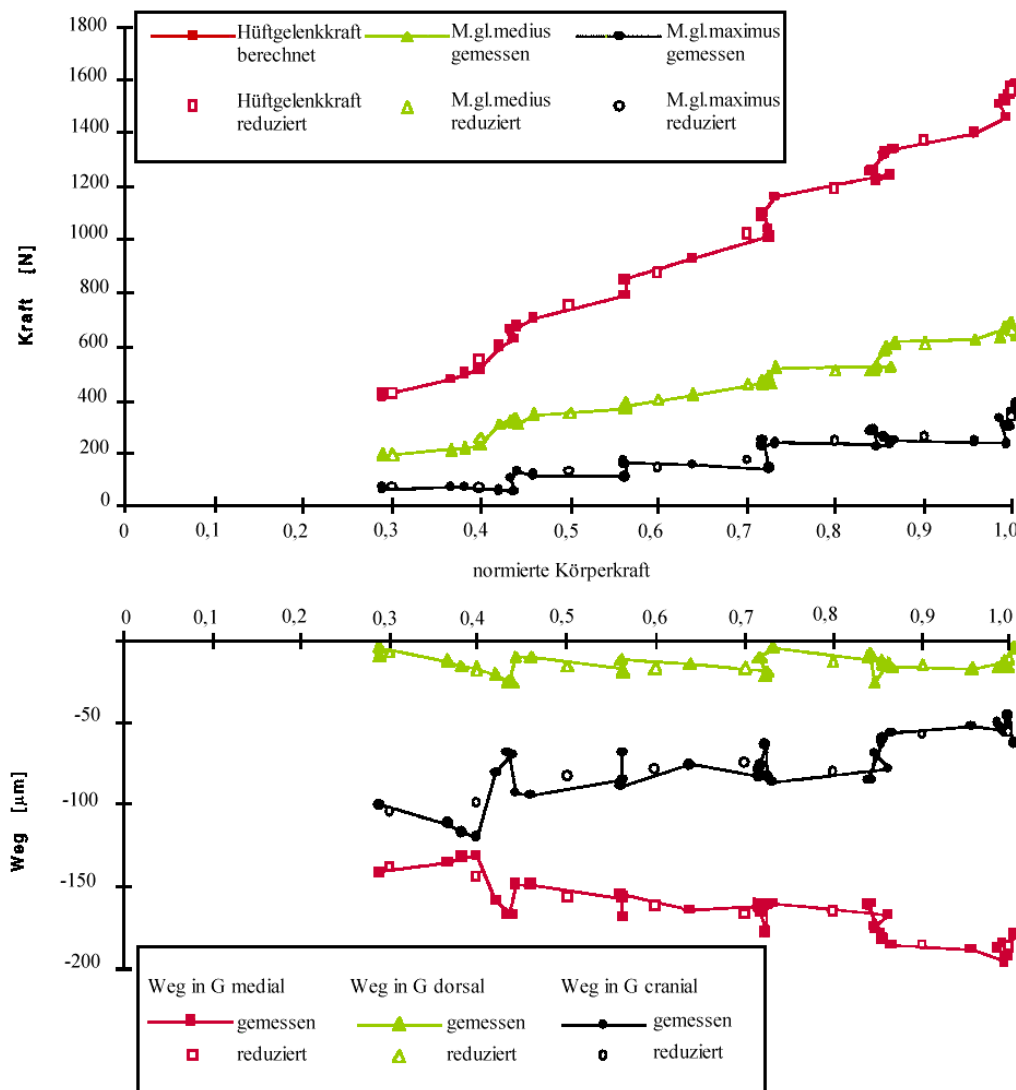
-Datenreduktion

Eine Weiterverarbeitung und insbesondere eine statistische Auswertung ist mit den gesamten Rohdaten nicht möglich. Für eine Reduktion der Datenmenge wurde zunächst die Abhängigkeit der Zielgrößen, d.h. der Abstandsänderungen und der Dehnungen, von der am Os sacrum eingeleiteten Körperkraft untersucht. Analysen der deskriptiven Statistik wurden mit dem Programm SPSS (Version 4, SPSS Inc., Chicago IL, USA) durchgeführt. Die Pearson-Produkt-Moment-Korrelation wurde für alle 48 Datensätze der Messungen, die bis zu maximalen physiologischen Belastung durchgeführt wurden, ermittelt. Es zeigte sich eine lineare Abhängigkeit der Zielgrößen von der Körperkraft ($p < 0,01$).

Die Daten der Kräfte, Wege und Dehnungen werden über der normierten Körperkraft dargestellt. Die normierte Körperkraft errechnet sich unter der Annahme, daß auf das Os sacrum die Gewichtskraft des Spenders abzüglich des Gewichtes des Standbeines wirkt. Das Standbeingewicht wird als ein Sechstel des Körpergewichtes angenommen.

$$\text{Körperkraft}_{\text{Norm}} = \frac{6 * \text{Kraft, die auf das Os sacrum einwirkt}}{5 * \text{Körpergewicht} * \text{Erdbeschleunigung}}$$

Für die Werte 0,3, 0,4, 0,5, 0,6, 0,7, 0,8, 0,9 und 1,0 der normierten Körperkraft werden die Meßdaten einzeln linear interpoliert. Die Abbildung zeigt die Datenreduktion beispielhaft an drei Kräften und an den Komponenten der mit dem 3-D-Tansducer am Meßpunkt G gemessenen Werte.



Grafik 1: Datenreduktion

Für die Auswertung der Meßwerte, die in das beckenfeste Koordinatensystem transformiert werden müssen, ist es erforderlich die Änderung der Beckenposition im Meßrahmen während eines Meßvorganges zu berücksichtigen. Dazu werden die Positionsdaten, die bei 30% und bei 100% Belastung gewonnen werden, über den gesamten Belastungsbereich linear interpoliert.

Die Daten der vier Meßwiederholungen an jedem Acetabulum in jedem Lastfall und für jede Meßbedingung bezüglich des Implantats sollen für die weitere Auswertung mathematisch zusammengefaßt werden. Deshalb wird zunächst der Einfluß der Meßwiederholung mit Hilfe einer Varianzanalyse untersucht.

Der Einfluß der Meßbedingungen bezüglich des Implantats auf die Bewegungen der Pfanne, der Beckendeformation und der Dehnungen wird für jeden Lastfall einzeln mit dem T-Test berechnet.

Die Winkel der Relativbewegungsrichtung und der Hauptdehnungsrichtung wird statistisch mit der Pearson-Produkt-Moment-Korrelation untersucht. Bei einer Signifikanten Korrelation ($p < 0,05$) werden die Winkel graphisch dargestellt. Wenn die Korrelation der Hauptdehnungen nicht signifikant ist, werden " von Mises Vergleichsdehnungen" angegeben.

4. Ergebnisse

4.1. Untersuchungsbedingungen

- Beckenposition

Die angestrebten Beckenpositionen bezüglich des Femurschaftes mit 0° Flexion, 12° Adduktion und 0° Rotation für die Untersuchungen im simulierten Einbeinstand und 35° Flexion, 20° Adduktion bei 0° Rotation für die Situation des Treppensteigens konnten an jedem Becken eingestellt werden.

Mit dem konstruierten Raummeter konnten bei jeder Untersuchung sowohl die Orientierungspunkte am Becken als auch die Verlaufsrichtungen der Muskelzüge dreidimensional erfaßt werden.

- Kräfte

Durch Variation der Beckenposition, der eingeleiteten Kraft am Os sacrum und Anspannen der Muskelzüge konnte die Hüftgelenkkraft auf die angestrebten Werte eingestellt werden.

Die Abweichungen der tatsächlich ermittelten Hüftgelenkkräfte von den Sollwerten sind in der folgenden Tabelle dargestellt:

	Einbeinstand		Treppensteigen	
	Soll	Ist	Soll	Ist
Winkel in Frontalebene	16° nach medial	13° (SD=4°) nach medial	10° nach medial	14° (SD=4°) nach medial
Winkel in Sagittalebene	10° nach ventral	8° (SD=3°) nach ventral	20° nach dorsal	20°(SD=4°) nach dorsal
Kraftbetrag bezogen auf die normierte Körperkraft	230% bis 330%	250% (SD=37%)	250% bis 750%	407% (SD=50%)

Tab. 4: Richtung der Hüftgelenkkraft (SD = Standardabweichung)

Für die Einstellung der Hüftgelenkskraft waren zum Teil sehr hohe Muskelkräfte erforderlich. Die Steigerung der Muskelkräfte wurde soweit durchgeführt, wie es die Befestigungen der Kevlarschnüre zuließen. Eine weitere Steigerung hätte eine Zerstörung des Knochens und damit eine Beeinflussung der folgenden Messungen

bedeutet. Deshalb wurden einige Messungen auf eine Kraffteinleitung am Os sacrum von 67% des Körpergewichtes begrenzt. Es wurden randomisiert an drei Becken insgesamt 48 Messungen bis zur Belastung mit 100 % des normierten Körpergewichtes am Os sacrum durchgeführt. Dabei wurde ein lineares Verhalten der Meßwerte über den gesamten Meßbereich nachgewiesen, so daß die Daten aus den auf 67% Körpergewicht begrenzten Versuchen für die statistischen Analysen extrapoliert werden konnten.

Die für die Einstellung der Hüftgelenkkraft erforderlichen Muskelkräfte waren von der am Os sacrum aufgebrauchten Kraft abhängig. Ein Anstieg der eingeleiteten Körperkraft von 25% auf 67% des Körpergewichtes machte im Einbeinstand eine Zunahme der Mittelwerte der Kräfte des M. gluteus medius und minimus von 42% auf 112% der Kraft des Körpergewichtes. Dabei fand sich eine Standardabweichung von 18% (Körpergewicht = KG). Beim Treppensteigen zeigte sich für diese Muskelgruppe ein Anstieg von 56% KG auf 148% KG mit einer Standardabweichung von 26% KG. Der m. gluteus maximus erfuhr bei der o. g. Belastungssteigerung einen Kraftanstieg beim Einbeinstand von 9% bis auf 24% KG mit einer Standardabweichung von 21% KG und beim Treppensteigen von 34% auf 90% KG mit einer Standardabweichung von 24% KG.

