

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

Direktor: Prof. Dr. med. W. Mutschler

Spannungsoptische Untersuchung verschiedener
Schraubenkonfigurationen bei der Osteosynthese
der medialen Schenkelhalsfraktur

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

vorgelegt von
Jan Nikolas Rieken

aus Hannover

im Jahr
2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. med. habil. Ekkehard Euler

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. Stefan. Piltz

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Dipl. Ing. Wolfgang. Plitz

Mitbetreuung durch den

promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Stefan Huber-Wagner

Dekan: Prof. Dr. med. Dietrich Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 25.10.2007

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	4
1.1 Klinische und epidemiologische Grundlagen der Schenkelhalsfraktur	5
1.2 Versorgungskonzepte der medialen Schenkelhalsfraktur	7
1.3 Zielsetzung	9
1.4 Anatomie des proximalen Femurs	12
2. Material und Methode	18
2.1 Methode	18
2.2 Material	30
3. Ergebnisse	42
3.1 Ergebnisse der Spannungsoptischen Messreihen	42
3.2 Präparateverhalten während der Messreihen	62
4. Diskussion	64
4.1 Diskussion Material	64
4.2 Diskussion Methode	65
4.3 Diskussion Schraubenkonfiguration	79
4.4 Diskussion Ergebnisse	91
4.5 Schlussfolgerungen	95
5. Zusammenfassung	96
6. Anhang	98
6.1 Literatur	98
6.2 Danksagung	109
6.3 Lebenslauf	110
6.4 Veröffentlichungen	111

1 Einleitung

Seit Jahrhunderten ist die Versorgung der Schenkelhalsfraktur Gegenstand zahlreicher Studien und kontroverser Diskussionen.

Bereits im Jahr 1856 beschreibt der deutsche Anatom Johann Hyrtl die zwei wesentlichen Probleme der Schenkelhalsfraktur als:

- „die Unmöglichkeit, die Bruchenden dauernd in Kontakt zu halten, da es sich meist um eine instabile Fraktur an einer exzentrisch belasteten Skelettregion handelt und
- die Gefäßarmut und daraus resultierende Unterbrechung der Durchblutung des Femurkopfes nach eingetretener Fraktur.“

Zur kopferhaltenden Versorgung der medialen Schenkelhalsfraktur stehen derzeit im wesentlichen zwei gängige Verfahren zur Verfügung:

1. die Versorgung mittels der dynamischen Hüftschraube (DHS) und
2. die Schraubenosteosynthese mittels dreier Spongiosaschrauben.

Trotz einer Vielzahl von Veröffentlichungen zur Versorgung von Frakturen am coxalen Femurende, scheint die Frage der optimalen Osteosynthese zur Versorgung der medialen Schenkelhalsfraktur bis heute noch nicht abschliessend geklärt. Die bisherigen Arbeiten vergleichen verschiedene Osteosynthesen zum einen experimentell unter verschiedensten Belastungen, zum anderen klinisch-retrospektiv. In den experimentellen Arbeiten wird vorwiegend auf die Stabilität der Bruchversorgung geachtet.

In wieweit verschiedene Osteosyntheseformen den Kraftfluss am coxalen Femurende beeinflussen, wurde bisher noch nicht untersucht. Dieser kann jedoch potentiell weitreichende Folgen für den Heilungsprozess haben, wie beispielsweise für die Gefahr von Pseudarthrosen, Ermüdungsbrüchen oder Implantatversagen.

Diese Arbeit untersucht anhand biomechanischer Kadavertestreihen verschiedene Schraubenkonfigurationen zur Versorgung der medialen Schenkelhalsfraktur mittels Schraubenosteosynthese in Hinblick auf Kraftfluss und Stabilität.

1.1 Klinische und epidemiologische Grundlagen der Schenkelhalsfraktur

1.1.1 Epidemiologie

Mit einer Inzidenz von 82/100.000 Einwohner in Deutschland im Jahr 1996 (Beck 2000) ist die Schenkelhalsfraktur eine relativ häufige Fraktur. Bis zum Jahr 2010 wird in Deutschland wegen der sich verändernden Altersstruktur mit einer Zunahme der Inzidenz dieser Fraktur auf 138/100.000 Einwohner gerechnet (Bonnaire 2002).

Ätiologisch sind zwei Situationen zu unterscheiden: beim alten Menschen tritt die Fraktur häufig aufgrund eines niedrigenergetischen Traumas, wie z.B. Sturz oder Stolpern aufgrund mangelnder Koordination auf. Beim jüngeren Menschen liegt die Ursache dagegen meist in einem hochenergetischen Trauma begründet, wie einem PKW-Unfall oder einem Sturz direkt auf die Hüfte beispielsweise bei sportlichen Aktivitäten, wie etwa dem Ski- oder Fahrradfahren (Bonnaire 1993).

Das Durchschnittsalter der von einer Schenkelhalsfraktur betroffenen Patienten liegt zwischen dem 75. und 82. Lebensjahr (Beck 2000), 5% der Schenkelhalsfrakturen ereignen sich jedoch bei jungen Menschen bis zu 30. Lebensjahr. Hier treten sie in etwa der Hälfte der Fälle im Rahmen einer Polytraumatisierung auf (Bonnaire 1993).

1.1.2 Einteilung der Schenkelhalsfrakturen

Die beiden gebräuchlichsten Einteilungen für die Schenkelhalsfraktur durch Pauwels (1935) und Garden (1964) beschrieben worden.

Pauwels teilt die Fraktur nach ihrem Winkel zur Horizontalen in drei Grade ein. Hierbei entspricht ein Frakturwinkel bis 30° dem Grad I, ein Winkel zwischen 30° und 50° dem Grad II und ein Winkel größer als 50° dem Grad 3. Hiermit lassen sich v.a. Rückschlüsse auf die Pseudarthrosegefährdung ziehen, d.h. je größer der Winkel der Frakturebene zu Horizontalen, desto größer die Scherkräfte am Frakturspalt und desto größer die Gefahr einer Pseudarthrose im Verlauf eines unzureichenden Heilungsprozesses (Pauwels 1935, 1965).

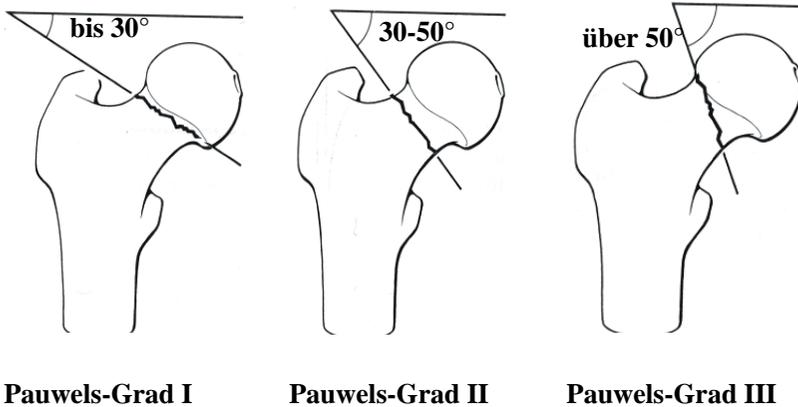


Abbildung 1-1: Einteilung der Schenkelhalsfrakturen nach Pauwels (aus Henne-Bruns, Dürrig, Kremer 2001).

Garden dagegen teilt die Schenkelhalsfraktur nach dem Grad der Dislokation ein. Hierbei sind die Garden I- und II- Fraktur inkomplette bzw. komplette nichtdislozierte Frakturen. Bei der Garden III-Fraktur liegt eine komplette Fraktur mit teilweiser Dislokation des Kopfsegments vor. Die Garden IV-Fraktur schließlich, ist durch eine komplette Fraktur und vollständige Verschiebung des Kopfsegments gekennzeichnet (Garden 1964). In Bezug auf das Nekroserisiko des Femurkopfes gilt im klinischen Alltag die Garden-Klassifikation im Vergleich zu der Einteilung nach Pauwels als aussagekräftiger (Beck 2000, Caviglia 2002).

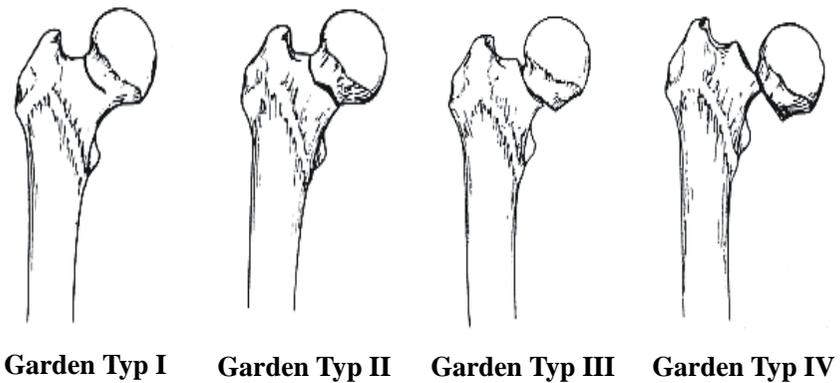


Abbildung 1-2: Einteilung der Schenkelhalsfrakturen nach Garden (aus Kyle 1993)

1.2 Versorgungskonzepte der medialen Schenkelhalsfraktur

Bei der Versorgung von Schenkelhalsbrüchen ist die konservative von der operativen Versorgung zu unterscheiden, wobei die operative Therapie weiter in kopferhaltende, also osteosynthetische Therapie und nicht-kopferhaltende Maßnahmen, also endoprothetische Therapie unterteilt werden kann.

Der Therapieentscheidung sollte in jedem Falle eine radiologische Darstellung der Fraktur in zwei Ebenen, also im anterior-posterioren und axialen Strahlengang vorangehen. So kann beispielsweise eine nach dorsal abgekippte Schenkelhalsfraktur in der anterior-posterioren Röntgenaufnahme als nichtdisloziert imponieren.

Die konservative Therapie, bestehend aus Mobilisation unter Teilbelastung und Krankengymnastik ist bei Patienten mit eingestauchten stabilen Frakturen, wie zum Beispiel bei Garden I grundsätzlich möglich, stellt jedoch eher die Ausnahme dar. Die in der axialen Röntgenaufnahme zur Darstellung kommende Kippung des Femurkopfes nach dorsal darf hier nicht mehr als 10° betragen, da ansonsten eine weitere Dislokation des Kopfes zu erwarten ist. Patienten mit einem biologischen Alter unter 65 Jahren sollten auch bei diesen Frakturen osteosynthetisch versorgt werden, um das Risiko einer sekundären Kopfdislokation, einer Nekrose des Femurkopfes oder der Ausbildung einer Pseudarthrose möglichst gering zu halten (Beck 2000).

Bezüglich der Osteosynthese werden in der Literatur zwei Varianten favorisiert: einerseits die Versorgung der Fraktur durch das Einbringen von drei kanülierten Spongiosaschrauben, andererseits die Versorgung mittels der dynamischen Hüftschraube (DHS).

Die kopferhaltende Therapie gilt vorrangig bei Patienten als indiziert, deren biologisches Alter unter 65 Jahren liegt. Ältere Patienten, bei denen die Knochendichte in Schenkelhals und -kopf den Schrauben meist keinen ausreichenden Halt mehr bietet und eine schnelle Übungsstabilität erreicht werden muss, um die Immobilisierungsphase zu verkürzen, sollten einer endoprothetischen Versorgung zugeführt werden (Beck 2000, Blomfeldt 2005).

Gefürchtete Komplikation der Schenkelhalsfrakturen ist die Nekrose des Femurkopfes. Das Risiko einer Kopfnekrose steigt mit steiler werdendem Frakturwinkel und zunehmender Dislokation des Kopffragmentes (Bonnaire 1993, Beck

2000, Caviglia 2002).

Zwischen der Versorgung mittels dreier Spongiosaschrauben und der Versorgung durch eine dynamische Hüftschraube scheint kein Unterschied bezüglich der Nekroserate zu bestehen. Wichtig ist, daß die Osteosynthese ausreichende Stabilität und Ruhe im Frakturspalt gewährleistet und so Revaskularisierungsprozesse ermöglicht (Bonnaire 2002, Trueta 1968).

Weitere Komplikationsmöglichkeiten sind die sekundäre Dislokation des Kopfsegmentes, die Pseudarthrose und die subtrochantäre Ermüdungsfraktur (Bonnaire 1993).

Wird die Indikation zur Osteosynthese einer medialen Schenkelhalsfraktur gestellt, so sollte diese als dringliche Operation innerhalb der 6-Stundengrenze durchgeführt werden, um das Nekroserisiko des Femurkopfes möglichst klein zu halten (Beck 2000, Bonnaire 2002).

Bonnaire empfiehlt bei der kopferhaltenden Therapie der medialen Schenkelhalsfraktur im Falle eines sonographisch gesicherten Hämatomes im Hüftgelenk dieses durch Punktion zu entlasten, um ein Persistieren des Blutflusses in den kopfversorgenden Gefäßen durch den erhöhten intraartikulären Druck zu vermeiden (Bonnaire 2002).

1.3 Zielsetzung

Die Diskussion um die optimale Osteosynthese der medialen Schenkelhalsfraktur unter dem Aspekt der Stabilität und Festigkeit im Bruchspalt scheint in der Literatur auch heute noch nicht abgeschlossen. Zur Vermeidung einer Pseudarthrose wie auch hinsichtlich der Revaskularisierungsprozesse und damit für die Blutversorgung des Kopffragmentes ist eine stabile Osteosynthese von großer Bedeutung (Bonnaire 2002).

Zur kopferhaltenden Therapie der medialen Schenkelhalsfraktur werden heutzutage zumeist entweder drei Spongiosaschrauben oder die dynamische Hüftschraube (DHS) verwendet (Bonnaire 2002).

Während zur genauen Positionierung der dynamischen Hüftschraube genaue Vorgaben existieren, ist bei Anwendung von Spongiosazugschrauben trotz einer Vielzahl von experimentellen und klinischen Arbeiten deren ideale Anordnung bis heute noch nicht abschliessend geklärt. In der Literatur sind bezüglich der groben Konfiguration der Schrauben zwei Lager zu finden.

Eine Gruppe von Autoren bevorzugt eine dreiecksförmige Anordnung der Schrauben in der Sagittalebene des Schenkelhalses, bei der die Spitze des Dreiecks nach unten, bzw. caudal zeigt (Beck 1990, Browner 1991, Bünte 1996, Estrada 2002, Kühnling 2003, Mizrahi 1980, Schatzker, Tile 1996). Diese Schraubenkonfiguration wird der Einfachheit halber im folgenden als „**Version 1**“ bezeichnet.

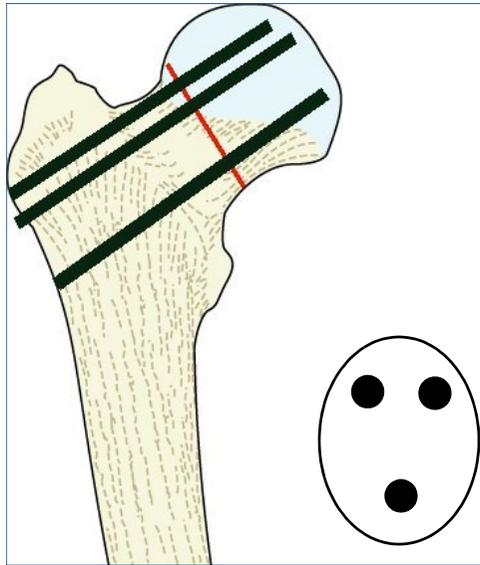
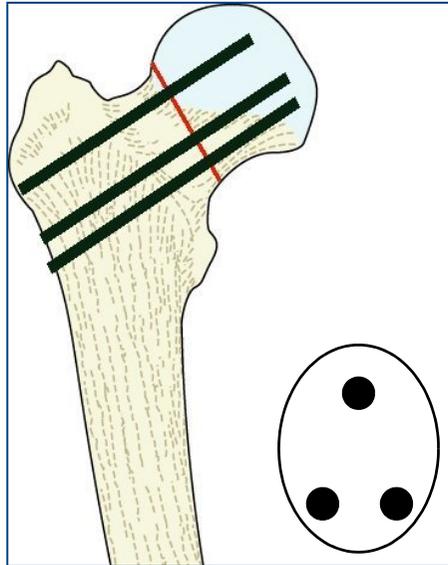


Abbildung 1-3: Skizze zu **Version 1**; in der seitlichen Ansicht sind die Schrauben in Form eines Dreiecks angeordnet, dessen Spitze nach unten, bzw. caudal zeigt. Somit sind in der Sagittalebene am Schenkelhals zwei Schrauben cranial positioniert und eine caudal.

Eine weitere Autorengruppe favorisiert eine Dreieckskonfiguration mit nach oben bzw. cranial zeigender Spitze (Alho 1998, Kremer 1987, Rehner 1997, Canale 1998). Diese Schraubenkonfiguration wird im folgenden als „**Version 2**“ bezeichnet.



*Abbildung 1-4: Skizze zu **Version 2**; in der seitlichen Ansicht sind die Schrauben in Form eines Dreiecks angeordnet, dessen Spitze nach oben, bzw. cranial zeigt. Somit sind in der Sagittalebene am Schenkelhals eine Schraube cranial positioniert und zwei caudal.*

Die vorliegende Arbeit befaßt sich erstmalig mit den Auswirkungen dieser zwei Schraubenkonfigurationen auf die Belastungsverteilung und Kraftfortleitung am coxalen Femurende. Es kommt die Methode der Spannungsoptik zur Anwendung, mit der eine Visualisierung des Kraftflusses an der Oberfläche eines belasteten Objektes, in diesem Fall eines Femurs, möglich ist.

1.4 Anatomie des proximalen Femur

In den folgenden Absätzen soll ein kurzer Überblick über die anatomischen Verhältnisse am proximalen Femurende gegeben werden.

1.4.1 Knöcherne Anatomie

Der Oberschenkelhals (Collum femoris) verbindet den im Hüftgelenk mit dem Acetabulum des Beckens artikulierenden Femurkopf (Caput femoris) mit dem Oberschenkelchaft (Corpus femoris).

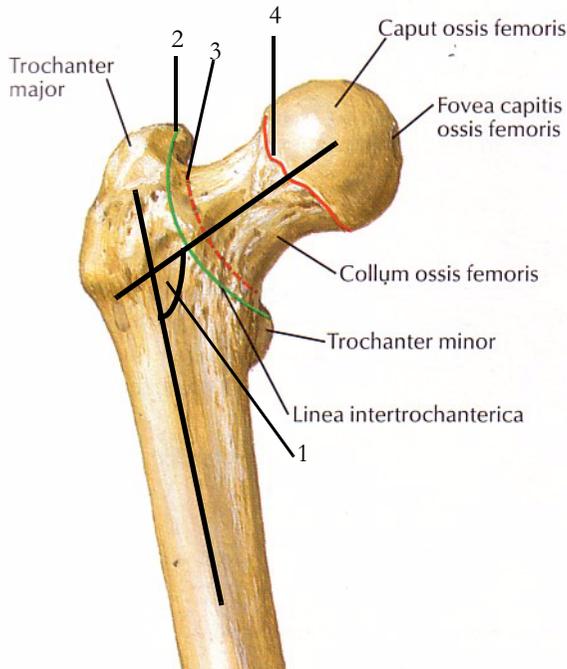


Abbildung 1-5: Proximales Femur (modifiziert nach Netter 1999). 1=CCD-Winkel, 2= Ansatzlinie der Membrana fibrosa der Gelenkkapsel, 3=Umschlagfalte der Membrana synovialis, 4= Ansatzlinie der Membrana synovialis der Gelenkkapsel.

Der von der vom Zentrum des Hüftkopfes ausgehenden Schenkelhalsachse und der Achse der Femurdiaphyse gebildete Winkel, wird als Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel, kurz CCD-Winkel bezeichnet. Er beträgt beim Neugeborenen etwa 150° und sinkt bis ins Erwachsenenalter auf einen Mittelwert von 126° ab. Bei einem CCD-Winkel größer als 138° spricht man von Coxa valga, bei einem Winkel kleiner als 120° von Coxa vara. Der CCD-Winkel hat einen wesentlichen

Einfluß auf die Beanspruchung von Hüfte, Schenkelhals und Femurschaft. Wie unter anderem durch Pauwels gezeigt wurde, ist dieser Winkel von großer Bedeutung für die resultierende Druckkraft im Hüftgelenk und auch für die Biegebeanspruchung des Schenkelhalses. Ein sehr großer CCD-Winkel bewirkt demnach einen Anstieg der resultierenden Druckkraft und eine Abnahme der Biegebeanspruchung, während ein kleiner CCD-Winkel den umgekehrten Effekt zur Folge hat (Putz 1993).

Projiziert man beim Erwachsenen die Schenkelhalsachse auf eine gemeinsame Ebene mit der queren Kondylenachse, so erscheint die Schenkelhalsachse nach ventral gedreht. Diesen Winkel bezeichnet man als Antetorsionswinkel. Er wird je nach Autor für den Erwachsenen im Mittel zwischen 10° (DeLaMora 2002) über 12° (Frick 1992) bis hin zu 20° (Putz 1993) angegeben.

Bei Belastung des Femurs, werden die auftretenden Kräfte primär als Druckkräfte über den Gelenkknorpel auf ein trajektorieell ausgerichtetes Konstrukt von Spongiosabälkchen eingeleitet, dessen einzelne Elemente in erster Linie axial auf Zug bzw. Druck beansprucht werden (Elke 1992).

Pauwels hat mit seiner "Theorie der funktionellen Anpassung des Knochens" deutlich gemacht, dass die Ausrichtung dieser Spongiosabalken der Hauptbelastungsrichtung des Knochens entspricht. Diese Theorie basiert hauptsächlich auf Pauwels "Hypothese der kausalen Histogenese", nach der sich bei physiologischen Belastungsverhältnissen unter Druck- und Zugspannung über die chondrale bzw. die desmale Ossifikation letztendlich das "sekundäre Stützgewebe" Knochen entwickelt (Pauwels 1935, 1965).

Die ständige "funktionelle Anpassungsfähigkeit" wird aus heutiger Sicht einerseits durch den relativ schnell ablaufenden Vorgang des Ein- oder Ausbaus von Mineralsalzen in die Knochenmatrix ermöglicht, der eine kurzfristige Anpassung an geänderte Beanspruchungen gestattet. Andererseits wird bei längerem Andauern einer geänderten mechanischen Situation Osteoid an- oder abgebaut (Kummer 1995).

Demnach scheinen Röntgendichte und Architektur der Spongiosa Richtung und Grösse der lokalen Belastungen wiederzuspiegeln.

Zum genaueren Verständnis der Spongiosastruktur am Schenkelhals, scheint es zweckmäßig, die biomechanischen Verhältnisse am Schenkelhals genauer zu betrachten.

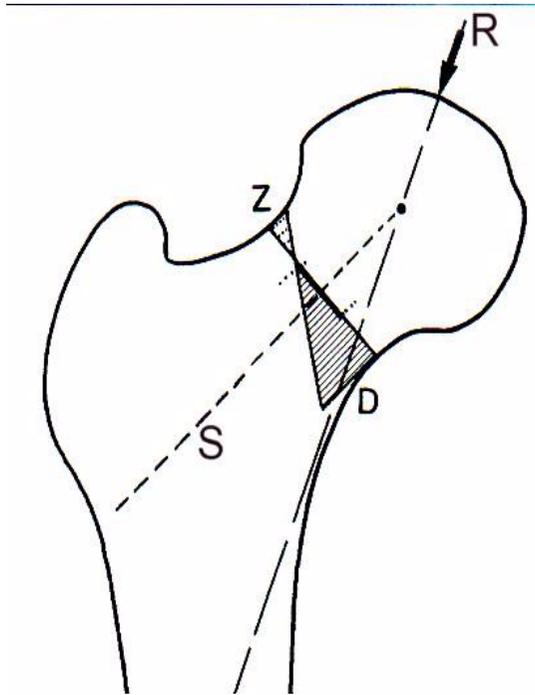


Abbildung 1-6: Mechanische Belastung des Schenkelhalses im Einbeinstand (modifiziert nach Kummer 2005 und Pauwels 1973). Die Hüftgelenksresultierende (R) wirkt nach Pauwels (1973) beim Einbeinstand 16° abweichend von der Vertikalen von medial in Richtung Kopfzentrum. Durch die Abweichung von der Schenkelhalsachse (S) resultieren Hebelwirkungen, welche lateral-kranial eine Zugbelastung (Z) und medialseitig eine Druckbelastung (D) bewirken. Der Schenkelhals wird also durch die resultierende Druckkraft (R) auf Biegung beansprucht.

Im Folgenden soll nun der Verlauf der Haupttrabekelgruppen am proximalen Femur dargestellt werden:

Genauere Angaben zum Verlauf der Trabekel sind z.B. bei Singh (1970) und Garbe (1998) zu finden. Demnach gibt es im wesentlichen 5 bedeutsame Trabekelgruppen am proximalen Femur. Singh folgerte den Trabekelverlauf aus Röntgenaufnahmen osteoporotischer Knochen. Die Trabekel werden aufgrund ihrer höheren Knochendichte bei Osteoporose weniger schnell ausgedünnt und sind somit deutlicher zu erkennen. Garbe verfeinerte die Angaben über den genauen Trabekelverlauf durch C-Bogen-Aufnahmen und computertomographische Untersuchungen.

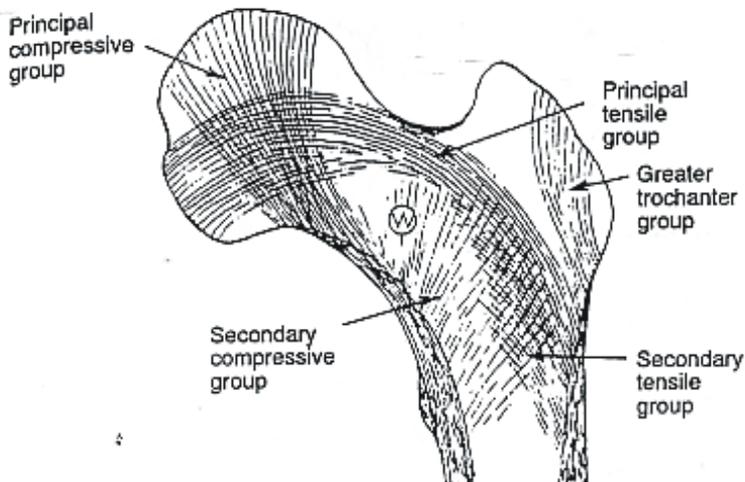


Abbildung 1-7: Darstellung der fünf klassischen Trabekelgruppen nach Singh (1970); Erläuterung im Text.

