

**Das Migrationsverhalten von
Schenkelhalsschrauben in pertrochantären Frakturen:
Eine experimentelle biomechanische Analyse**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

des Fachbereichs Humanmedizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

Vorgelegt von Sven Kevin Tschöke
aus Offenbach a/M

Gießen 2001

Aus dem Medizinischen Zentrum für Chirurgie,
Anästhesiologie und Urologie
Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie
Leiter : Prof. Dr. Dr. R. Schnettler
des Universitätsklinikums Gießen

Gutachter : Prof. Dr. Dr. Schnettler

Gutachter : PD Dr. Gruber

Tag der Disputation : 19. Juni 2002

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Problemstellung	4
2. Klassifikation der pertrochantären Femurfraktur	6
3. Operative Verfahren	9
4. Material und Methode	13
4.1 Knochenersatzmaterial	13
4.2 Schenkelhalsschrauben	14
4.2.1 Dynamische Hüftschraube (DHS)	14
4.2.2 Gamma Nagel	14
4.2.3 Richards Classic Hip Screw	15
4.2.4 Osteo Hip Screw (OHS)	16
4.2.5 Proximaler Femurnagel (PFN)	16
4.3 Bohrer und Gewindeschneider	17
4.4 Dynamische Testung	19
4.4.1 Einzelschrauben-Systeme	21
4.4.2 Doppelschrauben-System	22
5. Ergebnisse	24
5.1 Der Initiale Cut-Out	24
5.2 Migrationsverhalten in osteoporotischem und nicht-osteoporotischem Knochenersatzmaterial	25
5.3 Migrationsverhalten der Einzelschrauben-Systeme	26
5.4 Migrationsverhalten des Doppelschrauben-Systems	28
5.5 Migrationsverhalten der Hüftschraube bei unterschiedlichen Implantationstiefen im Knochenersatzmaterial	29
6. Diskussion	31
7. Zusammenfassung	43
8. Literaturverzeichnis	44
9. Anhang	
• Danksagung	
• Curriculum Vitae	

1. Einleitung und Problemstellung

Mit dem Anstieg der Lebenserwartung unserer Bevölkerung nimmt auch die Zahl der Frakturen beim älteren Menschen zu [22]. Dabei stehen besonders die hüftgelenknahen Frakturen des Oberschenkels im Sinne eines „low-energy-trauma“, zum Beispiel nach häuslichen Stürzen, im Vordergrund [39].

Diese bedürfen unter Ausschluss allgemeiner und lokaler Kontraindikationen der operativen Versorgung, sofern die Blutversorgung der beteiligten Frakturfragmente gesichert ist und dadurch eine avasculäre Hüftkopfnekrose vermieden werden kann [87].

Um die Belastung einer operativen Therapie des Patienten möglichst gering zu halten werden zunehmend minimal-invasive, sogenannte geschlossene Verfahren, angewendet. Dies gewährleistet eine optimale Versorgung der Frakturen mit geringem Blutverlust und reduziertem postoperativem Infektionsrisiko. Eine frühe, aktive Mobilisation des Patienten wird hiermit ermöglicht, um gleichzeitig einen Großteil therapieerschwerender Faktoren wie kardiopulmonale Komplikationen, Phlebothrombosen und Muskelatrophien zu verhindern.

In der operativen Versorgung von inter- und pertrochantären, sowie transcervicalen Oberschenkel-Frakturen hat sich in den vergangenen Jahren international die Schrauben-Osteosynthese mit intramedullären oder extramedullär, plattenunterstützten Kraftträgern als Therapie der Wahl etabliert.

Kleine Weichteil-Inzisionen, vereinfachte Handhabung mit Zielgeräten als Implantationshilfe und kürzere OP-Dauer sind sowohl für den Patienten, wie auch für den Operateur erleichternde Fortschritte in der adäquaten Versorgung solcher Frakturen.

Die mit der früher üblichen Extensionsbehandlung dieser Frakturen beschriebene Letalität von bis zu 50 Prozent konnte durch die neuen Operationsmethoden auf circa zehn Prozent gesenkt werden [78].

Besonders bei älteren Patienten mit zunehmend osteoporotischen Knochen wird im klinischen Alltag trotz bewährtem Verfahren immer wieder von Versagen des Implantates berichtet [1, 20, 74, 86, 90] .

Ein wesentlicher Faktor ist dabei das „Wandern“ des Schraubenkopfes durch die dichteverminderte Knochenstruktur des proximalen Femurfragmentes, besonders bei instabilen Frakturen, der sogenannte „Cut-Out“ .

Hier werden die vom Becken auf den Hüftkopf eingeleiteten Kräfte, oft aufgrund einer fehlenden medialen kortikalen Abstützung, nicht mehr vom stabilisierten Femur-Implantat-Verbund aufgefangen. Das proximale Fragment wird in Richtung der resultierenden Kraft varisierend disloziert und die Schraube, durch die nachgebende Knochensubstanz, aus ihrer ursprünglichen Position im Hüftkopf verlagert.

Bei entsprechender Migration der Schraube durch den Femurkopf kann eine ausreichende Stabilisation der Frakturfragmente nicht mehr gewährleistet werden. Es resultieren im Extremfall eine Perforation des Hüftkopfes. In diesen Fällen wird dann ein erneuter operativer Eingriff mit der Implantation einer Totalendoprothese des betroffenen Hüftgelenks notwendig. Diese zusätzliche Operation bedeutet für den älteren Patienten ein erneutes und deutlich erhöhtes Risiko.

Unterschiedliche Implantate zur Versorgung hüftgelenksnaher Femurfrakturen untermauern die Schwierigkeit den hohen biomechanischen Anforderungen jederzeit gerecht werden zu können.

Die verschiedenen auf dem internationalen Markt vertriebenen Implantatsysteme unterscheiden sich hinsichtlich der Schenkelhalsschraubengeometrie mit selbst- oder nicht-selbstschneidendem Gewinde, der CCD-Winkel-Variation, Ein- oder Mehrschrauben-Systeme, sowie der intra- oder extramedullären Verankerungstechnik.

Zahlreiche biomechanische Studien beschäftigten sich mit der Versagensanalyse einzelner Implantate in Kadavertests [17, 33, 34, 40, 47, 94, 95].

Diese Untersuchungen sind, aufgrund unterschiedlicher Präparationstechnik, nicht vergleichbarer Osteoporose-Raten und damit variierender Knochenstrukturen, sowie mangelnder Reproduzierbarkeit der begrenzt zur Verfügung stehenden Kadaver, jedoch sehr kritisch zu diskutieren.

Ziel dieser Arbeit ist es das Migrationsverhalten verschiedener auf dem Markt vertriebener Hüftschraubenimplantate an einer speziell entwickelten Versuchsvorrichtung mit einem Knochenersatzmaterial aus Polyurethanschaum, reproduzierbar und statistisch signifikant, biomechanisch zu analysieren. Dabei werden einzelne Parameter wie Schraubenlage im Schenkelhals und CCD-Winkel isoliert verändert, um ihre Bedeutung, zusammen mit den geometrischen Details, im Gesamtsystem ermitteln zu können.

2. KLASSIFIKATION DER PERTROCHANTÄREN FEMURFRAKTUR

In den letzten sechzig Jahren haben sich immer wieder Autoren um Klassifikationen zur optimalen Beurteilung der Schwere und korrekten Behandlung von pertrochantären Femurfrakturen bemüht [10, 25, 38].

Da die pertrochantäre und auch die subtrochantäre Femurfraktur nach wie vor zu den technisch operativ anspruchsvollsten Frakturversorgungen gezählt werden muß, ist eine optimale Klassifikation und die daraus resultierende therapeutische Konsequenz von grundlegender Bedeutung.

Die Frakturkonstellation des proximalen Femur kann grob in einen stabilen und einen instabilen Bruchtyp differenziert werden. Der instabile Bruchtyp besitzt keine mediale kortikale Abstützung und liegt häufig multifragmentär vor [78] (Abbildung 1). In der modernen Unfallchirurgie und Orthopädie hat sich die Einteilung der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) international bewährt und durchgesetzt [59, 77].

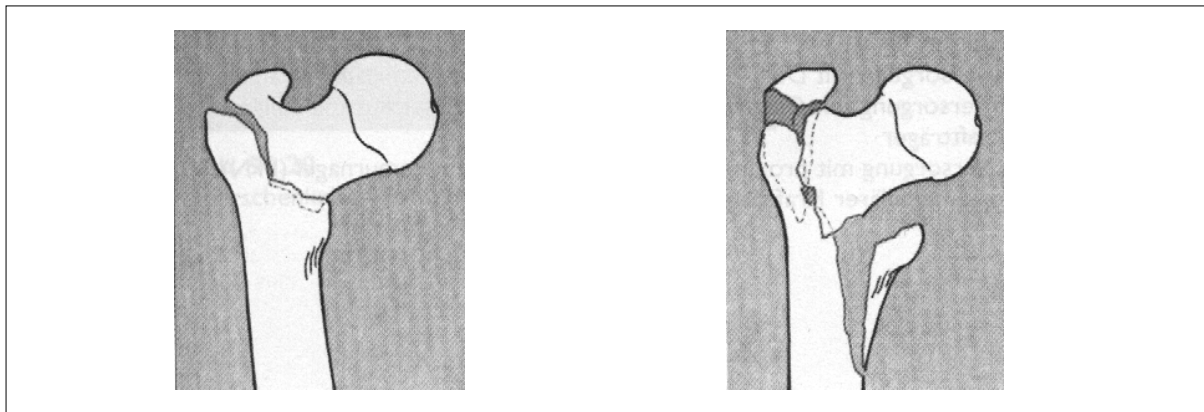


Abb. 1: Stabile, einfache Fraktur

Instabile, multifragmentäre Fraktur

Die AO/ASIF-Klassifikation der Frakturen des proximalen Femur nach Müller unterscheidet in dem mit der Ziffer 31 bezeichneten Segment drei Abschnitte (A, B, C). Die Gruppen A und B umfassen alle extraartikulären Frakturen der Trochanterregion (A) und des Schenkelhalses (B), während Gruppe C die intraartikulären Frakturen einschließlich des Femurkopfes beinhaltet (Abbildung 2).

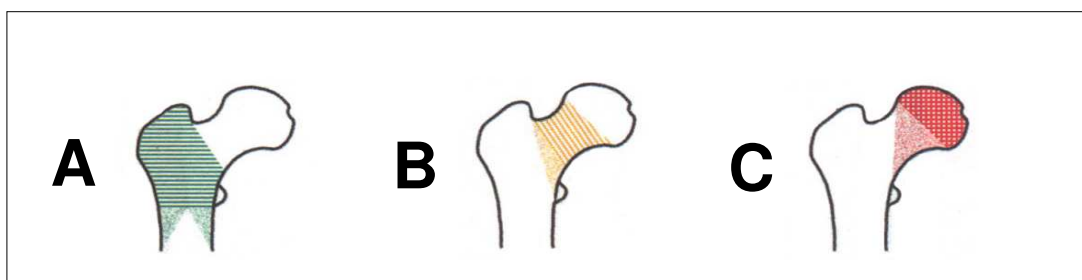


Abb. 2: Segmenteinteilung der AO [aus 59]

Eine weitere Kodierung von 1 bis 3 erlaubt die genaue Beschreibung der Frakturverläufe, Fragmentaufteilung und die Stellung der Fragmente zueinander. Die nachfolgende Abbildung (Abbildung 3) und die Tabelle 1 sollen dies am Beispiel der petrochantären Region schematisch erläutern.