Die Kraft der ischio-cruralen Muskulatur, die nur beim Treppensteigen simuliert wurde, mußte von 15% auf 39% KG gesteigert werden. Dabei betrug die Standardabweichung 10% KG.

4.2. Pfannenbewegungen:

Bei allen Versuchsdurchläufen konnten an jeder Pfanne Meßdaten der Pfannenbewegung an den drei Meßpunkten (G, P, T) und im Pfannendach aufgenommen werden. Dies war durch die unterschiedliche Bauweise der 3-D-Transducer möglich.

Als erster Schritt der Auswertung wurde die Abhängigkeit der Meßergebnisse von vier Wiederholungen eines Meßvorganges untersucht. Die Varianzanalyse zeigte einen signifikanten Einfluß der Wiederholungen nur an dem Meßpunkt "P" und am Pfannendachaufnehmer. Für die anderen Daten der Pfannenbewegung, der

Beckendeformation und der Dehnungen waren die Wiederholungen ohne signifikanten Einfluß.

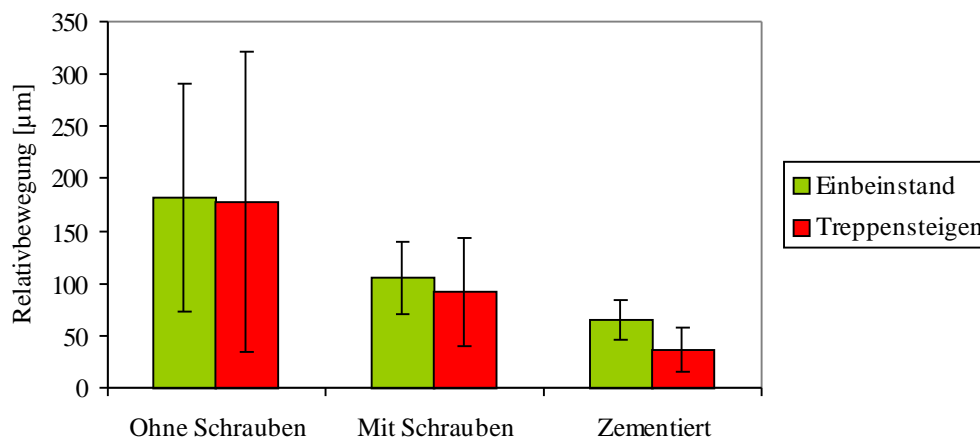
Die Beträge der an den Punkten G, P und T gemessenen Wege zeigen eine Abhängigkeit von der Meßbedingung. Die Auswertung erfolgt einzeln für jeden Lastfall mit dem T-Test mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$.

-Meßpunkt G

Der Vergleich der Mittelwerte am Punkt G zeigt einen signifikanten Einfluß der Meßbedingung nur für den Vergleich der nichtverschraubten RM-Pfanne mit der zementierten Müllerpfanne. Die Verringerung des mittleren Wegbetrages nach Verschraubung der RM-Pfanne von 182,1 μm auf 105,6 μm beim Einbeinstand und von 178,2 μm auf 91,5 μm beim Treppensteigen war nicht signifikant. Die Meßwerte am Punkt G sind in der folgenden Tabelle mit dem Mittelwert und der Standardabweichung (SD) aufgeführt und in der Grafik 2 dargestellt.

Meßpunkt G	RM-Pfanne ohne Schrauben	RM-Pfanne mit Schrauben	Müllerpfanne zementiert
Lastfall	Mittelwert (SD) [μm]	Mittelwert (SD) [μm]	Mittelwert (SD) [μm]
Einbeinstand	182,1 (109,5)	105,6 (34,8)	65,1 (19,8)
Treppensteigen	178,2 (143,6)	91,5 (51,9)	36,4 (21,0)

Tab. 5: Relativbewegungen an Punkt G



Grafik 2: Relativbewegungen an Punkt G

Zwischen den Parametern Meßbedingung, Präparat und Seite besteht eine signifikante Drei-Wege-Interaktion (ANOVA, Signifikanzniveau $p < 0,05$). Deshalb ist neben der o.g. Auswertung auch eine Betrachtung, die an jedem Acetabulum einzeln durchgeführt wird sinnvoll. Dabei zeigt sich eine signifikante Reduktion der Wegbeträge am Punkt G durch Verschraubung der Pfanne an 2 von 8 (25%) Acetabula im Einbeinstand und an 3 von 8 (37,5%) für das Treppensteigen. Nur in einem Fall fand sich beim Treppensteigen ein größerer Wegbetrag. Im Einbeinstand war an keinem Acetabulum ein signifikanter Unterschied zwischen der verschraubten RM-Pfanne und der zementierten Müllerpfanne zu erkennen. Beim Treppensteigen waren die Wege an 4 der 8 (50%) Acetabula kleiner. Die Anzahl der Acetabula mit signifikanten Wegbetrag-änderungen ist in der Tabelle 6 aufgelistet.

Meßpunkt G	Einfluß der Verschraubung der RM-Pfanne		Zementierte Pfanne im Vergleich zu der verschraubten RM-Pfanne	
	Einbeinstand	Treppensteigen	Einbeinstand	Treppensteigen
Lastfall				
Bewegung größer	0	1	0	0
keine Änderung	6	4	8	4
Bewegung kleiner	2	3	0	4

Tab. 6: Anzahl der einzeln untersuchten Acetabula mit signifikanter Änderung des Wegbetrages ($p < 0,05$)

-Meßpunkt P

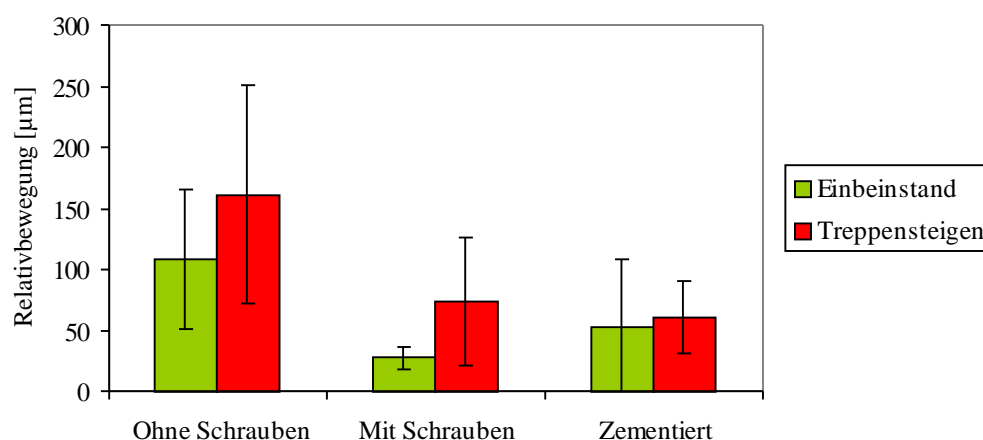
Die Verschraubung der RM-Pfanne führte zu einer signifikanten Reduktion der zwischen der Pfanne und dem Meßpunkt P gemessenen Wegbeträge. Die Wege zwischen der nichtverschraubten RM-Pfanne und dem Meßpunkt P sind im Vergleich zu denen an der zementierten Pfanne signifikant größer. Der Vergleich der Situation nach Verschraubung mit der zementierten Müllerpfanne zeigte keine signifikanten Unterschiede. Dabei ist der Mittelwert der Wegbeträge im Einbeinstand mit $27,3 \mu\text{m}$ an der verschraubten RM-Pfanne deutlich niedriger als an der zementierten Pfanne ($52,8 \mu\text{m}$). Die Streuung der Werte an der zementierten Pfanne mit Extremwerten von $9,0 \mu\text{m}$ bis $164,5 \mu\text{m}$ führen zu einer Standardabweichung von $55,2 \mu\text{m}$. Punkt P ist damit der Meßpunkt, an dem die Relativbewegungen für die zementierte Pfanne mit der

größten Streuung gemessen wurden. In der folgenden Tabelle finden sich die mittleren Wegbeträge mit der Angabe über Ihre Verteilung bezüglich den Meßbedingungen.

Meßpunkt P	RM-Pfanne ohne Schrauben	RM-Pfanne mit Schrauben	Müllerpfanne zementiert
Lastfall	Mittelwert (SD) [μm]	Mittelwert (SD) [μm]	Mittelwert (SD) [μm]
Einbeinstand	108,0 (57,4)	27,3 (9,0)	52,8 (55,2)
Treppensteigen	161,2 (88,9)	73,6 (53,0)	61,0 (29,2)

Tab. 7: Relativbewegungen an Punkt P

Zur Verdeutlichung sind die Daten in der Grafik 3 bildlich umgesetzt worden.



Grafik 3: Relativbewegungen an Punkt P

Bei der Interpretation der Daten muß berücksichtigt werden, daß sich am Meßpunkt P in den Varianzanalysen ein signifikanter Einfluß der Meßwiederholung zeigte.

Die Auswertung der Daten an den einzelnen Acetabula gesondert zeigt bei 5 von 8 (62,5%) eine Verkleinerung der Wegbeträge durch Verschraubung der RM-Pfanne in beiden Lastfällen. Beim Vergleich der Meßbedingung "RM-Pfanne mit Schrauben" mit der zementierten Pfanne wurden in beiden Lastfällen keine Unterschiede deutlich. An einem Acetabulum waren die Wege an der verschraubten Pfanne kleiner als an der zementierten.

