

**Spannungsoptische Untersuchung verschiedener Stabilisierungsverfahren
(Dynamische Hüftschraube, γ -Nagel, Proximaler Femur-Nagel)
bei pertrochantären Femurfrakturen.**

Dissertation

Stefan M. Huber-Wagner

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

Direktor: Prof. Dr. med. W. Mutschler

Spannungsoptische Untersuchung verschiedener Stabilisierungsverfahren
(Dynamische Hüftschraube, γ -Nagel, Proximaler Femur-Nagel)
bei pertrochantären Femurfrakturen.

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

vorgelegt von
Stefan M. Huber-Wagner

aus
Obergünzburg

im Jahr

2002

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

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. E. Euler
Priv. Doz. Dr. med. H.-J. Andreß

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. H. Hertlein
Prof. Dr. med. H. J. Refior

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 10.10.2002

Inhaltsverzeichnis

1 Vorwort	5
2 Einführung	7
2.1 Anatomie und Blutversorgung des proximalen Femur.	7
2.2 Epidemiologie	9
2.3 Geschichte der Entwicklung von Behandlungstechniken bei Frakturen des coxalen Femurendes	10
2.4 Problem, Motivation und Zielsetzung	16
3 Material und Methode	19
3.1 Methode	19
3.1.1 Einführung	19
3.1.2 Physikalische Grundlagen des spannungsoptischen Oberflä- chenschichtverfahrens	19
3.1.2.1 Polarisierung und Doppelbrechung	19
3.1.2.2 Planpolariskopie	21
3.1.2.3 Reflexions- und Zirkularpolariskopie	23
3.1.3 Praktische Vorgehensweise bei der spannungsoptischen Messung	26
3.1.3.1 Kalibrierung der Methodik mit dem Biegebalken- experiment	29
3.2 Material	32
3.2.1 Anfertigung einer photoelastischen Schicht	32
3.2.1.1 Entnahme und Vorbereitung der Femora	39
3.2.1.2 Osteosynthesematerial und Implantationstechnik	43
3.2.2 Versuchsaufbau und Auswertung	44
3.2.2.1 Gruppen	44
3.2.2.2 Frakturmodell	45
3.2.2.3 Testbedingungen und Versuchsaufbau	47
3.2.2.4 Versuchsablauf und Auswertung	50

4 Ergebnisse	53
4.1 Ergebnisse der Vorversuche - Modellbildung	53
4.2 Ergebnisse der Gruppen 1 - 5	57
4.2.1 Ergebnisse der Gruppe 1 (Femora VI und IX)	58
4.2.2 Ergebnisse der Gruppe 2 (Femora VIII und X)	61
4.2.3 Ergebnisse der Gruppe 3 (Femora IV und V)	71
4.2.4 Ergebnisse der Gruppe 4 (Femora XI und XII)	77
4.2.5 Ergebnisse der Gruppe 5 (Femora XIII und XIV)	84
4.2.6 Gruppenübergreifende Beobachtungen	89
5 Diskussion	91
5.1 Diskussion der Methodik	91
5.1.1 Spannungsoptik	91
5.1.1.1 Historisches - Bedeutung in der Medizin	91
5.1.1.2 Wahl der spannungsoptischen Meßbedingungen	93
5.1.1.3 Vorteile des spannungsoptischen Oberflächenschichtver- fahrens	94
5.1.1.4 Probleme und Fehler des spannungsoptischen Oberflächen- schichtverfahrens	96
5.1.2 Biomechanik	100
5.1.2.1 Problem der Lasteinleitung	100
5.1.2.2 Diskussion der Ergebnisse der Vorversuche - Modell- bildung	108
5.2 Diskussion der Ergebnisse	114
5.2.1 Diskussion der Ergebnisse der Gruppen 1 - 5	114
5.2.1.1 Diskussion der Ergebnisse der Gruppen 1 und 2	114
5.2.1.2 Diskussion der Ergebnisse der Gruppen 3, 4 und 5	122
6 Abschließende Zusammenfassung	129
7 Anhang	133
7.1 Literatur	133
7.2 Danksagungen	144
7.3 Lebenslauf	145
7.4 Publikationen	147

1 Vorwort

„Die mechanische Wissenschaft ist überaus edel und vor allen anderen Wissenschaften äußerst nützlich, weil durch sie alle lebenden Körper, welche Bewegung besitzen, ihre Tätigkeiten ausüben.“

Leonardo da Vinci, 1505

Mit diesem Zitat aus dem „Codex über den Vogelflug“ (Leonardo da Vinci, 1505) beweist das Universalgenie Leonardo da Vinci, bereits sehr früh die Bedeutung des Faches Mechanik und insbesondere die Bedeutung des damals noch unbekanntem Teilbereiches, nämlich der Biomechanik, erkannt zu haben. Zwar entstand die Biomechanik als Fach erst im 20. Jahrhundert, als der rasante technische und medizinische Fortschritt es ermöglichte, Fragen nach der Physik von Bewegungsvorgängen bei Lebewesen zu beantworten, doch der Meister war hier in seinem Weitblick der Zeit voraus.

Die vorliegende Arbeit versucht Fragestellungen aus dem Bereich der Unfallchirurgie mittels biomechanischer Untersuchungen beantworten zu helfen. Es handelt sich hierbei um Fragen, welche die Behandlung von Hüftfrakturen beim Menschen betreffen. Hüftfrakturen - in der vorliegenden Arbeit wird speziell auf pertrochantäre Femurfrakturen fokussiert - nehmen in ihrer Häufigkeit beständig zu. Da es sich um eine typische Fraktur besonders älterer Menschen handelt, fällt es angesichts der aktuellen demographischen Entwicklung nicht schwer, die Tragweite dieses Problems zu erkennen. Das Erleiden einer derartigen Hüftfraktur stellt häufig einen Einschnitt mit gravierenden Folgen in das Leben eines älteren Menschen dar. Angesichts der wachsenden Fallzahlen nimmt dies in vielen Belangen gesamtgesellschaftlich relevante Dimensionen an. Erwähnt seien hier nur die enormen Kosten der Be- und Nachbehandlung, sowie die möglichen sozialen Veränderungen, wie beispielsweise die Unterbringung in einem Pflegeheim, die nicht selten nach derartigen Verletzungen erforderlich werden. Umsomehr erscheint es wünschenswert, die Qualität der Behandlung dieser Frakturen ständig voranzutreiben. Die vorliegende Dissertation setzt es sich zum Ziel, derzeit handelsübliche, zur operativen Stabilisierung von pertrochantären Femurfrakturen verwendete Implantate experimentell miteinander zu vergleichen. Neben zahlreichen anderen wissenschaftlichen Ansätzen anderer Forschungsgruppen geschieht dies hier erstmals mittels einer biomechanischen in-vitro Untersuchung an humanen Oberschenkelknochen von Leichen unter Zuhil-

fenahme des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens, auch PhotoStress[®]-Methode genannt. Diese Technik erlaubt es, den Kraftfluss an der Oberfläche von Testobjekten sichtbar zu machen. Somit ist es möglich, Informationen über die Stressverteilung und möglicherweise gefährliche Stresskonzentrationen am Oberschenkelknochen zu gewinnen.

Ziel ist es, neben der Entwicklung eines geeigneten Versuchsmodells, Aussagen über Stärken und Schwächen der einzelnen Osteosyntheseverfahren zu treffen, somit auf mögliche Problemzonen der Implantate hinzuweisen und schließlich Optimierungsmöglichkeiten aufzuzeigen. Ferner wird ein aktueller Überblick über experimentelle wie auch über klinische Studien gegeben, die sich mit der Problematik von Hüftfrakturen und deren operativer Behandlung auseinandersetzen.

2 Einführung

2.1 Anatomie und Blutversorgung des proximalen Femur

Hüftfrakturen bzw. proximale Femurfrakturen sind sehr häufige Frakturen. Sie können untergliedert werden nach entsprechender anatomischer Lage in Schenkelhalsfrakturen (mediale und laterale), pertrochantäre = intertrochantäre Frakturen und subtrochantäre Frakturen:

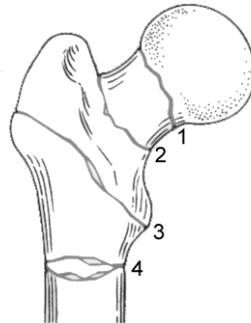


Abbildung 2-1: Einteilung der proximalen Femurfrakturen.

1 = mediale Schenkelhalsfraktur, 2 = laterale Schenkelhalsfraktur, 3 = pertrochantäre Femurfraktur, 4 = subtrochantäre Femurfraktur

Mediale Schenkelhalsfrakturen unterscheiden sich von den lateralen Schenkelhalsfrakturen und den trochantären Frakturen bezüglich der Blutversorgung ganz wesentlich:

Die Blutversorgung des coxalen Femurendes erfolgt aus Ästen der A. circumflexa femoris medialis et lateralis, wobei der Ramus profundus der A. circumflexa femoris medialis dominiert.

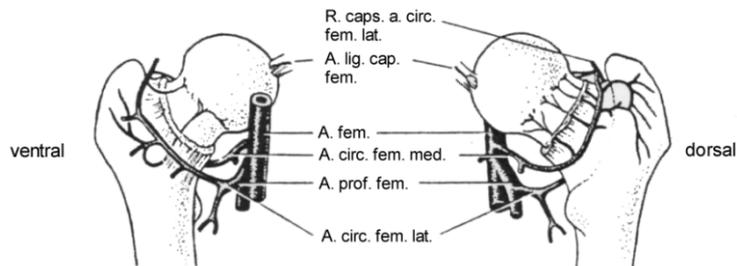


Abbildung 2-2: Gefäßversorgung des proximalen Femur.

Die A. circumflexa femoris medialis umgreift den Schenkelhals von posterior im Gegensatz zur A. circumflexa femoris lateralis, die ihn von anterior umgreift. Die beiden Äste bilden in der Fossa trochanterica ein extrakapsulär gelegenes Gefäßkonvolut (Crock 1980, Hipp 1962, Howe 1950, Meyer Ch 1994, Sheehan 1932)(vgl. Abbildung 2-2: S. 8). Kommt es nun zur medialen oder intermediär gelegenen Schenkelhalsfraktur, wird dieses Gefäßnetz zerstört. Da die A. ligamenti capitis femoris keine verlässliche Kollaterale darstellt, droht die Unterbrechung der Durchblutung des Hüftkopfes mit der hochgradigen Gefahr einer konsekutiven Hüftkopfnekrose. Klinisch ist dieser Umstand von großer Bedeutung und kommt anschaulich in den beiden folgenden Zitaten zum Ausdruck. So schreibt J. Hyrtl 1856: „Die Ursache, warum die reine intrakapsuläre Schenkelhalsfraktur so schwer heilt, ist teils in der Gefäßarmut des abgebrochenen Schenkelkopfes, teils in der Unmöglichkeit, die Bruchenden dauernd in Kontakt zu halten, zu suchen“ (Hyrtl 1856). E. Th. Kocher konstatierte 1896: „Die mediale Schenkelhalsfraktur besitzt eine Eigentümlichkeit fataler Art - nämlich die Nichtheilung“ (Kappis 1938). In der Behandlung der medialen Schenkelhalsfraktur steht somit beim älteren Menschen der Gelenkersatz im Vordergrund.

Ganz anders sieht die Situation bei pertrochantären Frakturen aus, auf welche die vorliegende Arbeit fokussiert. Zusätzlich zu der bereits oben erwähnten Durchblutung für den Schenkelhals bezieht die trochantäre Region aus einem ausgeprägten, den Knochen im Bereich der Muskelansätze regelrecht überziehenden Gefäßnetz ihre Blutzufuhr (Crock 1980, Howe 1950, Meyer Ch 1994). Kommt es hier zum Knochenbruch, bleiben die Aa. circumflexae meist unversehrt. Somit besteht für eine Hüftkopfnekrose nur eine minimale Gefahr. Die Fragmente der Trochanterregion werden weiterhin aus dem in der Muskulatur liegenden Gefäßnetz ernährt. Somit kann zur Behandlung dieser Frakturen so gut wie immer eine Osteosynthese herangezogen werden (Meyer Ch 1994). Auch eine konservative Behandlung würde daher bei den pertrochantären Frakturen im Gegensatz zu den

medialen Schenkelhalsfrakturen nahezu immer zur knöchernen Ausheilung führen (Meyer H 1958, Mittag 1956, Newell 1947, Nicole 1939, Rehbein 1949, Scheidt 1949). Die konservative Behandlung der Hüftfrakturen spielt jedoch aufgrund der mit der langen Immobilisierungsdauer verbundenen pulmonalen und kardiovaskulären Komplikationen in der modernen Chirurgie keine Rolle mehr. Die Letalitätsrate für das konservative Vorgehen wird mit 28 - 50% angegeben (Gruss 1992, Schumpelick 1953) und ist somit völlig inakzeptabel. Die Klinikletalität konnte seit Entwicklung suffizienter operativer Verfahren auf unter 10% gesenkt werden (Kwasny 1991).

2.2 Epidemiologie

Zur Häufigkeit und Altersverteilung von Hüftfrakturen liegen unterschiedliche Angaben vor. Im anglo-amerikanischen Bereich wird die Inzidenz von Hüftfrakturen je nach Autor mit 200000/Jahr (Lewinnek 1980, Farmer 1984, Q Lu-Yao 1994) bis 250000/Jahr (Cummings 1990) für die USA angegeben. Mit einer Verdoppelung dieser Zahlen wird für das Jahr 2040 gerechnet (Cummings 1985 und 1990, Zuckermann 1996). Für England wird ein Ansteigen der Fälle auf 117.000/Jahr im Jahr 2040 vorhergesagt (Royal College of Physicians 1989). Betrachtet man die Häufigkeiten des Auftretens der einzelnen Frakturtypen, so zeigt sich, dass etwa 45% den Schenkelhalsfrakturen, weitere 45% den trochantären Frakturen und etwa 10% den subtrochantären Frakturen zufallen (Gallagher 1980)(vgl. Tabelle 2-1, S. 9). Der Anteil der Frauen mit Hüftfrakturen ist etwa dreimal so hoch wie der der Männer. Mit zunehmendem Alter erhöht sich die Wahrscheinlichkeit, eine Hüftfraktur zu erleiden. Sie verdoppelt sich ab einem Alter von 50 Jahren mit jeder weiteren Dekade (Gallagher 1980, Hedlund 1987). Bereits 1980 wurde in den USA mit einer Kostenbelastung für das Gesundheitssystem durch die zu erwartenden Hüftfrakturen von einer Milliarde Dollar pro Jahr kalkuliert (Gallagher 1980).

Tabelle 2-1. Relative Häufigkeit von hüftnahen Femurfrakturen

Frakturtyp	Relative Häufigkeit
Schenkelhalsfrakturen	45%
Trochantäre Frakturen	45%
Subtrochantäre Frakturen	10%

Die Tabelle zeigt die Häufigkeitsverteilung der proximalen Femurfrakturen (Gallagher 1980). Die trochantären Frakturen spielen mit einem Anteil von 45% eine bedeutende Rolle.

Für den deutschsprachigen Raum existieren leider keine epidemiologischen Übersichtsarbeiten, sondern nur das Zahlenmaterial einzelner Kliniken. Zum Vergleich seien einige Beispiele aufgeführt: Für die Verteilung der einzelnen Frakturtypen gibt Rinecker 51,5% für die Schenkelhalsfrakturen, 47,7% für die pertrochantären und 1,5% für die subtrochantären Frakturen an (Rinecker 1978, N=1000). Krueger nennt einen Anteil von 52% für die Schenkelhalsfrakturen, 37% für die pertrochantären und 11% für die subtrochantären Frakturen (Krueger 1985, N=235). Nach dem untersuchten Krankengut von Hermann beträgt der Anteil für die Schenkelhalsfrakturen 48,5%, für die pertrochantären Frakturen 42,7%, sowie für die subtrochantären Frakturen 8,8%. Das Verhältnis von Frauen zu Männern mit proximaler Femurfraktur beträgt genauso wie im anglo-amerikanischen Raum 3:1. Auch für den deutschsprachigen Raum gilt die Tatsache, dass es sich um eine typische Fraktur des älteren Menschen handelt (Hermann 1996, N=1180). Insgesamt läßt sich aus dem dargestellten Zahlenmaterial erkennen, dass Hüftfrakturen sehr häufig auftreten und somit zur täglichen Arbeit des Chirurgen zählen. Ferner läßt sich festhalten, dass die pertrochantären Frakturen, auf deren Untersuchung sich die vorliegende Arbeit beschränkt, etwa ebenso häufig vorkommen wie die Schenkelhalsfrakturen, die subtrochantären Frakturen jedoch deutlich seltener anzutreffen sind.

2.3 Geschichte der Entwicklung von Behandlungstechniken bei Frakturen des coxalen Femurendes

Bevor auf die in dieser Arbeit untersuchten Implantate zur operativen Stabilisierung von pertrochantären Femurfrakturen näher eingegangen wird, erfolgt ein kurzer Abriss über die Historie der Entwicklung von Therapiestrategien in der Behandlung von Hüftfrakturen (vgl. Tabelle 2-2, S. 15).

Erste dokumentierte Berichte zur Behandlung der Schenkelhalsfraktur liegen von Ambroise Paré (1510-1590) vor. Dieser berichtet über die Ruhigstellung einer Hüftfraktur mittels einer Holzschiene (aus Cordasco 1938). Eine operative Behandlung wird erstmals von Rudolf Bernhard von Langenbeck (1810-1887) durchgeführt, welcher im Jahre 1858 von einer Versorgung einer Schenkelhalsfraktur mit einem Nagel berichtet (aus Gluck 1930). Bis zu einer weiteren Verbreitung der operativen Therapie ab dem Jahr 1925 wird die konservative Therapie fortwährend optimiert. Die Reposition mit anschließender 2 - 4 monatiger Gipsbehandlung wird 1902 von Whitman dezidiert beschrieben (Schramm 1929). Die Einführung des rotationsstabilen Dreilamellennagels im Jahr 1925 durch Smith-Petersen kann als ein Wendepunkt weg von der konservativen Behandlung und hin zur operativen Behandlung verstanden werden (vgl. Abbildung 2-3: S. 11). Dieser Nagel kann sowohl für die Schenkelhals- als auch für die per-

trochantäre Fraktur verwendet werden (Smith-Petersen 1931).



Abbildung 2-3: Smith-Petersen Dreilamellennagel (1925).

Ab diesem Zeitpunkt beginnt die Entwicklung von moderneren Implantaten: 1939 stellt Küntscher den „steilen Schenkelhalsnagel“ und 1940 den Doppel- oder Y-Nagel vor (Küntscher 1962)(vgl. Abbildung 2-4: S. 11).

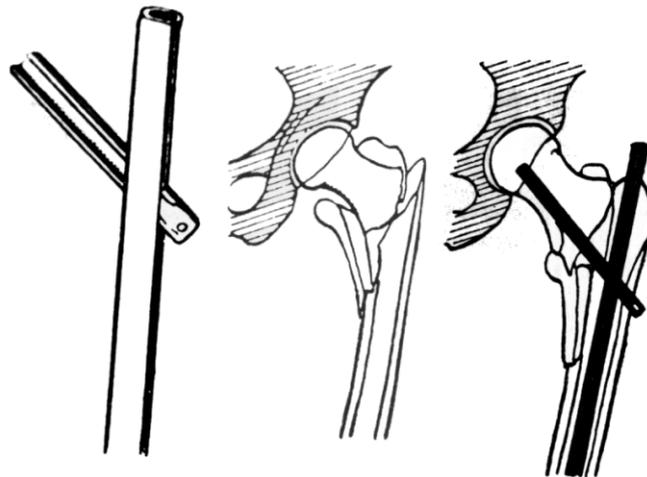


Abbildung 2-4: Y-Nagel von G. Küntscher (1940).

1939 führt Küntscher in Kiel die erste Marknagelung einer Oberschenkelfraktur durch (Schroeder 1998).

Im Jahr 1941 präsentiert Jewett im anglo-amerikanischen Bereich einen „one-piece angle nail“, der als Bindeglied zwischen dem Smith-Petersen Nagel und der Pohlschen-Laschenschraube gesehen werden kann (Jewett 1941). Dieser Jewett-Konstruktion ähnlich ist der fortentwickelte Zweilamellen-Nagel von Rehbein (Rehbein 1948). Lezius und Herzer schlagen einen anderen Weg ein, als sie im Jahr 1950 den Rundnagel vorstellen, welcher sich aber schließlich nicht durchsetzt (Lezius 1950). Als Pohl 1951 seine „gleitende Laschenschraube“ prä-

sentiert, macht er sich erstmals ein dynamisches Prinzip zu Nutzen (Pohl 1951)(vgl. Abbildung 2-5: S. 12): Die Schenkelhalsschraube kann unter dem erwünschten Zusammensintern der Fragmente in einer „Lasche“, die für den Halt am Femurschaft sorgt, nach lateral gleiten. Bis sich dieses erfolgversprechende Gleitprinzip auch bei anderen Implantaten durchsetzen wird, vergehen allerdings noch Jahre.

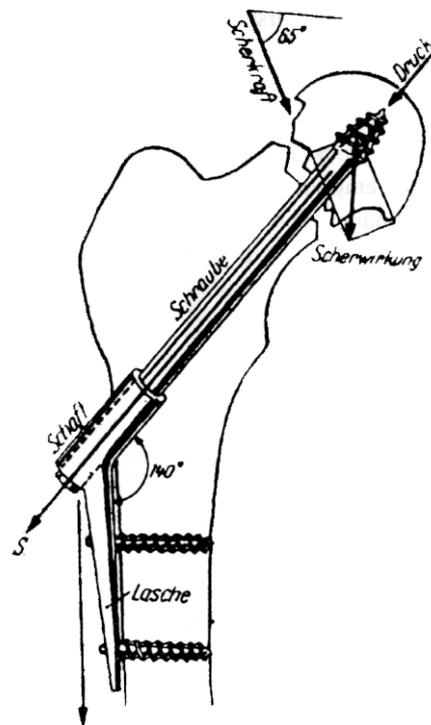


Abbildung 2-5: „Gleitende Laschenschraube“ nach Pohl (1951).

1959 stellt die AO ihre 130°-Winkelplatte vor (Müller 1991). Küntscher bringt nun 1964 seinen Trochanternagel, eine Fortentwicklung seines Y-Nagels, auf den Markt (Küntscher 1966). Angeregt durch das von Lezius und Herzer (1950) eingebrachte Prinzip, stellt im Jahr 1969 Ender seine „runden, elastischen Kondylennägel“ vor (Ender, Simon-Weidner 1970).

Mitte der siebziger Jahre erlebt das Prinzip der Pohlschen Laschenschraube vor-

allein in Nordamerika und Skandinavien in Form der „Richards compression screw“ eine Renaissance (Sahlstrand 1974, Chapman 1981). Nachdem sich vielversprechende Ergebnisse nun auch in Europa herumsprechen (Doppelt 1980), greift die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) dieses Prinzip Anfang 1980 auf und entwickelt es zur Dynamischen Hüftschraube (= DHS) weiter. 1981 werden erstmals klinische Erfahrungen mit dem neuen Implantat in der Literatur erwähnt (Regazzoni 1981)(vgl. Abbildung 2-6: S. 14).

Parallel zur Entwicklung der DHS wird mit der Entwicklung des γ -Nagels (= Gamma-Nagel) begonnen. Hier fließen die Erfahrungen mit Küntschers Y-Nagel, mit Pohls dynamischen Prinzip der Laschenschraube und dem 1977 vorgestellten Verriegelungsnagelsystem für Femur und Tibia von Grosse & Kempf mit ein. Der γ -Nagel wird 1988 in den Markt eingeführt (Harder 1998)(vgl. Abbildung 2-6: S. 14).

Im Jahr 1997 stellt die AO erstmals den Proximalen Femur Nagel (= PFN) vor. Er stellt ein fortentwickeltes Konkurrenzprodukt zum γ -Nagel dar und zeichnet sich u. a. durch größere Länge sowie eine zusätzliche Antirotationsschraube im Schenkelhalsbereich aus. Seine endgültige Formgebung wurde u. a. durch Erfahrungen aus der vorliegenden Untersuchung mitbestimmt (vgl. Abbildung 2-6: S. 14).



Abbildung 2-6: DHS, γ -Nagel und PFN.

DHS = Dynamische Hüftschraube, γ -Nagel = Gamma Nagel, PFN = Proximaler Femur Nagel (mit obligater Antirotationsschraube). Die DHS ist mit der optionalen Trochanterstabilisierungsplatte (=TSP) und der Antirotationsschraube abgebildet.

Die drei zuletzt genannten Implantate - Dynamische Hüftschraube, γ -Nagel und Proximaler Femur-Nagel - stellen die derzeit zur Behandlung von pertrochantären Frakturen am häufigsten verwendeten Systeme dar. Sie sind der Gegenstand der vergleichenden biomechanischen Untersuchungen dieser Dissertation. Genaue technische Daten und Ergebnisse klinischer Studien zu diesen 3 Implantaten werden im Kapitel „Material und Methoden“ bzw. „Diskussion“ geliefert.

Tabelle 2-2. Synops - Entwicklung von Behandlungstechniken bei proximalen Femurfrakturen

Zeit	Beschreiber	Methode
16. Jahrhundert	Ambroise	Schienung
1858	Langenbeck	1. Nagelung einer Schenkelhalsfraktur
1902	Whitman	Gipsbehandlung nach Reposition
1925	Smith-Petersen	Dreilamellen Nagel (vgl. Abbildung 2-3: S. 11)
1939	Küntscher	Steiler Schenkelhalsnagel
1940	Küntscher	Doppel- oder Y-Nagel (vgl. Abbildung 2-4: S. 11)
1941	Jewett	One-piece angle nail
1948	Rehbein	Zweilamellennagel
1950	Lezius/Herzer	Rundnagel
1951	Pohl	Laschenschraube (vgl. Abbildung 2-5: S. 12)
1959	AO	Winkelplatte
1964	Küntscher	Trochanternagel
1969	Ender	Rundnägel
1977	Grosse & Kempf	Verriegelungsnagelsystem
1981	AO	DHS (vgl. Abbildung 2-6: S. 14)
1988	Grosse/Fa. Howmedica	γ -Nagel (vgl. Abbildung 2-6: S. 14)
1997	AO	PFN (vgl. Abbildung 2-6: S. 14)

AO = Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen, DHS = Dynamische Hüftschraube
 γ -Nagel = Gamma Nagel, PFN = Proximaler Femur Nagel

2.4 Problem, Motivation und Zielsetzung

Es existieren zahlreiche klinische Studien, welche die Dynamische Hüftschraube mit dem γ -Nagel vergleichen. Erstaunlicherweise gibt es jedoch kaum vergleichende experimentelle Studien, die die biomechanischen Eigenschaften der beiden Implantate untersuchen. Studien, die den Proximalen Femur Nagel experimentell-biomechanisch betrachten, liegen unseres Wissens bis jetzt nicht vor. Lediglich die Gruppe um Götze und Bonnaire präsentierte 1998 auf dem 3. Europäischen Unfallkongress in Amsterdam erste Ergebnisse von biomechanischen Testreihen mit dem PFN. Diese wurden in der ersten Phase jedoch nicht an humanen Leichenfemora, sondern an Kunststoffknochen durchgeführt (Götze 1998).

Es liegen eine Reihe von Studien vor, die entweder die biomechanischen Eigenschaften der DHS *oder* des γ -Nagels und/oder anderer älterer Osteosyntheseverfahren erkunden (Blair 1994, Bonnaire 1991, Bostrom 1995, Choueka 1995, Claes 1995, Clark 1990, Dong 1993, Flahiff 1993, Goodman 1992, Holmes 1993, Kaiser 1995, Meislin 1990, Rosenblum 1992, Sjostedt 1994, Tencer 1984, Wainer 1990).

In der Literaturrecherche der vorliegenden Dissertation konnten nur vier experimentelle Arbeiten gefunden werden, welche die DHS direkt mit dem γ -Nagel vergleichen. Zwei dieser Arbeiten geben keine Informationen darüber, mit welchem Winkel sie die Krafteinleitung in das Femur im Experiment bewerkstelligen (Shaw 1993, Mahomed 1994). Wie sich später zeigen wird, ist die Angabe dieses Winkels von großer Bedeutung für die Aussagekraft derartiger Versuche. Die zwei verbleibenden Arbeiten verwenden für die Krafteinleitung Winkel F von 25° bzw. 20° (Friedl 1993 und Curtis 1994). Eine Wahl der Winkel F in diesem Größenordnungsbereich birgt die Gefahr der Erzeugung von relevanten Artefakten mit sich (siehe Kap. Diskussion). Während Friedl in seiner Untersuchung die maximal applizierbare Last auf die Implantate bei Vorliegen verschiedener trochantärer Frakturtypen bestimmt, mißt Curtis die Absenkung der Schenkelhalsschrauben der Implantate unter Belastung (Friedl 1993, Curtis 1994).

Es sind im wesentlichen drei Gesichtspunkte, welche die Motivation für die Ausführung der vorliegenden Studie geben:

1. Es liegen nur wenige Arbeiten vor, in denen Stabilisierungstechniken für trochantäre Frakturen biomechanisch analysiert werden.
2. Nach dem derzeitigen Stand der Literatur wurde das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren noch nie zur Untersuchung des Kraftflusses bei petrochantären Frakturen, die durch verschiedene Implantate stabilisiert werden, angewandt.

3. Der erst 1997 eingeführte proximale Femur Nagel wurde bisher erst durch insgesamt zwei wissenschaftliche Gruppen biomechanisch an humanen Leichenfemora getestet (Euler/Huber 1996; Götze 1998).

Ziele dieser Dissertation sind:

1. Die Entwicklung eines Modells, welches es ermöglicht, humane Leichenfemora in vitro einer möglichst physiologischen Belastungssituation auszusetzen. Diese Belastungssimulation soll dann zur Testung von Femora dienen, die nach Erzeugung einer artifizialen, pertrochantären Hüftfraktur mit unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren stabilisiert werden.
2. Eine Antwort auf die Frage zu finden, ob die PhotoStress[®]-Methode sinnvolle und weiterführende Erkenntnisse in der in vitro Untersuchung von künstlich frakturierten, unter Belastung stehenden Femora zu liefern in der Lage ist.
3. Eine Antwort auf die Frage zu finden, ob biomechanische Unterschiede der drei Implantate DHS, γ -Nagel und PFN aufzudecken sind.

Falls derartige Unterschiede bestehen, ergeben sich zwei neue Fragen:

- Ist es möglich, solche Unterschiede mit Erfahrungen aus dem klinischen Gebrauch der Implantate zu korrelieren?
- Können aus den experimentell gewonnenen Ergebnissen Schlußfolgerungen für eine optimierte klinische Anwendung dieser Osteosynthesematerialien gezogen werden?

3 Material und Methode

3.1 Methode

3.1.1 Einführung

Die Anwendung der PhotoStress[®]-Methode, auch spannungsoptisches Oberflächenschichtverfahren genannt, erfolgt vorwiegend in technischen Bereichen wie beispielsweise dem Maschinenbau. Sie dient der Erarbeitung von Konstruktionskriterien, der Spannungsanalyse von Prototypen, der Optimierung der Betriebszuverlässigkeit von Bauteilen und wird ferner zur Gewichts- und Kostenreduktion herangezogen. Sie stellt neben mathematischen und analytischen Methoden, wie z. B. der Finite-Elemente Methode, ein Instrument der experimentellen Spannungsanalyse dar. Mit ihr können Problemzonen und Schwachstellen an technischen Bauteilen erkannt, sichtbar gemacht und anschließend optimiert werden. Das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren vereint in sich die Vorteile der elektrischen Dehnungsmessung sowie der klassischen Modellspannungsoptik und erlaubt somit ein ganzflächiges Sichtbarmachen der Dehnungsverteilung an der Oberfläche eines originalen Objektes als qualitative Information. Darüberhinaus ermöglicht die PhotoStress[®]-Methode eine quantitative Messung der Dehnungsgröße sowie der Dehnungsrichtung an jedem beliebigen Punkt des Testobjektes.

3.1.2 Physikalische Grundlagen des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens

3.1.2.1 Polarisation und Doppelbrechung.

Licht kann nach der Wellentheorie von Maxwell (Maxwell 1871, zitiert nach Gerthsen 1986) als elektromagnetische Strahlung interpretiert werden. Es enthält ein ganzes Spektrum verschiedener Schwingungen unterschiedlicher Frequenzen und Wellenlängen. Das für das menschliche Auge wahrnehmbare Spektrum hat einen Wellenlängenbereich zwischen 400 und 800 nm. Elektromagnetische Wellen sind transversal, was bedeutet, dass der magnetische und der elektrische Feldvektor immer senkrecht zur Fortpflanzungsrichtung steht. Licht wird durch Geschwindigkeit c , Wellenlänge λ und Frequenz f charakterisiert: Die Formel

$$c = f \cdot \lambda \quad (1)$$

stellt den Zusammenhang dar. Licht, welches z. B. von einer Glühlampe ausgesendet wird ist unpolarisiert, d. h. die Schwingungsebene solcher Strahlen liegt senkrecht zur Ausbreitungsrichtung. Führt man einen Polarisationsfilter in einen derartigen Strahlengang ein, so läßt dieses Filter nur denjenigen Wellenzug

durch, dessen Schwingungsebene mit der Polarisationssebene des Filters übereinstimmt. Das Licht wird nach dem Verlassen des Filters als *linear-* oder *planpolarisiert* bezeichnet, da lediglich noch eine Schwingungsebene vorhanden ist. Beschreibt der Verschiebungsvektor in einer transversalen Welle einen Kreis, so bezeichnet man die Welle als *zirkular* polarisiert. Zirkularpolarisiertes Licht kann als Zusammensetzung von 2 linear polarisierten Wellen interpretiert werden, die bei gleicher Amplitude senkrecht zueinander schwingen, jedoch eine Phasendifferenz von $\lambda/4$ vorweisen (Gerthsen 1986).

Eine Polarisationsvorrichtung besteht in einem einfachen Fall aus zwei Polarisationsfiltern: Das erste Filter P läßt nur die Schwingungen einer Ebene passieren, mit dem zweiten Filter A kann eine völlige Lichtauslöschung erreicht werden, wenn die Polarisationsachse des Filters A genau senkrecht zur Achse des Filters P steht, d. h., mit dem Analysator A kann die Schwingungsrichtung nachgewiesen werden (Föppl 1972)(vgl. Abbildung 3-1: S. 20).

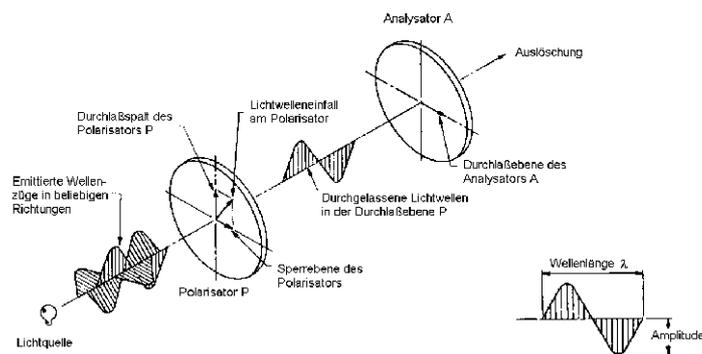


Abbildung 3-1: Polarisation von Licht.
Erläuterungen im Text.

Die Geschwindigkeit von Licht im Vakuum beträgt $c = 2,99 \cdot 10^8 \text{ ms}^{-1}$, die Geschwindigkeit in Luft ist um 0,03% geringer. In anderen transparenten Körpern ist diese Geschwindigkeit v niedriger. Das Verhältnis

$$c / v = n \quad (2)$$

wird als Brechungsindex bezeichnet. In einem homogenen Körper wie z. B. einer homogenen Flüssigkeit oder einem amorphen Festkörper (Glas), ist der Brechungsindex unabhängig von der Fortpflanzungsrichtung und der Schwingungsebene konstant. Bestimmte Kristalle weisen diese Eigenschaft jedoch nicht auf,

sie zeigen das für die Spannungsoptik so entscheidende Phänomen der *Doppelbrechung*: Derartige Kristalle werden als optisch *anisotrop* bezeichnet, da der Brechungsindex eine Funktion der Stellung der Schwingungsebene eines Lichtstrahles zur Fortpflanzungsachse darstellt. Erklären läßt sich dies über die Aufspaltung des einfallenden Lichtes im doppelbrechenden Medium in zwei zueinander senkrecht stehende polarisierte Strahlen, die sich mit unterschiedlicher Geschwindigkeit ausbreiten. Es kommt zur Phasenverschiebung mit Änderung der Polarisationsrichtung. Optisch isotrope, also für die Ausbreitung von Wellen richtungsunabhängige Medien können unter bestimmten Einflüssen anisotrop werden. Derartige Effekte können durch den Einfluß von elektrischen oder magnetischen Feldern oder durch mechanische Deformierung erzeugt werden. So verhalten sich gewisse Werkstoffe, insbesondere Plastikmaterialien, im spannungsfreien Zustand optisch isotrop, werden jedoch unter Applikation mechanischer Spannung zu Medien mit anisotropen Eigenschaften. Diese Veränderung des Brechungsindex (Anisotropie) ist eine Funktion der applizierten Spannung und stellt somit das grundlegende Prinzip des spannungsoptischen Meßverfahrens dar.

3.1.2.2 Planpolariskopie.

Abbildung 3-2 verdeutlicht die optischen Vorgänge bei der *Planpolariskopie*:

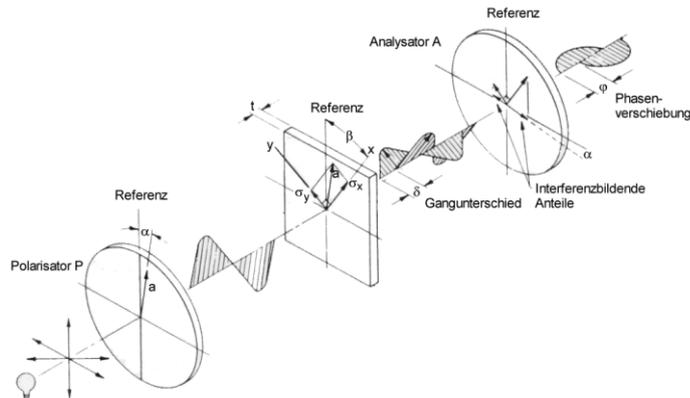


Abbildung 3-2: Planpolariskopie.
Erläuterungen im Text.