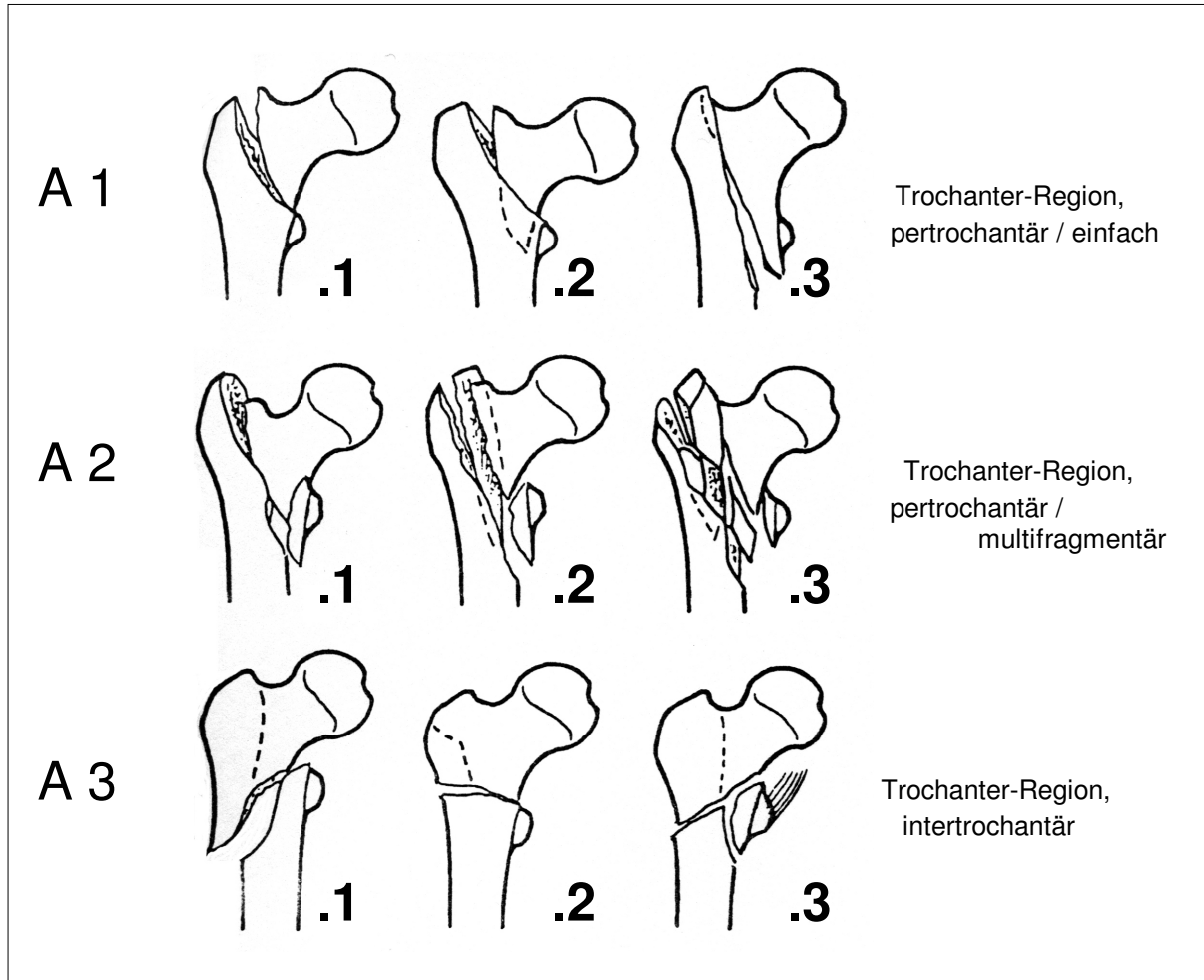



Abb. 3: AO-Klassifikation der petrochantären Frakturen nach Müller 1996

	.1	.2	.3
A 1	entlang der intertrochantären Linie	durch den Trochanter major	distal des Trochanter minor
A 2	mit einem dazwischenliegendem Fragment	mit mehreren dazwischenliegenden Fragmenten	über 1cm distal des Trochanter minor
A 3	einfach schräg	einfach transversal	multifragmentär

Tab. 1 : Tabelle der Kodierung zur Klassifikation von trochantären Femurfrakturen (Bezeichnung des Frakturverlaufs)

Die in den Kategorien A1 und A2 dargestellten Frakturen zeigen jeweils eine Beteiligung der medialen Schaft-Kortikalis. Bei A3-Frakturen ist zusätzlich mit einem Verlust des lateralen Schaftanteils zu rechnen.

Zusammenfassend läßt sich zum Beispiel eine multifragmentäre, pertrochantäre Femurfraktur mit komplettem Abriß des Trochanter minor als **31-A 2.3** (nach AO) klassifizieren.

Der Verlust der medialen Kortikalis, nach Abspaltung einer oder mehrerer Fragmente, stellt eine wesentliche Instabilität im Gesamtkomplex der knöchernen Abstützung dar. Hinsichtlich der ausreichenden Stabilisierung solcher Frakturkonstellationen muß ein erhöhter Anspruch an die modernen Implantate gestellt werden.

3. OPERATIVE VERFAHREN

Die Therapie der pertrochantären Femurfraktur unterlag in den vergangenen Jahrzehnten mit fortschreitenden klinischen und biomechanischen Erkenntnissen einem beachtlichen Wandel.

Nach der kritischen konservativen Extensionsbehandlung mit langdauernder Bettruhe (3-4 Monate) und den damit verbundenen kardiopulmonalen Risiken der Patienten im meist hohen Lebensalter erreichte die operative Therapie einen immer größer werdenden Stellenwert in der Versorgung dieser komplizierten Frakturen.

Schon 1925 entwickelte Smith-Petersen einen Dreilamellennagel (Abbildung 4), welcher als erstes Implantat zur operativen Behandlung pertrochantärer Femurfrakturen seine Anwendung fand. Die anatomischen Voraussetzungen, wie ein großes Trochanterfragment und ein ausreichendes mediales Widerlager, sowie der erhöhten Rotationsbereitschaft des proximalen Frakturfragmentes, gaben jedoch Anlass zur Verbesserung, welche sich mit dem Johannson-Nagel nach Jewett (Abbildung 5) und dem von der deutschen Arbeitsgruppe Rehbein 1948 weiterentwickelten Zweilamellennagel (Abbildung 6), oder auch V-Nagel, mit einer Fixierungsmöglichkeit am lateralen Femurschaft zeigte. Die 1959 von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesfragen (AO) vorgestellte 130-Grad-Winkelplatte (Abbildung 7) lieferte ein ähnliches Prinzip mit dem Vorteil einer höheren Rigidität und Rotationsstabilität.

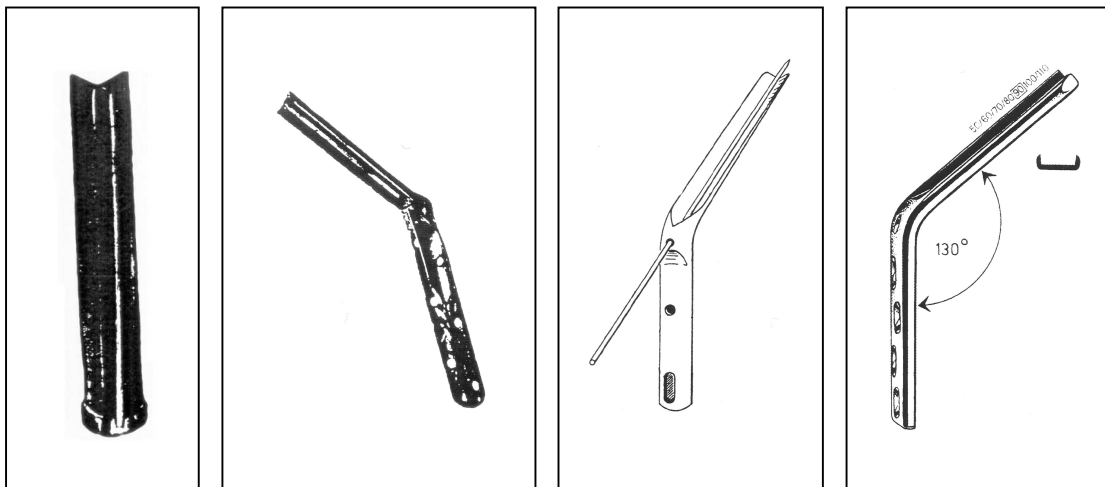


Abb. 4: Dreilamellennagel aus [76]

Abb. 5: Johannson-Nagel nach Jewett aus [43]

Abb. 6: V-Nagel nach Rehbein aus [70]

Abb. 7: 130°-Winkelplatte der AO aus [60]

Hinsichtlich der bedeutenden Problematik einer fehlenden medialen Abstützung der meisten pertrochantären Femurfrakturen hatte Küntscher bereits 1940 den Doppelnagel oder Y-Nagel entwickelt (Abbildung 8). Diese Kombination aus einem Schenkelhalsnagel und einem Marknagel zeigte vor allem in osteoporotisch vorgeschädigtem Knochen eine stabile Osteosynthese mit der Möglichkeit einer frühen Mobilisation der Patienten. Die technisch anspruchsvolle Operation führte jedoch bei einigen Chirurgen zu Ablehnung dieses Verfahrens.

Weitere Implantate, wie der Rundnagel nach Lezius und Herzer (Abbildung 9), sowie der von Küntscher 1964 vorgestellte gekrümmte Trochanternagel (Abbildung 10) und der Kondylennagel nach Ender und Simon-Weidner (Abbildung 11) standen aufgrund von postoperativen Komplikationen wie suprakondyläre Weichteilirritationen an der Einschlagstelle, fehlender Fixierungsmöglichkeiten und postoperativer Rotationsfehlstellungen immer wieder in der Kritik.

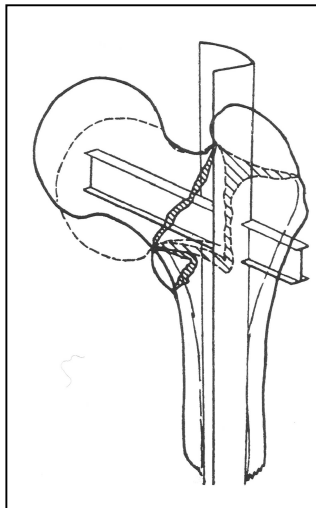


Abb. 8: Y-Nagel oder Doppelnagel nach Küntscher aus [76]

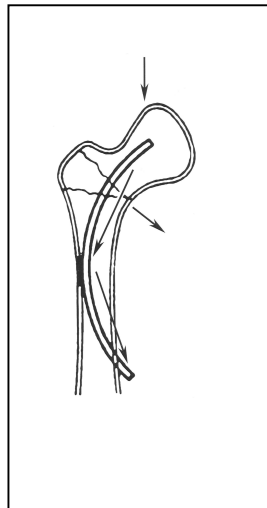


Abb. 9: Rundnagel nach Lezius und Herzer aus [93]

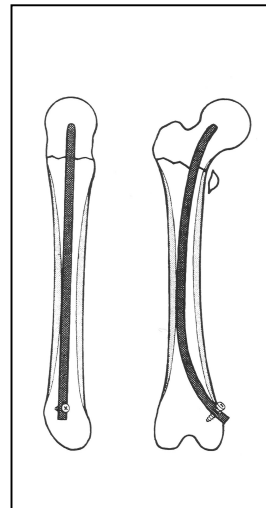


Abb. 10: Trochanternagel nach Küntscher aus [54]

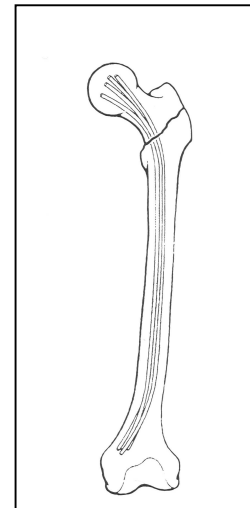


Abb. 11: Kondylennagel nach Ender aus [54]

Im Jahre 1980 stellte Dr. Grosse aus Straßburg die Idee einer Variante des Küntscher-Doppelnagels vor. Die ersten Implantationen erfolgten im Jahre 1986. Parallel zum Straßburger Projekt fand zur gleichen Zeit eine ähnliche Entwicklung mit Mr. J. Gill und Dr. S. Halder in Halifax, Großbritannien, statt. Bereits im November 1985 wurde ein Bericht über 40 mit dem Halifax-Nagel erfolgreich operierten Patienten veröffentlicht [30]. Da sich die Systeme aus Halifax und Straßburg ähnelten wurden sie zu einem Projekt zusammengeführt und unter dem Namen „Gamma-Nagel“ herausgebracht.

Die modernen Implantate der heutigen Zeit basieren auf den aktuellsten Erkenntnissen dieser jahrzehntelangen Entwicklung. Sie stellen im Sinne der minimal-invasiven Schrauben-Osteosynthese ein international anerkanntes und bewährtes Prinzip zur adäquaten operativen Versorgung proximaler Femurfrakturen dar.

Das Gesamtsystem dieses Osteosyntheseverfahrens besteht dabei im Wesentlichen aus zwei Komponenten. Die Schenkelhalsschraube fixiert das proximale Bruchfragment. Eine extramedulläre Platte oder ein intramedullärer Nagel ergänzen das System und liefern die krafttragende und stützende Komponente am Femurschaft (siehe Abbildung 12). Durch kleine Weichteilinzisionen können im Sinne des minimal-invasiven Vorgehens Blutverlust und postoperatives Infektionsrisiko deutlich reduziert werden.

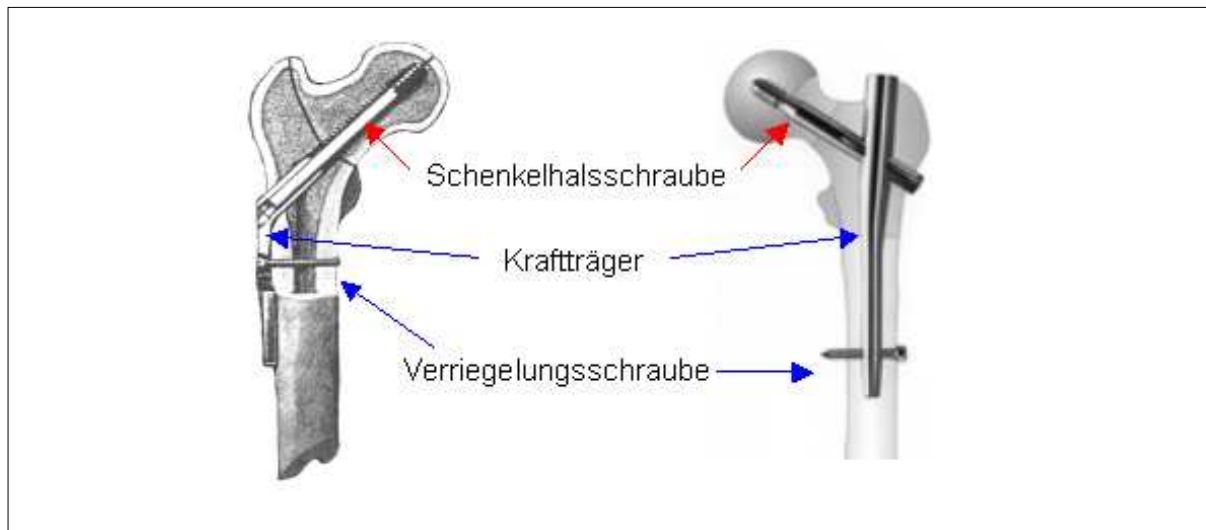


Abb. 12: links: Extramedulläres System mit Schenkelhalschraube und lateraler Platte (DHS); rechts: Intramedulläres System mit Schenkelhalschraube und Marknagel (Gamma-Nagel)

Bei der Implantation der gelenknah einzubringenden Schenkelhalschrauben, sowie zusätzlicher Gleitschrauben und optionaler Verriegelungsschrauben zur Fixierung der Trägerkomponente, dienen verschiedene Zielsysteme (Abbildungen 13, 14, 15) der intraoperativen Präzision. Die Herstellung verschiedener Winkel-Varianten beider Systemarten hat die individuelle Anpassung an physiologisch-anatomische Verhältnisse zur optimalen Versorgung möglich gemacht.

