

Aus dem Fachbereich 4 (Klinische Medizin)
der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes, Homburg / Saar

**Biomechanische Untersuchungen zur Stabilität von Refixationsmethoden nach
Trochanterosteotomie unter zyklischer und maximaler Belastung**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2009

Vorgelegt von:

Julia Happel

Geb. am: 07. Juli 1980 in Mainz

Aus der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie,

Universitätskliniken des Saarlandes, Homburg / Saar

Direktor: Prof. Dr. med. D. Kohn

Biomechanische Untersuchungen zur Stabilität von Refixationsmethoden nach Trochanterosteotomie unter zyklischer und maximaler Belastung

Inhalt

1	Zusammenfassung	4
1.1	Zusammenfassung	4
1.2	Abstract.....	9
2	Einleitung	13
2.1	Stellenwert und Relevanz der Trochanterosteotomie	13
2.1.1	Epidemiologie	13
2.1.2	Indikationen für Trochanterosteotomien	13
2.1.3	Typen der Trochanterosteotomie	15
2.2	Operationstechnik	17
2.2.1	Anatomische Voraussetzungen	17
2.2.2	Erweiterter direkter lateraler Zugang mit Trochanterosteotomie.....	21
2.2.3	Techniken zur Refixation des Trochanter major	25
2.2.4	Komplikationen nach Trochanterosteotomie	27
2.3	Ziel der Arbeit	27
3	Material und Methodik	28
3.1	Präparate	28
3.1.1	Allgemeines.....	28
3.1.2	Randomisierung	28
3.1.3	Knochendichtemessung.....	29
3.2	Instrumentarium.....	31
3.2.1	Materialprüfmaschine.....	31
3.2.2	Videoextensometer	31
3.3	Präparation.....	32
3.3.1	Allgemeine Präparation.....	32
3.3.2	Refixationsmethoden.....	33
3.3.3	Fixierung in der Materialprüfmaschine	38
3.4	Versuchsanordnung	40
3.5	Versuchsauswertung	41
3.5.1	Datenerfassung	41
3.5.2	Auswertung der Ergebnisse / Statistik	41
3.5.3	Darstellung der Ergebnisse.....	42
4	Ergebnisse	44
4.1	Allgemeines	44
4.2	Knochendichte	44
4.3	Zyklische Belastung	48
4.3.1	Verhalten unter zyklischer Belastung	48
4.3.2	Versagen unter zyklischer Belastung	49
4.4	Maximale Ausreißkraft in den Gruppen 1A, 2A und 3A	52
4.5	Maximale Ausreißkraft in den Gruppen 1B, 2B und 3B.....	56
4.6	Direkter Vergleich zweier Femora eines Paares.....	60
4.7	Versagensmodus	63

5	Diskussion	67
5.1	Allgemeines	67
5.2	Material.....	68
5.2.1	Femora.....	68
5.2.2	Cerclagen.....	69
5.3	Methodik.....	70
5.4	Ergebnisse.....	72
5.4.1	Allgemeines.....	72
5.4.2	Zyklische Belastung	72
5.4.3	Maximale Ausreißkraft	73
5.4.4	Versagensmodus.....	74
5.5	Schlussfolgerung	76
6	Anhang	78
6.1	Zusammenstellung nach Gruppen	78
6.2	Zyklische Belastung	81
6.3	Maximalkraft und Dislokation bei Maximalkraft.....	83
7	Literaturverzeichnis.....	84
8	Danksagung.....	89
9	Lebenslauf	90

1 Zusammenfassung

1.1 Zusammenfassung

Einleitung und Zielsetzung

Der Operationszugang zum Hüftgelenk mittels Trochanterosteotomie ist eine vielfach angewandte Methode bei Wechseloperationen von Totalendoprothesen, wie z.B. nach septischer oder aseptischer Lockerung (JANDO 2005). Die Problematik der Trochanterosteotomie besteht v.a. darin, eine stabile Primärfixation des Trochanter majors zu erreichen. Durch den Zug der am Trochanter inserierenden Glutealmuskulatur kommt es häufig zu einer Insuffizienz der angewandten Osteosyntheseverfahren mit einer sekundären Migration des Trochanters nach kranial (HAMADOUCHE 2003; 2004; JANDO 2005; LANGLAIS 2003). Ziel der vorliegenden Versuchsreihe am Kadavermodell ist der biomechanische Vergleich von drei verschiedenen Fixationsmethoden nach Trochanterosteotomie, um die Unterschiede bezüglich der Belastbarkeit festzustellen.

Material und Methodik

Für die Versuchsreihe verwendeten wir 40 humane Femora (19 Paare und 2 einzelne Femora), mit einem durchschnittlichen Alter von 78 Jahren (55-94 Jahre), die in drei Gruppen aufgeteilt wurden. In jeder Versuchsgruppe wurde eine andere Fixationsmethode getestet, wobei durch die Verteilung der beiden Präparate eines Femurpaares auf zwei unterschiedliche Versuchsgruppen zusätzlich ein direkter Vergleich zweier Methoden erfolgen konnte. Bei den untersuchten Methoden handelte es sich um zwei Arten von standardisierten Verflechtungen monofiler Drahtcerclagen (Gruppe 1 nach Amstutz (n=14) (MARKOLF 1979) und Gruppe 2 nach Langlais, modifiziert nach Kohn (n=13) (LANGLAIS 2003)) sowie um ein neuartiges System verflochtener Stahlseilcerclagen (Gruppe 3 nach Dall-Miles (n=13) (HERSH 1996)). Vor Beginn der Versuchsreihe wurde bei allen Präparaten die Knochendichte gemessen und deren Bezug zur Belastbarkeit untersucht. Die Werte der Knochendichtemessungen wurden entsprechend der Klassifikation der Weltgesundheitsorganisation (WHO) in 3 Klassen unterteilt (T-Score > -1 = Normalbefund = Klasse 1; T-Score $(-1) - (-2,5)$ = Osteopenie = Klasse 2 und T-Score $< -2,5$ = Osteoporose = Klasse 3 (GRAMPP 2004; KRESTAN 2004)). Des Weiteren wurden die Präparate nach dem Geschlecht unterteilt.

Die biomechanischen Versuche wurden an einer Universalprüfmaschine (Model Z 020, Firma Zwick, Ulm, Deutschland) durchgeführt. Zunächst erfolgte eine zyklische Testung (100 Zyklen zwischen 200N und 500N), bevor die Präparate einer maximalen Ausreißkraft ausgesetzt wurden. Während der zyklischen Belastung wurde mithilfe eines optischen Messsystems (Model MTV-1362CA, Firma Messphysik Materials Testing, Fürstenfeld, Österreich) die jeweilige Dislokation des Trochanter majors an seiner Osteotomiefläche sowie Art und Häufigkeit des Versagens der Implantate vor Abschluss des ersten Versuchsteiles dokumentiert. Ein Präparat wurde hier als Versager eingestuft, wenn am Ende der zyklischen Belastung eine Dislokation des Trochanter von über 20mm bestand bzw. während der Versuche ein Kraftabfall auf unter 80% der bereits wirkenden Kraft aufgezeichnet wurde.

Nach Abschluss der zyklischen Belastung wurde die maximale Ausreißkraft getestet. Das Versagen einer Fixation wurde hier als der Zeitpunkt definiert, bei dem durch die Materialprüfmaschine ein Kraftabfall auf unter 80% der bereits erreichten maximalen Kraft detektiert wurde. Bei der Auswertung der Ergebnisse verglichen wir die Ausreißkraft einer Gruppe mit allen Präparaten (Gruppe A) von der Ausreißkraft einer Gruppe, in der alle Präparate die zyklische Belastung bis 500N überstanden (Gruppe B).

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
Gruppe A	14	13	13
Gruppe B	8	13	9

Tabelle 1: Verteilung der Präparate je Versuchsgruppe innerhalb der Gruppen A und B

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm SPSS über Varianzanalysen und post-Hoc-Tests sowie t-Tests und Tests bei gepaarten Stichproben. Das Signifikanzniveau wurde bei $p < 0,05$ festgelegt.

Ergebnisse

1. Knochendichtemessungen

Bei 13 von 19 Femurpaaren gehörten beide Präparate eines Paares der gleichen WHO-Klasse an. So konnte an beiden Seiten eines Femurpaares von gleichen Voraussetzungen ausgegangen werden – der Unterschied war nicht signifikant ($p=0,305$). Die randomisierte Gruppeneinteilung der Femora ergab in Gruppe A keinen signifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ($p=0,482$), in Gruppe B eine signifikant niedrigere Knochendichte in Gruppe 2 gegenüber Gruppe 1 ($p= 0,047$).

2. Analyse des Verhaltens der Fixationen unter zyklischer Belastung

Unter zyklischer Belastung ließ sich bei sämtlichen Präparaten eine Dislokation des Trochanter majors beobachten. Die Präparate der Gruppe 1 dislozierten über 100 Zyklen hinweg signifikant mehr als jene Präparate der Gruppen 2 und 3.

	Zyklus 25	Zyklus 50	Zyklus 100
Gruppe 1	8,9mm +/- 4,1mm	9,4mm +/- 4,5mm	10,3mm +/- 3,8mm
Gruppe 2	5,6mm +/- 3,0mm	5,9mm +/- 3,2mm	6,1mm +/- 3,4mm
Gruppe 3	3,0mm +/- 2,2mm	3,4mm +/- 2,3mm	3,8mm +/- 2,5mm

Tabelle 2: Dislokation unter zyklischer Belastung

Unter Berücksichtigung der Knochendichte ließ sich der signifikante Unterschied bezüglich Dislokation während zyklischer Belastung in Gruppe 1 versus Gruppen 2 und 3 (s.o.) v.a. in der Gruppe mit osteopener Knochenstruktur (WHO-Klasse 2) feststellen (Z25: $p<0,001$; Z50: $p=0,002$; Z100: $p=0,004$). In der WHO-Klasse 3 rissen alle Fixationen innerhalb der Versuchsgruppe 3 aus, so dass ein Vergleich lediglich zwischen den Gruppen 1 und 2 möglich war; hierbei zeigte sich ein signifikanter Unterschied zugunsten der Gruppe 2.

3. Analyse der Maximalkraft (Gruppe A)

In der Gruppe A war zwischen den Maximalkräften der 3 Versuchsgruppen kein signifikanter Unterschied zu beobachten (Gruppe 1: 657,7 +/-243,2N, Gruppe 2: 867,4 +/-214,6N und Gruppe 3: 804,4 +/-410,3N). Unter Einbezug der Knochendichte wurde dieser Unterschied zwischen den Präparaten der WHO-Klassen 1 und 2 gegenüber denen der WHO-Klasse 3 signifikant ($p=0,04$).

	WHO 1	WHO 2	WHO 3
Gruppe 1	779,8 +/- 191,9N	699,8 +/- 273,9N	432,4 +/- 141,0N
Gruppe 2	936,6 +/- 298,7N	925,2 +/- 214,2N	796,3 +/- 211,3N
Gruppe 3	908,2 +/- 453,2N	982,0 +/- 267,4N	335,2 +/- 141,9N

Tabelle 3: Maximalkräfte der 3 Versuchsgruppen in Bezug auf die Knochendichte

Innerhalb der WHO-Klasse 3 zeigte die Gruppe 2 hohe Maximalkräfte, dem gegenüber versagten die Präparate bei den Gruppen 1 und 3 bereits bei signifikant niedrigeren Kräften ($p=0,013$; Mittelwerte und Standardabweichungen s.o.).

Unter Berücksichtigung des Geschlechts zeigten sich signifikant niedrigere Maximalkräfte bei den Präparaten weiblicher Leichen ($p<0,001$; Gruppe 1: ♂: 784,9 +/- 221,6N, ♀: 562,2 +/- 224,5N; Gruppe 2: ♂: 1003,8 +/- 253,7N, ♀: 750,6 +/- 62,6N; Gruppe 3: ♂: 1121,5 +/- 349,3N, ♀: 532,6 +/- 219,6N).

4. Analyse der Maximalkraft (Gruppe B)

In der Gruppe B waren ebenfalls zwischen den Maximalkräften der 3 Gruppen (Gruppe 1: 833,5 +/-151,7N, Gruppe 2: 841,6 +/-201,9N und Gruppe 3: 994,6 +/-335,5N) sowie auch bezüglich der Knochendichte keine signifikanten Unterschiede erkennbar. Unter Einbezug des Geschlechts zeigte sich jedoch in der Versuchsgruppe 3 ein signifikanter Unterschied zugunsten der männlichen Präparate ($p=0,044$; Gruppe 1: ♂: 842,3 +/- 191,6N, ♀: 818,8 +/- 81,7N; Gruppe 2: ♂: 1003,8 +/- 253,7N, ♀: 750,6 +/- 62,6N; Gruppe 3: ♂: 1121,5 +/- 349,3N, ♀: 740,9 +/- 21,1N).

5. Direkter, paarweiser Vergleich der Fixationsmethoden

Beim direkten Vergleich zweier Versuchsmethoden ergab sich bezüglich der maximalen Ausreißkraft ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 1 (539,9 +/-184,2N) und 2 (854,7 +/-225,0N) ($p= 0,014$). Auch während der zyklischen Belastung war dieser Unterschied erkennbar. Präparate der Gruppe 1 dislozierten mehr als Präparate der Gruppe 2, jedoch war dieser Unterschied nicht signifikant. Zwischen den Gruppen 1 und 3 war die Dislokation des Trochanter in der Gruppe 1 um durchschnittlich 4,9mm größer als in der Gruppe 3, jedoch waren die Unterschiede nicht signifikant. Bezüglich der maximalen Ausreißkraft ließen sich keine Unterschiede feststellen. Beim Vergleich der Gruppen 2 und 3 ergaben sich geringfügig höher erreichte Maximalkräfte in der Gruppe 2, jedoch waren die Dislokationen während der zyklischen Belastung bei dieser Methode auch deutlich (bei Versuchsbeginn signifikant) größer.

Schlussfolgerung

Zwischen den drei getesteten Refixationsmethoden haben wir Unterschiede bezüglich maximaler Ausreißkraft und Dislokation des Trochanter majors in Abhängigkeit von der Knochendichte und dem Geschlecht festgestellt. Aufgrund dieser Ergebnisse können wir bei weiblichen Patienten sowie bei bekannter schlechter Knochenqualität eher die Cerclagentechnik der Gruppe 2 empfehlen, bei männlichen Patienten bzw. bei guter Knochenqualität empfehlen wir mit dem System der Gruppe 3 zu arbeiten. Eine Refixation mit der Cerclagentechnik aus Gruppe 1 ist nach Auswertung unserer Ergebnisse nicht zu empfehlen.

1.2 Abstract

Introduction and objectives

The trochanteric osteotomy approach to the hip is an important and frequently used method in hip surgery. It is mostly used in revision total hip arthroplasty, i.e. in cases of aseptic loosening or infection (JANDO 2005). The main concern with the trochanter-slide-osteotomy is above all a stable fixation of the greater trochanter, as postoperatively – due to the pull of the gluteal muscles and therefore failure of the re-fixation – upper migration of the trochanter happens very likely (HAMADOUCHE 2003; 2004; JANDO 2005; LANGLAIS 2003). This study was designed to compare the biomechanical behaviour of three different methods of re-fixation after trochanteric-slide-osteotomy with respect to load capacity.

Material and methods

For the study we used 40 human femurs (19 pairs and 2 single ones), with an average age of 78 (55-94), which we divided into three groups. With each group we tested a different method of fixation, whereas – due to the distribution of the two specimens of one pair of femurs to two different methods – a direct comparison between two methods was possible. Of the three tested methods there were two wiring methods (group 1 according to Amstutz (n=14) (MARKOLF 1979) and group 2 according to Langlais, modified by Kohn (n=13) (LANGLAIS 2003)) and one cable system (group 3 according to Dall-Miles (n=13) (HERSH 1996)). Before the beginning of the study we measured the bone mineral density of each specimen in order to determine the relation between bone mineral density and load capacity. The results of the testing of the bone mineral density was divided into three classes according to the world health organization (WHO): (T-Score > -1 = normal finding = class 1; T-Score $(-1) - (-2,5)$ = osteopenia = class 2 und T-Score $< -2,5$ = osteoporosis = class 3 (GRAMPP 2004; KRESTAN 2004)). We further divided the specimens according to their gender.

The testing was performed with a special testing machine (model Z 020, Zwick company, Ulm, Germany). First a cyclic load (100 cycles between 200N and 500N) took place, before the specimens were exposed to a maximal force – the load of failure. During the cyclic load the dislocation of the greater trochanter was measured with a video extensometer (model MTV-1362CA, company Messphysik Materials Testing, Fürstenfeld, Austria) as an optic measurement system as well as the type and frequency of failure of the implants before termination of the first part of the study was documented. A specimen was determined a

failure, if at the end of the cyclic load, there was more than 20mm dislocation of the trochanter or if during the testing there occurred a loss of load of less than 80% of the yet gained maximal load.

After termination of the cyclic load, the maximal load was tested. The failure of a specimen was determined here again as a detected loss of load of less than 80% of the yet gained maximal load. Analyzing the results, we compared the maximal load of a group of all specimens (group A) to a group containing all specimens that survived the cyclic load of 500N (group B).

	group 1	group 2	group 3
group A	14	13	13
group B	8	13	9

Table 4: Division of the specimens of each testing group within group A and B

The statistical analysis was performed with SPSS software with variance analysis and post-Hoc-tests as well as t-tests and tests with paired samples. The level of significance was set to $p < 0,05$.

Results

1. Bone mineral density

In 13 out of 19 pairs, as well as on the two single femora, both specimens of each pair were assigned to the same WHO class. Therefore, we could assume equal premises on both sides of a femoral pair; there was no significant discrepancy ($p=0,305$). The randomized allocation in group A showed no significant discrepancy between the three methods ($p=0,482$). Group B showed a significantly lower bone mineral density in group 2 compared to group 1 ($p=0,047$).

2. Analysis of the cyclic load

Under cyclic load a dislocation of the trochanter major was detected in all specimens. Those in group 1 dislocated over 100 cycles significantly more than specimens of group 2 and 3.

	cycle 25	cycle 50	cycle 100
group 1	8,9mm +/- 4,1mm	9,4mm +/- 4,5mm	10,3mm +/- 3,8mm
group 2	5,6mm +/- 3,0mm	5,9mm +/- 3,2mm	6,1mm +/- 3,4mm
group 3	3,0mm +/- 2,2mm	3,4mm +/- 2,3mm	3,8mm +/- 2,5mm

Table 5: Dislocation under cyclic load

Concerning bone mineral density, the significant discrepancy of the dislocation during cyclic load of group 1 versus groups 2 and 3 occurred above all in the subgroup with osteopenia (WHO class 2) (Z25: $p < 0,001$; Z50: $p = 0,002$; Z100: $p = 0,004$). In the osteoporotic subgroup all specimens in group 3 failed, so that a comparison was only possible between groups 1 and 2; here we found a significant difference in favor of group 2.

3. Analysis of the maximal load (Group A)

In group A there was no significant difference between the maximal loads of the 3 methods (group 1: 657,7 +/- 243,2N, group 2: 867,4 +/- 214,6N and group 3: 804,4 +/- 410,3N). Concerning the bone mineral density, the difference between specimens of WHO class 1 and 2 versus class 3 was significant.

	WHO 1	WHO 2	WHO 3
group 1	779,8 +/- 191,9N	699,8 +/- 273,9N	432,4 +/- 141,0N
group 2	936,6 +/- 298,7N	925,2 +/- 214,2N	796,3 +/- 211,3N
group 3	908,2 +/- 453,2N	982,0 +/- 267,4N	335,2 +/- 141,9N

Table 6: Maximal load in the 3 different methods concerning bone mineral density

Within the WHO class 3, group 2 stood out with good results, considering that the specimens of the methods 1 and 3 had already failed at abundantly lesser loads ($p = 0,013$).

Concerning the gender, we found significantly less maximal loads within the specimens of female bodies ($p < 0,001$; group 1: ♂: 784,9 +/- 221,6N, ♀: 562,2 +/- 224,5N; group 2: ♂: 1003,8 +/- 253,7N, ♀: 750,6 +/- 62,6N; group 3: ♂: 1121,5 +/- 349,3N, ♀: 532,6 +/- 219,6N).

4. Analysis of the maximal load (Group B)

In group B there were not any significant differences between the maximal load in the 3 groups (group 1: 833,5 +/-151,7N, group 2: 841,6 +/-201,9N and group 3: 994,6 +/-335,5N), nor concerning the bone mineral density. Concerning the gender, however, we found a significant discrepancy within group 3 – male specimens achieved abundantly higher loads than female ones ($p=0,044$; group 1: ♂: 842,3 +/- 191,6N, ♀: 818,8 +/- 81,7N; group 2: ♂: 1003,8 +/- 253,7N, ♀: 750,6 +/- 62,6N; group 3: ♂: 1121,5 +/- 349,3N, ♀: 740,9 +/- 21,1N).

5. Direct, pairwise comparison between the fixation methods

In the direct comparison of two methods regarding the maximal load, we found a significant difference between the groups 1 (539,9 +/-184,2N) and 2 (854,7 +/-225,0N). This difference was also visible during the cyclic testing. Specimens in group 1 dislocated more than specimens in group 2, but the difference was not significant. Between groups 1 and 3, the dislocation of the greater trochanter in group 1 was medially 4.9mm higher than in group 3, but this discrepancy was not significant. Concerning the maximal load of failure, no differences were found. Comparing groups 2 and 3, there were minimally higher maximal loads achieved with method 2, but here the dislocation of the greater trochanter was clearly higher as well (at the beginning of the experiment even significant).

Conclusion

Between the three tested methods of fixation we found differences concerning maximal load and dislocation of the greater trochanter in relation to bone mineral density and gender. Due to these results we can recommend in female patients as well as those known to have bad bone quality the wire method in group 2; in male patients and those with good bone quality respectively we recommend the use of the cable wire system in group 3. Considering our results, we cannot recommend the use of the wiring technique in group 1 for the fixation of the greater trochanter.

2 Einleitung

2.1 Stellenwert und Relevanz der Trochanterosteotomie

2.1.1 Epidemiologie

Jährlich werden in Deutschland über 100.000 Hüft-Totalendoprothesen (H-TEP) implantiert. Etwa 15% aller über 65-jährigen Menschen in den westlichen Ländern leiden an einer schmerzhaften Arthrose des Hüftgelenkes. Aufgrund der Bevölkerungsstruktur steigt die Anzahl der alten Menschen kontinuierlich. So steigt auch die Anzahl der jährlich zu implantierenden H-TEPs (2002: 107.999, 2003: 118.155, 2004: 137.858¹) (BOY 2004a). H-TEPs haben in der Regel eine Standzeit, d.h. eine Zeitspanne zwischen Erstimplantation und Wechseloperation von über 15 Jahren (BOY 2004b). Aufgrund der steigenden Zahlen ist auch vermehrt mit Prothesenwechseln zu rechnen. So werden in Deutschland schon heute über 15.000 Prothesenwechsel im Jahr durchgeführt (2002: 7.257, 2003: 8.323, 2004: 17.696) (BOY 2004b).

2.1.2 Indikationen für Trochanterosteotomien

Revisionseingriffe bei liegender H-TEP – die Hauptindikation für Trochanterosteotomien – können aufgrund verschiedener Ursachen nötig werden. Die meisten Revisionseingriffe (zzt. etwa jede 10. Endoprothese innerhalb der ersten 10 Jahre) sind wegen schmerzhafter Lockerung oder Migration erforderlich. Eine große schwedische Sammelstudie (MALCHAU 1993) zeigt, dass beim männlichen Geschlecht und in der jüngeren Altersgruppe das Lockerungsrisiko besonders hoch ist. Dies weist darauf hin, dass Beanspruchungen, wie beispielsweise Tennis oder alpiner Skilauf, zu Lockerungen führen können und soweit möglich vermieden und stattdessen Wandern, Radfahren oder Schwimmen bevorzugt werden sollten (WIRTH 2001). Eine gefürchtete Komplikation beim künstlichen Ersatz von großen Gelenken, die eine Revision erfordert, ist die Infektion. Die Häufigkeiten von Infektionen nach Implantation einer H-TEP schwanken in der Literatur je nach Zentrum zwischen 0,5 und 1,4% (HAAKER 2004).

In Langzeitstudien zeigt sich, dass 10 – 20 Jahre nach Erstimplantation einer H-TEP durch den Abrieb des PE-Inlays häufig periprothetische Osteolysen entstehen (GOLDRING 1983; GOODMAN 1997; KERBOULL 2004; SCHMALZRIED 1992). Diese Komplikation wird

¹ Angaben gelten für Deutschland

v.a. bei jungen Patienten mit zementierten Implantaten beobachtet und wird mit einem Auftreten von 10% – 40% angegeben (BALLARD 1994; BOEREE 1993; DORR 1994; HERBERTS 1997; KERBOULL 2004; SOLOMON 1992; SULLIVAN 1994). Es wurde gezeigt, dass der Abrieb am PE-Inlay besonders bei jungen und aktiven Patienten von Bedeutung ist (CHARNLEY 1975; JOSHI 1998; KERBOULL 2004; KOBAYASHI 1997a; 1997b; SOCHART 1998; 1999).

Prothesenwechsel – ob durch Lockerung oder durch Infektion – sind technisch sehr anspruchsvolle Operationen. Ein Hauptproblem ist der Zugang. Es sind verschiedene Zugänge beschrieben, jedoch wird der Zugang über die Trochanterosteotomie als der Zugang gewertet, der die größte Übersicht über den Operationssitus bietet (JANDO 2005).

Die Standard- und die Trochanter-Flip-Osteotomie gewährleisten eine gute Einsicht ins Acetabulum, so dass bei Lockerung der Pfanne oder Frakturen am Acetabulum eine solche Osteotomie ausreichend ist. Bei Prothesen mit gut fixierter femoralen Komponente muss zum Lösen des Prothesenschaftes allerdings häufig die erweiterte Trochanterosteotomie durchgeführt werden, um die Sicht- und Arbeitsverhältnisse zu optimieren. Dies ist auch der Fall bei infizierten H-TEPs, bei denen die vollständige Entfernung sämtlichen Fremdmaterials nötig ist (TETSWORTH 1999). Außerdem wird bei der erweiterten Trochanterosteotomie das Risiko einer intraoperativen Fraktur oder einer femoralen Perforation erheblich reduziert (JANDO 2005). Die Techniken der verschiedenen Osteotomieformen werden in Kapitel 2.1.3 (Typen der Trochanterosteotomie) genauer erklärt. Tabelle 7 zeigt die Indikationen zu den verschiedenen Osteotomieformen.