Der horizontale Zugtrabekel, bei Singh *Principal tensile group* genannt, zieht in der Frontalebene von der lateralen Femurkortikalis aus unter dem Oberrand des Schenkelhalses durch das Hüftkopfbereich bis zur unteren medialen Hüftkopfkalotte. In der Horizontalen zeigt sich der Trabekel nach ventral konvex.

Der aufsteigende Trabekel, bei Singh *Principal compressive group*, bietet in der Frontalebene das Bild eines am medialen Femurschaft entspringenden nach cranial fächerförmig gespreizten Trabekelbündels. Bei der Betrachtung von fronto-medial zeigt sich eine Zweiteilung dieses Trabekels. Eine ventrale Trabekelgruppe zieht vom Adamsbogen aus ventral im Schenkelhals nach oben in den anterolateralen Hüftkopf. Eine dorsale Trabekelgruppe entwickelt sich aus der Basis des Trochanter minors geradewegs nach cranial in die höchste Stelle des Hüftkopfes (Garbe 1998).

Der Traktustrabekel, *Secondary compressive group* nach Singh, beschreibt einen vom distalen Adamsbogen nach lateral Richtung Trochanter major ziehenden Bogen.

Die letztgenannte Trabekelgruppe wird im lateralen Bereich teilweise von der *Secondary tensile group* durchflochten.

Eine weitere trabekuläre Verdichtung findet sich am Trochanter major und wird bei Singh entsprechen als *Greater trochanter group* bezeichnet.

Weiterhin stellte sich heraus, dass es am Hüftkopf im Bereich der ehemaligen Epiphysenfuge zu einer deutlichen Verdichtung der trabekulären Strukturen kommt. Diese Trabekel strahlen fächerförmig bis unter die Kortikalis des artikulierenden Teils des Hüftkopfes und scheinen entsprechend senkrecht zu ihrer Belastung ausgerichtet. Dadurch scheint eine optimale Kraftübertragung und -einleitung aus dem hydraulisch gelagerten Hüftgelenk möglich (Elke 1992).

Zwischen *Principal compressive*, *Principal tensile* und *Secondary tensile group* liegt das an Knochensubstanz deutlich ärmere sogenannte Wardsche Dreieck.

1.4.2 Weichteilanatomie

Die Hüftkapsel ist eine kräftige ligamentäre Struktur. Sie entspringt am Acetabulum sowie dem Ligamentum transversum acetabuli, strahlt von dort zum Schenkelhals aus und umschließt diesen. Die anterioren Anteile der Kapsel sind an der Linea intertrochanterica und der Basis des Trochanter major verankert, die posterioren Anteile dagegen im mittleren Bereich des Schenkelhalses. Somit liegt der komplette anteriore, sowie die proximale Hälfte des posterioren Schenkelhalses intrakapsulär (Frick 1992).

In die Gelenkkapsel strahlen drei starke Bänder ein, die die Stabilität und die Bewegungsmöglichkeiten im Hüftgelenk maßgeblich beeinflussen.

Das *Ligamentum iliofemorale* zieht von der Spina iliaca anterior inferior an der Vorderseite des Hüftgelenks fächerförmig zur Linea intertrochanterica. Das Band lässt nur eine geringe Retroversion im Hüftgelenk zu und verhindert ein Absinken des Beines im aufrechten Stand. Bei genauerem Betrachten fällt eine Zweiteilung des Bandes in eine Pars transversa und eine Pars descendens auf. Die Pars transversa hemmt zusätzlich die Außenrotation und Adduktion im Hüftgelenk, während sich die Pars descendens der Innenrotation entgegensezt.

Das am oberen Schambeinast entspringende *Ligamentum pubofemorale*, strahlt zum Teil in die Pars descendens des Ligamentum iliofemorale ein, hat aber auch Fasern zur Linea intertrochanterica am Femur. Es hemmt die übermäßige Abduktion, Außenrotation und Retroversion im Hüftgelenk.

Das an der Rückseite des Hüftgelenks vom Os pubis schraubenförmig zur Fossa intertrochanterica verlaufende *Ligamentum ischiofemorale* stellt sich der Innenrotation und der Retroversion entgegen.

Alle drei Bänder strahlen zusätzlich mit Fasern in die Hüftkapsel ein. Dadurch wird ein den Schenkelhals an seiner dünnsten Stelle umschließender stabilisierender Faserring, die Zona orbicularis gebildet. Diese Zona orbicularis verhindert ein Austreten des Hüftkopfes aus der Pfanne (Frick 1992).

1.4.3 Anatomie der Gefäße

Beim Erwachsenen wird nur noch ein kleiner gelenknaher subchondraler Teil des Femurkopfes durch die Arteria ligamentum capitis femoris versorgt.

Die lateralen und medialen Äste der Arteria circumflexa femoralis, bilden einen extrakapsulär verlaufenden Gefäßring, welcher den Großteil der arteriellen Blutversorgung des Femurkopfes sicherstellt. Von diesem Ring aus strahlen Gefäße in einen intrakapsulär verlaufenden Gefäßring.

Diese Gefäße können bei Frakturen am Schenkelhals besonders durch Dislokation der Frakturfragmente reißen. Der Blutfluß im inneren Gefäßring kann bei Frakturen zusätzlich durch den Druck eines intrakapsulären Hämatoms gestört werden.

Dadurch wird deutlich, wie sehr der Femurkopf bei Frakturen am Schenkelhals von einer Nekrose bedroht ist (Frick 1992).

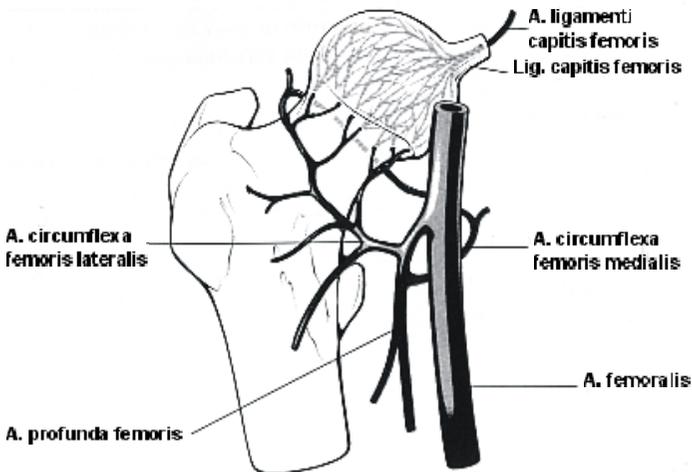


Abbildung 1-8: Darstellung der Gefäßversorgung am Collum und Caput femoris (nach Henne-Bruns, 2001).

2 Material und Methode

2.1 Methode

2.1.1 Einführung

In vielen technischen Bereichen ist es bei der Erarbeitung von Konstruktionskriterien, der Evaluation von Prototypen und der Optimierung von Bauteilen notwendig, die bei Belastung entstehenden Spannungen am Testobjekt zu analysieren. Hierdurch können beispielsweise Sollbruchstellen oder wenig belastete Areale am Objekt lokalisiert und das Konstruktionsdesign entsprechend modifiziert werden. Neben mathematischen-theoretischen Methoden, wie beispielsweise der Finite-Elemente Methode, stellt die *PhotoStress[®]-Methode* als spannungsoptisches Oberflächenschichtverfahren ein Instrument der experimentellen Spannungsanalyse dar.

Als spannungsoptisches Oberflächenschichtverfahren erlaubt diese Methode ein ganzflächiges Sichtbarmachen der Dehnungsverteilung an der Oberfläche eines Originalobjektes als qualitative Information. Darüberhinaus ermöglicht die *PhotoStress[®]-Methode* eine quantitative Messung der Dehnungsgröße sowie der Dehnungsrichtung an jedem beliebigen Punkt des Testobjektes.

2.1.2 Physikalische Grundlagen des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens

2.1.2.1 Polarisation des Lichtes.

Licht kann physikalisch betrachtet als elektromagnetische Strahlung beschrieben werden, welche ein ganzes Spektrum verschiedener Schwingungen unterschiedlicher Frequenzen und Wellenlängen enthält (Wellentheorie nach Maxwell 1871, zitiert nach Gerthsen 1986). Das für das menschliche Auge wahrnehmbare Spektrum umfasst eine Wellenlänge zwischen 400 und 800 nm.

Die Lichtwelle ist charakterisiert durch ihre Fortpflanzungsgeschwindigkeit c , ihre Frequenz f und ihre Wellenlänge λ , welche in folgender Relation zueinander stehen:

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

Elektromagnetische Wellen schwingen transversal zu ihrer Ausbreitungsrichtung. Somit stehen der magnetische und der elektrische Feldvektor immer senkrecht zum Ausbreitungsvektor der Lichtwelle.

Im natürlichem Licht, z.B. dem einer Glühlampe, schwingt der Feldvektor in all-

len Richtungen des Raumes senkrecht zur Fortpflanzungsrichtung; dieses Licht ist unpolarisiert.

Durch Reflexion oder Brechung des unpolarisierten Lichtes können bestimmte Schwingungsbereiche unterdrückt werden.

Wird ein Polarisationsfilter in den Strahlengang einer Lichtquelle gebracht, so läßt dieser Filter nur denjenigen Wellenzug durch, dessen Schwingungsebene mit der Polarisationssebene des Filters übereinstimmt. Den Filter verlässt ein Lichtstrahl, der nur noch eine Schwingungsebene besitzt. Diese Licht kann nun als *linear-* oder *planpolarisiert* bezeichnet werden.

Eine Polarisationsvorrichtung besteht in einem einfachen Fall aus zwei Polarisationsfiltern. Das erste Filter P (=Polarisator) polarisiert das Licht, läßt also nur die Schwingungen einer Ebene passieren, das zweite Filter A (Analysator) dient zum Nachweis dieser Schwingungsebene. Steht die Achse des Analysators senkrecht auf der des Polarisators so kommt es zur völligen Lichtauslöschung, d.h. es dringt kein Licht durch den Analysator (Föppl 1972).

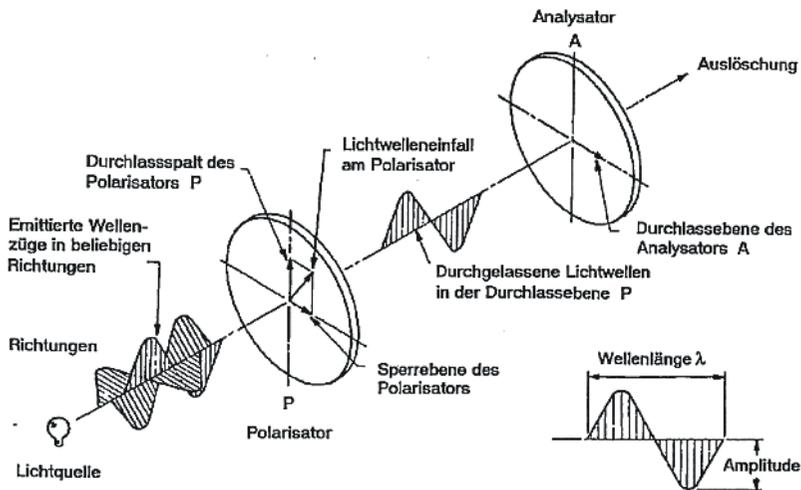


Abbildung 2-1: Polarisation des Lichtes und Nachweis der Schwingungsebene des polarisierten Lichtstrahl durch Auslöschung im Analysator.

2.1.2.2 Doppelbrechung und Anisotropie.

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

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

beschreibt den Zusammenhang zwischen c und v und 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. In diesen doppelbrechenden Medien wird das einfallende Licht in zwei zueinander senkrecht stehende polarisierte Strahlen aufgespalten. Diese breiten sich mit unterschiedlicher Geschwindigkeit aus. Es kommt zur Phasenverschiebung mit Änderung der Polarisationsrichtung, welche beim Durchtritt des Lichtstrahls durch einen Analysator quantifiziert werden kann. Der Brechungsindex kann nun als eine Funktion der Stellung der Schwingungsebene eines Lichtstrahls zur Fortpflanzungsachse beschrieben werden. Solche Kristalle werden als optisch anisotrop bezeichnet.

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 das grundlegende Prinzip des spannungsoptischen Meßverfahrens dar.

2.1.2.3 Planpolariskopie:

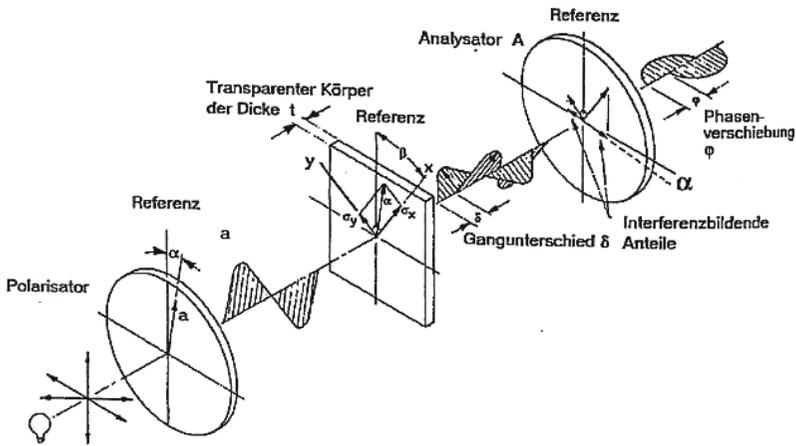


Abbildung 2-2: Prinzip der Planpolariskopie am Beispiel des Lichtdurchgangs durch ein belastetes Objekt.

Passiert ein Strahl polarisierten Lichtes a einen transparenten nach den o.g. Vorgaben anisotropen Körper der Dicke t , in dem X und Y die Hauptdehnungsrichtungen 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.

Die Dehnungsgrößen in X - und Y Richtung sind ϵ_x und ϵ_y , die Lichtgeschwindigkeit der entsprechenden Strahlen v_x und v_y . Die Zeit, welche die Strahlen zum Zurücklegen der Dicke t benötigen ist t / v .

Da ein Strahl dem anderen naheilt, ergibt sich der Gangunterschied δ :

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

Die Materialeigenschaften können durch den Dehnungsoptische Koeffizient K beschrieben werden. Nach dem Gesetz nach Brewster ist die relative Änderung des Brechungsindex proportional zur Differenz der Hauptdehnungen. Unter Einbeziehung von K ergibt sich folgende Beziehung:

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

Fasst man die Gleichungen (3) und (4) zusammen, ergibt sich die Hauptgleichung der Spannungsoptik:

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

Beim Durchstrahlen des anisotropen Objektes 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. Abb 2.2; Planpolariskop). Die Lichtintensität I kann also wie folgt beschrieben werden:

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

Herrscht im getesteten Objekt eine Hauptdehnungsdifferenz von $(\varepsilon_x - \varepsilon_y) = 0$, 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:

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

Faßt man alle Konstanten zu einer Konstante f zusammen, so ist es zur Bestimmung der Hauptdehnungsdifferenz an einem bestimmten Punkt nur erforderlich, die Isochromatenordnung N an diesem Punkt zu bestimmen (Measurements Group 1989).

2.1.2.4 Reflexions- und Zirkularpolariskopie:

Mit der oben beschriebenen Planpolariskopie sind nur lichtdurchgängige Testobjekte zu testen. Für eine Testung von lichtundurchlässigen Objekten ist eine Weiterentwicklung dieser Methode erforderlich: die *Reflexionspolariskopie*.

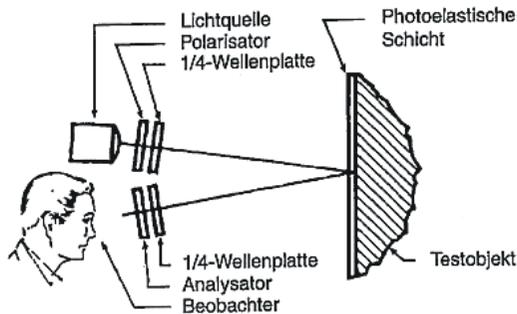


Abbildung 2-3: Prinzip der Reflexionspolariskopie.

Durch Aufkleben einer photoelastischen Kunststoffschicht auf das Originalobjekt mittels eines reflektierenden Aluminiumklebers werden die einfallenden, an der optisch aktiven Kunststoffschicht gebrochenen Lichtwellen in die Gegenrichtung reflektiert. Unter diesen Bedingungen müssen sich Polarisator und Analysator auf der gleichen Seite des Testobjektes befinden. Die oben beschriebene Versuchsanordnung der Planpolariskopie muß also zusammengeklappt werden.

Das einfallende Licht durchläuft die Kunststoffschicht zweimal. Demnach ergibt sich in Analogie zur Formel (5) für das Reflexionspolariskop folgende Beziehung:

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

Bei der Reflexionspolariskopie kommt ein Zirkularpolariskop zum Einsatz, es wird also mit zirkularpolarisiertem Licht gearbeitet.

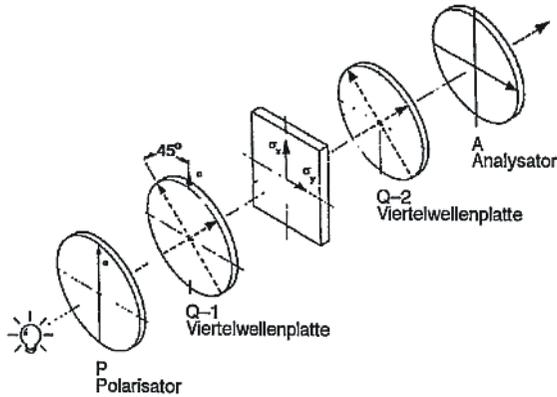


Abbildung 2-4: Prinzip des Zirkularisationspolariskops.

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. 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 Isoklinen vermieden werden können. Isoklinen 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):

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

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 $\delta = 0$, $\delta = 1\lambda$, $\delta = 2\lambda$, $\delta = 3\lambda\dots$ 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. 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).

2.1.3 Praktische Vorgehensweise bei der spannungsoptischen Messung

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 beschreiben, 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 Reflexionspolariskopie (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 (Dunkelfeldmodus) sind:

$N = 1$ (= erstes Auftreten der Farbe purpur, vgl. Tabelle Isochromaten)

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

$t = 2$ 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 photoela-

stischen Schicht, f errechnet sich zu $1440\mu\text{m}/\text{m}$

somit ergibt sich:

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

$[\mu\varepsilon]$ = microstrain.

Es herrscht also überall dort, wo die Farbe purpur zum ersten mal erscheint ($N = 1$), eine Hauptdehnungsdifferenz (= maximale Scherspannung) von $1440\mu\varepsilon$.

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). In den vorliegenden Teststreifen wird im Dunkelfeldmodus gearbeitet, d.h. mit gekreuzten Polarisationsfiltern. Dadurch bleibt für den Betrachter außer den Spannungsbedingten Farbmustern kein anderes, störendes Licht sichtbar.

Farbe	Isochromatenordnung N	Dehnung [$\mu\text{m}/\text{m}$]
schwarz	0	0
grau	0,3	432
weiß	0,5	720
blassgelb	0,6	864
orange	0,8	1152
tiefrot	0,9	1296
purpur	1,0	1440
dunkelblau	1,1	1584
blaugrün	1,2	1728
grüngelb	1,4	2016
orange	1,6	2304
rosarot	1,8	2592
purpur	2,0	2880
grün	2,4	3456
grüngelb	2,5	3600
rot	2,7	3888
rot-grün	3,0	4320
gelb	3,5	5040
rosa-grün	4	5760
usw.	usw.	usw.

Tabelle 2-1. Veranschaulichung der Beziehung zwischen den bei den spannungsoptischen Messreihen auftretenden Isochromatenlinien und ihrer entsprechenden Hauptdehnungsdifferenz im Dunkelfeldmodus (Schichtdicke: 2mm; dehnungsoptischer Wert der Schicht: 1440 $\mu\text{m}/\text{m}$).

Ingenieure und Konstrukteure arbeiten bevorzugt mit dem Begriff Spannung.

Die genannten Gleichungen können unter Verwendung des Hooke' schen Gesetzes umgeformt werden und so 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 als *Dehnung* bezeichnet werden, umgangssprachlich auch *Kraftfluss*, *Stress* oder *Belastung* genannt. Im physikalischen Sinn handelt es sich bei den Meßergebnissen dieser Arbeit jedoch immer um Angaben der Hauptdehnungsdifferenz.

2.1.3.1 Kalibrierung der Methodik mit dem Biegebalkenexperiment:

Die Gültigkeit der berechneten Werte der Tabelle 2-1 für die in dieser Arbeit gewählten Versuchsbedingungen kann durch ein Biegebalkenexperiment nachgewiesen werden.

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 Schraubzwinde befestigt, so daß er einige Zentimeter übersteht (vgl. Abb. Biegebalken TN 702). Am überstehenden Ende wird durch ein Bohrloch hindurch ein Gewicht angebracht, welches zu einer Biegespannung an der Oberfläche des Metallstreifens führt. Diese Biegung führt 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.

$$\varepsilon = 6 \cdot F \cdot l (1 + \nu) / E \cdot b \cdot h^2 \text{ [mm/mm]} \text{ (12) (Schöpfer 1989)}$$

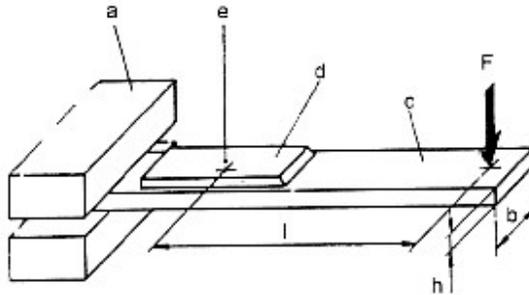


Abbildung 2-5: Biegebalken;

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

$F =$ Gewichtskraft [N]

$\nu =$ Querkontraktionszahl des Testobjektes

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

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

$b =$ Breite [mm]

$h =$ Dicke [mm]

Stimmen nun die beobachtete Isochromatenordnung N am Ort e (zusammen mit der aus Tabelle 2-1 bestimmten Dehnung), sowie die nach Formel 12 für den Ort e berechnete Dehnung überein, so ist die Gültigkeit der Werte aus Tabelle 2-1 für die eigenen gewählten Versuchsbedingungen erwiesen.

In den hier durchgeführten Biegebalkenexperimenten zeigte sich eine weitgehende Übereinstimmung.

2.2 Material

2.2.1 Anfertigung einer photoelastischen Schicht

Zur Durchführung der spannungsoptischen Versuche wird das folgende Material verwendet (Fa. Vishay):

Reflexionspolariskop der Serie 030 mit Lichtquelle 220/24 V, Polarisator und Analysatoreinheit, Stativ mit Universalplattform, heizbare Gießplatte, Gießrahmen (Silikon), Photoelastic Releasing Agent, Mineralöl, Neutra-Sol-Lösung, Spannungsoptisches Gießharz PL-1 mit Härter PLH-1, Klebstoff PC-1 mit Härter PCH-1.

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 mittels eines Silikonrahmens wird die gewünschte Schichtdicke von 2 mm erreicht.

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 aufgeförmert werden. Das Testobjekt, hier humanes Leichenfemur, muß zuvor von allen Weichteilen befreit und mit Azeton entfettet werden, so daß das Relief der Knochenoberfläche nicht durch Weichteile verfälscht wird.

Um die aufmodellierte spannungsoptische Schicht nach vollständiger Aushärtung ohne Probleme entfernen zu können, muß das Femur mit einem speziellen Mineralöl benetzt werden.

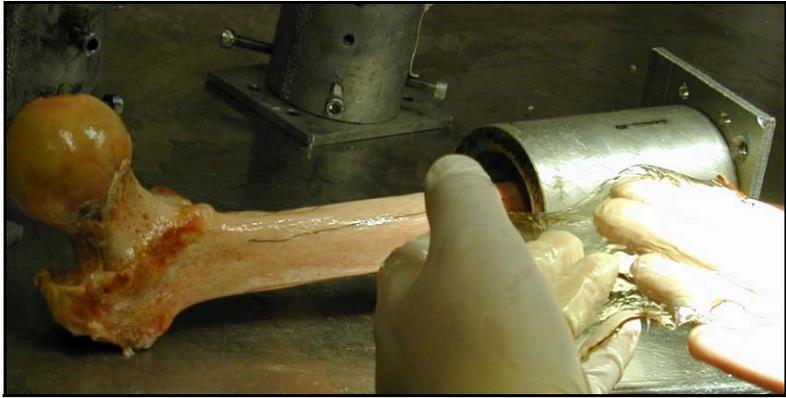


Abbildung 2-6: Aufbringen der Beschichtung auf den weichteilfreien, mit Azeton gereinigten und mit Mineralöl eingeschmierten Femur.

Nach etwa 24 Stunden können die ausgehärteten Schichten - es werden je eine mediale und eine laterale Halbschale erzeugt - abgenommen und weiterverarbeitet werden. Nicht auf Knochen aufliegende oder überstehende Randbezirke können nun mit einer Laubsäge entfernt und die Ränder zugeschliffen werden (90° Randwinkel). Um die Transparenz der Schicht beizubehalten, wird die äußere Oberfläche durch Aufkleben eines Klebebandes 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. 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).



Abbildung 2-7: Aufbringen des Aluminiumklebers auf die Harzschalen. Diese werden anschließend auf die abermals mit Azeton gereinigten Femora aufgebracht.