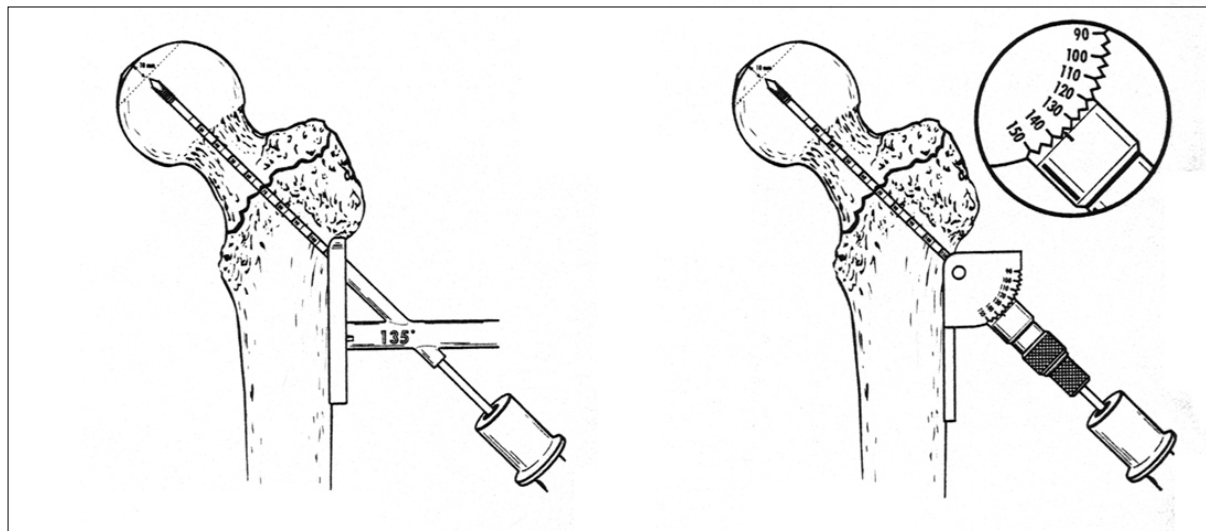


Abb. 13: links: fixierte Winkelplatte für extramedulläres System; rechts: adjustierbare Winkelplatte für extramedulläres System

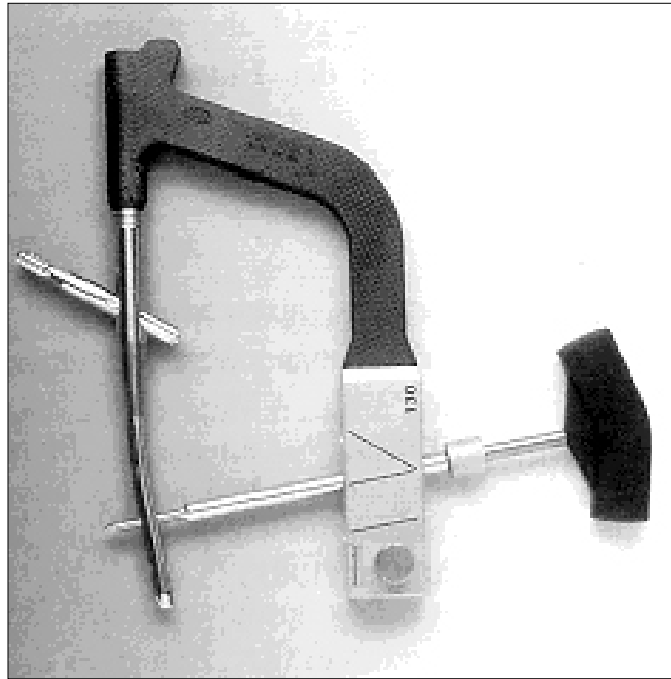


Abb. 14: Zielgerät für intramedulläres Gamma-Nagel-System

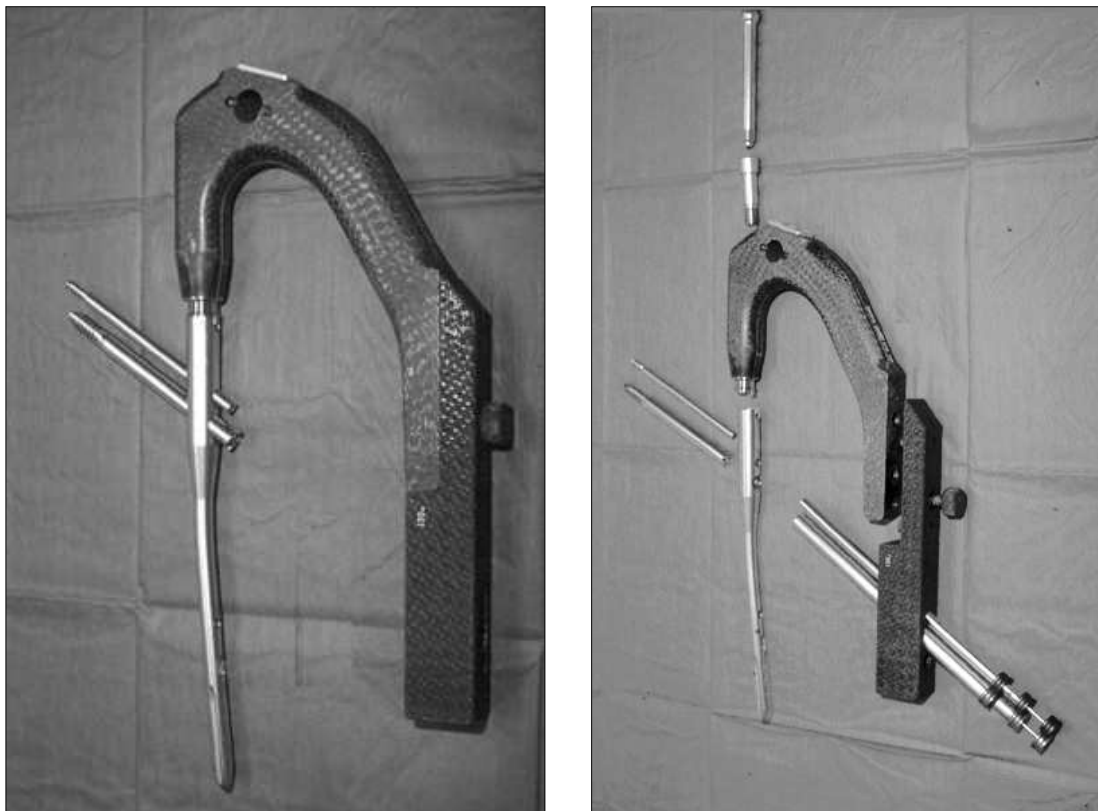


Abb. 15: Zielgerät für intramedulläres PFN-System

4. MATERIAL UND METHODE

4.1 DAS KNOCHENERSATZMATERIAL

Die in-vivo Knochenstruktur und -Dichte im proximalen Bereich eines menschlichen Femur ist individuell und daher äußerst variabel. In diesen Versuchsreihen sollte menschliches Material durch ein Knochenersatzmaterial ersetzt werden, um in-vitro optimale Voraussetzungen für reproduzierbare Untersuchungen zu schaffen.

Zur möglichst realitätsnahen Nachbildung bezüglich der Dichte und der Kompressionsstärke eines osteoporotischen und nicht-osteoporotischen Femurknochens diente ein Polyurethanschaum nach den Bestimmungen der Association for Standard Testing Material (ASTM F 1839-97) als Knochenersatzmaterial.

Der Polyurethanschaum *Lumoltan 200* der Firma Lackfa Isolierstoff GmbH (Rellingen, Deutschland), mit einer Kompressionsstärke von 3,3 MPa und einer Dichte von $0,192 \text{ g/cm}^3$, stellt einen osteoporotischen Zustand des zu untersuchenden Oberschenkelknochens dar. Der vergleichsweise nicht-osteoporotische „Normalzustand“ des proximalen trabekulären Femurabschnittes konnte mit dem Polyurethan-Schaum *Last-A-Foam FR 3715* der Firma General Plastics Manufacturing Company (Tacoma, Washington, USA), mit einer Kompressionsstärke von 4,8 MPa und einer Dichte von $0,240 \text{ g/cm}^3$ erzielt werden.

Die Bezeichnung der beiden Materialien erfolgte gemäß ASTM in Dichtegrad 12 (lbm/ft^3) für osteoporotisch und Dichtegrad 15 (lbm/ft^3) für nicht-osteoporotisch.

In beiden Dichtegraden wurden aus dem ursprünglichen Plattenmaterial Zylinder von 50 Millimeter Länge und einem Durchmesser von 30 Millimeter (Abbildung 16) in einem spanabhebenden Drehverfahren angefertigt (Abteilung für Musterbau der Firma Stryker Howmedica, Schönkirchen).



Abb. 16: Polyurethanschaumzylinder 50mm x 30mm

4.2 SCHENKELHALSSCHRAUBEN

Für die biomechanische Testung des Migrationsverhaltens von Schenkelhals-Schrauben innerhalb des proximalen Abschnitts einer pertrochantären Femurfraktur wurden aus der Vielzahl moderner interner Osteosynthese-Implantate fünf Systeme verschiedener Hersteller ausgewählt.

Die Unterschiede in Geometrie der Schrauben, Fixierung und Implantationsverfahren werden nachfolgend für jedes Produkt einzeln vorgestellt.

4.2.1 DHS - DYNAMISCHE HÜFTSCHRAUBE, (SYNTHESES)

Das System der Dynamischen Hüftschraube (DHS) besteht aus einer Schenkelhals-schraube mit 12,5 Millimeter Gewindedurchmesser und einer lateral dem Femur-schaft anliegenden extramedullären Metallplatte.

Nach Vorbohrung und Gewindeschneiden wird die Schenkelhalschraube mit Hilfe einer dem gewünschten Winkel entsprechenden Führungsplatte (siehe Abbildung 13) im Femurhals platziert. Anschließend wird die stabilisierende Schaftplatte mit der Schraubenfassung entlang der Schraube dem Femurschaft angelegt und mit Kompressionsschrauben fixiert.

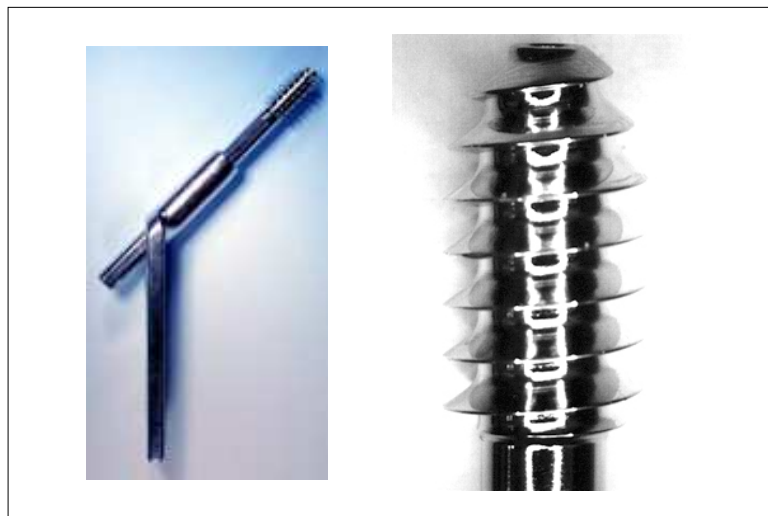


Abb. 17: links: DHS-System ; rechts: DHS Schraubenkopf-Design

4.2.2 GAMMA-NAGEL, (STRYKER HOWMEDICA)

Das Gamma-Nagel-System besteht aus einer Schenkelhalschraube mit 12,0 Millimeter Gewindedurchmesser und einem intramedullären Marknagel als Kraftträger.