Meßpunkt P	Einfluß der Verschraubung der RM-Pfanne		Zementierte Pfanne im Vergleich zu der verschraubten RM-Pfanne	
	Einbeinstand	Treppensteigen	Einbeinstand	Treppensteigen
Lastfall				
Bewegung größer	0	0	1	0
keine Änderung	3	3	7	7
Bewegung kleiner	5	5	0	1

Tab. 8: Anzahl der einzeln untersuchten Acetabula mit signifikanter Änderung des Wegbetrages ($p < 0,05$) an Punkt P

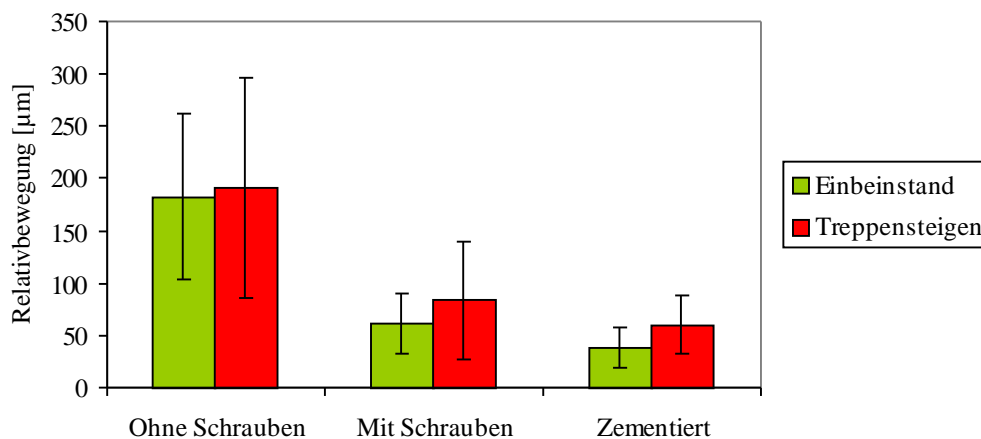
-Meßpunkt T

An diesem Meßpunkt waren wie auch am Punkt P die Wege für die Meßbedingungen "RM-Pfanne mit Schrauben" und "Müllerpfanne zementiert" signifikant verschieden von den Messungen an der nichtverschraubten Pfanne. Den deutlichsten Effekt hatte die Verschraubung der Pfanne bei den Untersuchungen im Einbeinstand. Hier waren die mittleren Wegbeträge um $\frac{2}{3}$ verkleinert. Auch beim Treppensteigen ist die Reduktion größer als 50%. Die weitere Abnahme der Auslenkungen durch Zementierung war statistisch nicht signifikant. Betrachtet man die Beträge der Standardabweichungen in Relation zu den Beträgen der Mittelwerte, so finden sich an diesem Meßpunkt mit durchschnittlich 51% des mittleren Wegbetrages die geringsten Streuungen der Meßwerte. (54% am Punkt G und 60% an Punkt P)

Die Ergebnisse sind der Tabelle 9 und der Grafik 4 zu entnehmen.

Meßpunkt T	RM-Pfanne ohne Schrauben	RM-Pfanne mit Schrauben	Müllerpfanne zementiert
	Mittelwert (SD) [µm]	Mittelwert (SD) [µm]	Mittelwert (SD) [µm]
Lastfall			
Einbeinstand	182,2 (79,8)	60,7 (28,6)	38,0 (19,6)
Treppensteigen	190,9 (105,3)	83,3 (56,6)	59,9 (27,7)

Tab. 9: Relativbewegungen an Punkt T



Grafik 4: Relativbewegungen an Punkt T

Bei der Betrachtung der einzelnen Acetabula ist der Einfluß der Verschraubung bei der Untersuchungen im Einbeinstand besonders deutlich. Hier findet sich an jedem Acetabulum eine signifikante Verringerung der Bewegungen. Die zementierte Pfanne läßt nur an einem Acetabulum signifikant kleinere Wege zu als die verschraubte RM-Pfanne.

Meßpunkt T	Einfluß der Verschraubung der RM-Pfanne		Zementierte Pfanne im Vergleich zu der verschraubten RM-Pfanne	
	Einbeinstand	Treppensteigen	Einbeinstand	Treppensteigen
Lastfall				
Bewegung größer	0	0	0	0
keine Änderung	0	2	7	7
Bewegung kleiner	8	6	1	1

Tab. 10: Anzahl der einzeln untersuchten Acetabula mit signifikanter Änderung des Wegbetrages ($p < 0,05$) an Punkt T

-Pfannendachaufnehmer

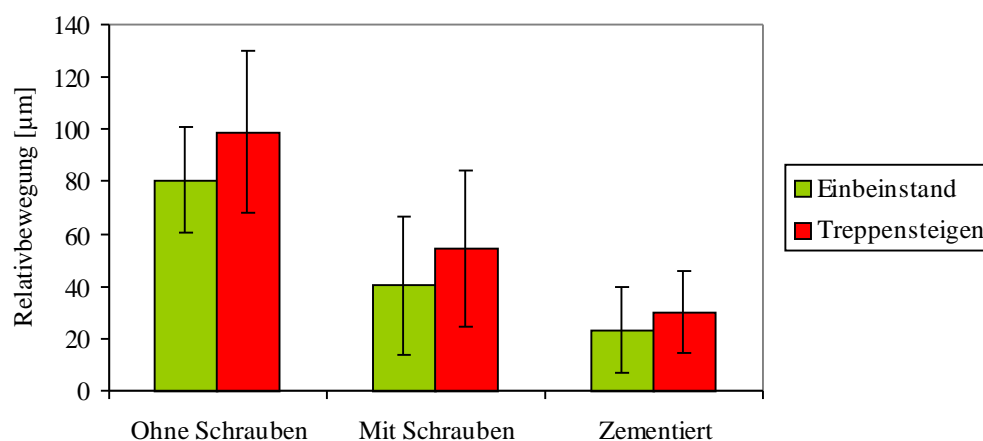
Die Tiefe des belastungsabhängigen Einsinkens in das Pfannendach konnte mit dem Pfannendachaufnehmer bei allen Versuchen gemessen werden. Die Meßwiederholungen hatten dabei einen signifikanten Einfluß. Wie an den Meßpunkten P und T bestanden signifikante Unterschiede zwischen den Meßbedingungen der RM-Pfanne mit und ohne Verschraubung sowie zwischen der Bedingung "RM-Pfanne ohne Schrauben" und der

zementierten Pfanne. Die Bewegungsausmaße sind deutlich kleiner als die am Pfannenrand gemessenen. Dabei ist die Streuung der Meßwerte, mit einer durchschnittlichen Standardabweichung von ca. 50 % (49,8%) des mittleren Wegbetrages ähnlich wie an den Punkten G, P und T.

Die Verschraubung der Pfanne führt in beiden Lastfällen etwa zu einer Halbierung der Relativbewegungen. Auch die weitere Abnahme des Mittelwertes ist im Einbeinstand und beim Treppensteigen sehr ähnlich.

Pfannendach-Aufnehmer	RM-Pfanne ohne Schrauben	RM-Pfanne mit Schrauben	Müllerpfanne zementiert
Lastfall	Mittelwert (SD) [µm]	Mittelwert (SD) [µm]	Mittelwert (SD) [µm]
Einbeinstand	80,5 (20,2)	40,4 (26,4)	23,3 (16,4)
Treppensteigen	98,8 (30,9)	54,2 (29,7)	30,0 (15,6)

Tab. 11: Bewegungen am Pfannendach



Grafik 5: Relativbewegungen am Pfannendachaufnehmer

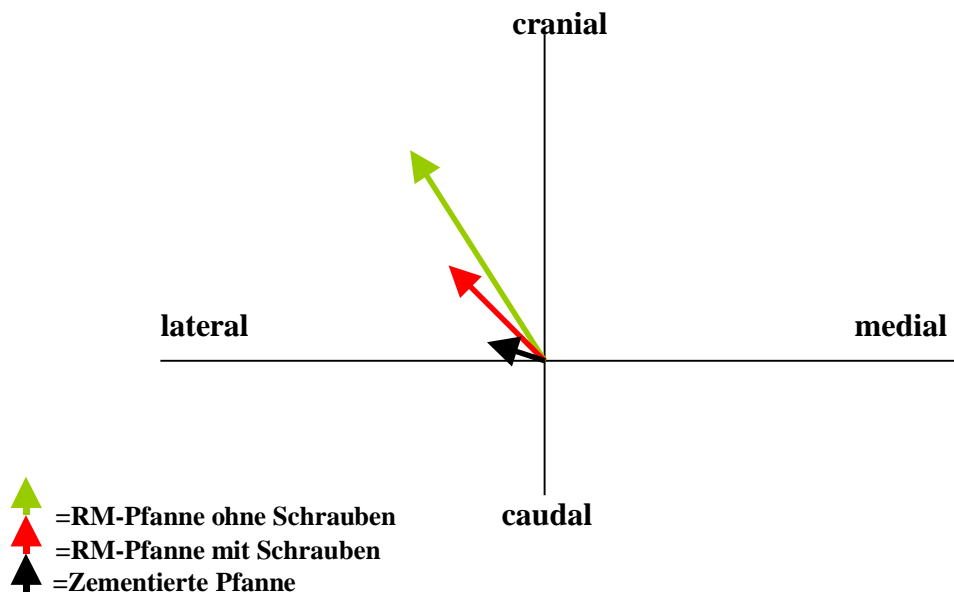
Die Analyse der einzelnen Beckenhälften zeigt an 5 von 8 (62,5%) beim Einbeinstand und 7 von 8 (87,5%) beim Treppensteigen eine signifikante Verkleinerung der Bewegungen an diesem Aufnehmer. Die Zementierung hatte im Vergleich zur verschraubten Pfanne an der Hälfte der Acetabula einen signifikanten Effekt.

Pfannendach- Aufnehmer	Einfluß der Verschraubung der RM-Pfanne		Zementierte Pfanne im Vergleich zu der verschraubten RM-Pfanne	
	Einbeinstand	Treppensteigen	Einbeinstand	Treppensteigen
Lastfall				
Bewegung größer	0	0	0	0
keine Änderung	3	1	4	4
Bewegung kleiner	5	7	4	4

Tab. 12: Anzahl der einzeln untersuchten Acetabula mit signifikanter Änderung des Wegbetrages ($p < 0,05$) am Pfannendachaufnehmer

-Richtung der Relativbewegungen

Die Bewegung der Pfanne im Verhältnis zu den drei Meßpunkten am Becken G, P und T wurde dreidimensional erfaßt. Die Winkel der Relativbewegungsrichtungen waren sowohl in der Frontal- als auch in der Sagittalebene gestreut. Die statistische Auswertung der gemessenen Bewegungen erfolgte durch Untersuchung der Pearson-Moment-Produkt-Korrelation. Dabei ergibt sich die Bewegungsrichtung in einer Ebene als Regressionsgrade jeweils zweier Wegkomponenten. Ein deutlicher Zusammenhang mit $R^2 > 0,8$ fand sich nur an Meßpunkt G in der Frontalebene. Diese Richtungen sind in der folgenden Grafik eingezeichnet. An den Meßpunkten P und T fand sich tendenziell eine Bewegung der Pfanne bezogen auf den Knochenpunkt nach medial und cranial.