Passiert ein Strahl polarisierten Lichtes a einen transparenten Körper der Dicke t , der o.g. Eigenschaften besitzt und in dem X und Y die Hauptdehnungsrichtungen

gen in einem bestimmten Punkt sind, so teilt sich der Lichtvektor in zwei Vektoren auf, deren Schwingungsebenen mit den Richtungen von X und Y kongruent sind. Sind diese Dehnungsgrößen in X- und Y Richtung ϵ_x und ϵ_y , so ist die Lichtgeschwindigkeit der entsprechenden Strahlen v_x und v_y , die Zeit, welche die Strahlen zum Zurücklegen der Dicke t benötigen somit t/v . Es ergibt sich ein Gangunterschied δ , da ein Strahl dem anderen nacheilt (vgl. Abbildung 3-2: S. 21):

$$\delta (n_x - n_y) = c (t / v_x - t / v_y) = t (n_x - n_y) \quad (3)$$

Das Gesetz nach Brewster, nach dem die relative Änderung des Brechungsindex proportional zur Differenz der Hauptdehnungen ist, ergibt somit folgende Beziehung:

$$(n_x - n_y) = K (\epsilon_x - \epsilon_y) \quad (4)$$

K wird als Dehnungsoptischer Koeffizient bezeichnet und beschreibt eine Materialeigenschaft. Die Hauptgleichung der Spannungsoptik folgt nun aus der Kombination der Gleichungen (3) und (4):

$$\delta = t K (\epsilon_x - \epsilon_y) \text{ (für den Durchstrahlungsfall, Planpolariskop)} \quad (5)$$

Nach dem Durchstrahlen des Plastikmaterials führt die Passage der beiden aufgespaltenen Lichtstrahlen durch den Analysator A zu einer Interferenz, da nur diejenigen Wellenzüge, die mit der Polarisationssebene des Analysators A übereinstimmen, durchgelassen werden. Diese Interferenz führt zu einer Änderung der austretenden Lichtintensität, die eine Funktion des Gangunterschiedes δ und des Winkels zwischen der Polarisationssebene A und den Hauptdehnungsrichtungen ($\beta - \alpha$) ist (vgl. Abbildung 3-2: S. 21). Die Lichtintensität I kann also wie folgt beschrieben werden:

$$I = a^2 \sin^2 2(\beta - \alpha) \sin^2 \pi \delta / \lambda \text{ (Planpolariskop)} \quad (6)$$

Herrscht im getesteten Objekt eine Hauptdehnungsdifferenz von $(\epsilon_x - \epsilon_y) = 0$, so ist $\delta = 0$ (vgl. Formel 5). Die beiden Strahlenkomponenten heben sich auf und ergeben eine minimale Intensität I. Ein Maximum für I hingegen wird erreicht, wenn $\delta = \pi/2$ ist. Bei ganzzahligem δ herrscht also Dunkelheit, dazwischen ist eine Aufhellung zu erkennen. Punkte, die der Beziehung $\delta = N \cdot \pi$ folgen sind durch dunkle Linien miteinander verbunden und werden „Isochromaten“ genannt. Alle Punkte auf diesen bei spannungsoptischen Messungen sichtbaren Linien sind durch gleiche Hauptdehnungsdifferenz gekennzeichnet. N wird als Ordnung bezeichnet. Somit läßt sich die Hauptdehnungsdifferenz aus der Ordnungszahl und der verwendeten monochromatischen Lichtquelle errechnen:

$$(\epsilon_x - \epsilon_y) = N \lambda / t K = N \cdot f \text{ (Planpolariskop)} \quad (7)$$

Faßt man alle Konstanten zu einer Konstante f zusammen, so ist es zur Bestim-

mung der Hauptdehnungsdifferenz an einem bestimmten Punkt nur erforderlich, die Isochromatenordnung N an diesem Punkt zu bestimmen (Measurements Group 1989). Abbildung 3-5 zeigt ein für die Planpolariskopie typisches Bild (vgl. Abbildung 3-5: S. 25).

3.1.2.3 Reflexions- und Zirkularpolariskopie.

Die soeben beschriebene Arbeitsweise eines Planpolariskopes stellt die Grundlage für das Verständnis eines Reflexionspolariskopes dar, mit welchem die in dieser Arbeit durchgeführten Messungen vorgenommen wurden (vgl. Abbildung 3-3: S. 23).

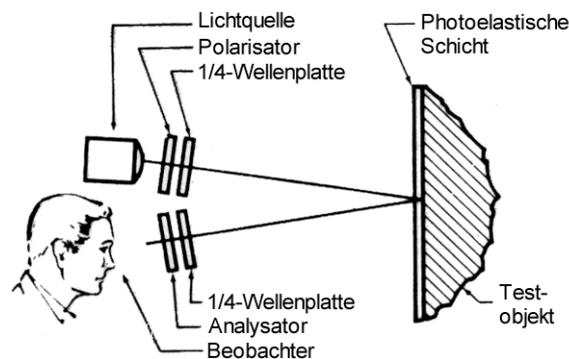


Abbildung 3-3: Versuchsaufbau bei der Reflexionspolariskopie.

Ein Reflexionspolariskop unterscheidet sich durch einige Abweichungen von einem Planpolariskop. Der Hauptunterschied besteht in der *Versuchsanordnung*. Das Testobjekt stellt nicht wie in der klassischen Durchlichtpolariskopie eine aus optisch aktivem Kunststoff nachgeformte Imitation des eigentlichen Originalobjektes dar. Vielmehr wird das tatsächliche, originäre Testobjekt spannungsoptisch untersucht, indem eine photoelastische Schicht appliziert wird, welche mit einem reflektierenden Klebstoff auf das zu untersuchende Objekt aufgeklebt wird. Somit wird eine im Gegensatz zur Durchlichtpolariskopie um 180° zusammengeklappte Versuchsanordnung ermöglicht (vgl. Abbildung 3-3: S. 23). Da das einfallende Licht die Kunststoffschicht zweimal durchheilt, ergibt sich in Analogie zur Formel (5) für das Reflexionspolariskop folgende Beziehung:

$$\delta = 2 t K (\epsilon_x - \epsilon_y) \quad (\text{für den Reflexionsfall, Reflexionspolariskopie}) \quad (8)$$

Ein weiterer Unterschied zum Planpolariskop besteht darin, dass es sich beim Reflexionspolariskop um ein *Zirkularpolariskop* handelt, d. h. es wird mit zirkularpolarisiertem Licht gearbeitet (vgl. Abbildung 3-4: S. 24).

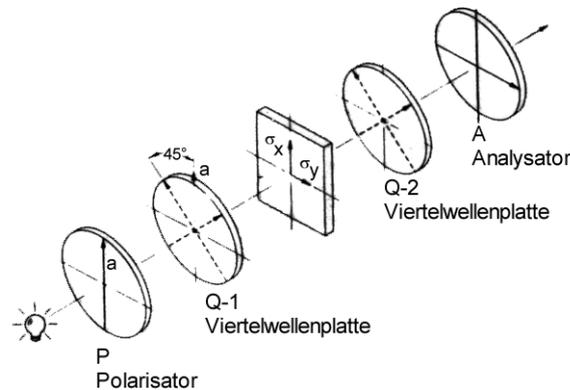


Abbildung 3-4: Zirkularpolariskopie.
Erläuterungen im Text.

Der Verschiebungsvektor von zirkular-polarisiertem Licht beschreibt einen Kreis. Dies wird durch zwei $\lambda / 4$ -Wellenplatten erzielt, die unter 45° zur Polarisationsrichtung in den Lichtweg eingeführt werden (vgl. Abbildung 3-4: S. 24). Der eintreffende Strahl wird durch eine definierte Dicke der $\lambda / 4$ -Wellenplatten in zwei Komponenten mit einer Phasenverschiebung von $\lambda / 4$ zerlegt. Nach der ersten $\lambda / 4$ -Wellenplatte handelt es sich also um zirkular-polarisiertes Licht ohne ausgezeichnete Schwingungsrichtung. Dies hat den Vorteil, dass störende Isoklinien vermieden werden können. *Isoklinien* sind experimentell sichtbare dunkle Linien, die dann auftreten, wenn eine der beiden Hauptdehnungsrichtungen mit der Polarisationsrichtung von Analysator oder Polarisator zusammenfällt. Nach Durchlaufen der zweiten $\lambda / 4$ -Wellenplatte wird das zirkular-polarisierte Licht wieder in planpolarisiertes Licht umgewandelt, so dass die Isochromaten letztlich unverändert bleiben. Da die Lichtintensität I nach Durchlaufen aller Filter jetzt unabhängig von den Hauptdehnungsrichtungen ist, gilt in Analogie zu Formel (6) folgende Beziehung (Crawford 1984, Euler 1996):

$$I = a^2 \sin^2 \pi \delta / \lambda \quad (\text{Zirkularpolariskop}) \quad (9)$$

Der letzte wesentliche Unterschied zur Planpolariskopie besteht in der Verwendung von weißem anstelle von monochromatischem Licht. *Weißes Licht* enthält eine Reihe von Lichtschwingungen unterschiedlicher Wellenlängen. Bei weißem Licht kommt es zu der oben für monochromatisches Licht erläuterten Auslöschung von Wellen für jede Schwingung entsprechend ihrer Frequenz. Es wird

die Überlagerung dieser Erscheinungen beobachtet. Somit wird nur derjenige Lichtanteil völlig ausgelöscht, für dessen Wellenlänge der Gangunterschied δ gerade ganzzahlig ist, d. h. die Lichtintensität des jeweiligen Spektrums wird immer dann null, wenn $\delta = 0$, $\delta = 1\lambda$, $\delta = 2\lambda$, $\delta = 3\lambda...$ oder allgemein formuliert, wenn

$$\delta = N \cdot \lambda \quad (10),$$

wobei die Ordnung N die Größe von δ beschreibt (vgl. Formel 9). Die Isochromaten erscheinen daher bei weißem Licht nicht dunkel, sondern in der Komplementärfarbe der ausgelöschten Wellenlänge. Isochromaten sind nun Linien gleicher Farbe und werden somit ihrer Bezeichnung gerecht. Wegen der mit kurzwelligem Licht beginnenden Auslöschung folgt eine spektrale Abfolge der Wellenlängen. Erst durch die Verwendung von weißem Licht wird also die Unterscheidung der Isochromaten in der Praxis ermöglicht (Measurements Group 1989, Euler 1996) (vgl. Abbildung 3-6: S. 25).

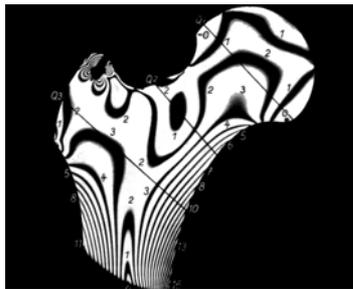


Abbildung 3-5: Bild bei Planpolariskopie.

Abbildung 3-5 zeigt ein für die Planpolariskopie typisches Bild: Ein dem Originalobjekt nachgeformtes Imitat wird in dünne Schichten zerlegt, und von polarisiertem, monochromatischem Licht durchstrahlt. Die Belastungslinien zeigen sich in schwarz-weiß (Abb. aus Pauwels 1965).

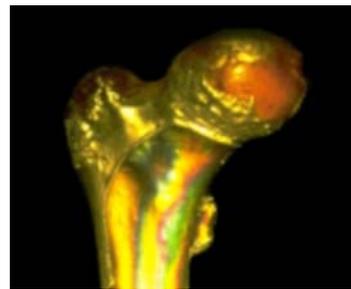


Abbildung 3-6: Bild bei Reflexionspolariskopie.

Abbildung 3-6 zeigt ein für die Reflexionspolariskopie typisches Bild. Im Gegensatz zur Planpolariskopie wird das Originalobjekt mit einer spannungsoptischen Schicht versehen. Aufgrund der Verwendung zirkularpolarisierten, weißen Lichtes zeigen sich die Belastungslinien als farbige Bänder (= Isochromaten)(Femur VIII, rechts, nativ, 300% BW).

3.1.3 Praktische Vorgehensweise bei der spannungsoptischen Messung

Nach der Erklärung der komplexen physikalischen Grundlagen der Spannungsoptik wird im folgenden die praktische Vorgehensweise bei einer spannungsoptischen Messung erläutert.

Vom Hersteller wird eine weiße Lichtquelle mit einer Wellenlänge $\lambda = 576 \cdot 10^{-6}$ mm gewählt. Wie Formel 10 zeigt, wird der Gangunterschied δ oder das spannungsoptische Signal mit der Ordnungszahl N beschrieben, wobei $N = 1, 2, 3, \dots$

Beispiel:

Der gemessene Gangunterschied $\delta = 2 N = 2$ Ordnungen $= 2 \lambda = 2 \cdot 576 \cdot 10^{-6}$ mm. Wenn $\delta = N \cdot \lambda$ (Formel 10) bekannt ist, errechnet sich die Hauptdehnungsdifferenz laut Hauptgleichung der Spannungsoptik für die Reflexionspolariscope (Umstellung von Formel 8) wie folgt:

$$(\epsilon_x - \epsilon_y) = \gamma_{\max} = \delta / 2 t K = N \lambda / 2 t K = N \cdot f \quad (11)$$

Im Beispiel (Hellfeldmodus) sind:

$N = 2$ (= 2. Auftreten der Farbe gelb)(vgl. Tabelle 3-1, S. 28)

$\lambda = 576 \cdot 10^{-6}$ mm

$t = 2$ mm (gewählte Dicke der optisch aktiven Schicht)

$K = 0,1$ (Dehnungsoptischer Koeffizient; Materialeigenschaft für verwendetes Harz PL-1)

γ_{\max} = maximale Scherspannung

f = Zusammenfassung aller Konstanten = Dehnungsoptischer Wert der photoelastischen Schicht, f errechnet sich zu $1440 \mu\text{m}/\text{m}$;

somit ergibt sich:

$$(\epsilon_x - \epsilon_y) = \delta / 2 t K = N \lambda / 2 t K = N \cdot f = 2 \cdot 0,00144 \text{ m}/\text{m} = 2 \cdot 1440 \mu\text{m}/\text{m} =$$

$$2 \cdot 1440 \mu\epsilon = 2880 \mu\epsilon$$

$[\mu\epsilon]$ = microstrain.

Somit herrscht also überall dort, wo die Farbe gelb zum zweiten mal erscheint ($N = 2$), eine Hauptdehnungsdifferenz (= maximale Scherspannung) von $2880 \mu\epsilon$.

Das verwendete spannungsoptische Instrumentarium kann im Dunkelfeldmodus ebenso wie im Hellfeldmodus genutzt werden. Physikalisch macht dies keinen Meßunterschied, es verschiebt sich lediglich die Farbzuordnung zu den Isochromatenordnungen um den Faktor 0,5 (Föppl 1972). Da der Hellfeldmodus in den hier durchgeführten Experimenten in den Bereichen niedriger Ordnungen N zu plastischeren bzw. eindrucksvolleren Bildern führt, wurde er für alle ausgeführten Messungen verwendet. Tabelle 3-1 zeigt die den erkennbaren Farben zuzuordnenden Isochromatenordnungen N bzw. den Wert der relativen Verzögerung δ für die gewählten Versuchsbedingungen. Diese Informationen werden vom Hersteller mitgeliefert, müssen jedoch in Kalibrierungsversuchen (s. u.) auf die Gültigkeit für die gewählten Versuchsbedingungen (Auswahl des photoelastischen Materials, Wahl der Schichtdicke t , ...) im eigenen Experiment überprüft werden (Measurements Group 1989). Diese Informationen stellen somit den Schlüssel zur spannungsoptischen Messung und Auswertung dar (vgl. Tabelle 3-1, S. 28).

Tabelle 3-1. Isochromatenordnungen

Farbe	Phasenverschiebung δ [mm x 10 ⁻⁶]	Isochromaten- ordnung N	Dehnung [µm/m]
weiß	0	0	0
(gelb	58	0,1	144)
rot	230	0,4	576
purpur	288	0,5	720
blau-grün	403	0,7	1008
gelb	576	1,0	1440
rot	720	1,25	1800
rot/grün	864	1,5	2160
grün	979	1,7	2448
gelb	1152	2,0	2880
rot	1325	2,3	3312
rot/grün	1440	2,5	3600
grün	1613	2,8	4032
gelb	1728	3,0	4320
rot	2016	3,5	5040
usw.			

Tabelle 3-1 veranschaulicht die Beziehung einer bestimmten auftretenden Farbe zu ihren jeweiligen physikalischen Entsprechungen. Jede Farbe (Isochromatenlinie) kann eindeutig identifiziert werden, und exakt einer definierten Phasenverschiebung bzw. Hauptdehnungsdifferenz zugeordnet werden.

Ingenieure und Konstrukteure arbeiten häufig lieber mit dem Begriff Spannung als mit dem Begriff Dehnung. Die genannten Gleichungen können unter Verwendung des Hooke' schen Gesetzes umgeformt werden und somit Spannungswerte ermittelt werden. Für diesen Fall ist jedoch die exakte Kenntnis des E-Moduls des getesteten Materiales erforderlich, was für die hier verwendeten inhomogenen Knochenmaterialien nicht möglich ist. Aus diesem Grund wird im folgenden immer von der Hauptdehnungsdifferenz die Rede sein. Dieser Begriff kann auch nur als Dehnung bezeichnet werden, umgangssprachlich auch als Kraftfluss,

Stress oder Belastung. Im physikalisch-technischen Sinn handelt es sich bei den Meßergebnissen dieser Arbeit jedoch immer um Angaben der Hauptdehnungsdifferenz.

3.1.3.1 Kalibrierung der Methodik mit dem Biegebalkenexperiment.

Um die Gültigkeit der berechneten Werte der Tabelle 3-1 für die eigenen, selbstgewählten Versuchsbedingungen nachzuweisen, wird ein einfaches Zusatzexperiment (Biegebalkenexperiment) durchgeführt.

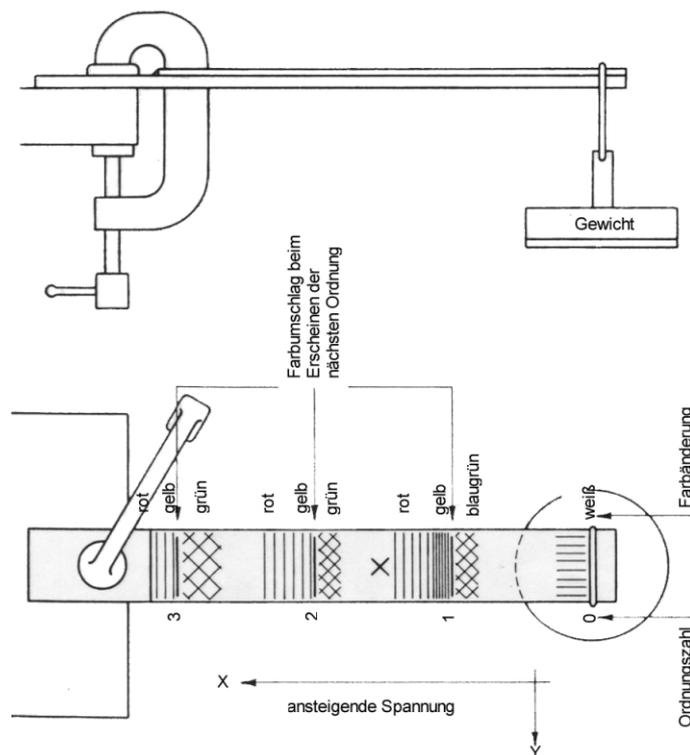


Abbildung 3-7: Biegebalken I.
Erläuterungen im Text.

Ein Aluminiumstreifen mit bekannten Materialeigenschaften und bekannten Abmessungen wird an der Oberseite mit einer photoelastischen Schicht (hier: Schichtdicke $t = 2$ mm, Harz PL-1 mit Härter PLH-1, Klebstoff PC-1 mit Härter PCH-1) versehen. Dieser beschichtete Aluminiumstreifen wird nun an einer Tischkante mit einer Schraubzwinge befestigt, so dass er einige Zentimeter übersteht (vgl. Abbildung 3-7: S. 29). Am überstehenden Ende wird nun durch ein

Bohrloch hindurch ein Gewicht angebracht, welches zu einer Biegespannung an der Oberfläche des Metallstreifens führt. Diese Biegung führt nun unter polarisiertem Licht zu einer sichtbaren Abfolge der Isochromatenordnungen N . Es kann nun die Bestimmung der Isochromatenordnung visuell mittels Farbidentifikation an einem bestimmten Ort (e) erfolgen. Unter Zuhilfenahme der Formel 12 (siehe unten) kann gleichzeitig die Dehnung an diesem Ort unabhängig von den beobachteten Isochromatenordnungen berechnet werden.

$$\varepsilon = 6 \cdot F \cdot l (1 + \nu) / E \cdot b \cdot h^2 \text{ [mm/mm]} \text{ (Schöpf 1989)(vgl. Abbildung 3-8: S. 30)(12)}$$

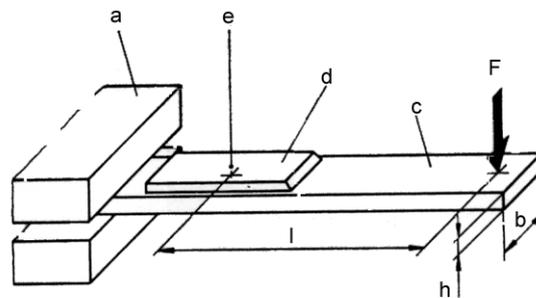


Abbildung 3-8: Biegebalken II.

Definitionen für das Biegebalkenexperiment (für Formel 12).

ε = Dehnung am Ort e [mm/mm = $10^6 \mu\text{m/m}$]

F = Gewichtskraft [N]

ν = Querkontraktionszahl des Testobjektes

E = E-Modul [N/mm^2]

l = Hebelarm = Abstand von F zu e [mm]

b = Breite [mm]

h = Dicke [mm]

a = Einspannvorrichtung

Stimmen nun die *beobachtete* Isochromatenordnung N am Ort e (zusammen mit der aus Tabelle 3-1 bestimmten Dehnung), sowie die nach Formel 12 für den Ort e *berechnete* Dehnung überein, so ist die Gültigkeit der Werte aus Tabelle 3-1 für die eigenen gewählten Versuchsbedingungen erwiesen.

In den hier durchgeführten Biegebalkenexperimenten zeigte sich lediglich eine geringe Abweichung der beobachteten von den berechneten Werten:

Beispiel:

Auf dem Biegebalken zeigt sich das zweite Auftreten der Farbe rot zwischen 6,95 cm und 7,25 cm entfernt von der Aufhängung des Gewichtes F (Mitte etwa = 7,1 cm). Dies entspricht einer beobachteten Ordnungszahl von etwa $N = 1,25$ und so-

mit einer Hauptdehnungsdifferenz e von $1800 \mu\text{m/m}$ (vgl. Tabelle 3-1, S. 28). Wird nun die Dehnung in dieser Region mit der Formel 12 berechnet, so ergibt sich folgendes:

$e = 0,001830 \text{ mm/mm} = 1830 \mu\text{m/m}$; wobei:

$F = 6,87 \text{ N}$ (entsprechend einer Masse von 700g)

$E / (1 + \nu) = 5,554 \cdot 10^4 \text{ N/mm}^2$ (Materialkonstante für Aluminium)

$l = 71 \text{ mm}$

$b = 20 \text{ mm}$

$h = 1,2 \text{ mm}$

Man erkennt also eine Abweichung der beiden Werte für e von etwa 2% ($1800 \mu\text{m/m}$ vs. $1830 \mu\text{m/m}$), was eine für dieses Verfahren akzeptable Meßungengenauigkeit darstellt.

3.2 Material

3.2.1 Anfertigung einer photoelastischen Schicht

Zur Ausführung der spannungsoptischen Versuche wird das folgende Material verwendet (Fa. Measurements Group Meßtechnik GmbH, Locham bei München):

Reflexionspolariskop der Serie 031 mit Lichtquelle 220/24 V, Polarisator und Analysatoreinheit, Stativ mit Universalplattform (vgl. Abbildung 3-9: S. 32), heizbare Gießplatte, Gießrahmen (Silikon), Photoelastic Releasing Agent, Mineralöl, Neutra-Sol-Lösung, Spannungsoptisches Gießharz PL-1 mit Härter PLH-1 sowie Klebstoff PC-1 mit Härter PCH-1.



Abbildung 3-9: Reflexionspolariskop.

Reflexionspolariskop der Serie 031 mit Lichtquelle, Polarisator- und Analysatoreinheit (Fa. Measurements Group).

Die Anfertigung von photoelastischen Beschichtungen wird entsprechend den Herstellerangaben in folgenden Schritten durchgeführt:

Zuerst werden Harz und Härter auf 35° C aufgewärmt und gemischt. Mit dem Zusammenbringen der beiden Komponenten setzt eine exotherme Reaktion ein. Bei Erreichen einer Temperatur von 52° C wird das Gemisch auf eine heizbare Gießplatte gegossen. Über die Harzmenge und die Begrenzung der Ränder mit-

tels eines Silikonrahmens wird die gewünschte Schichtdicke von 2 mm erreicht (vgl. Abbildung 3-10: S. 33).

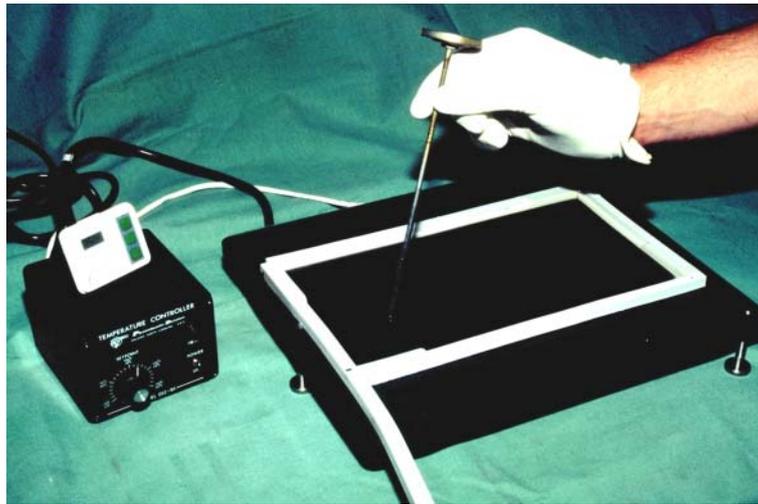


Abbildung 3-10: Heizplatte mit Silikonrahmen.

Zur Anfertigung einer spannungsoptischen Schicht wird ein Zwei-Komponenten Gießharz auf eine Heizplatte aufgegossen. Die erwünschte Schichtdicke wird über die Größe eines Silikonrahmens sowie über das verwendete Harzvolumen festgelegt. Es setzt ein Polymerisations- bzw. Aushärtungsprozeß ein.

Bis zur vollständigen Aushärtung des Kunststoffes nach 24 Stunden läuft nun ein Polymerisationsvorgang ab. Nach etwa 1,5 Stunden befindet sich die Schicht in einem Stadium, in dem sie gerade noch so verformbar ist, dass sie dem Testobjekt aufmodelliert werden kann, gleichzeitig jedoch bereits so stabil ist, dass sie ihre definierte Schichtdicke beibehält. Sie kann nun vorsichtig von der Gießplatte abgenommen und dem Testobjekt individuell aufgeformt werden. Das Testobjekt, also das humane Leichenfemur, muß zuvor von allen Weichteilen befreit und mit Azeton entfettet werden, so dass das Relief der Knochenoberfläche nicht durch Weichteile verfälscht wird (vgl. Abbildung 3-11: S. 34).



Abbildung 3-11: Aufmodellieren einer spannungsoptischen Schicht.

Nach etwa 1,5 Stunden befindet sich das polymerisierende Harz in einem Zustand, in dem es noch so verformbar ist, dass es dem Testobjekt individuell angeformt werden kann, jedoch bereits so fest ist, dass sich die Schichtdicke t nicht mehr ändert.



Abbildung 3-12: Frisch beschichtetes Femur.

Das überschüssige Harz ist bereits entfernt, die Ränder der Schichten sind zugeschnitten. Nach etwa 24 Stunden ist die aufgeformte Schicht vollständig ausgehärtet.

Um die aufmodellerte spannungsoptische Schicht nach vollständiger Aushärtung ohne Probleme entfernen zu können, muß das Femur mit einem speziellen Mineralöl benetzt werden. Nach etwa 24 Stunden können die ausgehärteten

Schichten - es werden je eine anteriore und eine posteriore Halbschale erzeugt - abgenommen und weiterverarbeitet werden. Nicht auf Knochen aufliegende oder überstehende Randbezirke können nun mit einer Laubsäge entfernt und die Ränder zugschliffen werden (90° Randwinkel) (vgl. Abbildung 3-13: S. 35).



Abbildung 3-13: Ausgehärtete spannungsoptische Schicht.

Um die Transparenz der Schicht bei den folgenden Arbeitsschritten beizubehalten, wird die äußere Oberfläche nun durch Aufkleben eines Klebebandes geschützt (vgl. Abbildung 3-14: S. 36).



Abbildung 3-14: Mit Klebeband beklebte Schicht.

Um die Transparenz der Schicht für die nun folgenden Arbeitsschritte zu bewahren, wird die äußere Oberfläche mit einem Klebeband geschützt.

Das Femur wird nochmals mit Azeton von der Mineralölbenetzung des vorherigen Schrittes befreit, bevor die photoaktive Schicht mittels eines mit Aluminium versetzten Zweikomponentenklebers endgültig auf das Femur aufgeklebt wird (vgl. Abbildung 3-15: S. 37).



Abbildung 3-15: Auftragen eines aluminiumhaltigen Zwei-Komponentenklebers.

Das Aluminium führt zur Reflexion des polarisierten Lichtes, so dass, wie bereits erwähnt, die Schicht im Experiment zweimal von dem polarisierten Licht durchstrahlt wird (IB-221-C, IB-233-1, Measurements Group 1982 und 1993)(vgl. Abbildung 3-16: S. 38).



Abbildung 3-16: Fertig beschichtetes Femur.

Nach Entfernung des vorher angebrachten Klebebandes kann (polarisiertes) Licht die spannungsoptische Schicht passieren. Der mit Aluminium versetzte Klebstoff sorgt dafür, dass das Licht an der Innenseite der Schicht reflektiert wird (vgl. Abschnitt „Reflexions- und Zirkularpolariskopie“, S. 23).

3.2.1.1 Entnahme und Vorbereitung der Femora.

Im Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München werden für die gesamte Versuchsreihe 12 Paare frischer humaner Femora aus Leichen entnommen. Es werden Geschlecht, Alter, Körpergröße und Körpergewicht ermittelt. Das mittlere Alter beträgt 51 Jahre, der jüngste Körper ist 28, der älteste 85 Jahre alt. Nach der Entnahme werden die Femora von den gesamten Weichteilen befreit, Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen und eine Computertomographie angefertigt. Hiermit lassen sich eventuell vorbestehende Frakturen, Tumore oder sonstige pathologische Knochenaffektionen ausschließen. Die Röntgenaufnahmen dienen ferner der Planung für die später erfolgende Implantation des entsprechenden Osteosynthesematerials. Bis zum eigentlichen Experiment werden die Präparate bei einer Temperatur von -28°C tiefgefroren. Zum Termin des Experimentes wird jeweils ein Knochenpaar konstant über acht Stunden aufgetaut. Es werden bei jedem Femur der Antetorsionswinkel bestimmt, um eventuell vorhandene überdurchschnittlich große Werte zu ermitteln und deren möglichen Einfluß auf das spannungsoptische Meßergebnis zu kennen und somit interpretieren zu können. Es finden sich jedoch keine auffällig kleinen oder großen Werte (Mittelwert 19°).

Um die Femora einer Belastung in einer Universalprüfmaschine auszusetzen, müssen diese entsprechend befestigt werden. Hierzu werden die Femora markiert, vermessen und gekürzt, um sie entsprechend ihrer Achsen in einem Aluminiumtubus zu befestigen zu können. Als Referenz dienen die exakten Angaben zu den Femurachsen nach Bergmann (vgl. Abbildung 3-17: S. 40).

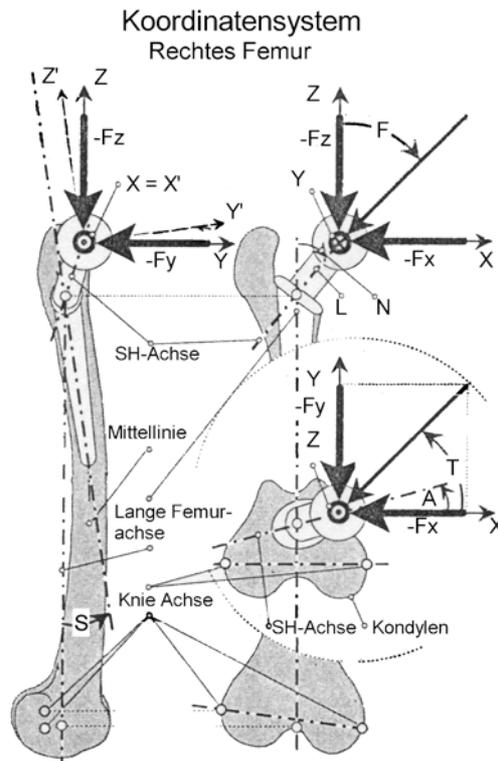


Abbildung 3-17: Koordinatensystem und Kräfte an einem rechten Hüftgelenk (nach Bergmann 1993). Die lange Femurachse + z zeigt nach cranial, die Achse + x zeigt nach medial und die Achse + y zeigt nach anterior. Die Kraftkomponenten - Fx, - Fy, - Fz wirken in der umgekehrten Richtung dieser Achsen und zeigen auf den Hüftkopf. Die Hüftkraftresultierende R stellt die vektorielle Summe von allen Komponenten dar. Der Winkel F beschreibt die Ausrichtung von R zu + z in der Frontalebene x-z. Der Winkel T beschreibt die Ausrichtung von R zu + x in der Transversalebene x-y. A = Antetorsionswinkel, S = Winkel zwischen Prothesenachse und langer Femurachse z.

Da die Messkammer der Prüfmaschine in ihrer Ausdehnung begrenzt ist, werden alle Femora distal um 13% ihrer Länge gekürzt. Somit ist gewährleistet, dass auch das längste Femur der Serie in der Messkammer Platz hat, die anderen Femora aber nicht mehr gekürzt werden müssen als nötig. Durch diese Kürzung wird gewährleistet, dass das jeweilig auftretende Biegemoment während des Experimentes in einem konstantem Verhältnis zur jeweiligen ursprünglichen Gesamtlänge des Femurs steht.

Anhand der aufgebrauchten Markierungen werden die Präparate entsprechend der

oben erwähnten Achsen so in die Metallbefestigung eingebracht, dass die lange Femurachse z parallel zur Längsachse des Aluminiumtubus und somit senkrecht zur Erdoberfläche steht. Bevor das Femur mit handelsüblichem Knochenzement endgültig in dem Aluminiumtubus fixiert wird, kann die erwünschte Position mittels Stellschrauben justiert werden.

Abbildung 3-18 zeigt ein fertig eingespanntes Femur in der Universalprüfmaschine. Sämtliche für das Einspannen erforderliche Bauteile wurden vom Autor speziell für diesen Zweck konstruiert und angefertigt (vgl. Abbildung 3-18: S. 42).



Abbildung 3-18: Versuchsanordnung I.

Abb. 3-18 zeigt ein für die spannungsoptische Messung vorbereitetes Femur. Das Femur wird mittels speziell angefertigten Haltevorrichtungen in der Universalprüfmaschine befestigt. Die Kraft wird von cranial eingeleitet, das distale Ende der Anordnung befindet sich auf einer Rollplatte, und ist somit frei beweglich. Sämtliche für das Einspannen erforderliche Bauteile wurden vom Autor speziell für diesen Zweck konstruiert und angefertigt.

3.2.1.2 Osteosynthesematerial und Implantationstechnik.

Folgende Implantate werden verwendet (vgl. Abbildung 2-6: S. 14):

1. Dynamische Hüftschraube (Fa. Synthes, Umkirch) mit 4 - Loch DHS-Platte, je nach Gruppe (vgl. Tabelle 3-2, S. 44) mit oder ohne Trochanterabstützplatte; Schenkelhalswinkel: 135°, Material: Stahl;
2. γ -Nagel (Fa. Howmedica, Kiel) mit ein- oder zweifacher distaler Verriegelung je nach Gruppe; Schenkelhalswinkel: 130°, 135°; Nagellänge: 200 mm, Nageldurchmesser: 11 oder 12 mm; Material: Stahl;
3. Proximaler Femur Nagel (Stratec Medical, Oberdorf, Schweiz) mit ein- oder zweifacher distaler Verriegelung je nach Gruppe; Schenkelhalswinkel: 130°, Nagellänge: 260 mm, Nageldurchmesser: 12 mm; Material: Stahl bzw. Titan;

Es werden ausschließlich neue Implantate verwendet. In jedem getesteten Knochenpaar werden jeweils Implantate mit gleichem Schenkelhalswinkel verwendet. In jedem Knochenpaar, in dem zwei Nägel gegeneinander getestet werden, wird, um Vergleichbarkeit zu erreichen, ein Nageldurchmesser von 12 mm verwendet. Der γ -Nagel wird entsprechend den Angaben der Herstellerfirma und Pagnani zufolge (Pagnani 1994) nicht in der distal unverriegelten Form verwendet.

Sämtliche Implantationen werden im Beisein eines erfahrenen Facharztes für Chirurgie mit Schwerpunktbezeichnung Traumatologie durchgeführt. Hierzu wird ausschließlich das jeweilige Originalinstrumentarium verwandt. Um die intramedullären Systeme einbringen zu können, ist es bei allen verwendeten Femora erforderlich, den Markraum aufzubohren. Hierzu werden beide Femora eines Paares jeweils mit einem Bohrkopf derselben Größe aufgebohrt. Somit ist gewährleistet, dass, falls es zu einer Schwächung der Corticalis kommen sollte, beide Femora in der gleichen Weise verändert würden.

3.2.2 Versuchsaufbau und Auswertung

3.2.2.1 Gruppen.

Es werden folgende randomisierte Testgruppen gebildet.

Tabelle 3-2. Gruppen

Gruppe	Konfiguration	Anzahl der Femurpaare
1	DHS - γ -Nagel	2 Paare
2	DHS _{TSP} - γ -Nagel	2 Paare
3	PFN ₂ Bolzen - γ -Nagel ₂ Bolzen	2 Paare
4	PFN ₁ Bolzen - γ -Nagel ₁ Bolzen	2 Paare
5	PFN _{Stahl} - PFN _{Titan}	2 Paare

DHS = Dynamische Hüftschraube, γ -Nagel = Gamma Nagel, TSP = Trochanterstabilisierungsplatte, PFN = Proximaler Femur Nagel, 1 / 2 Bolzen = Anzahl der zur Verriegelung am distalen Nagelende verwendeten Schrauben, Stahl / Titan = verwendetes Nagelmaterial; sofern nicht extra gekennzeichnet handelt es sich immer um die Stahlversion des PFN.

Die Zugehörigkeit zu der jeweiligen Gruppe wird für jedes Femurpaar per Los ermittelt. Innerhalb eines Paares wird dem jeweiligen Implantat das rechte bzw. linke Femur per Münzwurf zugeteilt.

3.2.2.2 Frakturmodell.

Als Frakturmodell wird ein von H. Kaufer 1974 beschriebenes Modell verwendet. Es beschreibt exakt die Erzeugung einer pertrochantären 4-Fragmentfraktur für experimentelle Zwecke (vgl. Abbildung 3-19: S. 45).