Weiterhin kann bei Hüftinstabilität durch eine insuffiziente Abduktormuskulatur eine Revision mit Trochanterosteotomie nötig werden. Eine Distalisierung und Lateralisierung des Trochanter majors verbessert dabei die Hüftabduktormechanik, während sie die Kraft, die auf den prothetischen Gelenkersatz wirkt, reduziert. Durch eine adäquate präoperative Planung vor dem Ersteingriff und eine anschließende intraoperative Aufmerksamkeit in Bezug auf Wiedererlangen der biomechanischen Voraussetzungen, einschließlich anatomisches Hüftzentrum, Offset und Beinlänge, kann ein solcher Eingriff allerdings meist vermieden werden (JANDO 2005).

Ferner kann durch starke Narbenbildung oder heterotope Ossifikation die Beweglichkeit der operierten Hüfte so stark eingeschränkt sein, dass eine erneute Operation erforderlich wird.

Indikation zur Trochanterosteotomie	Stand. / TSO	ETO
Große Einsicht ins Acetabulum zum Implantatausbau und zur komplexen Rekonstruktion des Acetabulums.	Ja	Ja
Erschwerte Hüftkopfluxation durch Protrusio acetabuli, Vernarbungen oder heterotope Ossifikation	Ja	Ja
Instabilität durch insuffiziente Abduktormuskulatur bei		
- zur Refixation adäquatem Trochanterbett	Ja	Ja
- zur Refixation bedenklichem Trochanterbett	Nein	Ja
Entfernung einer gut fixierten zementierten oder zementfreien Femurkomponente	Nein	Ja
Direkter Zugang zur Femurdiaphyse zur Entfernung des Zementmantels, Débridements von infiziertem Material oder zur Sicherung einer zentralen und neutralen Bohrung	Nein	Ja
Korrektur von Winkelfehlstellungen am proximalen Femur	Nein	Ja

Tabelle 7: Indikationen zur Trochanterosteotomie bei Hüft-Revisionseingriffen (Stand. = Standard-Trochanterosteotomie, TSO = Trochanter-Slide-Osteotomie, ETO = erweiterte Trochanterosteotomie) (JANDO 2005)

Auch bei der operativen Versorgung von Frakturen des Acetabulums wird häufig der Zugang über die Trochanterosteotomie gewählt. Frakturen des Acetabulums entstehen fast ausschließlich durch eine starke Krafteinwirkung über den Schenkelhals, entweder durch direkten Schlag oder Fall auf den Trochanter major oder durch Längsstauchung des Oberschenkel, wie z.B. bei einem Verkehrsunfall mit Armaturenbrettverletzung bei gebeugtem Kniegelenk (sog. „dashboard injury“). Auch bei gestrecktem Knie z.B. am Bremsbein bzw. bei Sprüngen aus großer Höhe kann es zu derartigen Frakturen kommen (RÜTER 2004).

2.1.3 Typen der Trochanterosteotomie

Im Laufe der Zeit wurden in Abhängigkeit der Komplexität der Revisionseingriffe verschiedene Trochanterosteotomien entwickelt und modifiziert, die in Abbildung 1 dargestellt sind. In den 1960er und frühen 1970er Jahren publizierte J. Charnley die sog. Standard-Trochanterosteotomie (CHARNLEY 1964; CHARNLEY 1972). Technische Schwierigkeiten mit der suffizienten Refixation sowie das hierdurch bedingte erhöhte Risiko

von Komplikationen wie Drahtzerklage-Brüchen (KELLEY 1992; SCHUTZER 1988; STEFANICH 1988), Trochanteraurissen mit Kranialdislokation und konsekutiver Hüftabduktorschwäche (AMSTUTZ 1984; KELLEY 1992; NUTTON 1984; PARKER 1976) oder schmerzhaften Trochanterpseudarthrosen (FEUILHADE DE CHAUVIN 1985; KELLEY 1992) führte zur Entwicklung der Trochanter-Flip-Osteotomie (Trochanter-Slide-Osteotomie, TSO). Diese wurde von den Erstbeschreibern Mercati et al. (MERCATI 1972) als „le muscle digastrique“ und erst später in englischsprachigen Arbeiten als „the trochanteric slide osteotomy“ bezeichnet (CHANDLER 1989; ENGH 1985; GLASSMAN 1987). Bei dieser Art von Trochanterosteotomie bleiben sowohl die Ansatzsehnen der Mm. glutei medius et minimus, als auch der Ursprung des M. vastus lateralis erhalten. Sie gewährleistet eine stabile Refixation des Trochanter majors und zeichnet sich durch ein geringeres Risiko der symptomatischen fehlenden knöchernen Einheilung des Trochanter in seinem Trochanterbett (Non-Union) und Dislokation nach proximal aus als die Standard-Trochanterosteotomie (JANDO 2005). Zur Optimierung der Sichtverhältnisse wurde die erweiterte Trochanterosteotomie (ETO) entwickelt, bei der auch ein Teil des proximalen Femurs abgesetzt wird, wodurch man einen direkten Zugang zur femoralen Diaphyse erreicht (JANDO 2005).

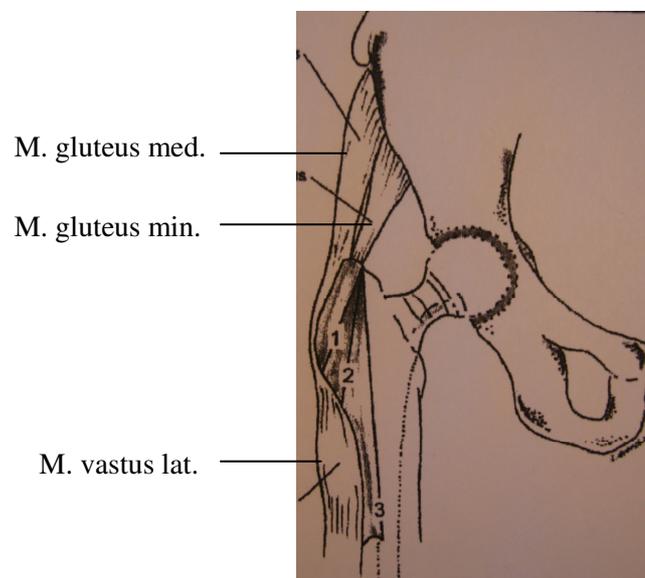


Abbildung 1: Ausdehnung der kortikalen Fragmente für die Standard-Trochanterosteotomie (1), Trochanter-Flip-Osteotomie (2) und erweiterte Trochanterosteotomie (3). Die Fragmente der Trochanter-Flip- und der erweiterten Trochanterosteotomie enthalten den Ursprung des M. vastus lateralis, währenddessen die Standard-Trochanterosteotomie keine distale Weichteilverbindung hat. (JANDO 2005)

2.2 Operationstechnik

2.2.1 Anatomische Voraussetzungen

Die Muskulatur der Hüfte beinhaltet drei verschiedene Funktionen. Bei *Punctum fixum* am Beckenring ist die Muskulatur für die Fortbewegung verantwortlich, also für die Bewegung der freien Extremität in den drei Richtungen des Raumes. Bei *Punctum fixum* am Skelett der unteren Extremität wird entsprechend das Becken gegenüber der freien Extremität bewegt. Solche Neigungen des Beckens sind z.B. im Liegen oder beim Sitzen von Bedeutung. Eine weitere Funktion der Hüftmuskulatur ist die Stabilisation im ein- und zweibeinigen Stand, welche Voraussetzung für den normalen Bewegungsablauf beim Gehen ist (RAUBER 1987).

Eine Einteilung der Muskulatur der Hüfte erfolgt über die Lage der Muskeln zum Skelett. Zur dorsalen Gruppe gehören hiernach jene Muskeln, die am Darmbein entspringen; Muskeln mit Ursprung am Scham- und Sitzbein werden zur ventralen Muskelgruppe gezählt.

Die bei der Trochanterosteotomie relevante Muskulatur ist u.a. die hintere Muskelgruppe der dorsalen Hüftmuskeln, die – von der *Facies gluteae* der Darmbeinschaukel entspringend – im Bereich des Trochanter major ansetzt. Hierzu gehört z.B. die Glutealmuskulatur, wobei nur die *Mm. glutei medius* und *minimus* direkt am Trochanter major inserieren. Die Ansatzsehne des *M. gluteus maximus* zieht über den Trochanter major hinweg und strahlt in die *Fascia lata* ein (RAUBER 1987). Abbildung 2 veranschaulicht die anatomischen Gegebenheiten am Trochanter major.

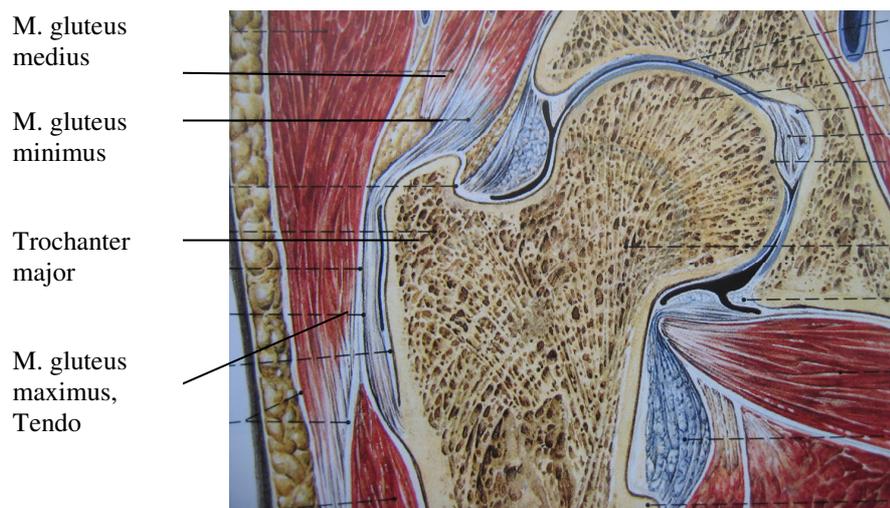


Abbildung 2: Frontalschnitt durch das Femur, Regio trochanterica (SOBOTTA 1993)

Die zwei kleineren der drei Gesäßmuskeln, die *Mm. glutei medius* und *minimus* haben aufgrund ihres ähnlichen Verlaufes und ihrer annähernd identischen Lage zu den Hüftgelenkachsen, welche in Abbildung 3 aufgezeigt wird, die gleiche Funktion. Da sie lateral der sagittalen Achse des Hüftgelenkes liegen sind sie primär Abduktoren und sind daher verantwortlich für die Stabilisierung des Beckens in der Frontalebene (RAUBER 1987).

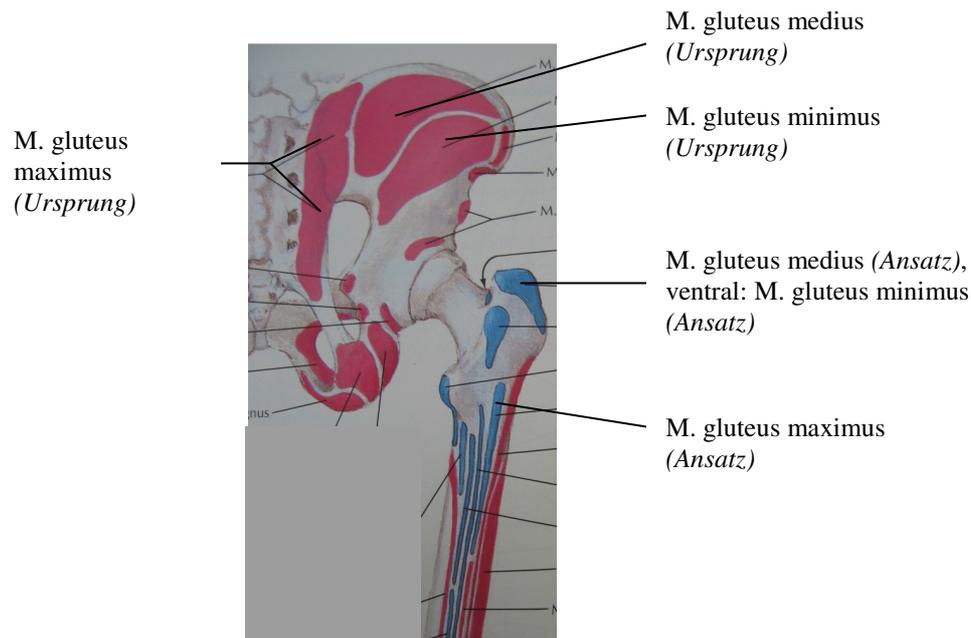
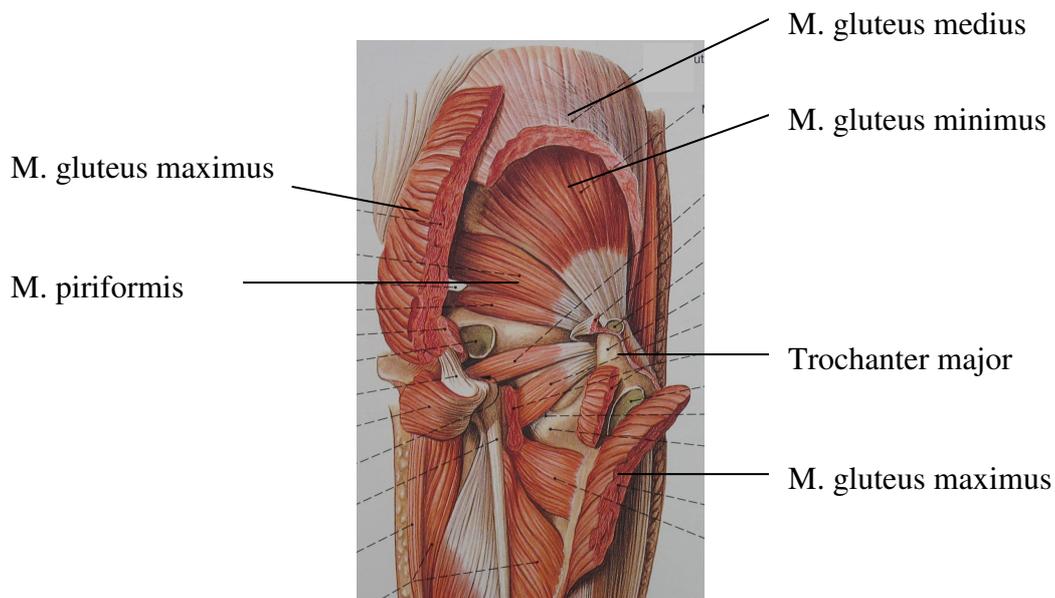


Abbildung 3: Muskelursprünge und –ansätze an Becken und Femur (Ansicht von dorsal); (NETTER 1997)

Bei Ausfall oder Schwächung der kleinen Glutäen, z.B. durch Schädigung des sie innervierenden *N. gluteus superior* oder durch eine Dislokation des Trochanter major als Komplikation der Trochanterosteotomie, kommt es v.a. beim Gehen zu starken Funktionsstörungen. Man kann im Falle der einseitigen Schädigung das sogenannte Trendelenburgsche Zeichen beobachten, welches beim Gehen oder beim Einbeinstand aufgrund mangelnder Stabilisierung auf der Standbeinseite das Abkippen des Beckens zur Schwungbeinseite beschreibt. Betrifft die Schädigung beide Seiten, kommt es zu einem watschelartigen Gang. Weitere Funktionen der beiden kleinen Glutäen sind Beugung und Innenrotation im Hüftgelenk durch die vorderen Anteile, bzw. Streckung und Außenrotation durch die hinteren Anteile (RAUBER 1987).

Zur hinteren Gruppe der dorsalen Hüftgelenksmuskeln zählt auch der M. piriformis, der von der Facies pelvina des Os sacrum nahezu horizontal durch die tiefe Glutäalregion zieht und an der Spitze des Trochanter major ansetzt (Abbildung 4). Außer der topographischen Bedeutung, in der er das Foramen ischiadicum majus in die Foramina supra- und infrapiriforme unterteilt, dient der M. piriformis aus der Neutral-0-Stellung heraus weiterhin als Außenrotator und Abduktor (RAUBER 1987).



**Abbildung 4: Muskulatur von Hüfte und Oberschenkel
(Ansicht von dorsal); (SOBOTTA 1993)**

Des Weiteren sind bei Operationen mit Trochanterosteotomie Muskeln der Regio femoris anterior relevant. Den größten Teil hiervon beinhaltet der M. quadriceps femoris, der das Femur mantelartig umgibt. Er besteht aus vier Muskelköpfen, dem M. rectus femoris, der als zweigelenkiger Muskel über Hüft- und Kniegelenk zieht, sowie den drei eingelenkigen Mm. vasti – M. vastus lateralis, intermedius und medialis – die jeweils nur auf das Kniegelenk wirken. Die gemeinsame Ansatzsehne des M. quadriceps femoris – in die die Patella als Sesambein eingelagert ist – zieht größtenteils zur Basis und zu den Seitenrändern der Patella. Ein Teil der Ansatzsehne zieht über die Facies anterior der Patella und setzt sich im Ligamentum patellae bis zur Tuberositas tibiae fort. Der M. vastus lateralis ist – in Bezug auf die Trochanterosteotomie – der wichtigste der vier Muskelteile. Er hat seinen Ursprung an der

lateralen Fläche des Trochanter major, an der Linea intertrochanterica, am Labium laterale der Linea aspera sowie am Septum intermusculare femoris laterale. Der größte Teil des Muskels liegt im hinteren seitlichen Bereich des Oberschenkels (RAUBER 1987). Die anatomische Lage der aufgeführten Muskulatur ist in Abbildung 5 dargestellt.

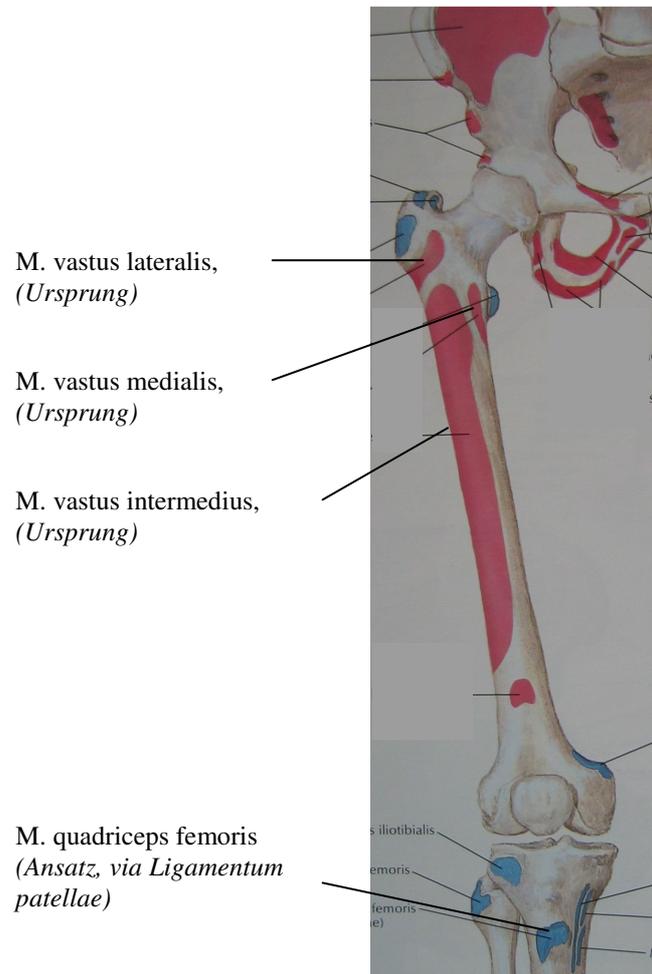


Abbildung 5: Muskelursprünge und –ansätze an Becken und Femur (Ansicht von ventral) (NETTER 1997)

2.2.2 Erweiterter direkter lateraler Zugang mit Trochanterosteotomie

Der erweiterte direkte laterale Zugang zum Hüftgelenk ist eine Verbesserung des direkten lateralen Zugangs, der erstmalig von Hardinge beschrieben wurde (HARDINGE 1982).

Die Hautinzision verläuft über dem Trochanter major und dehnt sich parallel zum Femur 8cm nach proximal und 10cm nach distal aus. Nach Durchtrennung der subkutanen Fettgewebsschicht wird die Fascia lata distal im Femurverlauf und proximal zwischen dem M. gluteus maximus und dem M. tensor fasciae latae durchtrennt (BLACKLEY 2000). Die Bursa trochanterica wird längs inzidiert und die dorsalen Ränder der Mm. gluteus medius und vastus lateralis dargestellt (SCHNEEBERGER 1997) (Abbildung 6). Der Trochanter wird von dorsokaudal mit einer oszillierenden Knochensäge plan abgelöst (Abbildung 7).

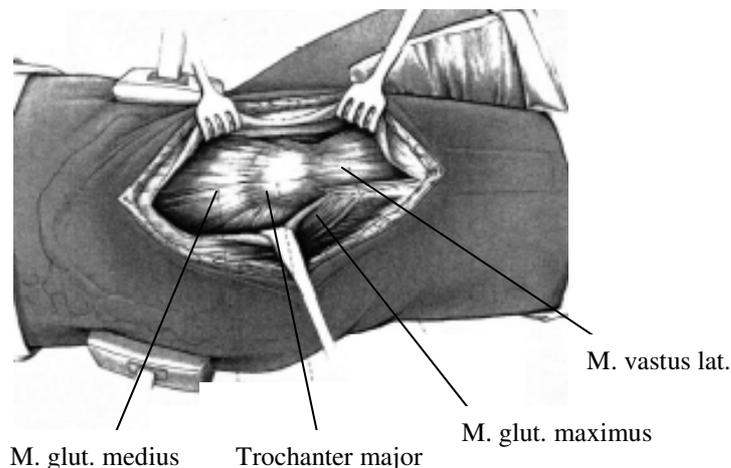


Abbildung 6: Operationssitus nach Hautinzision und Durchtrennung der subcutanen Fettgewebsschicht und der Fascia lata (SCHNEEBERGER 1997).

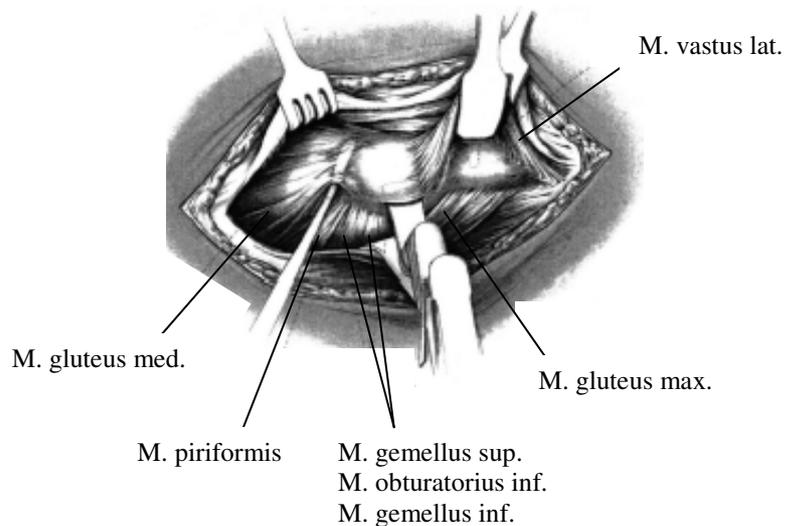


Abbildung 7: Operationssitus nach Darstellung der dorsalen Ränder der Mm. gluteus medius und minimus sowie des M. vastus lateralis. Osteotomie des Trochanters mittels oszillierender Säge von dorsokaudal (SCHNEEBERGER 1997).

Je nach Literatur wird die Ebene der Trochanterosteotomie so gewählt, dass die Mm. glutei medius und minimus und der M. vastus lateralis vollständig mit dem Trochanterfragment abgelöst werden (SCHNEEBERGER 1997) oder der M. gluteus minimus an der femoralen Seite der Osteotomiefläche haften bleibt. Hierbei wird die Trochanterosteotomie medial des Ansatzes des M. gluteus medius, aber lateral des Ansatzes des M. gluteus minimus durchgeführt. Distal endet sie jenseits des Ursprungs des M. vastus lateralis (GLASSMAN 2004). In beiden Fällen wird der osteotomierte Trochanter mitsamt der daran verbundenen Muskulatur nach anterior gehalten, um einen guten Einblick auf die Kapsel des Hüftgelenkes zu bieten (BLACKLEY 2000) (Abbildung 8).

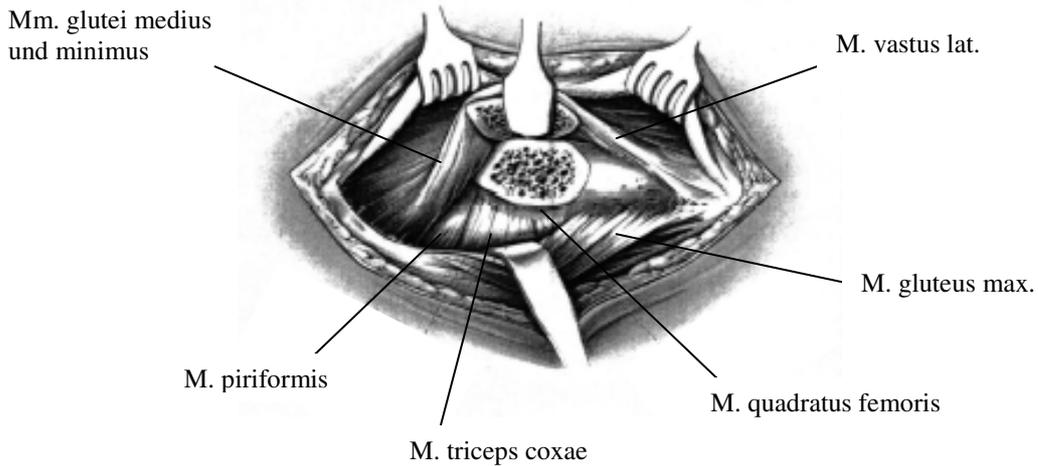


Abbildung 8: Operationssitus nach durchgeführter Trochanterosteomie und nach ventral gehaltenem Trochanter major (SCHNEEBERGER 1997).