Grafik 6: Bewegungsrichtung der Pfanne am Meßpunkt G im Einbeinstand

4.3. Beckendeformation

Die Beckendeformation in der Umgebung des Acetabulums wurde mit den L-förmigen Sensoren in einer Bewegungsrichtung gemessen. Diese wurden medial und lateral auf den Kirschner-Drähten zwischen den Punkten G und P sowie zwischen P und T angebracht. Die Montage aller L-Aufnehmer war nur an den Becken ohne Implantat möglich. Bedingt durch den überhöhten Pfannenrand der RM-Pfanne war nach der Befestigung der 3-D-Transducer meist ein Anbringen der L-Aufnehmer zwischen den Punkten P und T ohne gegenseitige Behinderung nicht möglich. Die Daten dieser Aufnehmer sind deshalb nicht weiter ausgewertet worden. Die wenigen Messungen (3 Acetabula mit nichtverschraubter Pfanne, je 2 Acetabula mit verschraubter und mit zementierter Pfanne) können soweit zusammengefaßt werden, daß sich die Meßpunkte P und T unter Belastung lateral annähern und medial voneinander entfernen. Die Untersuchungen zwischen den Meßpunkten G und T zeigen ebenfalls unter Belastung medial größere und lateral kleinere Distanzen. Dies bedeutet an der medialen Kortikalis Zug und an der lateralen Kompression. Es kommt also unter Belastung zu einer Verbiegung der acetabulären Umgebung um die Pfanne. Ein Einfluß der Meßbedingungen war nicht nachweisbar.

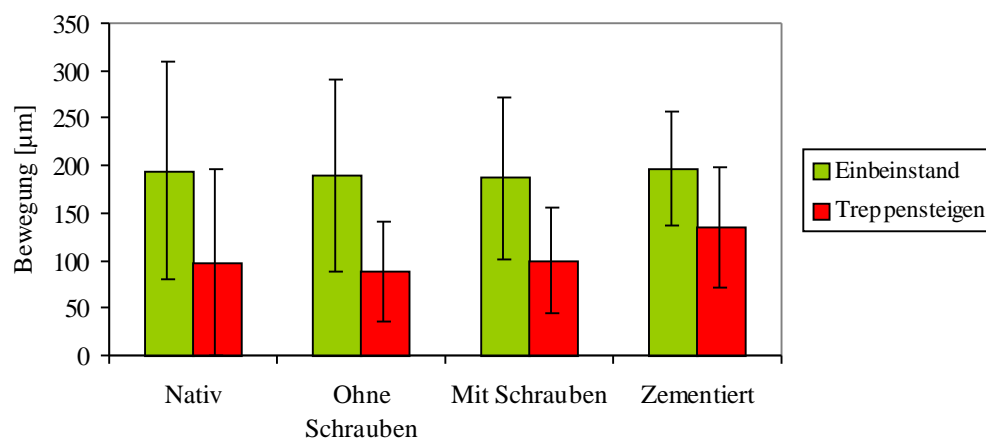
Die Lastfälle unterscheiden sich dahingehend, daß die größeren Abstandsänderungen beim Einbeinstand medial und beim Treppensteigen lateral gefunden worden.

Die Meßdaten finden sich auf der nächsten Grafik. Bei der Interpretation der Daten ist es wichtig zu berücksichtigen, daß die Abstände nicht zwischen den Knochenpunkten, sondern zwischen den an den Knochenpunkten befestigten Kirschnerdrähten gemessen wurden. Dabei war die Entfernung der L-Aufnehmer vom Knochen variabel.

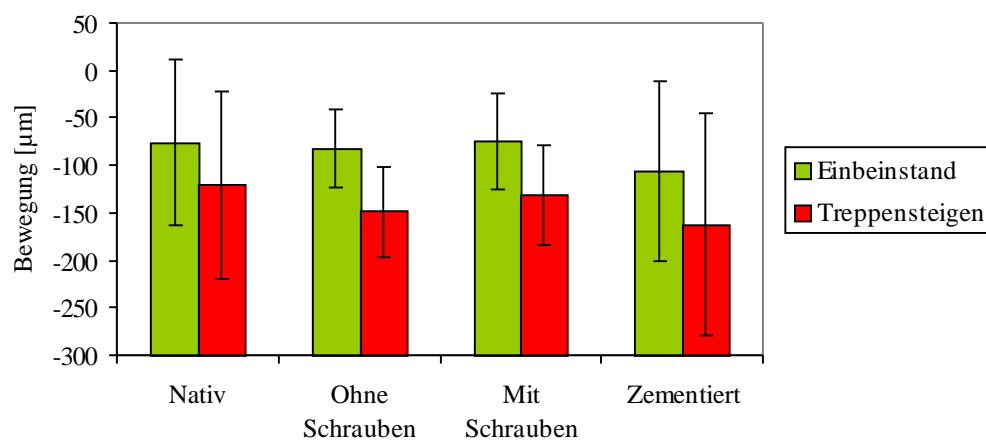
Beckendeformation zwischen Punkt G und P medial [μm]	Einbeinstand Mittelwert (SD)	Treppensteigen Mittelwert (SD)
Natives Becken	195 (115)	98 (53)
RM-Pfanne ohne Schrauben	190 (102)	89 (53)
RM-Pfanne mit Schrauben	187 (85)	100 (55)
zementierte Müllerpfanne	197 (60)	135 (63)

Beckendeformation zwischen Punkt G und P lateral [μm]	Einbeinstand Mittelwert (SD)	Treppensteigen Mittelwert (SD)
Natives Becken	-76 (87)	-121 (99)
RM-Pfanne ohne Schrauben	-82 (41)	-149 (47)
RM-Pfanne mit Schrauben	-74 (50)	-132 (53)
zementierte Müllerpfanne	-106 (95)	-162 (117)

Tab. 13: Beckendeformation zwischen den Punkten G und P



Beckendeformation zwischen G und P medial



Beckendeformation zwischen G und P lateral

Grafik 7: Beckendeformation zwischen den Punkten G und P

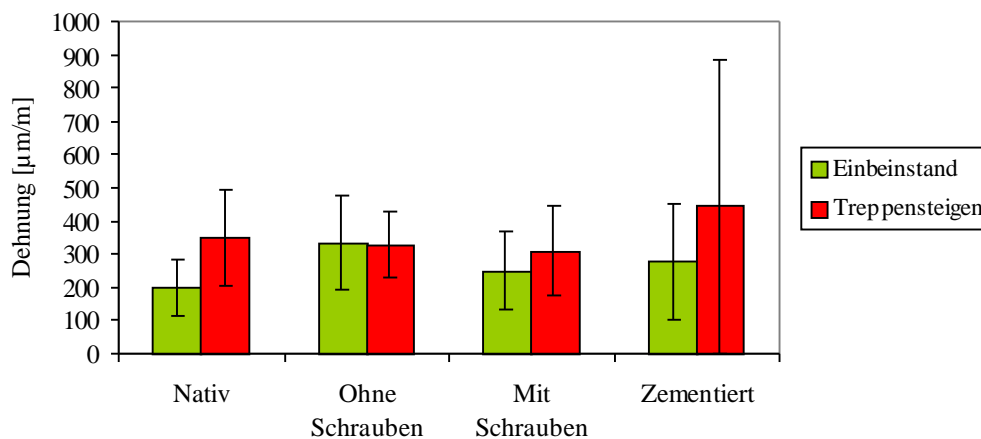
4.4. Kortikale Dehnungen

Die Kortikalis in der unmittelbaren Umgebung der am ventralen Pfeiler applizierten Dehnungs-Meß-Streifen wurde bei der Implantation der RM-Pfanne durch die vorschriftsmäßige Bohrungen für die Zapfen so geschädigt, daß die Meßwerte dieser DMS nicht sinnvoll weiterverarbeitet werden konnten.

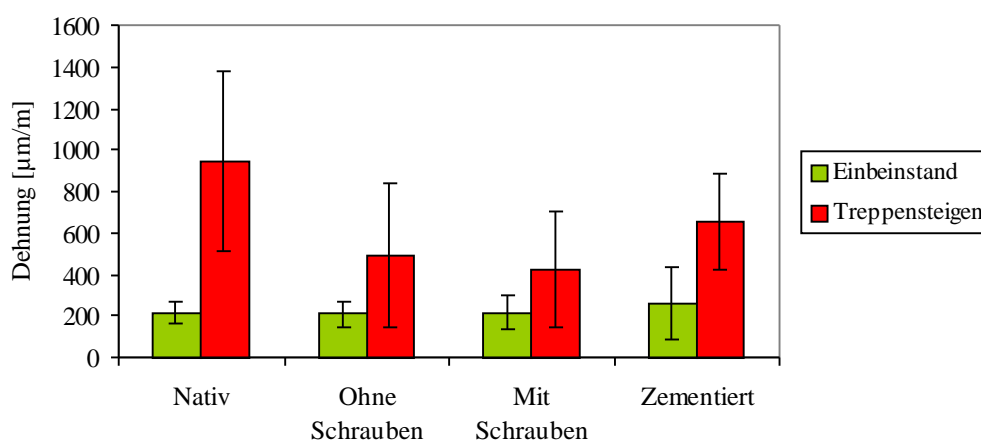
Die Beträge der kortikalen Dehnungen am Acetabulum medial und am dorsalen Pfeiler zeigten einen linearen Zusammenhang mit der über das Os sacrum eingeleiteten Körperkraft. An den beiden Meßpunkten fanden sich überwiegend Zugdehnungen. Am dorsalen Pfeiler zeigte sich ein Einfluß der Meßbedingungen auf die von Mises-Vergleichsdehnungen. Dieser Einfluß war jedoch nur im Vergleich der Messungen am nativen Becken mit den zwei Meßbedingen mit der RM-Pfanne signifikant. An der Medialseite des Acetabulums blieb die Variation der Meßbedingung ohne Auswirkung auf die Vergleichsdehnungen.