Nach axialer Aufbohrung des Markraumes von Femurschaft und Implantation des intramedullären kanülierten Nagels, wird mit Hilfe eines Zielgerätes (siehe Abbildung 14) die Position der Schenkelhalschraube im proximalen Fragment bestimmt. Durch Vorbohrung mit einem abgestuften Bohraufsatz (Stufenbohrer) kann die Schraube mit selbstschneidendem Gewinde in die richtige Position eingebracht werden. Eine von proximal in den Marknagel eingebrachte Arretierungsschraube soll die Rotation der Schenkelhalschraube um die eigene Achse verhindern.

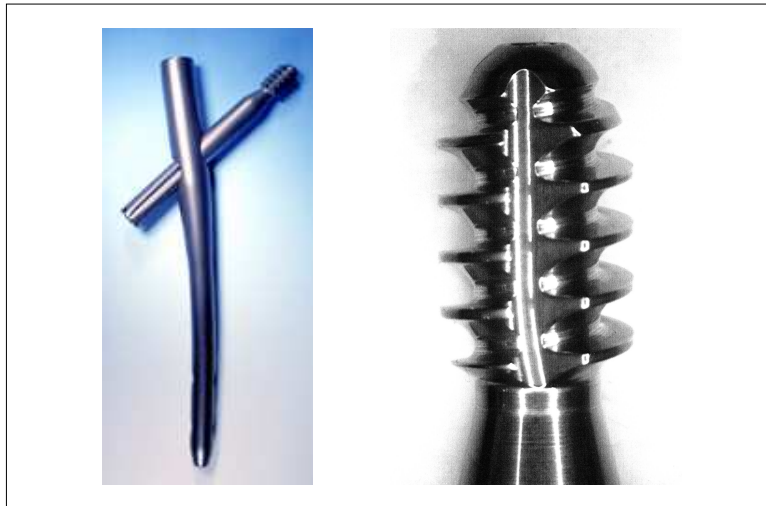


Abb. 18: links: Gamma-Nagel ; rechts: Gamma Schenkelhalsschraubenkopf-Design

4.2.3 RICHARDS CLASSIC HIP SCREW, (SMITH & NEPHEW RICHARDS)

Ähnlich des Gamma-Nagel-Systems besteht das Richards CHS-System auch aus einem intramedullären Kraftträger mit einer Schenkelhalsschraube. Der Gewindedurchmesser der Schenkelhalsschraube beträgt 12,7 Millimeter.

Die Implantationstechnik des intramedullären Nagels und der Schenkelhalsschraube, sowie ihrer Fixierung, ist bis auf das Gewindeschneiden zur Einbringung der Schenkelhalsschraube und dem Fehlen einer Arretierungsschraube mit dem Gamma-System identisch.

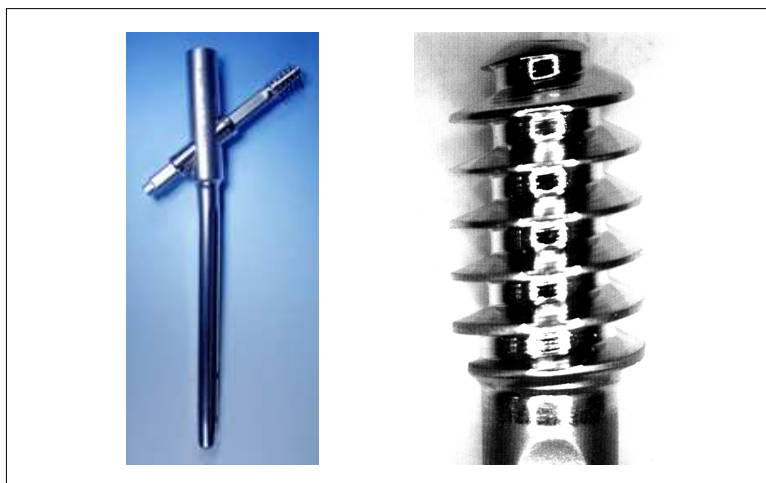


Abb. 19: links: Richards Classic Hip Screw-System ; rechts Schraubenkopf Richards CHS-Design

4.2.4 OHS - OSTEO HIP SCREW, (OSTEO STRYKER)

Das OHS-System ist ähnlich der Dynamischen Hüftschraube. Die Schenkelhalschraube, mit den Gewindedurchmessern \varnothing 12,7 Millimeter oder \varnothing 14,0 Millimeter, wird von einer extramedullären Metallplatte am lateralen Femurschaft gestützt.

Eine fixierte oder adjustierbare Winkelplatte (siehe Abbildung 13) dient dem gezielten Bohren des gewünschten Schraubenkanals und anschließendem Eindrehen der Schenkelhalsschraube.

Für die Schenkelhalsschraube mit einem Durchmesser von 12,7 Millimetern muss das Gewinde nach dem Bohren und vor der Implantation der Schraube mit einem Gewindeschneider präpariert werden. Die 14,0-Millimeter-Schraube besitzt ein selbstschneidendes Gewinde.

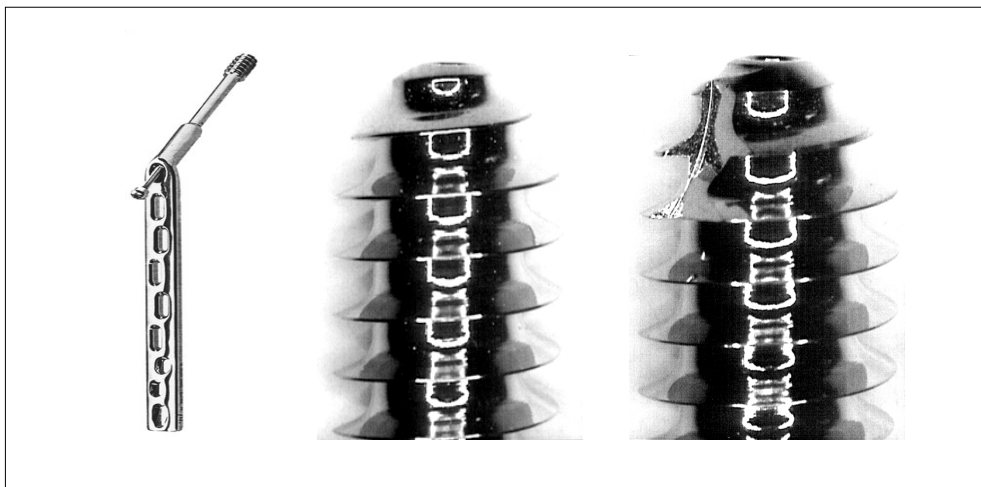


Abb. 20: links: Osteo Hip Screw-System ; Mitte: \varnothing 12,7mm Schraubenkopf-Design; rechts: \varnothing 14,0mm Schraubenkopf-Design

4.2.5 PFN - PROXIMAL FEMUR NAIL, (SYNTHES)

Der proximale Femur Nagel (PFN) gehört mit seiner Kombination aus Schenkelhalschraube (\varnothing 11,0mm) und zusätzlich proximal stabilisierender Antirotationsschraube (\varnothing 6,5mm) zu den Doppel-Schrauben-Systemen.

Wie beim Gamma- und Richards CHS-System wird auch hier primär ein intramedullärer Kraftträger in den Markraum des Femurschaftes implantiert. Die proximale Antirotationsschraube und die Schenkelhalsschraube werden mit Hilfe eines Zielsystems (Abbildung 15) ohne zusätzliches Gewindeschneiden in die gewünschte Position eingedreht.

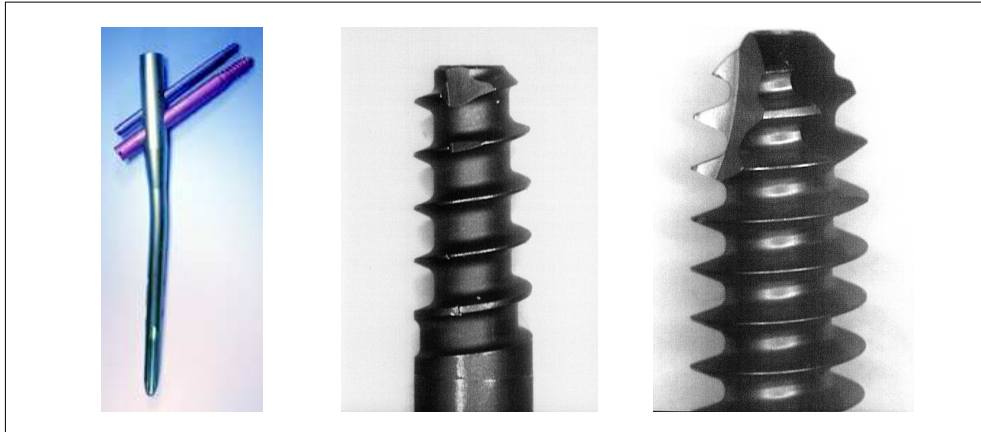


Abb. 21: links: PFN-System ; Mitte: Antirotationsschraube ; rechts: SHS-Schraubenkopf-Design

4.3 BOHRER UND GEWINDESCHNEIDER

Die heutigen Schrauben-Systeme benötigen ein Vorbohren des Schenkelhals-schrauben-Kanals in das proximale Frakturfragment. Neben der Schraubensführung durch den BohrkanaI kann damit auch die Wahrscheinlichkeit einer Dislokation des proximalen Frakturabschnittes oder iatrogenen Sprengung der Femurhalskortikalis, wie sie beim Einschlagen von Nägeln vorkommen können, auf ein Minimum reduziert werden.

Der Führungskanal von Schrauben mit selbstschneidendem Gewinde lässt sich mit Hilfe eines abgestuften Bohraufsatzes, eines sogenannten Stufenbohrers (Abbildung 22), präparieren. Dieser besitzt zur Schraubenspitze hin einen kleineren Durchmesser und bedingt damit einen zum Schraubenschaft vergleichsweise kleineren Kanal, in dem das Gewinde der Schenkelhals-schraube Material „fassen“ kann. Hiermit soll ein optimaler Implantat-Knochen-Kontakt gewährleistet werden.



Abb. 22: Stufenbohrer (links: PFN ; rechts: Gamma)

Eine Alternative zeigt sich in der Schraubenvariante ohne selbstschneidendem Gewinde. Hier wird ein Bohraufsatz benutzt, welcher in seinem Durchmesser bis zu fünf Millimeter kleiner als das Schenkelhalsschrauben-Gewinde ist. Ein zusätzlicher Gewindeschneider dreht die Schraubenspur vor, um weitere Materialverdrängung durch das anschließende Einbringen der Schraube zu verhindern. Auch hier gilt das Ziel des optimalen Implantat-Knochen-Kontaktes.



Abb. 23: von links nach rechts: Normalbohrer (DHS 9mm, Richards 9mm) , Gewindeschneider DHS, Gewindeschneider Richards CHS

4.4 DYNAMISCHE TESTUNG

Zur in-vitro Simulation der physiologischen Belastung auf die Osteosynthese einer petrochantären Femurfraktur wurde eine spezielle Vorrichtung entwickelt. Die Grundlage lieferten Berechnungen von Debrunner und Mitarbeiter [21], sowie die aus weiteren biomechanischen Studien gewonnenen Erkenntnisse zu Kraft- und Zugverhältnissen am Hüftgelenk [7, 8, 27, 51]. Aus allen auf das proximale Femur wirkenden Kräften ließ sich die resultierende Kraft vektoriell errechnen, wie in der Abbildung 24 schematisch dargestellt.

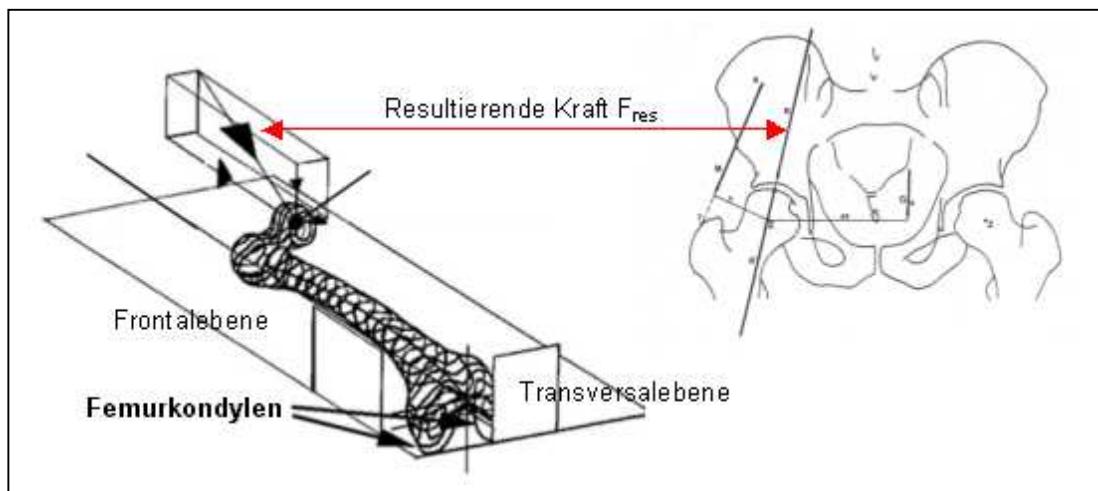


Abb. 24: Schematische Darstellung der Berechnungen Bergmanns [7] (linke Skizze) und Debrunner [21] (rechte Skizze)

Größe und Wirkrichtung dieser Last entsprachen nach Bergmanns Berechnungen den in-vivo Bedingungen eines mit 5 km/h gehenden Menschen [7, 8]. Diese Zielgröße sollte nach dem bewährten Prinzip der uni-axialen Testung durch eine computer-gesteuerte Lastapplikation auf den Gesamtkomplex der Versuchsvorrichtung eingeleitet werden.