2.2.2 Auswahl, Entnahme und Lagerung der Femora

Insgesamt werden in unserer Versuchsreihe 4 Femur-Paare im Seitenvergleich untersucht. Für die Versuche werden jeweils beide Femora eines Spenders spätestens 24h postmortem entnommen (Gerichtsmedizinisches Institut der LMU-München, Vorstand Prof. Eisenmenger)

Als Altersgrenze wird bei Frauen das 50. Lebensjahr, bei Männern das 65. Lebensjahr festgesetzt, um eine Beeinflussung der Daten durch den postmenopausalen beziehungsweise altersbedingten Schwund an Knochenmasse möglichst gering zu halten.

Ein weiteres Ausschlusskriterien sind OP-Narben an Hüfte und Oberschenkel, sowie äußerlich auffallende Asymmetrien an Wirbelsäule, Becken und unterer Extremität der Spender.

Es werden AP-Röntgenbilder der Knochen angefertigt. Der Vergleich der Rönt-

genaufnahmen bestätigt eine gute spiegelbildliche Übereinstimmung innerhalb der entsprechenden Paare. Ferner konnten größere Pathologien und Defekte, wie Tumore und Metastasen ausgeschlossen werden.

Es werden nur Präparate mit einem CCD-Winkel zwischen 120° und 138° in die Auswahl genommen, wobei innerhalb eines Paares der Winkelunterschied kleiner 1° sein muß.

Die entnommenen Knochen wurden umgehend nach Entnahme bis zur Testung bei -17°Celsius gelagert.

2.2.3 Vorbereitung der Femora

Um einen guten Halt der spannungsoptischen Schicht sicherzustellen, müssen die zu beschichtenden Stellen des Knochens vollständig von Weichteilen gesäubert werden. Hierbei wurde sorgfältig darauf geachtet, die Kortikalis nicht zu beschädigen.

Zum korrekten späteren Eintopfen muß der Antetorsions-Winkel mittels eines Winkelmessers bestimmt werden.

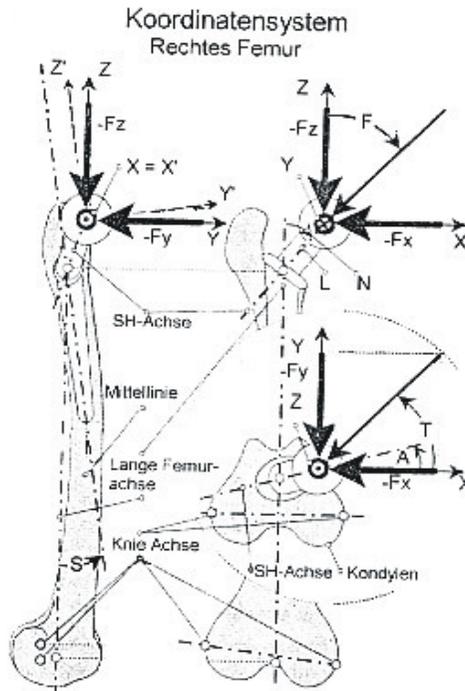


Abbildung 2-8: Koordinatensystem am rechten Hüftgelenk (nach Bergmann 1993).

Die lange Femurachse $+z$ zeigt nach kranial, die Achse $+x$ nach medial und die Achse $+y$ nach anterior. Die Kraftkomponenten $-Fx$, $-Fy$, $-Fz$ wirken in der umgekehrten Richtung. 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 , x' , y' und z' sind entsprechend an der Prothesenachse ausgerichtet

Bergmann hat für seine Untersuchungen ein Koordinatensystem am Femur erstellt. Er definiert die Lange Femurachse Z als Verbindungslinie des Kreuzungspunktes der entsprechend der Femuranteversion gekrümmten Femurmittellinie mit der Schenkelhalsachse und der interkondylären Notch am distalen Femurende. Die Kniegelenksachse erhält man, indem man die Zentren der in der seitlichen Ansicht durch die dorsalen Anteile der Femurkondylen gebildeten

Halbkreise verbindet. Die lange Femurachse und die Kniegelenksachse definieren die Frontalebene (Bergmann 1993).

Entsprechend dieser Vorgaben wird die Knie-Achse mittels eines Kirschnerdrahtes festgelegt. Zu dieser wird parallel ein zweiter Kirschnerdraht durch die interkondyläre Notch so eingebracht, dass er gerade die kniegelenksnahe Kortikalis der Notch durchbohrt. Ein weiterer Draht wird im 90°-Winkel in der Horizontallebene zum letztgenannten Draht positioniert. Nun werden mittels einer gespannten Schnur die lange Femur-Achse Z und ihre Parallelen an der medialen und lateralen Femurkortikalis eingezeichnet.



Abbildung 2-9: Achsezeichnung am freipräpariertem Femur; Erklärung im Haupttext

Nun wird der Knochen distal um ein Drittel gekürzt und mit Palacos-Knochenzement eingetopft. Hierbei stehen die eingezeichneten Achsen senkrecht zum Topfboden, der Antetorsions-Winkel wird berücksichtigt.

Beim Eintopfen hat es sich als sinnvoll erwiesen, die Stellschrauben des Topfes mit einzuzementieren, ohne dass diese aber den Knochen berühren. Dadurch wird verhindert, dass sich bei den Versuchen der Zementblock vom Topfrand löst, das Präparat im Topf verdreht und dadurch der Antetorsions-Winkel verändert wird. Dies würde nach Unterlegen der entsprechenden Winkelplatten die Richtung des einfallenden Kraftvektors bei Belastung verändern.

2.2.4 Osteotomie und Osteosynthese

2.2.4.1 Osteotomie und Verschraubung:

Es soll eine mediale Schenkelhalsfraktur mit steilem Frakturwinkel zur Horizontalen simuliert werden

Osteotomiewinkel und Erzeugung einer standardisierten Osteotomie

In den Experimenten wird die Fraktureinteilung nach Pauwels verwendet.

Es wird eine Osteotomie im Sinne einer steilen Pauwels-III-Fraktur mit einem Frakturwinkel von 70° zur Horizontalen gewählt. Dieser Frakturtyp stellt den instabilsten seiner Art dar, da sein Verlauf spitzwinkelig zum Kraftverlauf ist und somit eine hohe Gefahr der Fragmentverschiebung in sich birgt.

Um eine reproduzierbare mediale Schenkelhalsfraktur zu schaffen, wurde die Osteotomielinie stets am Übergang des medialen zum mittleren Drittel des Schenkelhalses erzeugt.



Abbildung 2-10: Einzeichnen des Osteotomiewinkels (70°)

Die Osteotomie wird mittels einer oszillierenden Säge erzeugt.

Die Schrauben werden in den noch nicht frakturierten Knochen bis zu ca. 0,5cm Schraubenkopf-Kortikalis-Abstand eingebracht (Mizrahi 1980). Nun wird mit dem Sägen der Fraktur begonnen. Dabei wird jeweils eine Schraube wieder einige Zentimeter herausgedreht, um die Säge passieren zu lassen. Danach werden die Schrauben wieder in die vorherige Position gebracht. Ist auf diese Art

schließlich eine vollständige Osteotomie hergestellt, werden die Schrauben endgültig festgezogen.

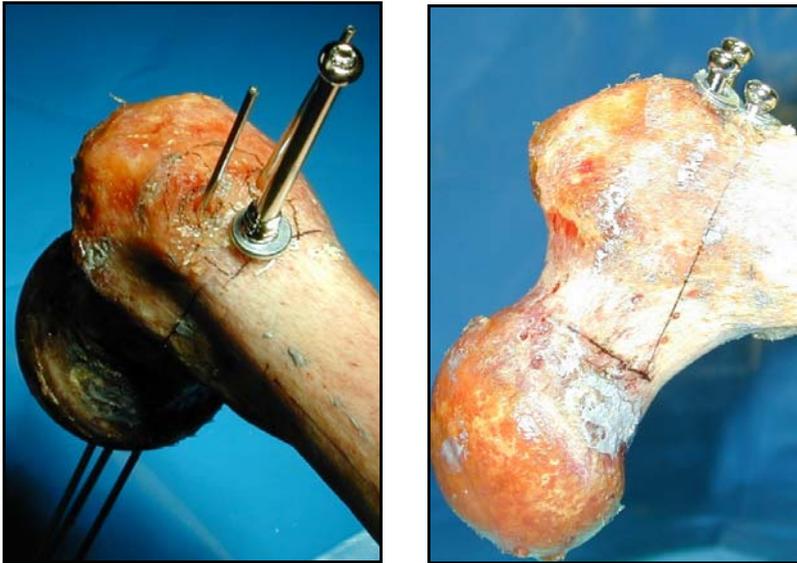


Abbildung 2-11: Einbringen der Schrauben mittels Kirschner-Drähten; Schraubenrichtung steht lotrecht zur Fraktur (eingezeichnet)

Konfiguration der Spongiaschrauben

Version 1:

„2-oben-1-unten-Version“ bei der die Schrauben parallel zueinander, lotrecht zum Frakturspalt und möglichst weit auseinander, bzw. lateral eingebracht werden. Die beiden oberen Schrauben kommen möglichst weit proximal am Trochanter major zum liegen, die untere Schraube möglichst calcarnah mittig, ohne aber mit dem Schraubenkopf unter das Niveau des Trochanter minor zu geraten.

Version 2:

„1-oben-2-unten-Version“ bei der die unteren beiden Schrauben möglichst calcarnah und möglichst weit auseinander (dorsal bzw. ventral) liegen und die dritte proximal davon so positioniert wird, das sie im superioren, zentralen Quadranten des Hüftkopfes zu liegen kommt. Analog wird eine parallele Lage der Schrauben zueinander und eine lotrechte Lage zum Frakturspalt beachtet.

2.2.5 Versuchsaufbau

Die Femora werden nach den Ergebnissen von Bergmann unter den Bedingungen der Steh-Phase während des Gehens entsprechend einer Geschwindigkeit von 2 km/h getestet, was einer typischen Belastung in der früh-postoperativen Phase entspricht. Laut Bergmann beträgt hier die Hüftkraftresultierende R 300% des Körpergewichts. Ihre Einfallrichtung auf das entsprechend der langen Femurachse und Antetorsionswinkel eingetopfte Femur ergibt sich aus dem Winkel $F = 25^\circ$ (Ausrichtung der Hüftkraftresultierenden R in der Frontalebene) und dem Winkel $T = 0^\circ$ (Ausrichtung der Hüftkraftresultierenden R in der Transversalebene) (Bergmann 1993).

Die Druckbelastung wurde mittels einer Universalprüfmaschine (Firma Zwick) im Biomechanischen Labor der Orthopädischen Klinik der LMU-München (Leitung Prof. Dr. Dipl. Ing. W. Plitz) durchgeführt.

Da in der Prüfvorrichtung nur senkrechter Druck ausgeübt werden konnte, werden die Femora mittels Unterlegen eines Winkelblechs entsprechend dem Winkel $F (=25^\circ)$ in den Prüfstand eingespannt.

Weiterhin werden in einer Versagenstestung die letzten verwertbaren Spannungsdaten vor dem Versagen einer Verschraubungsversion verglichen. Das Versagen einer Verschraubung wird definiert als Fraktur des getesteten Knochens, die Dislokation oder der Bruch einer Schraube (in den vorliegenden Versuchsreihen nicht vorgekommen) oder die Disklokation des Kopffragmentes um mehr als 10mm.

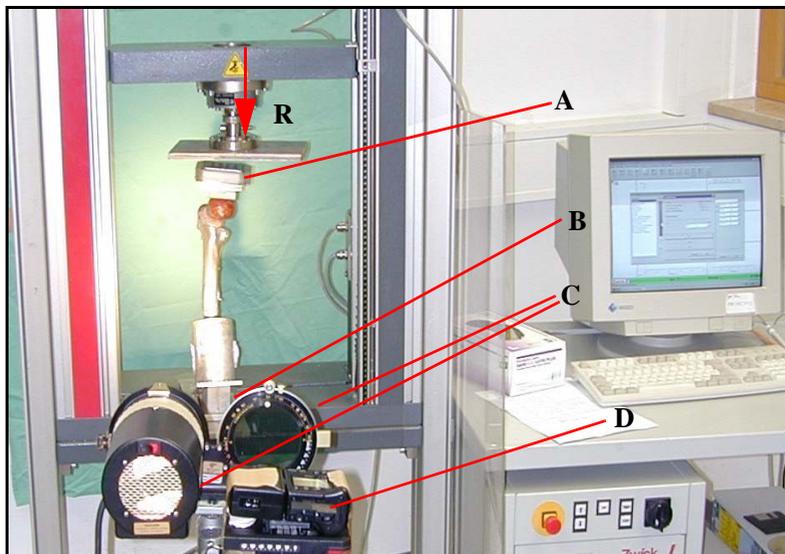


Abbildung 2-12: Prüfvorrichtung.

Versuchsaufbau: das eingetopfte und beschichtete Femur ist in die Prüfvorrichtung eingespannt. Das Winkelblech (B) dient zur Einstellung des Winkels F (25°) in der Frontalebene, die künstliche Hüftpfanne mit Rollplatte (A) verhindert unter Druckbelastung ein Verkeilen des Femurs. Die Kraft (R) wird senkrecht von oben eingeleitet. Die Messvorrichtung besteht aus dem Reflexionspolariskop 031(C) (Fa. Measurementsgroup) mit Lichtquelle, Polarisator und Analysator und einer Digitalkamera (D).

2.2.6 Testgruppen

Bei jedem Präparatepaar werden die jeweiligen Seiten durch Münzwurf zufällig je einer Verschraubungsversion zugeteilt.

2.2.7 Versuchsablauf und Auswertung

Die Tests werden in 2 Schritten ausgeführt:

1. Testung des nativen Femur.
2. Testung des standardisiert-osteotomierten Femur nach Stabilisierung mit einer der beiden Osteosynsetechniken.

2.2.7.1 Beobachtung der Isochromatenmuster unter Belastung.

Die pro Belastungsschritt auftretenden Isochromatenmuster beziehungsweise Dehnungsmaxima werden mittels Digitalkamera festgehalten und können somit nach Beendigung der Versuchsreihe am PC ausgewertet werden.

Die jeweiligen gemessenen Isochromatenordnungen N können so miteinander verglichen werden. Weiterhin werden die Verschiebung des Kopffragments am Bruchspalt, die Maximalbelastbarkeit sowie die Art und Weise des Versagens des Präparates dokumentiert.

In Vorversuchen werden 2 Paar Femora im nativen, sowie im osteotomierten und verschraubten Zustand belastet und von allen Seiten spannungsoptisch betrachtet. Diese Meßreihen ergeben neben einer Optimierung des Versuchsaufbaus und Ablaufes, dass wesentliche Kraftflüsse und Änderungen der Hauptdehnungsdifferenz nur an der Medialseite der Femora auftreten. Deshalb werden die Präparate in den folgenden Messreihen von medial betrachtet.

In die Präparate wird zunächst eine Kraft entsprechend 50% der Spenderkörpergewichts eingeleitet. Die Belastung wird dann schrittweise jeweils um den Ausgangsbetrag erhöht. In den Nativdurchgängen werden die Präparate maximal mit einer Kraft entsprechend 350% des Spenderkörpergewichts belastet, die osteotomierten und verschraubten Femora nach dem gleichen Schema bis zum Versagen getestet.

2.2.7.2 Beobachtung der Bewegung am Bruchspalt unter Belastung.

Während der stufenweisen Belastungstestreihen, wird neben den Isochromaten auch die direkte Auswirkung auf die Präparate beobachtet. Hierbei wird am Bruchspalt auf die Position des Kopffragmentes zum distalen Fragment geachtet. Unter Belastung ist bei allen osteotomierten und verschraubten Femora eine gewisse Bewegung des Kopffragmentes im Frakturspalt nach distal zu verzeichnen (Einstauchung). Der Betrag der Verschiebestrecke wird bei einer Belastung entsprechend 300% des Körpergewichts gemessen.

Ab einem bestimmten Betrag der eingeleiteten Kraft kommt es zu einem kontinuierlichen Abwärtsgleiten des Kopffragmentes; die Verschraubung ist nun nicht mehr stabil, das Kopffragment rutscht ab. Der Betrag der eingeleiteten Kraft, die diese Situation auslöst, sowie der Endzustand des Präparates werden ebenfalls aufgezeichnet.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der Spannungsoptischen Messreihen

3.1.1 Ergebnisse- Präparatepaar 1

3.1.1.1 Allgemeines:

Präparateangaben:

- Spenderalter: 60 Jahre
- Spendergeschlecht: männlich
- Spendergewicht: 81kg (entsprechend 795N)

Versuchsangaben:

- Version 1: linkes Femur
- Version 2: rechtes Femur
- Belastungswinkel (nach Bergmann 1993): $F= 25^\circ$; $T= 0^\circ$

3.1.1.2 Testung der Nativpräparate:

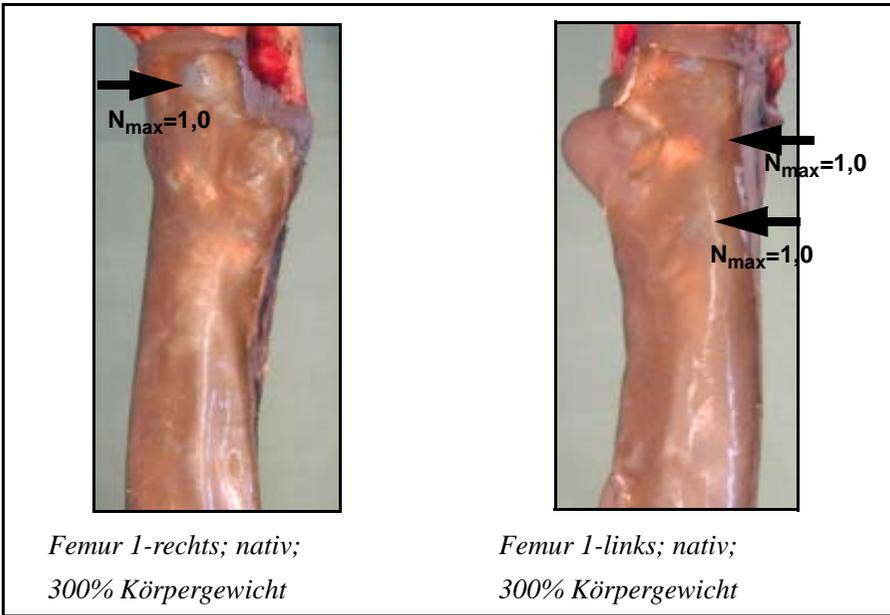


Abbildung 3-1: Gegenüberstellung des Femurpaares 1 im Nativzustand bei einer Belastung mit 300% des Körpergewichts; Ansicht von medial.

Beide Femora zeigen im Nativzustand ein Stressmaximum an der nach medial weisenden Basis des Trochanter minor von $N=0,6 - 0,8$, sowie ein Signal von $N=1,0$ am Calcar. Das Signal am oberen Schichtrand des linken nativen Femur ($N=1,2$) ist aufgrund seines sehr punkthaften Erscheinens und seiner Lage am Schichtrand als Artefakt zu betrachten. Beim linken Femur ist im Nativzustand am Calcar und am medialen Schaft unterhalb des Niveaus des Trochanter minors ein Signal der Ordnung $N=1,0$ festzustellen (s. Abb. 3-1).

3.1.1.3 Testung der osteotomierten und verschraubten Präparate:

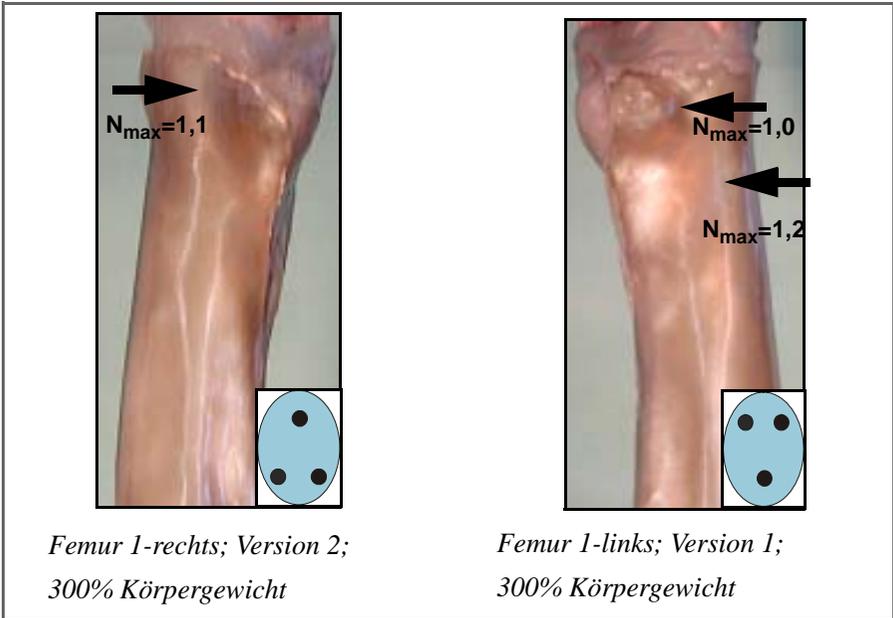


Abbildung 3-2: Gegenüberstellung des Femurpaares 1 im osteotomierten und verschraubten Zustand bei einer Belastung mit 300% des Körpergewichts; Ansicht von medial. Rechts unten am Bild ist jeweils ein schematischer Querschnitt des Schenkelhalses mit Darstellung der Konfiguration der Osteosyntheseschrauben angefügt.

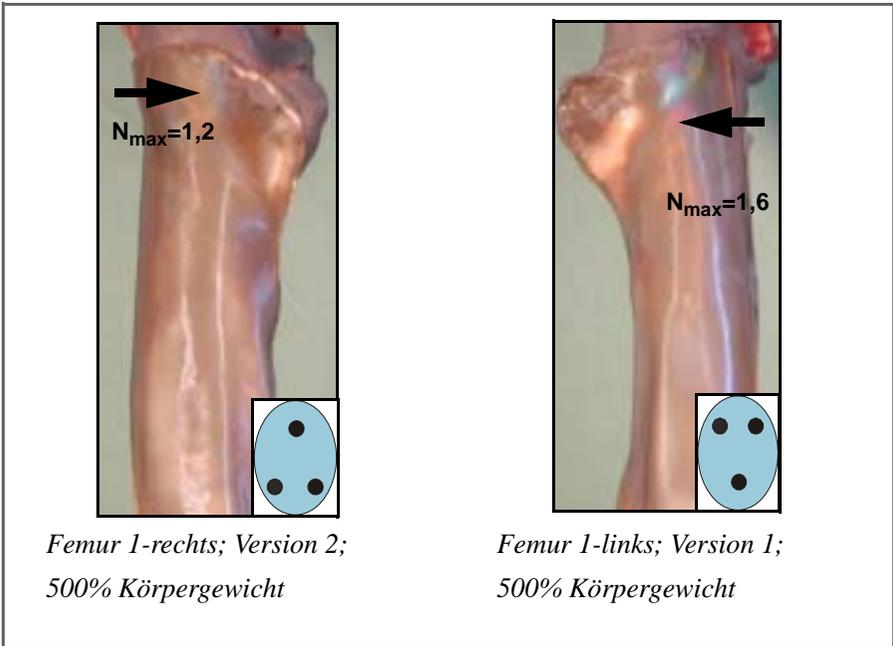


Abbildung 3-3: Gegenüberstellung des Femurpaares 1 im osteotomierten und verschraubten Zustand bei einer Belastung mit 500% des Körpergewichts (=Maximalbelastung); Ansicht von medial. Rechts unten am Bild ist jeweils ein schematischer Querschnitt des Schenkelhalses mit Darstellung der Konfiguration der Osteosyntheseschrauben angefügt.

Bei einer Belastung mit 300% des Körpergewichts, hat sich beim nach Version 2 versorgten rechten Femur das Signal am Calcar deutlich verbreitert und auf eine Ordnung von $N= 1,1$ verstärkt. Beim nach Version 1 versorgten linken Femur zeigt sich am Calcar ein Signal der Ordnung auf $N= 1,2$. Weiterhin erscheint am nach Version 1 versorgten linken Femur medial des Trochanter minor ein Signal der Intensität 1,0 (s. Abb 3-2).

Bei Belastung mit 500% des Körpergewichts tritt am nach Version 2 versorgten rechten Femur ein breites Signal der Ordnung $N= 1,2$ auf.

Bei gleicher Belastungsstärke zeigt die Calcar-Region des nach Version 1 versorgten linken Femurs ein Signal der Ordnung $N= 1,6$ (s. Abb 3.3).

3.1.1.4 Zusammenfassung:

	rechtes Femur-nativ	linkes Femur-nativ
300% Körpergewicht	N= 1,0	N= 1,0
	rechtes Femur-Version 2	linkes Femur-Version 1
300% Körpergewicht	N= 1,1	N= 1,2
Maximalbelastung = 500% Körpergewicht	N= 1,2	N= 1,6

Tabelle 3-1. Maximale Isochromatenordnungen- Präparatepaar 1.

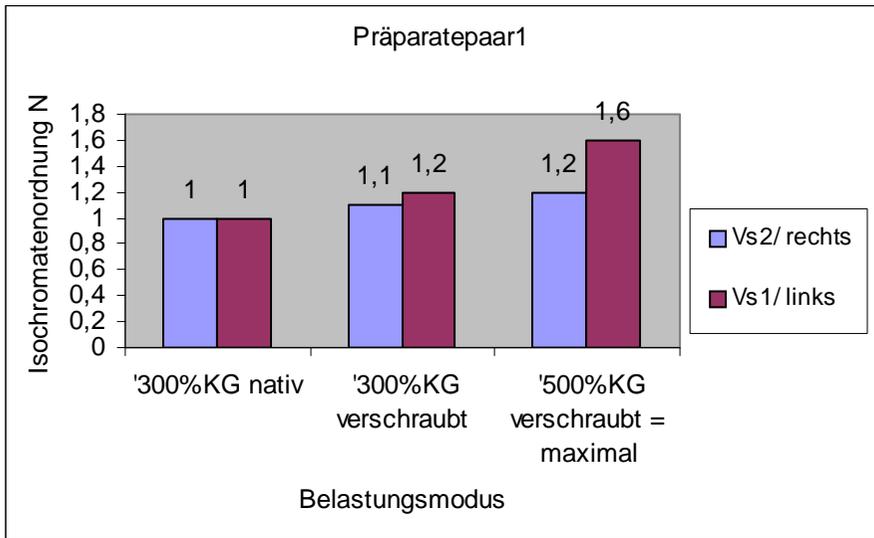


Tabelle 3-2. Graphische Darstellung der maximalen Isochromatenordnungen im Bereich des Calcar femoris- Präparatepaar 1.