Vergleichsdehnungen am Acetabulum medial [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Einbeinstand Mittelwert (SD)	Treppensteigen Mittelwert (SD)
Natives Becken	200 (86)	348 (143)
RM-Pfanne ohne Schrauben	334 (143)	328 (102)
RM-Pfanne mit Schrauben	249 (119)	310 (136)
zementierte Müllerpfanne	276 (176)	443 (260)
Vergleichsdehnungen am dorsalen Pfeiler [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Einbeinstand Mittelwert (SD)	Treppensteigen Mittelwert (SD)
Natives Becken	213 (53)	944 (431)
RM-Pfanne ohne Schrauben	209 (61)	493 (344)
RM-Pfanne mit Schrauben	216 (81)	423 (277)
zementierte Müllerpfanne	259 (170)	654 (234)

Tab. 14: Von Mises-Vergleichsdehnungen an der medialen Acetabulumwand und am dorsalen Pfeiler.



Von Mises-Vergleichsdehnungen an der medialen Acetabulumwand



Von Mises-Vergleichsdehnungen am dorsalen Pfeiler

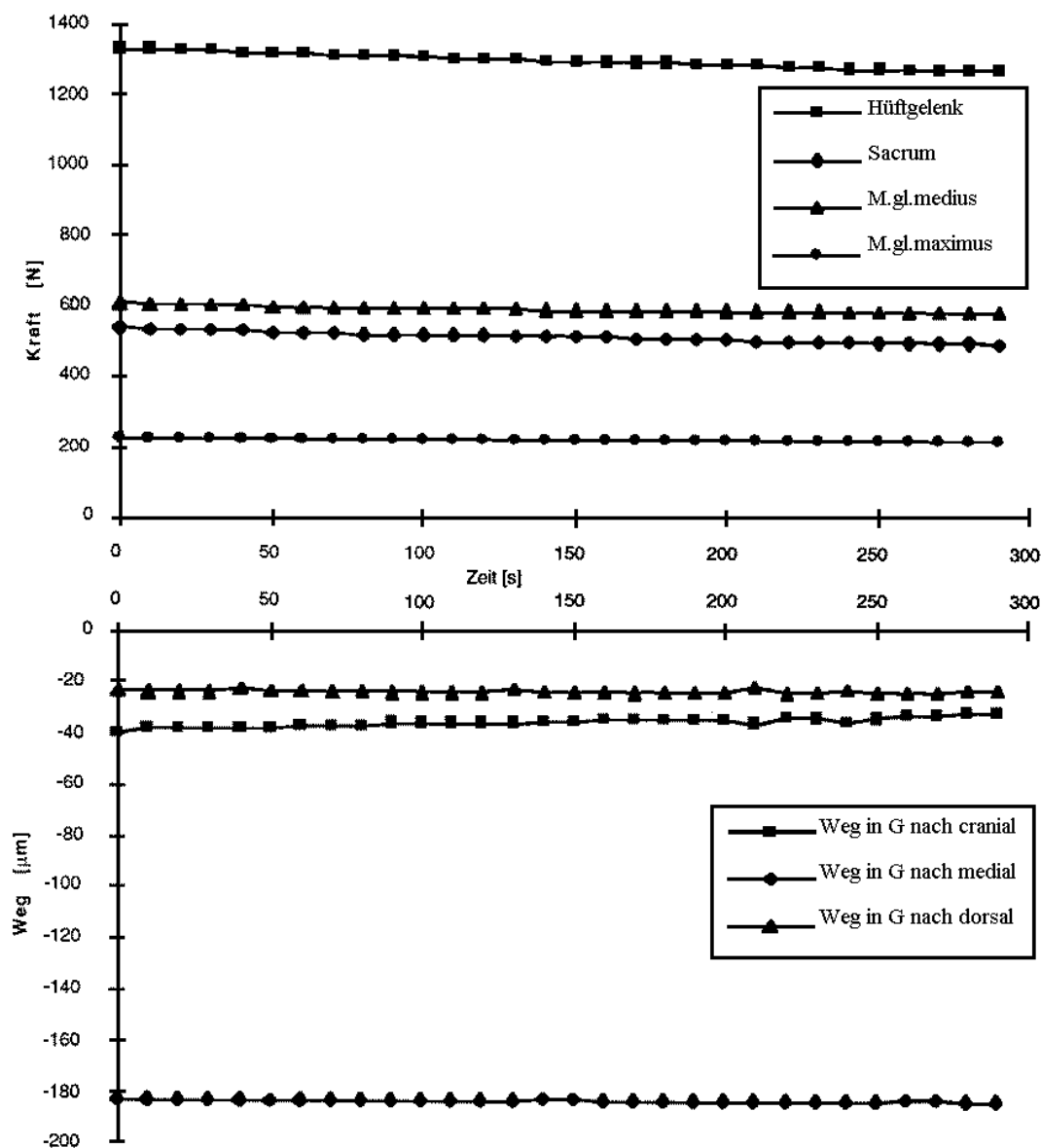
Grafik 8: Vergleichsdehnungen

Die Richtung der Hauptdehnung war abhängig von der Meßbedingung als auch vom Präparat. Eine statistische Auswertung war an der medialen Acetabulumwand nicht möglich.

Am dorsalen Pfeiler war im Einbeinstand keine Hauptdehnungsrichtung erkennbar. Bei den Untersuchungen im Treppensteigen fanden sich relativ konstante Ausrichtung der Hauptdehnungen in Richtung auf das Sacro-iliacal-Gelenk. Dabei waren die Mittelwerte der Winkel für die einzelnen Meßbedingungen in einem Bereich von 8° mit einer Standardabweichung zwischen 7° und 14° . Diese Richtung war von der Wahl des Präparates und der Meßbedingung unabhängig.

4.5. Zeiteffekte

Für die Interpretation der gewonnenen Meßdaten ist es wichtig den Einfluß der Meßdauer zu bestimmen. Diese Zeiteffekte wurden untersucht durch kontinuierliche Belastung der Becken im Anschluß an die vier Meßzyklen. Dabei wurden nach Erreichen der Maximalbelastung die Meßdaten für fünf Minuten weiter aufgezeichnet. In diesen Messungen fanden sich an allen Sensoren nahezu konstante Werte. In der folgenden Grafik sind exemplarisch die Kräfte und die Wegkoordinaten am Meßpunkt G abgebildet.



Grafik 9: Zeiteffekte

Der minimale Rückgang der Kräfte ist durch einen langsamen Druckabfall der Hydraulikpumpe bedingt.

Diese Untersuchungen zeigen, daß die Belastungen ausreichend langsam aufgebracht wurden, und keine Zeiteffekte die Ergebnisse beeinflussen.

5. Diskussion

5.1. Material und Methode

Die Untersuchung der Primärstabilität ist eine wichtige Säule der Erforschung neuer Implantate und neuer Implantationsmethoden. Klinische Studien liefern für die abschließende Beurteilung zweifellos die wichtigsten Ergebnisse. Der Nachteil dieser Studien ist aber der sehr lange Untersuchungszeitraum. Das gilt besonders für Untersuchungen an Hüftgelenkspfannen, bei denen die aseptischen Lockerungen noch später als an den Schäften auftreten, dann aber exponentiell ansteigen. Die Messung der Primärstabilität im Labor ist neben humanen Präparaten an Tierpräparaten und an Kunststoffmodellen möglich. Humane Präparate sind insbesondere für Untersuchungen am Becken, wegen der extrem unterschiedlichen Belastung bei Mensch und Tier, bedingt durch den aufrechten Gang, vorteilhaft. Kunststoffknochen werden für einige Fragestellungen an Röhrenknochen eingesetzt. Die wesentlichen Vorteile des Einsatzes von Kunststoffknochen sind bessere Reproduzierbarkeit und geringere Streuung der Meßwerte durch die erheblich kleineren Unterschiede zwischen den Präparaten. Nachteilig ist, daß der komplexe Aufbau des Knochens nur unvollständig nachgebildet werden kann. Dieses gilt besonders für die anisotropen Eigenschaften des Knochens. Darunter versteht man, daß die mechanischen Eigenschaften eines Knochenpräparates von der Richtung der einwirkenden Kraft abhängig sind. Für Untersuchungen am Becken stehen keine geeigneten Kunststoffmodelle zur Verfügung. Eine weitere wichtige Methode der Erforschung neuer Implantate ist die der Finiten Elemente. Dieses Analyseverfahren berechnet mechanische Veränderungen wie beispielsweise Bewegungen und Dehnungen an einem Computermodell. Der Aufwand für Finite Elemente Analysen ist erheblich. Zunächst werden die zu untersuchenden Objekte, in diesem Fall das Becken und das Implantat geometrisch erfaßt und in definierte Elemente unterteilt. Für diese Elemente werden mechanische Eigenschaften definiert. In den Analysen können einzelne Parameter wie z.B. der Reibkoeffizient oder zusätzliche Fixierungselemente wie Schrauben oder Zapfen variiert werden. Die Finite Elemente Untersuchungen benötigen zur Bearbeitung und Visualisierung eine aufwendige Computerhardware und lange Rechenzeiten (Pfleiderer, 1997). Die berechneten

Ergebnisse müssen durch den Vergleich mit anderen Arbeiten und mit Laborexperimenten validiert werden.