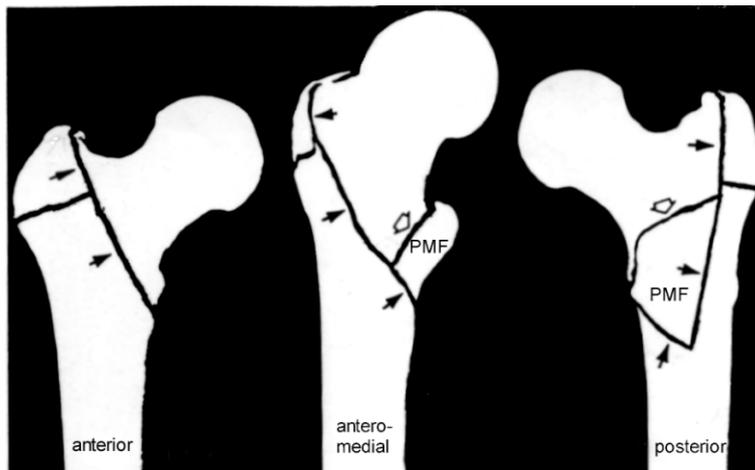


Abbildung 3-19: Frakturmodell.

Erzeugung einer experimentellen pertrochantären 4-Fragmentfraktur am coxalen Femurende nach Kaufer (Kaufer 1974). PMF = Postero-mediales Fragment = Trochanter minor Fragment.

Dieses Modell bietet eine Reihe von Vorteilen gegenüber anderen Frakturmodellen. Zum einen ist es die genaue Reproduzierbarkeit der Fraktur, da anhand von eindeutigen, an jedem Femur vorkommenden anatomischen Strukturen präzise Anweisungen gegeben werden, wo die einzelnen Frakturlinien zu erzeugen sind. Diese Konstanz des Frakturtyps bietet den Vorteil einer hohen Vergleichbarkeit sowohl innerhalb der Gruppen als auch zwischen den einzelnen Gruppen. Da viele andere Autoren ebenfalls diesen Frakturtyp für ihre Experimente wählen, ergibt sich somit der zusätzliche Vorteil einer gewissen Vergleichbarkeit der eigenen Ergebnisse mit denen anderer Autoren (Mahomed 1994, Curtis 1994, Flahiff 1993, Meislin 1990). Ein weiterer Vorteil besteht darin, dass es sich bei der von Kaufer beschriebenen Fraktur um eine komplexe, instabile Mehrfragmentfraktur handelt, da die mediale Abstützung von der Fraktur wesentlich mitbetroffen ist. Eine derartige, ausgedehnte Fraktur eignet sich in besonderem Maße für den Vergleich zwischen verschiedenen Osteosynthesematerialien, da zu erwarten ist, dass die Schwächen bzw. Stärken des jeweiligen Implantates entsprechend des Schweregrades der Fraktur umso deutlicher zum Vorschein kommen werden.

Die Fraktur wird mit einer oszillierenden, druckluftgesteuerten Säge erzeugt (Fa. Synthes). Um eine möglichst zuverlässige und reproduzierbare Qualität der Osteosynthese zu erzielen, wird die Fraktur erst nach Einbringen des jeweiligen Implantates in das noch unfrakturierte Femur erzeugt.

Die Kaufer'sche Fraktur entspricht nach der AO-Klassifikation einer 31-A2.2 Fraktur und somit einer pertrochantären, multifragmentären Femurfraktur (Müller 1991)(vgl. Abbildung 3-20: S. 46). Die 31-A2.2 Fraktur macht bei Frauen etwa 43%, bei Männern etwa 34% aller 31-A Frakturen aus. Von den drei 31-A Frakturtypen ist die 31-A2 Fraktur die am häufigsten vorkommende (Lustenberger 1995). Es ist also gewährleistet, dass im hier durchgeführten Experiment eine epidemiologisch relevante Frakturvariante untersucht wird.

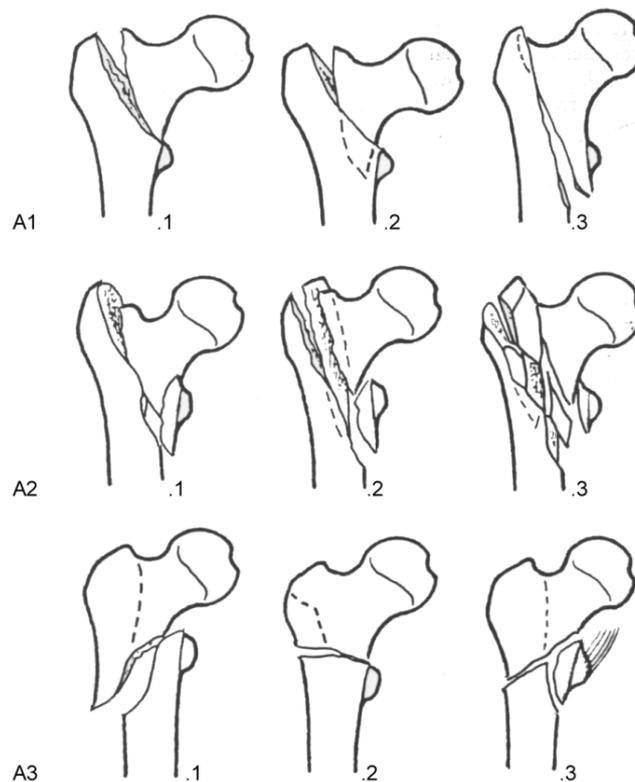


Abbildung 3-20: AO-Einteilung der trochantären Frakturen.

A1: Pertrochantär, einfach; A2: Pertrochantär, multifragmentär; A3: Subtrochantär; Die hier verwendete experimentelle 4-Fragmentfraktur nach Kaufer entspricht einer A2.2 Fraktur nach AO (pertrochantär, multifragmentär, mit mehreren Zwischenfragmenten).

Im Falle einer Verwendung einer DHS in den Gruppen 1 und 2 wird das mediale Fragment mittels einer Zugschraube refixiert. Somit lassen sich mögliche Unterschiede je nach Refixierung oder Nicht-Refixierung des medialen Fragmentes für das DHS-System herausarbeiten. Bei den intramedullären Stabilisierungstechniken unterbleibt die Untersuchung des Effektes der Refixierung des medialen Fragments, da es sich um geschlossene, minimal-invasive Operationssysteme handelt. Die Stabilisierung des medialen Fragmentes würde unter klinischen Bedingungen nicht durchgeführt werden.

3.2.2.3 Testbedingungen und Versuchsaufbau.

Zehn der entnommenen zwölf Leichenfemurpaare werden für die Testung der Gruppen 1 - 5 verwendet. Bevor diese Testreihe begonnen wird, werden zwei Femurpaare für Vorversuche verwendet. Nach dem grundsätzlichen Erlernen des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens an Nicht - Knochenmaterialien, dienen diese Vorversuche dem Erlernen und der zuverlässigen Anwendung der Photostress® Methode an humanem Knochenmaterial. Ferner wird die Anwendbarkeit der Technik auf künstlich frakturierte Femora erprobt, erlernt und optimiert. Darüberhinaus dienen die Vorversuche der Modellentwicklung. Die gewählten Versuchsbedingungen (s.u.) werden experimentell überprüft und können so gegebenenfalls korrigiert und optimiert werden.

Die Testbedingungen werden nach den richtungsweisenden Meßergebnissen der in-vivo Untersuchungen von Bergmann (1993) ausgerichtet. Bergmann präsentiert in dieser Studie Ergebnisse einer in-vivo Messung der Hüftkräfte und der Winkelverhältnisse dieser Hüftkräfte. Die Ergebnisse stammen von Messungen von Patienten mit implantierten, telemetrischen Hüftgelenken während des Gehens bzw. Laufens. Das von Bergmann gelieferte Datenmaterial stellt einen Meilenstein auf dem Weg zu einem besseren Verständnis der Biomechanik des coxalen Femures dar, da er erstmals zuverlässige Meßdaten aus dem Gangzyklus vom lebenden Menschen liefert. Aus der großen Datenmenge wird für das hier durchgeführte Experiment eine spezielle Situation herausgegriffen, und zwar das langsame Gehen mit einer Geschwindigkeit von etwa 2 km/h bzw. die Standphase während des Gehens mit dieser Geschwindigkeit. Dies entspricht der Maximalbelastung während einer für die früh-postoperative Phase nach Stabilisierung einer pertrochantären Fraktur typischen Geh-Geschwindigkeit. Für diesen Fall liefert Bergmann Werte für die resultierende, maximale Kraft auf den Hüftkopf von 300% des Körpergewichtes. Die Ausrichtung dieser resultierenden Hüftkraft R ist in der Frontalebene durch den Winkel $F = 25^\circ$, die Ausrichtung von R in der Transversalebene durch den Winkel $T = 0^\circ$ beschrieben (Bezugsachse für F ist die lange Femurachse z, Bezugsachse für T ist die Achse x)(vgl. Abbildung 3-17: S. 40)(Bergmann 1993). Diese Werte dienen als Ausgangsbasis für die Vorversuche. Es wird somit bewußt nur auf in-vivo *gemessene* Daten zurück-

gegriffen und *nicht* auf *errechnete* Daten (siehe Kapitel Diskussion).

Im hier durchgeführten Experiment werden keine Muskelzugsimulationen durchgeführt. Die eingeleitete Last wird als statische Last appliziert.

In den durchgeführten Vorversuchen werden am nativen Femur zuerst die oben erwähnten Versuchsbedingungen nach Bergmann getestet ($R = 300\%$ Bodyweight = BW, $F = 25^\circ$, $T = 0^\circ$). Vorausgreifend auf die Kapitel Ergebnisse und Diskussion sei hier erwähnt, dass bereits beim ersten gemessenen Femur ein auffälliges spannungsoptisches Signal in der Schaftmitte gefunden wurde, welches als artifizielles Biegemoment aufgrund des fehlenden Einflusses des Tractus iliotibialis gedeutet wird. Eine daraufhin durchgeführte Verminderung des Winkels F (Ausrichtung von R in der Frontalebene) auf 20° bzw. 9° zeigt bei allen vier getesteten Femora ein Verschwinden dieses Signales (für $F = 9^\circ$). Da die von Bergmann gelieferten Werte für F in-vivo, also unter dem Einfluß von Muskelzug, gewonnen wurden, werden diese Werte von F für experimentelle Bedingungen (keine Muskelsimulation) korrigiert: Der Winkel F wird für die Tests der Gruppen 1 - 5 auf 9° reduziert. Somit kann das artifizielle Biegemoment in der Schaftmitte vermieden werden und der im Experiment fehlende Einfluß des M. iliotibialis kompensiert werden (Details siehe Kapitel Diskussion). Somit sind die Testbedingungen für die Gruppen 1 - 5: $R = 300\%$ BW, $F = 9^\circ$ und $T = 0^\circ$.

Nach diesen Vorversuchen mit den nativen Femora werden jeweils die DHS und der γ -Nagel in die beiden Femurpaare implantiert und erste spannungsoptische Messungen vorgenommen. Während dieser Vorversuche werden wie oben beschrieben die Techniken verfeinert, so dass für die Hauptversuche (Gruppe 1 -5) bereits ein etablierter, fertig entwickelter Versuchsablauf vorliegt. Somit ist gewährleistet, dass der technische Lernprozeß bereits *vor* den Hauptversuchen stattfindet. Abbildung 3-21 verdeutlicht den Gesamt-Versuchsaufbau (vgl. Abbildung 3-21: S. 49).



Abbildung 3-21: Versuchsaufbau II.

Abbildung 3-21 zeigt den gesamten Versuchsaufbau: Fertig beschichtetes und eingespanntes Femur in der Universalprüfmaschine (Zwick). Das Reflexionspolaroskop 031 mit Lichtquelle, Polarisator und Analysator (Fa. Measurements Group) ist auf einem Stativ befestigt. Die Kraft wird von cranial eingeleitet, das distale Ende der Anordnung befindet sich auf einer Rollplatte und ist somit frei beweglich.

3.2.2.4 Versuchsablauf und Auswertung.

Um ein Femur vorzubereiten und komplett zu testen werden folgende Schritte ausgeführt:

1. Femurbeschaffung im Rechtsmedizinischen Institut.
2. Befreiung des Knochens von Weichteilen; Röntgen und CT.
3. Antetorsionswinkelbestimmung.
4. Femurachsenbestimmung, Kürzen des Femur und achsengerechtes Einbringen in den Befestigungstubus.
5. Aufbringen der *ersten* optisch aktiven Schicht.
6. Testen des nativen Femur in der Universalprüfmaschine beginnend mit 100% BW. Steigerung der Last in 100% BW - Schritten bis 300% BW.
7. Implantation des Osteosynthesematerialies. Kontroll-Röntgen.
8. Erzeugung einer standardisierten pertrochantären Femurfraktur mit oszillierender Säge.
9. Aufbringen der *zweiten* optisch aktiven Schicht. (Die erste Schicht ist nach Schritt 7 und 8 defekt)
10. Testen des frakturierten und stabilisierten Femurs unter einer Last von 300% BW.
11. Steigern der Belastung in 100% BW - Schritten bis zum Versagen des Systems (Maximaltest).
12. Kontroll-Röntgen.

Der Wert der maximalen Krafteinleitung kurz vor Versagen der Montage wird als „absolute Stabilität“ bezeichnet.

Während der Tests werden Photos von allen Seiten sowie Videoaufzeichnungen angefertigt. Dieses Bildmaterial wird im Anschluß an die Versuche ausgewertet und analysiert. Insgesamt werden über 4000 Diapositive angefertigt. Hohe Isochromatenordnungen, welche nahe an das optische Auflösungsvermögen grenzen, wie z. B. der Wert $N = 7,8$ (Femur VIII-links, γ -Nagel, 900% BW)(vgl. Abbildung 4-11: S. 67), können nach Digitalisierung des Bildmaterialies unter Verwendung entsprechender Bildverarbeitungssoftware vergrößert und abschließend analysiert werden.

Die Versagenskriterien (Schritt 11) lauten wie folgt:

1. Penetration des Implantats durch den Hüftkopf.
2. Collum-Corpus-Winkel $< 90^\circ$.
3. Kompletter Verlust der Stabilität von Knochenschaft oder -hals.
4. Brechen von Knochen oder Implantat oder bleibende Verbiegung des Implantates.

Auf eine statistische Auswertung wird aufgrund der geringen Anzahl getesteter Femora verzichtet.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Vorversuche - Modellbildung

Die Veränderung des Winkels F (25° , 20° , 9°), definiert als die Ausrichtung der resultierenden Hüftkraft R in der Frontalebene zur langen Femurachse z (vgl. Abbildung 3-17: S. 40), führt zu folgenden Meßergebnissen (Tabelle 4-1 und 4-2).

Tabelle 4-1. Ergebnisse - Vorversuche
Veränderung des Winkels: F = 25° , 20° , 9° (Femurpaar I, nativ)

Winkel F / Belastung	Rechtes Femur	Linkes Femur
F = 25° 300% BW	Calcar: N = 1,25 Schaft: N = 2,3	Calcar: N = 1,25 Schaft: N = 2,3 (vgl. Abbildung 4-1: S. 54)
F = 20° 300% BW	Calcar: N = 1,25 Schaft: N = 2,3	Calcar: N = 1,25 Schaft: N = 2,3
F = 9° 300% BW	Calcar: N = 1,7	Calcar: N = 1,7 (vgl. Abbildung 4-2: S. 54)

BW = Body Weight; F = Winkel der Hüftkraftresultierenden R in der Frontalebene zur langen Femurachse z; N = Isochromatenordnung; Calcar = Calcar femoris; Schaft = Femurschaft

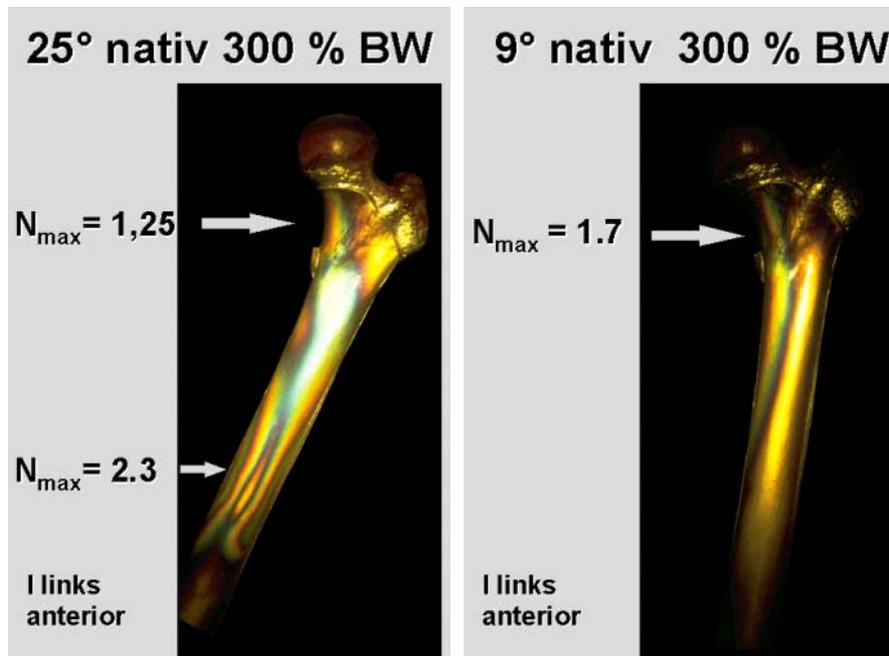


Abbildung 4-1: Femur I, links, nativ, $F = 25^\circ$.

Abbildung 4-1 zeigt das linke Femur des Paares I in der Ansicht von anterior im Nativzustand. Die Last wird unter einem Winkel $F = 25^\circ$ eingeleitet (300% BW). Im Bereich des Calcar femoris zeigt sich ein Signal von $N = 1,25$. Deutlich zu erkennen ist das Signal im Bereich der Schaftmitte von $N = 2,3$. Dieses Signal ist Ausdruck eines artifiziellen, unphysiologischen Biegemomentes (vgl. Abbildung 5-7: S. 111).

Abbildung 4-2: Femur I, links, nativ, $F = 9^\circ$.

Abbildung 4-2 zeigt das linke Femur des Paares I in der Ansicht von anterior im Nativzustand. Die Last wird unter einem Winkel $F = 9^\circ$ eingeleitet (300% BW). Im Bereich des Calcar femoris kommt es zu einer stärkeren Signalgebung ($N = 1,7$) als unter $F = 25^\circ$. Im Bereich der Schaftmitte kommt das Signal zum Verschwinden. Insgesamt zeigt sich eine wesentlich homogenere Verteilung der Isochromaten (vgl. Abbildung 5-7: S. 111).

Tabelle 4-2. Ergebnisse - Vorversuche
Veränderung des Winkels: F = 25°, 20°, 9° (Femurpaar II, nativ)

Winkel F / Belastung	Rechtes Femur	Linkes Femur
F = 25° 300% BW	Calcar: N = 1,25 Schaft: N = 2,5	Calcar: N = 1,25 Schaft: N = 2,5
F = 20° 300% BW	Calcar: N = 1,25 Schaft: N = 2,5	Calcar: N = 1,25 Schaft: N = 2,5
F = 9° 300% BW	Calcar: N = 2,0	Calcar: N = 2,0

BW = Body Weight, F = Winkel der Hüftkraftresultierenden R in der Frontalebene zur langen Femurachse z, N = Isochromatenordnung, Calcar = Calcar femoris, Schaft = Femurschaft

Die Belastung der nativen Femora mit 300% BW und F = 25° führt zu einer Stresskonzentration im Bereich der Schaftmitte mit Isochromatenordnungen von N = 2,3 bzw. 2,5. Eine Reduktion des Winkels F auf 20° zeigt keine meßbaren Veränderungen gegenüber den mit F = 25° erhaltenen Werten. Eine weitere Reduktion des Winkels F auf 9° zeigt ein deutlich verändertes spannungsoptisches Muster. Das Signal im Bereich des Calcar femoris nimmt zu (N = 1,7 bzw. 2,0), wohingegen das Signal im Bereich der Femurschaftmitte fast vollständig verschwindet (vgl. Abbildung 4-2: S. 54). Das unter einem Winkel von F = 25° erhaltene Signal im Schaftbereich wird als Ausdruck eines artifiziellen, unphysiologischen Biegemomentes im Bereich der Schaftmitte interpretiert. Dieses Muster ist unter einem Winkel von F = 9° nicht vorzufinden. Weiterhin zeigt sich unter F = 9° das Belastungsmaximum im Bereich des Calcar femoris. Somit stellt sich das Belastungsmuster unter F = 9° als wesentlich physiologischer dar, verglichen mit dem Muster unter F = 25°. Aus diesem Grund erfolgen alle weiteren Tests der Gruppen 1 - 5 mit F = 9° (Einzelheiten siehe Kapitel „Diskussion der Ergebnisse der Vorversuche - Modellbildung“).

Alle in den Vorversuchen getesteten Femora zeigen in ihren Meßergebnissen den gleichen Trend. Als Beispiel für die Ergebnisse aus den Vorversuchen werden Bilder des Femur I (links) gezeigt. Die Stressmuster aller übrigen getesteten nativen Femora (Vorversuche und Gruppen 1 - 5) sind dem des gezeigten Femurs (I, links) sowohl qualitativ wie auch quantitativ sehr ähnlich.

Wie bereits erwähnt, dienen die Vorversuche zusätzlich der Erprobung und Optimierung der Anwendung der PhotoStress[®]-Methode an frakturierten und osteosynthetisch versorgten Femora. Hier zeigt sich, dass das spannungsoptische

Oberflächenschichtverfahren nicht nur am nativen Femur, sondern auch am frakturierten Femur technisch anwendbar ist.

Neben den bereits erwähnten Ergebnissen bleibt noch ein weiteres Ergebnis aus den Vorversuchen festzuhalten: Das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren ist aufgrund seiner ganzflächigen Darstellung des Belastungsmusters in der Lage, dabei zu helfen, Artefakte und mögliche Fehler im Versuchsaufbau frühzeitig aufzudecken. Es eignet sich zur rationalen Optimierung von Versuchsbedingungen und stellt somit ein wichtiges Instrument zur Entwicklung eines Testmodells dar.

4.2 Ergebnisse der Gruppen 1 - 5

(vgl. Tabelle 3-2, S. 44)

Die im folgenden Teil aufgelisteten Isochromatenordnungen sind stets als die meßbaren Maximalwerte der jeweiligen Region zu verstehen. Diese Maxima sind meist in der Region des Calcar femoris und / oder dem Bereich der distalen Fixierungs- / Verriegelungsschrauben zu finden. Sie werden im folgenden aus Gründen der Vereinfachung oft nur als Calcar bzw. als distale Verriegelung bezeichnet.

4.2.1 Ergebnisse der Gruppe 1 (Femora VI und IX)

Gruppe 1: DHS versus γ -Nagel 2 Bolzen

Tabelle 4-3. Isochromatenordnungen N der Gruppe 1 (Femurpaar VI)

Belastung	Rechtes Femur nativ	Linkes Femur nativ
300% BW	Calcar: N = 1,25	Calcar: N = 1,25
	Rechtes Femur, # γ -Nagel 2 Bolzen	Linkes Femur, # DHS, PMF nicht refixiert
300% BW	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 0,7	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 1,0
	Rechtes Femur, # γ -Nagel 2 Bolzen	Linkes Femur, # DHS, PMF refixiert
300% BW	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 0,7	Calcar: N = 1,0 distale Verriegelung: N = 1,0
400% BW	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 1,0	Calcar: N = 1,0 distale Verriegelung: N = 1,25; Versagen
750% BW	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 2,8; Versagen	

BW = Body Weight, # = Fraktur, DHS = Dynamische Hüftschraube, γ -Nagel = Gamma Nagel, PMF = Posterio-Mediales Fragment (vgl. Abbildung 3-19: S. 45), N = Isochromatenordnung

Tabelle 4-4. Isochromatenordnungen N der Gruppe 1 (Femurpaar IX)

Belastung	Rechtes Femur nativ	Linkes Femur nativ
300% BW	Calcar: N = 1,0	Calcar: N = 1,0
	Rechtes Femur, # γ -Nagel 2 Bolzen	Linkes Femur, # DHS, PMF nicht refixiert
300% BW	Calcar: N = 1,0 distale Verriegelung: N = 0,7	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 1,7
	Rechtes Femur, # γ -Nagel 2 Bolzen	Linkes Femur, # DHS, PMF refixiert
300% BW	Calcar: N = 1,0 distale Verriegelung: N = 0,7	Calcar: N = 1,25 distale Verriegelung: N = 1,7
600% BW	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 1,7	Calcar: N = 1,0 distale Verriegelung: N = 3,5; Versagen
800% BW	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 2,8; Versagen	

BW = Body Weight, # = Fraktur, DHS = Dynamische Hüftschraube, γ -Nagel = Gamma Nagel, PMF = Postero-Mediales Fragment (vgl. Abbildung 3-19: S. 45), N = Isochromatenordnung

Die Belastungsmuster der Nativtests (Femurpaar VI und IX) sind dem in Abbildung 4-2 gezeigten Nativmuster des Femurs I sehr ähnlich (vgl. Abbildung 4-2: S. 54). Die Stressmaxima im Bereich des Calcar sind in beiden Knochen der jeweiligen Paare jeweils gleich groß (N = 1,25 bzw. 1,0). Nach dem Erzeugen der Fraktur und dem Einbringen des Implantates zeigt jeweils das Femur mit dem γ -Nagel ein gleich großes bzw. größeres Signal im Bereich des Calcar, verglichen mit der DHS ohne Refixierung des postero-medialen Fragmentes (N = 0,7 vs. 0,7 bzw. 1,0 vs. 0,7; 300% BW). Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben ist das Signal bei den γ -Nagel-Systemen durchwegs niedriger als bei den DHS-Systemen ohne refixiertes postero-mediales Fragment (N = 0,7 vs. 1,0 bzw. 0,7 vs. 1,7; 300% BW). Die Refixierung des medialen Fragmentes bei der DHS führt in

allen Fällen zu einer Zunahme des Calcar-Signales und somit zu einer Annäherung des Stressmusters an das Nativmuster (Femur VI: N = 0,7 vs. N = 1,0; Femur IX: N = 0,7 vs. N = 1,25).

Bei den DHS-Systemen kommt es bei 400% BW bzw. 600% BW zum Versagen aufgrund einer Verbiegung der Schenkelhalsschraube (Femur VI) bzw. einer lateralen Impressionsfraktur in Kombination mit einer Verbiegung der Schenkelhalsschraube (Femur IX).

Das γ -Nagel-System versagt bei einer Belastung von 750% bzw. 800% BW. Der Grund liegt in einem Fall in einer Nagelverbiegung zusammen mit einer Penetration der Schenkelhalsschraube (Femur VI), im anderen Fall kommt es zu einer Trümmerfraktur mit Ursprung im Bereich der distalen Verriegelungsbolzen (vergleichbar mit der Fraktur von Femur V, links, γ -Nagel, 600% BW)(vgl. Abbildung 4-18: S. 74).

Je größer die Belastung für den γ -Nagel wird, umso stärker wird die Belastung im Bereich der distalen Verriegelung. Dies lässt sich abgewandelt auch bei der DHS-Technik beobachten, wobei es hier bei größeren Belastungen (> 300% BW) zu höheren Signalen im Bereich der distalen Fixierungsschrauben kommt, gleichzeitig ist jedoch das Signal am Calcar femoris größer als beim γ -Nagel.

Beispielbilder zum Vergleich DHS versus γ -Nagel werden von Femora aus Gruppe 2 gezeigt (siehe nächster Abschnitt).

4.2.2 Ergebnisse der Gruppe 2 (Femora VIII und X)

Gruppe 2: DHS_{Trochanter-Stabilisierungs-Platte} versus γ -Nagel 2 Bolzen:

In Gruppe 2 wird die DHS zusammen mit der Trochanterstabilisierungsplatte (TSP) verwendet (vgl. Abbildung 2-6: S. 14). Sie dient der Fixierung von Fragmenten des Trochanter major bei ausgedehnten trochantären Frakturen. Zusätzlich wird eine zweite, im Vergleich zur DHS-Schenkelhalsschraube dünnere, proximal gelegene Schenkelhalsschraube eingebracht (vgl. Abbildung 2-6: S. 14).

Tabelle 4-5. Isochromatenordnungen N der Gruppe 2 (Femurpaar VIII)

Belastung	Rechtes Femur nativ		Linkes Femur nativ	
300% BW	Calcar:	N = 2,0 (vgl. Abbildung 4-3: S. 63)	Calcar:	N = 2,0 (vgl. Abbildung 4-4: S. 63)
	Rechtes Femur, # DHS _{TSP} , PMF nicht refixiert		Linkes Femur, # γ -Nagel 2 Bolzen	
300% BW	Calcar: distale Verriegelung:	kein Signal N = 1,5 (vgl. Abbildung 4-5: S. 64)	Calcar: distale Verriegelung:	N = 0,7 N = 1,7 (vgl. Abbildung 4-6: S. 64)
	Rechtes Femur, # DHS _{TSP} , PMF refixiert		Linkes Femur, # γ -Nagel 2 Bolzen	
300% BW	Calcar: distale Verriegelung:	N = 1,0 N = 1,0 (vgl. Abbildung 4-7: S. 65)	Calcar: distale Verriegelung:	N = 0,7 N = 1,7 (vgl. Abbildung 4-8: S. 65)
400% BW	Calcar: distale Verriegelung:	N = 0,7 N = 1,7; Versagen (vgl. Abbildung 4-9: S. 66+4-13: S. 68)	Calcar: distale Verriegelung:	kein Signal N = 2,5; (vgl. Abbildung 4-10: S. 66)
900% BW			Calcar: distale Verriegelung:	kein Signal N = 7,8; Versagen (vgl. Abbildung 4-11: S. 67+4-14: S. 68)

BW = Body Weight, # = Fraktur, DHS = Dynamische Hüftschraube, TSP = Trochanterstabilisierungsplatte, γ -Nagel = Gamma Nagel, PMF = Postero-Mediales Fragment (vgl. Abbildung 3-19: S. 45), N = Isochromatenordnung

Als Beispiel für Gruppe 1 und 2 werden Bilder von Femurpaar VIII gezeigt:

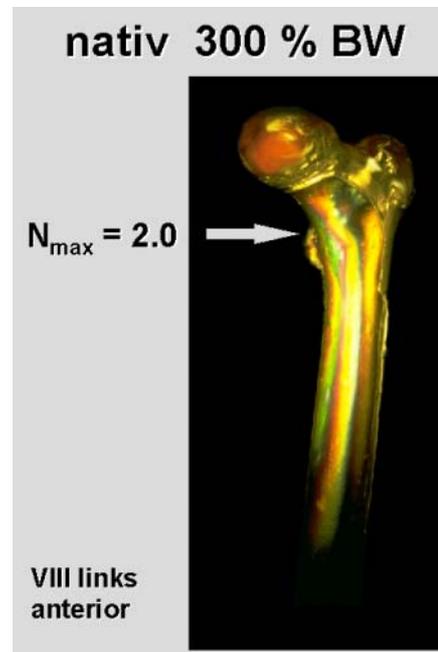
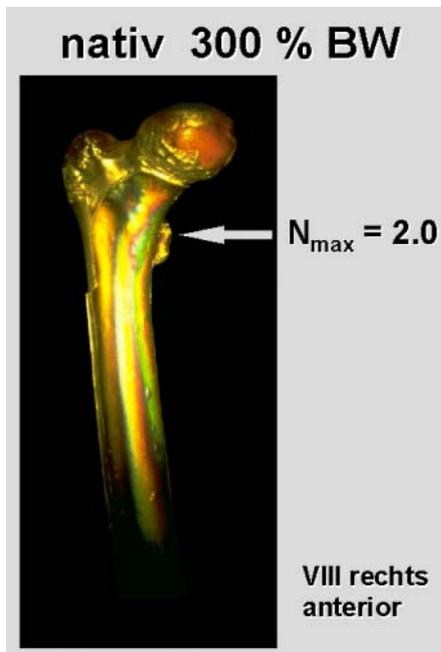


Abbildung 4-3: Femur VIII, rechts, nativ.

Abbildung 4-3 zeigt das rechte Femur des Paares VIII in der Ansicht von anterior im Nativzustand. Die Last (300% BW) wird unter einem Winkel $F = 9^\circ$ eingeleitet. Im Bereich des Calcar femoris zeigt sich ein Signal von $N = 2,0$.

Abbildung 4-4: Femur VIII, links, nativ.

Abbildung 4-4 zeigt das linke Femur des Paares VIII in der Ansicht von anterior im Nativzustand. Die Last (300% BW) wird unter einem Winkel $F = 9^\circ$ eingeleitet. Im Bereich des Calcar femoris zeigt sich ebenfalls ein Signal von $N = 2,0$.

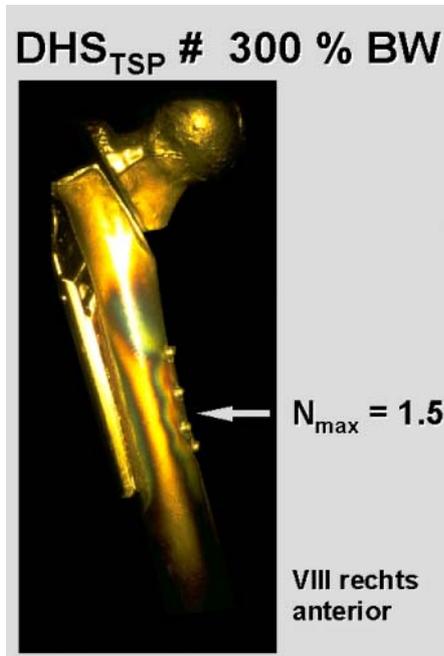


Abbildung 4-5: Femur VIII, rechts, DHS, 300% BW.

Abbildung 4-5 zeigt das rechte Femur des Paares VIII in der Ansicht von anterior. Die Fraktur ist mit einer DHS (mit TSP) stabilisiert, das posterio-mediale Fragment ist nicht refixiert. Die Last (300% BW) wird unter einem Winkel $F = 9^\circ$ eingeleitet. Im Bereich der Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 1,5$.

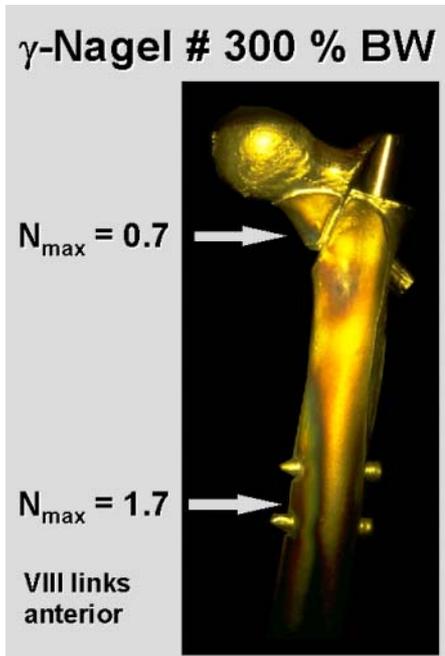


Abbildung 4-6: Femur VIII, links, γ -Nagel, 300% BW.

Abbildung 4-6 zeigt das linke Femur des Paares VIII in der Ansicht von anterior. Die Fraktur ist mit einem γ -Nagel stabilisiert. Die Last (300% BW) wird unter einem Winkel $F = 9^\circ$ eingeleitet. Im Bereich des Calcar femoris zeigt sich ein Signal von $N = 0,7$. Im Bereich der distalen Verriegelungsbolzen zeigt sich ein Signal von $N = 1,7$.

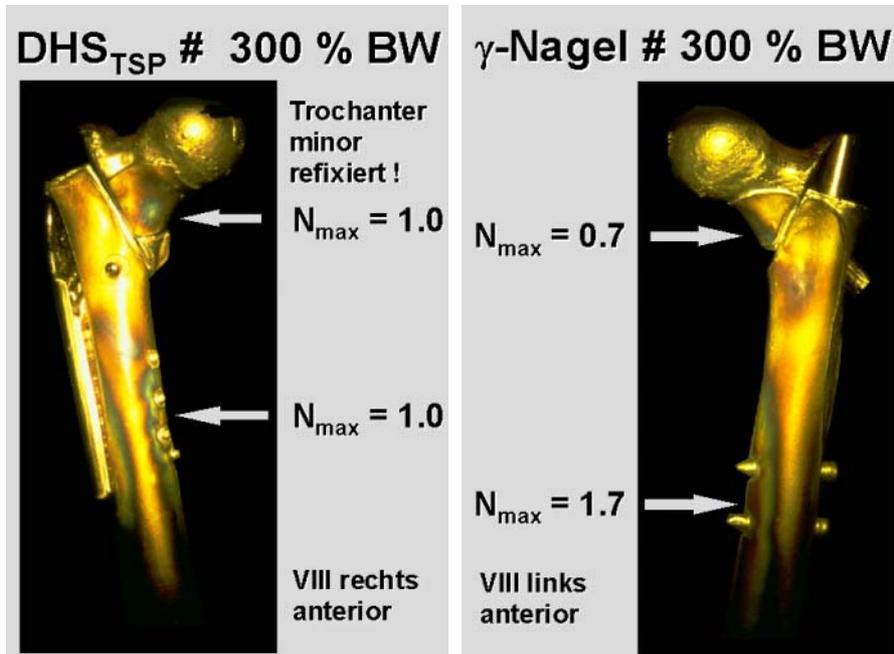


Abbildung 4-7: Femur VIII, rechts, DHS, 300% BW, PMF refixiert.

Abbildung 4-8: Femur VIII, links, γ -Nagel, 300% BW.

Abbildung 4-7 zeigt das rechte Femur des Paares VIII in der Ansicht von anterior. Die Fraktur ist mit einer DHS (mit TSP) stabilisiert, das posterio-mediale Fragment (PMF) ist jetzt refixiert. Es wird eine Last von 300% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar femoris zeigt sich jetzt ein Signal von $N = 1,0$. Im Bereich der Fixierungsschrauben reduziert sich das Signal von $N = 1,5$ auf $N = 1,0$. Das bedeutet, dass die Refixierung des Posterio-medialen Fragmentes zu einer Annäherung des Stressmusters an das Nativmuster führt (vgl. Abbildung 4-3: S. 63)+(vgl. Abbildung 4-5: S. 64).

Abbildung 4-8 zeigt das linke Femur des Paares VIII in der Ansicht von anterior. Die Fraktur ist mit einem γ -Nagel stabilisiert. Es wird eine Last von 300% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar femoris zeigt sich ein Signal von $N = 0,7$. Im Bereich der distalen Verriegelungsbolzen zeigt sich ein Signal von $N = 1,7$. Das bedeutet, dass die DHS mit refixiertem posterio-medialen Fragment ein dem Nativmuster näherliegendes Stressmuster aufweist als die γ -Nagelmontage.