3.1.2 Ergebnisse- Präparatepaar 2

3.1.2.1 Allgemeines:

Präparateangaben:

- Spenderalter: 54 Jahre
- Spendergeschlecht: männlich
- Spendergewicht: 72,4kg (entsprechend 710N)

Versuchsangaben:

- Version 1: rechtes Femur
- Version 2: linkes Femur
- Belastungswinkel (nach Bergmann 1993): $F= 25^\circ$; $T= 0^\circ$

3.1.2.2 Testung der Nativpräparate:

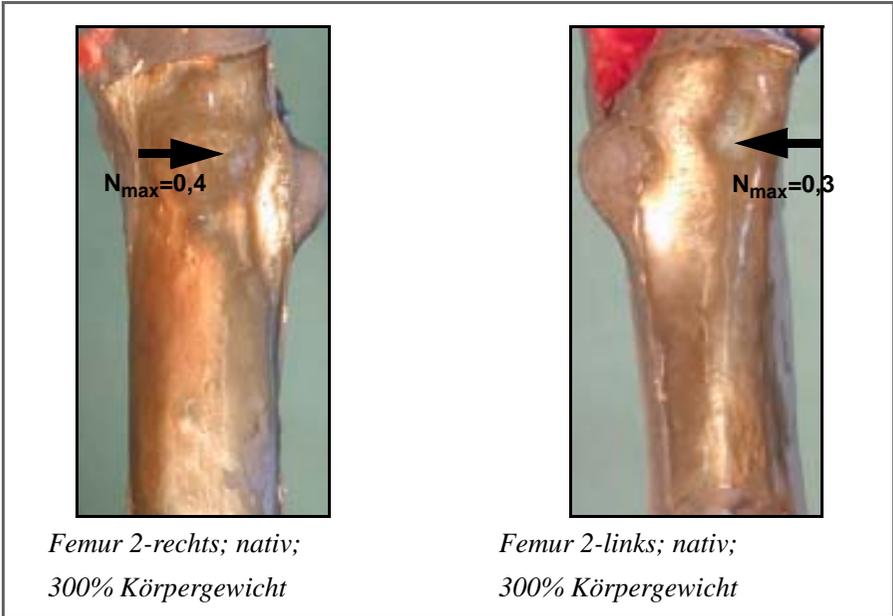


Abbildung 3-4: Gegenüberstellung des Femurpaares 2 im Nativzustand bei einer Belastung mit 300% des Körpergewichts; Ansicht von medial.

Das rechte Femur weist im Nativzustand bei einer Belastung mit dem dreifachen Körpergewicht ein Signal der Intensität $N = 0,4$ am Calcar medial des Trochanter minor auf.

Am linken Femur ist unter gleichen Bedingungen ein Signal der Intensität ($N = 0,3$) etwas weiter proximal als auf der Gegenseite am Calcar femoris festzustellen (s. Abb. 3-4).

3.1.2.3 Testung der osteotomierten und verschraubten Präparate.

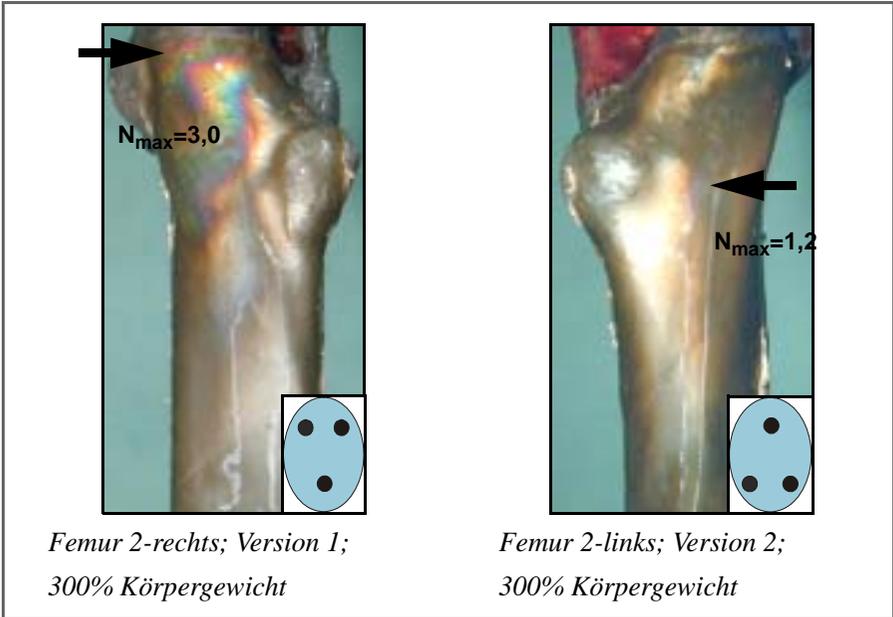


Abbildung 3-5: Gegenüberstellung des Femurpaares 2 im osteotomierten und verschraubten Zustand bei einer Belastung mit 300% des Körpergewichts; Ansicht von medial. Rechts unten ist jeweils ein schematischer Querschnitt des Schenkelhalses mit Darstellung der Konfiguration der Osteosyntheseschrauben angefügt.

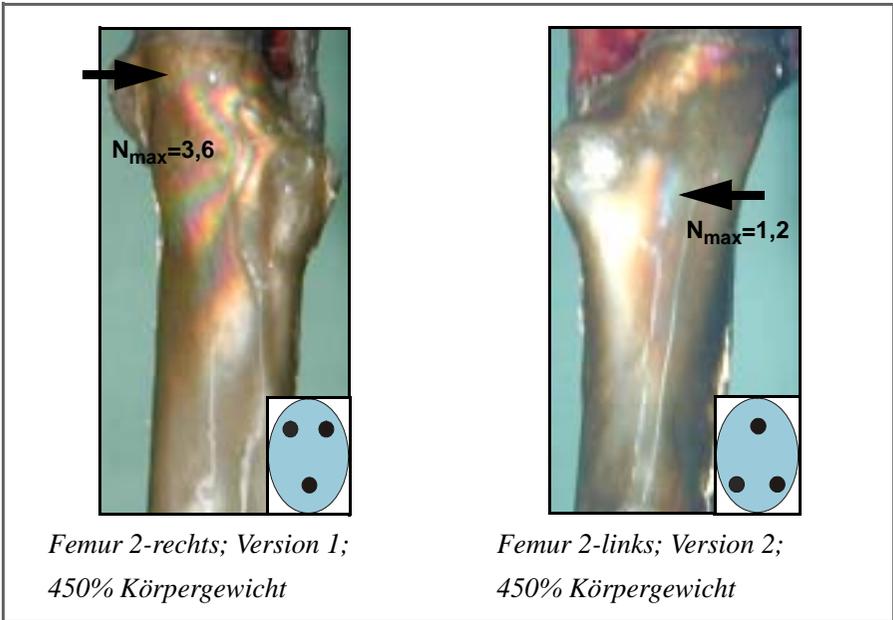


Abbildung 3-6: Gegenüberstellung des Femurpaares 2 im osteotomierten und verschraubten Zustand bei einer Belastung mit 450% des Körpergewichts (=Maximalbelastung); Ansicht von medial. Rechts unten ist jeweils ein schematischer Querschnitt des Schenkelhalses mit Darstellung der Konfiguration der Osteosyntheseschrauben angefügt.

Bei einer Belastung mit 300% des Körpergewichts ist bei dem nach Version 1 versorgten rechten Femur medial ein Signal zu erkennen. Die maximale Intensität liegt bei $N=3,0$.

Das nach Version 2 versorgte linke Femur weist am Calcar medial des Trochanter minors ein Signal der Intensität $N=1,2$ auf. Das deutliche Signal am oberen Schichtrand ist wegen seiner isolierten Lage am Schichtrand und fehlender Ausbreitungszunahme als Artefakt zu beurteilen (s. Abb. 3-5).

Bei Belastung des rechten Femurs mit 450% des Körpergewichts hat die Isochromatenordnung weiter zugenommen. Am proximal-ventralen Rand der Schicht erreichen die Isochromaten die Ordnung $N=3,6$.

Am linken Femur hat das Signal der Intensität $N=1,2$ im Vergleich zur Belastung mit dem 3fachen Körpergewicht an Fläche zugenommen (s. Abb. 3-6).

3.1.2.4 Zusammenfassung:

	rechtes Femur-nativ	linkes Femur-nativ
300% Körpergewicht	N= 0,4	N= 0,3
	rechtes Femur-Version 1	linkes Femur-Version 2
300% Körpergewicht	N=3,0	N= 1,2
Maximalbelastung = 450% Körpergewicht	N= 3,6	N= 1,2

Tabelle 3-3. Maximale Isochromatenordnungen- Präparatepaar 2.

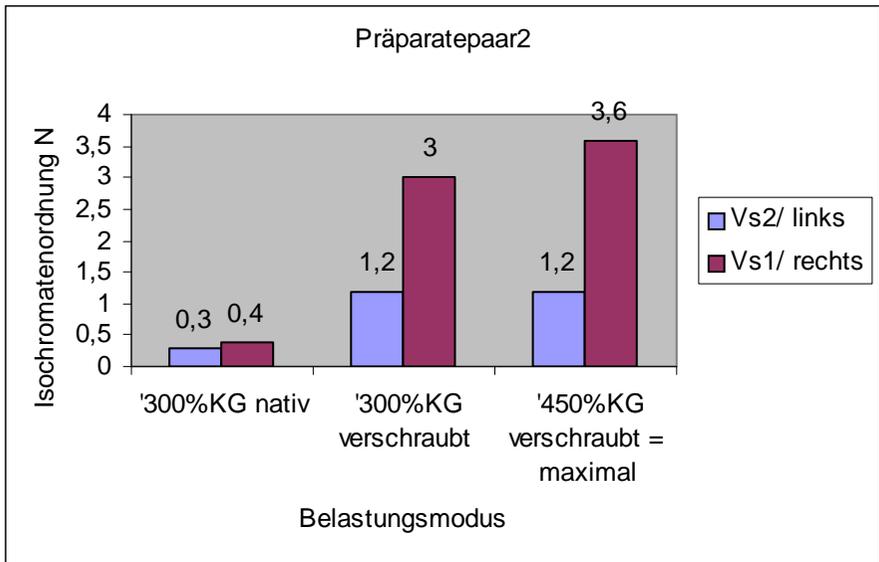


Tabelle 3-4. Graphische Darstellung der maximalen Isochromatenordnungen- Präparatepaar 2.

3.1.3 Ergebnisse- Präparatepaar 3

3.1.3.1 Allgemeines:

Präparateangaben:

- Spenderalter: 63 Jahre
- Spendergeschlecht: männlich
- Spendergewicht: 68,5kg (entsprechend 672N)

Versuchsangaben:

- Version 1: linkes Femur
- Version 2: rechtes Femur
- Belastungswinkel (nach Bergmann 1993): $F= 25^\circ$; $T= 0^\circ$

3.1.3.2 Testung der Nativpräparate:

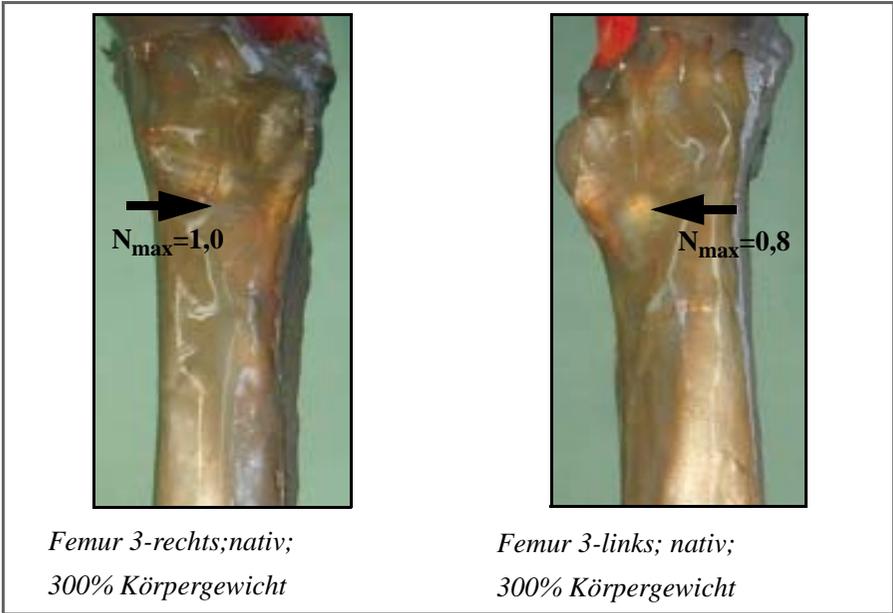


Abbildung 3-7: Gegenüberstellung des Femurpaares 3 im Nativzustand bei einer Belastung mit 300% des Körpergewichts; Ansicht von medial.

Am rechten Femur lässt sich medial unterhalb des Niveaus des Trochanter minors ein Signal der Intensität $N=1,0$ identifizieren.

Das linke Femur weist medial des Trochanter minor ein Signal der Intensität $N=0,8$ auf (s. Abb. 3-7).

3.1.3.3 Testung der osteotomierten und versorgten Präparate.

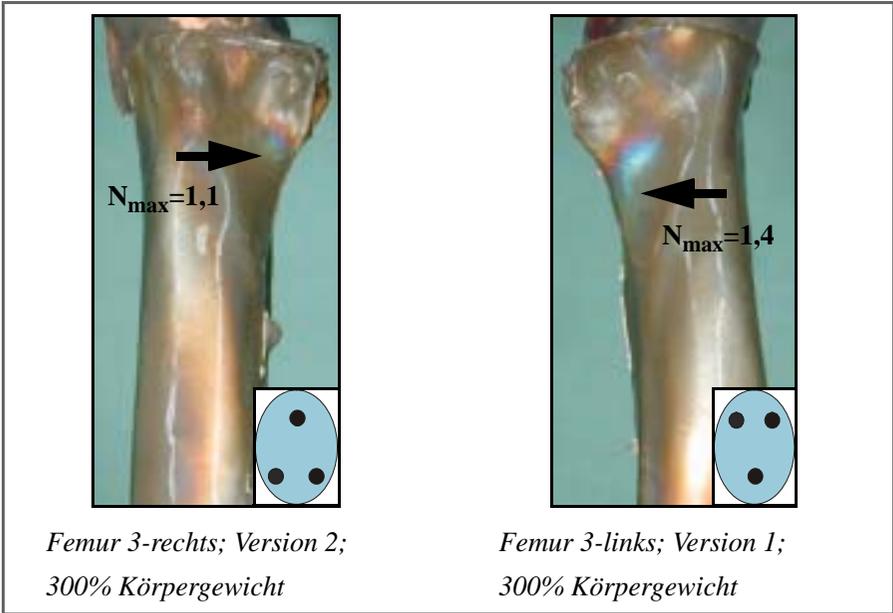


Abbildung 3-8: Gegenüberstellung des Femurpaares 3 im osteotomierten und verschraubten Zustand bei einer Belastung mit 300% des Körpergewichts; Ansicht von medial. Rechts unten ist jeweils ein schematischer Querschnitt des Schenkelhalses mit Darstellung der Konfiguration der Osteosyntheseschrauben angefügt.

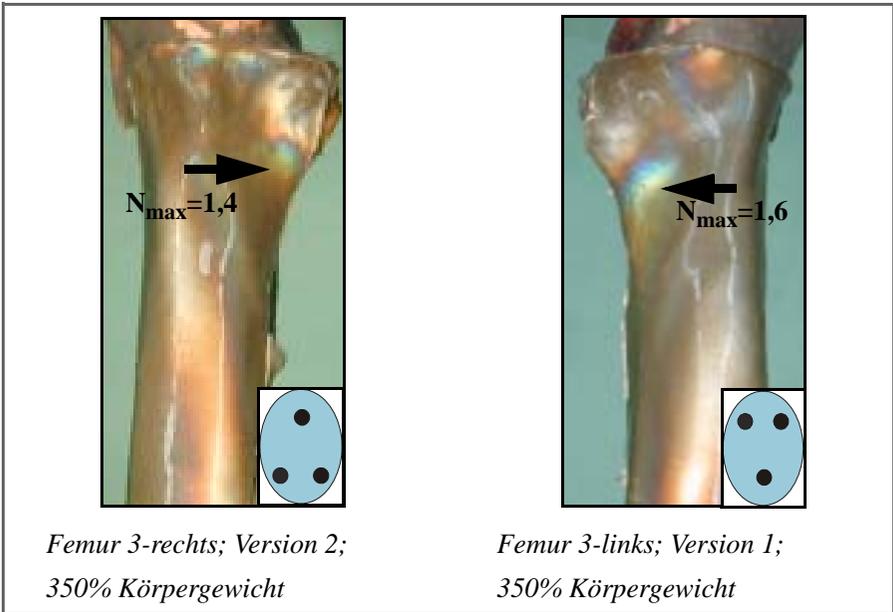


Abbildung 3-9: Gegenüberstellung des Femurpaares 3 im osteotomierten und verschraubten Zustand bei einer Belastung mit 350% des Körpergewichts (=Maximalbelastung); Ansicht von medial. Rechts unten ist jeweils ein schematischer Querschnitt des Schenkelhalses mit Darstellung der Konfiguration der Osteosyntheseschrauben angefügt.

Bei einer Belastung mit 300% des Körpergewichts weist das nach Version 2 versorgte rechte Femur ein Signal der Intensität $N= 1,1$ am Calcaneus auf.

Am linken, nach Version 1 versorgten Femur findet sich medial des Trochanter minor ein Signal der Intensität $N= 1,4$ (s. Abb. 3.8).

Bei Belastung mit 350% des Körpergewichts, ist am rechten Femur (Version 2) in den schon oben erwähnten Arealen eine Intensitätszunahme auf $N= 1,4$ zu verzeichnen.

Das linke Femur (Version 1) weist nun am Trochanter minor ein Spannungsmaximum von $N= 1,6$ auf (s. Abb 3.9).

3.1.3.4 Zusammenfassung:

	rechtes Femur-nativ	linkes Femur-nativ
300% Körpergewicht	N= 1,0	N= 0,8
	rechtes Femur-Version 2	linkes Femur-Version 1
300% Körpergewicht	N= 1,1	N= 1,4
Maximalbelastung = 350% Körpergewicht	N= 1,4	N= 1,6

Tabelle 3-5. Maximale Isochrmatenordnungen Präparatepaar 3.

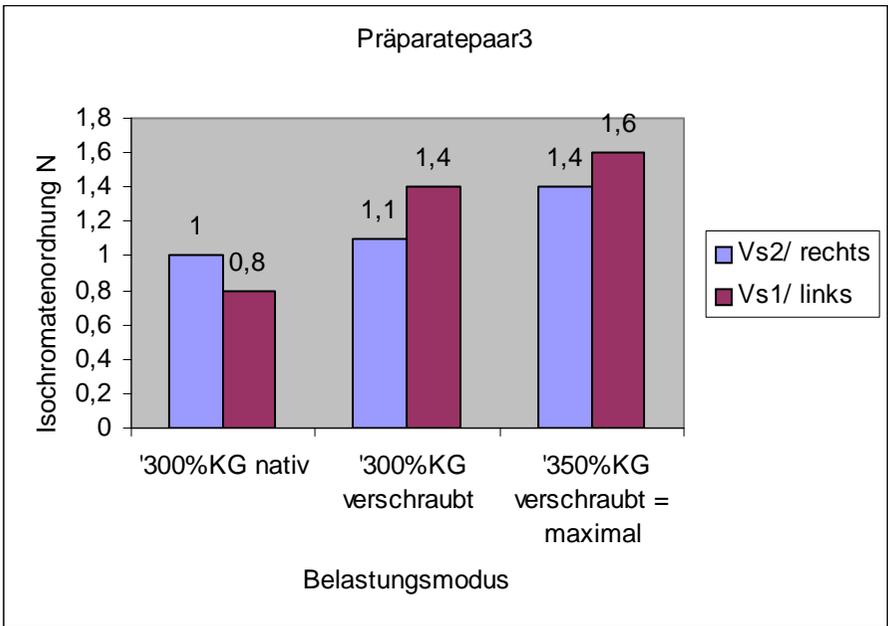


Tabelle 3-6. Graphische Darstellung der maximalen Isochromatenordnungen- Präparatepaar 3.

3.1.4 Ergebnisse- Femurpaar 4

3.1.4.1 Allgemeines:

Präparateangaben:

- Spenderalter: 45 Jahre
- Spendergeschlecht: weiblich
- Spendergewicht: 87kg (entsprechend 854N)

Versuchsangaben:

- Version 1: rechtes Femur
- Version 2: linkes Femur
- Belastungswinkel (nach Bergmann 1993): $F= 25^\circ$; $T= 0^\circ$

3.1.4.2 Testung der Nativpräparate:

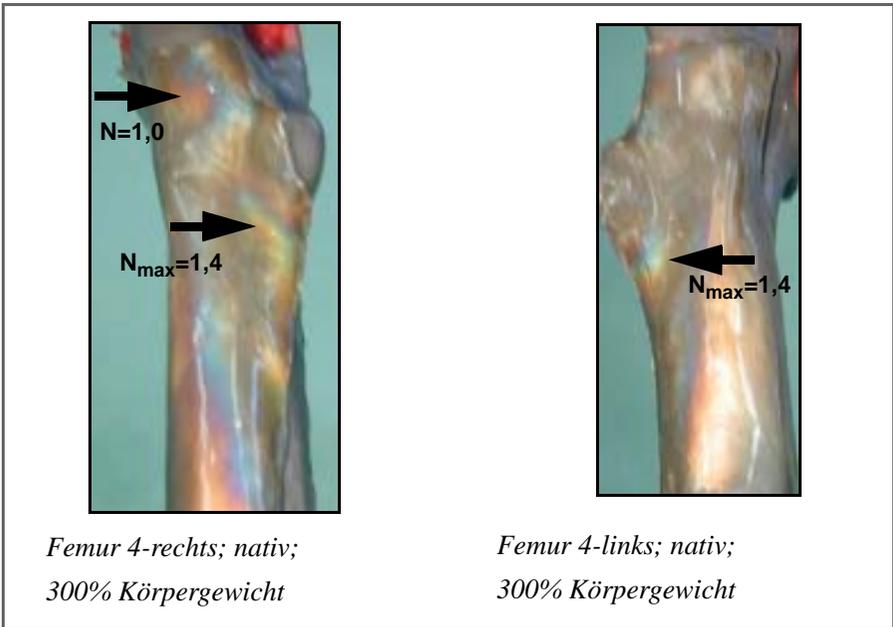


Abbildung 3-10: Gegenüberstellung des Femurpaares 4 im Nativzustand bei einer Belastung mit 300% des Körpergewichts; Ansicht von medial.

Das rechte Femur weist Spannungsmaxima unter dem Trochanter minor ($N=1,4$) und weiter proximal am Calcar ($N=1,0$) auf.

Am linken Femur kann man ähnlich wie bei seinem rechten Pendant ein Maximum der Intensität $N=1,4$ unter dem Trochanter minor erkennen (s. Abb. 3-10).

3.1.4.3 Testung der osteotomierten und verschraubten Präparate:

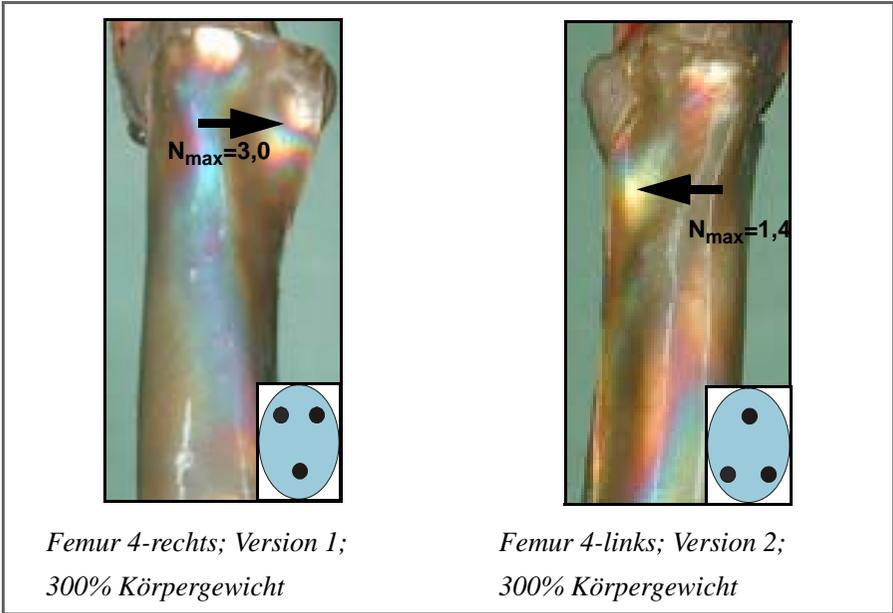


Abbildung 3-11: Gegenüberstellung des Femurpaares 4 im osteotomierten und verschraubten Zustand bei einer Belastung von 300% des Körpergewichts, Ansicht von medial. Rechts unten ist jeweils ein schematischer Querschnitt des Schenkelhalses mit Darstellung der Konfiguration der Osteosyntheseschrauben angefügt.