Sollte eine teilweise oder vollständige Ablösung der Außenrotatoren nötig sein, werden die Muskeln in einem Abstand von etwa 1cm vom Trochanter major durchtrennt. Dies ist besonders wichtig, um die A. circumflexa femoris medialis weder beim Durchtrennen der Muskulatur noch beim späteren Setzen der refixierenden Nähte zu gefährden, da bei einer Läsion eine Femurkopfnekrose droht (SCHNEEBERGER 1997). Nach Absetzen des M. triceps coxae – bestehend aus den Mm. gemelli sup. et inf. sowie dem M. obturatorius int. – oder eines Teiles von diesem kann der dorsale Azetabulumrand und der gesamte dorsale Pfeiler dargestellt, sowie eine dorsale Kapsulotomie durchgeführt werden. Das Femur kann bei Bedarf nach dorsal luxiert werden (SCHNEEBERGER 1997) (Abbildung 9).

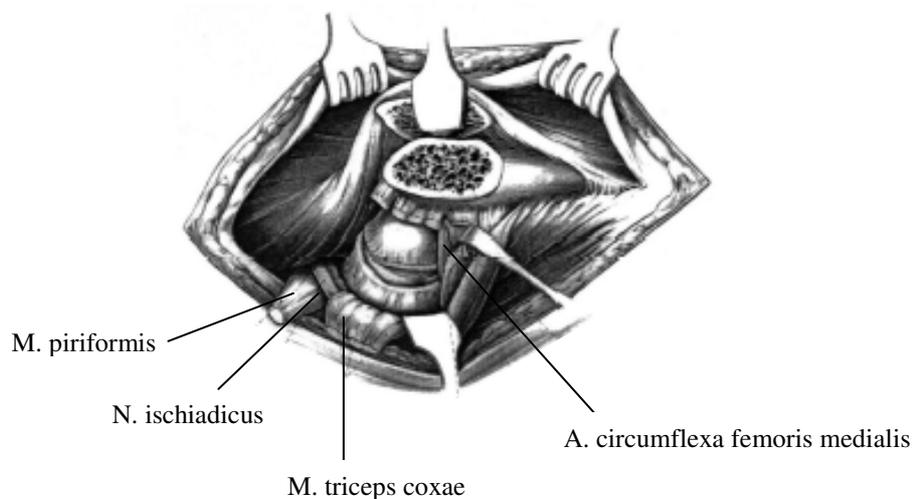


Abbildung 9: Operationssitus nach Durchtrennung der Außenrotatoren (SCHNEEBERGER 1997).

Zur Darstellung des ventralen und kranialen Gelenkbereichs wird der Femurkopf nach dortiger Kapsulotomie durch Außenrotation und Adduktion des Beines nach kranial luxiert und danach nach dorsal weggehalten. Für eine Luxation ist die Durchtrennung des Ligamentum capitis femoris notwendig. Die Ablösung der Außenrotatoren und die dorsale Kapsulotomie sind für eine Luxation nach ventral nicht erforderlich (SCHNEEBERGER 1997) (Abbildung 10).

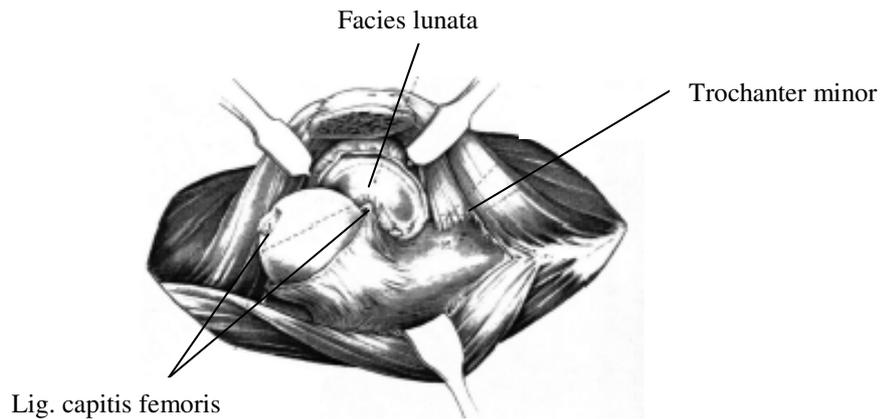


Abbildung 10: Operationssitus nach Darstellung des ventralen Pfeilers und Luxation des Femurkopfes nach ventral (SCHNEEBERGER 1997).

2.2.3 Techniken zur Refixation des Trochanter major

Zur Refixation des Trochanter majors nach Trochanterosteotomie gibt es verschiedene Möglichkeiten. Der Trochanter kann z.B. durch mehrere Drahtcerclagen befestigt werden, wobei auch hier wieder unterschiedliche Techniken beschrieben sind. Auch eine Fixierung mittels Platten oder Schrauben sowie verschiedene Kombinationen sind möglich (Abbildung 11 -Abbildung 14).

In der vorliegenden Arbeit wurden drei verschiedene Refixationstechniken mittels Cerclagen untersucht. Eine ausführliche Beschreibung der einzelnen Techniken erfolgt im Kapitel „Material und Methodik“, Abschnitt 3.3.2, S. 33.



Abbildung 11: Refixation mittels Cerclagen. (CHARNLEY 1964)



Abbildung 12: Refixation mittels Dall Miles Cable Grip. (KUMAR 2001)

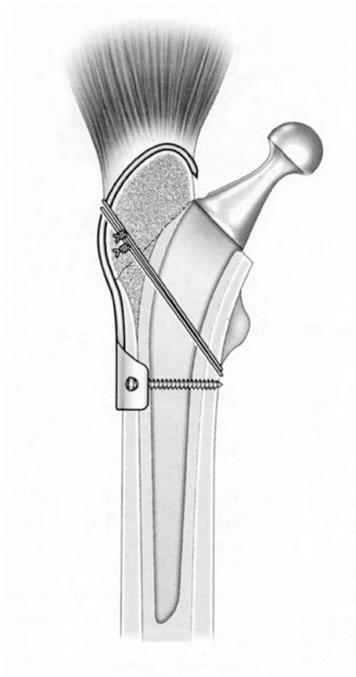


Abbildung 13: Refixation mittels Cerclagen und Platte. (HAMADOUCHE 2003; 2004)



Abbildung 14: Refixation mittels Schrauben. (KUMAR 2001)

2.2.4 Komplikationen nach Trochanterosteotomie

Neben den allgemeinen Operationsrisiken können im Anschluss an eine Trochanterosteotomie noch weitere spezielle Komplikationen auftreten, die v.a. bei der Standard-Trochanterosteotomie häufig sind. So ist u.a. eine fehlende knöcherne Einheilung des Trochanters in seinem Trochanterbett mit nachfolgender Pseudarthrose und Migration sehr gefürchtet. In der Literatur wird die Häufigkeit der fehlenden Einheilung mit 15-20% angegeben (JANDO 2005). Sekundäre Instabilität und Dislokation, v.a. durch den muskulären Zug der Mm. glutei, sind die Folge, wodurch eine Insuffizienz der Glutealmuskulatur auftritt. Des Weiteren klagen einige Patienten nach erfolgter Operation über Schmerzen im lateralen Hüftbereich, die vermutlich durch eine Bursitis trochanterica oder durch herausstehende Teile der für die Refixation benötigten Implantate bedingt sind (BLACKLEY 2000; JANDO 2005). Ferner kann es nach einer Trochanterosteotomie, die zwangsläufig mit einem ausgeprägtem Weichteildefekt einhergeht, zu einer heterotopen Ossifikation kommen, die im schlimmsten Falle eine derart schwere Bewegungseinschränkung mit sich führt, dass eine erneute Operation erforderlich wird.

2.3 Ziel der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit ist eine vergleichende biomechanische Untersuchung verschiedener Refixationstechniken nach Trochanterosteotomien hinsichtlich ihrer Stabilität bei zyklischer und maximaler Belastung. In einem anerkannten Versuchsmodell mit humanen Femora wurde unter einer mit dem physiologischen Bewegungsmuster vergleichbaren zyklischen Belastung bis 500N die Stabilität und Effektivität der jeweiligen Refixation beobachtet. Unter Maximalbelastung wurde neben der maximalen Haltekraft die jeweilige Versagensursache dokumentiert.

3 Material und Methodik

3.1 Präparate

3.1.1 Allgemeines

Die Versuche wurden an 40 Femora von 21 menschlichen Leichen durchgeführt. Das durchschnittliche Alter betrug 78 Jahre (55-94 Jahre). 22 Femora stammten von 12 weiblichen, 18 Femora von 9 männlichen Leichen. Verwendet wurden 21 Femora der rechten, 19 der linken Seite.

Bei den für die Versuche verwendeten Femora handelte es sich um anatomische Frischpräparate, die direkt nach Entnahme auf unter -30°C tiefgekühlt wurden. Eine zusätzliche chemische Fixation erfolgte nicht. Die Präparate wurden 24 Stunden vor Versuchsbeginn bei Raumtemperatur aufgetaut und bis zum Abschluss sämtlicher Versuche bei 8°C gelagert. Vor Versuchsbeginn wurde zunächst eine Knochendichtemessung durchgeführt. Entsprechend den Kriterien der WHO-Klassifikation erfolgte die Zuteilung der Femora in drei verschiedene Knochendichtekategorien (s. Kapitel 3.1.3. Knochendichtemessung).

3.1.2 Randomisierung

Die Versuche wurden derart angeordnet, dass mit jedem Femurpaar zwei Methoden getestet und somit miteinander verglichen werden konnten. Es wurde also jeweils der rechten Seite eines Paares eine andere Methode zugeordnet als der linken. Dadurch entstanden drei Kombinationsmöglichkeiten, denen die 19 Femurpaare und die zwei einzelnen Femora nach dem Zufallsprinzip zugeordnet wurden: bei 6 Paaren sowie bei den beiden einzelnen Femora wurde die Kombination „Gruppe 1 – Gruppe 2“ getestet, bei 7 Paaren die Kombination „Gruppe 1 – Gruppe 3“ und bei 6 Paaren die Kombination „Gruppe 2 – Gruppe 3“ (Tabelle 8).

Nr	Gr. 1	Gr. 2	Nr	Gr. 1	Gr. 3	Nr	Gr. 2	Gr. 3			
1	M	Rechts	Links	8	M	Rechts	Links	15	M	Links	Rechts
2	M	Links	Rechts	9	M	Links	Rechts	16	W	Rechts	Links
3	W	Rechts	Links	10	M	Links	Rechts	17	M	Rechts	Links
4	W	Links	Rechts	11	W	Rechts	Links	18	W	Links	Rechts
5	W	Rechts	Links	12	W	Links	Rechts	19	M	Links	Rechts
6	M	Links	Rechts	13	W	Rechts	Links	20	W	Rechts	Links
	W	7 Rechts	21Rechts	14	W	Rechts	Links				

Tabelle 8: Zuteilung der Femora zu den drei Versuchsgruppen

Mit jeder der drei Gruppen wurde eine Fixationsmethode getestet, die in den Kapiteln 3.3.2.1 - 3.3.2.3 genauer beschrieben wird.

3.1.3 Knochendichtemessung

Vor Versuchsbeginn wurden alle Femora einer Knochendichtemessung unterzogen. Hierdurch sollte zum einen gezeigt werden, dass bei den beiden Femora derselben Leiche von gleichen Voraussetzungen ausgegangen werden konnte, zum anderen sollte die Kenntnis über die Knochendichte der einzelnen Präparate eine spezifischere Auswertung der Ergebnisse ermöglichen.

Die Knochendichtemessung wurde mit Hilfe eines Röntgengerätes (Discovery W (S/N 80220), Firma Hologic, Zaventem, Belgien) durchgeführt, das auf dem Verfahren der DEXA (= Dual-energy X-Ray-Absorptiometry) basiert. Es wurde – wie bei der konventionellen Röntgentechnik – die Abschwächung der Röntgenstrahlung durch den Knochen – gemessen am Schenkelhals – bestimmt. Die relevante Messregion wurde computerunterstützt ermittelt und danach die gemessene Strahlenabsorption in Gramm pro Quadratcentimeter (g/cm^2) einer Flächenmessung entsprechend errechnet. Aus dem sich daraus ergebenden Dichtewert liess sich je nach Höhe des Wertes eine vorliegende Osteoporose oder eine andere Knochenkrankheit diagnostizieren. Mittels der Untersuchung wurden also die Werte des Knochenmineralsalzgehaltes (BMC = bone mineral content) und gleichzeitig die Knochendichte (BMD = bone mineral density) ermittelt. Die hierbei bestimmten Werte wurden mit festgelegten Durchschnittswerten und entsprechenden Standardabweichungen verglichen. Dadurch wurde die Angabe von sog. T- und Z-Werten möglich. Der T-Wert

bezieht sich auf Patienten bis ca. 30 Jahre und gibt die Abweichung der Messergebnisse von dem Standardwert für junge Erwachsene an, der Z-Wert ist der alters- und körperrgewichtskorrigierte Wert. Die von der WHO definierten Wertebereiche geben Auskunft darüber, ob eine Osteoporose vorliegt: T-Score > -1 = Normalbefund; T-Score $(-1) - (-2,5)$ = Osteopenie und T-Score $< -2,5$ = Osteoporose. (GRAMPP 2004; KRESTAN 2004).



Abbildung 15: DEXA zur Bestimmung der Knochendichte (Fa. Hologic, Zaventem, Belgien; Discovery W (S/N 80220))

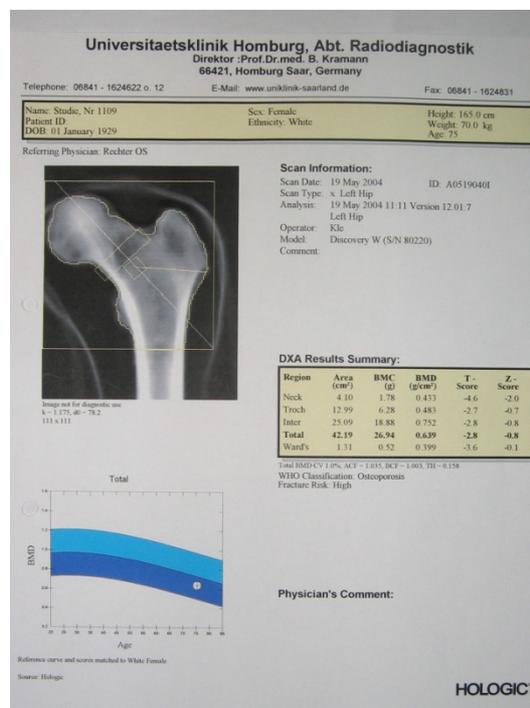


Abbildung 16: Beispiel zur Ausgabe der Befunde der Knochendichtemessung

3.2 Instrumentarium

3.2.1 Materialprüfmaschine

Die Ausreißversuche wurden an der Materialprüfmaschine der Firma Zwick, Ulm, Model Z 020 durchgeführt (Abbildung 17). Der Kraftaufnehmer von 20kN wandelte die physikalische Größe „Kraft“ in eine elektrisch messbare Spannung um. Gesteuert wurde die Materialprüfmaschine über das Programm TestXpert Version 8.1 der Firma Zwick, Ulm. Die vorgenommenen Einstellungen werden im Kapitel 3.4 (Versuchsordnung) näher beschrieben.



Abbildung 17: Materialprüfmaschine der Firma Zwick, Ulm, Model Z 020

3.2.2 Videoextensometer

Als Wegaufnehmer diente ein optisches Messsystem – ein Videoextensometer der Firma Messphysik Materials Testing, Fürstenfeld, Österreich, Model MTV-1362CA, welches die Bewegung einer definierten Markierung auf 0,0001mm genau messen kann (Abbildung 18). Es hat dabei den Vorteil, dass nur Bewegungen in einem bestimmten Bereich – hier also im Bereich des Trochanter majors – registriert werden, wohingegen Bewegungen der Traverse z.B. zum Spannen der Drahtseile nicht dokumentiert werden. Es wurde jeweils eine Markierung ober- und unterhalb der Osteotomie am Femur bzw. am Trochanter major angebracht, so dass während der Experimente jede Bewegung in diesem Bereich über das Videoextensometer erfasst werden konnte. Gesteuert wurde das Videoextensometer über die dazugehörige Software Version 4.19.03 der Firma Messphysik Materials Testing, Fürstenfeld, Österreich.



Abbildung 18: Videoextensometer der Firma Messphysik Materials Testing, Fürstenfeld, Österreich, Model MTV-1362 CA

3.3 Präparation

3.3.1 Allgemeine Präparation

Zu Beginn wurden alle Präparate deutlich gekennzeichnet und einheitlich präpariert. Zunächst wurde das Femur von sämtlichen Weichteilen befreit und auf eine Länge von 20cm gekürzt, gemessen ab dem höchsten Punkt des Trochanter majors (Abbildung 19). Weiterhin wurde der Femurkopf am Schenkelhals abgesetzt, um ähnliche Voraussetzungen wie bei einer Hüft-Totalendoprothese zu schaffen. Im weiteren Verlauf wurde der Trochanter major in einem Winkel von 35° zur Schaftachse osteotomiert (Abbildung 20). Die Länge der Osteotomiefläche betrug in Abhängigkeit von der Größe des Trochanters zwischen 4 und 6 cm.



Abbildung 19: Auf eine Länge von 20cm genormtes Femur, von Weichteilen befreit.

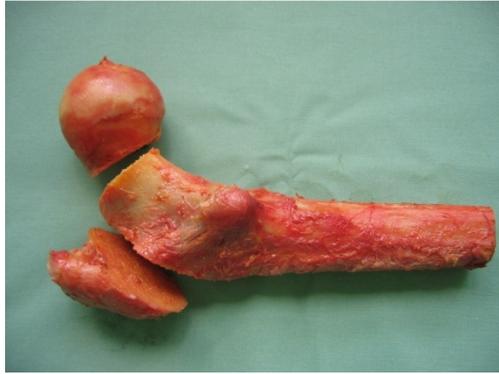


Abbildung 20: Femur mit abgesetztem Femurkopf und osteotomiertem Trochanter major.

3.3.2 Refixationsmethoden

3.3.2.1 Gruppe 1: Cerclage nach Amstutz

Für die Cerclagetechnik nach Amstutz (MARKOLF 1979) wurden zwei 1,2 mm durchmessende Drahtcerclagen benötigt. Hierbei wurden am Femur zwei Bohrungen mit einem 2,0 mm Bohrer durchgeführt; eine in anterior-posteriorer Richtung, die andere in lateral-medialer Richtung. Beide Bohrungen erfolgten jeweils in der Mitte und parallel zur Osteotomiefläche. Zum Einbringen der Cerclage 1 (anterior-posterior) wurde am osteotomierten Trochanter major an beiden Seiten in einem Abstand von ca. 0,5cm vom Rand jeweils ein Loch durch die Kortikalis gebohrt. Zum Einbringen der Cerclage 2 (lateral-medial) wurde der Trochanter nur an der lateralen Seite durchbohrt; mediallyseitig wurde die Drahtcerclage über die Kortikalis des Trochanters geführt (Abbildung 21). Zunächst wurde die Cerclage 1 über dem Trochanter mit sich selbst verdreht und gespannt; im Anschluss wurde dies auch mit dem von lateral nach medial reichenden Draht durchgeführt (Abbildung 22 und Abbildung 23).

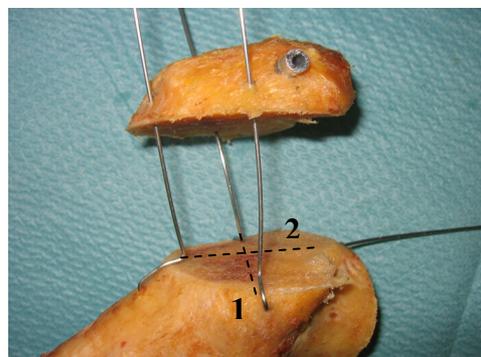
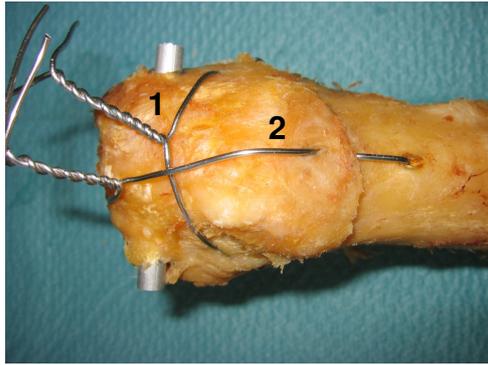
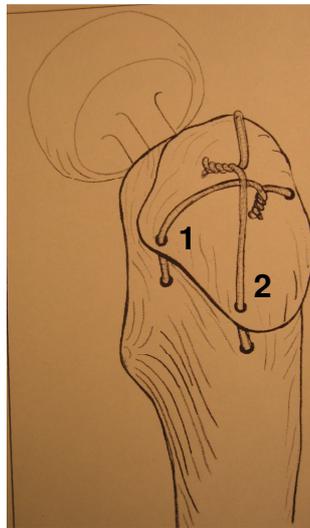


Abbildung 21: Gruppe 1: Cerclage nach Amstutz, Einbringen der zwei Cerclagendrähte, (Cerclage 1 = anterior-posterior, Cerclage 2 = lateral-medial)



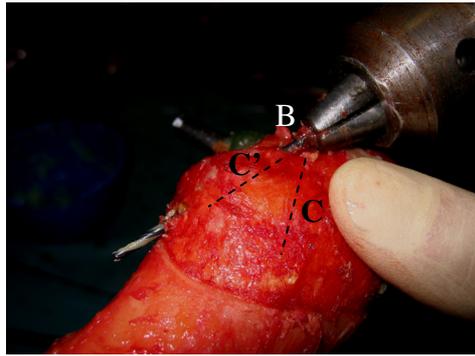
**Abbildung 22: Gruppe 1: Cerclagetechnik nach Amstutz,
(Cerclage 1 = anterior-posterior, Cerclage 2 = lateral-medial)**



**Abbildung 23: Gruppe 1: Zeichnung zur Cerclagetechnik nach Amstutz,
(Cerclage 1 = anterior-posterior, Cerclage 2 = lateral-medial)**

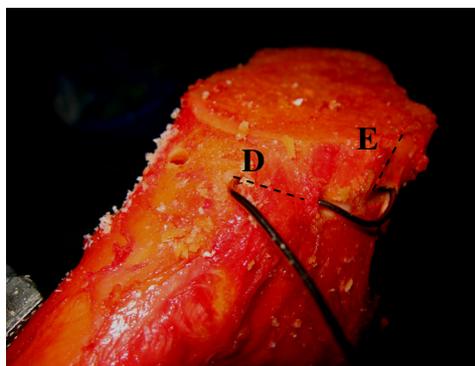
3.3.2.2 Gruppe 2: Cerclage nach Langlais modifiziert nach Kohn

Die Cerclagetechnik nach Langlais (LANGLAIS 2003) ist eine Refixationsmethode mit vier Drahtcerclagen. Wir testeten in unseren Versuchen die Methode nach Langlais, modifiziert nach Kohn, bei der lediglich drei 1,2mm Drahtcerclagen verwandt wurden. Zunächst wurde eine Bohrung (A) am Trochanter minor durchgeführt, durch die eine Drahtcerclage (1) eingebracht wurde, die vor Präparationsende in anterior-posteriorer Richtung über den Trochanter major geführt und dort mit sich selbst verdreht und gespannt wurde. Im Anschluss wurde am Trochanter kranialseitig ein Bohrloch (B) gesetzt, von dem jeweils ein Bohrkanal in posterior-lateraler (C) und in anterior-lateraler (C') Richtung ausging (Abbildung 24).



**Abbildung 24: Gruppe 2: Drahtcerclage nach Langlais: Bohrung am Trochanter major;
(B = Bohrloch am Trochanter major, C / C' = Bohrkanal zur Fixation
der Drahtcerclagen am Trochanter major)**

Dann wurden am Femur in Verlängerung des entsprechenden Bohrkanals (C) bzw. (C') in einem Abstand von ca. 0,5cm von der Osteotomiefläche parallel zu dieser je zwei weitere Bohrkanäle (D/D' bzw. E/E') gesetzt, um so die Cerclagen 2 und 3 anterior und posterior um das Femur zu führen (Abbildung 25). Die beiden Cerclagen wurden medialseitig über die Kortikalis des Trochanter majors geführt und kranial auf dem Trochanter mit sich selbst verdreht und gespannt (Abbildung 25 und Abbildung 26).



**Abbildung 25: Gruppe 2: Drahtcerclage nach Langlais: Bohrung am femoralen Kompartiment;
(D / E = Bohkanäle zur Fixation der Drahtcerclage um das Femur)**

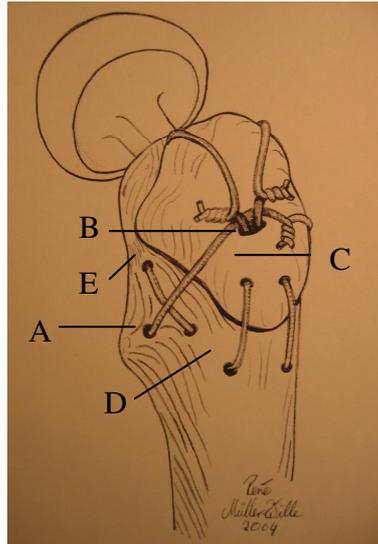
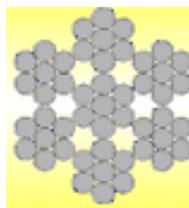


Abbildung 26: Gruppe 2: Zeichnung zur Cerclagentechnik nach Langlais; (A-E = Bohrlöcher und kanäle zur Fixation der Drahtcerclagen am Femur bzw. am Trochanter major) –

3.3.2.3 Gruppe 3: Cable System nach Dall-Miles

Die Operationstechnik mit Hilfe des Dall-Miles Cable System der Firma Stryker Howmedica, Düsseldorf (HERSH 1996) ist eine weitere Methode zur Refixation des Trochanter majors nach Trochanterosteotomie. Ein Kabel besteht aus einer 7 x 7 Konstruktion (49 Drähte), die sowohl Flexibilität, als auch Stabilität gewährleisten soll (Abbildung 27).