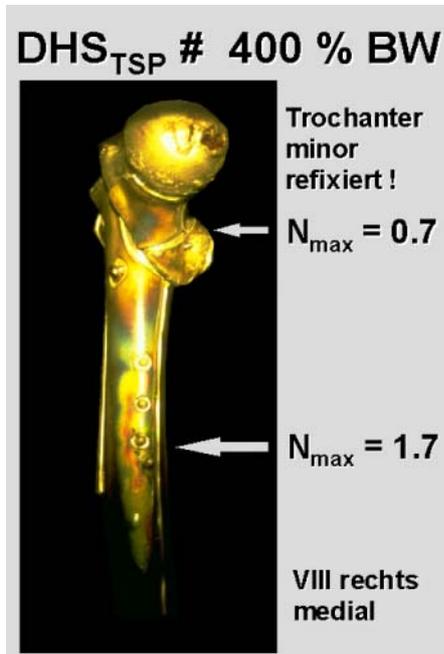


Abbildung 4-9: Femur VIII, rechts, DHS, 400% BW, PMF refixiert.

Abbildung 4-9 zeigt das rechte Femur des Paares VIII in der Ansicht von medial. Die Fraktur ist mit einer DHS (mit TSP) stabilisiert, das postero-mediale Fragment (PMF) ist refixiert. Es wird eine Last von 400% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar femoris zeigt sich jetzt ein Signal von $N = 0,7$. Im Bereich der Fixierungsschrauben erhöht sich das Signal von $N = 1,0$ auf $N = 1,7$. Es kommt zu einem Versagen der Montage bei 400% BW aufgrund einer Verbiegung des Implantates (vgl. Abbildung 4-13: S. 68).

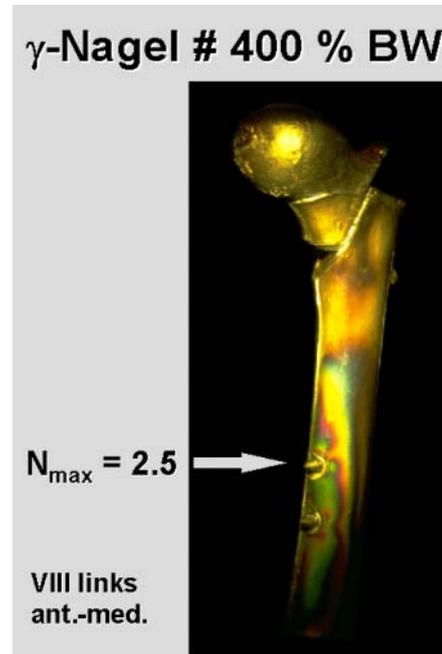


Abbildung 4-10: Femur VIII, links, γ -Nagel, 400%BW.

Abbildung 4-10 zeigt das linke Femur des Paares VIII in der Ansicht von antero-medial. Die Fraktur ist mit einem γ -Nagel stabilisiert. Es wird eine Last von 400% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar femoris zeigt sich kein Signal mehr. Im Bereich der distalen Verriegelungsbolzen zeigt sich jetzt ein Signal von $N = 2,5$. Je mehr Kraft die γ -Nagelmontage aufnimmt, desto weniger bezieht sie den Calcar femoris in den Kraftfluß mit ein. Dies ist in einem stärkeren Ausmaß der Fall als bei der DHS.

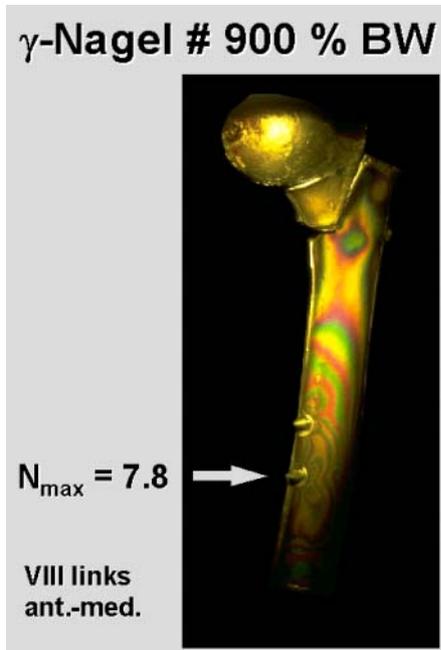


Abbildung 4-11: Femur VIII, links, γ -Nagel, 900% BW.

Abbildung 4-11 zeigt das linke Femur des Paares VIII in der Ansicht von antero-medial. Die Fraktur ist mit einem γ -Nagel stabilisiert. Es wird eine Last von 900% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar femoris zeigt sich kein Signal. Im Bereich der distalen Verriegelungsbolzen zeigt sich jetzt ein maximales Signal von $N = 7,8$. Es kommt zum Versagen der Montage durch Trümmerfraktur ausgehend von dem Stressmaximum im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben (vgl. Abbildung 4-12: S. 67).

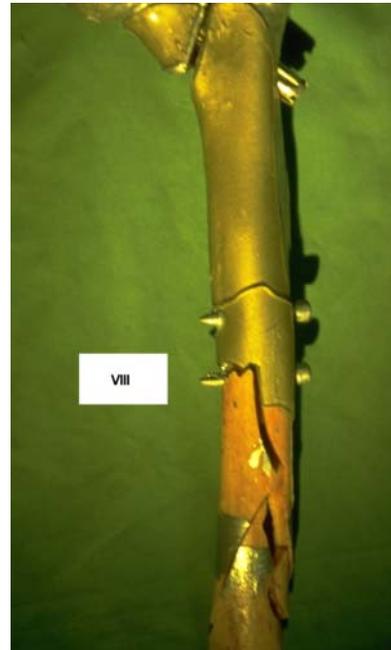


Abbildung 4-12: Femur VIII, links, γ -Nagel, nach Versagen.

Abbildung 4-12 zeigt das linke Femur des Paares VIII in der Ansicht von anterior nach Krafteinleitung mit 900% BW. Es kam zum Versagen der Montage durch eine ausgedehnte Trümmerfraktur ausgehend von dem Stressmaximum im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben (vgl. Abbildung 4-14: S. 68).

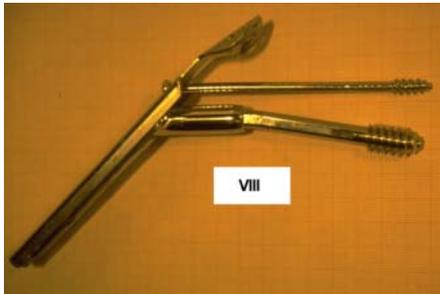


Abbildung 4-13: DHS von Femur VIII, rechts, nach Versagen.

Abbildung 4-13 zeigt die DHS des Femurs VIII, rechts, nach Versagen. Man erkennt die deutliche Verbiegung der Schenkelhalsschraube.

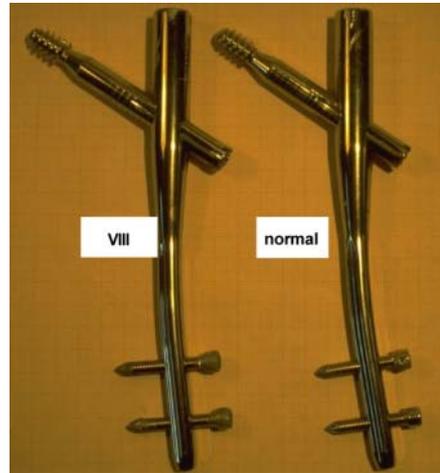


Abbildung 4-14: γ -Nagel von Femur VIII, links, nach Versagen.

Abbildung 4-14 zeigt den γ -Nagel des Femurs VIII, links, nach Versagen. Zusätzlich zu der oben gezeigten Trümmerfraktur kommt es zu einer diskreten Verbiegung des Implantates.

Tabelle 4-6. Isochromatenordnungen N der Gruppe 2 (Femurpaar X)

Belastung	Rechtes Femur nativ	Linkes Femur nativ
300% BW	Calcar: N = 1,7	Calcar: N = 1,7
	Rechtes Femur, # γ -Nagel 2 Bolzen	Linkes Femur, # DHS _{TSP} , PMF nicht refixiert
300% BW	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 0,7	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 1,7
	Rechtes Femur, # γ -Nagel 2 Bolzen	Linkes Femur, # DHS _{TSP} , PMF refixiert
300% BW	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 0,7	Calcar: N = 1,0 distale Verriegelung: N = 1,7
450% BW	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 1,5	Calcar: N = 1,0 distale Verriegelung: N = 3,5; Versagen
900% BW	Calcar: N = 2,3 distale Verriegelung: N = 4,5 Versagen	

BW = Body Weight, # = Fraktur, DHS = Dynamische Hüftschraube, TSP = Trochanterstabilisierungsplatte, γ -Nagel = Gamma Nagel, PMF = Postero-Mediales Fragment (vgl. Abbildung 3-19: S. 45), N = Isochromatenordnung

Die Nativmeßwerte innerhalb eines Paares sind jeweils gleich groß (N = 2,0 bzw. N = 1,7). Die Trochanterstabilisierungsplatte und die zusätzliche zweite Schenkelhalsschraube zeigen keinen erkennbaren Einfluß auf das spannungsoptische Muster (vgl. Abbildung 2-6: S. 14). Weder eine erhöhte absolute Stabilität, noch eine verminderte Rotation des Kopffragmentes kann festgestellt werden. Beide Effekte wären bei Verwendung der Trochanterstabilisierungsplatte denkbar.

Der Trend der Meßwerte von Gruppe 2 ist somit der gleiche wie der der Gruppe 1. Auch hier führt eine Refixierung des postero-medialen Fragmentes bei den

DHS-Systemen zu einer stärkeren Einbindung der Calcarregion und somit zu einer Annäherung an das native Belastungsmuster. Das γ -Nagel-System führt, ähnlich wie in Gruppe 1, zu einer Stresskonzentration im Bereich der distalen Verriegelung, die bei Femur VIII allerdings deutlicher ausgeprägt ist als bei Femur X. Im Gesamttrend (Gruppe 1 und 2) fällt die Stresskonzentration im Bereich der distalen Verriegelung beim γ -Nagel geringer aus als bei der DHS.

Die DHS-Montage versagt bei deutlich niedrigeren Belastungswerten als die γ -Nagel-Montage (400% bzw. 450% BW vs. 900% BW). Bei der DHS kommt es jeweils zu einer Verbiegung der Schenkelhalsschraube (vgl. Abbildung 4-13: S. 68), beim γ -Nagel jeweils zu einer Trümmerfraktur, ausgehend von den distalen Verriegelungsschrauben (vgl. Abbildung 4-12: S. 67). Bei Femur VIII kam es zusätzlich zu einer Nagelverbiegung (vgl. Abbildung 4-14: S. 68).

Bemerkenswert ist die höchste im Gesamtexperiment gemessene Isochromatenordnung von $N = 7,8$ (Femur VIII-links, γ -Nagel, distale Verriegelung) kurz vor Versagen der Montage. Dies entspricht einer Hauptdehnungsdifferenz von $11323 \mu\text{m}/\text{m} = 11 \text{ mm}/\text{m}$ (vgl. Abbildung 4-11: S. 67)!

4.2.3 Ergebnisse der Gruppe 3 (Femora IV und V)

Gruppe 3: PFN_{260mm}, Stahl, 2 Bolzen versus γ -Nagel 2 Bolzen:

Tabelle 4-7. Isochromatenordnungen N der Gruppe 3 (Femurpaar IV)

Belastung	Rechtes Femur nativ	Linkes Femur nativ
300% BW	Calcar: N = 1,7	Calcar: N = 1,7
	Rechtes Femur, # γ -Nagel 2 Bolzen	Linkes Femur, # PFN ₂₆₀ , Stahl, 2 Bolzen
300% BW	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 1,25	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 0,7
600% BW	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 3,5	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 2,5
625% BW		Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 3,3; Versagen
650% BW	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 4,0; Versagen	

BW = Body Weight, # = Fraktur, γ -Nagel = Gamma Nagel, PFN = Proximaler Femur Nagel, 260 = Länge des PFN in mm, N = Isochromatenordnung

Tabelle 4-8. Isochromatenordnungen N der Gruppe 3 (Femurpaar V)

Belastung	Rechtes Femur nativ	Linkes Femur nativ
300% BW	Calcar: N = 2,0	Calcar: N = 2,0
	Rechtes Femur, # PFN ₂₆₀ , Stahl, 2 Bolzen	Linkes Femur, # γ-Nagel 2 Bolzen
300% BW	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 0,7 (vgl. Abbildung 4-15: S. 73)	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 1,25 (vgl. Abbildung 4-16: S. 73)
600% BW	Calcar: N = 1,25 distale Verriegelung: N = 2,0 (vgl. Abbildung 4-17: S. 74)	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 5,5; Versagen (vgl. Abbildung 4-18: S. 74)
670% BW	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 2,8; Versagen (vgl. Abbildung 4-19: S. 75)(vgl. Abbildung 4-20: S. 75)	

BW = Body Weight, # = Fraktur, γ-Nagel = Gamma Nagel, PFN = Proximaler Femur Nagel, 260 = Länge des PFN in mm, N = Isochromatenordnung

Als Beispielbilder für Gruppe 3 werden Bilder von Femurpaar V gezeigt (siehe Verweise):

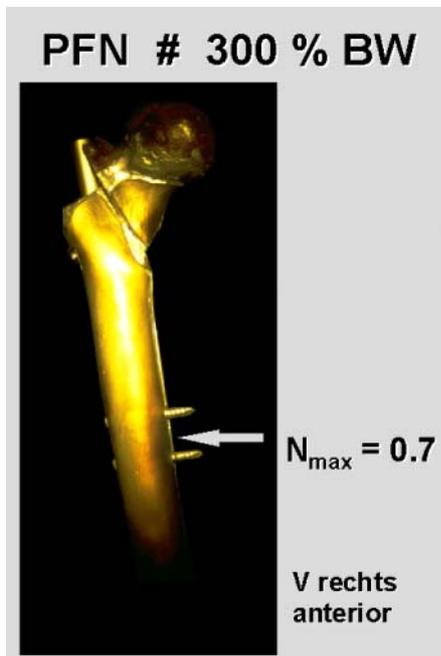


Abbildung 4-15: Femur V, rechts, PFN, 300% BW.

Abbildung 4-15 zeigt das rechte Femur des Paares V in der Ansicht von anterior. Die Fraktur ist mit einem PFN stabilisiert. Es wird eine Last von 300% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich ein Signal von $N = 0,7$. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ebenfalls ein Signal von $N = 0,7$, und somit ein deutlich niedrigeres Signal als beim γ -Nagel.

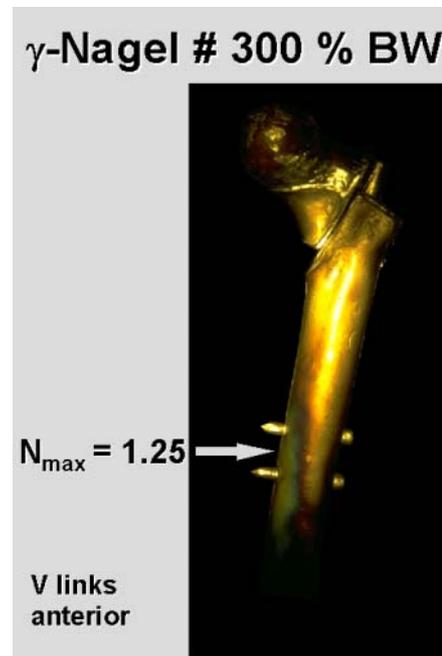


Abbildung 4-16: Femur V, links, γ -Nagel, 300% BW.

Abbildung 4-16 zeigt das linke Femur des Paares V in der Ansicht von anterior. Die Fraktur ist mit einem γ -Nagel stabilisiert. Es wird eine Last von 300% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich kein Signal. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 1,25$.

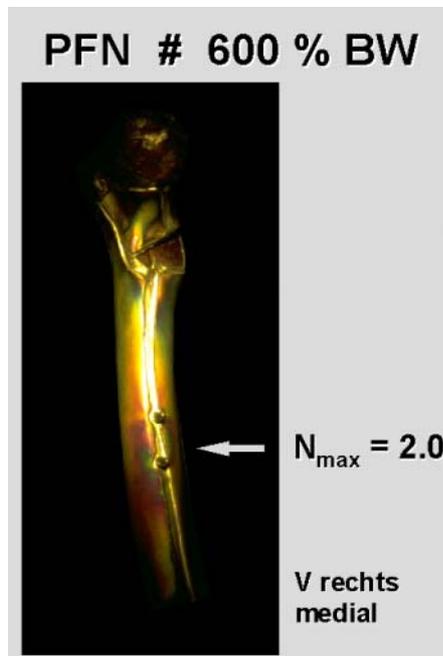


Abbildung 4-17: Femur V, rechts, PFN, 600% BW.

Abbildung 4-17 zeigt das rechte Femur des Paares V in der Ansicht von anterior. Die Fraktur ist mit einem PFN stabilisiert. Es wird eine Last von 600% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich ein Signal von $N = 0,7$. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 2,0$ und somit ein deutlich niedrigeres Signal als beim γ -Nagel ($N = 2,0$ versus $5,5$).

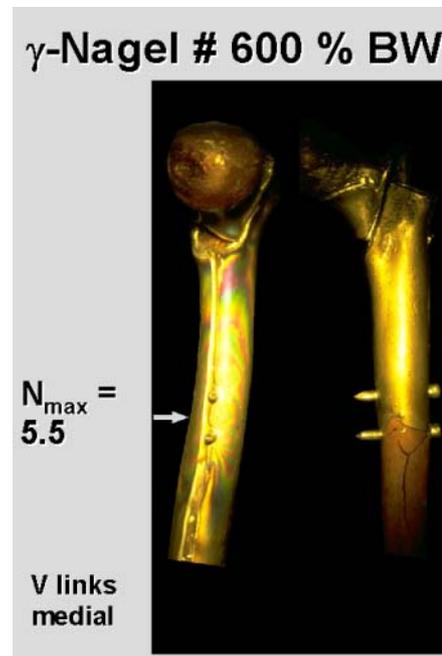


Abbildung 4-18: Femur V, links, γ -Nagel, 600% BW.

Abbildung 4-18 zeigt das linke Femur des Paares V in der Ansicht von anterior. Die Fraktur ist mit einem γ -Nagel stabilisiert. Es wird eine Last von 600% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich ein Signal von $N = 0,7$. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 5,5$! Es kommt zum Versagen der Montage infolge einer Fraktur im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben.

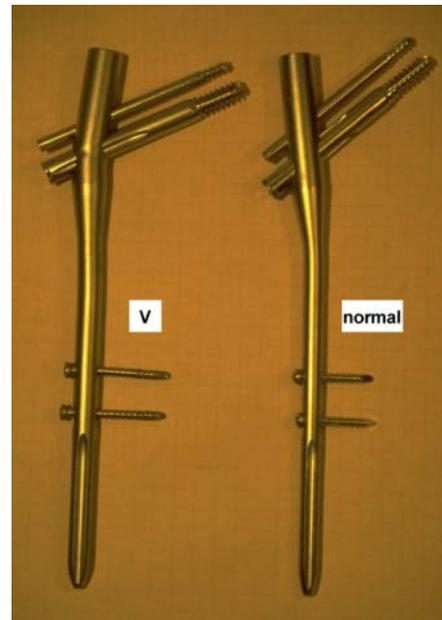
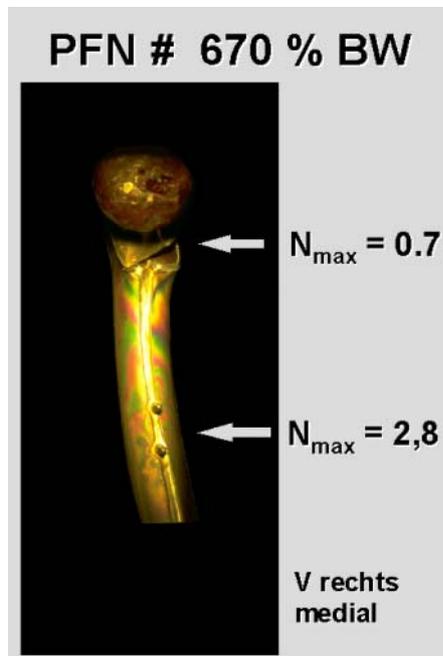


Abbildung 4-19: Femur V, rechts, PFN, 670% BW.

Abbildung 4-19 zeigt das rechte Femur des Paares V in der Ansicht von anterior. Die Fraktur ist mit einem PFN stabilisiert. Es wird eine Last von 670% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich weiterhin ein Signal von $N = 0,7$. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 2,8$. Es kommt zum Versagen der Montage durch Nagelverbiegung (vgl. Abbildung 4-20: S. 75).

Abbildung 4-20: PFN von Femur V, rechts, nach Versagen.

Abbildung 4-20 zeigt den PFN von Femur V, rechts, nach Versagen. Man erkennt die deutliche Nagelverbiegung des PFN.

Die Isochromatenordnungen der nativen Femora sind jeweils gleich innerhalb eines Paares ($N = 1,7$ bzw. $N = 2,0$). Das Nativmuster der Gruppe 3 gleicht qualitativ dem aus den Vorversuchen sowie dem aus den Gruppen 1 und 2 (vgl. Abbildung 4-3: S. 63)+(vgl. Abbildung 4-4: S. 63).

Bei allen applizierten Lasten zeigt die γ -Nagel-Montage deutlich höhere Isochromatenordnungen und somit höheren Stress im Bereich der distalen Verriegelung.

lungsschrauben als die PFN-Montage (N = 1,25 vs. 0,7 bei 300% BW; N = 3,5 vs. 2,5 bzw. N = 5,5 vs. 2,0 bei 600% BW). Bei Femurpaar IV lässt sich im Frakturmodus im Gegensatz zu Femurpaar V kein Calcarsignal nachweisen. Beim Femurpaar V zeigt sich bei einer Last von 300% BW bei dem PFN ein Calcarsignal von N = 0,7 während bei dem γ -Nagel kein Signal auftritt. Bei einer Last von 600% zeigt die PFN-Montage im Calcاربereich einen Ordnungswert von N = 1,25 im Gegensatz zu N = 0,7 bei der γ -Nagel-Montage. Somit liegt das PFN-System hier näher am Nativmuster als das γ -Nagel-System.

Die absolute Stabilität zeigt sich ungleichsinnig: Im einen Fall versagt das PFN-System früher als das γ -Nagel-System (Femur IV, 625% vs. 650% BW), im anderen Fall ist es genau umgekehrt (Femur V, 670% vs. 600% BW). Die Werte der absoluten Stabilität liegen relativ nahe beieinander, verglichen mit denen der Gruppe 1 und 2.

Die PFN-Montage versagt jeweils durch Nagelverbiegung (vgl. Abbildung 4-20: S. 75), die γ -Nagel-Montage versagt in beiden Fällen durch Verbiegung, bei Femur V kommt es zusätzlich zur Trümmerfraktur im Bereich der distalen Verriegelung (vgl. Abbildung 4-18: S. 74).

4.2.4 Ergebnisse der Gruppe 4 (Femora XI und XII)

Gruppe 4: PFN₂₆₀mm, Stahl, 1 Bolzen versus γ -Nagel 1 Bolzen:

Im Gegensatz zu Gruppe 3 wird jeweils nur eine distale Verriegelungsschraube verwendet.

Tabelle 4-9. Isochromatenordnungen N der Gruppe 4 (Femurpaar XI)

Belastung	Rechtes Femur nativ	Linkes Femur nativ
300% BW	Calcar: N = 1,25	Calcar: N = 1,25
	Rechtes Femur, # γ -Nagel 1 Bolzen	Linkes Femur, # PFN ₂₆₀ , Stahl, 1 Bolzen
300% BW	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 1,0	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 0,7
800% BW	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 3,5; Versagen	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 2,3
870% BW		Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 3,3; Versagen

BW = Body Weight, # = Fraktur, γ -Nagel = Gamma Nagel, PFN = Proximaler Femur Nagel, 260 = Länge des PFN in mm, N = Isochromatenordnung

Tabelle 4-10. Isochromatenordnungen N der Gruppe 4 (Femurpaar XII)

Belastung	Rechtes Femur nativ	Linkes Femur nativ
300% BW	Calcar: N = 1,7	Calcar: N = 1,7
	Rechtes Femur, # PFN₂₆₀, Stahl, 1 Bolzen	Linkes Femur, # γ-Nagel 1 Bolzen
300% BW	Calcar: N = 1,25 distale Verriegelung: N = 0,4 (vgl. Abbildung 4-21: S. 79)	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 0,7 (vgl. Abbildung 4-22: S. 79)
700% BW	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 1,5; Versagen (vgl. Abbildung 4-23: S. 80)	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 4,5; Versagen (vgl. Abbildung 4-24: S. 80)

BW = Body Weight, # = Fraktur, γ -Nagel = Gamma Nagel, PFN = Proximaler Femur Nagel, 260 = Länge des PFN in mm, N = Isochromatenordnung

Als Beispiel für die Ergebnisse der Gruppe 4 werden Bilder von Femurpaar XII gezeigt (siehe Verweise):

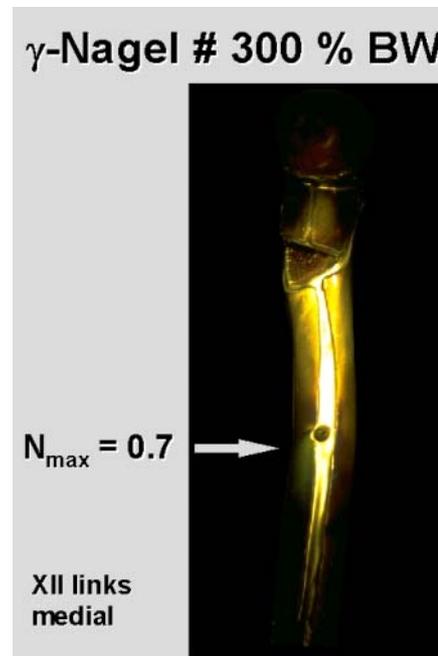
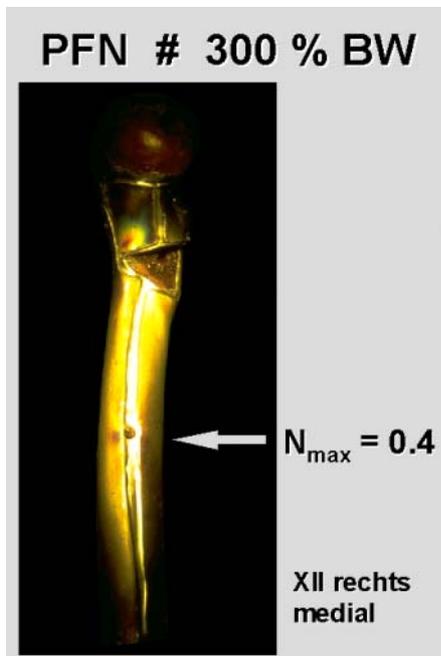


Abbildung 4-21: Femur XII, rechts, PFN, 300% BW.

Abbildung 4-21 zeigt das rechte Femur des Paares XII in der Ansicht von medial. Die Fraktur ist mit einem PFN stabilisiert. Es wird eine Last von 300% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich ein Signal von $N = 1,25$. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 0,4$ und somit ein deutlich niedrigeres Signal als beim γ -Nagel. Insgesamt liegt das Stressmuster der PFN-Montage näher am Nativmuster als das der γ -Nagelmontage.

Abbildung 4-22: Femur XII, links, γ -Nagel, 300% BW.

Abbildung 4-22 zeigt das linke Femur des Paares XII in der Ansicht von medial. Die Fraktur ist mit einem γ -Nagel stabilisiert. Es wird eine Last von 300% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich ein Signal von $N = 0,7$. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ebenfalls ein Signal von $N = 0,7$.

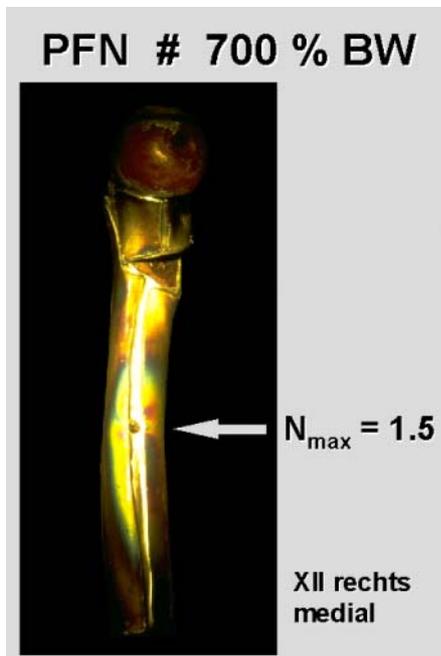


Abbildung 4-23: Femur XII, rechts, PFN, 700% BW.

Abbildung 4-23 zeigt das rechte Femur des Paares XII in der Ansicht von medial. Die Fraktur ist mit einem PFN stabilisiert. Es wird eine Last von 700% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich ein Signal von $N = 0,7$. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 1,5$, und somit erneut ein deutlich niedrigeres Signal als beim γ -Nagel.

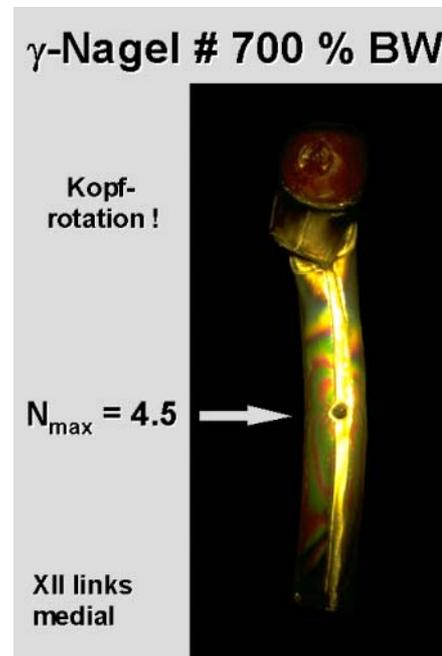


Abbildung 4-24: Femur XII, links, γ -Nagel, 700% BW.

Abbildung 4-24 zeigt das linke Femur des Paares XII in der Ansicht von medial. Die Fraktur ist mit einem γ -Nagel stabilisiert. Es wird eine Last von 700% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich kein Signal. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 4,5$, was einer dreifachen Stresskonzentration verglichen mit dem PFN entspricht. Gut zu erkennen ist die Rotation des Kopfsegmentes. Beim PFN ist dieses Phänomen aufgrund der zusätzlichen Antirotationsschraube nicht festzustellen (vgl. Abbildung 2-6: S. 14).

Das Nativmuster der Femora der Gruppe 4 ist dem in den Vorversuchen gezeigten sehr ähnlich (vgl. Abbildung 4-2: S. 54). Das Isochromatenniveau innerhalb der jeweiligen Paare ist gleich ($N = 1,25$ bzw. $N = 1,7$).

Das γ -Nagel-System zeigt durchwegs höhere Isochromatenordnungen im Bereich der distalen Verriegelung im Vergleich zu dem PFN-System ($N = 1,0$ vs. $0,7$ bzw. $N = 0,7$ vs. $0,4$ bei 300% BW). Gleiches gilt auch für höhere Belastungen (z. B. Femur XII- 700% BW: $N = 1,5$ vs. $4,5$) (vgl. Abbildung 4-23: S. 80) + (vgl. Abbildung 4-24: S. 80).

Im Femurpaar XI kann im Frakturmodus kein Calcarsignal erhalten werden. Im Femurpaar XII, wo ein Calcarsignal meßbar ist, erweist es sich beim PFN als größer, verglichen mit dem γ -Nagel ($N = 1,25$ vs. $0,7$). Somit zeigt sich die PFN-Montage näher am Nativmuster als die γ -Nagel-Montage (vgl. Abbildung 4-21: S. 79).

Alle Systeme versagen aufgrund einer Nagelverbiegung. Bei Femur XI versagt der γ -Nagel früher als der PFN (800% BW vs. 870% BW). Bei Femur XII versagen beide Systeme bei 700% BW. In Gruppe 4 kommt es zu keinem Versagen aufgrund einer Fraktur.

Der Effekt der Verwendung nur einer anstelle von zwei distalen Verriegelungsschrauben erschließt sich aus Tabelle 4-11:

Tabelle 4-11. Effekt der Verwendung von einer statt von zwei distalen Verriegelungsbolzen

Belastung / Femur / Gruppe	PFN₂₆₀, Stahl, 2 Bolzen, #	γ-Nagel 2 Bolzen, #
300% BW Femur IV, Gruppe 3	distale Verriegelung: N = 0,7	distale Verriegelung: N = 1,25
300% BW Femur V, Gruppe 3	distale Verriegelung: N = 0,7	distale Verriegelung: N = 1,25
	PFN₂₆₀, Stahl, 1 Bolzen, #	γ-Nagel 1 Bolzen, #
300% BW Femur XI, Gruppe 4	distale Verriegelung: N = 0,7	distale Verriegelung: N = 1,0
300% BW Femur XII, Gruppe 4	distale Verriegelung: N = 0,4	distale Verriegelung: N = 0,7
	PFN₂₆₀, Stahl, 2 Bolzen, #	γ-Nagel 2 Bolzen, #
600% BW Femur IV, Gruppe 3	distale Verriegelung: N = 2,5	distale Verriegelung: N = 3,5
600% BW Femur V, Gruppe 3	distale Verriegelung: N = 2,0	distale Verriegelung: N = 5,5
	PFN₂₆₀, Stahl, 1 Bolzen, #	γ-Nagel 1 Bolzen, #
600% BW Femur XI, Gruppe 4	distale Verriegelung: N = 1,7	distale Verriegelung: N = 2,3
600% BW Femur XII, Gruppe 4	distale Verriegelung: N = 1,0	distale Verriegelung: N = 2,5

BW = Body Weight, # = Fraktur, γ-Nagel = Gamma Nagel, PFN = Proximaler Femur Nagel, 260 = Länge des PFN in mm, N = Isochromatenordnung

Die höchste Last, die von allen Femora der Gruppen 3 und 4 erreicht wird, ist 600% BW. Wird nun ein Vergleich innerhalb einer Stabilisierungsgruppe durchgeführt (PFN oder γ-Nagel), so zeigt sich, dass die gemessenen Isochromatenordnungen immer höher sind, wenn zwei distale Verriegelungsschrauben verwendet werden (vgl. Tabelle 4-11, S. 82). Dies trifft für beide angegebenen Belastungsstufen zu (300% BW und 600% BW).

Ferner zeigt sich, dass der Betrag der Differenz der gemessenen Isochromatenordnungen zwischen 300% BW und 600% BW immer dann niedriger ist, wenn nur eine Verriegelungsschraube verwendet wird, vorausgesetzt der Vergleich wird innerhalb einer Stabilisierungsgruppe durchgeführt (PFN oder γ -Nagel)(vgl. Tabelle 4-12, S. 82).

Beispiel:

Femur IV_{PFN-2Bolzen}:

$N = 2,5$ (600% BW) minus $N = 0,7$ (300% BW) = 1,8

Femur XI_{PFN-1Bolzen}:

$N = 1,7$ (600% BW) minus $N = 0,7$ (300% BW) = 1,0

$1,8 > 1,0$; d. h. die relative Zunahme der Isochromatenordnungen im Bereich zwischen 300% BW und 600% BW ist bei Verwendung nur eines Bolzens geringer als bei Verwendung von zwei Bolzen.

Analog dazu verhalten sich auch alle (!) anderen Differenz-Werte (insgesamt acht Möglichkeiten). Dies bedeutet, dass die Verwendung von nur einer distalen Verriegelungsschraube zu einem geringeren Anstieg (niedrigere Differenz) der distalen Belastung führt, als bei der Verwendung von zwei distalen Schrauben. Dies trifft jeweils für beide Stabilisierungsmethoden zu (PFN und γ -Nagel). Bestätigt wird diese Beobachtung dadurch, dass in Gruppe 4 kein Osteosynthesystem, insbesondere keine γ -Nagel-Montage, durch eine Fraktur im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben versagt, was in den Gruppen 1 - 3 jeweils mindestens einmal der Fall ist.

Unabhängig von diesen Beobachtungen zeigt das PFN-System in allen verwendeten Modi (300% BW und 600% BW) durchwegs niedrigere Isochromatenordnungen, verglichen mit dem γ -Nagel-System. Dies gilt für Gruppe 3 und 4 (vgl. Tabelle 4-11, S. 82).

4.2.5 Ergebnisse der Gruppe 5 (Femora XIII und XIV)

Gruppe 5: PFN₂₆₀mm, Stahl, 1 Bolzen versus PFN₂₆₀mm, Titan, 1 Bolzen:

Tabelle 4-12. Isochromatenordnungen N der Gruppe 5 (Femurpaar XIII)

Belastung	Rechtes Femur nativ	Linkes Femur nativ
300% BW	Calcar: N = 1,7	Calcar: N = 1,7
	Rechtes Femur, # PFN ₂₆₀ , Stahl, 1 Bolzen	Linkes Femur, # PFN ₂₆₀ , Titan, 1 Bolzen
300% BW	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 1,5 (vgl. Abbildung 4-25: S. 85)	Calcar: N = 1,0 distale Verriegelung: N = 1,0 (vgl. Abbildung 4-26: S. 85)
700% BW	Calcar: N = 1,25 distale Verriegelung: N = 3,5 (vgl. Abbildung 4-27: S. 86)	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 6,5; Versagen (vgl. Abbildung 4-28: S. 86)
800% BW	Calcar: N = 1,5 distale Verriegelung: N = 4,5; Versagen (vgl. Abbildung 4-29: S. 87)	

BW = Body Weight, # = Fraktur, PFN = Proximaler Femur Nagel, 260 = Länge des PFN in mm, N = Isochromatenordnung

Als Beispiel für die Ergebnisse der Gruppe 5 werden Bilder von Femurpaar XIII gezeigt (siehe Verweise):

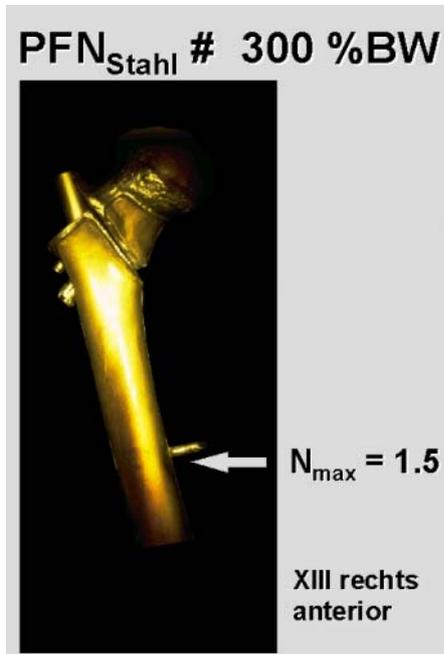


Abbildung 4-25: Femur XIII, rechts, PFN-Stahl, 300% BW.

Abbildung 4-25 zeigt das rechte Femur des Paares XIII in der Ansicht von anterior. Die Fraktur ist mit einem PFN-Stahl stabilisiert. Es wird eine Last von 300% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich kein Signal. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 1,5$.