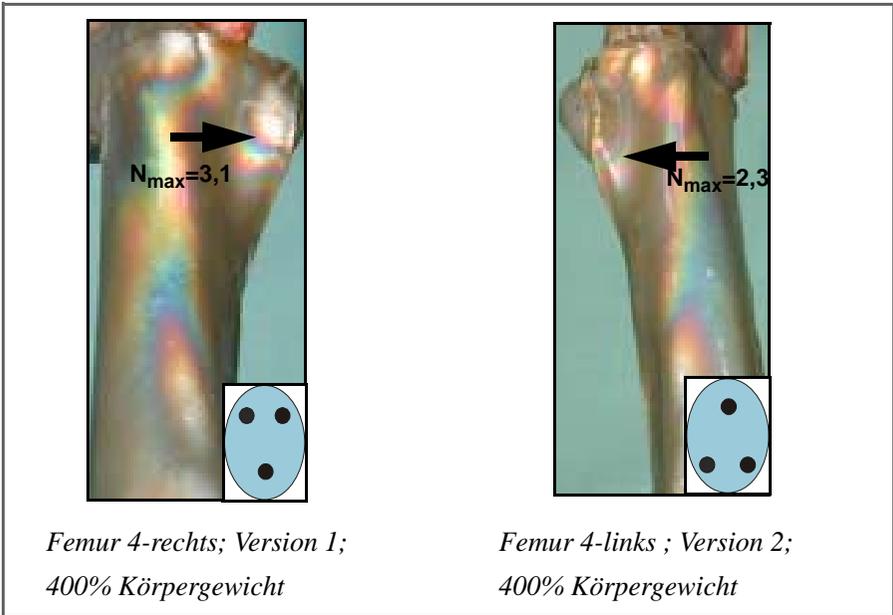


Abbildung 3-12: Gegenüberstellung des Femurpaares 4 im osteotomierten und verschraubten Zustand bei einer Belastung mit 400% des Körpergewichts (=Maximalbelastung); Ansicht von medial. Rechts unten ist jeweils ein schematischer Querschnitt des Schenkelhalses mit Darstellung der Konfiguration der Osteosyntheseschrauben angefügt.

Bei Belastung mit 300% des Körpergewichts zeigt sich am nach Version 1 versorgten rechten Femur ein Spannungsareal am Calcar mit der Maximalintensität von $N = 3,0$.

Bei dieser Testbelastung hat das nach Version 2 versorgte linke Femur am Calcar distal des Trochanter minors ein Spannungsareal mit der Maximalintensität $N = 1,4$ entwickelt (s. Abb. 3-11).

Bei Belastung mit 400% des Körpergewichts zeigt sich am rechten Femur (Version 1) ein unterhalb des Trochanter minor lokalisiertes Signal mit einer maximalen Intensität von $N = 3,1$.

Am linken Femur (Version 2) weist das subtrochantäre Signal die Isochromatenordnung $N = 2,3$ auf (s. Abb. 3-12)

3.1.4.4 Zusammenfassung:

	rechtes Femur-nativ	linkes Femur-nativ
300% Körpergewicht	N= 1,4	N= 1,4
	rechtes Femur-Version 1	linkes Femur-Version 2
300% Körpergewicht	N=3,0	N= 1,4
Maximalbelastung= 400% Körpergewicht	N= 3,1	N= 2,3

Tabelle 3-7. Maximale Isochromatenordnungen- Präparatepaar 4.

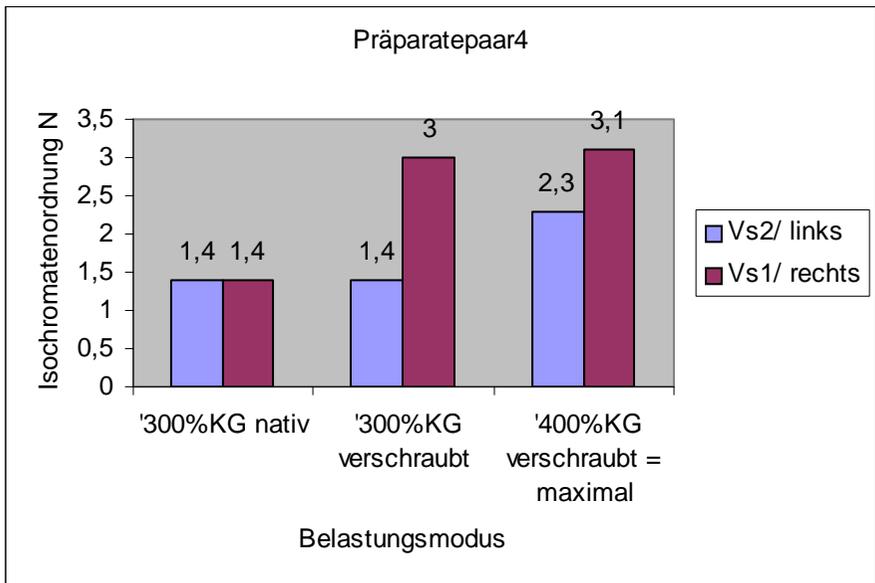


Tabelle 3-8. Graphische Darstellung der maximalen Isochromatenordnungen- Präparatepaar 4.

3.1.5 Präparateverhalten während der Messreihen

Präparat & Version	Einstauchung bei 300% Körpergewicht	Abrutschen des Kopfes bei	Endzustand
1 links Vs1	<1mm	800% Körpergewicht (6360N)	Kopf komplett abgerutscht
1 rechts Vs2	< 1mm	550% Körpergewicht (5167,7N)	Kopf komplett abgerutscht
2 links Vs2	5mm	450% Körpergewicht (3196N)	Fraktur am proximalen Schaft bei 500% Körpergewicht (3551N)
2 rechts Vs1	3mm	600% Körpergewicht (4953N)	Kopf komplett abgerutscht
3 links Vs1	< 1mm	500% Körpergewicht (3354N)	Kopf komplett abgerutscht
3 rechts Vs2	8 mm	400% Körpergewicht (2682N)	Kopf komplett abgerutscht
4 links Vs2	5 mm	500% Körpergewicht (4170N)	Kopf komplett abgerutscht
4 rechts Vs1	3 mm	kein Abrutschen des Kopfes	Fraktur am Zementrand bei 470% Körpergewicht (4000N)

Tabelle 3-9. Präparateverhalten während der Tests.

Bei den Präparatepaaren 2-4 weisen die nach Version 1 versorgten Präparate weisen in allen Testreihen bei einer Belastung entsprechend 300% des Körpergewichts dem Betrag nach weniger Verschiebung im Frakturspalt auf, als die nach Version

2 versorgten Femora.

Bei Steigerung der Belastung bis zum Versagen der Montage zeigt sich bei den Präparatepaaren 1-3 eine höhere maximale Belastbarkeit der Version 1 gegenüber der Version 2 (s. Tab. 3-9).

4 Diskussion

4.1 Diskussion Material

4.1.1 Auswahl der Präparate

Für die Versuche wurden ausschließlich frische, spätestens 4h postmortem entnommene, nichtmazerierte Leichenfemora verwendet.

Durch das o.g. Ausschlusskonzept (Spenderalter Männer < 65Jahre; Frauen < 50Jahre; Ausschluss OP-Narben an Hüfte und Oberschenkel; Ausschlußs deutlicher Rumpfassymmetrien; CCD Winkel $>120^\circ / <138^\circ$; CCD-Winkelunterschied innerhalb eines Paares $<1^\circ$; AP-Röntgenbild) wird angestrebt, das Präparatekollektiv möglichst homogen zu halten, bzw. osteoporotische Knochen auszuschließen.

Die strengen Vorgaben bei der Übereinstimmung der CCD-Winkel basieren auf den Ergebnissen von Heler, der für Variationen außerhalb der angeführten Grenzen große biomechanische Unterschiede nachweist (Heler 2001).

Beim Vergleich der Knochen-Materialeigenschaften innerhalb eines Femurpaares, scheint es trotz Abweichungen einzelner Stellen, keinen signifikanten Unterschied zu geben (Rohlmann 1980), womit der Seitenvergleich in unserem Experiment gerechtfertigt erscheint.

Die Femora werden direkt nach der Entnahme bei -18°C gelagert und erst zur Versuchsdurchführung langsam aufgetaut. Dies entspricht dem Vorgehen vieler Autoren. Mögliche Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften der Femora können so nach aktuellem Kenntnisstand minimiert werden.

4.2 Diskussion Methode

4.2.1 Spannungsoptik

Anwendungsbereiche der Spannungsoptik

Die Methoden der experimentellen Spannungsanalyse finden heutzutage v.a. in technischen Bereichen, wie dem Maschinenbau Anwendung. Sie dienen hier zur Gewinnung von Konstruktionskriterien, zur Verbesserung der Einsatzzuverlässigkeit von Konstruktionen und der Reduktion von Gewicht und Materialkosten. Mit dem spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahren können die Spannungsverteilung an der Oberfläche des Bauteils visualisiert, sowie die Richtung und Größe dieser Spannung an jedem beliebigen Punkt der Oberfläche eines Originalobjektes gemessen werden.

In der Medizin findet die Methode vor allem in der Analyse des Kraftflusses an Knochen und Gelenken, sowie zur Testung des Einflusses von Prothesen und Osteosynthesematerialien auf das Spannungsmuster Anwendung (z.B. Plitz 1993, Euler 1996, Huber 2000, Kreuz 2001).

Vorteile der Spannungsoptik

Die Spannungsoptik bietet die Möglichkeit zur dreidimensionalen flächigen Spannungsmessung an gekrümmten Objekten. Die gute Anpassungsfähigkeit der Messschicht an verschiedenste Objekte durch das langsame Auspolymerisieren des Harzes erlaubt die Untersuchung von Objekten mit komplexem Oberflächenreliefstrukturen, wie z.B. einem Knochen. Die gute Reproduzierbarkeit der Messwerte in Wiederholungsversuchen, die Fähigkeit zur Wiederholung der Belastungstestreihen am selben Objekt mit der selben Beschichtung und schließlich die einfache Speicherung der gewonnenen Ergebnisse durch Fotografie sind weitere Vorteile der Methode.

Die Spannungsoptik versetzt den Untersucher in die Lage, sofort auswertbare und äußerst anschauliche Daten aus den Messreihen zu gewinnen. Bei schrittweise ansteigender Belastung lassen sich sehr einfach die Entwicklung von Spannungsgradienten und Spannungsverteilung beobachten.

Nachteile der Spannungsoptik

Bei den Nachteilen sind zunächst der *Versteifungs-* und der *Dickeneffekt* zu nennen. Der *Versteifungseffekt* kommt dadurch zustande, dass die in den Messreihen der Oberfläche fest anhaftende Beschichtung einen stabilisierenden Effekt auf

das Testobjekt hat. Zur Vermeidung einseitiger Artefakte, wurde die Spannungsoptische Beschichtung zirkulär um den gesamten zu testenden Knochenumfang gelegt, die Testobjekte also somit von allen Seiten gleichermassen beeinflusst.

Der *Dickeneffekt* beschreibt die Beeinflussung der an der Schichtoberfläche gemessenen Dehnung aufgrund einer Formveränderung (Biegung) des Originalobjektes. Da die Messschicht mit der Innenseite fest mit der Oberfläche des Testobjektes verbunden ist kommt es bei einer Biegung des Testobjektes in Abhängigkeit von der Schichtdicke zu einer Zu- oder Abnahme der an der Oberfläche der Schicht gemessenen Dehnung.

Für die beiden genannten Effekte existieren für Objekte mit definierten Materialeigenschaften Korrekturfaktoren, die Materialeigenschaften des Knochens lassen sich aufgrund seines individuellen und ungleichmäßigen Baus nur grob abschätzen. Deshalb wird in dieser Arbeit auf die Wahl eines Korrekturfaktors verzichtet.

Weiterhin beeinflusst die *Differenz der Querdehnungszahlen* von Beschichtung und Objekt die Messreihen: Testobjekt und Beschichtung besitzen unterschiedliche Querdehnungszahlen. Während das Testobjekt auf die fest anhaftenden Innenseite der Beschichtung die Querdehnung aufprägt, wirkt an den freien Oberflächen der Beschichtung nur deren eigene Querdehnung. Dadurch kommt es vor allem an den Schichträndern zu Artefakten. Die Randbereiche sind somit nur eingeschränkt verwertbar.

Einen Einfluß auf die Materialeigenschaften von Knochen, Implantat und Beschichtung besitzt auch die *Umgebungstemperatur*. Diesbezügliche Artefakte wurden durch eine konstante Raumtemperatur (21°C +/- 1°C) bei den Testreihen weitgehend ausgeschlossen.

Weiterhin sind *anwenderabhängige Störgrößen* zu nennen.

Hierzu zählt einerseits der *schräge Lichteinfallswinkel*, da Polarisator und Analysator bei der Reflexionspolariskopie nicht in einer Linie, sondern in einem spitzen Winkel zueinander stehen. Dieser geringgradige schräge Lichteinfallswinkel beeinflusst die Messgenauigkeit jedoch lediglich mit einer Fehlerrate von unter 1%, solange der Winkel unter 5° bleibt. Der tatsächliche Lichteinfallswinkel kann in den Messreihen deutlich unter dieser Grenze gehalten werden, der entstehende Fehler ist somit zu vernachlässigen.

Die zweite anwenderabhängige Störgröße ist die *Veränderung der Schichtdicke* durch Druckausübung in der Anmodellierphase an das Testobjekt. Dieser Störfaktor ist nur durch ausreichende Übung und Vorsicht des Anwenders minimierbar.

Die aufgeführten Nachteile und Störeinflüsse summieren sich zu einem Gesamtfehler der Methode von 5 (Schöpf 1989) bis 10% (Euler 1996). Im Vergleich mit

den Fehlerraten anderer üblicher optischer Flächenverfahren rangiert die beschriebene Methode bezüglich des Gesamtmeßfehlers im Mittelfeld (Ficker 1989).

4.2.1.1 Wahl der spannungsoptischen Meßbedingungen:

Bei der Verwendung des Reflexionspolariskopes 031 (Fa. Vishay/ Measurements Group) sind einige Parameter vom Hersteller vorgegeben, andere für das jeweilige geplante Meßprojekt vom Anwender festzusetzen. Im folgenden wird die Auswahl der im Material und Methode Kapitel gewählten Bedingungen erläutert.

Wahl der geeigneten Harze

Es existieren eine Vielzahl von Gießharzen und Klebbeschichtungen für spannungsoptische Untersuchungen zur Verfügung.

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 wird ein Harz mit sehr ähnlichen Materialeigenschaften wie das Gießharz (maximale Dehnungskapazität 3-5%) benötigt. Aus diesem Grund wird das Klebharz PC-1 mit Härter PCH-1 verwendet.

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:

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

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

Zur richtigen Auswahl der Größenordnung von f gibt der Hersteller Hilfestel-

lung:

Die erwünschte Sensitivität berechnet sich wie folgt:

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

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 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 $1440 \mu\epsilon$. In der spannungsoptischen Praxis sind Schichtdicken von 0,7 - 3 mm üblich (Schöpf 1989).

4.2.2 Lasteinleitung:

Allgemeines:

Die experimentelle Lasteinleitung in das proximale Femur steht vor dem Problem, einer sehr komplexen in-vivo-Situation Rechnung tragen zu müssen. Diese setzt sich aus einer Vielzahl von Faktoren zusammen, wie z.B. knöcherner Anatomie, Gelenkknorpel, Gelenkbändern, Muskeln, sowie Art und Geschwindigkeit der Bewegung. In der Literatur liegen zu den in vivo- Bedingungen sehr heterogene Daten vor. Ein kurzer Überblick über die wichtigsten Arbeiten sei in den folgenden Absätzen gegeben.

Bewegungsausmaß im Hüftgelenk & Bewegungsumfang des Hüftgelenks beim Gehen in der Ebene:

In der Sagittalebene besitzt die gesunde Hüfte einen mittleren maximalen Bewegungsumfang von 140° Flexion bis 15° Extension, in der Frontalebene einen Bewegungsumfang von 30° Abduktion bis 25° Adduktion. Die Transversalebene weist eine maximale Außenrotation von 90° und eine Innenrotation von 70° auf (Nordin 1980).

Für die Entwicklung biomechanischer Testmodelle, welche die Belastungsbedingungen des Hüftgelenkes und des coxalen Femurendes während der normalen Gangphase widerspiegeln, ist anstelle des maximalen Bewegungsumfangs des Hüftgelenks vielmehr der unter realen Gangbedingungen benötigte Bewegungsumfang von Bedeutung.

Beim Gehen in der Ebene konnte Murray (1967) für die mittlere maximale Flexion in der späten Schwungphase Werte von 42°, zu Beginn der Standbeinphase des Gehens beim Aufsetzen der Ferse von 39° messen. Die größte mittlere Extension konnte gegen Ende der Standbeinphase mit 5° bestimmt werden.

Johnston und Smidt (1969) bestimmten in der Schwungphase eine maximale Abduktion von ca. 5° und eine Außenrotation von ca. 6°, die Standbeinphase durchläuft die Hüfte in leichter Adduktionsstellung (maximal ca. 2,5°) und einer maximalen Innenrotation von 4°.

Das Ausmaß des Bewegungsspielraums während des Gehens nimmt mit dem Alter ab.

Kräfte am Hüftgelenk - statische Betrachtung:

Die statische Betrachtung der am Hüftgelenk wirkenden Kräfte geht auf mathematische Berechnungen dieser Kräfte im Einbeinstand zurück.

Nordin und Frankel berechnen für den Einbeinstand eine resultierende Maximal-

kraft von 275% des Körpergewichts mit einer Richtung von 69° zur Horizontalen, Pauwels (1985) errechnet eine Spitzenbelastung der Hüfte im Gehen von 440% des Körpergewichts und eine Ausrichtung dieser Kraft in der Frontalebene von 27° und von 2° in der Transversalebene.

Kräfte am Hüftgelenk - dynamische Betrachtung:

Bei der dynamischen Betrachtung der wirkenden Kräfte am Hüftgelenk werden diese in Abhängigkeit von der Bewegung im Hüftgelenk während der Gangphasen analysiert.

Hierbei sind messtechnische Untersuchungen von rechnerischen Ansätzen zu unterscheiden. Alle Arbeiten kommen bzgl. der maximalen Hüftkraftresultierenden in der Standbeinphase des Gehens auf einen biphasischen Verlauf mit zwei Maxima. Das erste tritt zu Beginn der Standbeinphase des Gehens gleich nach Aufsetzen der Ferse auf, das zweite kurz vor dem Abheben des Ballens.

Bei den rechnerischen Ansätzen ergeben sich meist höhere Kräfte als in den messtechnischen Ansätzen.

Beispielsweise errechnete Paul (1967) die Gelenkresultierende während des Gehens mittels Daten aus einer Fuß-Kraftmessplatte und elektromyographischen Messungen: in der Standphase des Gehens liessen sich zwei Kraftgipfel messen. Der erste beträgt ca. 400% des Körpergewichtes (Männer), bzw. 250% des Körpergewichts (Frauen), der zweite ca. 700% des Körpergewichts (Männer), bzw. 400% des Körpergewichts (Frauen). Die Ausrichtung der Kraft beträgt in der Frontalebene 12,5- 21°, in der Transversalebene 7- 12°.

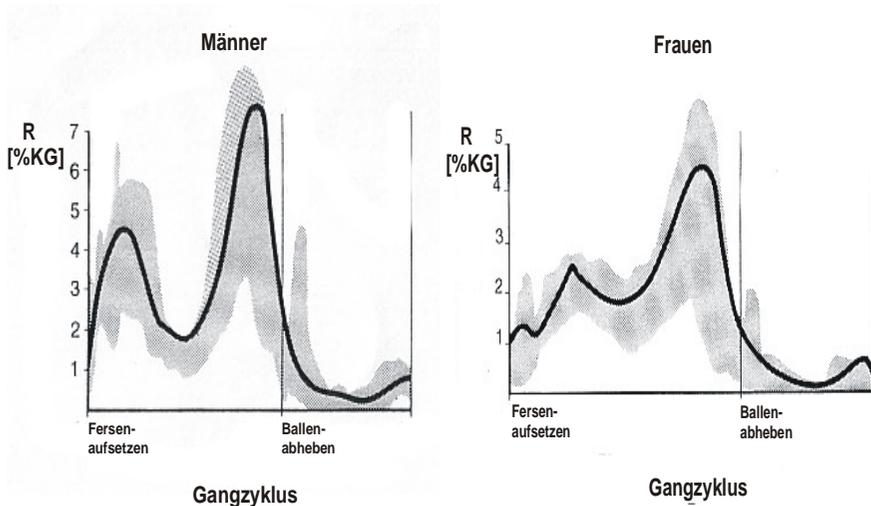


Abbildung 4-1: Betrag der Hüftkraftresultierenden beim Gehen in Relation zum Körpergewicht, dargestellt an einem Gangzyklus. Die schraffierten Flächen zeigen die Variationsbreite im Untersuchungskollektiv. Links: Männer; rechts: Frauen (nach Paul 1967)

Bei den messtechnischen Untersuchungen ergeben sich bei biphasischem Kraftverlauf stets zwei Maxima der Hüftkraftresultierenden, wobei das erste Maximum stets größer ist als das zweite.

Rydell nahm Messungen mittels einer instrumentierten Hüftkopfprothese an 2 Patienten vor. Nach seinen Ergebnissen steigen die Kräfte mit dem Gehtempo wegen der höheren Muskelkräfte. Auch er fand in seinen Untersuchungen einen 2-gipfligen Kraftkurvenverlauf. Bei Gehgeschwindigkeiten zwischen 3,2 und 9,0 km/h lag das erste Maximum der Hüftkraftresultierenden R zwischen 151 und 433% des Körpergewichts, das zweite Maximum zwischen 159 und 433%, ihre Ausrichtung in der Frontalebene beträgt 14- 21°, die in der Transversalebene 17- 38° (Rydell 1966).

English und Kortzar konnten in ihren Messungen teilweise nur einen eingipfligen Verlauf feststellen mit Maxima von 270, bzw. 310% des Körpergewichts (English 1979, Kortzar 1988).

Ebenfalls eine instrumentierte Hüftkopfprothese benutzte Davy (Davy 1988). Die Messungen wurden einen Monat postoperativ vorgenommen. Die maximale Hüftkraftresultierende im 2-Bein-Stand beträgt hiernach das einfache Körpergewicht, im 1-Bein-Stand 210% des Körpergewichts und in der Standbeinphase des

Gehens 260- 280% des Körpergewichts. Die Kraftwirkrichtung in der Frontalebene wird mit 6- 10°, die in der Transversalebene mit 23- 40° angegeben.

Frankel, Lygre und Milde nahmen zwischen 1970 und 1974 Messungen von Aktivitäten des alltäglichen Lebens durch eine instrumentierte Nagelplatte vor. Aus den Ergebnissen der Kräfte an der Platte konnte auf die realen Kräfte im Hüftgelenk geschlossen werden. Besonders hervorgehoben wurde die Tatsache, dass bei bettlägerigen oder pflegebedürftigen Patienten die auf die Hüfte wirkenden Kräfte im hohen Maße vom Einsatz von Hilfsmitteln, bzw. der Art der Unterstützung durch die Pflegekräfte abhängig sind (Frankel 1979, Lygre 1970, Milde 1974).

In dieser Arbeit geschieht die Krafteinleitung auf das coxale Femurende in Anlehnung an die Ergebnisse von Bergmann eingeleitet (Bergmann 1993). Dieser entwarf eine telemetrische Hüftkopfprothese, welche in der Lage war, den Winkel und Betrag der einfallenden Kräfte in Bezug auf drei aufeinander senkrecht stehende Femurachsen aufzuzeichnen. Die Achsen wurden wie folgt festgelegt (vgl. Abbildung 2-8 /Material&Methode):

- die lange Femurachse Z wird definiert als die Verbindungslinie von der Kreuzung der Femurmittellinie mit der Achse des Schenkelhalses und der interkondylären Verbindungslinie
- die Achse X ist parallel zur Knieachse und senkrecht zu Z
- die Achse Y steht senkrecht zur Knieachse und zu Z

Durch diese Achsen definiert Bergmann die Frontalebene XZ und die Transversalebene XY. Für die Richtung der Hüftkraftresultierenden konnte er so deren Winkel F zur Frontalebene und deren Winkel T zur Transversalebene angeben.

Bergmann implantierte diese Prothese zwei Patienten:

Dem einen Patienten (männlich, 82Jahre) (Bergmann bezeichnet ihn EB) wurden beidseits Prothesen eingesetzt (rechts: EBR, links: EBL). Er war zum Zeitpunkt der Implantation und mit Ausnahme einer Coxarthrose sportlich aktiv und gesund. Er ist somit dazu geeignet ein "gesundes" Individuum zu repräsentieren. Dem zweiten Patienten (weiblich, 62Jahre) (Bergmann bezeichnet sie JB) wurde rechtsseitig eine Prothese (JBR) implantiert. Diese Patientin litt zum Zeitpunkt der Implantation an einer rechtsseitigen Hüftkopfnekrose, einer vorwiegend rechtsseitig ausgeprägten axonalen Polyneuropathie und einer nicht genauer spezifizierte neurologischen Erkrankung.

Postoperativ zeigte beim Patienten EB die linke Prothese einen anatomisch sehr guten Sitz, während die rechte Prothese deutlich von der anatomischen und physiologischen Idealposition abwich.

Für die hier vorliegenden Testreihen scheinen also ausschließlich die Ergebnisse

von EBL von Bedeutung. Diese sind als den anatomischen Verhältnissen am nahestehendsten zu betrachten.

Die Messungen an den Prothesen wurden 30 Monate nach Implantation vorgenommen, also zu einem Zeitpunkt, zu dem sich Muskeln und Bandstrukturen wieder erholt und dem physiologischen Zustand angeglichen haben. Im Vergleich hierzu führen die Autoren anderer Studien ihre Untersuchungen schon zu wesentlich früheren Zeitpunkten durch (English 1979, Kotzar 1988, Davy 1988, Goldberg 1988).

Auch Bergmann findet in seinen Messungen einen 2-gipfligen Verlauf des Betrages der Hüftkraftresultierenden R in der Standbeinphase des Gangzyklus, wobei der Maximalbetrag von R im ersten Gipfel kurz nach dem Aufsetzen der Ferse zu verzeichnen ist.