**Abbildung 27: Querschnitt durch ein Dall Miles Kabel (Schema)
(FA. STRYKER 2006), Produktinformation)**

Hersh et al. haben in ihrer Studie die Drahtkabel in anterior-posteriorer Richtung über den Trochanter major geführt und nicht parallel gelegt, sondern einmal in sich verdreht (HERSH 1996). Wenn man sich den Kraftvektor betrachtet, welcher sich bei unseren Versuchen durch die Zugrichtung ergab, zeigte dieser nach proximal, so dass wir die Kabel – entsprechend dem Kraftvektor – über die proximale Kortikalis gelegt haben (s.u.).

Mit einem 2,5mm Bohrer wurden zwei Löcher in den Trochanter minor gebohrt, durch die jeweils ein 2,0mm Drahtkabel mit Kugelstop und eingebrachter Hülse geführt wurde. Die beiden Kabel wurden annähernd parallel laufend über die proximale Kortikalis des Trochanter major gebracht und durch das zweite Loch der entsprechenden Hülse geführt, wo sie mit Hilfe eines Drehmomentschlüssels gespannt und durch Zusammendrücken der Hülse befestigt wurden (Abbildung 28).



Abbildung 28: Zeichnung zur Refixation mittels Cable wire nach Dall-Miles in Gruppe 3

3.3.3 Fixierung in der Materialprüfmaschine

3.3.3.1 Trochanter

Am osteotomierten Trochanter major wurde nun 2cm vom höchsten Punkt und 1,3cm von der Osteotomiefläche entfernt eine Bohrung mit einem Durchmesser von 6mm durchgeführt und eine im Durchmesser 6mm messende Stahlbohrhülse eingebracht (Abbildung 29), die an den Rändern mit einem Kalteinbettmittel befestigt wurde. Hierzu diente Technovit 4071, ein schnellhärtender kaltpolymerisierender Kunststoff (Fa. Haereus Kulzer, Hanau, Dtl.). Durch diese wurde ein 3mm starkes Stahlseil gezogen, das über eine Rolle an der oberen Traverse befestigt wurde.

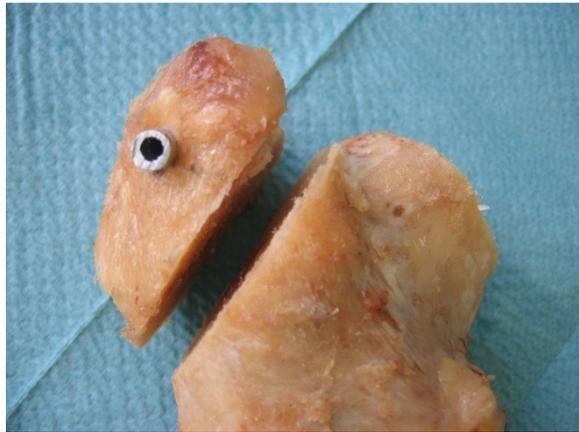


Abbildung 29: Osteotomierter Trochanter major mit eingebrachter Bohrhülse, anliegend am zugehörigen Femur

3.3.3.2 Femur

Die Fixierung des Femurs an der Materialprüfmaschine erfolgte mit einer speziell angefertigten Halterung, in der das Femur mit drei Schrauben fixiert werden konnte (Abbildung 30).

Die Halterung mit dem eingespannten Femur wurde in einem Winkel von 35° in die Materialprüfmaschine eingespannt, sodass die Zugrichtung der Neigung der Osteotomiefläche entsprach (Abbildung 31).

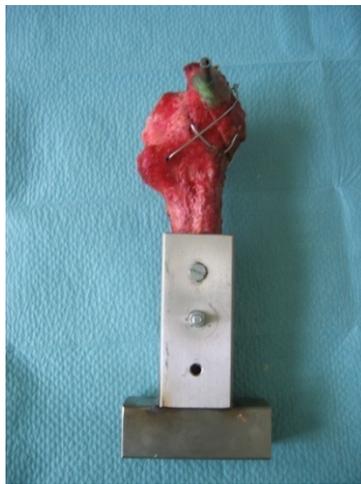


Abbildung 30: Femorale Fixierung mit eingesetztem Femurschaft



**Abbildung 31: Femorale Verankerung in der Materialprüfmaschine
(Beispiel mit Kunstknochen)**

3.4 Versuchsanordnung

Die benutzten Einstellungen im Programm TestXpert Version 8.1 der Firma Zwick, Ulm, wurden aus vorangegangenen Studien (HERSH 1996; MARKOLF 1979) weitgehend übernommen und in einem Prüfprotokoll festgelegt. Die Traversengeschwindigkeit wurde auf 60mm/min, die Haltezeit, die nach jeder erreichten Stufe folgte, auf 0,2sec. festgesetzt.

Der Versuchsablauf bestand aus zwei Teilen (s. Abbildung 32):

1. Zuerst wurde eine zyklische Belastung der Präparate von 100 Zyklen zwischen 200 und 500 N durchgeführt. Es ergaben sich demnach bei diesen 100 Zyklen 200 Haltepunkte an denen die Dislokation mit Hilfe des Videoextensometers gemessen wurde. Kam es zum Ausriss der Trochanterfixation, definiert als Kraftabfall auf unter 80% der bisher wirkenden Kraft, wurde das Präparat als „Versager“ eingestuft und die zyklischen Tests unterbrochen. War am Ende des ersten Versuchsteiles eine Dislokation des Trochanters von mehr als 20mm verzeichnet, wurde das Präparat ebenfalls als Versager eingestuft.
2. Im zweiten Teil des Versuchsablaufs wurde die maximale Ausreißkraft der Präparate, die nicht versagten (im Folgenden: Maximalkraft, F_{max}) bestimmt. Diese wurde definiert als die Kraft, bei der die Trochanterfixation versagte. Das Versagen der Fixation wurde als ein Kraftabfall auf unter 80% der erreichten Maximalkraft festgelegt.

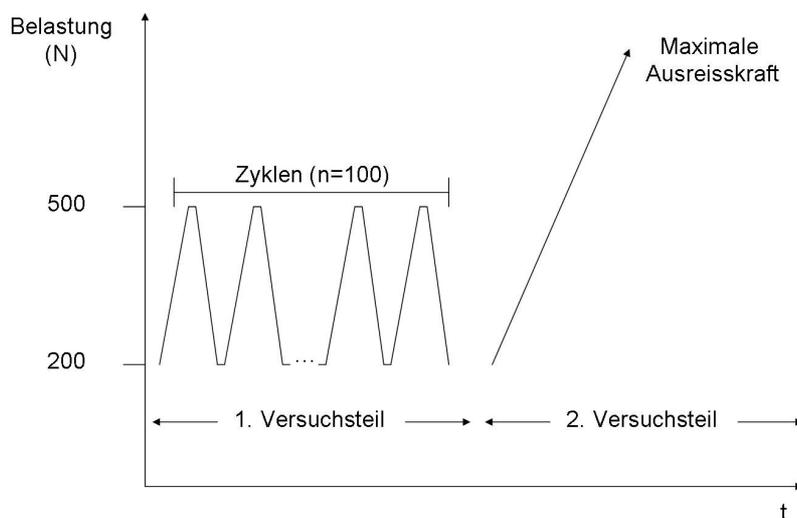


Abbildung 32: Versuchsanordnung

Die Auswertung der Versuche bestand aus drei Teilen. Da im Anschluss an die zyklische Testung die Bestimmung der maximalen Ausreißkraft erfolgte, mussten für die Auswertung diejenigen Präparate, die der zyklischen Belastung standhielten, gesondert betrachtet werden. Sie werden im Folgenden als Gruppe B bezeichnet. Die Gruppe A beinhaltet dagegen alle für die Versuche verwandten Präparate, inklusive derjenigen, welche während des Versuchsteiles der zyklischen Belastung versagten.

Es erfolgte also eine Auswertung der Gruppen A-1, A-2 und A-3 sowie der Gruppen B-1, B-2 und B-3 bezüglich der zyklischen Belastung und der Maximalkraft. Anschließend wurde diesbezüglich ein direkter Vergleich der Femurpaare (entsprechend Tabelle 8) durchgeführt.

3.5 Versuchsauswertung

3.5.1 Datenerfassung

Die Messungen erfolgten mit Hilfe eines Videoextensometers als optisches Messsystem; die Messgenauigkeit betrug 0,0001mm (s. Kap.3.2.2); die Werte wurden auf eine Nachkommastelle gerundet. Die so ermittelten Werte wurden in die im Anhang aufgeführten Tabellen eingetragen.

3.5.2 Auswertung der Ergebnisse / Statistik

Die ermittelten Werte der Dislokation des Trochanters an der Osteotomiefläche während der zyklischen Testung sowie der Testung auf Maximalkraft wurden in Bezug gesetzt zur Refixationsmethode, zur Knochendichte und zum Geschlecht. Es wurden Mittelwert, Standardabweichung, Maximum, Minimum und Median der verschiedenen Parameter in den diversen Untergruppen errechnet. Anschließend wurde eine statistische Auswertung dieser Werte vorgenommen.

In der nachfolgenden Auswertung wurden viele Sachverhalte mit Hilfe von Diagrammen veranschaulicht. Das sog. „Box-and Whisker-Plot“ (Box- und Barthaar-Diagramm) oder auch kurz „Box-Plot“ ist eine gute Methode zur graphischen Darstellung der Werte einer Variablen. Gezeigt wird die Lage und Streuung einer Verteilung. Dieser Diagrammtyp wurde zur Visualisierung der Verteilung der erreichten Maximalkräfte beim Vergleich einzelner Untergruppen verwandt.

Die Dislokation des Trochanters während der zyklischen Belastung wurde mit Hilfe von Balkendiagrammen graphisch dargestellt.

Mithilfe von Kreisdiagrammen wurde die Verteilung der Präparate auf die drei verschiedenen Knochendichteklassen visualisiert.

Die statistische Auswertung wurde mit Hilfe des Programms SPSS via t-Tests, Varianzanalysen sowie Post-Hoc-Tests durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde für die Varianzanalysen bzw. die t-Tests auf 0,05 festgelegt, d.h. bei einem p-Wert $<0,05$ wurde die Hypothese (z.B. Gleichheit der Mittelwerte) abgelehnt – der Unterschied wurde als signifikant bezeichnet. Um bei drei Untergruppen eine Differenzierung zu erhalten, zwischen welchen Gruppen der Unterschied als signifikant gewertet werden musste, wurde ein sog. Post-Hoc-Test durchgeführt.

3.5.3 Darstellung der Ergebnisse

Die Auswertung der Versuche wurde wie folgt dargestellt:

1. Knochendichtemessungen

Ziel war es, die verschiedenen Femora den 3 WHO-Klassen zuzuordnen (s. 3.1.3), um eine differenziertere Auswertung der Versuchsergebnisse zu ermöglichen.

2. Analyse des Verhaltens der Fixationen unter zyklischer Belastung

Ziel war es den Dislokationsgrad der Trochanterfixation zu analysieren, die Versager für die spätere Bestimmung der Maximalkraft von den Nicht-Versagern zu unterscheiden und die Ergebnisse in Abhängigkeit von Knochendichte und Geschlecht darzustellen.

3. Analyse der Maximalkraft (Gruppe A)

Ziel war es, die erreichte Maximalkraft aller Präparate zu bestimmen (Gruppe A; also auch der o.a. „Versager“ unter zyklischer Belastung) und die Ergebnisse in Abhängigkeit von Knochendichte und Geschlecht darzustellen. Hierbei wurde die Kraft als Maximalkraft dokumentiert, bei der die Fixation versagte, auch wenn während der zyklischen Testung bereits die Grenze von 500N in vorangegangenen Zyklen erreicht war.

4. Analyse der Maximalkraft (Gruppe B)

Ziel war es, die erreichte Maximalkraft der Präparate zu bestimmen, die nicht unter zyklischer Belastung „versagten“ (Gruppe B) und die Ergebnisse in Abhängigkeit von Knochendichte und Geschlecht darzustellen.

5. Direkter, paarweiser Vergleich der Fixationsmethoden

Ziel war es, der Randomisierung entsprechend (s. Tabelle 8), die Ergebnisse im direkten Vergleich zweier Femurpräparate eines Spenders miteinander zu vergleichen. Dies erfolgte unter der Vorstellung, dass diese Vergleichsmethode eine Darstellung der Ergebnisse zuließ, die unabhängig von Geschlecht und Knochendichte war. In diesem Abschnitt wurden Knochendichte, Verhalten der Fixation unter zyklischer Belastung und Analyse der maximalen Ausreißkraft gesondert dargestellt.

6. Versagensanalyse

Ziel war es, die Ursache und Häufigkeit des Versagens sowohl während der zyklischen Testung, als auch bei Analyse der Maximalkraft darzustellen.

4 Ergebnisse

4.1 Allgemeines

In der Vorstellung der Ergebnisse wurde auf folgende Parameter eingegangen: Knochendichte, Verhalten unter zyklischer Belastung sowie maximale Ausreißkraft und Versagensmodus. Das Versagen der Fixation wurde hierbei als ein Kraftabfall auf unter 80% der erreichten Maximalkraft definiert. Aufgrund der Versuchsanordnung, bei der im Anschluss an eine zyklische Testung die Bestimmung der maximalen Ausreißkraft erfolgte, mussten für die Auswertung der Maximalkraft diejenigen Präparate, die der zyklischen Belastung standhielten, gesondert betrachtet werden. Sie wurden im Folgenden als Gruppe B bezeichnet. So wurde die Maximalkraft in der Gruppe B als $F_{\max}[B]$ bezeichnet, die maximale Ausreißkraft bezogen auf alle Präparate (Gruppe A) als $F_{\max}[A]$. Es ergab sich in der Gruppe B eine andere Verteilung bezüglich der Knochendichte als in der Gruppe A, weshalb im folgenden Kapitel beide Gruppen separat behandelt wurden.

Eine tabellarische Übersicht über die Zuteilung zu den drei Refixationsmethoden, die Einteilung in die Knochendichtekategorien sowie die Ergebnisse der zwei Versuchsteile wurde im Anhang dargestellt (Tabelle 30-Tabelle 35).

4.2 Knochendichte

Einteilung in drei Klassen (nach WHO)

Es wurden 13 Femora der WHO-Klasse 1, 14 der WHO-Klasse 2 und 13 Femora der WHO-Klasse 3 zugeteilt.

Nr	Gr. 1	Gr. 2	Nr	Gr. 1	Gr. 3	Nr	Gr. 2	Gr. 3			
1	M	2	2	8	M	1	1	15	M	2	2
2	M	1	1	9	M	2	2	16	W	3	2
3	W	3	2	10	M	1	1	17	M	3	2
4	W	2	3	11	W	3	3	18	W	3	3
5	W	2	2	12	W	1	1	19	M	1	1
6	M	3	3	13	W	1	1	20	W	2	3
	W	7	3	21	3	14	W	1	2		

Tabelle 9: Zuteilung der Femora zu den drei Knochendichtekategorien

Vergleich der Knochendichte zwischen den zwei Präparaten eines Femurpaares

Es wurden bei 13 Paaren sowie bei den beiden einzelnen Femora beide Präparate eines Paares der gleichen WHO-Klasse zugeordnet, bei sechs Paaren wurden in Folge des unterschiedlichen T-Scores zwischen der rechten und linken Seite die Präparate in unterschiedliche Klassen eingeteilt. Allerdings war aufgrund der festgesetzten Grenze durch die WHO der Unterschied zwischen den T-Scores der einzelnen Paare, die in verschiedene Klassen eingeteilt wurden z.T. kleiner als der Unterschied zwischen einigen Paaren, die in die gleiche Klasse eingeteilt wurden. Im Allgemeinen konnte an beiden Seiten eines Femurpaares von gleichen Voraussetzungen ausgegangen werden – der Unterschied war nicht signifikant ($p=0,305$). Demnach betrachten wir die unter 4.6 dargestellten Ergebnisse des direkten Vergleichs zweier Fixationsmethoden innerhalb eines Paares als zulässig (s. auch 3.4 Versuchsanordnung).

Vergleich der Knochendichte zwischen den einzelnen Versuchsgruppen (Gruppe A)

Die sich durch randomisierte Zuteilung der Femora ergebende Gruppenzuteilung ist in Abbildung 33 dargestellt. Es fand sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Verteilung in den drei Gruppen (Chi-Quadrat-Test: $p=0,482$).

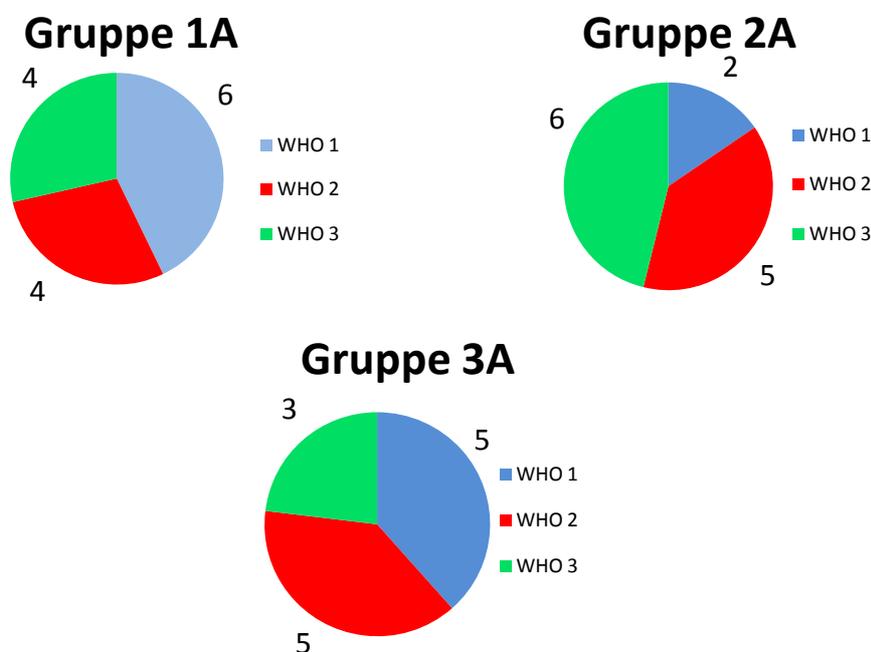


Abbildung 33: Verteilung der Knochendichte (nach WHO-Klassifikation) innerhalb der einzelnen Versuchsgruppen bezogen auf alle Präparate

Vergleich der Knochendichte zwischen den einzelnen Versuchsgruppen (Gruppe B)

Aufgrund von Versagen während der zyklischen Belastung standen für die Testung der Maximalkraft weniger Präparate zur Verfügung. Somit änderte sich auch die Verteilung der WHO-Klassifikation innerhalb der einzelnen Gruppen. Abbildung 34 zeigt die genaue Verteilung an. Im Vergleich zu Gruppe 1B befand sich eine signifikant höhere Anzahl an Präparaten mit geringerer Knochendichte in Gruppe 2B ($p=0,047$).

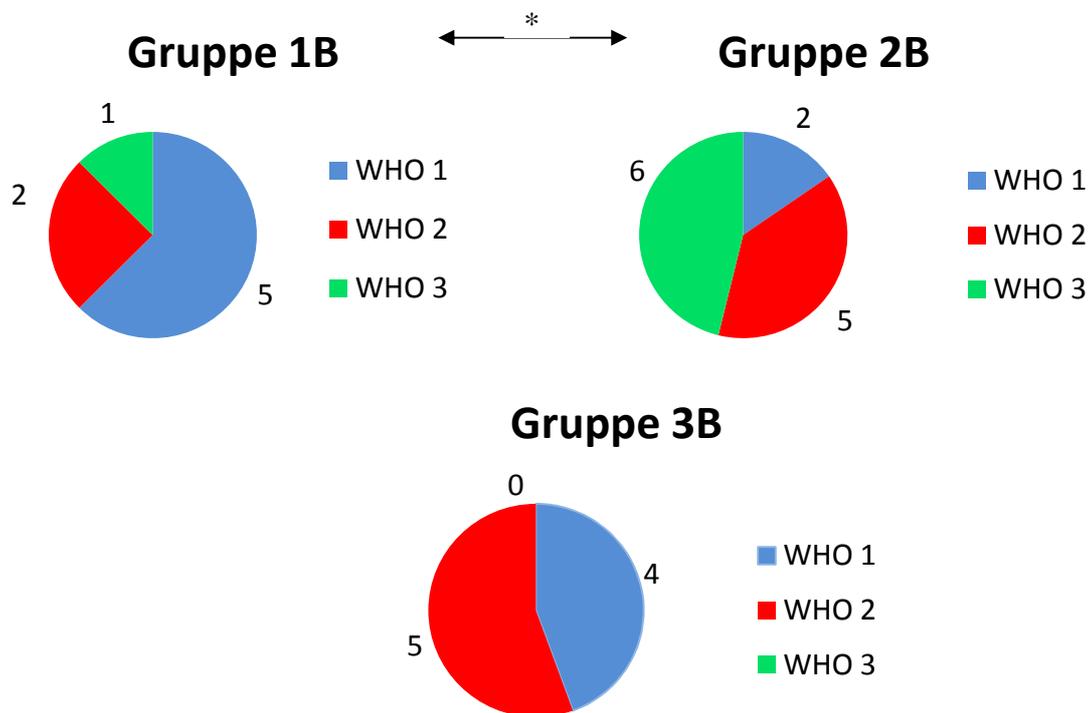


Abbildung 34: Verteilung der Knochendichte (nach WHO-Klassifikation) innerhalb der einzelnen Versuchsgruppen bezogen auf Gruppe B (* = Unterschied signifikant; $p=0,047$)

Vergleich der Knochendichte zwischen männlichen und weiblichen Präparaten

Die Unterschiede bezüglich der Knochendichte zwischen männlichen und weiblichen Präparaten wurden mittels Varianzanalyse (ANOVA) ausgewertet. Tendenziell fand sich eine geringere Knochendichte bei den weiblichen Präparaten. Der Unterschied war jedoch nicht signifikant ($p=0,053$). Beim gruppeninternen Vergleich gab es einen signifikanten Unterschied in Gruppe 2 ($p=0,047$). Bei den Gruppen 1 ($p=0,642$) und 3 ($p=0,215$) waren die Mittelwerte der T-Scores zwischen männlichen und weiblichen Präparaten annähernd gleich (Abbildung 35).

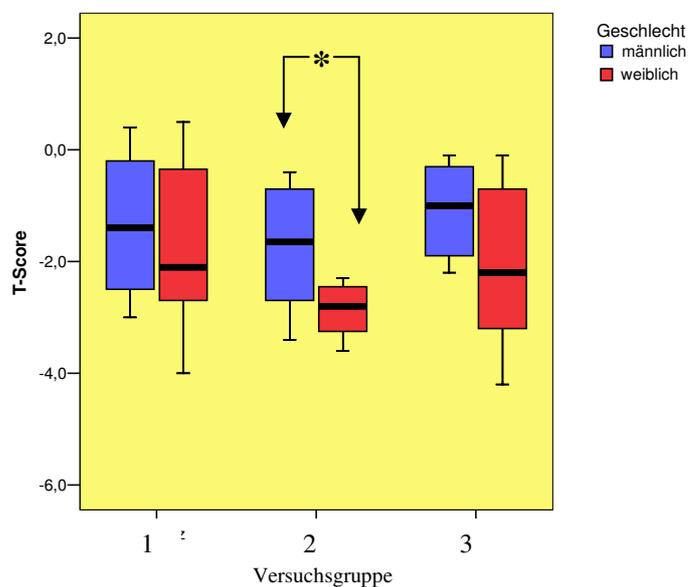


Abbildung 35: Knochendichte (T-Score) der Femora in den unterschiedlichen Versuchsgruppen, männliche und weibliche Präparate gesondert betrachtet (* = Unterschied signifikant, $p = 0,047$).

4.3 Zyklische Belastung

4.3.1 Verhalten unter zyklischer Belastung

Während der zyklischen Testung zeigten alle Präparate eine zunehmende Dislokation im Verlauf des Versuches. Es zeigte sich, dass nach Abschluss der zyklischen Belastung die Gruppe 1A signifikant höhere Dislokationen aufwies, als die Gruppen 2A und 3A ($p=0,001$).

Gruppe	Anzahl (n)	Dislokation der Präparate (mm)	Standardabweichung
1A	14	10,3	3,8
2A	13	6,1	3,4
3A	13	3,8	2,5
Gesamt	40	6,6	4,1

←
←
←
* $p=0,001$

Tabelle 10: Dislokation während der zyklischen Belastung

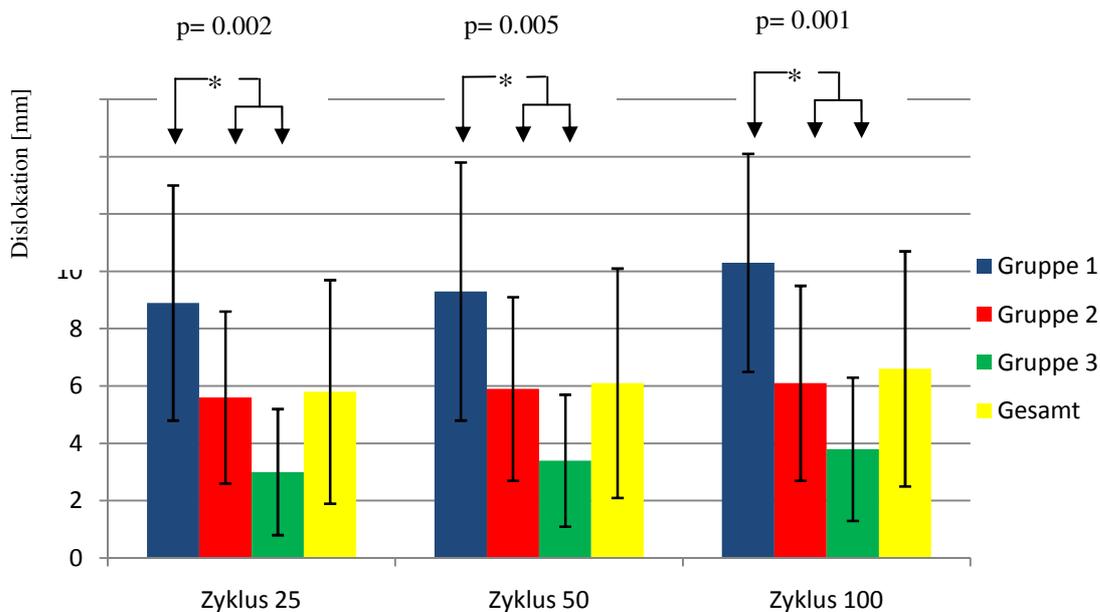


Abbildung 36: Dislokation während der zyklischen Belastung

4.3.2 Versagen unter zyklischer Belastung

Ein Versagen während des ersten Versuchsteiles wurde definiert als Kraftabfall auf unter 80% der bisher wirkenden Kraft bzw. als Dislokation des Trochanter majors über 20mm nach Abschluss der zyklischen Testung. Bei 10 von 40 Präparaten (25%) kam es während der zyklischen Belastung zum Versagen der Fixation. In Gruppe 1A hielten von ursprünglich 14 getesteten Femora nur 8 der zyklischen Belastung stand (57,14%); bei den anderen 6 Präparaten kam es zum Versagen der Fixation. In der Gruppe 2A standen alle 13 Präparaten für die weitere Auswertung zur Verfügung (100%). In Gruppe 3A überstanden 9 von 13 Präparaten die zyklische Belastung (69,23%).