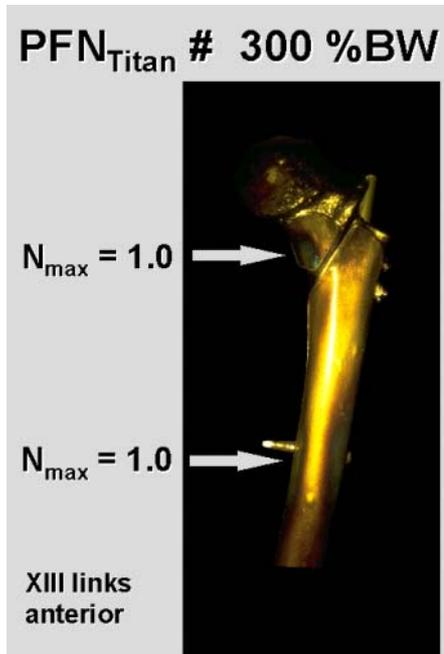


Abbildung 4-26: Femur XIII, links, PFN-Titan, 300% BW.

Abbildung 4-26 zeigt das linke Femur des Paares XIII in der Ansicht von anterior. Die Fraktur ist mit einem PFN-Titan stabilisiert. Es wird eine Last von 300% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich ein Signal von $N = 1,0$. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ebenfalls ein Signal von $N = 1,0$. Somit liegt das Stressmuster der PFN-Titan Montage bei physiologischen Lasten (300% BW) näher am Nativmuster als das der PFN-Stahl Montage.

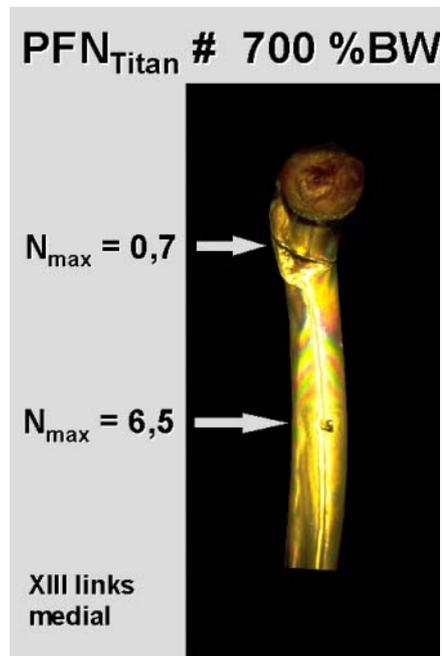
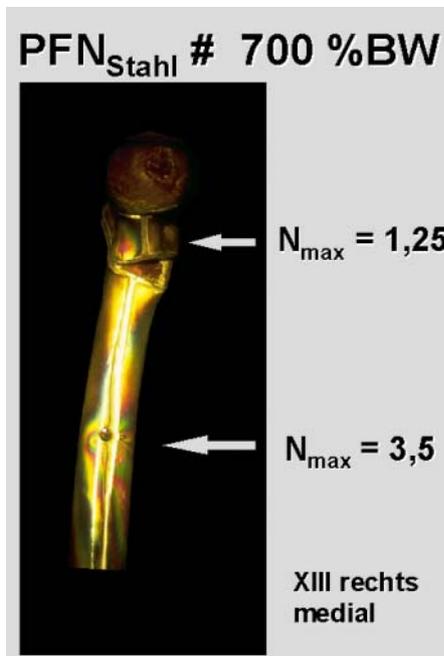


Abbildung 4-27: Femur XIII, rechts, PFN-Stahl, 700% BW.

Abbildung 4-27 zeigt das rechte Femur des Paares XIII in der Ansicht von medial. Die Fraktur ist mit einem PFN-Stahl stabilisiert. Es wird eine Last von 700% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich ein Signal von $N = 1,25$. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 3,5$. Bei hohen Lasten ($> 300\% BW$) zeigt die Stahlversion des PFN das günstigere Stressmuster als die Titanversion. Bei großen Belastungen ist der Stahl-PFN in der Lage, mehr Kraft selbst aufzunehmen, und trägt somit zu einer Verringerung der Oberflächendehnung bei.

Abbildung 4-28: Femur XIII, links, PFN-Titan, 700% BW.

Abbildung 4-28 zeigt das linke Femur des Paares XIII in der Ansicht von medial. Die Fraktur ist mit einem PFN-Titan stabilisiert. Es wird eine Last von 700% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcar zeigt sich ein Signal von $N = 0,7$. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 6,5$, und somit ein deutlich höheres Signal als bei der Stahlversion des PFN. Es kommt zum Versagen der Montage bei 700% BW aufgrund einer Nageldeformation (vgl. Abbildung 4-20: S. 75).

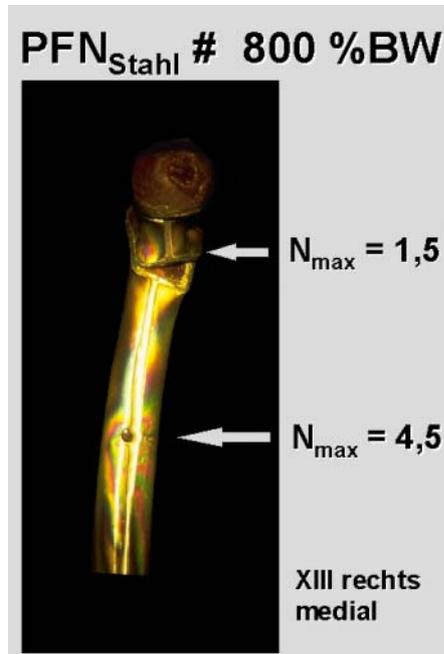


Abbildung 4-29: Femur XIII, rechts, PFN-Stahl, 800% BW.

Abbildung 4-29 zeigt das rechte Femur des Paares XIII in der Ansicht von medial. Die Fraktur ist mit einem PFN-Stahl stabilisiert. Es wird eine Last von 800% BW eingeleitet. Im Bereich des Calcari zeigt sich ein Signal von $N = 1,5$. Im Bereich der distalen Fixierungsschrauben zeigt sich ein Signal von $N = 4,5$. Es kommt zum Versagen der Montage bei 800% BW aufgrund einer Nageldeformation (vgl. Abbildung 4-20: S. 75).

Tabelle 4-13. Isochromatenordnungen N der Gruppe 5 (Femurpaar XIV)

Belastung	Rechtes Femur nativ	Linkes Femur nativ
300% BW	Calcar: N = 1,7	Calcar: N = 1,7
	Rechtes Femur, # PFN ₂₆₀ , Titan, 1 Bolzen	Linkes Femur, # PFN ₂₆₀ , Stahl, 1 Bolzen
300% BW	Calcar: N = 1,25 distale Verriegelung: N = 1,25	Calcar: N = 0,7 distale Verriegelung: N = 1,5
400% BW	Calcar: N = 1,0 distale Verriegelung: N = 2,8 Versagen	Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 2,3
450% BW		Calcar: kein Signal distale Verriegelung: N = 2,8; Versagen

BW = Body Weight, # = Fraktur, PFN = Proximaler Femur Nagel, 260 = Länge des PFN in mm,
N = Isochromatenordnung

Gruppe 5 wird gebildet, um die Unterschiede der beiden verschiedenen Material-Ausführungen des PFN zu ermitteln (Stahl versus Titan).

Wie bei allen bisherigen Nativmustern, ist auch das in Gruppe 5 vorgefundene Muster den bisher beobachteten sehr ähnlich (vgl. Abbildung 4-2: S. 54). Wieder sind die Isochromatenordnungen innerhalb eines Paares gleich groß (je N = 1,7).

Die im Frakturmodus vorgefundenen Meßwerte divergieren bezüglich der applizierten Last (hoch oder niedrig): Die bei „normalem“ Gehen auftretenden physiologischen Belastungen (300% BW - niedrige Belastung) führen bei Verwendung der Stahlversion des PFN zu einer niedrigeren Belastung des Calcar und einer höheren Belastung in der Umgebung der distalen Verriegelung im Vergleich zur Titanversion (Femur XIII-PFN-Stahl: Calcar ohne Signal, distal N = 1,5 (vgl. Abbildung 4-25: S. 85) versus XIII-PFN-Titan: Calcar N = 1,0, distal N = 1,0 (vgl. Abbildung 4-26: S. 85); Femur XIV-PFN-Stahl: Calcar N = 0,7, distal N = 1,5 versus XIV-PFN-Titan: Calcar N = 1,25, distal N = 1,25).

Maximale, für „normales“ Gehen unphysiologische Belastungen (größer als 300% BW), führen zu den umgekehrten Ergebnissen. In diesen Fällen zeigt die

Titanversion des PFN niedrigere Isochromatenwerte im Bereich des Calcar und höhere Signale im distalen Bereich im Vergleich zur Stahlversion (Femur XIII-PFN-Titan: Calcar N = 0,7, distal N = 6,5 (vgl. Abbildung 4-28: S. 86) versus XIII-PFN-Stahl: Calcar N = 1,25, distal N = 3,5 (vgl. Abbildung 4-27: S. 86); Femur XIV-PFN-Titan: Calcar N = 1,0, distal N = 2,8 versus XIV-PFN-Stahl: Calcar ohne Signal, distal N = 2,3; Last 700% BW bzw. 400% BW).

Die absolute Stabilität des Stahl-PFN ist in beiden Fällen höher als die des Titan-PFN (800% BW vs. 700% BW bzw. 450% BW vs. 400% BW).

Beide Systemausführungen versagen aufgrund von Nagelverbiegung, welche jeweils bei der Titanversion etwas mehr ausgeprägt ist als bei der Stahlversion. Bei den Maximaltests sind keine Frakturen zu beobachten.

4.2.6 Gruppenübergreifende Beobachtungen

Insgesamt läßt sich festhalten, dass die Qualität der Nativmuster aller getesteten Femora im wesentlichen gleich ist. Es ergeben sich lediglich Unterschiede in der Ausprägung des gemessenen Maximums im Bereich des Calcar femoris.

Das PFN-System zeigt bei allen Vergleichen mit dem γ -Nagel-System - unabhängig davon, ob ein oder zwei distale Verschraubungen gewählt werden - niedrigere Isochromatenordnungen im Bereich der distalen Verriegelung.

Die absolute Stabilität liegt beim γ -Nagel immer über der der Dynamischen Hüftschraube. Die absolute Stabilität des PFN ist mindestens genauso hoch oder größer im Vergleich zum γ -Nagel (einzige Ausnahme Femur IV). Die absolute Stabilität des PFN in der Stahlversion ist größer als die des PFN in der Titanversion.

Das einzige Implantat, welches aufgrund einer Fraktur im Schaftbereich versagt, ist der γ -Nagel (Gruppe 1 und 2: drei Frakturen von vier mit dem γ -Nagel stabilisierten Femora; Gruppe 3: eine Fraktur von zwei mit dem γ -Nagel stabilisierten Femora). Auffällig ist hierbei, dass der γ -Nagel nur in Gruppe 4, also der einzigen Gruppe, in der distal einfach verriegelt wird, *nicht* frakturiert.

Beim PFN kommt es zu keiner einzigen Fraktur, weder in Gruppe 3 und 4, noch in Gruppe 5. Ferner läßt sich festhalten, dass der in einem Femurpaar einer Gruppe gefundene Trend der gemessenen Isochromatenordnungen sich eindeutig und in jedem Fall auch bei dem zweiten Femurpaar der gleichen Gruppe wiederfindet. Es bestehen lediglich Unterschiede in der Größe der gemessenen Isochromatenordnungen.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methodik

5.1.1 Spannungsoptik

5.1.1.1 Historisches - Bedeutung in der Medizin.

Licht als Meßmittel wird in Naturwissenschaft und Technik seit langem verwendet. So z. B. bei der Stereophotographie, einem ursprünglich in der Vermessungskunde entwickelten Verfahren, welches von Bauingenieuren und Maschinenbauern genutzt wurde. Andere optische Feldmethoden wie z. B. die Interferometrie, das schattenoptische Verfahren oder die holographische Interferometrie wurden im Bereich der Festkörpermechanik eingesetzt (Ficker 1989). Die Methode der Spannungsoptik (Modellspannungsoptik) wird seit 1935 im Bereich der Medizin verwendet. Eine erste Anwendung fand die Methode in der Dentologie zur Testung von Jacketkronen an Zahnmodellen (Hanser 1972). Erst 1969 wurden unter strikter Einhaltung der Ähnlichkeitsgesetze exakt verwertbare Ergebnisse zu diesem Themenbereich veröffentlicht (Levy 1969). In der Orthopädie fand die Modellspannungsoptik in Friedrich Pauwels ihren wohl prominentesten Anwender. Seine spannungsoptischen Untersuchungen waren und sind wichtiger Baustein zum Verständnis der Biomechanik des koxalen Femurendes (Pauwels 1965).

Jüngere spannungsoptische Arbeiten aus dem Bereich der Zahnheilkunde beschäftigen sich mit Fragen nach dem Effekt der Länge von Haltestiften für Prothesen und daraus resultierenden Auswirkungen auf die Kieferbelastung (White 1994) oder mit Optimierungsversuchen für zahnärztliche Schraubenimplantate (Ficker 1990).

Arbeiten aus dem Bereich der Orthopädie nutzen die Methodik zur Analyse der Stressverteilung im Hüftgelenk (Fessler 1957), zur Untersuchung bei Osteosynthese und Endoprothetik am proximalen Femur (Hanser 1972), zur Suche nach der Ursache von Hüftfrakturen (Cotton 1994) oder zum Vergleich von zementierten versus unzementierten Hüftprothesen (Maquet 1994).

All die genannten Untersuchungen arbeiten mit der Modellspannungsoptik, d.h. es wird ein dem Testobjekt aus photo-optisch aktivem Material nachgebildetes Modell spannungsoptisch untersucht. Es wird also nicht das Originalobjekt, sondern eine Imitation desselben untersucht. So wird beispielsweise ein dem zu untersuchenden humanen Original-Femur in seiner Geometrie ähnliches Abgußmodell aus Metacryl- oder Epoxidharzen angefertigt. Diese Nachbildung wird in einzelne plane Schnitte zerlegt und kann anschließend einer Untersu-

chung mittels Durchlichtpolariskopie zugeführt werden (vgl. Abschnitt „Planpolariskopie“, S. 21). Da hierbei monochromatisches Licht verwendet wird, erscheinen die „Isochromatenlinien“ als schwarze bzw. weiße Linien.

Um eine Verwertbarkeit der Ergebnisse zu erzielen, ist es entscheidend, die Gesetze der Ähnlichkeitsmechanik einzuhalten. D. h. eine Übertragbarkeit der physikalischen Werte des Originalobjektes auf das Modellobjekt muß gewährleistet sein. Hier ist besonders der E-Modul von Bedeutung. Eine Proportionalität der Werte ist dabei ausreichend (Hanser 1972).

Die in der vorliegenden Arbeit dargestellten Ergebnisse wurden *nicht* mit den Methoden der Modellspannungsoptik (Durchlichtpolariskopie), sondern mit einer Fortentwicklung derselben, nämlich mit dem spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahren (Reflexionspolariskopie) gewonnen (vgl. Abschnitt „Reflexions- und Zirkularpolariskopie“, S. 23). Die Hauptvorteile gegenüber der Modellspannungsoptik sind folgende:

1. Testobjekt = Originalobjekt.
2. Keine Fehler aufgrund unterschiedlicher Materialeigenschaften von Originalobjekt und Testmodell.
3. Keine Modellnachbildungen erforderlich.
4. Kein Anfertigen von planen Schnitten des Modells erforderlich.
5. Farbiges Erscheinen der Isochromaten.

Eine ausführliche Literaturrecherche im Rahmen dieser Arbeit hat gezeigt, dass das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren bisher kaum im Bereich der Medizin verwendet wurde. Als einzige Gruppen, die mit dieser Technik arbeiten, erweisen sich diejenigen um Djerf (Djerf 1987), Walker (Walker 1988), Zhou (Zhou 1990), Fulghum (Fulghum 1992), Plitz (Plitz 1993), Hua (Hua 1993) und Euler (Euler 1996). Von diesen wiederum untersuchen die Gruppen Djerf, Walker, Zhou, Fulghum und Hua das proximale Femur (im Zusammenhang mit Fragestellungen aus der Hüftendoprothetik), während die Gruppen um Plitz und Euler die Sprunggelenks- bzw. die Beckenregion untersuchen.

Somit beschäftigt sich die vorliegende Arbeit erstmals mit Fragen aus dem Bereich der proximalen Hüftfrakturen und deren osteosynthetischer Versorgung in Zusammenhang mit der Anwendung des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens.

5.1.1.2 Wahl der spannungsoptischen Meßbedingungen.

Bei der Verwendung des Reflexionspolariskopes 031 (Fa. Measurements Group) sind einige Parameter vom Hersteller vorgegeben, andere für das jeweilige geplante Meßprojekt vom Anwender festzusetzen. Die Gründe, warum genau die im Kapitel Material und Methode dargestellten Bedingungen gewählt wurden, werden im folgenden erläutert:

• Wahl der geeigneten Harze

Für oberflächenspannungsoptische Untersuchungen steht eine Vielzahl von Gießharzen zur Schichtanfertigung (sechs Möglichkeiten) ebenso wie zum Aufkleben der spannungsoptischen Schicht auf das Testobjekt (vier Möglichkeiten) zur Verfügung. Ausschlaggebend für die Auswahl der hier verwendeten Harze sind deren physikalische Eigenschaften. So besitzt das verwendete Gießharz PL-1 (Härter PLH-1) eine für die hier angewandte Testung von Femora geeignete maximale Dehnungskapazität von 3-5%.

Zum Aufkleben der erzeugten Schicht ist ein Harz mit sehr ähnlichen Materialeigenschaften wie das Gießharz (maximale Dehnungskapazität 3-5%) wünschenswert. Aus diesem Grund wird das Klebharz PC-1 mit Härter PCH-1 verwendet.

Die Harze PL-1 (Härter PLH-1) und PC-1 (Härter PCH-1) sind die am wenigsten elastischen Materialien, die hierfür zur Auswahl stehen. Andere Harz-Kombinationen wären mit einer maximalen Dehnungskapazität von bis zu 50% viel zu elastisch für die Testung von Knochenmaterial.

• Wahl der dehnungsoptischen Konstante f

Die Sensitivität der spannungsoptischen Versuchsanordnung basiert auf zwei Elementen:

1. Die Sensitivität der spannungsoptischen Schicht, die sich in der dehnungsoptischen Konstante f ausdrückt.
2. Die Sensitivität der Polariskopeinheit.

Da die Sensitivität des Polariskopes (mit Zusatzvorrichtungen) vom Hersteller mit bis zu 1/50 N angegeben wird und somit vorgegeben ist, läßt sich die Sensitivität der Meßanordnung vom Anwender über die Wahl der Größe des dehnungsoptischen Wertes f bestimmen.

Der Wert f erscheint in der Hauptformel der Spannungsoptik (vgl. S. 26):

$$(\epsilon_x - \epsilon_y) = \gamma_{\max} = \delta / 2 t K = N \lambda / 2 t K = N \cdot f$$

Der Wert f ist also diejenige maximale Scherspannung, die erforderlich ist, um eine Isochromatenordnung hervorzurufen. Je geringer der Wert f ausfällt, umso sensitiver die photooptische Schicht.

Zur richtigen Auswahl der Größenordnung von f gibt der Hersteller Hilfestellung:

Die erwünschte Sensitivität berechnet sich wie folgt:

$$f = (\epsilon_x - \epsilon_y)/N = \gamma_{\max}/N = \text{erwarteter maximaler Scherstress} / \text{erwünschte maximale Anzahl von Ordnungen} \quad (13)$$

Somit ergibt sich für die hier verwendeten Bedingungen ein wünschenswerter Sensitivitätsbereich von $f = \text{ca. } 1000\text{-}1500 \mu\epsilon$. Werte für f von $500\text{-}3000 \mu\epsilon$ werden vom Hersteller als günstig beschrieben (Measurements Group 1978, TN 704).

Abgeleitet aus Formel 11 berechnet sich f wie folgt:

$$f = \lambda / 2 t K \quad (14)$$

Da die Wellenlänge λ vom Hersteller vorgegeben ist, sowie nach Auswahl der geeigneten Harze auch der Dehnungsoptische Koeffizient K feststeht (0,1 für PL-1), determiniert sich die Größe von f über die Schichtdicke t .

• Wahl der Schichtdicke t

Laut Herstellerangaben soll die Schichtdicke weniger als 20% des Radius von einer gekrümmten, zu beschichtenden Oberfläche betragen (Measurements Group 1978, TN 704). Einen durchschnittlichen Schaftdurchmesser von etwa 35 mm eines Femurknochens vorausgesetzt, sollte die Schichtdicke somit weniger als 3,5 mm betragen. Um nun einen Wert f im angestrebten Bereich zu erhalten, wurde eine Schichtdicke von 2 mm gewählt. Somit ergibt sich für f der definitive Wert von $1440 \mu\epsilon$ (vgl. S. 26). In der spannungsoptischen Praxis sind Schichtdicken von 0,7 - 3 mm üblich (Schöpf 1989).

5.1.1.3 Vorteile des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens.

Das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren bietet eine Reihe von Vorzügen. Gegenüber den Messungen mittels Durchlichtpolariskopie zeichnet sich das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren durch die individuelle Anwendbarkeit am „Realbauteil“ aus. Es bietet die Möglichkeit nicht nur plane, sondern auch unebene oder gekrümmte Oberflächen zu beschichten. Ein weiterer Vorteil zeigt sich darin, dass eine Aufteilung der Beschichtung in Teilschichten nahezu problemlos möglich ist (vgl. Abbildung 3-13: S. 35). Auf diese Art und Weise lassen sich Meßobjekte beschichten, die an bestimmten Stellen Krümmun-

gen von $> 180^\circ$ aufweisen. Somit sind auch komplexe Reliefstrukturen, wie beispielsweise Knochenmaterialien, für das Verfahren geeignet.

Weiterhin zeichnet sich die Methode durch eine gute Reproduzierbarkeit aus. Wird ein Femur entlastet und erneut belastet, so zeigen sich jeweils exakt die gleichen Isochromatenordnungen. Die zuverlässige Reproduzierbarkeit ist in der einschlägigen Fachliteratur belegt (Schöpf 1989).

Der Hauptvorteil der PhotoStress[®]-Methode liegt jedoch in der enormen Anschaulichkeit. Sofort nach Belastung des Originaltestobjektes kann ein qualitativer Überblick über Dehnungs- bzw. Spannungsgrößen, über Spannungsgradienten und Spannungsverteilung gewonnen werden. Auf diese Art und Weise können überbelastete bzw. unterbelastete Bereiche nachgewiesen werden. Dadurch, dass das gesamte Dehnungsfeld mit einem Blick flächenhaft erfasst werden kann, ist eine rasche Orientierung über die Dehnungsverhältnisse im Original möglich. Somit ist die Darstellung neuer oder unerwarteter Effekte erheblich erleichtert.

Die Eigenschaft des ganzflächigen Sichtbarmachens der Dehnungsverteilung an der Oberfläche eines Testobjektes stellt einen enormen Vorteil gegenüber der alleinigen „blinden“ Spannungsmessung an einzelnen Punkten mit konventionellen Dehnungsmeßstreifen (DMS) dar. Dies wird besonders deutlich bei unbekanntem oder unerwarteten Dehnungsverläufen. Da die Dehnungsmeßstreifen ohne vorherige Kenntnis der Lokalisation der Stressmaxima aufgebracht werden, bleibt es letztlich dem Zufall überlassen, ob an der Stelle, wo ein Dehnungsmeßstreifen appliziert wird, auch tatsächlich ein interessierender bzw. maximaler Dehnungszustand herrscht. Eine Lösung dieses Problems ließe sich nur durch eine sehr große Anzahl von Dehnungsmeßstreifen erreichen. Dies hätte jedoch aufgrund der Komplexität der erhaltenen Daten einen Nachteil in der Darstellbarkeit und wäre der übersichtlichen Darstellung der PhotoStress[®]-Methode unterlegen. Werden die DMS-Methode und die PhotoStress[®]-Methode kombiniert, läßt sich hingegen ein Synergismus erzielen. So kann beispielsweise mittels PhotoStress[®]-Methode zuerst die Hauptdehnungsdifferenz an einem Punkt ermittelt werden, anschließend mittels DMS-Technik die Größe der beiden Hauptdehnungen an diesem Punkt gemessen werden.

Ein weiterer Vorzug der PhotoStress[®]-Methode besteht darin, dass sich die Informationen des erhaltenen Meßergebnisses durch Photographie speichern lassen. Auf diese Weise können nacheinander unterschiedliche Belastungen simuliert und die jeweils erhaltenen Stressmuster anschließend analysiert werden.

5.1.1.4 Probleme und Fehler des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens.

Das Prinzip des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens beruht darauf, dass eine Meßschicht auf ein Testobjekt aufgebracht wird, dessen Dehnungen der Meßschicht unter Last aufgezungen werden. Hieraus entstehen Problempunkte, die sich wie folgt aufliedern lassen:

1. Störeinflüsse, die von Meßschicht und Bauteil zusammen erzeugt werden.

Hierunter fallen:

- Dickeneffekt
- Versteifungseffekt
- Differenz der Querdehnungszahlen
- Temperatureinfluß

2. Störeinflüsse, die von der Meßschicht allein oder durch die Messung erzeugt werden.

Hierunter fallen:

- Variable Schichtdicke
- Lichtschrägeinfall

Diese verschiedenen Effekte seien im folgenden beschrieben.

Zu 1.:

Tritt bei der Belastung bzw. Biegung des Testobjektes ein Dehnungsgradient auf, so tritt ein Fehler auf, der als *Dickeneffekt* bezeichnet wird. Unter der Voraussetzung, dass ebene Querschnitte eben bleiben, ergibt sich ein linearer Dehnungsgradient durch Testobjekt und Beschichtung, wobei sich die neutrale Faser zur Schicht hin verschiebt.

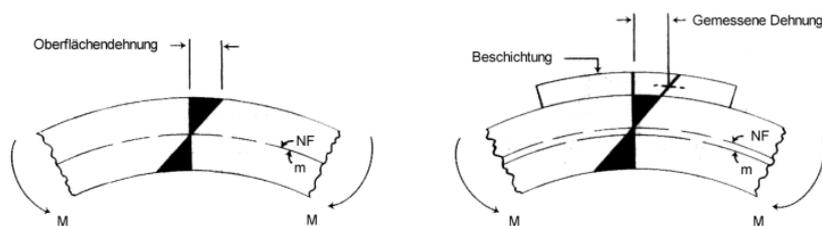


Abbildung 5-1: *Dickeneffekt*.

Tritt bei der Belastung bzw. Biegung des Testobjektes ein Dehnungsgradient auf, so tritt ein Fehler auf, der als *Dickeneffekt* bezeichnet wird. Unter der Voraussetzung, dass ebene Querschnitte eben bleiben, ergibt sich ein linearer Dehnungsgradient durch Testobjekt und Beschichtung, wobei sich die neutrale Faser zur Schicht hin verschiebt. M = Biegemoment, m = Mitte der Oberfläche des Testobjektes, NF = Neutrale Faser

Für homogene Materialien existieren Korrekturfaktoren, die diesen Effekt rechnerisch ausgleichen. Da für Knochen als inhomogenem Material kein zuverlässiges E-Modul angegeben werden kann, entfällt die Anwendung entsprechender Korrekturfaktoren.

Die aufgebrachte Schicht beeinflusst das zu untersuchende Testobjekt dadurch, dass sie einen Teil der Belastung aufnimmt und die Spannungen und Dehnungen im Objekt herabsetzt. Dies wird als *Versteifungseffekt* bezeichnet. Ebenso wie für den Dickeneffekt entfällt hier die Anwendung von exakten Korrekturfaktoren, da das E-Modul von Knochen nicht eindeutig festzusetzen ist. Der Effekt kann jedoch grob abgeschätzt werden:

Tatsächliche Dehnung = Gemessene Dehnung x Korrekturfaktor K (Formel 15)

Die Spanne, innerhalb derer der Korrekturfaktor für Knochen liegen muß, läßt sich grob eingrenzen. Für Materialien mit bekanntem E-Modul lassen sich mittels Nomogrammen Korrekturfaktoren ermitteln. So gelten für Magnesium bzw. Holz K-Faktoren von 1,05 bzw. 1,11 (ebener Spannungszustand; Verhältnis von Schichtdicke t : Testobjektdicke = 0,5; entspricht einem geschätzten Verhältnis von Schichtdicke t : Femurcorticalis = 2 mm : 4mm)(Measurements Group TN 704, 1978). Das E-Modul von Knochen (Femurknochen) liegt sicher nicht über dem von Magnesium, und sicher nicht weit unter dem von Holz (gemittelt). Somit läßt sich festhalten, dass zur Berücksichtigung des Versteifungseffektes genaue Korrekturfaktoren notwendig wären. Aus den oben angeführten Beispielen läßt sich schließen, dass unter Berücksichtigung eines (geschätzten) Versteifungseffektes die tatsächlichen Dehnungswerte etwas größer sind als die gemessenen (Faktor ca. 1,05-1,15). Da diese Abschätzung jedoch sehr ungenau ist, und nur dazu dienen soll, den Versteifungseffekt grob zu quantifizieren, wurden die gemessenen Werte aus der Versuchsreihe der hier vorliegenden Dissertation nicht mit K-Werten korrigiert.

Der *Unterschied in den Querdehnungszahlen* von Bauteil und Schicht erzeugt eine Drehung der Hauptdehnungsrichtungen über die Schichtdicke. Der Grund ist darin zu suchen, dass das Testobjekt an der Verbindungsfläche der Schicht seine Querdehnung aufprägt, während an der freien Oberfläche nur die Querdehnung der Beschichtung wirkt. Dieser Effekt wirkt sich besonders an den Rändern des Testobjektes aus. Da im Fall der Beschichtung von Femora nicht bis an die Grenzbereiche heran beschichtet wurde, dürfte dieser Effekt für die durchgeführten Experimente kaum eine Rolle spielen.

Ebenso gering dürfte der *Einfluß der Temperatur* auf die Meßgenauigkeit sein. Zu große Temperaturschwankungen während eines Tests können zur Veränderung der Wärmeausdehnungszahl und der dehnungsoptischen Empfindlichkeit führen. Die hier durchgeführten Untersuchungen wurden bei konstanten Tempe-

raturen von ca. 18-24°C durchgeführt. Bei Schichttemperaturen unter 60°C wird dieser Einfluß als sehr gering eingestuft (Schöpf 1989).

Zu 2.:

Wie bereits im Kapitel Material und Methode erwähnt, zeigt das Gießharz während der Polymerisationsphase ein spezielles Verhalten. In der Phase, in der die polymerisierende Schicht zur Aufformung auf das Femur gerade geeignet ist, zeichnet sich die Schicht dadurch aus, dass sie schon so steif ist, dass sie einerseits ihre Dicke t beibehält, andererseits aber noch so flexibel ist, dass sie an das Femur anmodelliert werden kann. Dieses Anmodellieren stellt sicherlich eine vulnerable Phase dar, da trotz größter Sorgfalt nicht immer gewährleistet werden kann, dass auf die Schicht nicht doch mechanischer Stress ausgeübt wird, und sich somit die *Schichtdicke* an umschriebenen Arealen dennoch ändert. Eine umschriebene Veränderung der Schichtdicke t hätte entsprechenden Einfluß auf die Dehnungsoptische Konstante f und somit auf die Sensitivität der Messung. Diese Gefahr einer potentiell variablen Schichtdicke ist methodenimmanent. Sie läßt sich nur durch entsprechende Übung und Konstanz der Arbeitsabläufe minimieren. Stichproben zur nachträglichen Kontrolle der tatsächlichen Schichtdicke nach komplett abgeschlossenem Versuch und Ablösen der Schicht haben gezeigt, dass sich die angestrebte Schichtdicke von 2 mm nahezu immer über die gesamte Schicht erreichen läßt.

Die Anordnung des verwendeten Reflexionspolariskopes (vgl. Abbildung 3-3: S. 23) bringt es mit sich, dass der einfallende und der reflektierte Lichtstrahl im Meßpunkt jeweils in einem spitzen Winkel zur Oberflächennormalen verlaufen. Dieser geringgradige *schräge Lichteinfallswinkel* erzeugt einen Fehler in der Meßgenauigkeit von deutlich unter 1%, solange dieser Winkel unter 5° bleibt. Da auch der tatsächliche Einfallswinkel unter 5° liegt, ist der entstehende Fehler vernachlässigbar gering.

Unabhängig von den bislang genannten Störeinflüssen auf die Methodik gibt es weitere Nachteile des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens. Das Meßsignal $N \cdot f$ (vgl. S. 26) gibt die Hauptdehnungsdifferenz ($\epsilon_1 - \epsilon_2$) an einem bestimmten Punkt oder Areal wieder, nicht jedoch die Größe der beiden einzelnen Hauptdehnungsgrößen. Will man die Hauptdehnungsdifferenz in die Einzelwerte der Hauptdehnungen trennen, so kommt man um die bereits erwähnten Dehnungsmeßstreifen nicht herum, und muß also am gleichen Objekt nacheinander zwei völlig verschiedene Meßtechniken anwenden. Doch auch ohne Kenntnis der Größe der beiden Hauptdehnungskomponenten erlaubt es die Kenntnis der Hauptdehnungsdifferenz, eindeutige Aussagen über die Belastungssituation im Testobjekt zu treffen. So spiegeln Bereiche mit hoher Isochromatenordnung eine hohe Hauptdehnungsdifferenz wieder, und somit einen Bereich, in dem große Scherspannungen herrschen. Meist sind es ja diese ausgeprägten Scherspan-

nungen, die Problemzonen erzeugen bzw. ausmachen. Entsprechende Bereiche sind durch Materialüberlastung - hier Frakturen - besonders gefährdet. Diese Scherbeanspruchungen sind als wesentlich „gefährlicher“ einzustufen, als Belastungen, in denen die beiden Komponenten ε_1 und ε_2 eher gleich große Werte annehmen. Solche homogenen Belastungen sind als weniger „gefährlich“ für das Testobjekt einzustufen. Für den Sonderfall einer rein hydrostatischen Belastung ($\varepsilon_1 = \varepsilon_2$) wie sie beispielsweise an der Oberfläche eines Balles auftritt, der gerade aufgeblasen wird, wäre das zu messende spannungsoptische Signal gleich Null, da bei reiner Volumenzunahme keine kritischen Scherspannungen entstehen. Zonen mit einer rein hydrostatischen Belastung sind bei einer Lasteinleitung, die vom Hüftkopf ausgeht, sicherlich nicht als dominierend anzusehen.

Sämtliche hier gewonnenen Meßwerte sind Hauptdehnungsdifferenzen. Da am belasteten Femur besonders die kritischen Scherkräfte von Interesse sind, scheint die Methode hierfür durchaus geeignet.

Die oben genannten Probleme summieren sich zu einem Gesamtfehler der Methode von ca. 5% (Schöpf 1989). Andere Autoren siedeln die Gesamtfehlerrate mit bis zu 10% höher ein (Euler 1996, Ficker 1989).

Diese Werte erscheinen auf den ersten Blick hoch. Vergleicht man sie jedoch mit den Fehlerraten anderer optischer Flächenverfahren, so zeigt sich, dass das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren mit dieser Fehlerrate im Mittelfeld rangiert (Ficker 1989).

Für die im Rahmen dieser Untersuchung durchgeführten Experimente bleibt anzumerken, dass hier jeweils nur Relativveränderungen erfaßt werden:

Ein Femur wird im Nativzustand beschichtet und belastet und das gemessene spannungsoptische Signal wird anschließend mit dem Meßsignal desselben Femurs, das jetzt aber osteosynthetisch versorgt wurde, verglichen. Anschließend wird ein Vergleich innerhalb der beiden Femora eines Paares vorgenommen. Das bedeutet, dass sämtliche eventuell vorliegenden Fehler vor und während des Experimentes gleichsam als konstantes „Grundrauschen“ bestehen. Somit läßt sich also der Effekt einer durch Osteosynthese stabilisierten Fraktur eindeutig herauschälen, da die Einflüsse, welche die oben genannten Fehler mehr oder weniger hervorrufen, über den gesamten Zeitverlauf eines Experimentes bestehen.

Ferner sollte bei derartigen Gesamtfehlerbetrachtungen immer berücksichtigt werden, dass es sich bei dem spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahren um ein Werkzeug der experimentellen Spannungsanalyse handelt. Keines der konkurrierenden Verfahren (DMS-Methode, thermoelastische Spannungsanalyse SPATE,...) ist fehlerfrei. Andere Techniken müßten hierbei erst unter Beweis stellen, dass sie ein deutlich höheres Maß an Informationsgewinn erbringen.

Da sich experimentelle Verfahren niemals komplett durch analytische Verfahren

ersetzen lassen, erscheint eine Ergänzung der PhotoStress[®] Methode durch analytische Methoden beispielsweise mittels Finite-Elemente-Methode sehr sinnvoll. Auf dem Gebiet der Osteosyntheseforschung liegen derartige Finite-Elemente-Untersuchungen jedoch noch nicht vor. Eine experimentelle Überprüfung von derartigen errechneten Ergebnissen wäre aber in jedem Fall anzustreben.

Eine statistische Auswertung der erhaltenen Meßwerte wird nicht durchgeführt. Da innerhalb einer Gruppe nur jeweils 2 Paare untersucht werden und Vergleiche immer nur zwischen den beiden Femora eines Paares bzw. innerhalb einer Gruppe durchgeführt werden, wird jeweils nur der Trend der Isochromatenwerte ermittelt. Dieser Trend bei den Isochromatenwerten konnte in jedem Fall (!) bei dem jeweils anderen Paar der Gruppe bestätigt werden. Wollte man eine zuverlässige statistische Absicherung der Daten, so wären hohe Fallzahlen (mindestens 50 Paare) erforderlich. Da das spannungsoptische Oberflächen-schichtverfahren zeitlich und materiell sehr aufwendig ist, sind derartige Zahlen realistischerweise nicht zu erreichen. Aus diesem Grund wurde auf eine statistische Auswertung verzichtet.

5.1.2 Biomechanik

5.1.2.1 Problem der Lasteinleitung.

Das proximale Femur unterliegt einer sehr komplexen Belastungssituation. Komponenten, die Einfluß auf diese Belastung haben, sind Morphologie der Knochenstruktur, Muskulatur, Phase des Gangzyklus und daraus resultierende unterschiedliche Achsenverhältnisse, Alter und Körpergewicht des Individuums und vieles andere mehr. In der Vergangenheit wurde von zahlreichen wissenschaftlichen Gruppen versucht, diese Faktoren näher zu analysieren und zu beschreiben. Dabei gibt es zwei unterschiedliche Ansätze: Zum einen den Ansatz, sich dem Problem über *Messungen* zu nähern (z. B. Rydell 1966, English 1978 und 1979, Kotzar 1988, Davy 1988, Goldberg 1988, Bergmann 1993), und zum anderen jenen Ansatz, sich dem Problem über *Berechnungen* zu nähern (z. B. Pauwels 1935; Paul 1964, 1967, 1974, 1976; Brown 1984, Seirig 1975, Brand 1989). Insgesamt betrachtet liefern all diese Gruppen eine relativ heterogene Menge an Daten zu Belastungsgröße und Belastungsrichtungen am coxalen Femurende.