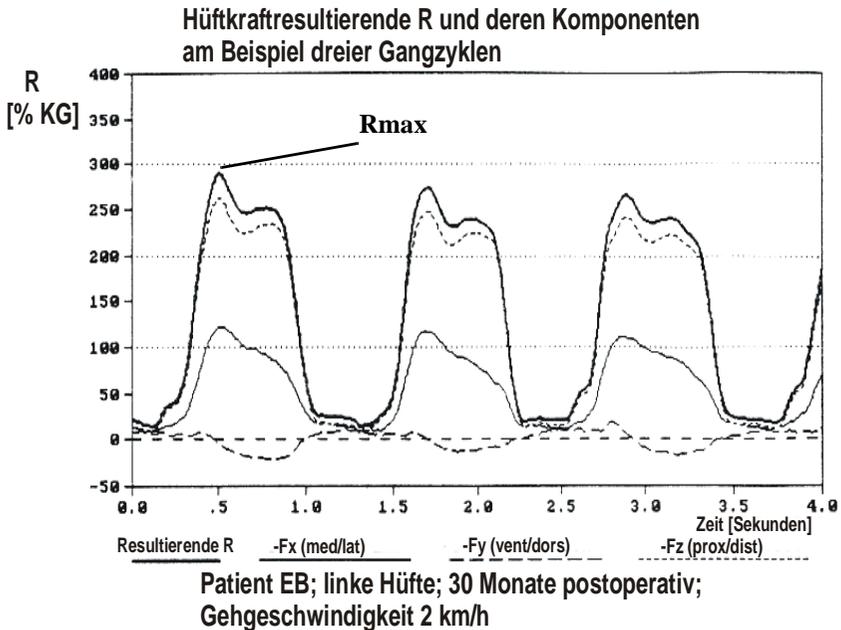


Abbildung 4-2: Zeitlicher Verlauf des Betrages der Hüftkraftresultierenden R während des Gangzyklus bei einer Gehgeschwindigkeit von 2km/h an der Hüfte EBL (nach Bergmann 1993).

Die Ergebnisse von Bergmann werden als Grundlage für die experimentelle Belastung gewählt, da sie

1. mit hoher Präzision *in vivo* gemessen wurden und somit den komplexen Ver-

- hältnissen an der menschlichen Hüfte Rechenschaft tragen,
2. die telemetrische Hüftkopfprothese sehr zeitgenau und in allen Ebenen des Raumes die wirkenden Kräfte ableitet und
 3. der Abstand von Implantation und Messung mit 30 Monaten als ausreichend lang anzusehen ist.

In den vorliegenden Testreihen werden die Femora analog zur Stand-Phase beim Gehen entsprechend einer Geschwindigkeit von 2 km/h getestet. Dies entspricht einer typischen Belastung in der früh-postoperativen Phase.

Laut Bergmann beträgt hier die Hüftkraftresultierende R 300% des Körpergewichts (Bergmann 1993).

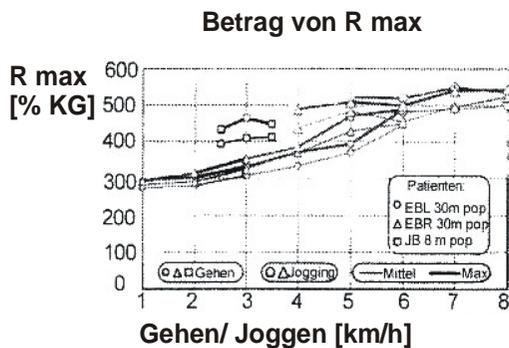


Abbildung 4-3: Darstellung des Betrages der Hüftkraftresultierenden R in Relation zum Körpergewicht in Abhängigkeit zur Gehgeschwindigkeit an der Hüfte EBL nach Bergmann 1993.

Für die Einfallrichtung von R auf das Femur bei einer Gehgeschwindigkeit von 2km/h ergibt in der Frontalebene der Winkel $F = 25^\circ$.

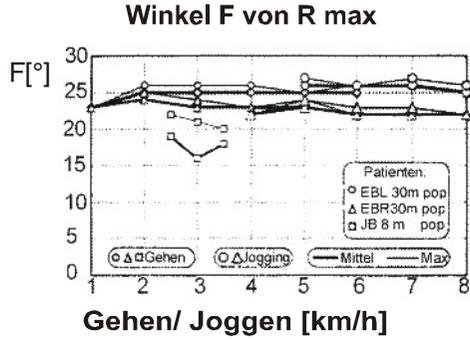


Abbildung 4-4: Darstellung des Einfallswinkels F der Hüftkraftresultierenden R in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit an der Hüfte EBL nach Bergmann 1993.

Für die Einfallrichtung von R auf das Femur bei einer Gehgeschwindigkeit von 2km/h ergibt in der Transversalebene der Winkel $T=0^\circ$.

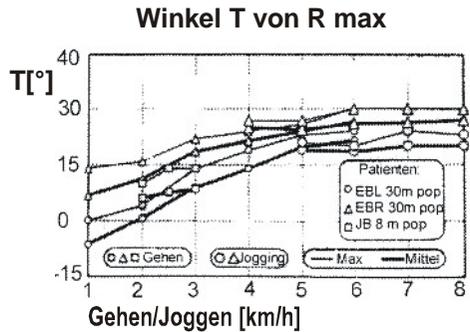


Abbildung 4-5: Darstellung des Einfallswinkels T der Hüftkraftresultierenden R in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit an der Hüfte EBL nach Bergmann 1993.

4.2.3 Versuchsaufbau

Die mit Palacos-Knochenzement eingetopften Präparate werden in der Prüfvorrichtung unter den o.g. Bedingungen getestet. Die im Material und Methodenteil beschriebene Rollplatte verhindert ein Verkeilen der Präparate unter steigender Belastung.

Durch den Winkel $F = 25^\circ$ entsteht am Femurschaft ein artefizielles Biegemoment (Huber-Wagner 2002). Da in dieser Arbeit jedoch nur Schenkelhals und Calcar beobachtet werden, fallen diese Artefakte hier nicht ins Gewicht.

Auf eine zusätzliche Simulation von Muskeln und Bändern, wie z.B. bei Rohlmann (1982), Deneka (1997), Brand (1982) und Fetto (2002) wird in dieser Arbeit aus folgenden Gründen verzichtet:

Erstens ist durch eine Muskel- und Bändersimulation keine freie Sicht auf die spannungsoptische Beschichtung der Präparate zu gewährleisten

Zweitens sind identische Testbedingungen an einem komplexen Versuchsaufbau mit simulierten Muskel- und Bänderzügen nur schwer zu verwirklichen.

Drittens würde die Simulation aller am proximalen Femur wirkenden Muskeln, ein erhebliches Risiko enthalten, sich in den Versuchen durch Summationsfehler deutlich von der Realität zu entfernen.

Da der Großteil der Arbeiten, die sich experimentell mit der Biomechanik des proximalen Femurs beschäftigen, ebenfalls auf eine solche Simulation verzichten, ist eine bessere Vergleichbarkeit unserer Ergebnisse mit anderen Arbeiten gegeben.

4.2.4 Versuchsablauf:

Die Femora werden zunächst im Nativzustand in Schritten zu je 50% des Spenderkörpergewichts bis zu einer Belastung entsprechend 300% des Körpergewichts getestet und die auftretenden Isochromaten photographisch festgehalten. Dann werden die Femora nach dem o.g. Konzept osteotomiert, verschraubt und nochmals wie oben beschrieben geprüft, diesmal aber bis zum Versagen der Präparate.

Somit liegen für die Testungen bis 300% des Körpergewichts für die jeweiligen Verschraubungsversionen Vergleichswerte der Nativpräparate vor, womit die Daten aus diesen Testreihen sehr gut untereinander und mit dem „physiologischen Zustand“ des Nativpräparates verglichen werden können.

Durch die stufenweise Belastungssteigerung um je 50% des Spenderkörpergewichts, können die Entwicklung der Spannungen an der Knochenoberfläche verfolgt und die vielen Isochromatenlinien bei höheren Belastungsstufen einfach zugeordnet werden.

Der Nachteil dieses Versuchsaufbaus liegt vor allem darin, dass es sich hierbei nur um Momentaufnahmen während des Belastungsmaximums des in der Realität sehr komplexen Belastungsablaufs des Gehens handelt und entgegen der dynamischen in vivo-Situation nur statisch belastet werden kann.

4.2.5 Osteotomie und Osteosynthesetechnik

Osteotomiewinkel

Um die auf die Schrauben wirkenden Kräfte bei der Belastung möglichst groß zu gestalten, wurde in den Experimenten eine mediale Schenkelhalsfraktur mit einem 70° steilen Frakturwinkel zur Horizontalen im aufrechten Stand, also eine steile Typ-III-Fraktur nach Pauwels verwendet. Bei diesem Frakturwinkel wirken deutliche Scherkräfte am Frakturspalt. Die Fraktur wird vorwiegend durch die Schrauben gehalten; Unterschiede zwischen den jeweiligen Verschraubungsvarianten dürften hier somit am deutlichsten hervortreten.

Um eine reproduzierbare mediale Schenkelhalsfraktur zu produzieren, wird die Frakturlinie am Übergang des medialen zum mittleren Drittel des Schenkelhalses angezeichnet und gesägt.

Erzeugung der standardisierten Osteotomie

Zum Frakturanbringen im Experiment gibt es verschiedenen Modelle. Sehr realitätsgetreu scheint z.B. das Modell nach Deneka. Hierbei wird eine laterale Schenkelhalsfraktur durch Kortikaliseinkerbungen und einem genormten Schlag produziert (Deneka 1997).

Die vorliegende Arbeit verwendet für die Versuche wegen der leichteren Durchführbarkeit und der besseren Vergleichbarkeit eine Osteotomie mittels Knochensäge.

Osteosynthesetechnik

Da ein Einbringen der Schrauben nach Sägen der Fraktur aufgrund der mangelhaften Fixationsmöglichkeiten schwierig erscheint, werden die Schrauben in Anlehnung an Mizrahi in den noch nicht frakturierten Knochen bis zu ca. 0,5cm Schraubenkopf-Kortikalis-Abstand eingebracht. Nun wird mit dem Sägen der Fraktur begonnen. Dabei wird jeweils eine Schraube wieder einige Zentimeter herausgedreht, um die Säge passieren zu lassen. Danach werden die Schrauben wieder in die vorherige Position gebracht. Ist auf diese Art und Weise schließlich eine vollständige Fraktur hergestellt, werden die Schrauben endgültig festgezogen. Dadurch wird ein anatomisch korrektes Anliegen der Fraktarenden erreicht.

4.3 Diskussion Schraubenkonfiguration

4.3.1 Überlegungen zur idealen Anordnung von Spongiosaschrauben bei Schenkelhalsfrakturen

In der Fachliteratur für Unfallchirurgie und Orthopädie sind keine einheitlichen Angaben zu der Anordnung der Schrauben bei Versorgung der medialen Schenkelhalsfraktur zu finden. Im großen und ganzen scheint es zwei bevorzugte Versionen zu geben. Nach der einen Version werden drei Schrauben in Form eines mit der Spitze nach cranial zeigenden Dreiecks eingebracht, bei der anderen weist die Basis des Dreiecks nach cranial. Häufig beschränken sich die Autoren auf die Angabe, dass sie 3 Spongiosaschrauben verwendet hätten ohne die genaue Lokalisation der Schrauben zu beschreiben (vgl. Tabelle 4.1; 4.2; 4.3).

4.3.1.1 Übersicht über Veröffentlichungen, die Angaben oder Empfehlungen zur Anordnung der Spongiaschrauben bei der osteosynthetischen Versorgung der medialen Schenkelhalsfraktur machen :

Autor	Ergebnis	Studientyp
Mizrahi J. 1980	Version 1 stabiler als Version 2 v.a. im osteoporotischen Knochen	experimentelle Studie
Klöti M. 1994	Schraubenanordnung bei der die oberen beiden Schrauben den Bruchspalt in einem flacheren Winkel als 90° schneiden und dabei untereinander horizontal divergieren; diese Anordnung wird mit der hier als Version 2 bezeichneten Konfiguration verglichen und erweist sich als stabiler	experimentelle Studie
Alho A. 1998	Version 2 ist diversen Konfigurationen mit nur 2 Schrauben überlegen; weniger Re-Operationen	klinische Studie
Booth K.C. 1998	beim osteoporotischen Knochen ist eine Version mit einer Schraube am Calcar, einer um 1/3 der Halshöhe nach dorsal und einer um 2/3 der Halshöhe nach ventral gelagerten Schraube stabiler als Version 2	experimentelle Studie, Unterschiede nur an einem stark osteoporotischem Knochen nachgewiesen
Baitner A.C. 1999	bei Pauwels-III-Fraktur Dynamische Hüftschraube stabiler als Version 1	experimentelle Studie

Bosch U. 2001	es wird beim betagten Patienten als Alternative zur Hüftkopfprothese eine 2 Schrauben-Version am Calcar empfohlen	klinische Daten
Bonnaire F. 2002	bei medialer Schenkelhalsfraktur dynamische Hüftschraube + Spongiosaschraube am stabilsten; bei guter Knochenqualität auch drei Spongiosaschrauben (nur Version 2 getestet) geeignet	experimentelle Studie
Estrada L. 2002	Version 1 beim jüngeren Patienten, Version 2 beim älteren Patienten verwenden	Review-Artikel
Kühnling J. 2003	Version 1 stabiler als Version 2 bei Pauwels-I & II-Frakturen	experimentelle Studie; biomechanische Gegenüberstellung

Tabelle 4-1. Veröffentlichungen mit Empfehlungen zur Schraubenpositionierung. Version 1: zwei Schrauben werden möglichst cranial am Schenkelhalsquerschnitt eingebracht, eine am Calcar. Version 2: eine Schraube wird cranial am Schenkelhalsquerschnitt eingebracht, zwei Schrauben kommen am Calcar zu liegen.

Autor	Ergebnis/ Empfehlung
"Chirurgische Operationslehre Band 10; Untere Extremität". Kremer. Thieme Verlag. 1987	Version 2
"Chirurgische Operationslehre Band 11; Untere Extremität". Urban&Schwarzenberg. E. Beck.1990	Version 1
"Skeletal Trauma". Browner; Jupiter, Levine, Trafton. W.B. Sanders Company. 1991	Version 1
"The rationale of operative fracture care".Schatzker, Tile. Springer-Verlag. 1996	Version 1
"Chirurgie". Bünte. Urban&Schwarzenberg. 1996	Version 1
"Chirurgische Facharztweiterbildung; Band 2". Rehner. Thieme-Verlag. 1997	Version 2
"Champel's Operative Orthopaedics" .Canale. Mosby-Year-Book. 1998	Version 2

Tabelle 4-2. Chirurgie-Lehrbücher und OP-Lehren, die eine genaue Angabe zur Schraubenpositionierung machen. Ein Vergleich mit anderen Verschraubungsversionen findet in diesen Veröffentlichungen nicht statt. Version 1: zwei Schrauben werden möglichst cranial am Schenkelhalsquerschnitt eingebracht, eine am Calcar. Version 2: eine Schraube wird cranial am Schenkelhalsquerschnitt eingebracht, zwei Schrauben kommen am Calcar zu liegen.

Autor	Ergebnis
Penschuk C. 1982	Version 1
Zilch H. 1980	Version 1
Stafford 2000	Version 1
Stankewich C.J. 1996	Version 1
Rodriguez-Merchán E.C. 2002	Version 1
Bosch U 2002	Version 1
Schmidt A.H. 2002	Version 2

Tabelle 4-3. Veröffentlichungen, die eine der in dieser Arbeit untersuchten Verschraubungs-Versionen in ihren Versuchen anwenden. Ein Vergleich mit anderen Verschraubungs-Versionen findet in diesen Veröffentlichungen nicht statt. Version 1: zwei Schrauben werden möglichst cranial am Schenkelhalsquerschnitt eingebracht, eine am Calcar. Version 2: eine Schraube wird cranial am Schenkelhalsquerschnitt eingebracht, zwei Schrauben kommen am Calcar zu liegen.

4.3.1.2 Darstellung von Einzelangaben zur Schraubenanlage bei Schenkelhalsfrakturen :

Bei der Analyse der Arbeiten, die sich mit der Anatomie des Schenkelhalses bzw. der genauen Schraubenanordnung befassen gehen eine Vielzahl von Einzelangaben hervor. Diese sollen im folgenden kurz aufgeführt werden:

Laut Pauwels wirkt die Resultierende aus Körpergewicht und Muskelzug, die am Hüftgelenk noch als Druckkraft auftritt, am Schenkelhals biegend. Dadurch tritt im oberen Schenkelhalsbereich Zugbelastung auf, während im unteren Bereich des Halses Druck wirkt. Anhand dieser Angaben und aufgrund der Tatsache, dass Zugkräfte die Knochenneubildung nachteilig beeinflussen, erscheint es sinnvoll zwei Schrauben am Oberrand des Schenkelhalses einzubringen, da sie hier der auftretenden Biege-, bzw. Zugbeanspruchung am effektivsten entgegenwirken (Pauwels 1973).

Weiterhin empfiehlt Pauwels eine Schraubeneinbringung senkrecht zur Frakturfläche, da somit durch die Schrauben reine Druckkräfte am Frakturspalt erzeugt werden (Pauwels 1973).

Für eine exzentrische Schraubenanordnung bezogen auf den Schenkelhalsquerschnitt spricht laut Wildburger erstens die natürliche Verteilung der "Knochenmasse" also der Spongiosatrabekel am Schenkelhals, die sich auf die randnahen Bereiche konzentriert, während das zentral im Schenkelhals gelegene Wardsche Dreieck ausgespart bleibt. Zweitens wirkt eine exzentrische Schraubenanordnung einer Torsion des Hüftkopfes unter Belastung entgegen. Drittens kommt es zu einer gleichmäßigeren Verteilung der Druckkraft am Frakturspalt (Wildburger 1992).

Eine Schraube sollte zentral im Hüftkopf liegen, da hier die Spongiosa des Hüftkopfes am härtesten ist (Putz 1997, Kaesmann 1972).

Eine Schraube sollte am Calcar liegen, da dieser über eine auffallend feste Spongiosa verfügt (Booth 1998, Stafford 2000, Mizrahi 1980); die hier eingebrachte Schraube erreicht die höchste Festigkeit. Bosch und Estrada empfehlen auf dieser Grundlage v.a. bei alten Patienten mit fortgeschrittener Osteoporose ein calcarnahes Einbringen der Schrauben (Bosch 2002, Estrada 2002).

Beim jüngeren Patienten mit stabiler Spongiosa empfiehlt Estrada Version1, da sich diese in solchen Fällen gut in der festen Hüftkopfspongiosa verankern (Estrada 2002).

Wegen der Gefahr einer subtrochantären Ermüdungsfraktur, verursacht durch den unphysiologischen Stress der kortikalen Abstützung der Schrauben, darf keine Schraube unter dem Horizontallevel des kleinen Trochanters eingebracht werden (Stafford 2000).

Je höher die Schrauben eingebracht werden, desto besser die Fixationskraft und die Widerstandskraft gegen Scherkräfte (Stafford 2000).

Zusammenfassend ist festzustellen, dass in der aktuellen Literatur eine inhomogene Fülle von teilweise divergierenden Empfehlungen bezüglich der Schraubosteosynthese der medialen Schenkelhalsfraktur zu finden sind.

4.3.1.3 Herleitung der verwendeten Verschraubungsversionen:

Aus den obengenannten Angaben erscheinen zwei Schraubenkonfigurationen als besonders plausibel. Diese sollen in den folgenden beiden Absätzen erläutert werden:

Version 1:

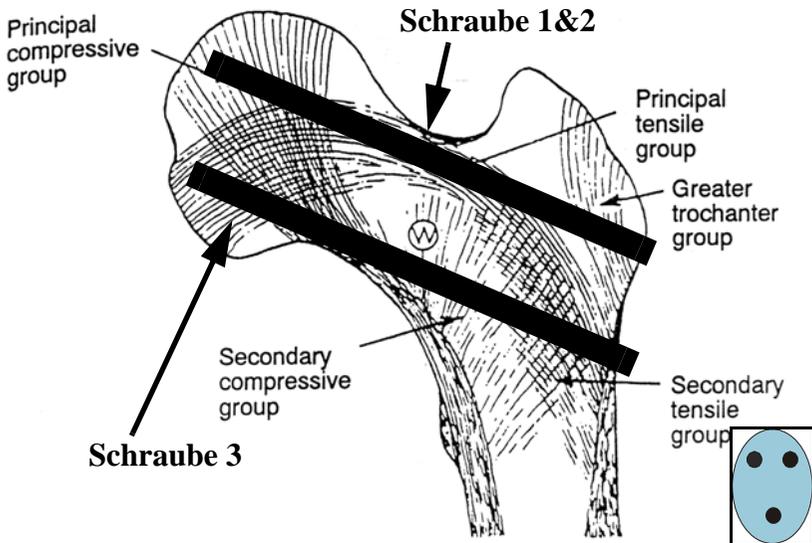


Abbildung 4-6: Schraubenposition der Version 1 an einer nach Singh modifizierten Abbildung der Trabekelgruppen. Unten rechts schematische Darstellung der Schraubenkonfiguration am Schenkelhalsquerschnitt. Erläuterungen im Text.

„2-oben-1-unten-Version“, bei der die Schrauben parallel zueinander, lotrecht zum Frakturspalt (Stafford 2000) und möglichst weit auseinander, bzw. lateral (Putz 1997, Wildburger 1992) eingebracht werden. Die beiden cranialen Schrauben kommen möglichst weit oben am Trochanter major zum liegen (Stafford 2000, Pauwels 1973), die caudale Schraube liegt möglichst calcarnah mittig (Booth 1998, Mizrahi 1980, Stafford 2000), ohne aber in ihrem Ansatz unter das Level des kleinen Trochanters zu geraten (Stafford 2000). Betrachtet man die Schraubenanordnung in Bezug auf den in der Einleitung beschriebenen Trabekelverlauf, so fällt auf, dass zwei Schrauben optimal in der nach cranial konvergen Verlaufesrichtung des horizontalen Trabekels zum liegen kommen. Die am Calcar positionierte Schraube liegt in der Verlaufsrichtung der hier aufsteigenden Trabekel.

Version 2:

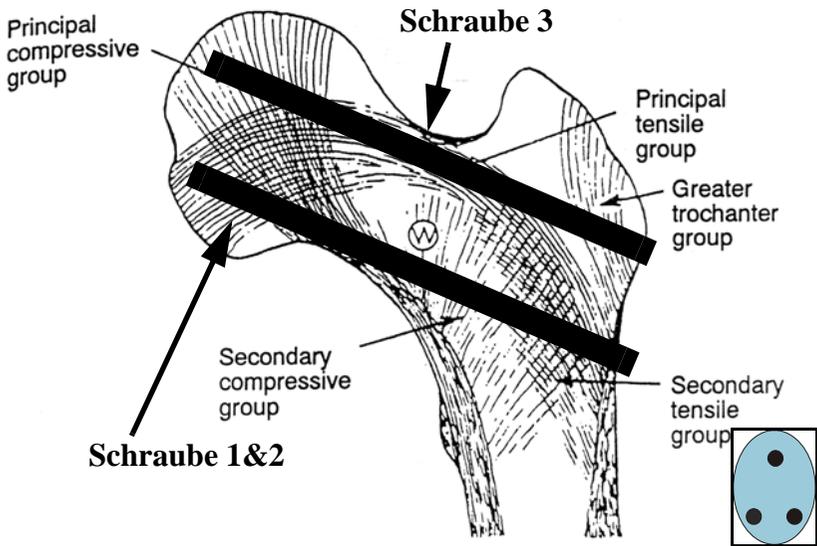


Abbildung 4-7: Schraubenposition der Version 2 an einer nach Singh modifizierten Abbildung der Trabekelgruppen. Unten rechts schematische Darstellung der Schraubenkonfiguration am Schenkelhalsquerschnitt. Erläuterungen im Text.

Es scheint ebenfalls auch eine „1-oben-2-unten-Version“ sinnvoll, bei der die caudalen beiden Schrauben möglichst calcarnah (Booth 1998, Stafford 2000, Mizrahi 1980) und möglichst weit auseinander (dorsal, bzw. ventral) (Putz 1997; Wildburger 1992) liegen und die dritte cranial davon so positioniert wird, dass sie im superioren zentralen Quadranten des Hüftkopfes zum liegen kommt (Putz 1997, Kaesmann 1972, Booth 1998). Ferner soll eine parallele Lage der Schrauben zueinander und eine lotrechte Lage zum Frakturspalt beachtet werden. Die Lage der beiden unteren Schrauben könnte der Zweiteilung des aufsteigenden Trabekels in einen ventralen und einen dorsalen Schenkel (Garbe 1998) Rechnung tragen.

4.3.2 Ergebnisse anderer Arbeiten zur idealen Versorgung der medialen Schenkelhalsfraktur

Die kopferhaltende Therapie gilt vorrangig bei Patienten als indiziert, deren biologisches Alter unter 65 Jahren liegt. Ältere Patienten, bei denen die Knochendichte in Schenkelhals und -kopf den Schrauben meist keinen ausreichenden Halt mehr bietet und eine schnelle Übungsstabilität erreicht werden muss, um die Immobilisierungsphase zu verkürzen, sollten einen endoprothetischen Ersatz des Hüftkopfes erhalten (Beck 2000).

Blomfeldt führte eine Outcome-Untersuchung an 102 über 70-jährige Patienten, welche eine mediale Schenkelhalsfraktur erlitten hatten, zwei Jahre nach Versorgung der Fraktur mittels Prothese oder Osteosynthese durch. Demnach zeigen geistig klare, sich bis zum Unfall selbstversorgende Patienten nach totalendoprothetischer Versorgung im Vergleich zur Osteosynthese ein besseres Langzeitergebnis bezogen auf Lebensqualität, Hüftbeweglichkeit und postoperativer Komplikationen (Blomfeldt 2005).