Gruppe	Versagen		Kein Versagen		Gesamt
	Anzahl (n)	Prozent %	Anzahl (n)	Prozent %	
1A	6	42,9	8	57,1	14
2A	0	0	13	100	13
3A	4	30,8	9	69,2	13

Tabelle 11: Anteil der Präparate, welche die zyklische Belastung überstanden (Gruppe B) bzw. derer, deren Fixation versagte

Gruppe	Präparat-Nr	Anzahl Zyklen bei Versagen	Durchschnitt Anzahl Zyklen bei Versagen
1A	2	15	14,7
	3	20	
	4	1	
	5	50	
	7	1	
	11	1	
3A	11	1	9,3
	12	10	
	18	25	
	20	1	

Tabelle 12: Zeitpunkt des Versagens der einzelnen Präparate während der zyklischen Belastung

Dislokation während zyklischer Belastung

Bei allen Präparaten zeigte sich eine zunehmende Dislokation im Verlauf der zyklischen Versuchsreihe. Die Daten nach Zyklus 1, 25, 50 und 100 wurden auf signifikante Unterschiede geprüft. In beiden Gruppen A und B waren die Unterschiede in den Zyklen 25, 50 und 100 zwischen den Versuchsgruppen 1 gegenüber 2 und 3 signifikant. In Gruppe B waren die Unterschiede bereits ab dem ersten Zyklus signifikant, Gruppe 1 dislozierte signifikant mehr als Gruppe 2, diese signifikant mehr als Gruppe 3 ($p = 0,002$). Im weiteren Verlauf war der signifikante Unterschied nur noch in der Gruppe 1 gegenüber den Gruppen 2 und 3 zu sehen (Z25: $p = 0,003$; Z50: $p = 0,005$; Z100: $p = 0,001$).

		Dislokation (mm)			
Gruppe	Anzahl (n)	Zyklus 1	Zyklus 25	Zyklus 50	Zyklus 100
1A	14	15.4 +/- 2.4	8.9 +/- 4.1	9.4 +/- 4.5	10.3 +/- 3.8
2A	13	5.0 +/- 2.8	5.6 +/- 3.0	5.9 +/- 3.2	6.1 +/- 3.4
3A	13	2.2 +/- 1.8	3.0 +/- 2.2	3.4 +/- 2.3	3.6 +/- 2.5
Gesamt	40	7.5 +/- 14.5	5.8 +/- 3.9	6.1 +/- 4.0	6.6 +/- 4.1

Tabelle 13: Dislokation während der zyklischen Belastung bei den Präparaten der Gruppe A

		Dislokation (mm)			
Gruppe	Anzahl (n)	Zyklus 1	Zyklus 25	Zyklus 50	Zyklus 100
1B	8	7.7 +/- 3.6	9.0 +/- 4.4	9.4 +/- 4,5	10.3 +/- 3.8
2B	13	5.0 +/- 2.8	5.6 +/- 3.0	5.9 +/- 3.2	6.1 +/- 3.4
3B	9	2.2 +/- 2.0	3.0 +/- 2.2	3.4 +/- 2.2	3.8 +/- 2.5
Gesamt	30	4.9 +/- 3.4	5.7 +/- 3.9	6.1 +/- 4.0	6.6 +/- 4.1

Tabelle 14: Dislokation während der zyklischen Belastung bei den Präparaten der Gruppe B

Vergleich zwischen den drei Versuchsgruppen getrennt nach Knochendichte-Klasse.

Vergleicht man die Dislokation zwischen den drei Versuchsgruppen in Abhängigkeit von der Knochendichte, so zeigte sich innerhalb der WHO-Klassen 2 und 3 ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Fixationsmethoden. Die Präparate der Gruppe 1A dislozierten während der 100 Zyklen signifikant mehr als die Präparate der Gruppen 2 und 3. Auch zeigte sich in der Knochendichtekategorie WHO 3 bei Gruppe 3, dass keines der Präparate der zyklischen Belastung bis zum Ende standhielt.

WHO 1	Dislokation (mm)							
	Z 1		Z25		Z50		Z 100	
Gruppe	n	mm / SA	n	mm / SA	n	mm / SA	n	mm / SA
1A	6	8.7 +/- 5.0	5	8.3 +/- 5.1	5	8.6 +/- 5.1	5	9.8 +/- 3.9
2A	2	7.0 +/- 5.7	2	7.7 +/- 6.1	2	8.2 +/- 7.0	2	8.7 +/- 7.2
3A	5	3.3 +/- 2.2	4	4.1 +/- 2.9	4	4.5 +/- 3	4	5.0 +/- 3.2
Signifikanz	p= 0,152		p= 0,403		p=0,447		p=0,28	

WHO 2	Dislokation (mm)							
	Z 1		Z25		Z50		Z 100	
Gruppe	n	mm / SA	n	mm / SA	n	mm / SA	n	mm / SA
1A	3	6.9 +/- 1.4	3	8.4 +/- 1.3	2	8.6 +/- 1.8	2	8.8 +/- 1.8
2A	5	3.8 +/- 2.4	5	3.8 +/- 1.2	5	4.0 +/- 1.3	5	4.3 +/- 1.4
3A	5	1.3 +/- 0.7	5	2.1 +/- 0.9	5	2.5 +/- 1.1	5	2.8 +/- 1.4
Signifikanz	p=0,003		p<0,001		p=0,002		p=0,004	

WHO 3	Dislokation (mm)							
	Z 1		Z25		Z50		Z 100	
Gruppe	n	mm / SA	n	mm / SA	n	mm / SA	n	mm / SA
1A	2	47.9 +/- 55.2	1	13.9	1	14.7	1	16.6
2A	6	5.1 +/- 2.0	6	6 +/- 2.6	6	6.4 +/- 2.7	6	6.5 +/- 2.8
3A								
Signifikanz	p= 0,134		p=0,04		p=0,035		p=0,025	

Tabelle 15: Dislokationen während der zyklischen Belastung in den einzelnen Gruppen, getrennt nach Knochendichtekategorie

4.4 Maximale Ausreißkraft in den Gruppen 1A, 2A und 3A

Vergleicht man die Mittelwerte der erreichten Maximalkraft der drei Versuchsgruppen miteinander, so ergab sich hier kein signifikanter Unterschied. Zwischen den Gruppen 2A und 3A war der Unterschied minimal (Tabelle 16 + Abbildung 37).

Gruppe	n	Maximale Ausreißkraft (N)	Standardabweichung
1A	14	657,7	+/- 243,2
2A	13	867,4	+/- 214,6
3A	13	804,4	+/- 410,3
Gesamt	40	773.5	+/- 306.2

Tabelle 16: Maximalkraft in den Versuchsgruppen der Gruppe A

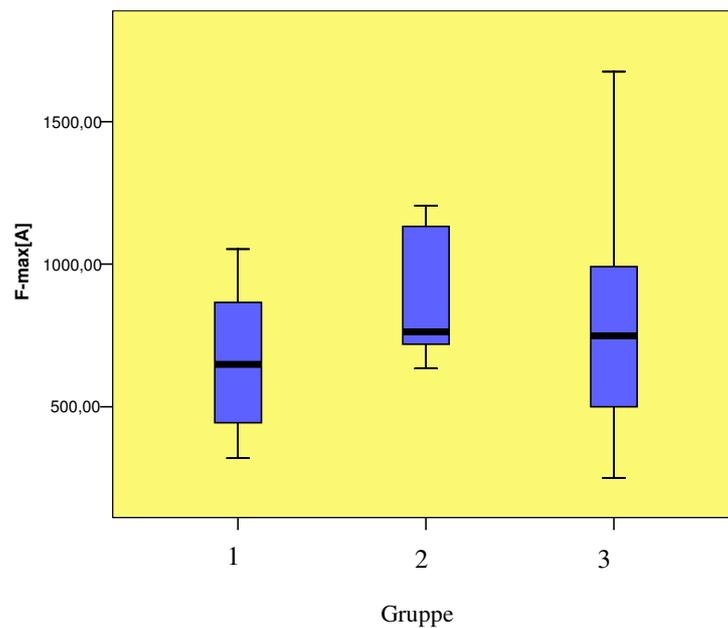


Abbildung 37: Vergleich der F-max[A] in den drei Versuchsgruppen.

Maximale Ausreißkraft getrennt nach Knochendichte-Klassen (Gruppe A).

Gruppe 1A	N	Ausreißkraft (N)	SD
WHO 1	6	779.8	191.9
WHO 2	4	648.6	263.4
WHO 3	4	428.6	172.5

Tabelle 17: Maximalkraft in Gruppe 1A in Abhängigkeit von der Knochendichte

Gruppe 2A	N	Ausreißkraft (N)	SD
WHO 1	2	936.6	298.7
WHO 2	5	925.2	214.2
WHO 3	6	796.3	211.3

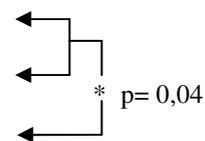
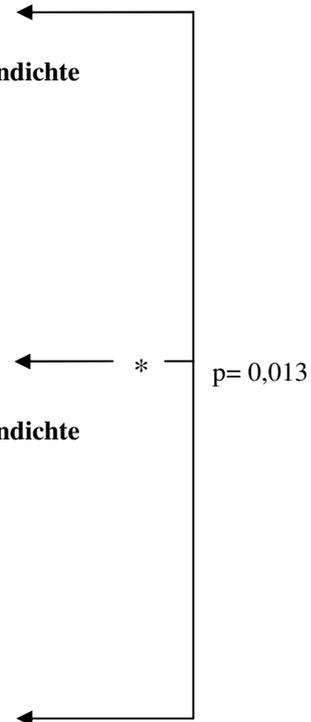
Tabelle 18: Maximalkraft in Gruppe 2A in Abhängigkeit von der Knochendichte

Gruppe 3A	N	Ausreißkraft (N)	SD
WHO 1	5	908.2	453.2
WHO 2	5	982.0	267.4
WHO 3	3	335.2	141.9

Tabelle 19: Maximalkraft in Gruppe 3A in Abhängigkeit von der Knochendichte

Gruppe A gesamt	N	Ausreißkraft (N)	SD
WHO 1	13	853.3	310.4
WHO 2	14	851.9	275.9
WHO 3	13	589.1	278.2

Tabelle 20: Maximalkraft in Gruppe A in Abhängigkeit von der Knochendichte ohne Zugehörigkeit zu einer Versuchsgruppe



Jene Femora mit einer niedrigen Knochendichte (WHO-Klasse 3) erreichten eine signifikant geringere maximale Ausreißkraft als Knochen der WHO-Klassen 1 und 2 ($p=0,04$) (Abbildung 38). Innerhalb der einzelnen Versuchsgruppen zeigte sich dieser Unterschied am deutlichsten in der Gruppe 3A ($p=0,059$), ebenfalls in der Gruppe 1A ($p=0,118$) und nur wenig ausgeprägt in der Gruppe 2A ($p=0,583$) (Abbildung 39). Auch im Vergleich der drei

Versuchsmethoden innerhalb einer Knochendichteklasse ließen sich Verschiedenheiten differenzieren. Während sich in den WHO-Klassen 1 ($p=0,761$) und 2 ($p=0,119$) die Abweichungen bezüglich der unterschiedlichen Maximalkraft gering hielten, so zeigte sich in der WHO-Klasse 3 eine signifikant höhere Maximalkraft in Gruppe 2A als in den Gruppen 1A und 3A ($p=0,013$).

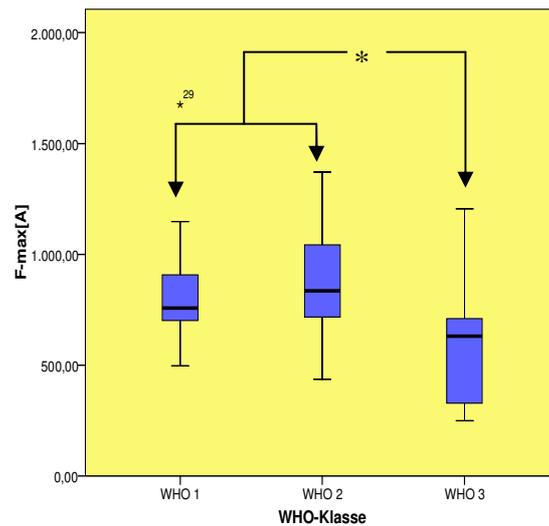


Abbildung 38: Vergleich der F-max[A] in Abhängigkeit von der Knochendichte; (* = signifikanter Unterschied $p=0,04$)

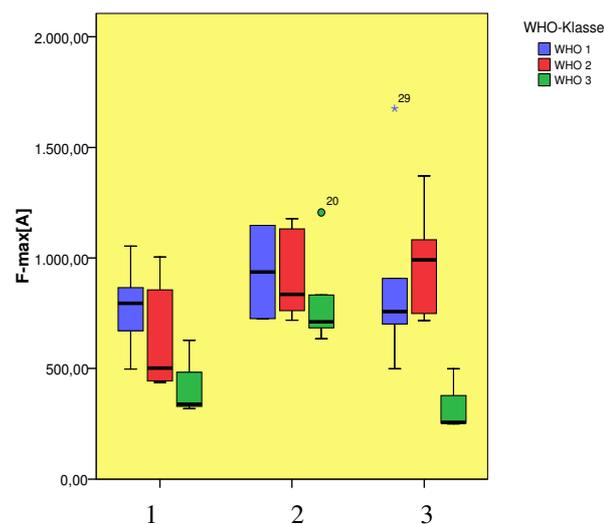


Abbildung 39: Vergleich der F-max[A] in den drei Versuchsgruppen in Abhängigkeit von der Knochendichte.

Maximale Ausreißkraft getrennt nach Geschlechtern (Gruppe A).

Gruppe		N	Ausreißkraft (N)	SD
1A	männlich	6	784.9	221.6
	weiblich	8	562.2	224.5
2A	männlich	6	1003.8	253.7
	weiblich	7	750.6	62.6
3A	männlich	6	1121.5	349.3
	weiblich	7	532.6	219.6
Gesamt	männlich	18	970.1	299.8
	weiblich	22	612.7	202.8

← p= 0.003

← p< 0.001

Tabelle 21: Maximale Ausreißkraft in Abhängigkeit vom Geschlecht in den einzelnen Versuchsgruppen

Es zeigte sich hochsignifikant ($p < 0,001$), dass die maximale Ausreißkraft bei den weiblichen Präparaten geringer war als bei den männlichen Femora – besonders ausgeprägt war der ebenfalls signifikante Unterschied in Gruppe 3A ($p = 0,003$). Aber auch in den Gruppen 1A ($p = 0,09$) und 2A ($p = 0,058$) war das frühere Versagen der weiblichen Präparate offensichtlich. Umgekehrt zeigte sich innerhalb der männlichen Präparate kaum ein Unterschied zwischen den drei Versuchsgruppen ($p = 0,142$), wohingegen innerhalb der Ergebnisse der weiblichen Versuchsobjekte klar erkennbar war, dass die Methoden 1A und 3A geringere Maximalkräfte aufweisen als die Methode 2A ($p = 0,084$) (Abbildung 40).

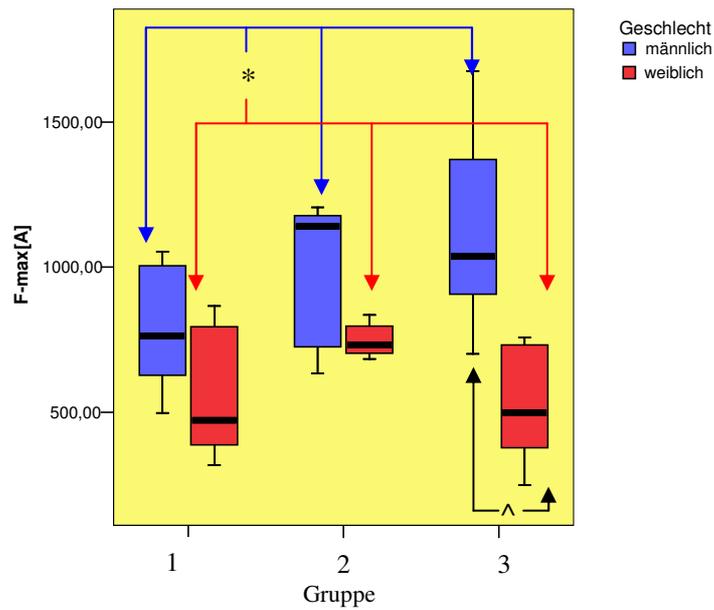


Abbildung 40: Vergleich der F-max[A] in den drei Versuchsgruppen in Abhängigkeit vom Geschlecht (*/^ Unterschiede signifikant, * $p < 0,001$; ^ $p = 0,003$).

4.5 Maximale Ausreißkraft in den Gruppen 1B, 2B und 3B

Unterschiede zwischen der maximalen Ausreißkraft in den drei Versuchsgruppen.

Es bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen ($p=0,353$).

Gruppe	N	Maximale Ausreißkraft (N)	Standardabweichung
1B	8	833,5	+/-151,7
2B	13	841,6	+/-201,9
3B	9	994,6	+/-335,5
Gesamt	30	896,6	+/-245,2

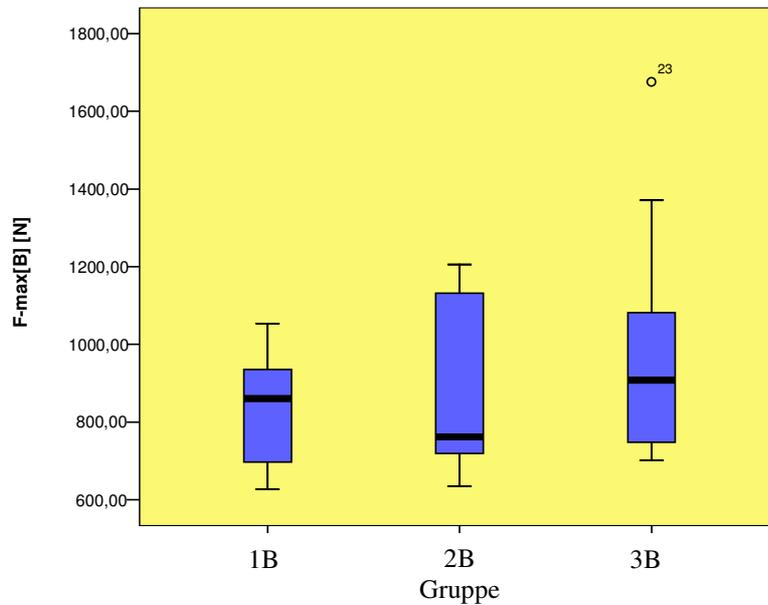


Abbildung 41: Boxplot-Diagramm zum Vergleich der F-max[B] der drei Versuchsgruppen; (die Beschriftung des „Ausreißers“ entspricht der internen Präparatenummer im Rahmen einer fortlaufenden Nummerierung der Femora während der Versuchsreihe)

Maximale Ausreißkraft getrennt nach Knochendichte-Klasse.

Gruppe 1B	N	Ausreißkraft (N)	SD
WHO 1	5	836.1	149.1
WHO 2	2	930.0	105.4
WHO 3	1	627.4	

Tabelle 22: Maximalkraft in Gruppe 1B in Abhängigkeit von der Knochendichte

Gruppe 2B	N	Ausreißkraft (N)	SD
WHO 1	2	936.6	298.7
WHO 2	5	925.2	214.2
WHO 3	6	796.3	211.3

Tabelle 23: Maximalkraft in Gruppe 2B in Abhängigkeit von der Knochendichte

Gruppe 3B	N	Ausreißkraft (N)	SD
WHO 1	4	1010.4	452.0
WHO 2	5	982.0	267.4
WHO 3	0		

Tabelle 24: Maximalkraft in Gruppe 3B in Abhängigkeit von der Knochendichte

Gruppe B gesamt	N	Ausreißkraft (N)	SD
WHO 1	11	917.8	293.3
WHO 2	12	949.7	211.0
WHO 3	7	772.2	203.1

Tabelle 25: Maximalkraft in Gruppe B in Abhängigkeit von der Knochendichte ohne Zugehörigkeit zu einer Versuchsgruppe

Sowohl zwischen den drei Knochendichteklassen innerhalb einer Versuchsgruppe ($p=0,304$ - $p=0,583$) sowie auch zwischen den drei Versuchsgruppen bei Betrachtung der gleichen Knochendichtekategorie ($p=0,493$ - $0,920$) ergab sich kein signifikanter Unterschied in der erreichten Maximalkraft (Tabelle 22-Tabelle 25; Abbildung 42).

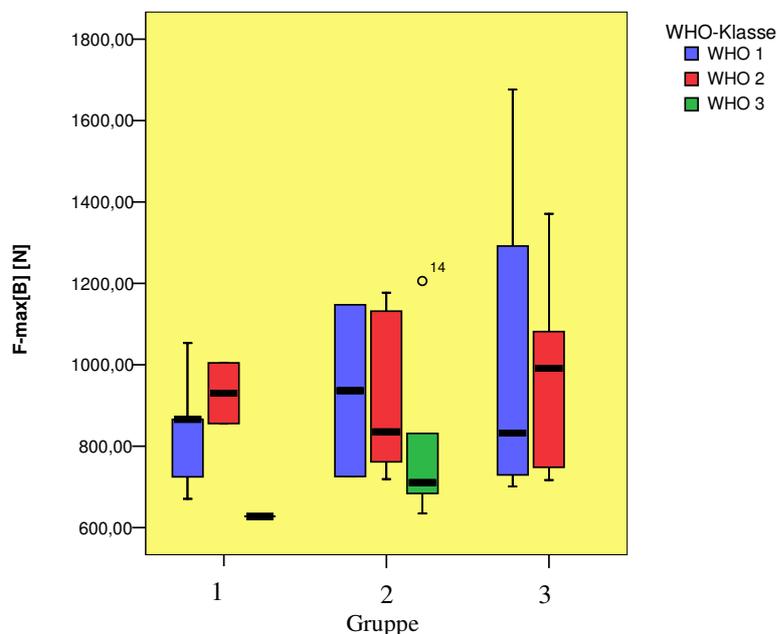


Abbildung 42: Boxplot-Diagramm zum Vergleich der Maximalkräfte der drei Versuchsgruppen in Abhängigkeit von der Knochendichte. Zu beachten ist, dass bei Gruppe 3 in der WHO-Klasse 3 keine Präparate mehr zur Verfügung standen.

Maximale Ausreißkraft in Abhängigkeit vom Geschlecht.

Vergleicht man die Maximalkraft in Abhängigkeit vom Geschlecht, so wiesen die weiblichen Präparate hochsignifikant niedrigere Werte auf als die männlichen ($p=0,004$) – unabhängig von der Art der Fixierung. Der größte Unterschied zeigte sich hier in der Gruppe 3B ($p=0,044$), Die Unterschiede sind in den Gruppen 1B ($p=0,850$) deutlich und 2B ($p=0,058$) nur knapp nicht signifikant (Abbildung 43).

Gruppe		N	Ausreißkraft (N)	SD
1B	männlich	5	842.3	191.6
	weiblich	3	818.8	81.7
2B	männlich	6	1003.8	253.7
	weiblich	7	750.6	62.6
3B	männlich	6	1121.5	349.3
	weiblich	3	740.9	21.1
Gesamt	männlich	17	998.0	284.1
	weiblich	13	764.1	64.3

← * p=0,044
 ← * p=0,004

Tabelle 26: Maximale Ausreißkraft in Abhängigkeit vom Geschlecht in den einzelnen Versuchsgruppen

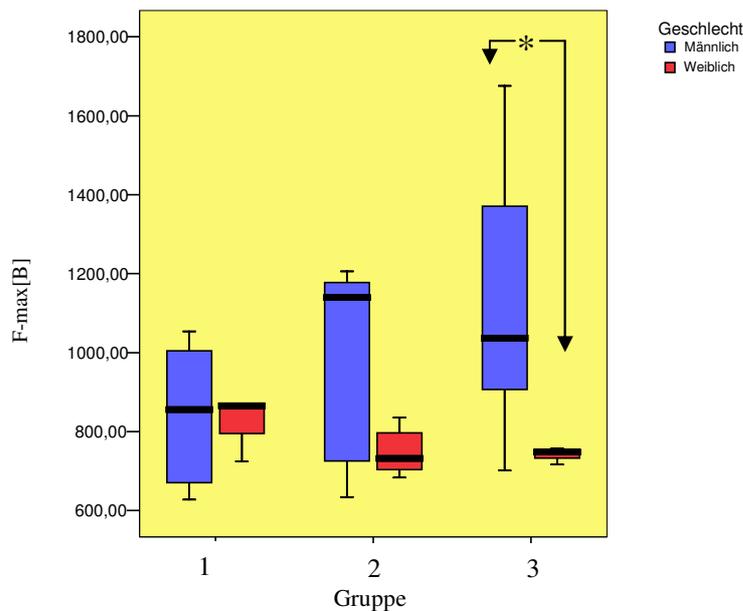


Abbildung 43: Boxplot-Diagramm zum Vergleich der Maximalkräfte in Abhängigkeit vom Geschlecht (* = Unterschied signifikant, $p= 0,044$)

4.6 Direkter Vergleich zweier Femora eines Paares

Aufgrund der Versuchsanordnung, bei der die beiden Femora einer Leiche zwei verschiedenen Versuchsmethoden zugeordnet wurden (s. Tabelle 8), war es möglich, die Methoden direkt miteinander zu vergleichen. Die statistische Auswertung wurde mittels eines Tests bei gepaarten Stichproben durchgeführt.