Die Heterogenität dieser Daten sei an einigen Beispielen erläutert: Rydell berichtet von *gemessenen* Werten mit $R = 151\% \text{ BW}$, $F = 14 - 21^\circ$ und $T = 17 - 38^\circ$ (Rydell 1966), wobei R = Hüftkraftresultierende, F = Ausrichtung der Resultierenden R in der Frontalebene, T = Ausrichtung der Resultierenden R in der Transversalebene (vgl. Abschnitt „Testbedingungen und Versuchsaufbau“, S.

47). Davy hingegen berichtet von gemessenen Werten mit $R = 227 - 271\%$ BW, $F = 6 - 10^\circ$ und $T = 23 - 40^\circ$ (Davy 1988).

An *berechneten* Daten liefert Pauwels $R = 444\%$ BW, $F = 27^\circ$ und $T = 2^\circ$ (Pauwels 1935). Paul hingegen kommt nach seinen Berechnungen auf folgende Werte: $R = 450 - 736\%$ BW, $F = 12,5 - 21^\circ$, $T = 7 - 12^\circ$ (Paul 1976).

Bereits diese Auswahl zeigt, zu welcher unterschiedlichen Werten die einzelnen Autoren gelangen. Dabei sind jeweils Unterschiede zu verzeichnen sowohl innerhalb derer, die Messungen bzw. Berechnungen durchführen, als auch Unterschiede zwischen den gemessenen und berechneten Werten. Auffällig hierbei ist, dass die berechneten Werte für R deutlich über den Meßwerten für R liegen. Umgekehrt liegen die gemessenen Werte für T deutlich über denen, die für T berechnet wurden. Sowohl in den Berechnungen als auch in den Messungen werden für die Hüftkraftresultierende während des Gangzyklus zwei Maxima detektiert. Sämtliche Studien, die sich auf Messungen stützen, kommen zu dem Ergebnis, dass das erste Maximum von R deutlich größer ist als das zweite, oder ein zweites Maximum gar nicht vorliegt (Rydell 1966, English 1978 und 1979, Kotzar 1988, Davy 1988, Goldberg 1988, Bergmann 1993)(vgl. Abbildung 5-2: S. 101).

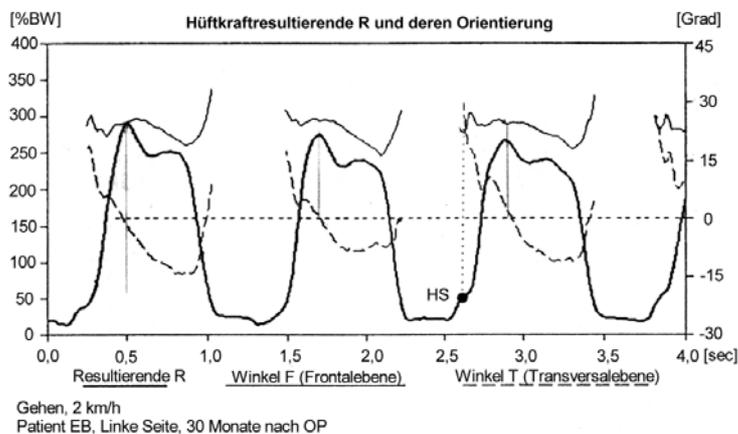


Abbildung 5-2: Hüftkraftresultierende und deren Orientierung (gemessen).

Abbildung 5-2 zeigt beispielhaft Meßergebnisse für die Hüftkraftresultierende R (Bergmann 1993). Man erkennt, dass R während des Gangzyklus 2 Maxima erreicht, wobei das 1. Maximum über dem 2. Maximum liegt. Die Hüftkraftresultierende R (1. Maximum) erreicht bei einer Gehgeschwindigkeit von 2 km/h Kraftwerte, die dem 3-fachen des Körpergewichtes entsprechen.

Diejenigen Studien hingegen, die sich auf Berechnungen stützen, kommen zu-
meist zu dem Ergebnis, dass das zweite Maximum für R über dem ersten Maxi-
mum liegt (Paul 1976, Brown 1984, Röhrle 1984)(vgl. Abbildung 5-3: S. 102).

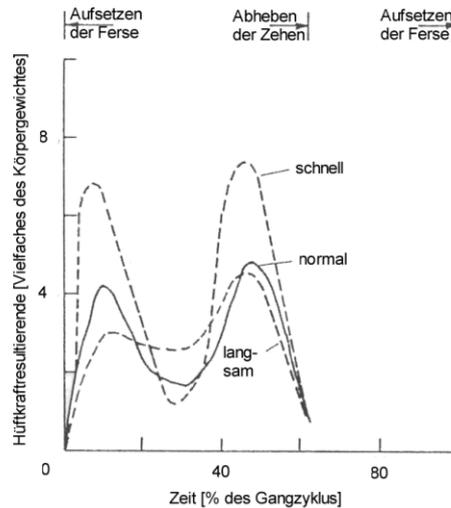


Abbildung 5-3: Hüftkraftresultierende (berechnet).

Abbildung 5-3 zeigt beispielhaft *Berechnungsergebnisse* für die Hüftkraftresultierende R für schnelles, normales und langsames Gehen (Paul 1976). Man erkennt, dass R während des Gangzyklus 2 Maxima erreicht, wobei das 2. Maximum jeweils über dem 1. Maximum liegt. Die Hüftkraftresultierende R (2. Maximum) erreicht bei einer „langsamen“ Gehgeschwindigkeit Kraftwerte, die dem 4-fachen des Körpergewichtes entsprechen.

Man erkennt, wie schwierig es ist, aus diesem heterogenen Material Daten als Grundlage für eine experimentelle Simulation der Belastung des coxalen Femurendes zu extrahieren.

Wie unterschiedlich dieses Problem der Lasteinleitung am proximalen Femurende von anderen Autoren gelöst wurde, zeigt Tab. 5-1 exemplarisch anhand der unterschiedlich verwendeten Winkel F (vgl. Tabelle 5-1, S. 103).

Tabelle 5-1. Wahl des Winkels F anderer Autoren

F = 25°	F = 20°
Meislin 1990	Clark 1990
Bonnaire 1991	Holmes 1993
Rosenblum 1992	Curtis 1994
Goodmann 1992	F = 16°
Friedl 1993	Maquet 1994
Flahiff 1993	F = 15°
Blair 1994	Bostrom 1995
Claes 1995	F = 10°
Choueka 1995	Sjöstedt 1994
F = 21°	F = 9°
Wainer 1990	Tencer 1984
Dong Qi-Rong 1993	Kaiser 1995
keine Angaben zu F	
Shaw 1993 / Mahomed 1993	

Wahl des Winkels F (Ausrichtung der Hüftkraftresultierenden in der Frontalebene) anderer Autoren mit in Bezug auf die Krafteinleitung auf das coxale Femurende ähnlicher Problematik wie in der vorliegenden Arbeit. Alle Experimente wurden ohne Muskelkraftsimulation durchgeführt.

Die Problematik der Lasteinleitung wird für die vorliegende Arbeit wie folgt gelöst. Es wird auf gemessene Daten von G. Bergmann zurückgegriffen und dabei eine ganz spezielle Situation herausgenommen (vgl. Abschnitt „Testbedingungen und Versuchsaufbau“, S. 47)(Bergmann 1993). Die Gründe, warum gerade auf die Daten von Bergmann zurückgegriffen wurde, seien im folgenden diskutiert:

1. Bei den von Bergmann vorgelegten Daten handelt es sich um *gemessene* Daten. Der Autor vertritt die Ansicht, dass am Lebenden gemessene Daten in jedem Fall berechneten Daten vorzuziehen sind. Dies ist besonders dann der Fall, wenn wie im Falle der Belastungscharakteristika des coxalen Femurende eine derart heterogene Datenmenge vorliegt, die ja nur die Komplexität der Vorgänge widerspiegelt. Gerade wenn sich die Erfassung der Belastungs-umstände am proximalen Femur so komplex darstellt, erscheint ein Vorzug von gemessenen gegenüber errechneten Daten sinnvoll. Selbst wenn ein hervorragendes mathematisches Rechenmodell vorausgesetzt wird, erscheinen in vivo gemessene Daten als zuverlässiger.
2. Bei der von Bergmann vorgelegten Arbeit handelt es sich um eine in ihrer Methodik, Präzision und Aussagekraft richtungsweisenden Arbeit. Auf dem Gebiet der Erforschung der Biomechanik des Hüftgelenks mittels in vivo Messung stellt sie die zum Zeitpunkt der hier durchgeführten Experimente neueste Arbeit dar. Bislang sind zur Belastungssituation am hüftnahen Femurende keine präziseren Meßergebnisse vorgelegt worden. Sämtliche wesentliche, vor Bergmann gemessenen Daten fließen in seine Arbeit mit ein (Rydell 1966, English 1978+1979, Kotzar 1988, Davy 1988, Goldberg 1988). Somit stellt seine Arbeit die derzeit aktuellste und umfassendste auf diesem Gebiet dar. Ein Zurückgreifen auf seine Daten garantiert somit eine größtmögliche Aktualität.
3. Bergmann verwendet zur Datenerhebung ein telemetrisches in-vivo-Verfahren. Hierzu wurden spezielle, mit Meßsensoren versehene Hüftendoprothesen in Patienten implantiert. Diese Art der Datenerhebung garantiert eine besonders zeitnahe und reale Messung der Kraftkomponenten am coxalen Femurende.
4. Die von Bergmann gelieferten Daten beziehen sich im wesentlichen auf Messungen, die 30 Monate nach der Implantation der Hüftprothesen gewonnen wurden. Dieser Abstand zur Operation impliziert ein Zeitfenster, in welchem sich die biomechanischen Vorgänge am coxalen Femurende wieder an den ursprünglichen, physiologischen Zustand annähern können. Man bedenke nur die Zeit (30 Monate), die der Muskulatur zur Verfügung steht, um sich von dem OP-Trauma und der durch Schmerz bedingten Muskelatrophie zu erholen. Somit scheint ein derart später Meßzeitpunkt ein Wiederkehren einer möglichst physiologischen Belastungssituation (und somit Meßsituation) zu begünstigen. Andere Autoren führten ihre jeweiligen Messungen zu einem wesentlich früheren Zeitpunkt durch (English 1978 und 1979, Kotzar 1988, Davy 1988, Goldberg 1988). Es sei jedoch angemerkt, dass sich auch nach Hüftprothesenimplantation und nachfolgender Rehabilitation das Gangmuster dennoch von gesunden Personen unterscheiden kann (Stauffer 1974).

Aus den von Bergmann gelieferten Daten wird nun eine ganz spezielle Situation herausgegriffen, welche für die Simulation im Experiment und die interessierenden Fragen besonders relevant erscheint:

Bergmann untersucht in seiner Arbeit insgesamt zwei Patienten mittels Implantation einer telemetrischen Hüftendoprothese, wobei einem Patienten - bei Bergmann *EB* genannt - sowohl das *rechte (EBR)* wie auch das *linke (EBL)* Hüftgelenk ersetzt wird. Dieser männliche Patient ist zum Zeitpunkt der Implantation 82 Jahre alt, bis auf seine Hüftarthrose gesund und sportlich aktiv. Er repräsentiert ein „gesundes“ Individuum, das sich in einem „excellenten Zustand“ befindet.

Der zweite Patient (*JB*, weiblich, 62 Jahre) leidet neben einer rechtsseitigen idiopathischen Hüftkopfnekrose an einer neurologischen Erkrankung, näherhin an einer axonalen Polyneuropathie mit vorwiegender Ausprägung am rechten Bein und ataktischem Gangmuster. Dieser Patientin wird rechtsseitig eine telemetrische Prothese implantiert. Diese Patientin repräsentiert ein Individuum mit muskulärer Störung und „schlechterem“ Allgemeinzustand.

Bei dem Patienten *EB* zeigt sich nach der Operation, dass die linke Hüftprothese (*EBL*) sehr genau entsprechend den präoperativen anatomischen Verhältnissen eingebracht werden konnte. Für die andere Seite (*EBR*) stellte sich heraus, dass es zu einer deutlich veränderten anatomischen Position, verglichen mit dem präoperativen Zustand, gekommen war.

Dies bedeutet für die Datenauswahl als Grundlage für die Simulation im hier durchgeführten Experiment, dass sich auf die Daten der linken Seite von Patient *EB*, also *EBL*, beschränkt wurde. Somit wird also von vornherein diejenige Situation ausgewählt, die sich als am nächsten einer „gesunden“ Hüfte erweist. Die Daten einer offenkundig nicht anatomisch eingebrachten Hüftprothese, sowie die Daten der Patientin mit schwerer neurologischer Störung wurden also bewußt nicht als Grundlage für diese Untersuchung genutzt. Ziel ist es ja, eine möglichst physiologische Simulation zu erreichen. Daher erscheint eine Beschränkung auf die Daten der am besten gelungenen Implantation bei dem deutlich gesünderen Patienten (*EBL*) sinnvoll.

Aus den mannigfaltigen Daten von *EBL* wiederum wird folgende Situation herausgegriffen. Nämlich die Meßsequenz, bei der der Patient mit einer Geschwindigkeit von 2 km/h geht. Diese Geschwindigkeit entspricht einer typischen Geschwindigkeit, mit der Patienten, die entweder eine DHS, einen Gamma-Nagel oder einen PFN implantiert bekommen haben, früh-postoperativ mobilisiert werden. Eine derartige, langsame Gehgeschwindigkeit erscheint also von besonderem Interesse, da frisch operierte und zur Mobilisation freigegebene Patienten in dieser Phase kaum schneller gehen. Für diese Gehgeschwindigkeit ergeben

sich nach den Messungen von Bergmann folgende Werte.

Die Hüftkraftresultierende R beträgt bei einer Geschwindigkeit von 2 km/h etwa 300% des Körpergewichtes (vgl. Abbildung 5-2: S. 101)(vgl. Abbildung 5-4: S. 106).

Der Winkel F (Ausrichtung der Hüftkraftresultierenden R in der Frontalebene) beträgt 25° (vgl. Abbildung 5-5: S. 107).

Der Winkel T (Ausrichtung der Hüftkraftresultierenden R in der Transversalebene) beträgt 0° (vgl. Abbildung 5-6: S. 107)(Bergmann 1993).

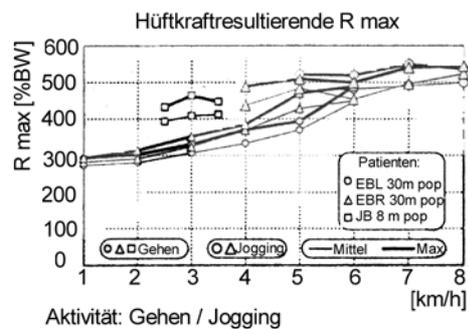


Abbildung 5-4: Größe der Hüftkraftresultierenden R.

Aus den drei von Bergmann in vivo gemessenen Hüftgelenken (EBL, EBR, JR) wird diejenige Situation ausgewählt, welche einer „gesunden“ Hüfte am nächsten kommt (EBL). Für das linke Hüftgelenk von Patient EB (= EBL) ergibt sich bei einer Geschwindigkeit von 2 km/h für R ein Wert von 300% BW (Bergmann 1993).

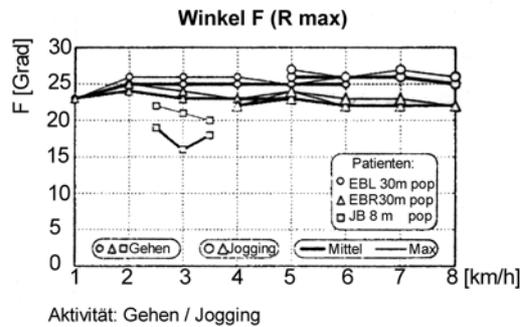


Abbildung 5-5: Ausrichtung der Hüftkraftresultierenden R in der Frontalebene - Winkel F .
 Aus den drei von Bergmann in vivo gemessenen Hüftgelenken (EBL, EBR, JR) wird diejenige Situation ausgewählt, welche einer „gesunden“ Hüfte am nächsten kommt (EBL). Für das linke Hüftgelenk von Patient EB (= EBL) ergibt sich bei einer Geschwindigkeit von 2 km/h für F ein Wert von 25° (Bergmann 1993).

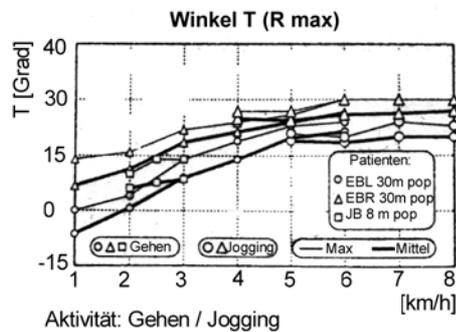


Abbildung 5-6: Ausrichtung der Hüftkraftresultierenden R in der Transversalebene - Winkel T .
 Aus den drei von Bergmann in vivo gemessenen Hüftgelenken (EBL, EBR, JR) wird diejenige Situation ausgewählt, welche einer „gesunden“ Hüfte am nächsten kommt (EBL). Für das linke Hüftgelenk von Patient EB (= EBL) ergibt sich bei einer Geschwindigkeit von 2 km/h für T ein Wert von 0° (Bergmann 1993).

Die genannten Werte für R , F und T wurden als nun als Grundlage für die experimentelle Simulation der Maximalbelastung während eines Gangzyklus ($v = 2$ km/h) genutzt. Eine Belastung von 300% BW entspricht somit der Belastung bei langsamem Gehen. Höhere Belastungen bei schnellerem Gehen oder sogar Belastungen in Ausnahmesituationen wie z. B. Stürzen wurden von Bergmann mit Werten von R bis maximal 870% BW angegeben. Diese Belastungen jenseits des „normalen“ Gehens (300% BW) finden sich im Experiment in den Maximaltests

wieder (vgl. Abschnitt „Versuchsablauf und Auswertung“, S. 50). In einem Fall konnte bis zum Neunfachen des Körpergewichtes belastet werden.

In den Vorversuchen zeigte sich, dass bei Verwendung eines Winkels F von 25° ohne die Simulation von Muskelkräften ein artifizielles Biegemoment im Bereich der Schaftmitte auftritt. Aus diesem Grund wurden die Daten von Bergmann dahingehend verändert, dass statt mit einem Winkel von $F = 25^\circ$ mit einem Winkel von $F = 9^\circ$ getestet wurde (Einzelheiten siehe Abschnitt „Diskussion der Ergebnisse der Vorversuche - Modellbildung“).

Insgesamt mag man einwenden, eine Beschränkung auf das Datenmaterial nur einer gemessenen Hüfte als Grundlage für eine experimentelle Untersuchung sei zu sehr auf einen Einzelfall gegründet. Hierbei bleibt zu betonen, dass es sich bei diesem Fall um ein „gesundes“ Individuum handelt, und die Messung methodisch sehr präzise erfolgte, so dass die Meßergebnisse als sehr verlässlich erscheinen. Natürlich wäre eine größere Fallzahl als Basis wünschenswert, da derartiges Datenmaterial jedoch nicht vorliegt, wurde auf diesen einen „gesunden“, in vivo gemessenen Fall zurückgegriffen.

Die Belastung wird im Experiment als statische, nicht als dynamische Last appliziert. Dies hat zwei Gründe:

Zum einen verträgt sich eine dynamische Lastapplikation nicht mit den hier gewählten spannungsoptischen Versuchsbedingungen. Es würde zu einer Ablösung der Beschichtung vom Knochen kommen, da die aus oben genannten Gründen gewählte Beschichtung (vgl. Abschnitt „Wahl der spannungsoptischen Meßbedingungen“, S. 93) mit einer maximalen Elastizität von 3% zu steif für die feinen Schwingungen einer dynamischen Lastapplikation wäre.

Zum anderen ist es nicht Ziel dieser Untersuchung, Aussagen über die Langzeitstabilität der Implantate zu machen, wie sie unter dynamischer Belastung angestrebt würden. Vielmehr ist es das Ziel, Momente der Maximalbelastung während des Gangzyklus zu visualisieren, also eine Momentaufnahme der jeweiligen Belastungssituation zu erlangen und anschließend entsprechend zu interpretieren.

5.1.2.2 Diskussion der Ergebnisse der Vorversuche - Modellbildung.

Unter der Anwendung der Bergmann-Daten ($R = 300\%$ BW, $F = 25^\circ$, $T = 0^\circ$) zeigte sich in den Vorversuchen (Femora I und II) eine deutliche Stresskonzentration im Bereich der Femurschaftmitte. Eine Reduktion des Winkels F auf 9° ließ dieses Signal fast komplett verschwinden. Wie sind diese Meßbefunde zu deuten?

Die Original-Bergmann-Daten sind, wie bereits mehrfach erwähnt, in vivo ge-

messene Daten, sie sind also unter völlig realen Bedingungen entstanden. Diese Umstände implizieren selbstverständlich auch das Vorhandensein von Muskelkräften. Einfluß auf die Bewegung des Hüftgelenks haben insgesamt 21 Muskeln bzw. Muskelgruppen (Waldeyer 1987)!

Wie komplex sich die Erfassung bzw. Berechnung der einzelnen Muskelaktivitäten darstellt, zeigen die Arbeiten von Brand und Duda (Brand 1982 und 1986; Duda 1996). Die Muskeleinflüsse zuverlässig in einem Experiment zu simulieren, scheint angesichts der Komplexität der Vorgänge unmöglich. Es würde die Frage entstehen, ob man sich durch eine Muskelsimulation, welche ein erhebliches Fehler- und Artefaktpotential in sich birgt, nicht weiter von der Realität entfernen würde, als wenn man es anstreben würde, sich mittels Muskelsimulation der Realität anzunähern. Unter der Anwendung des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens scheidet eine komplexe Muskelkraftsimulation ohnehin aus, da durch die erforderlichen technischen Anbauten die Sicht auf die applizierte optisch aktive Schicht erheblich eingeschränkt würde, und somit eine effiziente spannungsoptische Messung unmöglich gemacht würde. Dies sind die Gründe, warum für die hier vorgenommenen Experimente keine Muskelkraftsimulation durchgeführt wurde. Hier sei angemerkt, dass keiner der in Tab 5-1 aufgeführten 21 Autoren (alles Studien zur biomechanischen Testung von diversen Implantaten für das coxale Femurende) eine Muskelsimulation durchzuführen in der Lage ist (vgl. Tabelle 5-1. S. 103).

Für die unter Muskeleinfluss erhobenen Daten von Bergmann bedeutet dies, dass eine Übertragung dieser Daten auf ein Experiment, welches keine Muskelsimulation beinhaltet, möglicherweise Probleme bzw. Fehler mit sich bringt.

Um solche eventuell vorhandenen Probleme bzw. Fehler aufzudecken, erweist sich die Methode der Spannungsoptik als hervorragend geeignet:

Das unter einem Winkel $F = 25^\circ$ erzeugte Spannungsmuster mit den Zeichen einer Stresskonzentration in der Schaftmitte wird als artifizielles Biegemoment gedeutet. Eine derartige Belastung in dieser Region wird in der Literatur nirgendwo erwähnt, macht also stutzig. Erklären läßt sich dieses artifizielle Signal ganz allgemein damit, dass im Experiment keine kompensierenden Muskelkräfte einwirken. Besonders zu Buche schlägt dabei die fehlende Wirkung des Tractus iliotibialis sowie der Abduktoren. Auf den besonders wichtigen Einfluß dieser Muskeln auf die Femurbelastung hat Pauwels bereits 1951 hingewiesen (Pauwels 1951).

Um nun ein ausgeglicheneres, physiologischeres Belastungsmuster zu erzielen, wurde versucht, den Winkel F zu verkleinern. Dabei zeigten sich bei einer Reduktion auf 20° keine Effekte, erst eine Reduktion des Winkels F auf 9° brachte das Biegemoment in der Schaftmitte zum verschwinden. Gleichzeitig war es zu

einem Anstieg der Isochromatenordnungen im Bereich des Calcar femoris gekommen. Insgesamt läßt sich die Entstehung dieses nun veränderten Spannungsmusters wie folgt erklären:

Appliziert man die Last mit $R = 300\% \text{ BW}$, $F = 25^\circ$ und $T = 0^\circ$ - also so wie Bergmann unter Muskeinfluss in vivo gemessen hat - und überträgt diese Situation dann auf ein Experiment ohne Muskelsimulation, so zeigt sich das beschriebene artifizielle Signal in der Schaftmitte. Die Lasteinleitung mit $R = 300\% \text{ BW}$, $F = 9^\circ$ und $T = 0^\circ$ führt nun zu einer gewissen Kompensation der im Experiment nicht vorhandenen Simulation des Tractus iliotibialis. Es kommt also zu einem Verschwinden des Signales in der Femurschaftmitte. Insgesamt stellt also die leichte Modifikation der Bergmannsdaten (statt $F = 25^\circ \Rightarrow F = 9^\circ$) einen Kompromiß dar zwischen einer etwas zu steilen Krafteinleitung im proximalen Femurbereich und einem deutlich reduzierten, unphysiologischem Biegemoment in der Schaftmitte, sofern der Einfluß des Tractus iliotibialis nicht simuliert wird. Insgesamt erscheint eine derartige Krafteinleitung ($R = 300\% \text{ BW}$, $F = 9^\circ$ und $T = 0^\circ$) für das Experiment näher an den physiologischen Bedingungen zu liegen, als wenn die Krafteinleitung mit $R = 300\% \text{ BW}$, $F = 25^\circ$ und $T = 0^\circ$ erfolgt, vorausgesetzt, es werden keine Muskelkräfte simuliert. Alle weiteren Messungen (Gruppen 1 - 5) wurden aus diesen Gründen mit $R = 300\% \text{ BW}$, $F = 9^\circ$ und $T = 0^\circ$ durchgeführt.

Die dadurch entstandene etwas zu steile Lasteinleitung im proximalen Bereich ist für die Prüfung der verschiedenen Osteosynthesematerialien als eher günstig anzusehen, da bei Vorliegen einer instabilen pertrochantären Fraktur und steilerer Lastapplikation eine Abstützung der Fragmente in geringerem Maße stattfinden kann. Somit ist zu erwarten, dass sich Unterschiede bei den zu prüfenden Materialien klarer detektieren lassen.

Abbildung 5-7 verdeutlicht die verschiedenen geschilderten Fälle (vgl. Abbildung 5-7: S. 111).

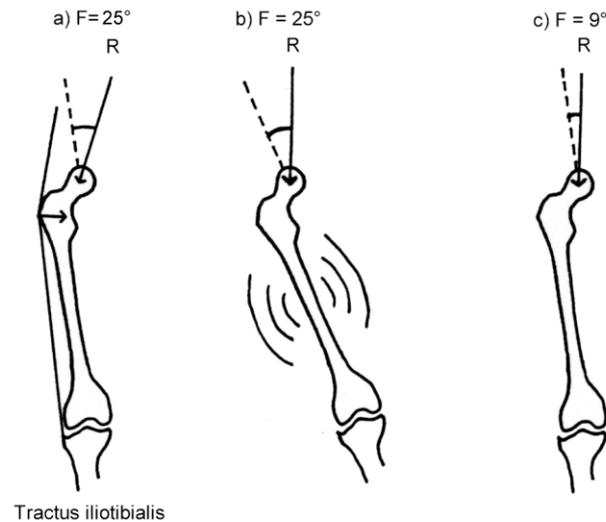


Abbildung 5-7: Unterschiedliche Simulationsmodelle für das coxale Femurende.

Abbildung 5-7 zeigt drei unterschiedliche Modelle für die Simulation der Krafteinleitung am proximalen Femurende. a) Krafteinleitung mit $F = 25^\circ$ und Simulation des Tractus iliotibialis. b) Krafteinleitung mit $F = 25^\circ$ ohne Muskelsimulation. c) Krafteinleitung mit $F = 9^\circ$ ohne Muskelsimulation. Situation a) wäre wünschenswert, eine Muskelsimulation läßt sich jedoch mit der Technik der Spannungsoptik kaum vereinbaren. Situation b) entspricht einer unreflektierten Übertragung der in-vivo Ergebnisse von Bergmann auf in vitro Verhältnisse mit dem Effekt der Erzeugung von Artefakten (vgl. Abbildung 4-1: S. 54). Situation c) entspricht dem hier eingegangenen Kompromiß: Die Hüftkraftresultierende wird mit $F = 9^\circ$ sicherlich etwas zu steil eingeleitet, dafür verschwindet das unphysiologische Biegemoment in der Schaftmitte (b)(vgl. Abbildung 4-2: S. 54)(vgl. auch Rohlmann 1982). R = Hüftkraftresultierende, F = Ausrichtung von R in der Frontalebene, gestrichelte Linie = lange Femurachse z (vgl. Abbildung 3-17: S. 40).

Unterstrichen wird diese Argumentation durch die Arbeit von Rohlmann (Rohlmann 1982). In dieser Studie werden die Belastungen eines Femur mit einer Finite-Elemente Untersuchung einerseits und einer Stressmessung mittels DMS andererseits unter verschiedenen Lastapplikationsformen analysiert. Dabei werden verschiedene Winkel F sowie unterschiedliche Muskelgruppen (Tractus iliotibialis / Abduktoren) simuliert. Als ein Ergebnis zeigt sich, dass eine Lasteinleitung vergleichbar mit Situation a) aus Abb. 5-7 ($F = 26-27^\circ$, Simulation von Abduktoren und Tractus iliotibialis) ein sehr ähnliches Spannungsmuster wie Situation c) aus Abb. 5-7 liefert ($F = 12^\circ$, keine Simulation von Abduktoren und Tractus iliotibialis). Ebenso zeigt sich bei Rohlmann das Biegemoment in der Schaftmitte, wenn mit $F = 26-27^\circ$ sowie ohne Muskelkraftsimulation getestet wird (vgl. Abbildung 5-7: S. 111).

Ferner wird das in der hier vorliegenden Arbeit beschriebene Testmodell durch die Ergebnisse der Arbeiten von Duda gestützt (Duda 1998). Duda führt in dieser Arbeit eine komplexe Finite Elemente Untersuchung inclusive *aller* auf das Femur einwirkenden Muskelkräfte durch. Dabei zeigt sich, dass, je mehr Muskeln simuliert werden, das Femurstressmuster immer homogener und die Stressmaxima immer geringer werden. Das bedeutet, dass das Zusammenspiel aller auf das Femur einwirkenden Muskeln letztlich zu einer Verringerung der Belastung des Femurknochens beitragen. Je einfacher das von Duda angewandte Simulationsmodell gestaltet wurde, umso höher zeigte sich die Belastung des Femurs. Für den Fall der Simulation aller Muskeln gibt er eine Oberflächendehnung des Femurs von maximal 2000 $\mu\epsilon$ an. Für den einfachsten Fall seiner Simulation (Simulation von „nur“ Abduktoren und Tractus iliotibialis) gibt er Belastungswerte von maximal knapp 3000 $\mu\epsilon$ an (Duda 1998).

Die in der hier vorgelegten Dissertationschrift vorgestellten Daten zeigen für die nativ getesteten Femora stets Werte von $N \leq 2.0$, also $\leq 2900 \mu\epsilon$. Auf das in der hier durchgeführten Untersuchung angewandte Testmodell bedeutet dies, dass, obwohl keine Muskelkräfte simuliert wurden, die Spannungsspitzen für die nativ getesteten Femora ($\leq 2900 \mu\epsilon$) die Spannungsspitzen aus Duda's „einfachem“ Simulationsmodell ($\leq 3000 \mu\epsilon$) nie überschritten haben. Somit läßt sich trotz aller Einschränkungen, die ein in vitro Experiment zur Simulation einer in vivo Situation mit sich bringt, belegen, dass das hier entwickelte Testmodell relativ nahe an den realen Verhältnissen liegt.

Abschließend bleibt festzuhalten, dass eine blinde Übertragung der in vivo bemessenen Bergmann-Daten auf ein Experiment nur bedingt möglich ist. Erst die Prüfung der Plausibilität der experimentellen Versuchsbedingungen und daraus entstehende Abänderungen führen zu einer sinnvollen Simulation im Experiment. Für diese Art der Modellbildung erweist sich das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren als äußerst hilfreich. Die Möglichkeit, sich mit einfachen Mitteln einen Überblick über den Effekt der gewählten Belastungsstände im Versuchsaufbau zu machen, kommt sehr entgegen. Würde man beispielsweise die Messungen nur mittels Dehnungsmeßsteifen (DMS) durchführen, so bliebe zweifelhaft, ob derartige Artefakte vor Beginn der eigentlichen Versuchsreihe entdeckt würden. Die Anwendung der Spannungsoptik eignet sich also auch ganz hervorragend dafür, ein Testmodell zu entwickeln bzw. zu optimieren.

Die Bedeutung der hier gewonnenen Erkenntnis, dass eine Krafteinleitung mit $F = 25^\circ$ ohne Muskelsimulation zu einem unphysiologischen Spannungsmuster im Bereich der Femurschaftmitte führt, welche unter $F = 9^\circ$ nicht zu beobachten ist,

wird nochmals in Tabelle 5-1 verdeutlicht. Sämtliche dort aufgeführten Autoren untersuchen in ihren jeweiligen Studien die Biomechanik verschiedener Osteosynthesematerialien für das proximale Femur. Wie sich zeigt, führt ein Großteil der Autoren ihre Experimente mit einem Winkel $F \geq 20^\circ$ durch, und somit unter einer möglicherweise unphysiologischen Belastung (vgl. Tabelle 5-1. S. 103).

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse der Vorversuche wurden in Kapitel 5.1.2.2 diskutiert.

5.2.1 Diskussion der Ergebnisse der Gruppen 1 - 5

5.2.1.1 Diskussion der Ergebnisse der Gruppen 1 und 2.

In Gruppe 1 und 2 wurde die DHS gegen den γ -Nagel in verschiedenen Konfigurationen getestet. In beiden Gruppen zeigt sich der gleiche Trend der Meßwerte. Dies belegt, dass sich mit der Methodik der Oberflächenspannungsoptik in der Anwendung am humanen Leichenfemur reproduzierbare Messungen durchführen lassen.

Für das *DHS-System* läßt sich festhalten, dass es ein Stressmuster erzeugt, welches näher am Nativmuster liegt, verglichen mit dem Stressmuster, welches das γ -Nagel-System erzeugt. Dies zeigt sich besonders darin, dass das DHS-System die Region des Calcar femoris stärker in den Kraftfluss miteinbindet. Der Grund hierfür ist in der unterschiedlichen Konzeption der Implantate zu suchen:

Betrachtet man die unterschiedlichen Hebelarme, welche die beiden Implantate erzeugen, so zeigt sich für das DHS-System ein wesentlich größerer Hebelarm als für das γ -Nagel System (vgl. Abbildung 5-8: S. 114)(Leung 1992).

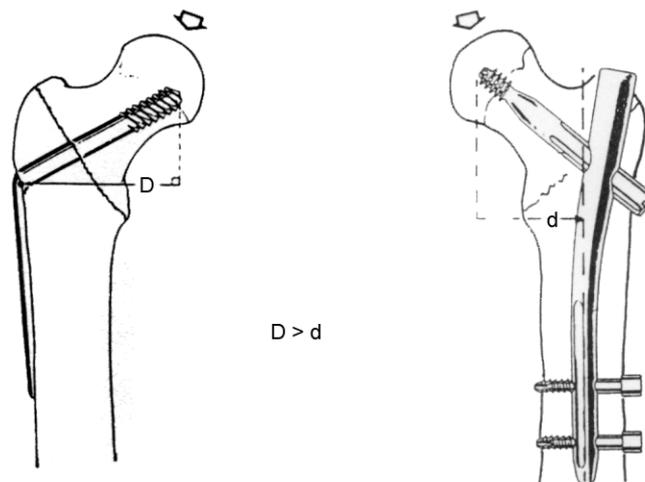


Abbildung 5-8: Hebelarme von DHS und -Nagel.
Der Hebelarm der DHS ist deutlich länger als der des γ -Nagels.

Je nach Anatomie und gewählter Schenkelhalsschraubenlänge ergibt sich ein Faktor von etwa 0,6 bis 0,7 (d.h. z. B. Hebelarm γ -Nagel 6 Teile / Hebelarm DHS 10 Teile). Dies wiederum hat Auswirkungen auf die entstehenden Biegemomente. So kommen bei Anwendung der DHS auf die Knochenanteile des Calcar femoris stärkere Belastungen zu, da diese einer stärkeren Kompression aufgrund des verlängerten Hebelarmes unterworfen sind.

Beim γ -Nagel hingegen nimmt der intramedulläre Kraftträger aufgrund des deutlich kürzeren Hebelarmes und somit verringerten Biegemomentes wesentlich mehr Kraft auf, was zur Folge hat, dass die Region des Calcar femoris weniger komprimiert wird, und somit weniger Kraft aufnimmt.

Somit wird das DHS-System zurecht als „load-sharing“ Implantat (Euler 1992) und der γ -Nagel als „load-bearing“ Implantat angesehen (Mahomed 1994).

Nachweislich verstärkt wird dieser „load-sharing“ Effekt der DHS durch die Refixierung des postero-medialen Fragmentes. Es kommt zu einer stärkeren Signalgebung und somit zu einer stärkeren Belastung des Calcar femoris nach Refixierung des medialen Fragmentes mittels Zugschraube. Insgesamt wird dadurch das Spannungsmuster dem Kraftfluss im Nativtest weiter angenähert.

Eine derartige Refixierung eines medialen Fragmentes bei Anwendung des DHS-Systems spielt im klinischen Alltag sicherlich eine untergeordnete Rolle. Daten über die Häufigkeit der Anwendung einer derartigen Zugschraube liegen nicht vor. Nachteil eines derartigen Vorgehens ist die technisch schwierige Durchführbarkeit. Die Osteosynthese wird dadurch zwar etwas stabiler, verglichen mit der halbgeschlossenen Operationstechnik des γ -Nagels erscheint sie jedoch wesentlich weniger biologisch. In Einzelfällen mag die Anwendung einer zusätzlichen Zugschraube oder eines Cerclagedrahtes zur Fixierung eines medialen Fragmentes bei Verwendung der DHS dennoch gerechtfertigt sein (vgl. Abbildung 5-9: S. 116).

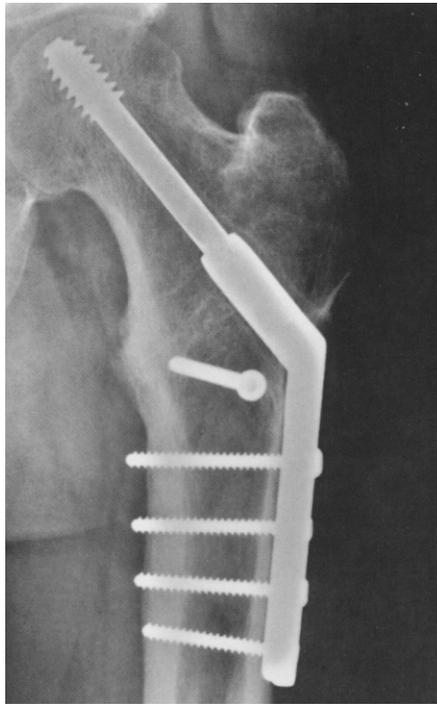


Abbildung 5-9: DHS mit Refixierung des Trochanter minor Fragmentes.