Als wesentlicher Gegenstand der Untersuchungen galt das Migrationsverhalten der Schenkelhalsschrauben im proximalen Fragment einer simulierten petrochantären Fraktur, wodurch auf die extramedulläre, beziehungsweise intramedulläre Stützkomponente der Originalprodukte verzichtet wurde. Diese Funktion übernahm unsere Versuchsvorrichtung mit integrierter Schraubenfassung (1. in Abbildung 25), um ein standardisiertes und reproduzierbares Stützsystem und den Fokus auf die proximale Komponente zu gewährleisten. Die axiale Belastung des Gesamtsystems erfolgte mit Hilfe des hydraulischen Kraftzylinders eines MTS 858.02 Mini Bionix Test Systems. Ein zwischengeschaltetes Kugellager übertrug die entsprechende Last auf das Schraubenpräparat, welches in einem Hülsen-Klemmen-Abstand von 20 Millimeter auf der Vorrichtung fixiert war. Eine variable CCD-Winkel-Einstellung ließ sich durch entsprechendes Einrasten des Schwenkarms der Vorrichtung in der gewünschten Position simulieren (2. in Abbildung 25).

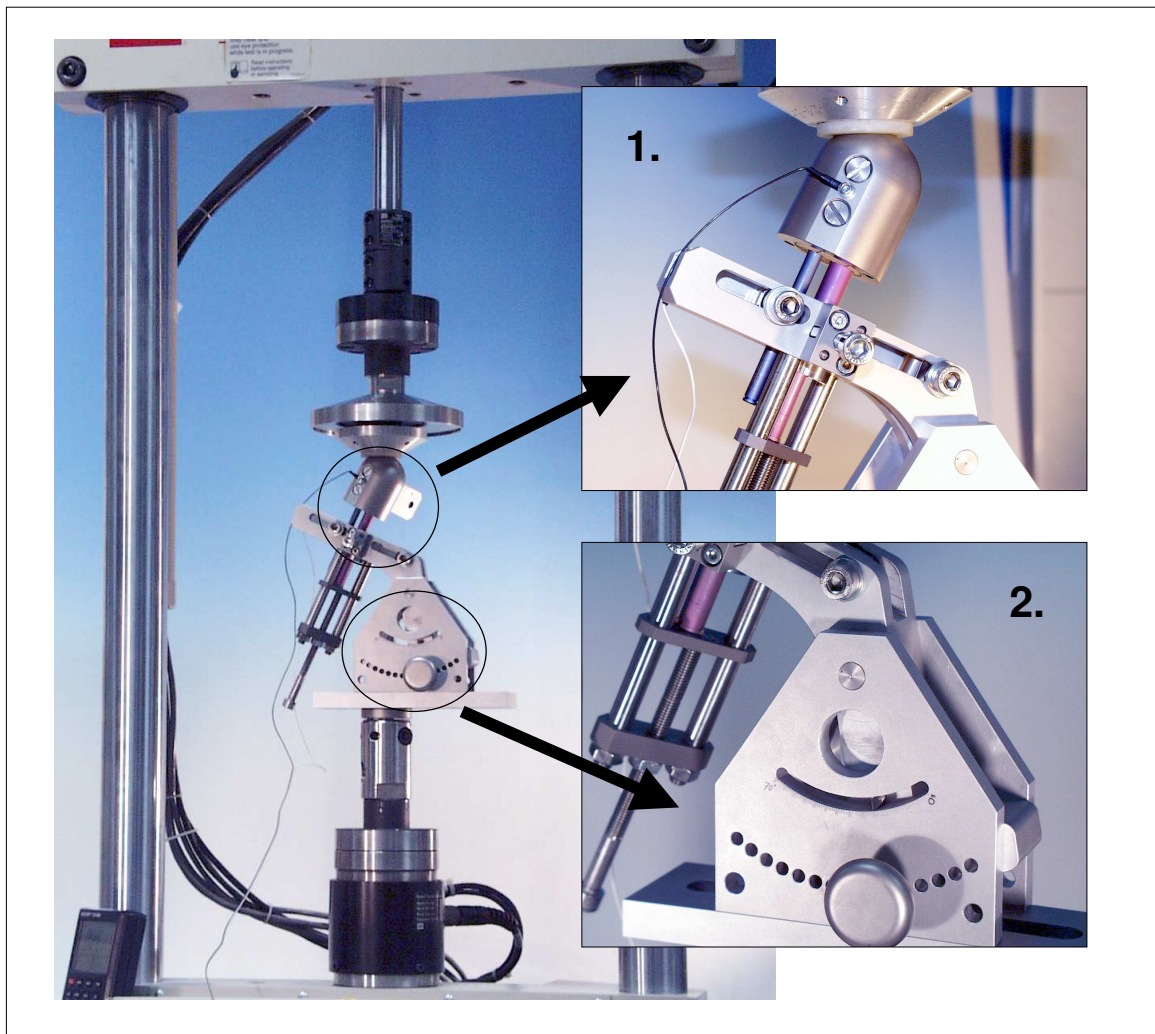


Abb. 25: Versuchsvorrichtung auf MTS montiert ; 1. Schraubenfassung mit präpariertem Implantat ; 2. Schwenkarm mit adjustierbarem CCD-Winkel

Alle Versuchsreihen verliefen im Rahmen eines dynamischen Stufenbelastungstests. Die verschiedenen Dichtegrade der Polyurethanschäume erhielten unterschiedliche Anfangslasten. Für den Dichtegrad 12 zur Simulation des osteoporotischen Materials betrug die initiale Laststufe 800 Newton. Die Simulation des normalen Knochenmaterials mit Dichtegrad 15 begann mit 1000 Newton. Nach einer Vorlast von 10 Newton verlief die Annäherung an die Anfangslast F_{start} programmgesteuert in Schritten zu 10 Newton pro Sekunde. Das Erreichen der Anfangslast initiierte die schwellensinusförmige dynamische Testung der Frequenz 3 Hertz mit einem oberen Spitzenwert (F_{oben}) und einem unteren Spitzenwert ($F_{\text{unten}} = F_{\text{oben}} / 10$). Nach jeweils 700,5 Belastungszyklen einer Laststufe wurde der obere Spitzenwert F_{oben} um 50 Newton erhöht und gleichzeitig Weg [mm] und Geschwindigkeit [mm/500 Zyklen] der Schraubenmigration computer-unterstützt ermittelt.

Die Schraubenmigration jeder Laststufe lieferte eine Teilstrecke s [mm], welche sich aus der Differenz von Zylinderposition am oberen Spitzenwert bei Ende und Ausgangsposition bei Anfang der entsprechenden Lastsequenz errechnen ließ. Mit der

Position s_0 des Kraftzylinders zu Beginn der dynamischen Testung als Bezugswert ergab die Summe dieser Teilstrecken den Gesamtweg der Schraubenmigration im Knochenersatzmaterial s_{total} [mm]. Versuchsende war bei $F_{ende} = F_{start} + 1000$ Newton oder einer Schraubenmigration von mehr als zwei Millimeter innerhalb einer Laststufe.

4.4.1 EINZELSCHRAUBEN-SYSTEME

Die Präparation der in Kapitel 4.1 vorgestellten Polyurethanschaum-Zylinder erfolgte für jedes Schenkelhalsschrauben-Modell ausschließlich mit entsprechendem Original-Instrumentarium und streng nach den vom Hersteller mitgelieferten OP-Anweisungen. Die Vorbohrung eines zentrischen Bohrkanals mit Einsatz des jeweiligen Bohraufsatzes, gelang unter maschineller Führung einer Ständerbohrmaschine, konstanter Drehzahl und manuellem Vorschub. Für Schenkelhalsschrauben ohne selbstschneidendem Gewinde war der Einsatz eines Gewindeschneiders notwendig. Dies, wie auch das Eindrehen der Schenkelhalsschrauben, erfolgte manuell. Das fertige Präparat ist in der Abbildung 26 dargestellt.

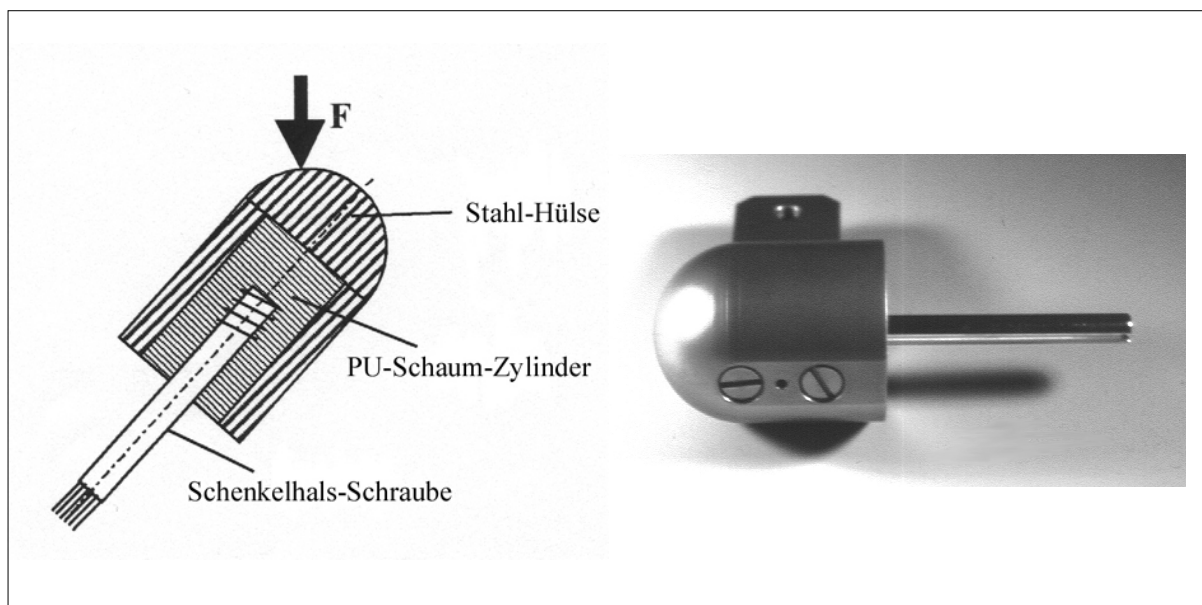


Abb. 26: links: Skizze des Schraubenpräparates ; rechts: eine DHS als montierfertiges Präparat

Mit den Einzelschraubensystemen Gamma-Nagel, Dynamischer Hüftschraube (DHS), Richards Classic Hip Screw und den beiden Osteo Hip Screws ($\varnothing 12,7$ mm und $\varnothing 14,0$ mm) sollten vergleichbar mehrere Parameter isoliert untersucht werden.

Zur Evaluierung der Lagestabilität in unterschiedlichen Knochendichten setzten wir die Gamma-Schenkelhalsschraube der Firma Stryker Howmedica ein. Die zwei Polyurethanschäume des Dichtegrades 12 und des Dichtegrades 15 dienten der Simulation von osteoporotischen und nicht-osteoporotischen Knochen. Mit dem Gamma-Stufenbohrer wurde ein 38 Millimeter tiefer zentraler Bohrkanal gesetzt und anschließend die Gamma-Schenkelhalsschraube bis zur gewünschten Tiefe von 36 Millimeter manuell eingedreht. Der CCD-Winkel des Gesamtsystems betrug 135 Grad.

In gleicher Präparation und der Verwendung des Polyurethanschaumes des Dichtegrades 15 sollte der Einfluß des CCD-Winkels auf die Implantatstabilität simuliert werden. Hierbei ergänzten wir die oben genannte Versuchsreihe in CCD 135 Grad mit weiteren 125 Grad und 140 Grad Winkel-Einstellungen.

Die Migrationseigenschaft des Implantates bei drei Eindrehtiefen am Beispiel der Gamma-Schenkelhalsschraube war Gegenstand weiterer Versuchsreihen. Dafür verwendeten wir ebenso Polyurethan-Schaumzylinder des Dichtegrades 15. Die Vorbohrung eines zentralen Bohrkanals erfolgte mit dem Gamma-Stufenbohrer bis 34 Millimeter und 38 Millimeter. Die Gamma-Schenkelhalsschraube wurde dann bei 32 Millimeter, 36 Millimeter und 38 Millimeter platziert, wobei nur die 32 Millimeter tiefen Schrauben eine Vorbohrung von 34 Millimeter erhielten. Der CCD-Winkel des Gesamtsystems betrug 125 Grad.

Um in einem separaten Setting die unterschiedlichen Einzelschrauben-Implantate untereinander vergleichen zu können, wählten wir das osteoporotische Knochenersatzmaterial des Dichtegrades 12. Die Vorbohrung der Bohrkanäle bis zu einer Tiefe von 38 Millimeter erfolgte mit entsprechenden Bohraufsätzen. Für die Dynamische Hüftschraube (DHS), der Osteo Hip Screw Ø12,7mm (OHS) und der Richards Classic Hip Screw musste man vor Einbringen der Schenkelhalsschrauben die Schraubenspur mit entsprechendem Gewindeschneider anfertigen. Die Schenkelhalsschrauben wurden anschließend 36 Millimeter tief zentral und senkrecht in die präparierten Schaumzylinder platziert. Der CCD-Winkel betrug für den Implantatvergleich 135 Grad.