1. Knochendichte

Bei der Analyse der Knochendichte zeigte sich, dass zwischen dem T-Score der rechten Seite eines Femurpaares und dem der linken Seite kein Unterschied bestand ($p=0,305$). Es konnte also von gleichen Voraussetzungen ausgegangen werden. Für die Zuteilung zu den WHO-Klassen vgl. Tabelle 8.

2. Dislokation

		Dislokation (mm)			
Gruppe	Anzahl Paare (n)	Zyklus 1	Zyklus 25	Zyklus 50	Zyklus 100
1A vs. 2A	6	24.5 +/- 35.0 3.5 +/- 1.8	9.8 +/- 3.6 4.4 +/- 2.2	11.0 +/- 5.2 4.6 +/- 2.2	11.8 +/- 6.1 4.7 +/- 1.8
1A vs. 3A	7	7.8 +/- 4.2 2.8 +/- 2.2	8.5 +/- 4.6 3.5 +/- 2.9	8.8 +/- 4.6 3.9 +/- 3.0	9.8 +/- 3.5 4.2 +/- 3.2
2A vs. 3A	6	6.9 +/- 2.9 1.6 +/- 1.0	7.3 +/- 3.6 2.4 +/- 0.8	7.7 +/- 4.0 2.7 +/- 0.9	8.2 +/- 4.3 3.1 +/- 1.2

Tabelle 27: Direkter Vergleich der drei Versuchsgruppen bezüglich der Dislokation während der zyklischen Belastung

Vergleich Gruppen 1A vs. 2A

Bezüglich der Dislokation während der zyklischen Belastung zeigte die Methode 1 schlechtere Ergebnisse. Nach 25 Zyklen z.B. war der Unterschied nur knapp nicht signifikant ($p=0,063$).

Vergleich Gruppen 1A vs. 3A

Beim Vergleich der Dislokationen während der zyklischen Belastung ließ sich schon nach Ablauf des ersten Zyklus eine Tendenz dahingehend erkennen, dass die Präparate der Versuchsgruppe 3A eine geringere Dislokation aufwiesen ($p=0,072$). Nach Zyklus 100 war der Unterschied nur knapp nicht signifikant ($p=0,052$).

Vergleich Gruppen 2A vs. 3A

Im Vergleich der Gruppen 2A und 3A war die Dislokation während der zyklischen Belastung bei der Gruppe 2 ausgeprägter. Die unterschiedlichen Dislokationen, die nach Ablauf des ersten Zyklus etwa das Fünffache und bei erreichter Maximalkraft immer noch über das Doppelte betragen, waren bei Versuchsbeginn hochsignifikant ($p=0,019$) und im weiteren Verlauf als entsprechende Tendenz erkennbar.

3. Maximale Ausreißkraft

Vergleich	Gruppe	Ausreißkraft (N)	SD
1A vs. 2A	1A	539,9	184,2
	2A	854,7	225,0
1A vs. 3A	1A	789,2	241,2
	3A	804,4	447,8
2A vs. 3A	2A	910,8	225,1
	3A	804,3	404,2

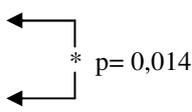


Tabelle 28: Direkter Vergleich der maximalen Ausreißkraft zwischen Versuchspaaren der drei Gruppen

Vergleich Gruppen 1A vs. 2A

Vergleicht man die Femurpaare, von denen ein Femur mit der Methode 1 getestet wurde, das andere mit der Methode 2, so ergeben sich signifikant höhere Maximalkräfte in der Gruppe 2 ($p=0,014$) (Abbildung 44).

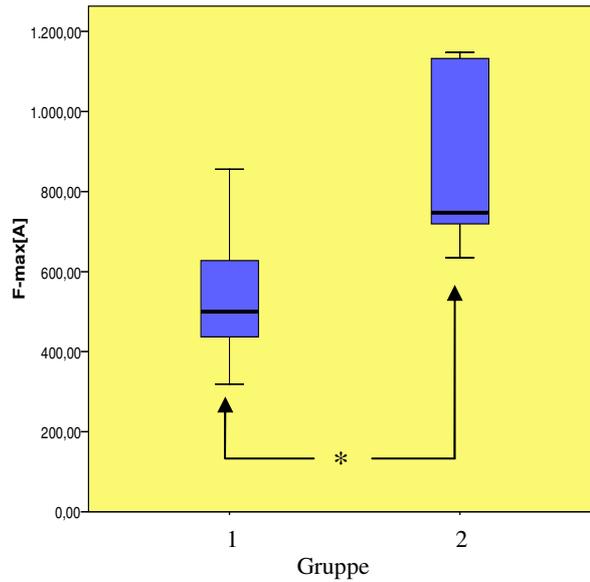


Abbildung 44: Direkter Vergleich der maximalen Ausreißkraft zwischen Versuchspaaren der Gruppen 1 und 2; *= signifikanter Unterschied ($p=0,014$)

Vergleich Gruppen 1A vs. 3A

Die erreichte Maximalkraft zeigte bei direktem Vergleich der Gruppen 1A und 3A keinen signifikanten Unterschied ($p=0,931$) (Abbildung 45).

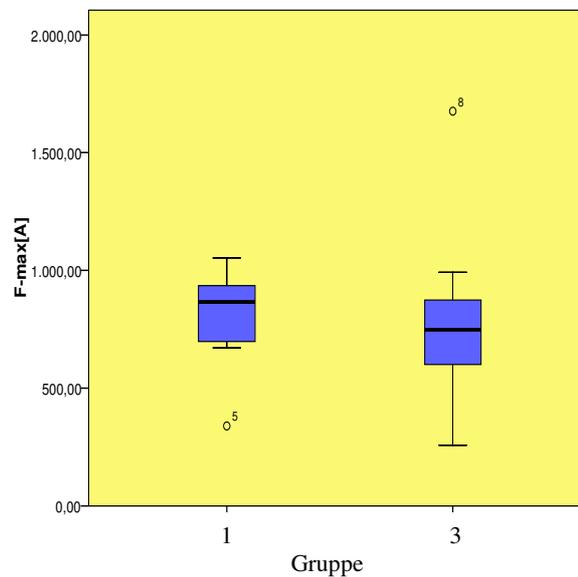


Abbildung 45: Direkter Vergleich der maximalen Ausreißkraft zwischen Versuchspaaren der Gruppen 1A und 3A.

Vergleich Gruppen 2A vs. 3A

Vergleich man die Gruppen 2A und 3A miteinander, so ergab sich eine geringfügig höhere erreichte Maximalkraft in der Gruppe 2 ($p= 0,435$) (Abbildung 46).

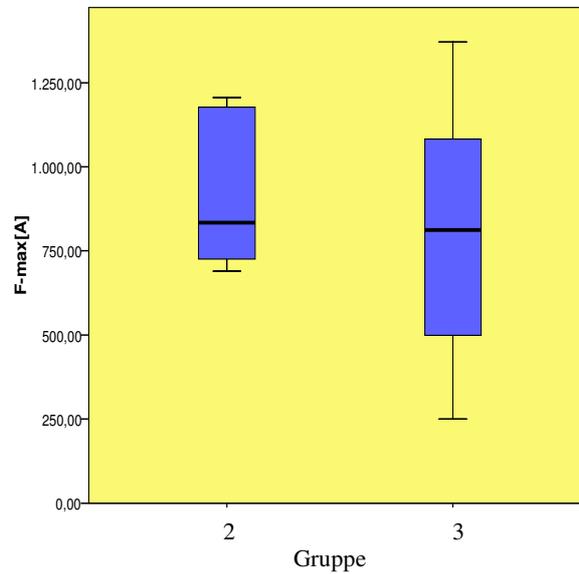


Abbildung 46: Direkter Vergleich der maximalen Ausreißkraft zwischen Versuchspaaren der Gruppen 2A und 3A.

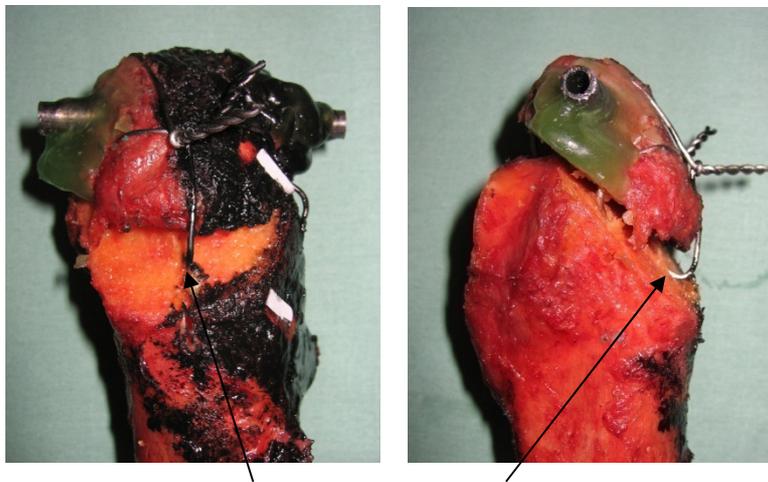
4.7 Versagensmodus

Bei der Betrachtung des Versagensmodus wurde unterschieden zwischen Cerclagefehlern (Cerclagenbruch oder Versagen aufgrund Durchschneiden der Cerclagen durch die ossäre Verankerung), Trochanterbruch bzw. Ausreißen der Bohrhülse aus dem Trochanter major sowie dem Einbruch der Osteotomiefläche.

Ursache	Cerclagenbruch	Durchschneiden durch		Trochanterbruch/ Ausriss Bohrhülse	Einbruch Osteotomiefläche
		Kortikalis	Tr. minor		
1	1	13		(3)	
2		5 (+5)		8	
3			2	3	8

Tabelle 29: Versagensursachen in den drei Versuchsgruppen. Zusätzliche Faktoren, welche jedoch nicht ursächlich für das Versagen verantwortlich sind wurden in Klammern hinzugefügt.

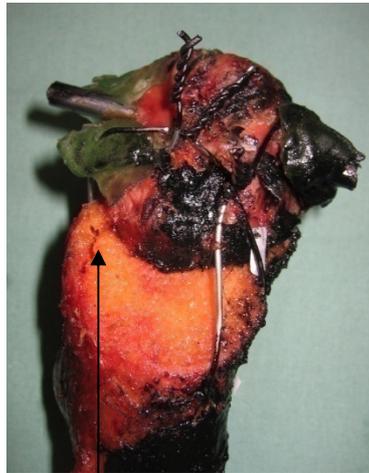
In Gruppe 1 hielten von den 14 Präparaten acht der zyklischen Belastung stand, sechs versagten und konnten keiner maximalen Ausreißkraft unterzogen werden. Alle 14 Refixationen versagten aufgrund von Cerclagefehlern. Einmal brach der Draht einer Cerclage. In 13 Fällen schnitten sich die 1,2mm dünnen Drahtcerclagen durch die Kortikalis. Hierbei war in 10 Fällen nur die medio-laterale Cerclage betroffen, in 2 Fällen nur die anterior-posteriore und in einem Fall beide Cerclagen (Abbildung 47). Bei drei Präparaten versagte zusätzlich die Verankerung am trochantären Fragment – die eingebrachte Bohrhülse brach aus.



Mediolaterale Cerclage,
lateral Kortikalis durchschnitten.

Abbildung 47: Gruppe 1: Versagen aufgrund Durchschneiden der Kortikalis durch die medio-laterale Cerclage.

In Gruppe 2, welche ohne Verluste für den zweiten Versuchsteil zur Verfügung stand, war in acht Fällen die Bohrhülse verbogen und ausgerissen bzw. der Trochanter gebrochen. Die Cerclagen waren hier in 3 Fällen vollständig intakt, in den anderen 5 Fällen hatte sich die posteriore Cerclage bereits durch die Kortikalis geschnitten. In den anderen 5 Fällen war die Versagensursache alleine durch das Durchschneiden der Cerclagen durch die Kortikalis am Trochanter major bzw. am femoralen Kompartiment begründet – 4 mal im posterioren Bereich, einmal im anterioren (Abbildung 48).



Posteriore medio-laterale Cerclage, laterale femorale Kortikalis durchschnitten

Abbildung 48: Gruppe 2: Versagen aufgrund Durchschneiden der Kortikalis durch die posteriore medio-laterale Cerclage

In Gruppe 3 zeigte sich, dass von den 13 verwandten Präparaten nur in zwei Fällen das Kabelsystem die Kortikalis des Femurs am Trochanter minor durchschnitt und aufgrund der hierdurch bedingten Lockerung der Refixation das System versagte. In drei Fällen war die trochantäre Verankerung bzw. der Trochanter selbst gebrochen, die Refixation war hierbei jedoch intakt. Bei den verbleibenden acht Versuchsobjekten war jeweils die femorale Osteotomiefläche eingebrochen und der Trochanter nach medial abgekippt (Abbildung 49).

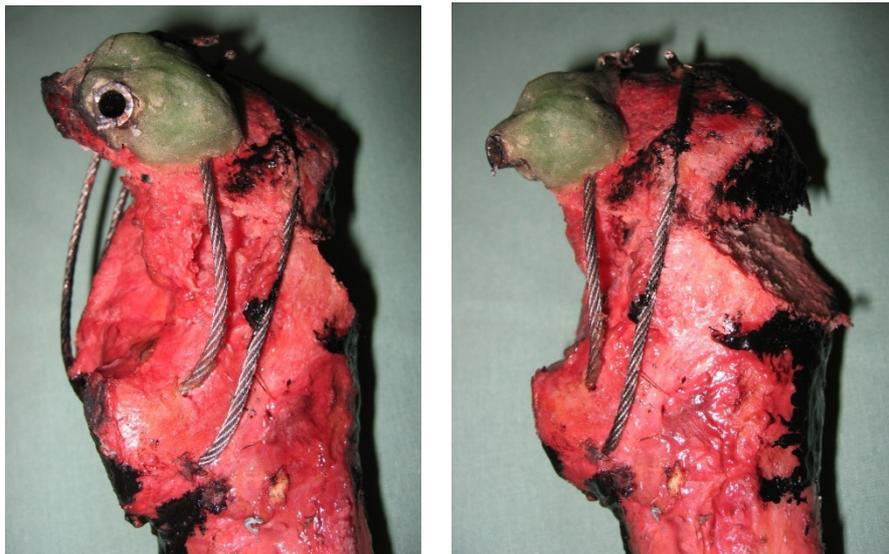


Abbildung 49: Gruppe 3: Versagen aufgrund Einbruch der femoralen Osteotomiefläche und Abkippen des Trochanter majors nach medial.

5 Diskussion

5.1 Allgemeines

Zur Refixation des Trochanter majors nach Trochanterosteotomie werden in der Literatur verschiedene Methoden angegeben. Grundsätzlich sind 4 Prinzipien üblich: 1. Fixation mittels mehrerer Drahtcerclagen, 2. Fixation mit dem Cable-wire-System (Cable wire oder Cable Grip System), 3. Fixation über Plattenosteosynthese, 4. Fixation mittels Schrauben bzw. 5. Kombinationen aus o.g. Fixationsmethoden (CHARNLEY 1964; HAMADOUCHE 2003; 2004; KUMAR 2001) (s. Kap. 2.2.3, S. 25).

Es finden sich in der Literatur viele klinische Studien zu unterschiedlichen Arten der Trochanterosteotomie bzw. zu verschiedenen Refixationen nach Trochanterosteotomien, die v.a. Komplikationen und postoperative Probleme wie fehlende knöcherne Einheilung und damit verbunden Dislokation und Schmerzen bei Bursitiden untersuchen (BAL 1998; COURPIED 1991; HAWKINS 2000; JENSEN 1986; LANGLAIS 1995; LANGLAIS 2003; NERCESSIAN 1996; NICHOLSON 2001; SCHUTZER 1988; VINCIGUERRA 1993; YOUNGER 1995).

Biomechanische Studien, welche verschiedene Refixationemethoden an humanen Kadaverfemora testen, sind nicht so zahlreich zu finden. Markolf et al. haben in ihrer Studie 5 verschiedene Methoden, u.a. auch die Methode nach Amstutz getestet und miteinander verglichen. Hierbei führten sie zunächst 3 Zyklen mit einer Belastung von 27kg durch und werteten die Dislokation des Trochanter majors aus, bevor sie die Refixation einer maximalen Ausreißkraft aussetzten (MARKOLF 1979). Ein direkter Vergleich zwischen der Studie von Markolf et al. und unseren Versuchen ist jedoch nicht möglich, da die wirkende Zugkraft bei Markolf et al. in Kilogramm und nicht in Newton angegeben wird.

Hersh et al. haben in ihrer Studie 19 Präparate in drei Gruppen unterteilt und Refixationen mit Drahtcerclagen, Cable wire und dem Cable Grip System gegeneinander getestet und dabei die maximale Ausreißkraft, die Dislokation des Trochanters sowie die Kraft bei bestimmten Dislokationsausmaßen ausgewertet. Eine zyklische Testung fand hier nicht statt (HERSH 1996).

In der klinischen Studie von MacDonald et al. (MACDONALD 2003) zeigte sich in den postoperativen Follow-ups eine signifikant ($p=0,025$) höhere Dislokation bei Refixationen

durch Drahtcerclagen (2,8mm) als durch Kabel (0,3mm). Es handelte sich jedoch um eine Studie nach Durchführung von erweiterten Trochanterosteotomien, bei denen die Refixation biomechanisch einer anderen Belastung ausgesetzt ist als bei Standard- oder Trochanter-Flip-Osteotomien, so dass ein direkter Vergleich mit unseren Ergebnissen fraglich ist.

5.2 Material

5.2.1 Femora

Um die realen Gegebenheiten mit den Versuchsvoraussetzungen bestmöglich vergleichen zu können, wurden humane Femora verwandt, die keiner chemischen Fixierung unterzogen, sondern direkt nach Entnahme bei unter -30°C tiefgekühlt aufbewahrt wurden. Zwar wären z.B. Schweineknochen einfacher und in größerer Anzahl zu beschaffen gewesen und hätten desweiteren alle durch das gleiche biologische Alter eine annähernd homogene Knochenstruktur aufgewiesen, jedoch entspräche die Knochenstruktur porkiner Präparate wahrscheinlich eher derjenigen von jungen Erwachsenen, also nicht der Altersgruppe, bei der häufig Trochanterosteotomien notwendig werden. Auch die uneingeschränkte Übertragbarkeit der Ergebnisse der Materialprüfung auf die Verhältnisse des humanen Knochens wäre zu diskutieren. Betrachtet man die in der Literatur beschriebenen Knochenmodelle, so ist es durchaus üblich, die Prüfung von Refixationsmethoden nach Trochanterosteotomien an humanen Femora durchzuführen (HERSH 1996; MARKOLF 1979; PLAUSINIS 2003).

Bei unseren Präparaten erwiesen sich die Unterschiede in Geschlecht und Knochendichte zwischen den einzelnen Präparaten mithilfe der statistischen Auswertung als nicht signifikant.

Bei der Bestimmung der Knochendichte ist zu beachten, dass aufgrund des fehlenden Weichteilmantels um das jeweilige Femur wahrscheinlich kein realer T-Score bestimmt wird. Da allerdings die Knochendichte aller Femora auf dieselbe Art und Weise ermittelt wird, sind die erhaltenen Ergebnisse miteinander vergleichbar und eine Tendenz bezüglich normal, osteopen oder osteoporotisch entsprechend erkennbar.

5.2.2 Cerclagen

Für die Refixation des Trochanter majors wurden in Gruppe 1 zwei, in Gruppe 2 drei Drahtcerclagen mit einer Dicke von jeweils 1,2mm verwandt. Durch die geringe Dicke der Drähte erhielt man eine ausgeprägte Flexibilität, so dass eine optimale Anpassung an die Knochenkontur erreicht sowie das Spannen der Cerclagen einfach durchgeführt werden konnte. Nachteilig wirkte sich die geringe Dicke allerdings auf die Stabilität aus. So konnte die Kortikalis und v.a. die weiche Spongiosa dem hohen Druck der dünnen Drähte nicht standhalten – einmal „den Halt verloren“ schnitten sich die Drahtcerclagen ganz leicht durch den restlichen Knochen.

Im Gegensatz dazu stand das Cable Wire System der Gruppe 3. Hier wurden 2,0mm Drahtkabel verwandt, die sowohl Stabilität als auch Flexibilität versprachen. Aufgrund des Aufbaus des Systems, welches aus 49 verschiedenen dünnen Drähten besteht (s. Material und Methodik Kap. 3.3.2.3), wurde die gewünschte Flexibilität erreicht, die für eine optimale Anpassung an die vorgegebene Knochenkontur nötig war. Dennoch wiesen die Dall-Miles Kabel eine Dicke von 2mm auf, sodass das Risiko des Durchschneidens der Kortikalis deutlich geringer war. Die Befestigung erfolgte lediglich durch den Trochanter minor, was zwar den Vorteil der geringeren Invasivität aber auch den Nachteil der eingeschränkten Verankerung mit sich führte. Rissen die Drahtkabel an dieser Stelle aus oder brach die femorale Osteotomiefläche ein, so gab es keine weitere Fixierung weder am femoralen noch am trochantären Fragment – die Fixation versagte.

5.3 Methodik

Versuchsaufbau und Durchführung

In vorangegangenen Studien (HERSH 1996; MARKOLF 1979) wurde die Osteotomie in einem Winkel von 45° zur Femurlängsachse durchgeführt. Je nach Präparat bedeutet dies jedoch, dass hierbei nicht der gesamte Trochanter sondern lediglich die Trochanterspitze osteotomiert werden kann – vergleichbar mit einer Standard-Trochanter-Osteotomie. Aufgrund dessen wurde die Osteotomie nicht bei 45°, sondern bei 35° durchgeführt, um bei allen zur Verfügung stehenden Präparaten den Trochanter major vollständig zu osteotomieren. Um gewährleisten zu können, dass die Zugrichtung parallel zur Osteotomiefläche verläuft, wurde die Einstellung so gewählt, dass nicht in einem Winkel von 45° am osteotomierten Trochanter gezogen wurde, sondern auch hier wurde der Winkel von 35° übernommen. Plausinis et al. behaupteten, dass der exakte Winkel der Osteotomie unwichtig sei; der Winkel für die durchzuführende Osteotomie sollte – vergleichbar einer Operationssituationen – anhand der wichtigen Weichteilansätze festgelegt werden und die Kraftrichtung winkelunabhängig parallel zur Osteotomiefläche gesetzt werden (PLAUSINIS 2003).

Die Trochanterosteotomie wurde in einer Ebene durchgeführt. Als Alternative kann anstatt einer planen Osteotomie eine giebelartige erfolgen (NERCESSIAN 1996; WEBER 1979), um die Rotationsstabilität zu erhöhen. Nercessian et al. zeigten allerdings, dass sich bezüglich der Pseudarthrose-Rate bei der planen bzw. der giebelartigen Osteotomie keine Unterschiede aufweisen ließen.

Bei 14 Präparaten war die Abbruchursache nicht ein Cerclageversagen, sondern entweder ein Trochanterbruch oder ein Ausreißen der Bohrhülse aus dem Trochanterbett. Hersh et al. sowie Markolf et al. beschrieben ähnliche Beobachtungen aus ihren Versuchen. Bei ihnen wurde das Cable Grip System getestet, bei dem das Versagen bei maximaler Belastung durch ein Versagen respektive einen Bruch des Knochens begründet war. Die Refixation überstieg die Steifheit des biologischen Systems (HERSH 1996; MARKOLF 1979). Jedoch wäre auch zu diskutieren, ob aufgrund des Versuchsaufbaus eine Schwachstelle im Bereich des Trochanters geschaffen wurde, die unter realen Bedingungen nicht zustande kommt. In Vorversuchen wurden verschiedene Methoden der trochantären Verankerung ausgetestet, von denen die im Experiment verwandte, durch den Trochanter major geführte und am Rand einzementierte

Bohrhülse die deutlich höchste Stabilität erbrachte. Es musste also davon ausgegangen werden, dass die Ergebnisse in jenen Versuchen, bei denen die trochantäre Verankerung für den Abbruch der Versuche verantwortlich war, unter realen Bedingungen z.T. entscheidend besser ausgefallen wären.

Desweiteren muss beachtet werden, dass im Versuch lediglich ein uniaxialer Zug auf die Refixation wirkte, welcher den Zug der Mm. glutei medius und minimus imitierte. Unter realen Bedingungen ist die Zugrichtung des M. vastus medialis der der Mm. glutei medius und minimus entgegengesetzt, so dass dieser möglicherweise einen mehr oder weniger ausgeprägten muskulären Ausgleich erbringt. Jedoch wollten wir in unseren Versuchen den „worst case“ nachstellen und in klinischen Studien hat sich gezeigt, dass – wenn eine Refixation nach Trochanterosteotomie versagt und der Trochanter disloziert – die Dislokation durch den starken Zug der Glutealmuskulatur immer nach proximal gerichtet ist (HAMADOUCHE 2003; 2004; JANDO 2005; LANGLAIS 2003). Auch die Stabilität durch das umliegende Weichteilgewebe wurde in den Versuchen vernachlässigt – ihr Einfluss auf das Ergebnis ist unbekannt (HERSH 1996). Da die Drähte bzw. Kabel im Versuch jedoch unter vollständiger und direkter Sicht angelegt wurden, ist die erreichte Festigkeit der Fixation wahrscheinlich als besser zu betrachten, als unter realen Bedingungen im Operationssaal (HERSH 1996).

Die Dislokation während der zyklischen Belastung, aber auch während der Testung der maximalen Ausreißkraft wurde mittels eines Videoextensometers gemessen. Dies hatte den Vorteil, dass abgesehen von der Genauigkeit des Extensometers lediglich die Bewegung zwischen den beiden Messmarken am Trochanter major bzw. am femoralen Kompartiment aufgenommen wurde. Jegliche Verfälschungen der Ergebnisse durch Bewegung der Traverse ohne Zugbelastung oder Elastizität der verwandten Hilfsmaterialien, z.B. des Drahtseiles als Verbindung zwischen der Traverse und dem Trochanter major wurden hierdurch ausgeschaltet.

5.4 Ergebnisse

5.4.1 Allgemeines

Die Cerclagetechnik der Gruppe 1 ist eine einfach handhabbare Methode zur Trochanterrefixation, die allerdings im Vergleich zu den anderen beiden getesteten Methoden deutlich weniger Stabilität aufwies. Schon während der Präparation zeichnete sie sich dadurch aus, dass die Cerclagen beim Spannen häufig ausrissen. Bei der Durchführung der Versuche zeigte sich, dass sechs von 14 Präparaten die Belastung der zyklischen Testung nicht überstanden – die Kortikalis hielt den dünnen Drahtcerclagen häufig nicht stand.