Beispiel für die klinisch sicherlich selten angewandte Refixierung eines Trochanter minor Fragmentes mittels Zugschraube (Synthes 1993).

Insofern unterstreichen die hier nachgewiesenen Ergebnisse die Bedeutung einer wiederhergestellten medialen Abstützung. Gleichzeitig muß eingeräumt werden, dass eine Wiederherstellung der medialen Abstützung mittels Refixierung des postero-medialen Fragmentes aus biomechanischer Sicht zwar wünschenswert ist, aus einem klinischen Blickwinkel heraus betrachtet jedoch eine eher akademische, praktisch schwer durchzuführende Option bleibt.

Ein Einfluß der Trochanterstabilisierungsplatte (TSP) auf das Stressmuster läßt sich aus den hier erhobenen Daten nicht erkennen. Als Erklärung hierfür kommen folgende Punkte in Frage:

Ein Vorzug der Anwendung der Trochanterstabilisierungsplatte bei instabilen Mehrfragmentfrakturen liegt in der Möglichkeit Trochanter major Fragmente besser fixieren zu können. Da jedoch in dem hier gewählten Belastungsmodell allenfalls minimale Kräfte auf den Trochanter major einwirken, kann die Trochanterstabilisierungsplatte ihre Vorzüge in diesem Punkt nicht unter Beweis stellen.

Ein weiterer Grund, weshalb sich in den durchgeführten Experimenten keine Veränderungen des Spannungsmusters unter Verwendung der Trochanterstabilisierungsplatte zeigten, mag darin zu suchen sein, dass die Hauptlast im Bereich des Schenkelhalses von der „großen“, kaudalen Schenkelhalsschraube getragen wird. Die „kleine“, im Durchmesser wesentlich weniger messende kraniale Schenkelhalsschraube dient mehr der Fixierung eines Trochanter major Fragmentes sowie der Verhinderung einer Rotation des Hüftkopffragmentes. Derartige mögliche Einflüsse der Trochanterstabilisierungsplatte auf das Rotationsverhalten des Hüftkopffragmentes wurden nicht gemessen. Eine wesentliche lasttragende Rolle kommt dem Trochanterstabilisierungsplatten-System also nicht zu, folglich kann auch keine wesentliche Auswirkung auf das Spannungsmuster erwartet werden. Dies ist wohl der Grund dafür, dass auch bei den Maximaltests kein Einfluß der Trochanterstabilisierungsplatte detektiert werden konnte.

Somit bleibt festzuhalten, dass sich in den hier durchgeführten Experimenten kein Einfluß der Trochanterstabilisierungsplatte herausarbeiten läßt. Um zu genaueren Aussagen bezüglich des Einflusses des Trochanterstabilisierungsplatten-Systems zu gelangen, wären weitere Experimente mit veränderter Methodik (z.B. Rotationsmessung) erforderlich. Vergleiche zu anderen experimentellen Untersuchungen können nicht gezogen werden, da die Trochanterstabilisierungsplatte in der vorliegenden Dissertationsschrift erstmals mituntersucht wurde, Vergleichsdaten also nicht vorliegen.

Die Tatsache, dass in den durchgeführten Experimenten mit der vorgestellten Methodik kein Einfluß der Trochanterstabilisierungsplatte nachgewiesen werden konnte, soll nicht zu dem Schluß verleiten, die Trochanterstabilisierungsplatte klinisch nicht mehr anzuwenden. Wie klinische Studien von Babst, David und Geissler zeigen, hat die Anwendung der Trochanterstabilisierungsplatte bei instabilen proximalen Femurfrakturen nachweisliche Vorteile und sollte aus diesem Grund bei entsprechender Indikation weiterhin verwendet werden (Babst 1992, David 1996, Geissler 1994).

Wendet man sich nun dem Spannungsmuster des γ -Nagels zu, so zeigt sich, wie bereits oben erwähnt, eine geringere Einbindung der Calcarregion in den Kraftfluss als bei der DHS aufgrund des kürzeren Hebelarmes des γ -Nagels. Ferner zeigt sich eine umso stärkere Signalgebung im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben, je größer die applizierte Last ist. Dies wiederum zeigt, dass die Hauptlast beim γ -Nagel vom Implantat selbst getragen wird. Am distalen Implantatende, dort also, wo die aufgenommene Kraft wieder an den Knochen abgegeben werden muß, treten folglich die größten Belastungen auf. Die

Kraftübertragung im Bereich des Calcanei nimmt mit zunehmender Belastung entsprechend nicht weiter zu bzw. sogar ab. Somit bestätigt sich die Einschätzung des γ -Nagels als „load bearing“ Implantat (Mahomed 1994).

Eine theoretisch mögliche Refixierung des postero-medialen Fragmentes mittels Zugschraube unterbleibt, da der γ -Nagel als halbgeschlossenes OP-System konzipiert ist. Eine - im Vergleich zur DHS - wesentlich größere erforderliche Ausdehnung des operativen Zugangsweges nur um ein Fragment zu fassen, würde einen Hauptvorteil der γ -Nagel-Osteosynthese, nämlich das minimal invasive Vorgehen, zunichte machen.

Bei den Maximaltests erweist sich die γ -Nagel-Osteosynthese durchwegs als deutlich belastbarer verglichen mit der DHS-Osteosynthese. Dies ist wiederum Ausdruck der unterschiedlichen Konzeption der beiden Implantate („load-sharing“ versus „load-bearing“). In Bereichen bis zum 4-fachen des Körpergewichtes zeigt sich jedoch die DHS-Montage als durchaus suffizient.

Die DHS-Montage versagt stets durch eine Verbiegung der Schenkelhalsschraube, bei der γ -Nagel-Montage kommt es einmal zu einer Penetration der Schenkelhalsschraube durch den Hüftkopf und in drei von vier Fällen zu einer Fraktur im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben. Derartige Frakturen werden im klinischen Alltag mit einer Häufigkeit von bis zu 11% bei der γ -Nagelung beschrieben (Radford 1993, N = 200). Insofern korreliert diese Art des experimentellen Versagens sehr gut mit Phänomenen, die aus der klinischen Anwendung des Implantates berichtet werden. Auf diese spezielle Problematik des γ -Nagels wird ausführlich im nächsten Abschnitt (5.2.1.2) eingegangen.

Welche Bezüge kann man nun zu bereits veröffentlichten experimentellen bzw. klinischen Studien zum Vergleich DHS versus γ -Nagel herstellen?

Zuerst zu den *experimentellen* Arbeiten. Wie eingangs erwähnt, existieren nur vier Arbeiten, welche die DHS mit dem γ -Nagel experimentell bzw. biomechanisch miteinander vergleichen (Friedl 1993, Curtis 1994, Shaw 1993, Mahomed 1994). Die beiden letzten Arbeiten sind nur eingeschränkt zu beurteilen, da die Autoren keine Angaben zu den Winkelverhältnissen bei der Krafteinleitung machen (Shaw 1993, Mahomed 1994). Keine der angegebenen Studien verwendet das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren.

Friedl bestimmt in seinen Experimenten die Load Bearing Capacity (= LBC) von zahlreichen Implantaten (darunter DHS und γ -Nagel), definiert als diejenige Kraft, die von der jeweiligen Konstruktion gerade noch getragen werden kann. Im direkten Vergleich ist dabei die LBC des γ -Nagel-Systems deutlich über der des DHS-Systems (Friedl 1993). Diese Befunde decken sich mit den hier gewon-

nenen Erkenntnissen.

Curtis mißt in seinen Untersuchungen das Gleitverhalten der Schenkelhalschraube, die Rigidität sowie die Maximalbelastbarkeit von DHS und γ -Nagel. Er kommt zu dem Ergebnis, dass im Gleitverhalten kein Unterschied besteht, die Rigidität (definiert als Steigung des Kraft- / Verschiebungs-Graphen) des γ -Nagels größer ist als die der DHS, und der γ -Nagel bei höheren Belastungen versagt als die DHS. Letztlich kommt er zu der Einschätzung, dass die Unterschiede zwischen beiden Implantaten geringfügig sind (Curtis 1994). Die von Curtis gemachten Beobachtungen in Bezug auf die Maximalbelastbarkeit stehen mit den hier gewonnenen Erkenntnissen im Einklang. Aussagen über Gleitverhalten und Rigidität können nicht miteinander verglichen werden.

Shaw führt in seinen Experimenten Messungen der Fragmentbewegungen in Abhängigkeit zur Kraft durch. Er kommt zu dem Ergebnis, dass es beim γ -Nagel System zu geringeren Sinterbewegungen der Fragmente kommt als bei dem DHS-System. Ferner stellt er fest, dass die DHS früher versagt als der γ -Nagel. Letztendlich kann Shaw keinen eindeutigen Vorteil des γ -Nagels über die DHS erkennen. Interessanterweise beschreibt Shaw den gleichen Versagensmodus für den γ -Nagel, nämlich die Schaftfraktur im Bereich der distalen Fixierungsschrauben (Shaw 1993). In den vergleichbaren Punkten kommt Shaw letztlich zu ähnlichen Ergebnissen wie in der hier vorliegenden Arbeit.

Mahomed trifft in seinen Untersuchungen Aussagen über die Steifheit der Implantate, über das Stressmuster (Messung mittels 2 DMS, positioniert jeweils medial und lateral) und über das Verhalten während Maximalbelastung. Er kommt zu dem Ergebnis, dass der γ -Nagel 30% steifer ist als die DHS. Bei den DMS-Messungen mißt er für den γ -Nagel medial größere Werte als bei der DHS. Die γ -Nagel-Montage versagt deutlich später als die DHS, jedoch in jedem Fall durch eine Fraktur im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben (Mahomed 1994), also sehr ähnlich wie es in der hier vorliegenden Arbeit beschrieben wird. Bis auf die Ergebnisse zur Stressverteilung liegen Mahomed's Befunde nahe an den hier festgestellten Ergebnissen. Da Mahomed seinen medialen Dehnmeßstreifen jeweils unterhalb der Fraktur und nur knapp oberhalb der cranialsten Verriegelungsschraube anbringt, verwundert es nicht, dass er für den γ -Nagel niedrigere Werte mißt, als in der vorliegenden Arbeit. Aufgrund der in der vorgelegten Arbeit gemessenen Werte läßt sich festhalten, dass Mahomed seine DMS nicht in Bereichen mit zu erwartend hohen Dehnungswerten fixiert hat. Somit sind die jeweiligen Aussagen in diesem Punkt kaum vergleichbar.

Zusammenfassend läßt sich festhalten, dass alle vier experimentellen Studien zu diesem Thema gewisse Unterschiede der beiden Implantate feststellen können, jedoch keiner der Autoren eine eindeutige Überlegenheit eines der beiden Im-

plantate herauszuarbeiten in der Lage ist. Ferner läßt sich festhalten, dass sich die von den vier Autoren Friedl, Curtis, Shaw und Mahomed beschriebenen Ergebnisse weitgehend - soweit vergleichbar - mit den hier aufgeführten Ergebnissen vereinbaren lassen.

Nun zu den *klinischen* Studien, welche den γ -Nagel mit der DHS vergleichen. Bei einem Blick auf die wichtigsten veröffentlichten Untersuchungen der letzten Jahre zeigt sich ein recht unterschiedliches Bild. Es zeigen sich zwei Lager, diejenigen welche die Vorzüge beim γ -Nagel sehen, und diejenigen welche sie eher bei der DHS sehen oder kaum Unterschiede der beiden Implantate erkennen.

So sieht Landolt beim γ -Nagel weniger Beinverkürzungen und eine frühere Vollbelastung im Vergleich zur DHS, jedoch eine Femurfrakturrate von 1-8% bei der γ -Nagelung (Landolt 1992). Lueng stellt für den γ -Nagel eine kürzere Bildwandlerzeit, kleinere Schnitte und weniger Blutverlust fest, kommt jedoch für Gelenkfunktion und Mortalität zu gleichen Ergebnissen für γ -Nagel und DHS (Leung 1992, N = 186). Lucke stellt in seinen Ausführungen fest, dass die Aufenthaltsdauer für Patienten nach γ -Nagelung deutlich geringer sind als bei Versorgung mit der DHS (Lucke 1995, N = 117). Soweit diejenigen, welche den γ -Nagel der DHS eher vorziehen.

Nun zu denen, welche das γ -Nagel System weniger gut oder gleich gut im Vergleich zur DHS sehen: Guyer stellt für den γ -Nagel längere Operationszeiten fest (Guyer 1991, N = 100). Goldhagen kann in seiner Untersuchung keine Unterschiede intra- oder postoperativer Parameter für DHS oder γ -Nagel herausfinden (Goldhagen 1994, N = 150). Aune sieht in dem von ihm untersuchten Krankengut nach γ -Nagelung häufiger die Notwendigkeit für Revisionseingriffe und eine Frakturrate nach γ -Nagelung von 5,6% (Aune 1994, N = 378). Radford kommt zu dem Ergebnis, dass zwar Blutverlust und Wundheilungsstörungen für den γ -Nagel niedriger sind, findet jedoch eine Frakturrate nach γ -Nagelung von 11% heraus (Radford 1993, N = 200). Bridle findet in seiner Studie außer einer Frakturrate von 6,1% nach γ -Nagelung keine Unterschiede zwischen beiden Implantaten (Bridle 1991, N = 100).

Fasst man die Ergebnisse der erwähnten klinischen Studien zusammen, so ergeben sich je nach Autor für beide Implantate Problembereiche. Insgesamt besteht bei den meisten Autoren eine gewisse Skepsis gegenüber dem γ -Nagel. Er wird zumeist für instabile Frakturtypen bevorzugt. Das Problem der postoperativen Schaftfrakturen bei dem γ -Nagel (1-11%) bleibt für die meisten Autoren ungeklärt, wobei Stresskonzentrationen am distalen Nagelende vermutet werden (Bridle 1991). Postoperative Frakturen nach DHS-Osteosynthese werden in der Literatur so gut wie nie beschrieben (einzige Ausnahmen: a) Radford 1993: 1

Schaftfraktur nach DHS bei 100 untersuchten DHS Patienten = 1%; b) Taeger 2000: 1 intraoperative Schaftfraktur bei DHS Implantation, N = 122 = 0,8%).

Versucht man nun, die eigenen experimentell gewonnenen Erkenntnisse in einen klinischen Kontext zu stellen, so gilt es zuerst folgendes zu beachten. Eine Übertragung von experimentell erhobenen Daten auf mögliche klinische Anwendungen bleibt in jedem Fall problematisch. Die Simulation im Experiment kann niemals die Komplexität der tatsächlichen, physiologischen Vorgänge vollständig erfassen. Niemand kann Fehler der Simulation im Experiment ausschließen. Dennoch lassen sich aufgrund der spannungsoptischen Untersuchungen folgende Hinweise für die klinische Anwendung geben:

Beide Implantate sind unterschiedlich in ihrer Konzeption und erfüllen jeweils ihren Zweck. Für die *DHS* zeigt sich, dass sie ein physiologischeres Spannungsmuster erzeugt als der γ -Nagel. Dies ist auf den längeren Hebelarm der *DHS* und die Konzeption als „load sharing“ Implantat zurückzuführen. Eine Refixierung des medialen Fragmentes ist aus biomechanischer Sicht sinnvoll, und sollte, wenn klinisch ohne zu großen Aufwand möglich, erfolgen (vgl. Abbildung 5-9: S. 116). Die *DHS* zeigt eine ausreichende Maximalbelastbarkeit auch in unphysiologisch hohen Belastungen, wenngleich die Maximalbelastbarkeit deutlich unter der des γ -Nagels liegt. Während der Belastungsphasen erscheint das Frakturrisiko für die *DHS* deutlich niedriger als für den γ -Nagel.

Für den γ -Nagel läßt sich festhalten: Aufgrund seiner Konfiguration als „load bearing“ Implantat mit kürzerem Hebelarm trägt der γ -Nagel einen Großteil der Kraft selbst. Er zeigt im Gegensatz zur *DHS* eine wesentlich größere Maximalbelastbarkeit. Als Hauptkomplikation muß die distale Femurschaftfraktur (ausgehend von den distalen Verriegelungsschrauben) gefürchtet werden. Aufgrund seiner Konfiguration erscheint der γ -Nagel besonders für instabile Frakturen geeignet.

Diese Hinweise, basierend auf den hier vorgelegten experimentellen Daten, decken sich mit den neuesten klinischen Richtlinien zur Versorgung trochantärer Frakturen. So empfiehlt David in einem Übersichtsartikel zur Versorgung trochantärer Frakturen, die *DHS* besonders zur Behandlung von A1-Frakturen. Für die Versorgung von instabileren, komplexeren Frakturen ist die *DHS* zusammen mit der Trochanterabstützplatte zu verwenden, sofern kein intramedulläres Implantat verwendet wird. Dennoch wird für die Versorgung von A2 und A3 Frakturen die Anwendung intramedullärer Implantate empfohlen (David 2000). Ähnlich ist die Empfehlung von Taeger, der für die A2 und A3 Frakturen ebenfalls Vorteile auf Seiten der intramedullären Implantate sieht (Taeger 2000).

5.2.1.2 Diskussion der Ergebnisse der Gruppen 3, 4 und 5.

In den Gruppen 3, 4 und 5 wurde der Proximale Femur Nagel gegen den γ -Nagel sowie unterschiedliche Versionen des PFN untereinander getestet. Hierbei zeigt sich, dass in allen getesteten Paaren einer Gruppe jeweils der gleiche Trend der Meßwerte zu erkennen ist. Das Spannungsmuster des PFN ist dem des γ -Nagels prinzipiell ähnlich. Es finden sich jeweils zwei Maxima, eines im Bereich des Calcar femoris und eines im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben. Bei Verwendung des PFN ist das Calcarsignal stets höher als dasjenige des γ -Nagels. Somit läßt sich konstatieren, dass das Spannungsmuster des PFN etwas näher am Nativmuster liegt, wobei einschränkend erwähnt werden muß, dass ein Calcarsignal nur bei der Hälfte der gemessenen Femora der Gruppe 3 und 4 zu finden war. Wurde ein Calcarsignal gemessen, war es jedoch stets bei dem mit dem PFN sowie bei dem mit dem γ -Nagel stabilisierten Implantat vorhanden. Der Grund für das inkonstante Auftreten des Calcarsignales mag in Verkantungen des proximalen Kopffragmentes zu suchen sein.

In allen Meßkonfigurationen waren die gemessenen Isochromatenordnungen im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben bei Verwendung des γ -Nagels deutlich über denen des PFN. Hierfür können drei mögliche Gründe als Erklärung angeführt werden:

1. Der PFN ist mit seiner größeren Länge besser in der Lage, die auf ihm lastende Hüftkraftresultierende über eine längere Distanz und somit homogener auf das Femur zu übertragen als der γ -Nagel. Somit wird die Belastung der Femurschaftcorticalis reduziert.
2. Der Durchmesser der Verriegelungsbolzen ist beim PFN geringer als beim γ -Nagel (4 mm vs. 6 mm). Dies wiederum führt zu einem geringeren Substanzdefekt in der Corticalis und somit zu einer geringeren Schwächung in diesem Bereich. Die Wahrscheinlichkeit, dass diese Region beim PFN bei hohen Belastungen zur „Sollbruchstelle“ wird, ist somit reduziert.
3. Der Abstand zwischen dem distaleren der beiden Verriegelungsbolzen und der (distalen) Nagelspitze ist beim PFN deutlich größer als beim γ -Nagel (80 mm vs. 20 mm). Somit erfolgt die Übertragung der Kraft vom Implantat auf den Knochen beim PFN wesentlich weniger abrupt als beim γ -Nagel.

Die hohe Stresskonzentration im Bereich der distalen Bolzen bei Verwendung des γ -Nagels sind aus dem klinischen Alltag hinreichend bekannt und finden ihren Ausdruck in den von verschiedensten Autoren berichteten Schaftbrüchen während und vor allem nach γ -Nagelung. Im folgenden werden einige dieser Arbeiten aufgeführt, um die klinische Relevanz dieses Problemes zu unterstreichen. So berichtet Halder von 0,8% distalen Femurfrakturen (Halder 1992), Heinz von

1,4% (Heinz 1994), Guyer und Eberle von jeweils 2% (Guyer 1991, Eberle 1992), Frieß von 2,5% (Frieß 1992), Goldhagen von 2,9% (Goldhagen 1994), Friedl von bis zu 4% (Friedl 1994), Aune von 5,6% (Aune 1994), Bridle von 6,1% (Bridle 1991) und Radford schließlich von 11% (Radford 1993, vgl. Tabelle 5-2).

Tabelle 5-2. Häufigkeit von Femurschaftfrakturen nach γ -Nagelung

Autor	Jahr	Anteil an Femurschaftfrakturen im Zusammenhang mit γ -Nagel Osteosynthese
Halder	1992	0,8%
Heinz	1994	1,4%
Guyer	1991	2%
Eberle	1992	2%
Frieß	1992	2,5%
Goldhagen	1994	2,9%
Friedl	1994	1-4%
Aune	1994	5,6%
Bridle	1991	6,1%
Radford	1993	11%

Häufigkeit von Femurschaftfrakturen nach Anwendung des γ -Nagels anhand der wichtigsten klinischen Untersuchungen zu diesem Problem. Die Zahlen unterstreichen die Bedeutung dieses Problems. Die Femurschaftfraktur im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben stellt die wertigste Komplikation der γ -Nagel Osteosynthese dar. Frakturen, die durch schicksalhafte (Verkehrs-) Unfälle nach Nagelimplantation hervorgerufen wurden, wurden *nicht* in o.g. Auflistung aufgenommen (z.B. Fraktur nach γ -Nagelung durch Autounfall, Bridle 1996).

In der hier vorliegenden Arbeit ist es nun erstmals gelungen, die Stresskonzentration am distalen Nagelende beim γ -Nagel nachzuweisen und zu visualisieren. Bisher war diese Spannungskonzentration vermutet worden, jedoch nie nachgewiesen (Bridle 1991). Damit ist es nun überhaupt erst möglich, Lösungsmöglichkeiten für dieses Problem zu entwickeln.

Diese Lösungsmöglichkeiten lassen sich aus den Ergebnissen der Gruppen 3 und

4 ableiten. In den Gruppen 3 und 4 lässt sich eindeutig nachweisen, dass die Verwendung von nur einer statt zwei distaler Verriegelungsschrauben bei beiden Implantaten zu einer Reduktion der Belastung in diesem Bereich führt (vgl. Tabelle 4-11, S. 82). Kam es im Experiment beim γ -Nagel zu einer Femurschaftfraktur, so war dieser stets doppelt, also mit zwei Bolzen verriegelt. Dies war immerhin in vier von sechs Anwendungen der Fall (Gruppe 1, 2 und 3). Bei Verwendung nur eines Bolzens trat beim γ -Nagel keine Fraktur auf (Gruppe 4). Beim PFN kam es bei keiner einzigen Anwendung zu einer Fraktur, unabhängig davon, ob mit zwei oder einem Bolzen verriegelt worden war.

Es scheint also, als ließen sich die distalen Femurfrakturen beim γ -Nagel dadurch verringern, dass nurmehr eine statt wie bisher zwei der Bolzen verwendet werden.

Die Empfehlungen derer, welche den γ -Nagel klinisch untersucht haben, sind sehr unterschiedlich: So empfiehlt Friedl, stets mit zwei Schrauben zu verriegeln (Friedl 1994), Bridle empfiehlt distal gar nicht zu verriegeln und berichtet unter diesem Regime über immerhin 6,1% Femurfrakturen (Bridle 1991), Pagnani hingegen rät zur Verriegelung mit nur einer Schraube (Pagnani 1994). Die hier vorgelegten Daten unterstreichen eindeutig die Empfehlung von Pagnani.

Der Grund dafür, weshalb zwei distale Verriegelungsschrauben mehr Stress auf die Corticalis ausüben als nur eine Schraube, liegt wohl in den Wechselwirkungen von zwei nahe beieinanderliegenden Stresszentren. So scheinen diese Interferenzen zu gefährlichen Summations- bzw. Potenzierungseffekten zu führen, welche schließlich in einer Fraktur in diesem Bereich resultieren können.

Wichtig ist es jedoch, darauf hinzuweisen, dass die Isochromatenwerte im Bereich der Verriegelungsbolzen beim PFN stets deutlich unter denen des γ -Nagels waren. Die möglichen Gründe wurden oben bereits aufgeführt. Somit zeigt der PFN gegenüber dem γ -Nagel ein eindeutig vorteilhaftes Spannungsmuster. Die wenigen bisher veröffentlichten klinischen Untersuchungen zum PFN bestätigen, dass bisher keine einzige Femurschaftfraktur nach PFN-Implantation aufgetreten ist (Simmernacher 1998 und 1999 / N = 351 bzw. 191; Schwab 1998, N = 103).

Einen weiteren Vorteil zeigt der PFN durch seine cranial und parallel zur Schenkelhalsschraube gelegene Antirotationsschraube. Der Effekt dieser Antirotationsschraube auf das Rotationsverhalten des Hüftkopfes wurde in der vorliegenden Untersuchung zwar nicht systematisch untersucht, es zeigte sich jedoch am Rande der spannungsoptischen Untersuchungen, dass es bei Verwendung des PFN nicht zu derart starken Rotationsphänomenen kam, wie beim γ -Nagel (vgl. Abbildung 4-24: S. 80).

In Gruppe 5 wurde die Stahlversion des PFN gegen die Titanversion des PFN ge-

testet. Beide Versionen sind im Handel erhältlich. Es zeigte sich, dass bei „normalen“ Belastungen (300% BW) der Stahl-PFN mehr Stress auf den Bereich der distalen Verriegelung bringt als der Titan-PFN, wohingegen die Region des Calcar femoris vom Titan-PFN stärker einbezogen wird als vom Stahl-PFN. Somit liegt das Stressmuster der Titanversion des PFN etwas näher am Nativmuster als das der Stahlversion.

Anders ist die Situation bei hohen unphysiologischen Belastungen (größer als 300% BW). Hier führt der Titan-PFN zu deutlich höheren Belastungen im Bereich der distalen Verriegelung und zu niedrigeren Belastungen im Bereich des Calcar als der Stahl-PFN. Frakturen treten bei keiner der beiden Versionen auf.

Der Grund für dieses divergente Verhalten ist in den unterschiedlichen Materialeigenschaften und somit den verschiedenen E-Modulen der beiden Versionen zu suchen: Während der vom Hersteller verwendete Stahl ein E-Modul von 190 GPa aufweist, hat das verwendete Titan ein E-Modul von 110 GPa und ist somit deutlich „elastischer“ als Stahl (Angaben: Fa. Stratec Medical, Schweiz, 1996). So ist es zu erklären, dass bei einer Belastung von 300% BW der elastischere Titan nagel bereits im proximalen Bereich (Calcar) mehr Last an den Knochen abgibt, während der „steifere“ Stahlnagel seine Last hauptsächlich im distalen Bereich über die Verriegelungsschraube an die Corticalis abgibt. Bei Extrembelastungen (mehr als 300% BW) scheint der steifere Stahl-PFN mehr Last aufzunehmen in der Lage zu sein, während der Titan-PFN aufgrund seiner größeren Elastizität einen Großteil der Last an den Knochen abgibt und somit im Bereich der Verriegelung zu Spannungsspitzen führt, die über denen des Stahl-PFN liegen. Dennoch weist die Titanversion des PFN in den „üblichen“ Alltagsbelastungssituationen (etwa 300% BW, Bergmann 1993), welche über die Zeit gesehen dominieren, das etwas günstigere Spannungsmuster auf als die Stahlversion des PFN.

Die Tatsache, dass das Versagen beim Femurpaar XIV schon bei 400% bzw. 450% eintrat, ist darin zu suchen, dass es sich bei dem Individuum, von dem die Femora stammen, um das mit Abstand schwerste der ganzen Reihe handelte (90 kg BW). Somit entsprechen in diesem Fall die Absolutwerte bei Maximalbelastung durchaus denen von leichteren Individuen mit höheren Werten im Maximaltest.

Welche Bezüge kann man nun zu bereits veröffentlichten experimentellen bzw. klinischen Studien zu diesem Thema herstellen?

Die einzige *experimentelle* Untersuchung zu den beiden Implantaten γ -Nagel bzw. PFN stammt von der Gruppe um Götze. Hier wurden Versuche zur Maximalbelastbarkeit unter anderem der Implantate PFN und γ -Nagel an Kunststoff-femora sowie später an humanen Leichenknochen durchgeführt (N = 4 je

Gruppe). Hierbei zeigte sich, dass die Maximalbelastbarkeit des PFN über der des γ -Nagels liegt (Götze 1998, Kongreßbeitrag). Untersuchungen zum Spannungsmuster wurden nicht durchgeführt. Eigene orientierende spannungsoptische Untersuchungen zur Belastbarkeit von Kunststoffemora haben gezeigt, dass Kunststoffemora etwa um den Faktor 10 bis 15 weniger belastbar sind als Leichenfemora. Insofern müssen diese Ergebnisse mit großer Vorsicht behandelt werden. Die Beobachtungen aus der Gruppe, in welcher Leichenfemora verwendet wurden, werden durch unsere Ergebnisse nicht eindeutig bestätigt. In den entsprechenden Gruppen (3 und 4) unserer Versuchsreihe war die Maximalbelastbarkeit der beiden Implantate etwa vergleichbar, wobei in Gruppe 3 der γ -Nagel etwas später versagte als der PFN, in Gruppe 4 war der PFN einmal höher und einmal genauso belastbar wie der γ -Nagel. Weitere experimentelle Untersuchungen anderer Autoren zu diesem Thema liegen derzeit nicht vor.

Wendet man sich den Studien zu, welche den PFN *klinisch* untersuchen, so liegt ebenfalls nur eine geringe Anzahl von Arbeiten zu diesem neuen Implantat vor. So beschreiben Verheyden und Babst in Kongreßbeiträgen zum PFN jeweils eine geringe Komplikationsrate ohne die gefürchteten distalen Schaftfrakturen (Verheyden 1996, Babst 1997). Schwab berichtet von seinen 103 prospektiv untersuchten Osteosynthesen mit dem PFN ebenfalls über eine geringe Komplikationsrate (zumeist nur harmlose Wundhämatome). Er hält die Technik besonders für die instabilen A2 und A3 Frakturen geeignet. Auch Schwab hat in seinem Kollektiv keine Schaftbrüche zu verzeichnen (Schwab 1998). Simmermacher kommt in seinen beiden Arbeiten im Prinzip zu dem gleichen Ergebnis. Seine Komplikationsrate für den Proximalen Femur Nagel von 4,6% ist besonders niedrig (Simmermacher 1998 und 1999).

Die Arbeiten welche den γ -Nagel klinisch untersuchten, wurden bereits weiter oben aufgeführt.

Will man aufgrund der hier vorgelegten, experimentell gewonnenen Ergebnisse Hinweise für die klinische Anwendung der beiden Implantate geben, so gelten ebenfalls die bereits oben erwähnten Einschränkungen. Eine Übertragung von experimentellen Daten in einen klinischen Kontext ist stets problematisch, dennoch können folgende Hinweise an klinische Anwender der Implantate gegeben werden:

Proximaler Femur Nagel und γ -Nagel führen am frakturierten Femur zu einem qualitativ sehr ähnlichen Stressmuster. Um das Risiko für Frakturen im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben zu minimieren, ist es unbedingt zu empfehlen, bei beiden Implantaten distal nur einfach statt zweifach zu verriegeln. Die zu erwartenden Spannungsspitzen in diesem Bereich sind für den PFN geringer als für den γ -Nagel. Soll aus irgendeinem Grund distal doch mit zwei Schrauben ver-

riegelt werden, so ist die Gefahr, damit den Grundstein für eine spätere Schaftfraktur zu legen, für den γ -Nagel deutlich größer als für den PFN. Die Maximalbelastbarkeit der beiden intramedullären Kraftträger ist in etwa vergleichbar groß. Wird der PFN verwendet, so ist aufgrund des etwas günstigeren Spannungsmusters der Titanversion diese zu bevorzugen. Insgesamt scheinen die biomechanischen Eigenschaften des PFN denen des γ -Nagels überlegen zu sein.

Diese Empfehlungen decken sich weitgehend mit denen von David. David beschreibt in seinem Übersichtsartikel zum Thema „Therapiemöglichkeiten trochantärer Frakturen“ den derzeit aktuellsten Stand des Wissens. So empfiehlt er besonders für die Behandlung von instabilen Frakturen die Anwendung von intramedullären Implantaten und darunter besonders den Proximalen Femur Nagel (David 2000).

6 Abschließende Zusammenfassung

Die vorliegende Untersuchung zielte zum einen auf die Entwicklung eines Modells zur in vitro Testung von pertrochantären Frakturen ab, zum anderen auf das Sichtbarmachen des Kraftflusses an der Oberfläche des proximalen Femur sowie auf die Darstellung der Veränderungen dieses Kraftflusses, bedingt durch verschiedene Stabilisierungsverfahren für pertrochantäre Femurfrakturen.

Es ist nach wie vor wenig darüber bekannt, wie der Kraftfluss am proximalen Femur erfolgt, insbesondere darüber, wie die Kraftübertragung in den Femurknochen erfolgt, wenn dieser mit unterschiedlichen, für die Versorgung von pertrochantären Frakturen üblichen Systemen stabilisiert wird, nämlich der Dynamischen Hüftschraube (= DHS), dem γ -Nagel oder dem Proximalen Femur Nagel (= PFN). Aus diesem Grund erfolgte die Entwicklung eines Testmodells, welches es ermöglichte, den Kraftfluss am standardisiert-frakturierten humanen Leichenfemur sichtbar zu machen. Diese Visualisierung wurde mittels der PhotoStress®-Methode erzielt: Optisch aktive Polymerschichten wurden direkt auf das gewünschte Testobjekt modelliert. An der Oberfläche des belasteten Femur wurden nun unter polarisiertem Licht farbige Belastungslinien (= Isochromaten) sichtbar, welche exakt meßbar und einer definierten Dehnung zuordbar sind. Nach der Entwicklung eines Testmodells (2 Femurpaare), welches eine möglichst physiologische Simulation einer Belastung erlaubt, wurden 10 Paare frischer Leichenfemora unter den Bedingungen der Steh-Phase während des Gehens mit einer Geschwindigkeit von 2 km/h getestet, was einer typischen Belastung in der früh-postoperativen Zeit gleichkommt ($F = 9^\circ$, $T = 0^\circ$, Belastung = 300% des Körpergewichts, Bergmann 1993). Folgende Konfigurationen wurden gegeneinander getestet: DHS versus γ -Nagel, γ -Nagel versus PFN, PFN_{Stahl} versus PFN_{Titan}. Die Tests wurden in 2 Schritten ausgeführt: 1. Testung des nativen Femur. 2. Testung des standardisiert-frakturierten Femur nach Stabilisierung mit einem der 3 Implantate. Die jeweiligen gemessenen Isochromatenordnungen N konnten so miteinander verglichen werden.

Unter Bezug auf die eingangs erwähnten Ziele dieser Studie läßt sich folgendes festhalten (vgl. Abschnitt „Problem, Motivation und Zielsetzung“, S. 16):

1. Es ist gelungen, ein Modell zu entwickeln, welches es ermöglicht, humane Leichenfemora in vitro einer möglichst physiologischen Belastungssituation auszusetzen. Diese Belastungssimulation diente im weiteren Verlauf zur Testung von Femora, die nach Erzeugung einer artifiziellen, pertrochantären Hüftfraktur mit unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren stabilisiert wurden.
2. Die PhotoStress®-Methode, auch spannungsoptisches Oberflächenschicht-

verfahren genannt, ist in der Lage, sinnvolle und weiterführende Erkenntnisse in der *in vitro* Untersuchung von künstlich frakturierten, unter Belastung stehenden Femora zu liefern.

3. In der vorliegenden Arbeit ließen sich eindeutige biomechanische Unterschiede der drei Implantate DHS, γ -Nagel und PFN aufdecken. Derartige Unterschiede lassen sich sehr gut mit Erfahrungen aus dem klinischen Gebrauch der Implantate korrelieren. Aus den experimentell gewonnenen Ergebnissen können eindeutige Schlußfolgerungen für eine optimierte klinische Anwendung dieser Osteosynthesematerialien gezogen werden.

Nach der Beantwortung dieser eingangs gestellten, allgemeinen Ziele bzw. Fragen, nun zu den konkreten **Schlussfolgerungen**, die aus den durchgeführten Versuchen gezogen werden können:

Die verwendete *PhotoStress*[®]-Methode ermöglicht es erstmals, den Kraftfluss am belasteten, frakturierten, humanen Leichenfemur zu visualisieren. Sie stellt somit ein wichtiges methodisches Instrument für die medizinisch-biomechanische Testung von Osteosynthesematerialien dar.

Das Sichtbarmachen der Kraftlinien am proximalen Femur mittels Oberflächenspannungsoptik erlaubt es, *Testmodelle* zu entwickeln, welche eine möglichst physiologische Belastungssimulation zulassen. Die in zahlreichen Studien weit verbreitete Krafteinleitung in das Femur mit einem (zu großen) Winkel F (z. B. $F = 25^\circ$) führt zu einem unphysiologischen, artifiziellen Biegemoment im Femurschaftbereich. Dieses Biegemoment konnte in unserem Modell unter Zuhilfenahme der *PhotoStress*[®]-Methode durch einen auf $F = 9^\circ$ verminderten Winkel minimiert werden. Diese Art der Krafteinleitung erlaubt somit eine Minimierung von Artefakten.

Für die *DHS* zeigt sich, dass sie ein physiologischeres Spannungsmuster erzeugt als der γ -Nagel. Dies ist auf die Konzeption als „load sharing“ Implantat zurückzuführen. Eine Refixierung des medialen Fragmentes ist aus biomechanischer Sicht sinnvoll, und sollte, wenn klinisch ohne zu großen Aufwand möglich, erfolgen. Die *DHS* zeigt eine ausreichende Maximalbelastbarkeit auch in unphysiologisch hohen Belastungen, wenngleich die Maximalbelastbarkeit deutlich unter der des γ -Nagels liegt. Während der Belastungsphasen erscheint das Frakturrisiko für die *DHS* deutlich niedriger als für den γ -Nagel. Das Spannungsmuster der *DHS* liegt dem nativen Spannungsmuster von allen drei getesteten Implantaten am nächsten.

Für den γ -Nagel gilt, dass er aufgrund seiner Konfiguration als „load bearing“ Implantat einen Großteil der Kraft selbst trägt. Er zeigt im Gegensatz zur *DHS* eine wesentlich größere Maximalbelastbarkeit. Der γ -Nagel weist einen deutlich

kürzerem Hebelarm auf als die DHS. Als Hauptkomplikation muß die distale Femurschaftfraktur (ausgehend von den distalen Verriegelungsschrauben) gefürchtet werden. Aufgrund seiner Konfiguration erscheint der γ -Nagel besonders für instabile Frakturen geeignet.