4.4.2 DOPPELSCHRAUBEN-SYSTEM

Als Vertreter der Doppelschraubensysteme in unseren Versuchsreihen diente der Proximale Femurnagel (PFN) der Firma Synthes.

Zur genaueren Betrachtung einzelner Komponenten dieses Systems untersuchten wir zwei getrennte Aufgabenstellungen.

Im ersten Abschnitt sollte die Lageabhängigkeit der beiden Schrauben zueinander in drei unterschiedlichen Tiefenkombinationen, unter Verwendung von Polyurethanschaumzylinder des Dichtegrades 15 (nicht-osteoporotisch), geprüft werden. Durch die entsprechend weiter mediale oder laterale Platzierung der Antirotationsschraube, beziehungsweise der Schenkelhalsschraube, ergaben sich die in der Abbildung 27 schematisch dargestellten Kombinationen A, B und C.

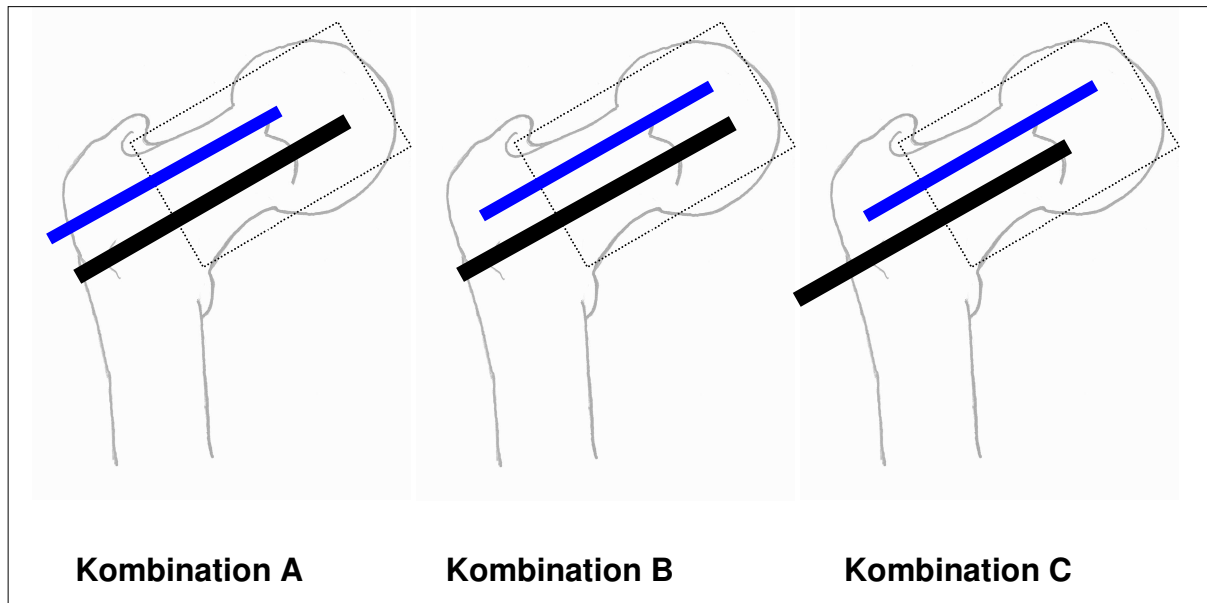


Abb. 27: Kombinationen A, B und C der verschiedenen Eindrehtiefen von Antirotationschraube (blau) und Schenkelhalsschraube (schwarz)

Die Präparation des Bohrkanals der selbstschneidenden Antirotationsschraube erfolgte mit dem vorgegebenen $\varnothing 6,5$ Millimeter Spiralbohrer. Zur Vorbohrung der Schenkelhalsschraube kam der original PFN-Stufenbohrer (Abb. 22) auf einer Drehbank zum Einsatz. Die Bohrtiefe betrug in allen Kombinationen zwei Millimeter mehr als die jeweilige Eindrehtiefe der einzelnen Schrauben.

Mit der Kombination A platzierten wir die proximale Antirotationsschraube bei 26 Millimeter und die Schenkelhalsschraube in einer Tiefe von 36 Millimeter im Polyurethanschaum-Zylinder. In der Kombination B befanden sich beide Schrauben gleich tief bei 36 Millimeter. Die Kombination C erlaubte eine Platzierung der proximalen Antirotationsschraube bei 36 Millimeter Eindrehtiefe, sodass die Schenkelhalsschraube nur bis 31 Millimeter tief und damit um fünf Millimeter nach lateral versetzt eingedreht wurde. Der Abstand des Schraubenzwischenraums blieb in allen Kombinationen gleich und entsprach der korrekten Abmessung auf dem intramedullären Nagel.

In einer zweiten Versuchsreihe sollte die Migrationsstabilität der isolierten Schenkelhalsschraube ohne proximale Antirotationsschraube untersucht werden. Dazu benutzten wir ebenfalls Polyurethanschaum-Zylinder des Dichtegrades 15 (nicht-osteoporotisch). Die Präparation erfolgte analog der in 4.4.1 beschriebenen Einzelschraubensysteme unter Vorbohrung mit entsprechendem PFN-Stufenbohrer bis 38 Millimeter und anschließendes manuelles Eindrehen der Schenkelhalsschraube bis 36 Millimeter.

Die dynamische Testung erfolgte in beiden Versuchsreihen mit einem CCD-Winkel von 135 Grad.

5. ERGEBNISSE

5.1 DER INITIALE CUT-OUT

Das Migrationsverhalten der Schenkelhalsschraube im Polyurethanschaum ließ sich nach dynamischer Belastung als Kurve der Gesamtstrecke in Millimetern [mm] gegen die applizierte Last in Newton [N] darstellen. Im Verlauf der Testung erreichten die Implantate unter Steigerung der Last in Stufen zu 50 Newton einen kritischen Übergang von der stabilen Lage in eine instabile Lage. Diese instabile Lage wurde durch eine beschleunigte Migrationsgeschwindigkeit in Millimetern pro fünfhundert Zyklen [mm/500 Zyklen], sowie einem überproportional progredient ansteigenden Kurvenverlauf des Migrationsweges gekennzeichnet.

In unseren Vorversuchen diente der Scheitelpunkt der Migrationskurve als Indikator für die als Cut-Out bezeichnete Lageänderung der Schenkelhalsschraube im Knochenersatzmaterial. Dabei definierten wir den initialen Cut-Out bei einer kritischen Migration von einem Millimeter, welcher mit entsprechend applizierter Last zu allen Vergleichsdarstellungen herangezogen wurde.

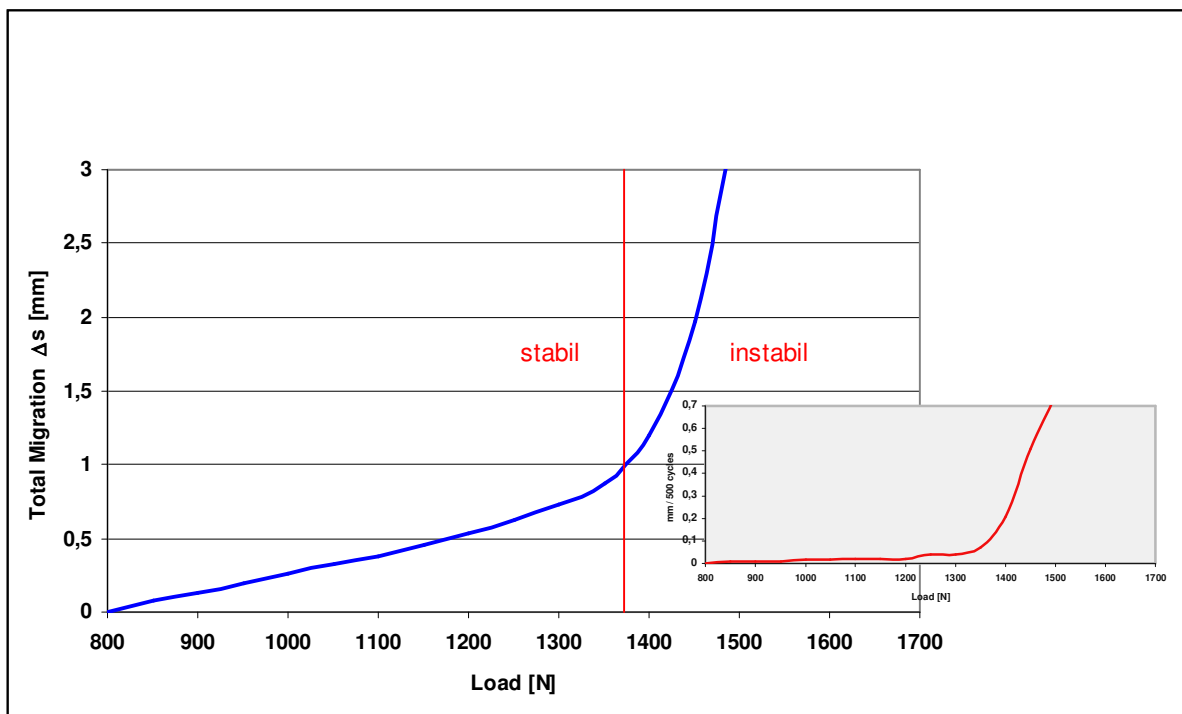


Abb. 28: Diagramm des Migrationsverlaufes (mm/N) und der Migrationsgeschwindigkeit (kleines Diagramm) (mm/500 Zyklen) am Beispiel der OHS Ø14,0mm im dynamischen Belastungsversuch

Aufgrund der Laststeigerung in Stufen zu je 50 Newton erfolgte die Zuordnung der aus dem Diagramm ermittelten Last beim Erreichen des initialen Cut-Out zur tatsächlich applizierten Laststufe. Im obigen Beispiel der Abbildung 28 lässt sich der initiale

Cut-Out nach einem Millimeter Migrationsweg in der 1350 Newton Laststufe erkennen. Im kleinen Diagramm ist der zeitgleiche Migrationsgeschwindigkeitsanstieg dargestellt. Der zyklischen Belastung gibt das Implantat übermäßig nach und verliert damit an Stabilität.

Die folgende Abbildung 29 soll den Cut-Out einer in-vivo liegenden Schenkelhalschraube im Vergleich zum dynamisch belasteten Präparat im Polyurethanschaum verdeutlichen.

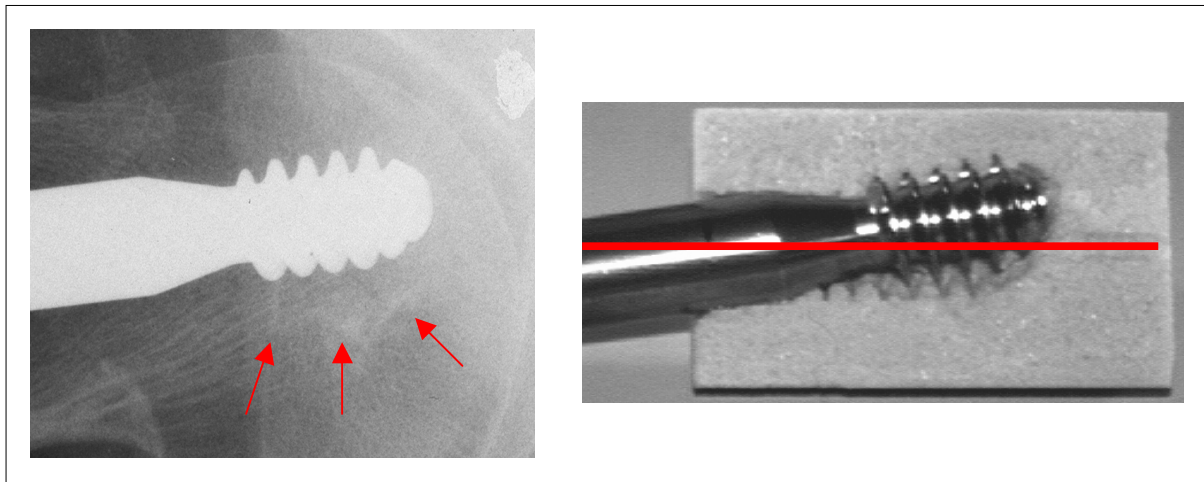


Abb. 29: links: Schraubenmigration in-vivo 3 Monate post-OP ; rechts: Schraubenmigration nach dynamischer Belastung in-vitro

Im Röntgenbild der Abbildung 29 links ist ein mäßig sklerosiertes Areal zu erkennen (Pfeile), welches auf einen durch kontinuierliche Implantatbewegungen hervorgerufenen Umbauprozess des Knochens hinweist. Die Gamma-Schenkelhalschraube liegt kranial ihrer Ursprungslage im Femurkopf. Das rechte Bild zeigt das gleiche Implantat nach dynamischer Belastung in unserem Versuchsaufbau. Dabei ist ebenfalls eine deutliche kraniale Verlagerung der Schenkelhalschraubenspitze (rot markiert: Ausgangsachse) ersichtlich. Der distale Schraubenschaft ist nach kaudal gekippt. Das ursprüngliche Schraubenprofil im Knochenersatzmaterial ist andeutungsweise erhalten.