Die Cerclagetechnik der Gruppe 2 ist eine effektive Methode der Refixation des Trochanter majors nach Trochanterosteotomie, die eine gute Stabilität aufzeigte. Alle 13 Femora überdauerten die zyklische Testung und konnten für die weitere Messung bezüglich der Maximalbelastung verwandt werden. Die Refixationstechnik ist im Vergleich zu den anderen getesteten Methoden allerdings technisch deutlich anspruchsvoller und zeitaufwendiger als z.B. die Variante der Gruppe 3.

Das Cable-wire System in Gruppe 3 ist eine einfach handhabbare Methode zur Refixation des Trochanter majors, die sehr schnell anzubringen ist. Jedoch ergaben sich bereits während der Präparation bzw. der Anlage der Cerclagen in Gruppe 3 bei einzelnen Präparaten mit kleinen Trochanteren Schwierigkeiten bei der festen Verankerung. An großen Femora dagegen war diese Refixation sehr gut möglich. Hierdurch könnte begründet sein, dass vier von 13 Femora der Gruppe 3 zur Testung der Maximalkraft nicht mehr verwendet werden konnten, da während der zyklischen Belastung die femorale Osteotomiefläche im postero-medialen Kompartiment eingebrochen und der Trochanter in gleiche Richtung abgekippt war.

5.4.2 Zyklische Belastung

Von den 14 Präparaten der Gruppe 1 hielten nur acht der zyklischen Belastung stand. Sechs Trochanterrefixationen versagten während des ersten Versuchsteiles, fünf davon während der ersten 25 Zyklen. Das bedeutet, dass bei dieser Refixationsmethode nur knapp mehr als die Hälfte der Präparate eine gewöhnliche postoperative Belastung überstanden hätte. Bei genauerer Betrachtung jedoch zeigte sich ein frühzeitiges Versagen ausschließlich bei den weiblichen Präparaten. Auch mithilfe der präoperativen Beurteilung der Knochendichte war

hier eine deutliche Tendenz erkennbar. Von vier osteoporotischen Knochen hielt nur einer der zyklischen Belastung stand; im Gegensatz dazu überstanden von sechs mit normaler Knochendichte eingestuftem Präparate fünf den ersten Versuchsteil. Desweiteren zeigten die osteoporotischen Knochen deutlich höhere Dislokationen.

In Gruppe 2 dagegen hielten alle 13 getesteten Präparate der zyklischen Belastung stand. Das Geschlechterverhältnis war hier mit sechs männlichen und sieben weiblichen Versuchsobjekten ausgeglichen. Auch in Bezug auf die Knochendichte konnte im Rahmen der zyklischen Testung keine Differenzierung erfolgen. Im Gegensatz zu den anderen beiden Versuchsgruppen war bezüglich der Verteilung der Knochendichtekategorien hier sogar eine deutliche Tendenz in Richtung der osteoporotischen Knochen erkennbar. Alle sechs osteoporotischen Präparate, die mit der Methode in Gruppe 2 refixiert wurden, überstanden die zyklische Belastung. Erstaunlich war jedoch, dass die Präparate der WHO-Klasse 1, die also eine normale Knochendichte aufwiesen, im Versuch größere Dislokationen erbrachten, als die Präparate der WHO-Klasse 2 und 3 – ein Ergebnis, welches allerdings keine Signifikanz aufwies.

In Gruppe 3 überstanden 9 der 13 Präparate die zyklische Testung. Von den 4 Versagern waren 3 der Knochendichtekategorie III zugeordnet. Hiermit stand keines der drei osteoporotischen Präparate mehr für den zweiten Teil der Versuche zur Verfügung. In den Knochendichtekategorien 1 und 2 jedoch versagte nur eines von zehn Präparaten. Bezüglich des Geschlechts zeigte sich, dass in der Gruppe 3 alle sechs männlichen Präparate die zyklische Belastung überstanden, während mehr als die Hälfte der weiblichen Femora versagten. Es zeigte sich auch hier – wie schon in der Gruppe 2 – dass die Präparate mit einer normalen Knochendichte höhere Dislokationen aufwiesen, als jene Präparate, die zu Anfang als osteopen eingestuft wurden; auch dieses Ergebnis beruht nicht auf signifikanten Unterschieden sondern stellt lediglich eine Tendenz dar.

5.4.3 Maximale Ausreißkraft

Der Unterschied bezüglich der erreichten Maximalkraft zwischen den drei Versuchsgruppen innerhalb derjenigen Präparate, die die zyklische Testung überstanden, war nur sehr gering. Die Femora der Gruppe 3 erreichen mit $994,6 \pm 335,5\text{N}$ leicht höhere Kräfte als jene Präparate der Gruppen 1 ($833,5 \pm 151,7\text{N}$) und 2 ($841,6 \pm 201,9\text{N}$).

In der Studie von Hersh et al. erreichen die Präparate, welche mit der Methode nach Dall-Miles (Gruppe 3) getestet wurden, 1300 +/-600N (HERSH 1996). Die Drahtseilkabel sollten den Trochanter hier in antero-posteriorer Richtung – und nicht wie bei uns in medio-lateraler-Richtung entsprechend dem Kraftvektor – fixieren. Desweiteren wurden bei Hersh et al. keine zyklischen Versuche durchgeführt (HERSH 1996), so dass die Belastung auf die Präparate der beiden Studien sehr unterschiedlich und ein Vergleich nur eingeschränkt möglich ist.

Unter Einbezug der Knochendichte zeigte sich in den Versuchsgruppen ein sehr deutlicher Unterschied bezüglich der maximalen Ausreißkraft. Präparate mit einer osteoporotischen Knochenstruktur in den Gruppen 1 und 2 zeigten auffällig schlechtere Ergebnisse als jene von guter oder mäßiger Knochenqualität. In Gruppe 3 waren in dieser Untergruppe keine Präparate mehr vorhanden – eine Bewertung der Ergebnisse war daher nicht möglich bzw. man könnte behaupten, dass die Refixationsmethode wie in Gruppe 3 bei schlechter Knochenqualität solch schlechte Ergebnisse liefert, dass einer Kraft von 500N, welche zum Überstehen der zyklischen Belastung vonnöten war, nicht entgegengewirkt werden konnte.

Auch bezüglich des Geschlechts zeigte sich ein deutlicher Unterschied. Weibliche Präparate wiesen entscheidend geringere Maximalkräfte auf, was in Gruppe 3 besonders offensichtlich wurde.

5.4.4 Versagensmodus

In Gruppe 1 wurde deutlich, dass die Versuche immer aufgrund von Cerclageversagen scheiterten. Sechs von neun weiblichen Präparaten, die fast alle eine osteopore oder osteoporotische Knochenstruktur aufwiesen, versagten bereits während der zyklischen Testung. Die Cerclagen schnitten sich zuerst durch die Kortikalis, um dann ohne weiteren Widerstand die weiche Spongiosa zu durchziehen. Dies zeigte, dass diese Refixationsmethode sehr stark von einer guten Knochenstruktur abhängig ist. Natürlich bietet den dünnen Drahtcerclagen ausschließlich die Kortikalis Halt. Ist diese einmal durchbrochen, so kann die weiche Spongiosa den nötigen Widerstand nicht aufrecht erhalten – die Refixation versagt. Dies haben auch Markolf et al. in ihrer Studie festgestellt. Auch hier haben sich bei der Refixationsmethode der Gruppe 1 die dünnen Drahtcerclagen durch den Trochanter major geschnitten und damit zum Versagen der Fixation geführt (MARKOLF 1979).

Die Gruppe 2 scheint die für alle Untergruppen durchschnittlich beste Methode zu sein. Ob männliche oder weibliche Präparate, ob Präparate mit guter oder schlechter Knochenqualität, alle Refixationen überstanden die zyklische Belastung und standen für die weitere Testung der maximalen Ausreißkraft zur Verfügung. In über der Hälfte der Fälle versagte nicht die Refixation an sich sondern der Versuch musste bei z.T. völlig intakten Cerclagen wegen einer ausgerissenen trochantären Verankerung oder eines Trochanterbruches abgebrochen werden. Die Versuche hätten bei besserer Verankerung am Trochanter deutlich bessere Ergebnisse erbringen können. Diese Situation ist vergleichbar mit den Beobachtungen von Hersh et al., die bei ihren Versuchen mit dem Cable Grip System die Steifheit des biologischen Systems überschritten und die Versuche aufgrund von Knochenbrüchen bei z.T. noch vollständig intakten Refixationen abbrechen mussten (HERSH 1996). Bei den übrigen Präparaten war das Versagen durch ein Durchschneiden der Cerclagen durch die Kortikalis begründet.

In Gruppe 3 wurde deutlich, dass gerade bei weiblichen Präparaten die Refixation häufig aufgrund eines Einbruchs der femoralen Osteotomiefläche versagte. Fünf von sieben weiblichen Femora hielten deswegen der steigenden Belastung z.T. bei nur sehr geringer Kraft nicht stand. Bei den beiden anderen zwei weiblichen Femora durchschnitten die 2mm dünnen Kabel die Kortikalis am Trochanter minor. Alle fünf Präparate, die eine Maximalkraft von über 760N erbrachten, stammten von männlichen Leichen.

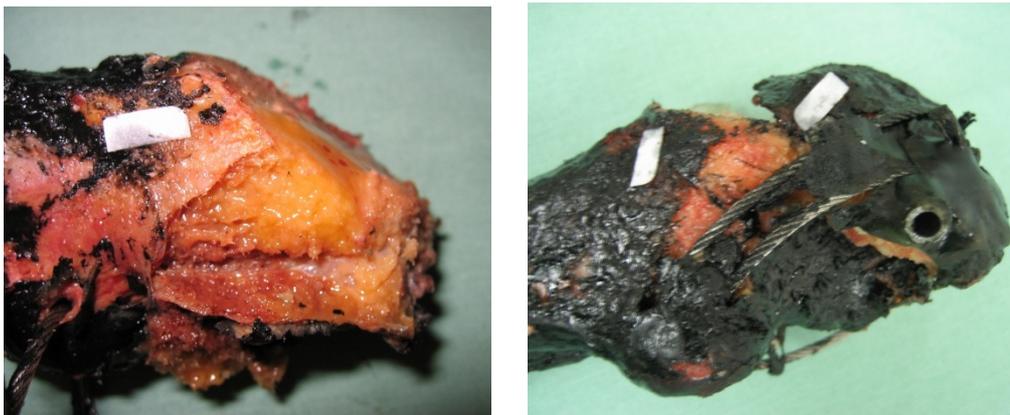


Abbildung 50: Femorale Osteotomiefläche mit ausgebrochenem postero-medialem Fragment, Abgekippter Trochanter major auf eingebrochener femoraler Osteotomiefläche

5.5 Schlussfolgerung

In Anbetracht der klinischen Relevanz muss die Refixationsmethode nach Trochanterosteotomie entsprechend so gewählt werden, dass die postoperative Nachbehandlung inkl. Teilbelastung der operierten Extremität durchgeführt werden kann.

Durch die Hüftabduktoren wirken beim normalen Gehen Kräfte von mindestens dem doppelten Körpergewicht auf den Trochanter major (DALL 1983; PAUL 1971). Dieser starke Zug der Mm. glutei medius und minimus auf den refixierten Trochanter major führt nicht selten zu Komplikationen wie Drahtcerclage-Brüchen, Trochanterausrissen mit Kranialdislokation und konsekutiver Hüftabduktoreninsuffizienz oder schmerzhaften Trochanter-Pseudarthrosen (HAMADOUCHE 2003; 2004; JANDO 2005; LANGLAIS 2003; SCHNEEBERGER 1997). Generell soll eine Teilbelastung die Kraft der Abduktoren neutralisieren und somit die Osteotomie schützen (JANDO 2005). Die entsprechende Refixation sollte den Trochanter v.a. innerhalb der ersten 6-12 Wochen bis zur knöchernen Einheilung fixieren (JANDO 2005; SCHNEEBERGER 1997).

Unter Berücksichtigung der Knochendichte ist durch unsere Ergebnisse sicher zu sagen, dass bei guter Knochenqualität (WHO-Klasse I/II) die Methode der Gruppe 3 den Methoden der Gruppen 2 und v.a. 1 bezüglich der Dislokation überlegen ist. Bei schlechter Knochenqualität (WHO III) jedoch zeigten die Präparate der Gruppe 2 im Vergleich mit WHO I und II sehr ähnliche Ergebnisse. Die Dislokationen der Präparate der Gruppe 1 waren hier deutlich stärker ausgeprägt; aus Gruppe 3 standen hier keine Präparate mehr zur Verfügung. Auch bezüglich der maximalen Ausreißkraft zeigt sich in Gruppe 2 nur ein geringer Unterschied zwischen den drei Knochendichtekategorien, während bei Gruppe 3 nur bei guter Knochenqualität (WHO I/II) ähnlich hohe Werte erreicht werden konnten. Die Knochenqualität hat also auf die Methode der Gruppe 2 wenig Einfluss, wird die Trochanterrefixation mittels der Methode in Gruppe 3 in Erwägung gezogen, ist eine präoperative Knochendichtemessung für das postoperative Ergebnis zu empfehlen.

In Anbetracht dieser Ergebnisse könnte man sogar einen Schritt weiter gehen und insbesondere bei weiblichen Patienten mit Osteoporose eine systematische präoperative Knochendichtemessung empfehlen. Auch sollte bei geplanten Hüftrevisionsoperationen in dieser Risikogruppe abgewogen werden, ob eine Trochanterosteotomie erforderlich ist. Ist dies der Fall, so sollte von einer einfachen Cerclagentechnik (seien es monofile oder

geflochtene Cerclagen) abgeraten werden und eine komplexe, zeitaufwendigere Technik wie in Gruppe 2 vorgezogen werden.

Zusammenfassend kann man sagen, dass wir Unterschiede zwischen den drei getesteten Refixationsmethoden bezüglich maximaler Ausreißkraft und Dislokation des Trochanter majors in Abhängigkeit von der Knochendichte festgestellt haben. Aufgrund dieser Ergebnisse können wir bei bekannter schlechter Knochenqualität eher die Cerclagetechnik der Gruppe 2 empfehlen, bei guter Knochenqualität empfehlen wir mit dem System der Gruppe 3 zu arbeiten. Eine Refixation mit der Cerclagentechnik der Gruppe 1 ist nach Auswertung unserer Ergebnisse nicht zu empfehlen.

6 Anhang

6.1 Zusammenstellung nach Gruppen

Cerclage in Gruppe 1

Präparat	Seite	Geschlecht	Alter	T-Score	WHO-Klasse	Maximalkraft
1	Rechts	Männlich	55	-2,5	2	855,4
2	Links	Weiblich	80	0,4	1	498,0
3	Rechts	Weiblich	73	-2,7	3	319,3
4	Links	Weiblich	84	-2,3	2	437,3
5	Rechts	Weiblich	77	-1,9	2	502,0
6	Links	Männlich	81	-3,0	3	627,4
7	Rechts	Weiblich	84	-2,7	3	443,7
8	Rechts	Männlich	74	-0,2	1	670,6
9	Links	Männlich	73	-1,9	2	1004,5
10	Links	Männlich	82	-0,9	1	1053,6
11	Rechts	Weiblich	93	-4,0	3	339,1
12	Links	Weiblich	60	0,5	1	724,5
13	Rechts	Weiblich	68	0,1	1	865,9
14	Rechts	Weiblich	79	-0,8	1	866,0

Tabelle 30: Präparate mit jeweiligen Maximalkräften bei Refixation mit Cerclagetechnik in Gruppe 1

Präparat	Seite	Zyklus 1	Zyklus 5	Zyklus 25	Zyklus 50	Zyklus 75	Zyklus 100
1	Rechts	6,3	6,7	7,2	7,3	7,5	7,5
2	Links	14,3	15,1	-	-	-	-
3	Rechts	86,9	90,2	-	-	-	-
4	Links	-	-	-	-	-	-
5	Rechts	6,1	7,0	8,3	-	-	-
6	Links	8,8	12,0	13,9	14,7	15,4	16,2
7	Rechts	-	-	-	-	-	-
8	Rechts	13,7	14,2	14,6	14,7	14,7	14,7
9	Links	8,5	9,0	9,7	9,9	10,0	10,1
10	Links	6,6	7,1	7,6	8,8	9,1	9,2
11	Rechts	-	-	-	-	-	-
12	Links	4,4	4,6	4,8	4,8	4,8	4,8
13	Rechts	2,4	2,4	2,3	2,4	7,9	7,7
14	Rechts	10,9	11,4	12,2	12,4	12,4	12,5

Tabelle 31: Dislokationen der einzelnen Versuche in Gruppe 1

Cerclage in Gruppe 2

Präparat	Seite	Geschlecht	Alter	T-Score	WHO-Klasse	Maximalkraft
1	Links	Männlich	55	-2,2	2	1132,0
2	Rechts	Männlich	80	-0,4	1	1147,8
3	Links	Weiblich	73	-2,3	2	719,0
4	Rechts	Weiblich	84	-2,9	3	732,4
5	Links	Weiblich	77	-2,5	2	762,0
6	Rechts	Männlich	81	-3,4	3	634,8
15	Links	Männlich	80	-1,1	2	1177,3
16	Rechts	Weiblich	89	-2,8	3	689,3
17	Rechts	Männlich	82	-2,7	3	1205,7
18	Links	Weiblich	85	-3,6	3	831,8
19	Links	Männlich	66	-0,7	1	725,3
20	Rechts	Weiblich	90	-2,4	2	835,5
21	Rechts	Weiblich	94	-3,6	3	683,9

Tabelle 32: Präparate mit jeweiligen Maximalkräften bei Refixation mit Cerclagetechnik in Gruppe 2

Präparat	Seite	Zyklus 1	Zyklus 5	Zyklus 25	Zyklus 50	Zyklus 75	Zyklus 100
1	Links	2,7	3,0	3,3	3,4	3,5	3,5
2	Rechts	3,0	3,1	3,4	3,3	3,5	3,6
3	Links	3,8	4,2	4,6	4,7	4,8	4,8
4	Rechts	7,0	7,5	8,5	8,6	7,7	7,8
5	Links	1,7	2,2	2,3	2,5	2,7	2,9
6	Rechts	3,1	3,4	4,0	5,3	5,3	5,5
15	Links	Wegen eines technischen Fehlers stehen keine Ergebnisse zur Verfügung					
16	Rechts	4,7	4,9	4,9	5,0	5,1	5,2
17	Rechts	3,6	3,8	4,2	4,3	4,4	4,4
18	Links	8,2	9,7	10,2	10,8	11,0	11,7
19	Links	11,0	11,5	12,1	13,1	13,5	13,8
20	Rechts	7,1	7,4	5,0	5,4	5,7	6,0
21	Rechts	4,1	4,5	4,3	4,4	4,5	4,6

Tabelle 33: Dislokationen der einzelnen Versuche in Gruppe 2

Kabelsystem in Gruppe 3

Präparat	Seite	Geschlecht	Alter	T-Score	WHO-Klasse	Maximalkraft
8	Links	Männlich	74	-0,3	1	1675,7
9	Rechts	Männlich	73	-2,2	2	991,7
10	Rechts	Männlich	82	-0,1	1	701,6
11	Links	Weiblich	93	-4,2	3	256,9
12	Rechts	Weiblich	60	-0,1	1	499,5
13	Links	Weiblich	68	-0,3	1	757,2
14	Links	Weiblich	79	-1,1	2	748,4
15	Rechts	Männlich	80	-1,1	2	1370,9
16	Links	Weiblich	89	-2,2	2	717,1
17	Links	Männlich	82	-1,9	2	1082,0
18	Rechts	Weiblich	85	-3,6	3	499,0
19	Rechts	Männlich	66	-0,9	1	907,1
20	Links	Weiblich	90	-2,8	3	249,8

Tabelle 34: Präparate mit jeweiligen Maximalkräften bei Refixation mittels Methode in Gruppe 3

Präparat	Seite	Zyklus 1	Zyklus 5	Zyklus 25	Zyklus 50	Zyklus 75	Zyklus 100
8	Links	0,9	1,0	1,1	1,2	1,2	1,2
9	Rechts	0,8	0,9	1,1	1,2	1,2	1,3
10	Rechts	6,9	7,3	8,1	8,4	8,8	8,9
11	Links	-	-	-	-	-	-
12	Rechts	3,3	3,4	-	-	-	-
13	Links	2,3	2,6	3,6	5,0	5,4	5,6
14	Links	2,5	2,9	3,5	3,9	4,1	4,3
15	Rechts	1,3	1,4	1,5	1,6	1,5	1,5
16	Links	0,9	1,2	2,5	3,3	3,8	4,1
17	Links	1,0	1,3	2,1	2,5	2,7	2,8
18	Rechts	1,5	2,0	-	-	-	-
19	Rechts	3,2	3,3	3,4	3,5	3,7	4,1
20	Links	-	-	-	-	-	-

Tabelle 35: Dislokationen der einzelnen Versuche in Gruppe 3

6.2 Zyklische Belastung

Gruppe	N		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum	
	Gültig	Fehlend						
Alter	1	14	0	75,93	78,00	9,950	55	93
	2	13	0	79,69	81,00	10,411	55	94
	3	13	0	78,54	80,00	9,921	60	93
T-Score	1	14	0	-1,5643	-1,90	1,41400	-4,00	0,50
	2	13	0	-2,3538	-2,50	1,04053	-3,60	-0,40
	3	13	0	-1,6000	-1,10	1,35031	-4,20	-0,10
Zyklus 1	1	11	3	15,3564	8,5200	23,99811	2,38	86,87
	2	12	1	4,9908	3,9550	2,74620	1,67	10,96
	3	11	2	2,2336	1,4500	1,80127	0,81	6,90
Zyklus 5	1	11	3	16,3409	9,0400	24,80720	2,44	90,20
	2	12	1	5,4292	4,3350	2,94574	2,19	11,54
	3	11	2	2,4809	1,9800	1,84546	0,88	7,31
Zyklus 10	1	11	3	16,8145	9,4100	25,56757	2,44	92,94
	2	12	1	5,5150	4,3900	2,96188	2,25	11,68
	3	10	3	2,5960	1,9400	2,00083	0,98	7,76
Zyklus15	1	10	4	17,4490	8,7150	27,98827	2,23	96,38
	2	12	1	5,6025	4,4000	2,99411	2,37	11,76
	3	10	3	2,7290	2,2300	2,03520	1,02	7,92
Zyklus 20	1	9	5	8,8133	8,0100	4,06827	2,20	14,61
	2	12	1	5,6467	4,4300	3,02257	2,11	11,82
	3	10	3	2,8920	2,6100	2,04431	1,05	8,02
Zyklus 25	1	9	5	8,9367	8,2600	4,10674	2,26	14,62
	2	12	1	5,5567	4,4650	3,01051	2,34	12,07
	3	9	4	2,9900	2,5000	2,15838	1,07	8,11
Zyklus 30	1	9	5	9,0311	8,5000	4,10203	2,24	14,61
	2	12	1	5,6925	4,7950	3,00742	2,34	12,11
	3	9	4	3,1122	2,6500	2,18765	1,10	8,15
Zyklus 35	1	9	5	9,1256	8,6400	4,13547	2,26	14,68
	2	12	1	5,7492	4,8000	3,05004	2,43	12,38
	3	9	4	3,2211	2,8800	2,24906	1,10	8,33
Zyklus 40	1	9	5	9,1933	8,7500	4,15061	2,28	14,69
	2	12	1	5,7783	4,8300	3,13708	2,11	12,61
	3	9	4	3,3089	3,1100	2,27519	1,12	8,40
Zyklus 45	1	9	5	9,2944	9,1200	4,13848	2,41	14,63
	2	12	1	5,8658	5,8600	3,17605	2,54	12,95
	3	9	4	3,3456	3,2500	2,23351	1,14	8,23
Zyklus 50	1	8	6	9,3688	9,3650	4,45866	2,40	14,67
	2	12	1	5,8925	4,8600	3,24143	2,48	13,10
	3	9	4	3,3956	3,2800	2,28190	1,15	8,38
Zyklus 55	1	8	6	9,3825	9,4300	4,55068	2,14	14,85
	2	12	1	5,9667	4,9100	3,18453	2,54	13,17
	3	9	4	3,4456	3,2800	2,34026	1,15	8,54
Zyklus 60	1	8	6	10,1225	9,4600	3,59320	4,82	14,96
	2	12	1	5,9758	4,8900	3,22131	2,45	13,30
	3	9	4	3,5200	3,4000	2,41178	1,18	8,76
Zyklus 65	1	8	6	10,1763	9,5400	3,62063	4,81	15,09
	2	12	1	5,9308	4,9350	3,23292	2,60	13,37
	3	9	4	3,5578	3,5800	2,36608	1,20	8,52
Zyklus 70	1	8	6	10,1950	9,5350	3,62403	4,81	15,16
	2	12	1	5,9483	4,9400	3,24959	2,68	13,47
	3	9	4	3,6411	3,6900	2,45750	1,23	8,78
Zyklus 75	1	8	6	10,2225	9,5800	3,66919	4,82	15,36
	2	12	1	5,9733	4,9650	3,24476	2,72	13,46
	3	9	4	3,6111	3,7100	2,41871	1,20	8,77
Zyklus 80	1	8	6	10,2363	9,5750	3,70457	4,83	15,48
	2	12	1	6,0133	4,9600	3,27745	2,70	13,54
	3	9	4	3,6444	3,8000	2,45014	1,19	8,88
Zyklus 85	1	8	6	10,2638	9,6200	3,74351	4,83	15,69
	2	12	1	6,0417	4,9850	3,27896	2,76	13,47
	3	9	4	3,6756	4,0000	2,44858	1,20	8,83
Zyklus 90	1	8	6	10,2863	9,6150	3,78193	4,84	15,87
	2	12	1	6,0892	5,0000	3,32723	2,81	13,67
	3	9	4	3,6989	4,0000	2,46319	1,20	8,93
Zyklus 95	1	8	6	10,3238	9,6500	3,82662	4,82	16,02
	2	12	1	6,1342	5,0200	3,36344	2,84	13,71
	3	9	4	3,7244	4,0400	2,46332	1,20	8,90
Zyklus 100	1	8	6	10,3363	9,6850	3,84493	4,84	16,15
	2	12	1	6,1358	5,0150	3,36961	2,88	13,76
	3	9	4	3,7522	4,0900	2,46636	1,22	8,89

Tabelle 36: Versuchsergebnisse im Überblick, Vergleich der Dislokationen während der zyklischen Belastung.