In dieser Arbeit wurden die Untersuchungen in einem in-vitro- Versuch durchgeführt. Die Messungen der Primärstabilität erfolgte an vier humanen Beckenpräparaten . Vor den Experimenten wurden radiologisch Erkrankungen und Fehlbildungen ausgeschlossen. Die Spender waren zwischen 44 und 61 Jahre alt. Im klinischen Alltag sind die Patienten, die mit einer Totalendoprothese versorgt werden, meist erheblich älter. Die interindividuellen Unterschiede der Präparate wären bei einem älteren Kollektiv, bedingt durch degenerative Veränderungen und insbesondere durch einen differierenden Osteoporosegrad größer. Sicher wäre eine größere Anzahl von Präparaten wünschenswert um den Einfluß des Präparates auf das Meßergebnis zu reduzieren. Dieses ist sowohl wegen des enormen Aufwandes für die Präparation und Meßdurchführung als auch durch eine extrem eingeschränkte Verfügbarkeit von humanen Präparaten nicht möglich. Die gewählte Anzahl von vier Präparaten mit acht untersuchten Acetabula für einen Pfannentyp ist mit Veröffentlichungen anderer Arbeitsgruppen vergleichbar (Perona, 1992: 5 Becken; Schneider, 1991: 11 Becken; Kwong, 1994: 3 Becken; Won, 1995: 6 Becken). An jedem der 8 Acetabula wurden alle Implantationsbedingungen nach einander untersucht, wobei die Reihenfolge der Meßbedingungen RM-Pfanne mit und ohne Schrauben sowie die Abfolge des untersuchten Lastfalls variiert wurde. Es wurden wie in den Arbeiten von Schneider (1992) und Won (1995) ganze Beckenpräparate untersucht. Andere Arbeitsgruppen haben entweder nur ein halbes Becken (Kwong et al., 1994, Hadjari et al., 1994) oder nur ein Acetabulum mit der unmittelbaren Umgebung eingesetzt (Tooke et al., 1988, Lachiewicz et al., 1989, Perona et al.,1992). Die komplexe Architektur des Beckens bedingt eine Deformation bei Belastung, die auch auf der nicht belasteten Seite meßbar ist (Schneider 1992). Messungen an einem ganzen Beckenpräparat stellen deshalb einen großen Vorteil hinsichtlich der Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die Situation in vivo dar. Die Becken werden über ein Kugellager auf einer am Os sacrum befestigten Platte im Lastrahmen eingehängt und wie bei Schneider (1992) über den Prothesenkopf und Seile, die einwirkende Muskulatur simulieren, in der gewünschten Position gehalten. Andere Fixierungsmöglichkeiten sind die feste Einspannung des Beckenkamms (Won et

al., 1995), Halbbecken mit freier Beweglichkeit der Symphyse (Kwong et al., 1994, Hadjari et al., 1994) und Eingießen in Zement (Lachiewicz et al., 1989, Perona et al., 1992). Die Körperkraft, die über die Platte auf das Os sacrum eingeleitet wird, ist im Modell senkrecht nach unten gerichtet. Kräfte in anderer Richtung sowie die Übertragung von Momenten im Kugelgelenk sind nicht erwünscht. Da in den Experimenten aber immer auch Seitkräfte auftreten und im Kugelgelenk eine Übertragung von Momenten unvermeidbar ist, bedeutet der Einsatz der 6-Komponenten-Kraftmeßdose für die Ermittlung der Körperkraft eine Optimierung des von Schneider beschriebenen Aufbaus. Die Seitkräfte und die Momente werden gemessen und in den Berechnungen berücksichtigt. Am Becken wurden wie bei Schneider et al. (1992) die Seile an den Ansatzflächen der Muskeln durch Bohrungen fixiert. Die Befestigungen wurden in zweierlei Hinsicht optimiert. Es wurden neben den knöchernen Muskelansätzen auch die Ansätze an den Ligamenten berücksichtigt. Bei Schneider war der Verlauf der muskelsimulierenden Seile jeweils von einem Bohrloch auf der Medialseite zum nächsten und anschließend durch einen Ring der sich lateral des Beckens befand. Dieses bedeutete eine erhebliche Reibung zwischen Seil und Becken, so daß die einwirkende Muskelkraft sicher nicht gleichmäßig auf den Muskelansatz verteilt wurde. Die Seile schnitten unterschiedlich tief in die mediale Kortikalis ein. In diesen Untersuchungen wurde an jedem Bohrloch ein Ring befestigt. Die Seile wurden, wie auf Skizze 3 zu sehen, lateral des Beckens durch diese Ringe geführt. Die Reibung an den Ringen ist erheblich geringer als die am Knochen. Es resultierte eine gleichmäßigere Verteilung der Muskelkraft über die Ansatzfläche. Dieses wurde in Vorversuchen dadurch bestätigt in denen weniger stabile Ringe eingesetzt wurden. Es fand sich unter Belastung eine weitgehend gleichartige Verformung aller Ringe einer Muskelgruppe. Unter Belastung treten nicht nur Mikrobewegungen im Knochen-Implantat-Interface auf, sondern es ist auch eine Deformation der acetabulären Umgebung festzustellen. An den Transducern, die nicht direkt im Interface messen, hat neben der Mikrobewegung auch die Beckendeformation einen Einfluß. Die Beckendeformation ist abhängig von der Einspannung des Präparats und der Art der Krafteinleitung. Eine Ausrichtung des Beckens durch simulierte Muskelgruppen ist ein Versuch die physiologische Situation besser nachzubilden.

In den Meßdurchläufen mußten die Muskelkräfte ständig nachreguliert werden um eine Hüftgelenkkraft in angestrebter Richtung zu erzeugen. In Experimenten, wie beispielsweise von Won et al. (1995) mit fest fixiertem Becken und Kraftereinleitung über einen Prothesenkopf in definierter Krafrichtung, besteht durch den Verzicht auf eine Muskelsimulation diese Problematik nicht. Der Verzicht auf die Nachbildung der Muskulatur stellt einen Vorteil dar, weil diese Versuche auch dynamische Belastungen zulassen. Das automatische Nachstellen der Muskelkräfte unter dynamischen Belastung ist regelungstechnisch ein großes Problem.

In anderen in vitro-Experimenten erfolgte die Einleitung der Hüftkraft in der Richtung, in der sie beim Einbeinstand physiologisch wirkt. Messungen mit instrumentierten Prothesen in vivo (Bergmann et al.(1993, 1995), Davy, Kotzar et al. (1988,1991), Hodge et al. (1989), English und Kilvington (1979) und Rydell (1966)) haben nachgewiesen, daß unter Belastung Hüftgelenkkräfte in erheblich unterschiedlicher Richtung und mit großer Variation des Kraftbetrages auftreten. Bergmann et al. haben beim Gehen Kräfte im Hüftgelenk zwischen 30% und 310% des Körpergewichts gemessen. Der Betrag der Hüftgelenkkraft wird wesentlich durch die das Hüftgelenk umspannende Muskulatur bestimmt. Durch den Muskelverlauf ergeben sich unterschiedliche Hebelarme, so daß Gelenkkräfte erzeugt werden, die ein vielfaches der Körpergewichtskraft betragen (Pauwels, 1965). Noch höhere Gelenkkraftbeträge wurden in Arbeiten ermittelt, die die Kraft nicht direkt gemessen sondern berechnet haben (Crowninshield et al., 1978). Die Messungen mit instrumentierten Prothesen zeigten am Femur in verschiedenen Gangphasen und insbesondere bei unterschiedlichen Belastungen wie zum Beispiel Treppensteigen, Hinsetzen, Aufstehen von einem Stuhl oder beim Stolpern erhebliche Veränderungen der Richtung der einwirkenden Hüftkraft. Da sich dabei auch die Stellung des Femurs im Hüftgelenk ändert, resultiert eine noch größere Änderung der Hüftgelenkkraft im Acetabulum. Es ist deshalb sinnvoll neben dem Lastfall "Einbeinstand" einen weiteren zu untersuchen. Für diese Arbeit wurde als zweiter Lastfall das Treppensteigen gewählt, weil hierbei im Acetabulum eine Hüftgelenkkraft in deutlich verschiedener Richtung und mit größerem Betrag wirkt. Es sind bei dieser Belastung weitere Muskelgruppen aktiv, die zu einer anderen Beckendeformation und Spannungsverteilung führen könnten. Sicher ist das

Treppaufsteigen nicht die vorwiegende Tätigkeit eines Patienten in der ersten Phase nach der Implantation, also in der Phase der Fixation mit primärer Stabilität. Für die Auswahl des Lastfalles "Treppensteigen" war die ausreichende Verfügbarkeit von Daten über die Stellung im Hüftgelenk sowie die aktive Muskulatur wichtig, um diese Belastung im Meßrahmen simulieren zu können.

Die verwendete Methodik hat sich in dieser Arbeit gut bewährt. Es konnten alle Beckenpräparate in der gewünschten Belastung mehrfach untersucht werden. Dabei entsprachen sowohl die Belastungen als auch die Stellungen im Hüftgelenk physiologischen Werten. Der Nachweis eines Einflusses des Fixationsmodus auf die Primärstabilität der Hüftgelenkpfanne ist gelungen.

Die Implantation der Prothesen erfolgte mit den Originalinstrumenten nach Implantationsvorschrift durch einen Operateur, der diesen Pfannentyp regelmäßig in seiner Klinik einsetzt. Damit ist eine Vergleichbarkeit mit der Situation nach Implantation im klinischen Alltag sichergestellt.

5.2. Ergebnisse

An den Punkten G, P und T wurden mit den zementfreien RM-Pfannen mittlere Relativbewegungen zwischen 27 μm und 190 μm gemessen. Die Größenordnung dieser Relativbewegungen deckt sich mit den Angaben anderer Arbeitsgruppen (Perona et al., 1992; Schneider et al., 1992). Es ist bei der Interpretation dieser Werte wichtig zu berücksichtigen, daß die gemessenen Relativbewegungen nicht den Relativbewegungen im Knochen-Implantat-Interface entsprechen. Diese Werte geben die Bewegung eines Punktes am Pfannenrand bezüglich eines Tansducers an. Dieser ist auf eine Achse montiert, die an einem definierten Punkt durch eine Schraube im Knochen fixiert ist. Es wurde gezeigt, daß die Beckendeformation, die unter der Belastung auftritt weitgehend unabhängig vom Implantat ist. In beiden Lastfällen wurden sowohl zwischen den Punkt G und P als auch zwischen G und T lateralseitig unter Belastung negative Abstandsänderungen gemessen. Unter Belastung wird das Becken im acetabulären Bereich um das Hüftgelenk herum gebogen. Die Annäherung wurde zwischen

Meßpunkten ermittelt, die sich lateralseitig auf den Kirschnerdrähten in nichtdefiniertem Abstand zur Kortikalis befanden. Medial waren die Werte bei allen Implantaten positiv. Die gemessenen Werte sind also durch die Länge der Kirschnerdrähte erheblich größer als die Abstandsänderungen zwischen den Knochenpunkten. Für die weitere Betrachtungen sind die exakten Abstandsänderungen zwischen den Punkten auf der Kortikalis auch nicht von Bedeutung. Die Achsen, auf denen die Transducer montiert sind, werden durch die Beckendeformation unter Belastung in gleicher Weise wie die Kirschnerdrähte, an denen sich die L-Aufnehmer befinden, bewegt.