5.2 MIGRATIONSVERHALTEN IN OSTEOPOROTISCHEN UND NICHT-OSTEOPOROTISCHEN KNOCHENERSATZMATERIAL

Nach dynamischer Testung der Gamma-Schenkelhalschraube in beiden Polyurethanschaumdichten Dichtegrad 12 und Dichtegrad 15 und der CCD-Winkeleinstellung von 135 Grad errechneten wir die Mittelwerte bei Erreichen, beziehungsweise Überschreiten der kritischen Migrationsstrecke von einem Millimeter. Durch Zuordnung in die betreffende Laststufe ließen sich beide Werte in einem Vergleich darstellen (siehe Abbildung 30).

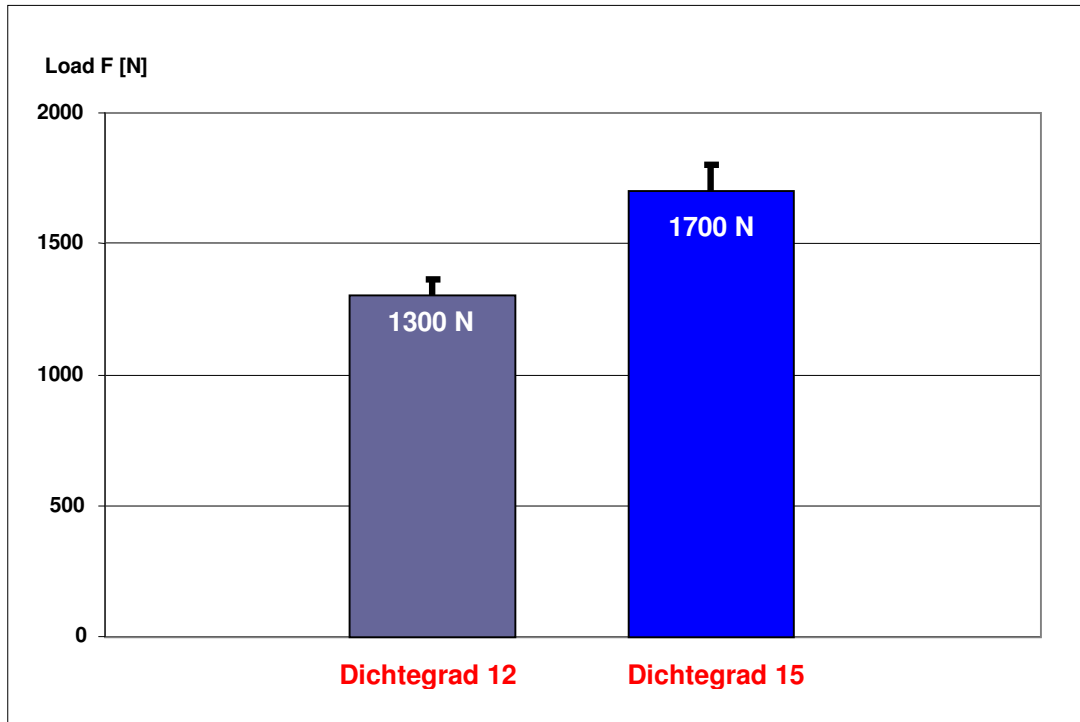


Abb. 30: Laststufe (zugeordneter Mittelwert) bei Erreichen des initialen Cut-Out für Dichtegrad 12 (osteoporotisch) und Dichtegrad 15 (nicht-osteoporotisch) der Gamma-SH-Schraube in CCD 135°

Die Abbildung 30 liefert die graphische Darstellung der beiden zugeordneten Mittelwerte für das Erreichen des initialen Cut-Out im osteoporotischen und nicht-osteoporotischen Knochenersatzmaterial.

Es zeigt sich mit einer Wahrscheinlichkeit von $p = 0,006$ ein signifikanter Unterschied zugunsten des dichteren nicht-osteoporotischen Knochenersatzmaterials. Die Schenkelhalsschraube im weniger dichten osteoporotischen Knochenersatzmaterial des Dichtegrades 12 verlässt die stabile Lage in der 1300 Newton Laststufe. Das nicht-osteoporotische Knochenersatzmaterial erreicht den kritischen Zustand der Instabilität im Mittel ab der 1700 Newton Laststufe und liefert somit dem verwendeten Implantat eine circa 23,5 Prozent höhere Belastungsstabilität.

5.3 MIGRATIONSVERHALTEN DER EINZELSCHRAUBENSYSTEME

Die Schenkelhalsschrauben der Einzelschraubensysteme Gamma, DHS, Richards Classic Hip Screw und Osteo Hip Screw ($\varnothing 12,7\text{mm}$ und $\varnothing 14,0\text{mm}$) wurden, wie in Kapitel 4.4.1 beschrieben, in osteoporotischem Knochenersatzmaterial unter einem CCD-Winkel von 135 Grad dynamisch belastet. Die Auswertung der Versuchsreihen mit $n = 3$ Versuchen pro Implantat ließ den in Abbildung 31 dargestellten Vergleich der Laststufen-Mittelwerte bei Erreichen des initialen Cut-Out zu.

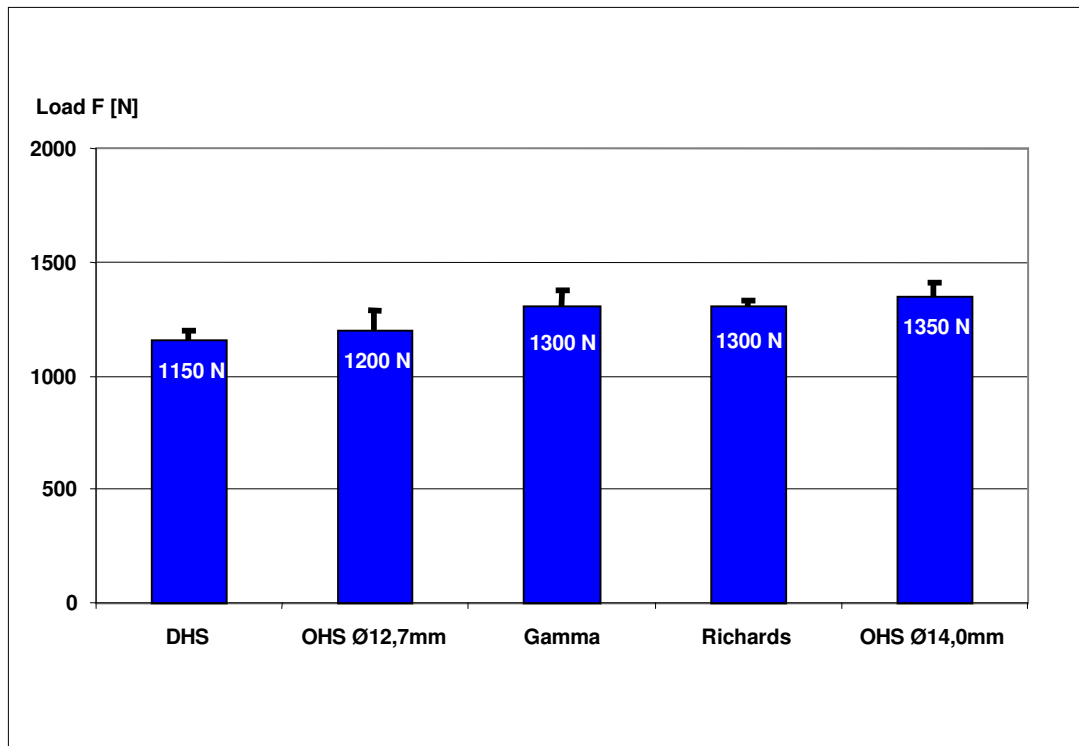


Abb. 31: Schenkelhalsschrauben der Einzelschraubensysteme im Vergleich der Laststufen bei initialem Cut-Out unter CCD 135° in osteoporotischem Knochenersatzmaterial

Mit dem Erreichen der kritischen Migrationsstrecke von einem Millimeter in der 1150 Newton Laststufe (Mittelwert) lieferte die DHS den kleinsten Wert der gesamten Versuchsreihe. Damit lag sie mit $p = 0,035$ signifikant unterhalb der Mittelwerte für die Gamma-Schenkelhalsschraube mit 1300 Newton, Richards Classic Hip Screw mit 1300 Newton und der Osteo Hip Screw (Ø 14,0mm) mit 1350 Newton. Im direkten Vergleich der beiden Osteo Schenkelhalsschrauben unterschiedlichen Gewindedurchmessers zeigte sich ebenfalls mit $p = 0,038$ ein signifikanter Unterschied in der Belastungsstabilität zugunsten der größeren Ø 14,0 Millimeter Osteo Hip Screw. In den verbleibenden Quervergleichen ließ sich kein statistisch signifikanter Unterschied der Lastniveaudifferenzen ermitteln.

Um den Einfluß des Winkels der Krafteinleitung auf das Migrationsverhalten des Implantates zu untersuchen, wurden ergänzend zwei Versuchsreihen mit der Gamma Schenkelhalsschraube in nicht-osteoporotischem Knochenersatzmaterial unter einem CCD-Winkel von 125 Grad und 140 Grad dynamisch belastet. Die Mittelwerte der Laststufen bei initialem Cut-Out sind der Abbildung 32 zu entnehmen.

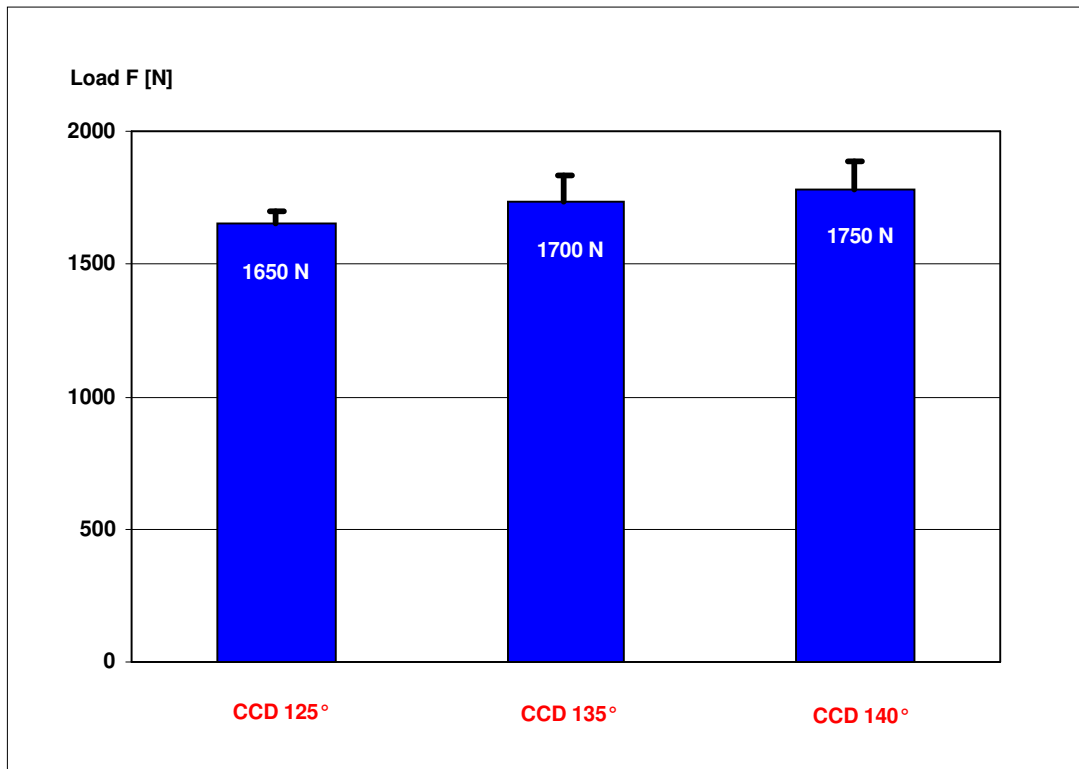


Abb. 32: Säulendiagramm der Laststufen (Mittelwerte in Newton) bei initialem Cut-Out der Schenkelhalsschraube (Gamma) unter CCD-Winkel 125°, 135° und 140° in nicht-osteoporotischen Knochenersatzmaterial

Mit einem mittleren Lastniveau von 1750 Newton ließ sich bei einem CCD-Winkel von 140 Grad die größte Migrationstoleranz gegenüber 1650 Newton für CCD-Winkel 125 Grad und 1700 Newton für CCD-Winkel 135 Grad nachweisen. Ein statistisch signifikanter Unterschied im Vergleich der Mittelwerte untereinander ergab sich nicht.

5.4 MIGRATIONSVERHALTEN DES DOPPELSCHRAUBENSYSTEMS

Wie in Kapitel 4.4.2 beschrieben sollten die präparierten Kombinationen A, B und C der kranialen Antirotationsschraube und der kaudalen Schenkelhalsschraube des PFN-Doppelschraubensystems in nicht-osteoporotischen Knochenersatzmaterial dynamisch belastet werden. Der CCD-Winkel des Versuchsaufbaus betrug in dieser Reihe 135 Grad.

Analog der Einzelschraubenpräparation, wie in 4.4.1 beschrieben, testeten wir zusätzlich die einzelne Schenkelhalsschraube des PFN-Doppelschraubensystems in nicht-osteoporotischen Knochenersatzmaterial unter einem CCD-Winkel von 135 Grad.