Gruppe	N		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum	
	Gültig	Fehlend						
Alter	1	8	0	75,93	78,00	9,950	55	93
	2	12	0	79,71	80,50	10,003	55	94
	3	9	0	77,00	79,00	7,365	66	89
T-Score	1	8	0	-1,5643	-1,90	1,41400	-4,00	0,50
	2	12	0	-2,3538	-2,50	1,04053	-3,60	-0,40
	3	9	0	-1,6000	-1,10	1,35031	-4,20	-0,10
Zyklus 1	1	8	0	7,7038	7,5800	3,58497	2,38	13,65
	2	12	0	4,9908	3,9550	2,74620	1,67	10,96
	3	9	0	2,2078	1,3000	1,96191	0,81	6,90
Zyklus 5	1	8	0	8,4288	8,0750	3,96213	2,44	14,15
	2	12	0	5,4292	4,3350	2,94574	2,19	11,54
	3	9	0	2,4356	1,4100	2,02982	0,88	7,31
Zyklus 10	1	8	0	8,6338	8,2300	4,09276	2,44	14,35
	2	12	0	5,5150	4,3900	2,96188	2,25	11,68
	3	9	0	2,6256	1,5500	2,11988	0,98	7,76
Zyklus15	1	8	0	8,7975	8,4700	4,25507	2,23	14,56
	2	12	0	5,6025	4,4000	2,99411	2,37	11,76
	3	9	0	2,7244	1,6900	2,15860	1,02	7,92
Zyklus 20	1	8	0	8,9138	8,5800	4,33722	2,20	14,61
	2	12	0	5,6467	4,4300	3,02257	2,11	11,82
	3	9	0	2,8389	2,0000	2,16099	1,05	8,02
Zyklus 25	1	8	0	9,0213	8,6550	4,38190	2,26	14,62
	2	12	0	5,5567	4,4650	3,01051	2,34	12,07
	3	9	0	2,9900	2,5000	2,15838	1,07	8,11
Zyklus 30	1	8	0	9,0975	8,9000	4,38008	2,24	14,61
	2	12	0	5,6925	4,7950	3,00742	2,34	12,11
	3	9	0	3,1122	2,6500	2,18765	1,10	8,15
Zyklus 35	1	8	0	9,1863	9,0600	4,41672	2,26	14,68
	2	12	0	5,7492	4,8000	3,05004	2,43	12,38
	3	9	0	3,2211	2,8800	2,24906	1,10	8,33
Zyklus 40	1	8	0	9,2488	9,1850	4,43363	2,28	14,69
	2	12	0	5,7783	4,8300	3,13708	2,11	12,61
	3	9	0	3,3089	3,1100	2,27519	1,12	8,40
Zyklus 45	1	8	0	9,3163	9,3050	4,42366	2,41	14,63
	2	12	0	5,8658	4,8600	3,17605	2,54	12,95
	3	9	0	3,3456	3,2500	2,23351	1,14	8,23
Zyklus 50	1	8	0	9,3688	9,3650	4,45866	2,40	14,67
	2	12	0	5,8925	4,8600	3,24143	2,48	13,10
	3	9	0	3,3956	3,2800	2,28190	1,15	8,38
Zyklus 55	1	8	0	9,3825	9,4300	4,55068	2,14	14,85
	2	12	0	5,9667	4,9100	3,18453	2,54	13,17
	3	9	0	3,4456	3,2800	2,34026	1,15	8,54
Zyklus 60	1	8	0	10,1225	9,4600	3,59320	4,82	14,96
	2	12	0	5,9758	4,8900	3,22131	2,45	13,30
	3	9	0	3,5200	3,4000	2,41178	1,18	8,76
Zyklus 65	1	8	0	10,1763	9,5400	3,62063	4,81	15,09
	2	12	0	5,9308	4,9350	3,23292	2,60	13,37
	3	9	0	3,5578	3,5800	2,36608	1,20	8,52
Zyklus 70	1	8	0	10,1950	9,5350	3,62403	4,81	15,16
	2	12	0	5,9483	4,9400	3,24959	2,68	13,47
	3	9	0	3,6411	3,6900	2,45750	1,23	8,78
Zyklus 75	1	8	0	10,2225	9,5800	3,66919	4,82	15,36
	2	12	0	5,9733	4,9650	3,24476	2,72	13,46
	3	9	0	3,6111	3,7100	2,41871	1,20	8,77
Zyklus 80	1	8	0	10,2363	9,5750	3,70457	4,83	15,48
	2	12	0	6,0133	4,9600	3,27745	2,70	13,54
	3	9	0	3,6444	3,8000	2,45014	1,19	8,88
Zyklus 85	1	8	0	10,2638	9,6200	3,74351	4,83	15,69
	2	12	0	6,0417	4,9850	3,27896	2,76	13,47
	3	9	0	3,6756	4,0000	2,44858	1,20	8,83
Zyklus 90	1	8	0	10,2863	9,6150	3,78193	4,84	15,87
	2	12	0	6,0892	5,0000	3,32723	2,81	13,67
	3	9	0	3,6989	4,0000	2,46319	1,20	8,93
Zyklus 95	1	8	0	10,3238	9,6500	3,82662	4,82	16,02
	2	12	0	6,1342	5,0200	3,36344	2,84	13,71
	3	9	0	3,7244	4,0400	2,46332	1,20	8,90
Zyklus 100	1	8	0	10,3363	9,6850	3,84493	4,84	16,15
	2	12	0	6,1358	5,0150	3,36961	2,88	13,76
	3	9	0	3,7522	4,0900	2,46636	1,22	8,89

Tabelle 37: Versuchsergebnisse der "Durchhalter", Vergleich der Dislokationen während der zyklischen Belastung.

6.3 Maximalkraft und Dislokation bei Maximalkraft

	Gruppe	Gültig	Fehlend	Mittelwert	Median	Standardabw.	Minimum	Maximum
Alter	1	8	0	75,93	78,00	9,950	55	93
	2	12	0	79,71	80,50	10,003	55	94
	3	9	0	77,00	79,00	7,365	66	89
T-Score	1	8	0	-1,0875	0,8500	1,26201	-3,00	0,50
	2	12	0	-2,4583	-2,6000	1,01306	-3,60	-0,40
	3	9	0	-1,1222	-1,1000	0,81972	-2,20	-0,10
Fmax[B]	1	8	0	833,4888	860,6550	151,74167	627,42	1053,60
	2	12	0	841,6167	747,1850	201,91548	634,75	1205,71
	3	9	0	994,6422	907,1300	335,53236	701,58	1675,74
Dislokation bei Fmax [B]	1	8	0	13,2150	14,6750	4,99238	6,13	18,17
	2	12	0	10,2742	9,0000	5,52475	4,78	23,55
	3	9	0	7,1256	6,8400	2,65743	3,95	12,46

Tabelle 38: Versuchsergebnisse der Gruppe B; Vergleich von Kräften in den unterschiedlichen Versuchsgruppen.

	Gruppe	Gültig	Fehlend	Mittelwert	Median	Standardabw.	Minimum	Maximum
Alter	1	14	0	75,93	78,00	9,950	55	93
	2	13	0	79,69	81,00	10,411	55	94
	3	13	0	78,54	80,00	10,162	60	93
T-Score	1	14	0	-1,5643	-1,90	1,41400	-4,00	0,50
	2	13	0	-2,3538	-2,50	1,04053	-3,60	-0,40
	3	13	0	-1,6000	-1,10	1,35031	-4,20	-0,10
Fmax[A]	1	14	0	657,6579	648,9950	243,15078	319,27	1053,60
	2	13	0	867,4412	762,0000	214,57528	634,75	1205,71
	3	13	0	804,3808	748,3700	410,28229	249,78	1675,74
Dislokation bei Fmax [A]	1	14	0	12,9286	13,6050	5,58316	5,38	22,28
	2	13	0	9,7054	8,2500	5,67318	2,88	23,55
	3	13	0	5,7854	5,8900	3,07576	1,42	12,46

Tabelle 39: Versuchsergebnisse der Gruppe A; Vergleich von Kräften in den unterschiedlichen Versuchsgruppen.

7 Literaturverzeichnis

01. AMSTUTZ HC, MAI LL, SCHMIDT I (1984). Results of interlocking wire trochanteric reattachment and technique refinements to prevent complications following total hip arthroplasty. Clin Orthop **183**: 82-89.
02. BAL BS, MAURER BT, HARRIS WH (1998). Trochanteric union following revision total hip arthroplasty. J Arthroplasty **13**: 29-33.
03. BALLARD WT, CALLAGHAN JJ, SULLIVAN PM, JOHNSTON RC (1994). The results of improved cementing techniques for total hip arthroplasty in patients less than 50 years old: A ten-year follow-up study. J Bone Joint Surg **76A**: 959-964.
04. BLACKLEY HR, RORABECK CH (2000). Extensile Exposures for Revision Hip Arthroplasty. Clin Orthop. **381**: 77-87.
05. BOEREE NR, BANNISTER GC (1993). Cemented total hip arthroplasty in patients younger than 50 years of age: Ten- to 18-year results. Clin Orthop **287**: 153-159.
06. BOY O, DABISCH I (2004a). Qualitätssicherung Hüft-Endoprothesen-Erstimplantation. www.bqs-online.de;
www.bqs-qualitätsreport.de/2004/ergebnisse/leistungsbereiche/hueft_endo_erst
07. BOY O, DABISCH I (2004b). Qualitätssicherung Hüft-TEP-Wechsel. www.bqs-online.de; www.bqs-qualitätsreport.de/2004/ergebnisse/leistungsbereiche/hueft_tep_wechsel
08. CHANDLER HP, PENENBERG BL (1989). Surgical approaches in bone stock deficiency in total hip replacement. Thorofare, NJ, Slack: 41-46.
09. CHARNLEY J (1972). The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. J Bone Joint Surg **54**: 61-76.
10. CHARNLEY J, FERREIRA D (1964). Transplantation of the greater trochanter in arthroplasty of the hip. J Bone Joint Surg **46B**(2).
11. CHARNLEY J, HALLEY DK (1975). Rate of wear in total hip replacement. Clin Orthop **112**: 170-179.
12. COURPIED JP, DESPORTES G, POSTEL M (1991). A new trochanteric osteotomy method for a postero-lateral approach of the hip (330 operations with posterior transosseus and para-muscular curved approach). Rev. Chir. orthop. **77**: 506-512.
13. DALL D, MILES A (1983). Re-Attachment of the greater trochanter: The use of the trochanter cable-grip system. JBJS **65-B**: 55-59
14. DORR L, KANE T, CONATY J (1994). Long-term results of cemented total hip arthroplasty in patients 45 years old or younger: A 16-year follow-up study. J Arthroplasty **9**: 453-456.

15. ENGH CA, BOBYN JD (1985). Biological fixation in total hip arthroplasty. Thorofare, NJ, Slack: 100-130.
16. FA. STRYKER PRODUKT INFORMATION (2006). Dall-Miles Recon & Trauma Cable System. www.stryker.com/jointreplacements/sites/dallmiles/technology.php
17. FEUILHADE DE CHAUVIN P, ANDRÉ S, MAURER P, TOMENO B (1985). Voies d'abord postérieure et externe transtrochantérienne pour prothèse totale de hanch. Rev. Chir. orthop. **71**: 173-178.
18. GLASSMAN AH (2004). Exposure for Revision Total Hip Replacement. Clin Orthop **420**: 39-47.
19. GLASSMAN AH, ENGH, CA, BOBYN JD (1987). A technique of extensile exposure for total hip arthroplasty. J Arthroplasty **2**: 11-21.
20. GOLDRING SR, SCHILLER AL, ROELKE M, ET AL. (1983). The synovial-like membrane at the bone-cement interface in loose total hip replacements and its proposed role in bone lysis. J Bone Joint Surgery **65A**: 575-584.
21. GOODMAN SB, HUIE P, SONG Y, ET AL. (1997). Loosening and osteolysis of cemented joint arthroplasties: A biologic spectrum. Clin Orthop **337**: 149-163.
22. GRAMPP S, WILLVONSEDER R, DIMAI HP, LEB G, DOBNIG H (2004). Leitlinien zur Anwendung densitometrischer Verfahren in der Postmenopause. J Miner Stoffwechs **11**(2): 7-10.
23. HAAKER R, SENGE A, KRÄMER J, RUBENTHALER F (2004). Osteomyelitis nach Endoprothesen. Orthopäde **33**: 431-438.
24. HAMADOUCHE M, ZNIBER B, DUMAINE V, KERBOULL M, COURPIED JP (2003). Reattachment of the Ununited Greater Trochanter Following Total Hip Arthroplasty: The Use of a Trochanteric Claw Plate. J Bone Joint Surgery **85A**: 1330-1337.
25. HAMADOUCHE M, ZNIBER B, DUMAINE V, KERBOULL M, COURPIED JP (2004). Reattachment of the Ununited Greater Trochanter Following Total Hip Arthroplasty. J Bone Joint Surgery **86A**: 112-118.
26. HARDINGE K (1982). The direct lateral approach to the Hip. J Bone Joint Surg **64B**: 17-19.
27. HAWKINS A, MIDWINTER K, MACDONALD DA (2000). Trochanteric non-union in revision total hip arthroplasty: does it matter? Ann R Coll Surg Engl **82**: 39-42.
28. HERBERTS P, MALCHAU H (1997). How outcome studies have changed total hip arthroplasty practices in Sweden. Clin Orthop **344**: 44-60.
29. HERSH CK, WILLIAMS RP, TRICK LW (1996). Comparison of the mechanical performance of trochanteric devices. Clin Orthop. **329**: 317-25.

30. JANDO VT, GREIDANUS NV, MASR BA, GARBUZ DS, DUNCAN CP (2005). Trochanteric osteotomies in revision total hip arthroplasty: contemporary techniques and results. Instr Course Lect. **54**: 143-55.
31. JENSEN N, HARRIS W (1986). A system for trochanteric osteotomy and reattachment for total hip arthroplasty. Clin Orthop **208**: 174-181.
32. JOSHI RP, EFTEKHAR NS, MCMAHON DJ, NERCESSIAN OA (1998). Osteolysis after Charnley primary low-frictionarthroplasty. J Bone Joint Surg **80B**: 585-590.
33. KELLEY SS, JOHNSTON RC (1992). Debris from cobalt-chrome cable may cause acetabular loosening. Clin Orthop **285**: 140-146.
34. KERBOULL L, HAMADOUCHE M, COURPIED JP, KERBOULL M (2004). Long-Term Results of Charnley-Kerboull Hip Arthroplasty in Patients Younger Than 50 Years. Clin Orthop **418**: 112-118.
35. KOBAYASHI S, EFTEKHAR N, TEREYAMA K, JOSHI RP (1997a). Comparative study of total hip arthroplasty between younger and older patients. Clin Orthop **339**: 140-151.
36. KOBAYASHI S, TAKAOKA K, SAITO N, HISA K (1997b). Factors affecting aseptic failure of fixation after primary Charnley total hip arthroplasty: Multivariate survival analysis. J Bone Joint Surg **79A**: 1618-1627.
37. KRESTAN C (2004). Verfahren zur Knochendichtemessung. Rheuma Plus **4**.
38. KUMAR R, AZAR A, COGLEY D (2001). Analysis of Dall Miles Cable Grip system in trochanteric fixation of primary total hip arthroplasty. Irish Journal of Orthopaedic Surgery and Trauma. www.iol.ie/~rcsiorth/journal/
39. LANGLAIS F, BENKALFATE T, THOMAZEAU H, ET AL. (1995). Femoral loosening of total hip prosthesis caused by pseudarthrosis resulting from trochanterotomy. Rev. Chir. orthop. **85**: 95-105.
40. LANGLAIS F, LAMBOTTE JC, COLLIN PH, LANGLOIS F, FONTAINE JW, THOMAZEAU H (2003). Trochanteric Slide osteotomy in revision total hip arthroplasty for loosening. J Bone Joint Surg **85-B**(4): 510-16.
41. MACDONALD SJ, COLE CH, GUERIN J, RORABECK C, BOURNE R, MCCALDEN RW (2003). Extended Trochanteric Osteotomy Via the Direct Lateral Approach in Revision Hip Arthroplasty. Clin Orthop **417**: 210-216.
42. MALCHAU H, HERBERTZ P, AHNFELD L (1993). Prognosis of total hip replacement in Sweden, Follow-up of 92675 operations performed 1978-1990. Acta Orthop. Scand. **64**: 497-506.
43. MARKOLF LK, HIRSCHOWITZ LD, AMSTUTZ CH (1979). Mechanical Stability of the Greater Trochanter Following Osteotomy and Reattachment by Wiring. Clin Orthop. **141**: 111-121.

44. MERCATI E, GUARY A, MYQUEL C, BOURGEON A (1972). Une voie d'abord postéro-externe de la hanche. Intérêt de la réalisation d'un "Muscle digastrique". J Chir (Paris) **103**: 499-504.
45. NERCESSIAN OA, NEWTON PM, JOSHI RP, SHEIKH B, EFTEKHAR NS (1996). Trochanteric Osteotomy and Wire Fixation: A Comparison of 2 Techniques. Clin Orthop. **333**: 208-216.
46. NETTER F (1997). Atlas der Anatomie des Menschen. Novartis, East Hanover, NJ.
47. NICHOLSON P, MULCAHY D, FENELON G (2001). Trochanteric union in revision hip arthroplasty. J Arthroplasty **16**: 65-69.
48. NUTTON RW, CHECKETTS RG (1984). The effects of trochanteric osteotomy on abductor power. J Bone Joint Surg **66B**: 180-183.
49. PARKER HG, WIESMANN HG, EWALD FC, THOMAS WH, SLEDGE CB (1976). Comparison of preoperative, intraoperative and early postoperative total hip replacements with and without trochanteric osteotomy. Clin Orthop **121**: 44-49.
50. PAUL JP (1971). Load actions on the human femur in walking and some resultant stresses. Exp Mechanics **11**: 121-125
51. PLAUSINIS D, SPEIRS AD, MASRI BA, GARBUZ DS, DUNCAN CP, OXLAND TR (2003). Fixation of trochanteric slide osteotomies: a biomechanical study. Clinical Biomechanics **18**: 856-863.
52. RAUBER, KOPSCH (1987). Anatomie des Menschen, Lehrbuch und Atlas. I: Bewegungsapparat. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.
53. RÜTER A, TRENTZ O, WAGNER M (2004). Unfallchirurgie. 2nd ed., Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München.
54. SCHMALZRIED TP, KWONG LM, JASTY M, ET AL. (1992). The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty: Analysis of specimens retrieved at autopsy. Clin Orthop **274**: 60-78.
55. SCHNEEBERGER AG, MURPHY SB, GANZ R (1997). Die digastrische Trochanterosteotomie. Operat. Orthop. Traumatol. **9**: 1-15.
56. SCHUTZER SF, HARRIS WH (1988). Trochanteric osteotomy for revision total hip arthroplasty. Clin Orthop **227**: 172-183.
57. SOBOTTA (1993). Atlas der Anatomie des Menschen. II. 20th ed., Urban & Schwarzenberg, München.
58. SOCHART DH (1999). Relationship of acetabular wear to osteolysis and loosening in total hip arthroplasty. Clin Orthop **363**: 135-150.

59. SOCHART DH, PORTER ML (1998). Long-term results of cemented Charnley low-friction arthroplasty in patients aged less than 30 years. J Arthroplasty **13**: 123-131.
60. SOLOMON MI, DALL DM, LEARMONTH ID, DAVENPORT JM (1992). Survivorship of cemented total hip arthroplasty in patients 50 years of age or younger. J Arthroplasty **7 (Suppl)**: 347-352.
61. STEFANICH RJ, JABBUR MT (1988). Autogenic cancellous bone grafting following transtrochanteric hip arthroplasty. Clin Orthop **228**: 141-149.
62. SULLIVAN PM, MACKENZIE JR, CALLAGHAN JJ, JOHNSTON RC (1994). Total hip arthroplasty with cement in patient who are less than 50 years old: A sixteen to twenty-two-year follow-up study. J Bone Joint Surg **76A**: 863-869.
63. TETSWORTH K, CIERNY G (1999). Osteomyelitis debridement techniques. Clin Orthop **360**: 87-96.
64. VINCIGUERRA B, PASCAREL X, MANGIONE P, HONTON JL, CHATERLAN JL (1993). Slide trochanterotomy in THA revisions. Digastric trochanterotomy in re-operated total hip prostheses: à propos of 53 cases. Rev. Chir. orthop. **79**: 200-204.
65. WEBER BG, STÜHMER G (1979). Improvements in Total Hip Prosthesis Implantation Technique. Arch. Orthop. Traumat. Surg. **93**: 185-189.
66. WIRTH CJ (2001). Praxis der Orthopädie. II: Operative Orthopädie. 3rd ed., Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
67. YOUNGER T, BRADFORD MS, MAGNUS R, PAPROSKY WG (1995). Extended proximal femoral osteotomy: a new technique for femoral revision arthroplasty. J Arthroplasty **10**: 329-338.

8 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. med. Romain Seil für die Bereitstellung des interessanten Themas sowie für seine sachkundige und innovative Betreuung bei der Fertigstellung meiner Arbeit.

Ebenso danke ich Herrn Professor Dr. med. Dieter Kohn für seine Unterstützung sowie die Bereitstellung des biomechanischen Labors zur Durchführung meiner Versuche und die Möglichkeit zur Auswertung der Daten in der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Homburg / Saar.

Weiterhin möchte ich Herrn Dr. med. Matthias Kusma danken, der mir während der Präparationen, Auswertungen und Korrekturen mit wertvollem Rat zur Seite stand.

Für die Bereitstellung der Versuchspräparate danke ich dem anatomischen Institut der Universität Lübeck, insbesondere Herrn Professor Dr. rer. nat. Lüder Busch. Ebenso danke ich Herrn Holger Sier, der mir durch seine Vermittlung behilflich war, die entsprechenden Präparate von der Universität Lübeck zur Verfügung gestellt zu bekommen.

Für die Möglichkeit, die Knochendichte bei meinen Versuchspräparaten messen zu können, bedanke ich mich beim radiologischen Institut des Universitätsklinikums Homburg / Saar.

Für die statistische Auswertung meiner Ergebnisse möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Sleman Saliba sowie bei Herrn Professor Dr. Sven O. Krumke vom mathematischen Institut der technischen Universität Kaiserslautern bedanken.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Herrn Dr. med. René Mülle-Wille für die anatomisch genauen Zeichnungen meiner Refixationen und der Trochanter.

Auch meinen Eltern möchte ich an dieser Stelle für ihre immerwährende Begleitung und ihre verständnis- und liebevolle Unterstützung meinen aufrichtigen Dank aussprechen.

9 Lebenslauf

Persönliche Information

Name: Julia Cordula Dorothee Happel

Adresse: Dilitschstrasse 21, CH-4500 Solothurn
Tel.: +41/76 43 86 722
E-mail: jhappel80@gmx.de

Geburtsdatum: 07.07.1980

Geburtsort: 55131 Mainz, Deutschland

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: ledig

Eltern: Dr. Günter Happel, geb. 06.09.1942,
Oberstudienrat, a.D.
Sigrid Happel geb. Bender, 11.04.1943,
Rektorin, a.D.

Schulische Laufbahn

Grundschule Martinusschule Mainz (1986-1990)

Gutenberg-Gymnasium Mainz (1990-1999)

Studium

Studium der Humanmedizin, Universität des Saarlandes (1999-2006)

Physikum (August/September 2001)

Auslandsstudium ERASMUS, Spanien (Oktober 2001–Juli 2002)

Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (März 2003)

Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (März 2005)

Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (April 2006)

Praktische Ausbildung

Famulaturen

Orthopädie und Rheumatologie,
Praxis Becker / Bayer, Oppenheim (August – September 2002)

Abteilung für Orthopädie,
Universitätsklinikum des Saarlandes (Juli – August 2003)

Abteilung für Innere Medizin,
St. Vincenz-Hospital Mainz (September – Oktober 2003)

Abteilung für Unfallchirurgie und Sporttraumatologie,
Landeskrankenhaus Feldkirch (März – April 2004)

Praktisches Jahr	<p>Chirurgische Abteilung, Regionalspital Surselva, Ilanz (April – Juli 2005)</p> <p>Medizinische Abteilung, Regionalspital Surselva, Ilanz (August – November 2005)</p> <p>Orthopädische Abteilung, Universitätskliniken des Saarlandes, Homburg / Saar (Dezember 2005 – März 2006)</p>
Ärztliche Tätigkeit	<p>Chirurgische Abteilung, Regionalspital Surselva, Ilanz (Juli 2006 – Juni 2008)</p> <p>Orthopädische Abteilung, Bürgerspital Solothurn (seit Juli 2008)</p>
Wissenschaftliche Tätigkeit	<p>Studentische Hilfskraft im Labor für Biomechanik, Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg / Saar</p> <p>Aufgabe: Präparation humaner und animaler Objekte und Durchführung verschiedener biomechanischer Experimente für hauseigene und externe Studien, insbesondere der Vergleich verschiedener Techniken der Kreuzbandplastik.</p>
Sprachkenntnisse	<p>Englisch: gute Kenntnisse in Wort und Schrift</p> <p>Spanisch: gute Kenntnisse in Wort und Schrift</p> <p>Französisch: Grundkenntnisse</p>
Ehrenamtliche Tätigkeiten	<p>Mitarbeit in der Johanniter-Unfall-Hilfe, der Schnelleinsatzgruppe und im Katastrophenschutz</p> <p>Vorklinikreferentin für die Fachschaft Medizin in Homburg / Saar</p>
Erwerbliche Tätigkeiten	<p>Krankentransport beim Malteser Hilfsdienst in Homburg / Saar</p>
Auszeichnungen	<p>Dreimalige Teilnahme mit Auszeichnungen an den Wettbewerben „Schüler experimentieren“ und „Jugend forscht“</p> <p>Teilnahme mit Auszeichnung am Wettbewerb „Jugend musiziert“</p>
Sonstige Lebensstationen	<p>1996: Teilnahme an einem Schüleraustausch nach Australien</p> <p>1998: Teilnahme an der Deutschen Schüler Akademie in Schulpforte</p> <p>2000: Leitung der Deutschen Schüler Akademie in Schelklingen</p>