Durch diese Bewegung der Achse werden die Werte, die mit den Transducern gemessen werden erheblich beeinflusst. Das erklärt, daß die ermittelten Werte für die Relativbewegungen der Pfanne mit bis zu $190\mu\text{m}$ deutlich über denen liegen, die sich in der Literatur als maximales Bewegungsausmaß für die Möglichkeit einer knöchernen Integration des Implantates finden. Die Bewegungen im Knochen-Implantat-Interface sind also erheblich kleiner.

Die Beckendeformation erwies sich in den Versuchen als unabhängig vom Implantat. Insbesondere waren die Werte für die RM-Pfanne mit und ohne Verschraubung fast identisch. Es kann also geschlußfolgert werden, daß die Achsen auf den sich die Transducer befinden, in allen Versuchen etwa gleichartig durch die Beckendeformation beeinflusst wurden.

Der Vergleich der gemessenen Relativbewegungen für die verschiedenen Implantate ist möglich, da der Fehler durch die beckenformationsabhängige Bewegungen der Transducermontageachsen ein systematischer Fehler ist, der in allen Versuchen etwa gleichartig auftritt.

In dieser Arbeit konnte ein Einfluß der Pfannenverschraubung auf die Primärstabilität nachgewiesen werden.

Die zusätzliche Verschraubung der Pfanne führte an allen Transducern zu einer Reduktion der gemessenen Mikrobewegungen. Diese Reduktion war an allen Meßpunkten außer dem Punkt G, der sich auf der Spina iliaca anterior superior befindet, signifikant.

Die untersuchte RM-Pfanne ist im cranialen Anteil des Acetabulums durch zwei Zapfen zusätzlich zum press-fit fixiert. Da sich der Meßpunkt G in Nachbarschaft zu diesen

Zapfen befindet, kann der geringere Einfluß der Verschraubung auf die Primärstabilität am cranialen Pfannenrand erklärt werden.

Die Messungen des belastungsabhängigen Einsinkens des Implantates im Pfannendach zeigten, daß durch die Verschraubung der Pfanne eine Reduktion der Einsinktiefte auf etwa die Hälfte zu erreichen war.

In dieser Arbeit wurden zwei Lastfälle untersucht, die sich sowohl im Betrag, als auch in der Richtung der erzeugten Hüftgelenkkraft deutlich unterscheiden. Die eingeleitete Hüftgelenkkraft war beim Treppensteigen fast doppelt so groß wie beim Einbeinstand. Deshalb wurde vermutet, daß beim Treppensteigen erheblich größere Relativbewegungen auftreten. Es zeigte sich ein signifikanter Einfluß des Lastfalles auf die Beckendeformation, die mit den L-Aufnehmern gemessen wurde. Ein Einfluß des Lastfalles auf die gemessenen Pfannenbewegungen fand sich aber nur an dem Transducer, der auf dem Os pubis montiert war. An den Punkten G und T sowie dem Pfannendachaufnehmer war kein Einfluß des Lastfalles auf die gemessenen Wegbeträge erkennbar.

Die Größenordnung der tatsächlich im Interface auftretenden Bewegungen läßt sich abschätzen, wenn man die Werte der RM-Pfanne mit denen der zementierten Pfanne vergleicht. Unter der Annahme, daß bei der zementierten Prothese praktisch keine Relativbewegungen auftreten, ergibt sich die Mikrobewegung an den zementfreien RM-Pfannen im Interface als Differenz beider Meßwerte. Damit ergäbe sich für die RM-Pfanne mit zusätzlicher Verschraubung eine Primärstabilität, die eine knöcherne Integration der Prothese ermöglicht.

Der Einfluß der Verschraubung war nicht an allen Acetabula gleich deutlich. Dieses kann zum Beispiel an Unterschieden der Press-fit-Situation liegen.

Die Arbeiten von Kwong et al. und Dorr et al. haben gezeigt, daß der Benefit durch Reduktion der Mikrobewegungen, die durch eine zusätzliche Verschraubung erreicht werden kann im starken Maße von der Paßgenauigkeit der Pfannenfräsung abhängig ist. Die Primärstabilität einer Pfanne mit optimalem press-fit war durch zusätzliche Verschraubung nicht signifikant zu verbessern, während eine Pfanne, bei der der Pfannenaußendurchmesser dem Innendurchmesser des Acetabulums exakt entsprach,

also kein press-fit bestand, durch eine Verschraubung deutlich stabiler fixiert werden konnte.

Bei der Interpretation der Ergebnisse ist das Mißverhältnis von Anzahl der Meßwerte und Anzahl der Präparate zu bedenken. In den Untersuchungen fanden sich dennoch relativ konstanten Ergebnisse mit einer Streuung der Meßergebnisse, die mit anderen experimentellen Arbeiten gut vergleichbar ist (Perona, 1992; Kwong, 1994; Won, 1995)

Die Streuung an den Transducer betrug im Mittel 55,3% des Mittelwertes. Dabei war die Standardabweichung bei dem deutlich komplizierterem Aufbau für das Treppensteigen mit durchschnittlich 60,5% nicht wesentlich höher als im Einbeinstand (50%)

In den Experimenten wurden kortikale Dehnungen an der medialen Acetabulumwand und dem dorsalen Pfeiler gemessen. Es sollte untersucht werden, ob sich die Implantate hinsichtlich der Dehnungen und Spannungsverteilungen unterscheiden. Es wurde vermutet, daß durch Verschraubung oder Implantation einer zementierten Pfanne erhebliche Veränderungen auftreten. Die einzelnen Implantationsmöglichkeiten wurden mit der Situation am nativen Becken mit Krafteinleitung über der Femurkopf verglichen.

An der medialen Acetabulumwand war kein Einfluß des Implantates nachweisbar. Am dorsalen Pfeiler fanden sich Hauptdehnungen als Zug- und Druckdehnungen mit großer Variabilität der Hauptdehnungsrichtung im Einbeinstand. Beim Treppensteigen waren die Hauptdehnungen einheitlich auf das Sacroiliacalgelenk gerichtet. Zwischen den einzelnen Implantationsarten waren keine signifikanten Unterschiede nachweisbar.

Die Untersuchungen konnten zeigen, daß Hüftgelenkpfannen durch eine zusätzliche Verschraubung zum Teil signifikant stabiler fixiert werden können.

Eine Zusätzliche Verschraubung bedeutet immer eine verlängerte Operationszeit. Die Dauer ist sehr stark von der Erfahrung des Operateurs abhängig. Beim Aufbohren und Verschrauben besteht potentiell die Gefahr von Blutgefäßverletzungen (Feugier et al.1997) (Hwang,S.K., 1994).

Ferner wurde vermutet, daß zusätzliche Schrauben die Entstehung von Osteolysen begünstigen. Neuere Arbeiten von Schmalzried et al. (1999) und Clohishy et al.(1999) konnten diese Vermutung widerlegen.

Clohishy zeigte, dass das Risiko einer zusätzlichen Verschraubung klein ist. In einem Zehnjahreszeitraum ist von 528 eingebrachten Schrauben nur eine einzige gebrochen. Komplikationen durch die zusätzliche Verschraubung sind nicht aufgetreten. Latimer et al. (1996) untersuchten 136 Patienten und fanden keine Komplikation durch die Schrauben.

In die Überlegung ob eine zusätzliche Verschraubung einer Pfanne erforderlich ist, muß der Operateur den erwarteten Vorteil den möglichen Risiken gegenüberstellen. Da die Risiken einer Verschraubung im Vergleich zu den Risiken einer erneuten Operation, die bei einer Implantatlockerung vorzeitig erforderlich werden kann, sehr gering sind sollte man sich im Zweifelsfall für eine zusätzliche Verschraubung entscheiden.

6. Zusammenfassung

Der Einfluß einer zusätzlichen Verschraubung der zementfrei implantierten angeschrägten RM-Pfanne wurde an vier humanen Beckenpräparaten untersucht.

Im Laborversuch wurden die Belastung während des Einbeinstandes und des Treppensteigens simuliert. Im Versuchsaufbau ist es gelungen die Hüftgelenkskraft in Betrag und Richtung und die Hüftgelenksstellung entsprechend den Daten, die in vivo bei Patienten mit instrumentierten Prothesen erhoben wurden, einzustellen. Die Relativbewegungen zwischen drei Punkten auf dem Rand der implantierten Pfanne und je einem Punkt am Acetabulum sowie die Einsinktiefe im Pfannendach wurden gemessen. Durch eine Verschraubung der Pfanne konnten die Mikrobewegungen in beiden Belastungssituationen im Pfannendach und an zwei der drei Punkte am Pfannenrand signifikant reduziert werden.

Die Deformation des Beckens war unabhängig von der Implantationsart.

Die Primärstabilität der zementfreien RM-Pfanne kann durch eine zusätzliche Verschraubung erhöht werden.

7. Literaturverzeichnis

Andriacchi TP, Andersson GBJ, Fermier RW, Stern D, Galante JO (1980) A study of lower-limb mechanics during stair climbing. *J Bone Jt Surg.* **62A**, 749-757.

Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A (1993) Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* **26**, 969-990.

Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A (1995) Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants? *J Biomech* **28**, 535-553.

Bragdon CR, Burke DW, Lowenstein JD, O'Connor DO, Ramamurti B, Jasty M, and Harris WH (1996) Different stiffnesses of interface between a cementless porous implant and cancellous bone in-vivo in dogs with varying amounts of implant motion. *Trans Orthop Res Soc* **21**, 156.

Burke DW, Bragdon CR und Lowenstein JD (1993) Mechanical aspects of the bone-porous surface interface under known amounts of implant motion: an in-vivo canine study. *Trans Orthop Res Soc* **18**, 470.