Bonnaire untersucht in einer umfangreichen experimentellen Studie die Festigkeit verschiedener Osteosynthesevarianten bei der medialen Schenkelhalsfraktur. Er kommt zu dem Ergebnis, dass eine Versorgung durch die Dynamische Hüftschraube (DHS) mit einer zusätzlichen rotationsstabilisierenden Spongiosaschraube die höchste Stabilität und Festigkeit im Bruchspalt aufweist, im Vergleich zur einfachen DHS, einer Osteosynthese mittels dreier Spongiosaschrauben (1oben- 2unten entsprechend Version 2 in dieser Arbeit) und einer 130° Winkelplatte (Bonnaire 2000, 2002).

Die Versorgung mit den Spongiosaschrauben weist laut Bonnaire jedoch bei guter Knochenqualität ebenfalls eine gute Stabilität auf und ist hier zulässig (Bonnaire 2002).

Mizrahi kommt in seinen Belastungsversuchen zu dem Ergebnis, dass eine 2oben 1unten-Version (Vs1) im osteoporotischen Knochen stabiler ist und weniger Bewegung im Bruchspalt zulässt als eine 1oben 2 unten- Version (im osteoporotischen Knochen). Die untere Schraube sollte bei Vs1 am Calcar aufliegen (Mizrahi 1980).

Für den betagten Patienten empfiehlt Bosch (2001) als Alternative zur zum endoprothetischen Vorgehen eine 2-Schrauben-Osteosynthese-Variante nach dem Prinzip der 3-Punkt-Abstützung (vgl. Abbildung 4.8) der distalen Schraube. Die Position der unteren Schraube verläuft im sagittalen Strahlengang von der subchondralen Femurkopf kortikal über den Adamschen Bogen zur lateralen Femurcortikal, im axialen Strahlengang liegt die Schraube am Calcar femoris auf.

Nach Fekete (2002) werden in Ungarn 60% aller Patienten mit einer medialen Schenkelhalsfraktur in ähnlicher Weise nach dem Prinzip der 3-Punkt-Abstützung versorgt (Manninger-Methode): Am auch bei osteoporotischen Patienten knochendichten Calcar wird auf der Grundlage einer 3-Punkt-Abstützung des Kopfsegments (Kopf-Calcar-laterale Corticalis) eine Spongiaschraube am Calcar nach cortical hin mit einer Metallplatte verstärkt. Die kaudale Schraube wird mit einer Platte an der lateralen Corticalis abgestützt. Eine weitere Schraube wird kranial eingebracht.

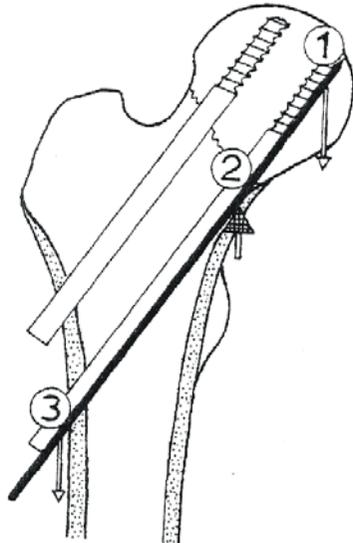


Abbildung 4-8: Prinzip der 3-Punkt-Abstützung bei der Versorgung der medialen Schenkelhalsfraktur nach der Manninger-Methode: 1= Femurkopfkortikalis, 2= Calcar femoris, 3= laterale Femurkortikalis.

Tausendfreund (2003) beschreibt in einer prospektiv-klinischen Studie die Manninger-Methode zur Versorgung von Schenkelhalsfrakturen bei geriatrischen Patienten als sichere Methode mit geringer Komplikationsrate.

Klöti vergleicht experimentell und retrospektiv eine Osteosynthese durch drei Spongiaschrauben (Zoben lunten (Vs1)) mit einer Versorgung durch 2 horizontal divergierende Schrauben am oberen Schenkelhals, wobei die Schrauben am Trochanter major möglichst weit proximal eingebracht werden, der Winkel zwischen Frakturspalt und Schrauben nach medial-proximal größer als 90° sein soll und die dorsale Schraube möglichst weit dorsal im Kopf zum liegen kommen sollte. Dadurch zurren sich die Schrauben bei Belastung fest anstatt auszulokern. Die letztgenannte Variante erweist sich in Klötis Testreihen stabiler als die

hier mit Version 2 bezeichnete Schraubenkonfiguration (Klöti 1994).

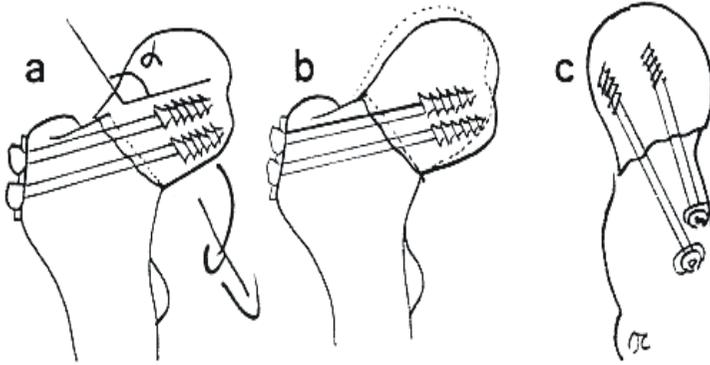


Abbildung 4-9: von Klöti (1994) empfohlene Osteosyntheseversion bei der medialen Schenkelhalsfraktur. a: der mediokraniale Winkel Alpha zwischen Fraktur und Schrauben ist größer als 90° , b: bei Einstauchung der Fraktur wird die Kompression des Frakturspaltes erhöht, da der Weg der Schrauben im Knochen länger wird, c: eine Schraube wird nach dorsal geführt, um ein Abgleiten des Kopfes zu verhindern.

4.4 Diskussion der Ergebnisse

4.4.1 Ergebnisse aus den spannungsoptischen Messreihen

Aufgrund der niedrigen Anzahl an untersuchten Femora werden lediglich Trends der Isochromatenordnungen erfasst. Auf eine statistische Auswertung wird verzichtet.

Präparat und Version	Isochromatenordnung N bei 300%Körpergewicht; nativ	Isochromatenordnung N bei 300%Körpergewicht; osteotomiert & verschraubt	Isochromatenordnung bei Maximaltestung
1 rechts Vs2	N=1,0	N=1,1; A=110%;	N=1,2; A=120%
1 links Vs1	N=1,0	N=1,2; A=120%; B=1,09	N=1,6; A=160%; B=1,33
2 rechts Vs1	N=0,4	N=3,0; A=750%; B=1,87	N=3,6 A=900%; B=2,25
2 links Vs2	N=0,3	N=1,2; A=400%	N=1,2; A=400%
3 rechts Vs2	N=1,0	N=1,1; A=110%	N=1,4; A=140%
3 links Vs1	N=0,8	N=1,4; A=175%; B=1,59	N=1,6; A=200%; B=1,43
4 rechts Vs1	N=1,4	N=3,0; A=214%; B=2,14	N=3,1; A=221%; B=1,35
4 links Vs2	N=1,4	N=1,4; A=100%	N=2,3; A=164%

Tabelle 4-4. Zusammenfassung der Isochromatenordnungen und ihrer relativen Änderungen.

N = Isochromatenordnung absolut

A = Isochromatenordnung im osteotomierten und verschraubten Zustand angegeben in Prozent des Nativzustandes

B = relativer Unterschied der Isochromatenordnungen = Faktor um den sich innerhalb eines Präparatepaares der höhere Prozentbetrag A vom niedrigeren Prozentbetrag A bei gleicher Belastung unterscheidet (Bsp.: Präparatepaar 1: A-Version 1 = 120%; A-Version 2 = 110%; B= A-Version 2/A-Version 1= 1,09)

Innerhalb der einzelnen Femurpaare zeigt sich im Nativzustand eine weitgehende Übereinstimmung in Bezug auf Muster und Ordnung der Isochromaten. Somit scheint ein direkter Vergleich der beiden Verschraubungsversionen innerhalb eines Paares zulässig.

Die obenstehende Tabelle zeigt unter B die Relation der Isochromatenänderungen der beiden Verschraubungsversionen innerhalb eines Femurpaares, bezogen auf den jeweiligen Nativzustand. Hierbei zeigt die Version 1 bei Belastung mit dem 3-fachen Körpergewicht um den Faktor 1,09- 1,87 größere Isochromatenordnungen (Mittelwert: $1,09 + 1,87 + 1,59 + 1,64 / 4 = 1,55$). Dieser Trend setzt sich bei Maximalbelastung mit um den Faktor 1,33- 2,25 größeren Isochromatenordnungen der Version 1 gegenüber der Version 2 (Mittelwert: $1,33 + 2,25 + 1,43 + 1,35 / 4 = 1,59$) fort.

Die Streubreite der Werte lässt gewisse interindividuelle Unterschiede in der Spongiosabeschaffenheit der einzelnen Präparatespender vermuten, welche durch die o.g. Auswahlkriterien der Präparate nicht ausgeschlossen werden konnten.

Der Trend zu höheren Spannungswerten bei nach Version 1 versorgten Femora gegenüber nach Version 2 versorgten Femora ist, wenn auch mit unterschiedlicher Ausprägung, in allen Präparatepaaren nachweisbar.

Es fällt somit auf, dass die nach Version 2 stabilisierten Femora im Vergleich zu Version 1 in Bezug auf die Isochromatenordnung sowie die Stressverteilung ein näher am Nativzustand liegendes und somit günstigeres (=physiologischeres) Spannungsmuster aufweisen.

Bei Version 2 scheint also die Kraftfortleitung am proximalen Femur hauptsächlich über das Trabekelwerk, bzw. die Schrauben zu erfolgen. Grund hierfür könnte die Lage der beiden unteren Schrauben sein, die der Zweiteilung des aufsteigenden Trabekels (principal compressive group) Rechnung trägt, also die Kontinuität der Kraftfortleitung in diesem Bereich nach Fraktur wiederherstellt (vgl. Abbildungen 4.6; 4.7).

Im Vergleich hierzu scheint Version 1 mehr Kraft auf die äußeren kortikalen Schichten zu leiten. Grund hierfür könnte eine weniger suffiziente "Schienung" des aufsteigenden Trabekels sein. Andererseits könnte durch die festere Veran-

kerung am oberen Schenkelhals durch zwei Schrauben eine nach distal lateral gerichtete Drehbewegung des Kopffragmentes entstehen, welche dadurch in die calcare Kortikalis einkeilt und hier somit zu höheren Spannungen führt als bei der Version 2.

Abschließend ist somit anzunehmen, dass der Kraftfluss bei den nach Version 2 versorgten Femora näher am physiologischen Nativzustand liegt, als bei denen, die nach Version 1 versorgt wurden.

4.4.2 Ergebnisse der Beobachtung des Präparateverhaltens bei Maximalbelastung

In den Tests halten bei den Präparatepaaren 1 und 3 die nach Version 1 versorgten Femora höheren Belastungen bis zum Abrutschen des Kopffragmentes stand, beim Präparatepaar 2 tritt bei dem nach Version 2 versorgten Femur eine Fraktur in der subtrochanteren Region auf. Somit erweist sich die Version 1 in den Präparatepaaren 1, 2 und 3 bei Maximalbelastung als stabiler.

Beim Präparatepaar 4 hingegen tritt bei der nach Version 1 versorgten Femur eine Fraktur am Übergang zum mittleren Schaftdrittel auf. Ursächlich hierfür dürften jedoch eher strukturelle Veränderungen des Knochens im Schaftbereich sein, welche hier zu einer erhöhten Biegebelastung geführt haben. Eine Auswirkung der Verschraubungsversion in die mittleren Schaftbereiche scheint unwahrscheinlich.

Die Einstauchung des proximalen Frakturfragmentes bei Belastung entsprechend dem 3fachen Körpergewicht ist bei den Präparatepaaren 2,3 und 4 bei nach Version 2 versorgten Präparaten etwas größer als bei nach Version 1 versorgten.

Der Grund für die scheinbar größere Stabilität der Version 1 bei Belastung könnte darin liegen, dass es zu einem Drehmoment um die beiden cranial gelegenen Schrauben kommt, durch welches sich das Kopffragment im Bruchspalt am Calcaneus verkeilt und somit der Stabilität zuträglich ist (vergleiche Klöti 1994).

Die Aussagen zum Präparateverhalten sind jedoch nur eingeschränkt wertbar, da hierfür der Versuchsaufbau mit statischer Belastung weniger geeignet erscheint. Um hierfür Aussagen treffen zu können, müssten die versorgten Femora beispielsweise einer oszillierenden Belastung über einen längeren Zeitraum ausgesetzt werden (vgl. Kühnling 2003). Ziel der vorliegenden Untersuchung war die Dokumentation von Stressmaxima während des Gangzyklus, die Beobachtung des Langzeitverhaltens stand nicht im Mittelpunkt.

4.5 Schlussfolgerungen

In allen Präparatepaaren ist bei der Versorgung nach Version 2 im Vergleich zur Version 1 ein konstanter Trend zu niedrigeren, also physiologischeren Spannungswerten festzustellen.

Trotz der anscheinend etwas höheren Maximalbelastbarkeit für Version 1, scheint nach den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit Version 2 der Version 1 vorzuziehen zu sein, da hier ein physiologischerer Kraftfluß im Bereich des proximalen Femurs anzunehmen ist. Dies wiederum könnte positive Auswirkungen auf Knochenheilung und Revaskularisierungsprozesse am Frakturspalt haben.

Es handelt sich hier um eine rein experimentelle Arbeit mit einer geringen Fallzahl. Der Versuchsaufbau kann aus praktischen Gründen der Durchführbarkeit die reale "in vivo-Situation" nur eingeschränkt wiedergeben (fehlende Weichteilsimulation, ausschließlich statische Belastung). Die Ergebnisse dieser Arbeit sind somit im Kontext mit anderen Arbeiten zu diesem Thema zu betrachten.

Unter der Vielzahl der Veröffentlichungen zur Osteosynthese am Schenkelhals liegt mit dieser Arbeit erstmals eine Untersuchung zur Auswirkung der Schraubenanordnung auf das Spannungsmuster an der Knochenoberfläche im Vergleich zur physiologischen Ausgangssituation vor. Somit kann der lebhaften Diskussion um die optimale Osteosynthesetechnik bei der medialen Schenkelhalsfraktur ein weiterer Aspekt hinzugefügt werden.

Eine abschließende Empfehlung über die ideale Osteosynthesetechnik der medialen Schenkelhalsfraktur kann anhand der vorliegenden experimentellen Ergebnisse nicht gegeben werden, da hier nur der Einfluß auf den Kraftfluß am coxalen Femurende untersucht wird, eine Testung der Stabilität jedoch mit dem hier verwendeten Versuchsaufbau (statische statt dynamischer Belastung) nur eingeschränkt vorgenommen werden kann.

Die eingehende Sichtung der bereits vorliegenden Literatur brachte eine Vielzahl von teilweise divergierenden Hinweisen und Empfehlungen zur optimalen Schraubenkonfiguration bei der Versorgung der medialen Schenkelhalsfraktur, eine abschließende Klärung des Problems steht bis dato aber noch aus.

Somit bedarf es weiterer experimenteller und klinischer Studien, um die Frage der optimalen Osteosynthese der medialen Schenkelhalsfraktur endgültig zu klären. Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse scheint es jedoch Argumente für eine osteosynthetische Versorgung der medialen Schenkelhalsfraktur entsprechend Version 2 (zwei Schrauben caudal, eine Schraube cranial) zu geben.

5 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit der Arbeitsgruppe Biomechanik/ Spannungsoptik (Ltg. Prof. Dr. E. Euler) befasst sich experimentell mit der Auswirkung unterschiedlicher Schraubenkonfigurationen bei der osteosynthetischen Versorgung der medialen Schenkelhalsfraktur auf den Kraftfluß am proximalen Femur. Zur Anwendung kommt das Verfahren der Spannungsoptik.

Zur kopferhaltenden, osteosynthetischen Versorgung der medialen, instabilen Schenkelhalsfraktur werden heutzutage meist drei Spongiosazugschrauben verwendet. In der Literatur werden im wesentlichen 2 Varianten der Schraubenpositionierung empfohlen:

Version 1: Zwei Schrauben liegen cranial in Bezug auf den Schenkelhalsquerschnitt, eine caudal im Bereich des Calcar femoris.

Version 2: Zwei Schrauben liegen caudal im Bereich des Calcar femoris, eine weitere Schraube liegt cranial davon.

Die Schrauben sollen parallel zueinander und senkrecht zum Bruchspalt liegen.

Es gibt bisher kaum vergleichende experimentelle oder klinische Untersuchungen, die eine rationale Entscheidung für oder gegen eine dieser beiden Versionen erlauben.

In dieser Arbeit wird der Frage nachgegangen, ob zwischen den beiden Versionen Unterschiede bezüglich des Kraftflusses am proximalen Femurende bestehen.

Diese biomechanisch-experimentelle Untersuchung verwendet die Methode der Oberflächenspannungsoptik, auch *Photo-Stress-Analyse* genannt. Damit ist eine Visualisierung des Kraftflusses unter Belastung möglich. Hierzu wird eine optisch aktive Kunststoffschicht auf die Oberfläche eines Originaltestobjektes (Leichenfemora) appliziert. An der Oberfläche des belasteten Femur werden unter polarisiertem Licht farbige Belastungslinien (= Isochromaten) sichtbar, welche exakt messbar und einer definierten Dehnung zuordenbar sind.

4 Paare frischer, humaner Leichenfemora werden unter den Bedingungen der Steh-Phase während des Gehens entsprechend einer Geschwindigkeit von 2 km/

h getestet, was einer typischen Belastung in der früh-postoperativen Phase gleichkommt.

Die Tests werden in 2 Schritten ausgeführt:

Testung des nativen Femur.

Testung des standardisiert-frakturierten Femurs (Pauwels III-Fraktur) nach Stabilisierung mit einer der beiden Osteosynthesetechniken.

Die jeweiligen gemessenen Isochromatenordnungen N können so miteinander verglichen werden. Weiterhin werden die Verschiebung des Kopffragments am Bruchspalt, die Maximalbelastbarkeit sowie die Art und Weise des Versagens des Präparates dokumentiert.

Deutliche Veränderungen im Spannungsverhalten treten im wesentlichen im Bereich des Calcar femoris auf.

Bei allen getesteten Knochenpaaren zeigt sich, dass die Isochromatenordnungen bei den mit Version 2 getesteten Präparaten deutlich unter denen mit Version 1 getesteten Präparaten liegen.

Bei der Maximalbelastung der Präparate bis zum Versagen, halten dagegen die nach Version 1 versorgten Femora etwas höheren Belastungen stand.

Innerhalb der einzelnen Femurpaare zeigt sich im Nativzustand eine weitgehende Übereinstimmung in Bezug auf Muster und Ordnung der Isochromaten. Somit scheint ein direkter Vergleich der beiden Verschraubungsversionen innerhalb eines Paares zulässig.

Anhand der Untersuchungsergebnisse lässt sich feststellen, dass die nach Version 2 stabilisierten Femora im Vergleich zu Version 1 in Bezug auf die Isochromatenordnung sowie die Stressverteilung ein näher am Nativzustand liegendes Spannungsmuster aufweisen. Somit liegt der Kraftfluss bei den nach Version 2 versorgten Femora näher am physiologischen Nativzustand als bei denen, die nach Version 1 versorgt werden. Es liegt die Vermutung nahe, dass die Schraubenkonfiguration 2 im Vergleich zur Version 1 den physiologisch-anatomischen Verhältnissen am Schenkelhals besser Rechnung trägt.

Somit scheint nach den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit die Positionierung von 2 Schrauben am Calcar femoris und einer cranial davon (= Version 2) der Schraubenkonfiguration mit 2 Schrauben cranial am Schenkelhalsquerschnitt und einer am Calcar femoris (=Version 1) vorzuziehen zu sein.

6 Anhang

6.1 Literatur

- Alho A, Austdal S, Benterud J G, Blikra G, Lerud P, Raugstad T S: Biases in a randomised comparison of three types of screw fixation in displaced femoral neck fractures. *Acta orthop. scand.* 69-5: 463- 468 (1998)
- Andrew T A, Thorogood M: Subtrochanteric fracture after garden screw fixation: a review of predisposing factors and management in nine cases. *Injury* 16: 169- 177 (1984)
- Baitner A C, Maurer S G, Hickey D G, Jazrawi L M, Kummer F J, Jamal J, Goldmann S, Koval K J: Vertical share fracture of the femoral neck. *Clinical orthopaedics and related research* 367 300- 305(1999)
- Bartonicek J: Pauwels' classification of femoral neck fractures: correct interpretation of the original. *Journal of Orthopaedic trauma* 15-5: 358-360 (2001)
- Baumann J U, Schär A, Meier G: Kräfte und Drehmomente an Hüft- und Kniegelenken beim Gehen. *Orthopäde* 21: 29- 34 (1992)
- Baumgaertel F, Perren S M, Rahn B: Tierexperimentelle Untersuchung zur biologischen Plattenosteosynthese von Mehrfragmentfrakturen des Femurs. *Unfallchirurg* 97: 19-27(1994)
- Beck A, Rüter A: Therapiekonzept bei Schenkelhalsfrakturen. Teil 1. *Chirurg* 71: 240- 248 (2000)
- Beck A, Rüter A: Therapiekonzept bei Schenkelhalsfrakturen. Teil 2. *Chirurg* 71: 347- 354 (2000)
- Beck E: *Chirurgische Operationslehre Band 11. Untere Extremität.* Urban&Schwarzenberg. (1990)
- Beck E: *Chirurgische Operationslehre Bd. XI; 2. Aufl.* Urban und Schwarzenberg (1990)
- Benterud J G, Husby T, Graadahi O, Alho A: Implant holding power of the Femoral head -a cadaver study of fracture screws. *Acta orthop. Scand.* 63: 47- 49 (1992)
- Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech.* Jul;34(7):859-71 (2001)
- Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A: Hip joint contact forces during stumbling. *Langenbecks Arch Surg.* Feb;389(1):53-9 (2004)
- Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A: Hip joint forces in sheep. *J. Biomechanics* 32: 769- 777(1999)
- Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A: Hip joint loading during walking and running measured in two patients. *J. Biomechanics* 26-8: 969-990 (1993)

- Bergmann G, Kniggeendorf H, Graichen F, Rohlmann A: Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *J. Biomechanics* 28-7: 817-827(1995)
- Bergmann G, Rohlmann A, Graichen F: In vivo Messung der Hüftgelenksbelastung- 1. Teil: Krankengymnastik. *Zeitschrift für Orthopädie* 127: 672- 679 (1989)
- Bergmann G, Siraky J, Rohlmann A: A comparison of hip joint forces in sheep, dog and man. *J. Biomechanics* 17-12: 907- 921 (1984)
- Bergot C, Bousson V, Meunier A, Laval-Jeantet M, Laredo J D: Hip fracture risk and proximal femur geometry from DXA Scans. *Osteoporosis Int* 13: 542-550 (2002)
- Biewener A: Mechanical work in terrestrial locomotion. In: *Biomechanic- a practical approach*. IRL-Press: 75- 97 (1992)
- Blomfeldt R, Törnkvist H, Ponzer S, Söderqvist A, Tidermark J: Comparison of Internal Fixation with Total Hip Replacement for Displaced Femoral Neck Fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*. 87:1680-1688. (2005)
- Blount WP: Don't throw away the cane. *J. Bone Joint Surg.* 38A: 695 (1956)
- Blundell C M, Parker M J, Pryor G A, Hopkinson-Wolley J, Bhonsle S S: Assessment of the AO-Klassifikation of intracapsular fractures of the proximal femur. *Journal of Bone and Joint Surgery* 80-B-4: 679- 683 (1998)
- Bonnaire F, Müller B, Kohlberger E: Kopferhaltende Operationsmethoden bei der Schenkelhalsfraktur des Erwachsenen. *Hefte zu der Unfallchirurg* 228: 44-75 (1993)
- Bonnaire F: Neue Aspekte zur Biomechanik und Osteosynthese von Schenkelhalsfrakturen. *Hefte zu Der Unfallchirurg* 277 (2000)
- Bonnaire FA, Weber AT: Analysis of fracture gap changes, dynamic and static stability of different osteosynthetic procedures in the femoral neck. *Injury* 33 Suppl. C24-32 (2002)
- Booth K C, Donaldson T K, Dai Q G: Femoral neck fracture fixation: a biomechanical study of two cannulated screw placement techniques. *Orthopedics* 21-11: 1173- 1176 (1998)
- Bosch U, Schreiber T, Krettek C: Reduction and Fixation of Displaced Intracapsular Fractures of the Proximal Femur. *Clinical Orthopaedics and related research* 399: 52-58(2002)
- Bosch U, Schreiber T, Skuttek M, Cserhati P, Fekete K, Krettek C: Die minimal invasive Schraubenosteosynthese der medilaen Schenkelhalsfraktur bei betagten Patienten. ; *Chirurg* 71: 1292-1297 (2001)
- Brand RA, Crowninshield RD, Wittstock CE, Pedersen DR, Clark CR, van Krieken FM: A model of lower extremity muscular anatomy. *J Biomech Eng.*