Proximaler Femur Nagel und γ -Nagel führen am frakturierten Femur zu einem qualitativ sehr ähnlichen Stressmuster. Um das Risiko für Frakturen im Bereich der distalen Verriegelungsschrauben zu minimieren, ist es unbedingt zu empfehlen, bei beiden Implantaten distal nur mit einer statt mit zwei Schrauben zu verriegeln. Dies führt zu einer Verringerung von Interferenzen, welche durch die Verwendung von zwei distalen Verriegelungsschrauben hervorgerufen werden. Die zu erwartenden Spannungsspitzen in diesem Bereich sind für den PFN geringer als für den γ -Nagel. Soll aus klinischen Gründen heraus distal dennoch mit zwei Schrauben verriegelt werden, so ist die Gefahr für eine spätere Schaftfraktur bei Anwendung des γ -Nagels deutlich größer als für die Anwendung des PFN. Die Maximalbelastbarkeit der beiden intramedullären Kraftträger ist in etwa vergleichbar groß. Wichtig ist es, darauf hinzuweisen, dass die Isochromatenwerte im Bereich der Verriegelungsbolzen beim PFN stets deutlich unter denen des γ -Nagels waren. Somit zeigt der PFN gegenüber dem γ -Nagel ein eindeutig vorteilhaftes Spannungsmuster. Einen weiteren Vorteil zeigt der PFN durch seine Antirotationsschraube, welche eine mögliche Rotation des Hüftkopffragmentes vermindert. Wird der PFN verwendet, so ist aufgrund des etwas günstigeren Spannungsmusters der Titanversion diese zu bevorzugen. Insgesamt scheinen die biomechanischen Eigenschaften des PFN denen des γ -Nagels überlegen zu sein.

7 Anhang

7.1 Literatur

1. Aune AK; Ekeland A; Odegaard B; Groggaard B; Alho A: Gamma nail vs compression screw for trochanteric femoral fractures: Acta Orthop Scand 65 (2): 127-130 (1994)
2. Babst R; Martinet O; Renner N; Rosso R; Bodoky A; Heberer M; Regazzoni P: Die DHS-Abstützplatte für die Versorgung der instabilen Femurfrakturen. Helv Chir Acta 59: 521-525 (1992)
3. Babst R; Messmer P; Regazzoni P: Der proximale Femurnagel (PFN) der AO - Erste klinische Erfahrungen bei 81 Patienten. Vortrag, 61. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, Berlin, 19.-22.11.1997. Abstract in: Hefte zu „Der Unfallchirurg“ 268: 597-598 (1997)
4. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. J Biomech 26(8): 969-90 (1993)
5. Blair B, Koval KJ, Kummer F, Zuckerman JD: Basicervical fractures of the proximal femur. A biomechanical study of 3 internal fixation techniques. Clin Orthop (306): 256-63 (1994)
6. Bonnaire F, Kuner EH, Steinemann S: Experimentelle Untersuchungen zum Stabilitätsverhalten am koxalen Femurende nach Montage und Entfernung von DHS-Implantaten am nicht frakturierten Leichenfemur. Unfallchirurg 94(7): 366- 71 (1991)
7. Boriani S et al: Results of the multicentric italian experience on the gamma nail: A report on 648 cases. Orthopedics Vol 14 (12): 1307-1314 (1991)
8. Bostrom MP, Lyden JP, Ernberg JJ, Missri AA, Berberian WS: A biomechanical evaluation of the long stem intramedullary hip screw. J Orthop Trauma 9(1): 45-52 (1995)
9. Brand RA; Crowninshield RD; Wittstock CE; Pedersen DR; Clark CR; v Krieken FM: A Model of Lower Extremity Muscular Anatomy. J Biomech Engng 104: 304-310 (1982)
10. Brand RA; Pedersen DT; Davy DT; Heiple KG; Goldberg VM: Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. Trans 35th Ann Meet Orthop Res Soc, Las Vegas: 96 (1989)
11. Bridle SH; Patel AD; Bircher M; Calvert PT: Fixation of intertrochanteric fractures of the femur. J Bone Joint Surg 73-B: 330-334 (1991)
12. Brown TRM; Nicol AC; Paul JP: Comparison of loads transmitted by Charnley and CAD Muller total hip arthroplasties. Proc Conf Engineering and Clinical Aspects of Endoprosthetic Fixation, Inst Mech Engng, London: 63-68 (1984)

13. Chapman MW, Bowman WE, Csongradi JJ, Day LJ, Trafton PG, Bovill EG Jr: The use of Ender's pins in extracapsular fractures of the hip. *J Bone Joint Surg* 63-A (1): 14-28 (1981)
14. Choueka J, Koval KJ, Kummer FJ, Crawford G, Zuckerman JD: Biomechanical comparison of the sliding hip screw and the dome plunger. Effects of material and fixation design. *J Bone Joint Surg* 77-B(2): 277-83 (1995)
15. Claes L, Becker C, Simmacher M, Hoellen I: Die Verbesserung der Primärstabilität von DHS-Osteosynthesen bei instabilen, pertrochantären Femurfrakturen osteoporotischer Knochen durch einen neuen Glas-Ionomerzement. *Unfallchirurg* 98(3): 118-23 (1995)
16. Clark DI, Crofts CE, Saleh M: Femoral neck fracture fixation. Comparison of a sliding screw with lag screws. *J Bone Joint Surg* 72-B (5): 797-800 (1990)
17. Cordasco P: Evolution of treatment of fracture of neck of femur. *Arch Surg* 37: 871 (1938)
18. Cotton DWK; Whitehead CL; Vyas S; Cooper C; Patterson EA: Are hip fractures caused by falling and breaking or breaking and falling? Photoelastic stress analysis. *Forensic Sci Int* 65: 105-112 (1994)
19. Crawford FS Jr: Schwingungen und Wellen - Berkeley Physik Kurs - Band 3. 2. Auflage, Vieweg, Braunschweig (1984)
20. Crock HV: An atlas of the arterial supply of the head and neck of the femur in man. *Clin Orthop* 152: 17-27 (1980)
21. Cummings SR, Kelsey JL, Nevitt MC, O'Dowd KJ: Epidemiology of osteoporosis and osteoporotic fractures. *Epidemiol Rev* 7: 178-208 (1985)
22. Cummings SR, Rubin SM, Black D: The future of hip fractures in the United States. Numbers, costs, and potential effects of postmenopausal estrogen. *Clin Orthop* (252): 163- 6 (1990)
23. Curtis MJ, Jinnah RH, Wilson V, Cunningham BW: Proximal femoral fractures: a biomechanical study to compare intramedullary and extramedullary fixation. *Injury* 25(2): 99-104 (1994)
24. David A; Hüfner T; Lewandrowski K-U; Pape D; Muhr G: Dynamische Hüftschraube (DHS) mit Abstützplatte - eine sichere Osteosynthese für hochinstabile "reverse" trochantäre Frakturen? *Chirurg* 67 (11): 1166-1173 (1996)
25. David A; von der Heyde D; Pommer A: Therapiemöglichkeit trochantärer Frakturen. Sicher-schnell-stabil. *Orthopäde*: 29 (4): 294-301 (2000)
26. Davy DT; Kotzar GM; Brown RH; Heiple KG-Sen; Goldberg VM, Heiple KG-Jun, Berilla J; Burstein AH: Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 70-A: 45-50 (1988)
27. Djerf K; Gillquist J: Calcar unloading after hip replacement. A cadaver study of femoral stem designs. *Acta Orthop Scand*. 58(2): 97-103 (1987)

28. Dong QR, Dong TH, Tang TS: Hook-pin and compression screw in the treatment of femoral neck fractures. Clinical trial and biomechanical study. *Chin Med J Engl* 106(1): 53-6 (1993)
29. Doppelt SH: The sliding compression screw - today's best answer for stabilization of intertrochanteric hip fractures. *Orthop Clin North Am* Jul 11(3): 507-523 (1980)
30. Duda GN, Brand D, Freitag S, Lierse W, Schneider E: Variability of femoral muscle attachments. *J Biomech* 29: 1183-1190 (1996)
31. Duda GN, Heller M, Albinger J, Schulz O, Schneider E, Claes L: Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *J Biomech* 31: 841-846 (1998)
32. Eberle Chr; Guyer P; Keller H; Metzger U: Der Gamma-Nagel - ein ideales Implantat zur Behandlung instabiler Frakturen bei alten Patienten. *Helv Chir Acta* 59: 527-531 (1992)
33. Ender J, Simon-Weidner R: Die Fixierung der trochantären Brüche mit runden, elastischen Kondylennägeln. *Acta Chir Austr* 1: 40 (1970)
34. English TA: Recording dynamic loads on a femoral hip implant using a telemetric method. 1st Europ Conf Evaluating of Biomat, Strasbourg (1977)
35. English TA; Kilvington M: In vivo records of hip loads using a femoral implant with telemetric output. *J Biomed Engng* 1: 111-115 (1979)
36. Euler E; Betz A; Schweiberer L: The Treatment of Trochanteric and Femoral Neck Fractures Using the Dynamic Hip Screw (DHS). *Orthop Traumatol* 1 (4): 246-258 (1992)
37. Euler E: Das Becken - Anatomie, Biomechanik, Frakturversorgung und Tumorprothetik. Hefte zu "Der Unfallchirurg" 250, Springer-Verlag, Berlin: 15-33 (1996)
38. Euler E; Huber SM, Heining SM, Schweiberer L: Spannungsoptische Untersuchung unterschiedlicher Stabilisierungsverfahren per trochantärer Femurfrakturen. Vortrag, 60. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, Berlin, 20.11.-23.11.1996, Abstract in: Hefte zu „Der Unfallchirurg“ 262: 2 (1996)
39. Farmer ME, White LR, Brody JA, Bailey KR: Race and sex differences in hip fracture incidence. *Am J Public Health* 74: 1374-1380 (1984)
40. Fessler H: Load distribution in a model of a hip joint. *J Bone Joint Surg* 39-B (1): 145-153 (1957)

41. Ficker E: Optische Flächenverfahren. In Rohrbach Ch (Hrsg.). Handbuch für experimentelle Spannungsanalyse. Verlag des Vereins Deutscher Ingenieure, Düsseldorf: 195-207 (1989)
42. Ficker E; Knefel Th; Nentwig G-H: Dreidimensionale spannungsoptische Untersuchungen zur Optimierung zahnärztlicher Schraubenimplantate. VDI Berichte Nr. 815: 507-516 (1990)
43. Flahiff CM, Nelson CL, Gruenwald, JM, Hollis JM: A biomechanical evaluation of an intramedullary fixation device for intertrochanteric fractures. J Trauma 35(1): 23-7 (1993)
44. Föppl L, Mönch E: Spannungsoptik. Springer, Berlin, New York (1972)
45. Friedl W: Relevance of osteotomy and characteristics in inter- and subtrochanteric osteotomies: Arch Orthop Trauma Surg 113: 5-11 (1993)
46. Friedl W; Colombo-Benkmann M; Dockter S; Machens HG; Mieck U: Gammanagel-Osteosynthese per- und subtrochanterer Femurfrakturen. Chirurg 65: 953-963 (1994)
47. Frieß P; Räder L: Der Gammanagel-Indikation, Technik und Frühergebnisse. Zent Bl Chir 117: 132-138 (1992)
48. Fulghum CS; Glisson RR; Callaghan JJ; Seaber AV; Ascherl R; Burgkart R: Darstellung der Kraftübertragung Prothese - Knochen durch photoelastische Beschichtung des proximalen Femurs. In: Hipp E; Gradinger R; Ascherl R (Hrsg.). Die zementlose Hüftprothese. Demeter Verlag (1992)
49. Gallagher JC, Melton LJ, Riggs BL, Bergstrath E: Epidemiology of fractures of the proximal femur in Rochester, Minnesota. Clin Orthop: (150): 163-71 (1980)
50. Geissler N; Meffert O; Stapel A; Heymann H: Ergebnisse der operativen Versorgung instabiler pertrochantärer Femurfrakturen mittels DHS und T-Platte. Unfallchirurgie 20 (2): 72-75 (1994)
51. Gerthsen Ch, Kneser HO, Vogel H: Physik. 15. Auflage, Springer, Berlin, New York (1986)
52. Gluck T: Bernhard von Langenbeck. Chirurg 2: 25-32 (1930)
53. Goldberg VM; Davy DT; Kotzar L; Heiple KG-Sen; Brown RH; Heiple KG-Jun; Berilla J; Burstein AH: In vivo hip forces. In: Fitzgerald RH (Ed). Non Cemented Total Hip Arthroplasty, Raven Press, New York: 251-256 (1988)
54. Goldhagen PR; O'Connoer DR; Schwarze D; Schwartz E: A Prospective Comparative Study of the Compression Hip Screw and The Gamma Nail. J Orthop Trauma 8 (5): 367-372 (1994)

55. Goodman SB, Davidson JA, Locke L, Novotny S, Jones H, Csongradi JJ: A biomechanical study of two methods of internal fixation of unstable fractures of the femoral neck. A preliminary study. *J OrthopTrauma* 6(1): 66-72 (1992)
56. Götze B, Bonnaire F, Hirt H, Friedl HP: Die mechanische Belastbarkeit von Osteosynthesen bei instabilen per- und subtrochantären Femurfrakturen. Vortrag, 3. Europäischer Unfallkongress, Amsterdam, 17-20. 06. 1998. Abstract in: *Ned Tijdschr Traum Suppl*: 116 (1998)
57. Gruss M, Traut R: Die Versorgung instabiler pertrochantärer und per- bis subtrochantärer Oberschenkelbrüche mit der dynamischen Hüftschraube (DHS). *Akt Traumatol* 22(4): 144-8 (1992)
58. Guyer P; Landolt M; Keller H; Eberle Ch: Der Gamma-Nagel bei per- und intertrochantären Femurfrakturen - Alternative oder Ergänzung zur DHS? *Akt Traumatol* 21: 242-249 (1991)
59. Halder SC: The Gamma Nail for peritrochanteric fractures. *J Bone Joint Surg* 74-B: 340-344 (1992)
60. Hanser U: Spannungsoptische Untersuchungen bei der Osteosynthese und Endoprothetik. *Z Orthop* 110: 871-876 (1972)
61. Harder HE: Technische Entwicklung des Gamma-Nagels. In: Gahr RH, Leung KS, Rosenwasser MP, Roth W (Hrsg). *Der Gamma-Nagel - Standortbestimmung nach den ersten zehn Jahren*. Einhorn-Press Verlag, Reinbek: 84-90 (1998)
62. Hedlund R, Lindgren U: Trauma type, age, and gender as determinants of hip fracture. *J Orthop Res* 5(2): 242-6 (1987)
63. Heinz Th; Vecsei V: Komplikationen und Fehler bei der Anwendung des Gammanagels. *Chirurg* 65: 943-952 (1994)
64. Herrmann H, Dorow C, Markgraf E: Die hüftgelenksnahe Fraktur über 10 Jahre 1985-1994. Vortrag, 60. Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V., Berlin, 20.-23. 11. 1996. Abstract in: *Hefte zu "Der Unfallchirurg"* 262, Springer-Verlag, Berlin: 5 (1996)
65. Hipp E: Die Gefäße des Hüftkopfes - Anatomie, Angiographie und Klinik. *Z Orthop* 96: 1-90 (1962)
66. Holmes CA, Edwards WT, Myers ER, Lewallen DG, White AA 3d, Hayes WC: Biomechanics of pin and screw fixation of femoral neck fractures. *J Orthop Trauma* 7(3): 242-7 (1993)
67. Howe WW, Lacey T, Schwartz RP: A study of the gross anatomy of the arteries supplying the proximal portion of the femur and acetabulum. *J Bone Joint Surg* 32-A: 856-866 (1950)

68. Hua J; Walker PS: Closeness of fit of uncemented stems improves the strain distribution in the femur. *J Orthop Res* 13 (3): 339-346 (1995)
69. Hyrtl J: *Handbuch der topographischen Anatomie*. Braunmüller-Verlag, Wien (1856)
70. Jewett EL: One-piece angle nail for trochanteric fractures. *J Bone Joint Surg* 23: 803-810 (1941)
71. Kaiser W, Guliemos V, Fuhrmann G, Fritz T, Gross U: Experimentelle Untersuchungen zur Belastbarkeit von DHS-Osteosynthesen nach verschiedenen Osteotomieformen im trochantären Femurbereich. *Langenbecks Arch Chir* 380(4): 218-23 (1995)
72. Kappis: Die Behandlung des medialen Schenkelhalsbruches. *Dtsch med Wschr* 1, 37 (1938)
73. Kaufner H, Matthews LS, Sonstegard D: Stable fixation of intertrochanteric fractures. *J Bone Joint Surg* 56-A (5): 899-907 (1974)
74. Kotzar GM; Davy DT; Goldberg VM; Heiple KG-Sen; Berilla J; Heiple KG-Jun; Brown RH; Burstein AH: Comparison of early telemetrized hip prosthesis data in two patients. *Proc 6th Meet Europ Soc Biomech, Bristol*: 27B (1988)
75. Krueger P, Wischhöfer E, Oberniedermayr M, Schweiberer L: Die dynamische Hüftschraube. *Chirurg* 56: 9-15 (1985)
76. Küntscher G: *Praxis der Marknagelung*. Schattauer-Verlag, Stuttgart (1962)
77. Küntscher G: Weitere Fortschritte auf dem Gebiet der Marknagelung. *Langenbecks Arch Chir*: 316, 224-231 (1966)
78. Küntscher G: A new method of treatment of peritrochanteric fractures. *Proc Roy Soc Med* 63: 44-45 (1970)
79. Kwasny O, Fuchs M: Die dynamische Hüftschraube zur Versorgung von per- und subtrochantären Oberschenkelfrakturen. *Unfallchirurg* 94: 430-435 (1991)
80. Landolt M: Vergleich und Darstellung der Technik und Resultate von Gammamanagel und DHS. *Helv Chir Acta* 59: 965-969 (1992)
81. Leung KS; So WS; Shen WY; Hui PW: Gamma Nails and Dynamic Hip Screws for Peritrochanteric Fractures. *J Bone Joint Surg* 74-B: 345-351 (1992)
82. Levy A, Ficker E, Egli AR: Dreidimensionale spannungsoptische Untersuchungen an Jacketkronen im Modellversuch. *SSO-Schweiz-Monatsschr Zahnheilkd.* 79(8): 943-980 (1969)

83. Lewinnek GE, Kelsey J, White AA, Kreiger NJ: The significance and comparative analysis of the epidemiology of hip fractures. *Clin Orthop* 152: 35-43 (1980)
84. Lezius A: Intramedullary nailing of intertrochanteric and subtrochanteric fractures with curved nail. *J Int Coll Surg* 13: 569 (1950)
85. Lucke C; Phillip J; Krause D: Operative Ergebnisse pertrochantärer Frakturen. *Unfallchirurg* 98: 272-277 (1995)
86. Lustenberger A, Ganz R: Epidemiologie trochantärer Femurfrakturen über 2 Jahrzehnte (1972-1989). *Unfallchirurg* 98: 278-282 (1995)
87. Mahomed N, Harrington I, Kellam J, Maistrelli G, Hearn T, Vroemen J: Biomechanical analysis of the Gamma nail and sliding hip screw. *Clin Orthop* 304: 280-8 (1994)
88. Maquet P; Zhang L; De Lamotte F: Photoelastic simulation of a cementless and of a hydroxyapatite coated total hip prosthesis. *Acta Orthop Belg* 60 (2): 155-162 (1994)
89. Measurements Group: How to Select Photoelastic Coatings. Technical Note TN 704, Measurements Group, Raleigh (1978)
90. Measurements Group: Instructions for casting and contouring photoelastic sheets. Instruction Bulletin IB-221-C, Measurements Group, Raleigh (1982)
91. Measurements Group: Einführung in das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren. Technical Note TN 702, Measurements Group, Raleigh (1989)
92. Measurements Group: Introduction to stress analysis by the photostress method. Technical Note TN 702, Measurements Group, Raleigh (1989)
93. Measurements Group: Instructions for Mixing Type PL-1 Liquid Plastic. Instruction Bulletin IB-233-1, Measurements Group, Raleigh (1993)
94. Meislin RJ, Zuckerman JD, Kummer FJ, Frankel VH: A biomechanical analysis of the sliding hip screw: the question of plate angle. *J Orthop Trauma* 4(2): 130-6 (1990)
95. Meyer Ch: Die extraossären Knochenarterien der langen Röhrenknochen und des Talus. Inaugural Dissertation, Universität Köln (1994)
96. Meyer Ch, Roth W: Die Blutversorgung des proximalen Femurs und deren Bedeutung für die Frakturbehandlung. In: Gahr RH, Leung KS, Rosenwasser MP, Roth W (Hrsg). *Der Gamma-Nagel - Standortbestimmung nach den ersten zehn Jahren*. Einhorn-Press Verlag, Reinbek: 63-69 (1998)
97. Meyer H: Ist die konservative Behandlung der pertrochanteren Fraktur heute noch vertretbar? *Chirurg* 29: 515-519 (1958)

98. Mittag Ch, Mittag G: Behandlung, Verlauf und Spätschicksal von 300 Schenkelhalsfrakturen. *Chirurg* 27: 224-228 (1956)
99. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H: *Manual of Internal Fixation*. Third edition, Springer-Verlag, Berlin (1991)
100. Newell CE: The treatment of trochanteric fractures. *J Surg* 73: 162 (1947)
101. Nicole R: Die Indikation bei per- und intertrochanteren Frakturen. *Dtsch Z Chir* 252: 112 (1339)
102. Pagnani MJ, Lyden JP: Postoperative femoral fracture after intramedullary fixation with a gamma nail: Case report and review of the literature. *J Trauma* 37 (1): 133-137 (1994)
103. Paul JP: Bioengineering studies of the forces transmitted by joints. II. Engineering studies. *Proc Symp Biomech and Related Bioengng Topics, Glasgow*: 369-380 (1964)
104. Paul JP: Force actions transmitted by joints in the human body. *Proc R Soc Med* 192: 163-172 (1976)
105. Paul JP: Forces transmitted by joints in the human body. *Proc Inst Mech Engng* 181: 8-15 (1967)
106. Paul JP: The analysis of forces transmitted by joints in the human body. *Proc 5th Int Conf Stress Analysis*: 3.34-3.42 (1974)
107. Pauwels F: Der Schenkelhalsbruch - ein mechanisches Problem. *Beilageheft Z Orthop Chir* 63: 1 - 138 (1935) (Reprint in: *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer-Verlag, Heidelberg, 1965)
108. Pauwels F: Über die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung des Röhrenknochens. *Acta Anatomy* 12, Basel, 207-227 (1951)
109. Pauwels F: *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer-Verlag, Berlin, New York (1965)
110. Plitz W; Kuhn V; Maier A; Carl Ch; Hagena F-W: Injury mechanisms of the ankle joint in high ski boots: Photoelastic mechanical investigations on the human bone specimen. *Skiing Trauma Safety: 9th Symposium*; Johnson RJ; Mote CD; Zelcer J (eds.), American Society for Testing and materials, Philadelphia: 150-161 (1993)
111. Pohl E: Verbindungsvorrichtung für gelenknahe Knochenbrüche. *Patentschrift Nr. 918531*, Deutsches Patentamt (1951)

112. Poigenfurst J, Hertz H, Hofer S: Erste Erfahrungen mit der dynamischen Hüftschraube im Vergleich zu anderen Osteosyntheseverfahren. Unfallchirurgie 9(2): 98-103 (1983)
113. Radford Ph; Needorf M; Webb JK: A prospective randomized comparison of the dynamic hip screw and the gamma locking nail. J Bone Joint Surg 75-B: 789-793 (1993)
114. Regazzoni P, Jaeger G, Winkel op den R, Isay M, Allgöwer M: Ein Vergleich verschiedener Implantate bei petrochanteren Femurfrakturen. Helv chir Acta 48: 677-679 (1981)
115. Rehbein F: Erfahrungen mit der Nagelung petrochanterer Oberschenkelbrüche. Chirurg 20: 647-648 (1949)
116. Rehbein F: Zur Nagelung petrochanterer Oberschenkelbrüche. Chirurg 19: 562-565 (1948)
117. Rinecker H, Illge L, Springer HH: 25 Jahre operative Schenkelhalsfraktur-Behandlung. Münch med Wschr 120 Nr 23: 789-794 (1978)
118. Rohlmann A, Mössner U, Bergmann G: Finite-element-analysis and experimental investigation of stresses in a femur. J Biomed Eng Vol 4: 241-246 (1982)
119. Röhrle H; Scholten R; Sigolotto C; Sollbach W; Kellner H: Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. J Biomechanics 17: 409-424 (1984)
120. Rosenblum SF, Zuckerman JD, Kummer FJ, Tam BS: A biomechanical evaluation of the Gamma nail. J Bone Joint Surg 74-B (3): 352-7 (1992)
121. Royal College of Physicians: Fractured Neck of Femur. Prevention and Treatment. Royal College of Physicians, London, England (1989)
122. Rydell NW: Forces acting in the femoral head prosthesis. Acta orthop Scand (Suppl) 88: 37 (1966)
123. Sahlstrand T: The Richards compression and sliding hip screw system in the treatment of intertrochanteric fractures. Acta Orthop Scand 45(2): 213-219 (1974)
124. Scheidt R: Betrachtungen zur Behandlung der petrochanteren Femurfraktur. Chirurg 20: 641-647 (1949)
125. Schöpf HJ: Spannungsoptisches Oberflächenschichtverfahren. In: Rohrbach C (Hrsg). Handbuch für experimentelle Spannungsanalyse. Verlag des Vereins deutscher Ingenieure, Düsseldorf: 258-279 (1989)

- 126.Schramm HG: Die Technik der Whitmanschen Behandlung der Schenkelhalsbrüche. *Chirurg* 1: 793-796 (1929)
- 127.Schroeder L, Wolfers W: Gerhard Küntscher: Leben und Werk. In: Gahr RH, Leung KS, Rosenwasser MP, Roth W (Hrsg). *Der Gamma-Nagel - Standortbestimmung nach den ersten zehn Jahren*. Einhorn-Presse Verlag, Reinbek: 14-22 (1998)
- 128.Schumpelik W, Jantzen PM: Die Versorgung der Frakturen im Trochanterbereich mit einer nichtsperrenden Laschenschraube. *Chirurg* 24: 506-508 (1953)
- 129.Schwab E, Höntzsch D, Weise K: Die Versorgung instabiler per- und subtrochantärer Femurfrakturen mit dem Proximalen Femur Nagel (PFN). *Akt Traumatol* 28:56-60 (1998)
- 130.Seireg A; Arvikar RJ: The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J Biomech* 8: 99-102 (1975)
- 131.Shaw JA, Wilson S: Internal fixation of proximal femur fractures: a biomechanical comparison of the Gamma Locking Nail and the Omega Compression Hip Screw. *Orthop Rev* 22 (1): 61-68 (1993)
- 132.Sheehan D: Some observations on the course and distribution of the circumflex arteries in man. *Anat Anz* 75: 129-145 (1932)
- 133.Simmermacher RKJ, Bosch AM, v Wercken C: The European experience with the AO-Proximal Femoral Nail (PFN) for the pertrochanteric femoral fracture. Vortrag, 3. Europäischer Unfallkongress, Amsterdam, 17-20. 06. 1998. Abstract in: *Ned Tijdschr Traum Suppl*: 13-14 (1998)
- 134.Simmermacher RK; Bosch AM; Van der Werken C: The AO/ASIF-proximal femoral nail (PFN): a new device for the treatment of unstable proximal femoral fractures. *Injury*: 30(5): 327-32 (1999)
- 135.Sjostedt A, Zetterberg C, Hansson T, Hult E, Ekstrom L: Bone mineral content and fixation strength of femoral neck fractures. A cadaver study. *Acta Orthop Scand* 65(2): 161-5 (1994)
- 136.Smith-Petersen MN, Cave EF, Vangorder GW: Intracapsular fractures of the neck of the femur - Treatment by internal fixation. *Arch Surg* 23: 715-759 (1931)
- 137.Stauffer RN; Smidt GL: Clinical and biomechanical analysis of gait following Charnley total hip replacement. *Clin Orthop Rel Res* 99: 70-77 (1974)
- 138.Synthes: DHS/DCS-System. Katalog (Art. Nr. 016.055). Stratec Medical, Switzerland: 7 (1993)

139. Taeger G; Schmid C; Zettl R; Schweiberer L; Nast-Kolb D: Die stabile und instabile pertrochantäre Femurfraktur. *Unfallchirurg* 103: 741-748 (2000)
140. Tencer AF, Johnson KD, Johnston DW, Gill K: A biomechanical comparison of various methods of stabilization of subtrochanteric fractures of the femur. *J Orthop Res* 2(3): 297-305 (1984)
141. Verheyden P; von Salis-Soglio U; Naumann S; Weise K; Sandner KH: Erste Erfahrungen mit dem proximalen Femurnagel (PFN) der AO. Vortrag, 60. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, Berlin, 20.-23.11.1996. Abstract in: Hefte zu „Der Unfallchirurg“ 262: 46 (1996)
142. Vinci L da: Codex über den Vogelflug. Codex Forster I 1 (1505)
143. Wainer RA, Wright PH, Gilbert JA, Taylor DF: Biomechanics of Ender rods, compression screw, and Zickel nail in the fixation of stable subtrochanteric femur osteotomies. *J Orthop Trauma* 4(1): 58-63 (1990)
144. Waldeyer A; Mayet A: Anatomie des Menschen. 15. Auflage, de Gruyter Verlag, Berlin, New York (1987)
145. Walker PS; Robertson DD: Design and fabrication of cementless hip stems. *Clin Orthop.* (235): 25-34 (1988)
146. White SN; Caputo AA; Anderkvist T: Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 71: 493-499 (1994)
147. Zhou XM; Walker PS; Robertson DD: Effect of press-fit femoral stems on strains in the femur. A photoelastic coating study. *J Arthroplasty.* 5(1): 71-82 (1990)

7.2 Danksagungen

Herzlichen Dank für die Betreuung und Unterstützung während der Fertigstellung der vorliegenden Dissertation sei folgenden Personen ausgesprochen:

Priv. Doz. Dr. E. Euler (Betreuer, Chirurgische Klinik der LMU)

Prof. Dr. L. Schweiberer (Direktor der Chirurgischen Klinik der LMU bis 1999)

Prof. Dr. W. Mutschler (Direktor der Chirurgischen Klinik der LMU seit 1999)

Meinen Eltern Rudolf und Christine Huber

Meiner Frau Ulrike Wagner

Prof. Dr. R. Putz (Vorstand der Anatomischen Anstalt der LMU)

Prof. Dr. R. Breul (Anatomische Anstalt der LMU)

PD Dr. F. Eckstein (Anatomische Anstalt der LMU)

Dr. J. Landgraf (damals Anatomische Anstalt der LMU)

Prof. Dr. W. Plitz (Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der LMU)

Prof. Dr. K-J. Pfeiffer (Institut für Radiologische Diagnostik, Chirurgische Klinik der LMU)

sämtlichen RTA's des Institutes für Radiologische Diagnostik an der Chirurgischen Klinik der LMU

Prof. Dr. W. Eisenmenger (Vorstand des Institutes für Rechtsmedizin der LMU)

H. Klein (Präparator, Institut für Rechtsmedizin)

H. Öllerer (Werkstattleiter, Strahlenbiologisches Institut der LMU)

Die spannungsoptische Ausrüstung wurde aus Mitteln der Friedrich-Bauer Stiftung finanziert.

7.3 Lebenslauf

Stefan Matthias Huber-Wagner
Waltherstraße 24
80337 München

Persönliche Daten:

Geboren am 6. Februar 1971 in Obergünzburg
Familienstand: verheiratet
Staatsangehörigkeit: deutsch

Ausbildung:

Schule:
1981-1990: Gymnasium Marktoberdorf
1990: Abitur mit Leistungskursen Musik und Mathematik

Zivildienst:

Juli 1990 - Okt. 1991: Krankenhaus Marktoberdorf / OP-Abteilung

Studium:

Nov. 1991 - April 1998: Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München, III. Staatsexamen: April 1998

AiP-Zeit:

Tätigkeit als Arzt im Praktikum an der Chirurgischen Universitätsklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München (Direktor: Prof. Dr. W. Mutschler):

Juli - November 1998: Plastische Chirurgie - Handchirurgie
(Leiter Prof. Dr. W. Stock)

Dez. 1998 - Ende Dez. 1999: Chirurgische Intensivmedizin
(Leiter Prof. Dr. K. H. Duswald)

Vollapprobation:

1.1.2000

Assistenzarztzeit:

seit 1.4.2000: Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Chirurgischen Universitätsklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München (Direktor: Prof. Dr. W. Mutschler)

7.4 Publikationen

Die Publikationen mit Teilergebnissen dieser Dissertation wurden mit Genehmigung des Dekanates der Medizinischen Fakultät der LMU- München durchgeführt.

Namensänderung: Seit 01.08.02 S. Huber-Wagner statt S. Huber

Publikationen:

Euler E, Huber SM, Heining SM, Schweiberer L: Spannungsoptische Untersuchungen bei verschiedenen Implantaten (DHS-Gamma) zur Stabilisierung perthrochantärer Femurfrakturen. In: Der Gamma-Nagel - Standortbestimmung nach den ersten zehn Jahren. RH Gahr (Hrsg.) Einhorn-Press Verlag: 286-292 (1998)

Euler E, Huber SM, Kreuz PC, Heining SM, Schweiberer L: Der Einfluß des Implantatdesigns und der Montageart von Hüftschrauben-Femurnägeln auf die Knochenbelastung bei perthrochantären Mehrfragmentfrakturen. Hefte zu "Der Unfallchirurg" 268: 415-419 (1997)

Vorträge:

Huber SM, Euler E: Biomechanisch-spannungsoptische Untersuchung zum Vergleich unterschiedlicher Osteosyntheseverfahren bei perthrochantären Femurfrakturen. Vortrag, 64. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie - Trauma 2000, Hannover, 10.9.-13.9.2000, Abstract in: Hefte zu "Der Unfallchirurg" 282: 52-53 (2000)

Euler E, Huber SM (Vortragender), Kreuz PC, Heining SM, Schweiberer L: Der Einfluß des Implantatdesigns und der Montageart von Hüftschrauben-Femurnägeln auf die Knochenbelastung bei perthrochantären Mehrfragmentfrakturen. Vortrag, 3rd European Traumatology Congress, Amsterdam, 18.7.1998, Abstract in: Ned Tijdschr Traum Supp: 65 (1998)

Euler E, Huber SM: Spannungsoptische Untersuchungen zur Osteosynthese am coxalen Femur. Vortrag, Symposium: Der PFN - Erfolge und Erfahrungen, Heidelberg 17.7.1998 (1998)

Euler E, Huber SM, Kreuz PC, Heining SM, Schweiberer L: Der Einfluß des Implantatdesigns und der Montageart von Hüftschrauben-Femurnägeln auf die Knochenbelastung bei pertrochantären Mehrfragmentfrakturen. Vortrag, 61. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, Berlin, 19.11.-22.11.1997 (1997)

Huber SM, Euler E, Heining SM, Schweiberer L: Pertrochanteric fracture fixation - Photoelastic stress measurement comparing Dynamic Hip Screw, γ -Nail and Proximal Femur Nail. Vortrag, 3rd European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology Congress (EFORT), Barcelona 24.4.-27.4.1997, Abstract in: J Bone Joint Surg Proceedings Supp. II Vol. 79-B:166 (1997)

Euler E, Huber SM, Heining SM, Schweiberer L: Unterschiedliche Stabilisierungsverfahren bei pertrochantären Femurfrakturen - Eine biomechanische Studie. Vortrag, 12. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Osteologie, Wien 27.2.-1.3.1997. Abstract in: Osteologie (6) Suppl I: 75-76 (1997)

Huber SM, Heining SM, Euler E, Schweiberer L: Spannungsoptik am coxalen Femurende - ein biomechanisches Testmodell. Vortrag, 12. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Osteologie, Wien 27.2.-1.3.1997. Abstract in: Osteologie (6) Suppl I: 69 (1997)

Huber SM, Heining SM, Euler E, Schweiberer L: Spannungsoptik am coxalen Femurende: Ein biomechanischer Vergleich von DHS, Gamma-Nagel und Proximalem Femur-Nagel. Vortrag, Doktorandensymposium, Anatomische Anstalt der LMU München, 14.6.97 (1997)

Euler E, Huber SM, Heining SM, Schweiberer L: Spannungsoptische Untersuchung unterschiedlicher Stabilisierungsverfahren pertrochantärer Femurfrakturen. 60. Vortrag, Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, Berlin, 20.11.-23.11.1996, Abstract in: Hefte zu „Der Unfallchirurg“ 262: 2 (1996)

Huber SM, Heining SM, Euler E: Grundlagen und Technik der Spannungsoptik sowie deren Anwendung am coxalen Femurende bei unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren. Vortrag, Montagskonferenz der Chirurgischen Klinik, Klinikum Innenstadt der LMU, 30.9.1996 (1996)

Euler E, Huber SM, Heining SM, Schweiberer L: Spannungs-optische Untersuchung unterschiedlicher Stabilisierungsverfahren pertrochantärer Femurfrakturen. Vortrag, PFN - Entwicklungstreffen, Zürich, 9.8.1996 (1996)

Huber SM, Heining SM, Euler E: Grundlagen und Technik der Spannungsoptik sowie deren Anwendung am coxalen Femurende. Vortrag, Montagsskolloquium der Anatomischen Anstalt der LMU, 13.5.1996 (1996)

Poster:

Huber SM, Euler E, Heining SM, Schweiberer L: Pertrochanteric fracture fixation - Photoelastic stress measurement comparing Dynamic Hip Screw, γ -Nail and Proximal Femur Nail. Poster, North Sea Biomaterials Congress 1998, Den Haag 15.9 -18.9.1998 (1998)

Huber SM, Euler E, Heining SM, Schweiberer L: Photoelastic stress measurement of the proximal femur - A biomechanical test model. Poster, North Sea Biomaterials Congress 1998, Den Haag 15.9 -18.9.1998 (1998)

Euler E, Huber SM, Heining SM, Kreuz PC, Schweiberer L: Pertrochanteric fracture fixation - Photoelastic stress measurement comparing Dynamic Hip Screw, γ -Nail and Proximal Femur Nail. Poster, Biomechanica '97, Davos 28.10 - 29.10.1997 (1997)

Huber SM, Heining SM, Euler E, Schweiberer L: Photoelastic stress measurement of the proximal femur - A biomechanical test model. Poster, Biomechanica '97, Davos 28.10 - 29.10.1997 (1997)

Huber SM, Heining SM, Euler E, Schweiberer L: Photoelastic stress measurement of the proximal femur - A biomechanical test model. Poster, 7th Annual conference of the European Orthopaedic Research Society (EORS), Barcelona 21.4.- 23.4.1997 (1997)