Burke DW, Bragdon CR, O'Connor DO et al. (1991) Dynamic measurement of interface mechanics in vivo and the effect of micromotion on bone ingrowth into a porous surface device under controlled loads in vivo. *Trans Orthop Res Soc* **16**, 103.

Burke DW, O'Connor DO, Zalenski ED, Jasty M, Harris WH (1991) Micro motion of cemented and uncemented femoral components. *J Bone Jt Surg.* **73B**, 33-37.

Clohishy JC, Harris WH (1999) The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. An average ten-year follow-up study. *J Bone Jt Surg.* **81A**, 66-73.

Crowninshield RD, Johnston R., Andrews JG und Brand RA (1978) A biomechanical investigation of the human hip. *J Biomech* **11**, 75-85.

Crowninshield RD und Brand RA (1981) A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J Biomech* **14**, 793-801.

Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, Heiple KG, Goldberg VM, Heiple KG Jr, Berilla J und Burstein AH (1988) Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Jt Surg.* **70A**, 45-50.

Dorr LD, Wan Z, Cohen J (1998) Hemispheric titanium porous coated acetabular component without screw fixation. *Clin Orthop* **351**, 158-168.

English TA und Kilvington M (1979) In vivo records of hip loads using a femoral implant with telemetric output. *J Biomed Eng* **1**, 111-115.

Feugier P, Fessy MH., Bejui J, Bouchet A (1997) Acetabular anatomy and the relationship with pelvic vascular structures. Implications in hip surgery. *Surg Radiol Anat* **19**, 85-90.

Fischer O (1899) *Der Gang des Menschen*. Teubner, Leipzig

Galante J, Sumner DR, Gächter A(1987) Oberflächensstrukturen und Einwachsen von Knochen bei zementfrei fixierten Prothesen. *Orthopäde* **16**, 197-205.

Gaynor F, Evans Ph D(1973) *Mechanical Properties of Bone*.
Publisher: Thomas Ch.C.

Hadjari MH, Hollis JM, Hofmann OE, Flahiff CM und Nelson CL (1994) Initial stability of porous coated acetabular implants. *Clin Orthop* **307**, 117-123.

Harrigan TP, Kereh JA, Burke DW, Harris WH (1992) A finite element study of initiation of failure of fixation in cemented femoral hip components. *J Orthop Res* **10**, 134-144.

Harris WH, White RE, McCarthy JC, Walker PC, Weinberg, E.H.(1983) Bony ingrowth fixation of the acetabular component in canine hip joint arthroplasty. *Clin Orthop* **176**, 12-23.

Hodge WA, Carlson KL, Fijan RS, Burges RG, Riley PO, Harris WH und Mann RW (1989) Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *J Bone Jt Surg.* **71A**, 1378-1386.

Hollis JM, Hofmann OE, Stewart CL Flahiff CM und Nelson C(1992) Effect of micromotion on ingrowth into porous coated implants using a transcortical model. *Trans Fourth World Biomaterials Congress* **258**.(abstract)

Hwang SK (1994) Vascular injury during total hip arthroplasty: the anatomy of the acetabulum. *Int Orthop* **18**, 29-31.

Jasty M, Bragdon C, Jiranek W, Chandler H, Maloney WJ und Harris WH (1994) Etiology of osteolysis around porous-coated cementless total hip arthroplasties. *Clin Orthop* **308**, 111-126.

Johnston RC, Smidt GL(1969) Measurement of hip-joint motion during walking. *J Bone Jt Surg.* **51A**, 1083-1094.

Johnston RC, Smidt GL(1970) Hip motion measurements for selected activities of daily living. *Clin Orthop* **72**, 205-215.

Joseph J, Watson R(1967) Telemetering electromyography of muscles used in walking up and down stairs. *J Bone Jt Surg.* **49B**, 774-780

Kotzar GM, Davy DT, Goldberg VM, Heiple KG, Berilla J, Heiple KG Jr, Brown RH und Burstein AH (1991) Telemeterized in vivo hip joint force data: A report on two patients after total hip surgery. *J Orthop Res* **5**, 621-633.

Kwong LM, O'Connor DO, Sedlacek RC, Krushell RJ, Maloney WJ und Harris WH (1994) A quantitative in vitro assessment of fit and screw fixation on the stability of a cementless hemispherical acetabular component. *J Arthroplasty* **9**, 163-170.

Lachiewicz PF, Suh PB und Gilbert JA (1989) In vitro initial fixation of porous-coated acetabular total hip components. A biomechanical comparative study. *J Arthroplasty* **4**, 201-205.

Latimer HA, Lachiewicz PF (1996) Porous-coated acetabular components with screw fixation. Five to ten-year result. *J Bone Jt Surg*. **78A**, 975-981.

Lyons K, Perry J, Gronley J, Barnes L, Antonelli D (1983) Muscle action during level and stair ambulation. *Physical Therapy* **63**, 1597-1605.

Maloney WJ, Jasty M, Burke DW, O'Connor DO et al. (1989) Biomechanical and histologic investigation of cemented total hip arthroplasties. *Clin Orthop* **249**, 129-140.

McFadyen BJ, Winter DA (1988) An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *J Biomech* **21**, 733-744.

McLeish RD, Charnley J (1970) Abduction forces in one-legged stance. *J Biomech* **3**, 191-209.

Morscher E (1987) Erfahrungen, Anforderungen und Entwicklung von zementfreien Hüftendoprothesen. *Orthopäde* **16**, 185-196.

Murray MP NIH Gait Research Workshop.

Noble PC, Kamaric E, Paul JP (1992) A new method for prediction of muscle force during gait. 38th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Febr 17-20, 1992, Washington, D.C..

Pauwels F (1965) Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin Heidelberg New York.

Perona PG, Lawrence J, Paprosky WG (1992) Initial acetabular component stability: an in vitro comparison of cemented and cementless acetabular components. *Trans Orthop Res Soc* **38**, 398.

Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C (1986) Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop* **208**, 108-113.

Rydell NW(1966) Forces acting in the femoral head-prosthesis. Acta Orthop Scand [Suppl] , **88**.

Schmalzried TP, Brown IC, Amstutz Hc, Engh CA, Harris WH(1999) The role of acetabular component screw holes and/or screws in the development of pelvic osteolysis. Proc Inst Mech Eng (H) **213**.147-53

Schneider E, Schönberger U, Giraud Ph, Bürgi M(1991) Primärstabilität zementierter und zementfreier Hüftprothesen. In: Stuhler Th (Hrsg) Hüftkopfnekrose. Springer, Berlin Heidelberg New York, 565-574.

Schneider E, Schönberger U, Giraud Ph, Bürgi M(1992) Primärstabilität und Beckendeformation bei zementierten und nichtzementierten Hüftpfannen. Orthopäde **21**, 57-62.

Spector M, Shortkroff S, Hsu HP, Lane N, Sledge CB und Tornhill TS (1990) Tissue changes around loose prosthese. A canine model to investigate the effects of an antiinflammatory agent. Clin Orthop **261**, 140-152.

Stracher MA, Jasty M, Harris WH (1988) A multi-dimensional study of the human hip during stair climbing. 34th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society Febr. 1-4, 1988, Atlanta, Georgia.

Thanner J(1999) The acetabular component in total hip arthroplasty.Evaluation of different fixation principals. Acta Orthop Scand [Suppl], **268**.1-41.

Tooke SM, Nugent PJ, Chotivichit A, Goodman Wund Kabo JM (1988) Comparison of in vivo cementless acetabular fixation. Clin Orthop **235**, 253-260.

Ungethüm .und Blömer W(1987) Technologie der zementlosen Hüftendoprothetik. Orthopäde **16**, 170-184.

Willert HG, und Buchhorn GH (1993) Particle disease due to wear of Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene. Biological, material and mechanical considerations of joint replacement (Hrsg. von Morrey BF), S.87-102, Raven Press, Ltd. New York.

Won C-H, Hearn TC und Tile M(1995) Micromotion of cementless hemispherical acetabular cups. J Bone Joint Surg **77B**, 484-489.

8. Danksagung

Ich bedanke mich für die Unterstützung meines Doktorvaters. Besonders möchte ich mich für die intensive Zusammenarbeit bei dem Team des Arbeitsbereiches Biomechanik der Technischen Universität Hamburg Harburg bedanken. Speziell gilt dieser Dank Herrn Dr. Martin Pfeleiderer, Herrn Professor Michael M.Morlock und Herrn Professor Erich Schneider.

Für die materielle und finanzielle Unterstützung dieser Arbeit bedanke ich mich bei der Firma Robert Mathys Ltd., Bettlach, Schweiz.

9. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name, Vorname	Knecht, Mathias
Geburtsdatum	13.05.1963
Geburtort	Hamburg
Familienstand	verheiratet
Staatsangehörigkeit	deutsch

Ärztliche Tätigkeit

01.10.1990 – 31.03.1992	Arzt im Praktikum in der Chirurgisch-Traumatologischen Klinik des Allgemeinen Krankenhauses St.Georg in Hamburg. Leitung: Prof. Dr. med.Eggers
Mai 1992 – Dezember 1993	Experimentelle Arbeit an der Technischen Universität Hamburg Harburg am Institut für Biomechanik. Leitung: Prof. Dr.sc.nat. Schneider, Prof. Dr. Morlock Ph.D
15.02.1993 – 30.09.1998	Assistenzarzt in der Abteilung für Unfall-, und Wiederherstellungschirurgie des Allgemeinen Krankenhauses Wandsbek in Hamburg. Leitung: Dr. med. Ahmadi
Seit 01.10.1998	Assistenzarzt in der Abteilung für Allgemein-Thorax und Gefäßchirurgie des Allgemeinen Krankenhauses Wandsbek in Hamburg. Leitung: Prof. Dr. med. Kussmann

Studium

1984 – 1990	Studium der Medizin in Hamburg
25.03.1986	Ärztliche Vorprüfung
26.03.1987	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
28.03.1989	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
10.05.1990	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

01.01.1983 – 31.03.1984	Grundwehrdienst als Sanitätssoldat
-------------------------	------------------------------------

Schulbildung

1969 – 1982	Abitur. Gymnasium Marienthal in Hamburg
-------------	---

10. Erklärung

EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG:

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

.....