- Nov;104(4):304-10. (1982)
- Brand RA, Crowninshield RD, Wittstock CE, Pedersen DR, Clark CR, van Krieken FM: A model of lower extremity muscular anatomy. *J Biomech Eng.* Nov;104(4):304-10. (1982)
 - Bray T J: Femoral neck fracture fixation-clinical decision making. *Clinical orthopaedics and related research* 399: 20-31(1997)
 - Browner B, Jupiter J, Levine A, Trafton P: *Skeletal Trauma*. W.B. Sanders Company. (1991)
 - Buitrago-Téllez C H: Quantitative CT des proximalen Femurs- Experimentelle Untersuchung zur Korrelation mit der Bruchlast bei Schenkelhalsfrakturen. *Fortschr. Röntgenstr.* 167-6: 627- 632 (1997)
 - Canale T: *Champel's Operative Orthopaedics*. Mosby-Year-Book. (1998)
 - Caviglia H A , Quintana Osorio P, Comando D: Classification and Diagnosis of Intracapsular Fractures of the Proximal Femur. *Clinical Orthopaedics and related research* 399: 17-27(2002)
 - Crabtree N J, Kroger H, Martin A, Pols H A P, Lorenc R, Nijs J, Stepan J J, Falch J A, Miazgowski T, Grazio S, Raptou P, Adams J, Collings A, Khaw K T, Ruston N, Lunt M, Dixon A K, Reeve J: Improving risk assessment: Hip geometry, bone mineral distribution and bone strength in hip fracture cases and controls. *The EPOS Study. Osteoporosis Int* 13: 48-54 (2002)
 - Crowell R, Edwards W T, Hayes W: Pullout strength and fixation devices in trabecular bone and the femoral head. *Transcripts of the Orthopaedic Research Society* 10: 189 (1985)
 - Currey J D: The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone. *J. Biomechanics* 2 1- 11 (1968)
 - Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, Heiple KG, Goldberg VM, Heiple KG Jr, Berilla J, Burstein AH: Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* Jan;70 (1):45-50 (1988)
 - Delaere O, Dhem A, Bourgeois R: Cancellous bone and mechanical strength of the femoral neck. *Arch Orthop Trauma Surg* 108: 72- 75 (1989)
 - Delahaut O, El Banna S A, Boulvin S: Ostéosynthèse des fractures intra-cap-sulaires proximales du fémur par tripple visage. *Acta Orthopaedica Belgica*, 60-1: 110-112 (1994)
 - DeLaMora S N, Gilbert M: Introduction of intracapsular hip fractures : Anatomy and Pathologic Features. *Clinical Orthopaedics and related research* 399: 9-16(2002)
 - Deneka D A, Simonian P T, Stankewich C J, Eckert D, Chapman J R, Tencer A F: Biomechanical Comparison of Internal Fixation Techniques for the Treatment of Unstable Basicervical Femoral Neck Fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma* 11-5337- 343(1997)

- Denham RA: Hip mechanics. *J. Bone Joint Surg.*: 41B : 550 (1956)
- Dunkelberg D T: Die Muskel- und Gelenkresultierende am Hüftgelenk (individuelle Muskelfunktionsanalysen in der Standbeinphase. Dissertation, Anatomischen Institut der Universität Freiburg (1989)
- Elke R, Marrugg S: Krafteinleitung auf die trabekulären Strukturen des proximalen Femures. *Orthopäde* 21: 51- 56 (1992)
- English TA, Kilvington M: In vivo records of hip loads using a femoral implant with telemetric output (a preliminary report). *J Biomed Eng.* Apr;1(2):111-5 (1979)
- Estrada L S, Volgas D A, Stannard J P, Alonso J E: Fixation failure in femoral neck fractures. *Clinical Orthopaedics and related research* 399: 110-118 (2002)
- Euler E: Das Becken- Anatomie, Biomechanik, Frakturversorgung und Tumorprothetik. Hefte zu "Der Unfallchirurg" (250). Springer-Verlag, Berlin: 3- 33 (1996)
- Fekete K et al: Treatment of femoral neck fractures in Hungary with the Manning Screw. *Injury* 33, Suppl. C 19-23 (2002)
- Fetto J, Leali A, Moroz A: Evolution of the Koch model of the biomechanics of the hip: clinical perspective. *J Orthop Sci.*;7(6):724-30 (2002)
- Fetto J, Leali A, Moroz A: Evolution of the Koch model of the biomechanics of the hip: clinical perspective. *J Orthop Sci.*;7(6):724-30 (2002)
- Ficker E: Optische Flächenschichtverfahren. In Rohrbach Ch (Hrsg.). Handbuch für experimentelle Spannungsanalyse. Verlag des Vereins Deutscher Ingenieure, Düsseldorf: 195-107 (1989)
- Fox K M, Cummings S R, Williams E, Stone K: Femoral neck and intertrochanteric fractures have different risk factors. *Osteoporosis Int* 11: 1018-1023 (2000)
- Fox K M, Magaziner J, Hawkes W G, Yu-Yahiro J, Hebel J R, Zimmermann S I, Holder L, Michael R: Loss of bone density and lean body mass after hip fracture. *Osteoporosis Int* XX: 31-35(1999)
- Frankel VH, Burstein AH, Lygre L, Brown RH: The telltale nail. In Proceedings of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Scientific exhibits; *J. Bone Joint Surg.* 53A:1232 (1971)
- Frick H; Leonhard H, Starck D: Allgemeine Anatomie- spezielle Anatomie I. 4. Auflage. Thieme Verlag (1992)
- Friedel W, Mischowsky T, Schult W, Fiedl W H: Experimentelle Untersuchung zur Belastbarkeit und Verformung peritrochanterer Osteotomien bei extra- und intramedullären Osteosyntheseverfahren. *Unfallchirurgie* 10-2: 59- 65 (1984)
- Garbe S W: Zwischen Biomechanik und Pathomechanik des Femurs. Verlag Hans Huber (1998)
- Garden RS: Stability and nonunion in subcapital fractures of the femur. *J Bone*

- Joint Surg 46B: 630-647 (1964)
- Gautam V k, Anand S, Dhanon B K: Management of displaced femoral neck fractures in young adults. *Injury* 129-3: 215- 218 (1998)
 - Gerthsen Ch, Kneser HO, Vogel H: Physik. 15. Auflage, Springer, Berlin, New York (1986)
 - Gommez-Castresana Bachiller F, Caballer A P, Portal L F: Avascular necrosis of the femoral head after femoral neck fracture. *Clinical Orthopaedics and related research* 399: 87-109 (2002)
 - Goodman S B, Davidson J A, Locke L, Novotny S, Jones H, Csongradi J J: A Biomechanical Study of Two Methods of Internal Fixation of unstable Fractures of the Femoral Neck. *Journal of Orthopaedic Trauma* 6-1: 66-72 (1992)
 - Heim M, Adunski A, Chechick A: Nonoperative Treatment of Intracapsular Fractures of the Proximal Femur. *Clinical Orthopaedics and related research* 399: 35-41 (2002)
 - Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, Claes L, Haas NP, Duda GN: Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. Oct;16(8):644-9 (2001)
 - Henne-Bruns D, Dürig M, Kremer B(Hrsg): *Duale Reihe-Chirurgie*. Georg Thieme Verlag Stuttgart (2001)
 - Holmes C A, Edwards W T, Myers E R, Lewallen D G, White III A A, Hayes W C: Biomechanics of Pin and Screw Fixation of Femoral Neck Fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma* 7-3: 242- 247(1993)
 - Huber SM, Euler E: Biomechanisch-spannungsoptische Untersuchung zum Vergleich unterschiedlicher Osteosyntheseverfahren bei pertrochantären 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)
 - Huber-Wagner SM: Spannungsoptische Untersuchung verschiedener Stabilisierungsverfahren (Dynamische Hüftschraube, Gamma-Nagel, Proximaler Femurnagel) bei pertrochantären Femurfrakturen. Dissertation 2002
 - Hurwitz DE, Foucher KC, Andriacchi TP : A new parametric approach for modeling hip forces during gait. *J Biomech*. Jan;36(1):113-9 (2003)
 - Hyrtl J: *Handbuch der topographischen Anatomie*. Braunmüller-Verlag, Wien (1856)
 - Ipavec M, Brand R A, Pedersen D R, Mavcic B, Kralj-Iglic V, Iglic A: Mathematical modelling of stress in the hip during gait. *Journal of Biomechanics* 32: 1229- 1235 (1999)
 - Jackson M, Learmonth I D: The treatment of nonunion after intracapsular fracture of the proximal femur. *Clinical Orthopaedics and related research* 399:

119-128 (2002)

- Jenny J Y, Rapp E, Cordey J: Type of screw does not influence the holding power in the femoral neck. *Acta orthop. scand.* 70-5: 435-438 (1999)
- Johansson T, Jacobsson S A, Ivarsson I, Knutson A, Wahlström O: Internal fixation versus total hip arthroplasty in the treatment of displaced femoral neck fractures. *Acta orthop. scand.* 71-6: 597- 602 (2000)
- Johnston RC, Smidt GL: Measurement of hip-joint motion during walking. Evaluation of an electrogoniometric method. *J. Bone Joint Surg.* , 51A : 1083 (1969)
- Kaessmann H J, Hopf G, Koch H, Lattermann D, Stankovic P, Hardt J, Kunith W: Die Verbesserung der Stabilität einer Osteosynthese nach Schenkelhalsfraktur mittels axialer Kompressions-Verschraubung. *Arch. orthop. Unfall-Chir.* 74: 155- 159 (1972)
- Kaessmann H J, Hopf G, Koch H, Lattermann D, Stankovic P, Hardt J, Kunith W: Experimentelle Untersuchung über die mechanische Belastbarkeit der Hüftkopfspongiosa als Voraussetzung für die axiale Druck-Osteosynthese nach Schenkelhalsfrakturen. *Arch. orthop. Unfall-Chir.* 74: 156- 154 (1972)
- Karr R K, Schwab J P: Subtrochanteric fracture as a complication of proximal femoral pinning. *Clin. Orthop.* 194: 214- 217 (1985)
- Klöti M, Purbach B, Ochsner P E: Schraubenversorgung bei Schenkelhalsfrakturen. *Akt. Traumatol.* 24: 305- 309 (1994)
- Kremer K: Chirurgische Operationslehre Band 10. Untere Extremität. Thieme Verlag. (1987)
- Kreuz P C: Biomechanisch-spannungsoptische Untersuchung des proximalen Femurnagels bei petrochanteren Mehrfragmentfrakturen. Dissertation (2001)
- Kühnling J, Dahn T, Niebergall U, Marotzke C, Schmidt J: Die biomechanische Prüfung medialer Schenkelhalsfrakturen im Modellversuch. Kongreßband zur 3. Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Biomechanik (2003)
- Kummer B: Grundlage der Pauwels-Theorie der funktionellen Anpassung des Knochens. *Orthopäde* 24: 387- 393 (1995)
- Kummer B: Biomechanik- Form und Funktion des Bewegungsapparates. Deutscher Ärzteverlag (2005)
- Kyle R F: Operative Techniques of fixation for femoral neck fractures in young adults. *Techn Orthop* 1: 33-38 (1986)
- Kyle RF: Fractures of the hip. In Gustilo RB, Templeman DC (Hrsg.): *Fractures and Dislocations*. Vol. 2 St. Louis, Mosby-Yearbook 770-831 (1993)
- Lambiasi R E, Levine S M, Froehlich J A: Rapid osteolysis of the femoral neck after fracture. *AJR*:172: 489-491 (1999)
- Lanz T, Wachsmuth W: Bein und Statik/ Praktische Anatomie 1. Band/ 4. Teil; Kap. 4. *Articulatio coxae*. Springer-Verlag (2004)

- Leadbetter G W: A treatment for Fracture of the neck of the femur. *J Bone Joint Surg* 20: 108-113 (1938)
- Lechert B, Basedow S, Götzen N, Morlock M M, Wening J V: Implantattestung am proximalen Femur- Sawbone vs. Präparat. Kongreßband zur 3. Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Biomechanik (2003)
- Lygre L: The loads produced on the hip joint by nursing procedures: A telemeterization study. M.S.thesis, Case Western Reserve University (1970)
- March L M, Cham,berlain A C, Cameron I D: How best to fix a broken hip. *Med J Aust* 170: 489-494 (1999)
- Martens M, van Audekercke R, Delpont P, de Meester P, Mulier J C: The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. *Journal of biomechanics* 16-12: 971- 983 (1993)
- Martinek H, Wilke B: Das Verhalten mit Federnägel versorgter petrochanterer Oberschenkelbrüche unter Belastung. *Arch. orthop. Unfall-Chir.* 86: 235- 241 (1976)
- Maurer H J, Teuber H J: Frakturlinienverlauf- Schenkelkopfnekrose bei der medialen Schenkelhalsfraktur. *Arch Orthop. Unfallchir.* 67: 265-290 (1970)
- Measurements Group: Einführung in das Spannungsoptische Oberflächen-schichtverfahren. Technical Note TN 702, Measurements Group, Raleigh (1989)
- Measurements Group: How to select Photoelastic Coatings. Technical Note TN 704, Measurements Group, Raleigh (1987)
- Measurements Group: Instructions for casting and contouring photoelastic sheets. Instruction Bulletin IB-221-C, Measurements Group, Raleigh (1982)
- Measurements Group: Instructions for Mixing Type PL-1 Liquid Plastic. Instruction Bulletin IB-233-1, Measurements Group, Raleigh (1993)
- Milde FK: Loads on the femoral head during nursing care activities as measured by a telemeterized nail-plate. M.S. thesis, Case Western Reserve University (1974)
- Mizrahi J, Hurlin R S, Taylor J K, Solomon L: Investigation of load transfer and optimum pin configuration in the internal fixation, by Muller screws, of fractured femoral necks. *Med. & Biol. Eng. & Comput.* 18: 319-325 (1980)
- Mollenhof G, Walz M, Clasbrummel B, Muhr G: Schenkelhalsbruch- Osteosynthese oder welche Endoprothese ist indiziert? *Orthopäde* 29: 288- 293 (2000)
- Murray MP: Gait as a total pattern of movement. *Am. J. Phys. Med.*, 46: 290 (1967)
- Mutschler W, Haas N: Verletzungen des Hüftgelenks und des proximalen Femurs. *Praxis der Unfallchirurgie Thieme-Verlag:* 395-406 (1998)
- Neander G, Adolphson P, von Sviens K, Dahlborn M, Dalen N: Bone and

- muscle mass after femoral neck fracture. *Arch Orthop Trauma Surg* 116: 470-474 (1997)
- Netter FH: Atlas der Anatomie des Menschen. Zweite Ausgabe. Novartis Pharma AG (1999)
 - Nordin M, Frankel V H : Biomechanics of the hip. In: Frankel V H, Nordin M (Hrsg.) *Basic Biomechanics of the Skeletal System*. Lea & Pebigier- Philadelphia 149- 179 (1980)
 - Nordin M, Frankel V H: Biomechanics of whole bone and bone tissue. In: Frankel V H, Nordin M (Hrsg.) *Basic Biomechanics of the Skeletal System*. Lea & Pebigier- Philadelphia: 15- 61 (1980)
 - Parker M J, Dynan Y: Is Pauwels' classification still valid? *Injury* 29-7: 521-523 (1998)
 - Parker M J: The management of intracapsular fractures of the proximal femur. *The Journal of Bone and Joint Surgery (Br)* 82-7: 937- 941 (2000)
 - Parker MJ, Blundell C. Choice of implant for internal fixation of femoral neck fractures: meta-analysis of 25 randomised trials including 4925 patients. *Acta Orthop Scand* 69: 138- 143 (1989)
 - Paul JP: Forces transmitted by joints in the human body. *Proc Inst Mech Engng* 181: 8-15 (1967)
 - Paul JP: Loading on the head of the human femur. *J Anat.* Jul;105(1):187-8 (1969)
 - Pauwels F: Atlas der Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer-Verlag (1973)
 - Pauwels F: Der Schenkelhalsbruch - ein mechanisches Problem. Beilageheft *Z Orthop Chir* 63: 1 - 138 (1935) (Reprint in: *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springerverlag, Heidelberg, 1965)
 - Pauwels F: Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem: Grundlagen des Heilungsvorganges, Prognose und kausale Therapie. Stuttgart, Ferdinand Enke (1936)
 - Pauwels F: Der Schenkelhalsbruch. Ein mechanisches Problem. Pauwels F. Beilageheft *Z.Orthop Chir* 63 (1935)
 - Pauwels F: *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer-Verlag (1985)
 - Penschuk C, Zilch H, Brenner M: Langzeitergebnisse der Druckosteosynthese mit drei AO-Osteosyntheseschrauben bei Schenkelhalsfrakturen. *Unfallchirurgie* 8: 33-40 (1982)
 - Plitz W, Kuhn V, Maier A, Carl Ch, Hagen 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)
- Putz R, Pabst R: Atlas der Anatomie des Menschen. Urban und Schwarzenberg (1993)
 - Putz R: Zur Anatomie des Schenkelhalses. In: Wolfgang Schlickerei (Hrsg.): Behandlungskonzept bei Schenkelhalsfrakturen. Springer-Verlag: 10- 16 (1992)
 - Rehner M: Chirurgische Facharztweiterbildung. Band 2. Thieme-Verlag. (1997)
 - Rodriguez-Merchán E C: In Situ Fixation of Nondisplaced Intracapsular Fractures of the Proximal Femur. Clinical Orthopaedics and related research 399:42-51(2002)
 - Rodriguez-Merchan E C: Displaced intracapsular Hip Fractures: Hemiarthroplasty or Total Arthroplasty. Clinical Orthopaedics and related research 399: 72-77 (2002)
 - Rohlmann A, Bergmann G, Kölbl R: Die Beanspruchung des Femur- I. Intaktes Femur ohne Tractus iliotibialis. Zeitschrift für Orthopädie 118: 897- 904 (1980)
 - Rohlmann A, Bergmann G, Kölbl R: Die Beanspruchung des Femur- II. Intaktes Femur mit Tractus iliotibialis. Zeitschrift für Orthopädie 118: 920-925 (1980)
 - Rohlmann A, Mössner U, Bergmann G: Finite-Element-Analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis. J. Biomechanics 16-9: 727- 742 (1983)
 - Rohlmann A, Mössner U, Hess G, Bergmann G, Kölbl R: Die Beanspruchung von Femur, Zement und Implantat nach der Implantation einer Hüftendoprothese. Biomedizinische Technik 27: 291-302 (1982)
 - Rohlmann A, Zilch H, Bergmann G, Kölbl R: Material properties of femoral cancellous bone in axial loading- Part I: Time Independent properties. Archives of Orthopaedic and Tramatic Surgery 97: 95- 102 (1980)
 - Rohrbach C: Handbuch für experimentelle Spannungsanalyse. VDI-Verlag, Düsseldorf (1989)
 - Rydell NW: Forces acting in the femoral head prosthesis. Acta orthop Scand (Suppl) 88: 37 (1966)
 - Rzsencz E H, Weinberg A M, Reilmann H: Gedeckte Osteosynthese durch kanülierte Schrauben bei medialen Schenkelhalsfrakturen Typ Graden I und II. Unfallchirurg 98: 478-482 (1995)
 - Schatzker J, Tile M: The rationale of operative fracture care. Springer-Verlag. (1996)
 - Schmidt A H, Swiontkowski M F: Femoral neck fractures. Orthopaedic Clinics

of North America 33-1: 97- 111 (2002)

- Schmidt R G, Gregg J R: Subtrochanteric fracture complicating multiple pin fixation of the hip. An orthopaedic dilemma. Vorgetragen zum jährlichen Treffen der Akademie der Orthopädischen Chirurgen. Las Vegas/ NV. (1985)
- Schöpf HJ: Spannungsoptisches Oberflächenschichtverfahren. In: Rohrbach C (Hrsg). Handbuch für experimentelle Spannungsanalyse. VDI-Verlag, Düsseldorf: 258-279 (1989)
- Seireg A, Arvikar R J: The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. J. Biomechanics 8 89- 102 (1975)
- Shah A K, Eissler J, Randomisli T: Algorithms for the Treatment of Femoral Neck Fractures. Clinical Orthopaedics and related research 399: 28-34(2002)
- Singh M, Nagrath AR: Changes in trabecular pattern of the upper end of the proximal femur as an index of osteoporosis. J Bone Surg (Am) 52: 457-67 (1970)
- Smektala M, Wenning R, Ekkernkamp A: Die Schenkelhalsfraktur des jüngeren Patienten; Widerspruch zwischen Leitlinie und Versorgungswirklichkeit-Ergebnisse externer Qualitätssicherung bei 1747 Verläufen. Unfallchirurg 104: 820-826 (2001)
- Smektala R, Wenning M, Ekkernkamp A: Schenkelhalsfraktur: Analyse der Ergebnisse externer Qualitätssicherung. Chirurg 70: 1330-1339 (1999)
- Stafford P, Goulet R, Norris B: The effect of screw insertion site and unused drill holes on stability and mode of failure after fixation of basicervical femoral neck fracture. Critical Reviews in biomedical engineering 28 (1&2):11- 16 (2000)
- Stankewich C J, Chapmann J, Muthusamy R, Quaid G, Schemitsch E, Tencer A F, Ching R P: Relationship of mechanical factors to the strength of proximal femur fractures fixed with cancellous screws. Journal of Orthopaedic Trauma 10-4: 248-257 (1996)
- Swiontkowski M F, Harrington R N, Keller T S, Van Patten T K: Torsion and bending analysis of internal fixation techniques for femoral neck fracture: the role of implant design and bone density. J Orthop Res 5: 433-444 (1987)
- Tausendfreund J, Galla M: Die minimal-invasive Schraubenosteosynthese der medialen Schenkelhalsfraktur im höheren Lebensalter- eine Alternative zur Endoprothese. Vorgetragen zur 67. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie. Abstract 13-5 (2003)
- Trueta J: Die Anatomie der Gefäße des Oberschenkelkopfes und ihre Empfindlichkeit gegenüber traumatischer Schädigung. Verhandlung der österr. Gesell. f. Unfallchir.. Band 97. Springer-Verlag: 18(1968)
- Watson J T, Moed B R: Ipsilateral femoral neck and shaft fractures: Complications and their treatment. Clinical Orthopaedics and related research 399: 78-

86 (2002)

- Weinrobe M, Stankewich C J, Mueller B, Tencer A F: Predicting the mechanical outcome of femoral neck fractures fixed with cancellous screws: an in vivo study. *Journal of orthopaedic trauma* 12-1 27- 37 (1998)
- Wildburger R, Hofer H P, Schippinger G: Die Versorgung von Schenkelhalsfrakturen mittels Spongiosaschraube und DHS. *Akt. Traumatol.* 22 135- 143 (1992)
- Zilch H, Naseband H: Mechanische Verhältnisse der Osteosynthese mit drei A0-Spongiosazugschrauben nach Schenkelhalsfraktur. *Akt. Traumatologie* 10: 85- 103(1980)
- Zilch H, Rohlmann A, Bergmann G, Kölbl R: Material properties of femoral cancellous bone in axial loading- Part II: Time dependent properties. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery* 97: 257- 262 (1980)
- Zilch H: Verbessert die Kompressionsverschraubung die Prognose des medialen Schenkelhalsbruches?. *Unfallheilk.* 79: 263 (1976)

6.2 Danksagung

Folgenden Personen möchte ich herzlich für die Betreuung und Unterstützung bei der Erstellung dieser Dissertation danken:

Prof. Dr. med. E. Euler (Doktorvater; Leiter der Arbeitsgruppe Biomechanik/ Spannungsoptik an der Chirurgischen Klinik der LMU-München- Innenstadt)

Dr. med. Stefan Huber-Wagner (Betreuer der Disseration)

Prof. Dr. med. Dipl. Ing. W. Plitz (Leiter des Labors für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der LMU-München- Klinikum Großhadern)

Prof. Dr. W. Mutschler (Direktor der Chirurgischen Klinik der LMU- Innenstadt)

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

H. Klein (Präparator, Institut für Rechtsmedizin)

meiner Frau Aranzazu Maria Bello Blasco

meinen Eltern (Jan-Michael und Sabine Rieken)

meinen Geschwistern (Malte, Finn und Magnus Rieken)

6.3 Lebenslauf

Jan Nikolas Rieken

Geburtsdatum: 09.September1976

Geburtsort: Hannover

Familienstand: verheiratet

Werdegang:

09/1983- 07/1996: Grundsschule & Karl-v.-Closen Gymnasium Eggenfelden

07/1996: Abitur

08/1996- 09/1997: Zivildienst auf der Intensiv-Station am Kreiskrankenhaus Eggenfelden

10/1997- 04/2004: Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München

04/2004: III. Staatsexamen

06/2004: Beginn der AIP-Zeit an der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie am Klinikum Rosenheim (Prof. Dr. med. G. Regel)

seit 10/2004: seit Assistenzarzt an der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie am Klinikum Rosenheim (Prof. Dr. med. G. Regel),

01.04.2006-30.09.2006: Assistenzarzt der Klinik für Allgemein-, Viszeral- und Thoraxchirurgie am Klinikum Rosenheim (Prof. Dr. P. Wagner)

6.4 Veröffentlichungen

Die Veröffentlichungen mit Teilergebnissen dieser Dissertation sind in Absprache und mit Genehmigung des Dekanates der Medizinischen Fakultät der LMU-München erfolgt.

- Rieken JN, Huber-Wagner S, Euler E, Plitz W, Mutschler W. Osteosynthese der medialen Schenkelhalsfraktur- Eine biomechanisch-spannungsoptische Untersuchung unterschiedlicher Schraubenkonfigurationen. Vortrag, 67. Jahrestagung, Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie, Berlin, 11.-14. 11.2003. Abstract in: Hefte zu Der Unfallchirurg 2003
- Huber Wagner S, Rieken JN, Euler E, Plitz W, Mutschler W. Biomechanik unterschiedlicher Schraubenkonfigurationen bei der Osteosynthese der medialen Schenkelhalsfraktur- Eine Spannungsoptische Untersuchung. Poster, 3.Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, München 29.05.-31.05.2003. Abstract in: 3. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, Abstractband S. 70, <http://anat1.med.uni-muenchen.de/Eckstein/Jahrestagung/Index.html>
- Huber Wagner S, Rieken JN, Euler E, Plitz W, Mutschler W. Biomechanik unterschiedlicher Schraubenkonfigurationen bei der Osteosynthese der medialen Schenkelhalsfraktur- Eine Spannungsoptische Untersuchung. Vortrag, 80. Jahrestagung der Vereinigung der Bayerischen Chirurgen, München, 17.-19.07.2003
- Rieken JN, Regel G. Operative Zugangswege zum hinteren Beckenring. Vortrag, AO-Seminar für leitendes OP-Personal. Rosenheim 22.- 23.06.2006.
- Rieken JN, Wimbauer T, Regel G. Volare und dorsale winkelstabile Plattenosteosynthese bei der Versorgung des distale Radiusextensionsbruchs (AO C1-3)- eine prospektiv klinische Verlaufsstudie. Vortrag, 70. Jahrestagung, Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie, Berlin, 02.- 06.10.2006.