In der Abbildung 33 sind die kritischen Laststufen für die Kombinationen A, B und C, sowie der einzelnen Schenkelhalsschraube bei Erreichen des initialen Cut-Out graphisch dargestellt.

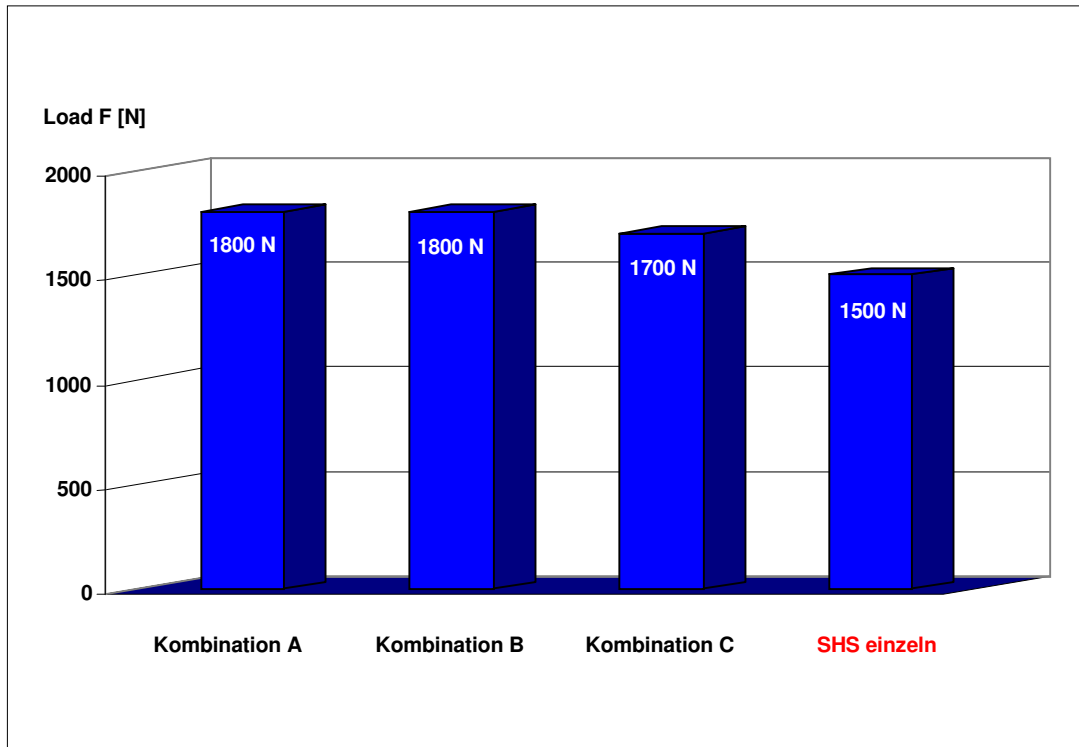


Abb. 33: Laststufen bei initialem Cut-Out der einzelnen Schenkelhalsschraube, sowie der PFN-Kombinationen unterschiedlicher Eindrehtiefen von Antirotations- und Schenkelhalsschraube in nicht-osteoporotischen Knochenersatzmaterial unter CCD-Winkel 135°

Im Vergleich der Kombinationen des Doppelschraubensystems zeigt sich mit den Kombinationen A und B der initiale Cut-Out in der 1800 Newton Laststufe. Die Kombination C mit der medial platzierten Antirotationsschraube bei weiter lateral gelegener Schenkelhalsschraube erreicht diesen Übergang zur Instabilität in der 1700 Newton Laststufe. Eine statistische Signifikanz dieses unterschiedlichen Lastniveaus ließ sich nicht nachweisen.

Betrachtet man das kritische Lastniveau der einzelnen Schenkelhalsschraube bei 1500 Newton, so beträgt ihre Lagestabilität nur etwa 84,3 Prozent des Doppelschraubensystems, wie es in den Kombinationen A und B simuliert wurde.

5.5 Migrationsverhalten der Hüftschraube bei unterschiedlichen Implantationstiefen im Knochenersatzmaterial

Drei unterschiedliche Eindrehtiefen (32mm , 36mm und 38mm) einer Gamma-Schenkelhalsschraube im nicht-osteoporotischen Knochenersatzmaterial des Dichtegrades 15 wurden unter einem CCD-Winkel von 125 Grad dynamisch belastet. Die Mittelwerte der Versuchsreihen zu je n = 3 Versuchen bei Erreichen des initialen Cut-Out ließen den in Abbildung 34 graphisch dargestellten Vergleich zu.

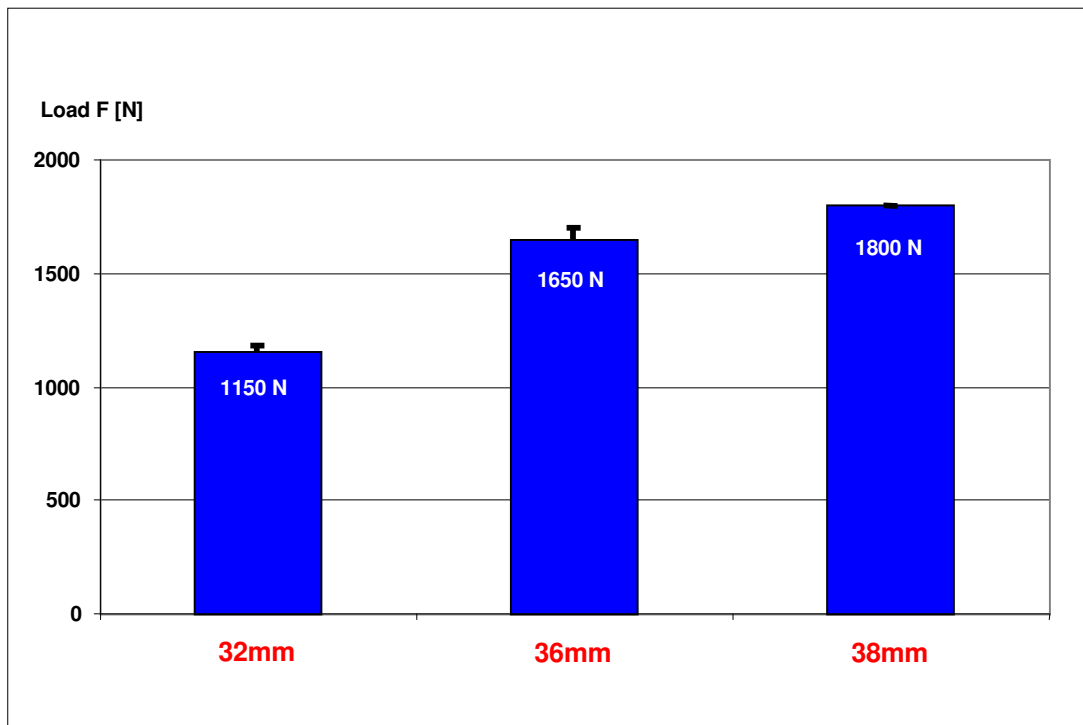


Abb. 34: Säulendiagramm der Laststufen (Mittelwerte in Newton) bei initialem Cut-Out für 32mm, 36mm und 38mm tief platzierte Schenkelhalsschraube (Gamma) bei CCD 125° in nicht-osteoporotischen Knochenersatzmaterial

Mit einem mittleren Laststufenwert von 1150 Newton bei Erreichen des initialen Cut-Out von einem Millimeter lag die 32 Millimeter tief platzierte Schenkelhalsschraube signifikant unterhalb der Laststufen für die 36 Millimeter (1650 Newton) und 38 Millimeter (1800 Newton) tiefe Schenkelhalsschraube ($p = 0,001$).

Ebenfalls signifikant ($p = 0,013$) blieb die 36 Millimeter tiefe Schenkelhalsschraube mit 1650 Newton unterhalb des kritischen Lastniveaus der 38 Millimeter tiefen Schenkelhalsschraube (1800 Newton). Somit zeigte die bei 38 Millimetern am tiefsten platzierte Schraube unserer Versuchsreihe im Vergleich der Mittelwerte zur 32 Millimeter Schraube eine 36,1 Prozent und zur 36 Millimeter Schraube eine 8,3 Prozent höhere Lagestabilität.

6. DISKUSSION

Die operative Versorgung hüftgelenksnaher Femurfrakturen nimmt aufgrund der sogenannten Alterspyramide stetig zu und hat besonders beim älteren Menschen einen hohen therapeutischen Stellenwert erlangt. Die Wiederherstellung der prämorbidem Lebensqualität unserer immer älter werdenden Bevölkerung wird dabei nicht unwesentlich von der Komplexität der Fraktur beeinflusst. Im Vordergrund steht die pertrochantäre Femurfraktur, die in ihrer instabilen Form, mit einem Abriss des medialen knöchernen Tragpfählers, eine adäquate Versorgung immer noch erschwert.

Die therapeutische Verfahrensweise in der Behandlung dieser Femurfrakturen unterlag in den vergangenen Dekaden einem enormen Wandel. Evans unterstrich 1949 die Bedeutung der operativen internen Stabilisierung als Routinemaßnahme, besonders beim älteren Menschen [25]. In seiner retrospektiven Studie von 101 operativ stabilisierten trochantären Femurfrakturen konnte er im Vergleich zu konservativer Immobilisation eine Senkung der Mortalitätsrate von 33,7 Prozent auf 18,3 Prozent bei operativer Versorgung nachweisen. Methoden wie die kondylozephale Implantation von intramedullären Nägeln nach Ender (Abbildung 11) und Küntscher (Abbildung 10) boten eine erste therapeutische Alternative zur bis dahin bevorzugten konservativen Extensionstherapie. Eine Vielzahl klinischer Komplikationen wie eine verzögerte Knochenbruchheilung bis hin zur Pseudarthrose, die häufige retrograde Verlagerung der Implantate mit resultierender Weichteilverletzung und die Rotationsinstabilität führte zum mittlerweile nur noch begrenzten Einsatz dieses Stabilisationsverfahrens [29, 58]. Küntscher stellte 1939 ein als intramedulläres Y-Nagel oder Doppelnagel bezeichnetes zephalomedulläres Stabilisationsprinzip vor (Abbildung 8), welches proximal und antero-lateral auf Höhe des Trochanter major operativen Zugang fand.

1958 verfasste die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO/ASIF) vier Leitsätze, welche auf Lambottes Prinzipien der chirurgischen Frakturversorgung basierten und bis heute ihre Gültigkeit behalten haben [50, 60]. Anatomische Reposition mit stabiler interner Fixation, unter Erhaltung der vaskulären Versorgung der verletzten Region und die Möglichkeit der aktiven und schmerzfreien Mobilisation stellen heute international den zu erreichenden Therapiestandard dar [13, 46].

Mit stetig wachsendem technischen und biomechanischen Verständnis zeigte sich in den weiteren Jahren eine rapide Weiterentwicklung der Implantate hin zur operativen internen Stabilisierung der proximalen Femurfrakturen.

Eine Reduzierung des Blutverlustes in minimal-invasiver Operationstechnik, damit kurzer Operationsdauer und der Möglichkeit zur sofortigen Teil- oder Vollbelastung konnte die Mortalitätsrate weiter auf bis zu 10 Prozent senken [78].

Mit den heute international verwendeten Implantaten wurde das statische Fixationsprinzip, wie zum Beispiel der Johannson-Nagel nach Jewett (Abbildung 5), durch die Kombination aus dynamischer Gleitschraube im proximalen Anteil und stabilisierender intramedullären (Nägel) oder extramedullären (Platten) Trägerkomponente abgelöst. Die modernen Systeme erlauben der Schenkelhalsschraube innerhalb der integrierten Fassung in axialer Richtung zu „gleiten“ und damit einen stabilen Knochen-Knochen-Kontakt der beiden Hauptfragmente durch physiologische Kompression herzustellen.

Der Vorteil dieses Prinzips ließ sich in zahlreichen biomechanischen und klinischen Studien nachweisen [16, 19, 29, 36, 41].

Im Streit um die Verwendung von Gleitschrauben oder Gleitnägeln als proximale Komponente im Gesamtsystem der internen Osteosynthese verglichen Nordkild und Mitarbeiter [61] das klinische Resultat von 49 Patienten mit Schenkelhalsfraktur innerhalb einer Nachuntersuchungszeit von zwei bis fünf Jahren. Die Ergebnisse ihrer klinischen Studie zeigten eine Tendenz zur reduzierten Komplikations- und gleichzeitig höheren Heilungsrate in der Gruppe der durch Schraubenosteosynthese versorgten Patienten. Parker und Blundell bestätigten diese Erkenntnisse 1998 nach einer Meta-Analyse von 25 implantatvergleichender Studien [64].

Mit der Möglichkeit eines extramedullären oder intramedullären Stabilisationsverfahrens stehen dem Unfallchirurgen und orthopädischen Chirurgen heute eine große Auswahl an Systemen zur Verfügung. Die fragliche Überlegenheit des einen oder anderen Kraftträgersystems wird immer noch kontrovers diskutiert. Bei korrekter Applikation der Systeme zeigen die funktionellen Ergebnisse bei stabilen Frakturen nur selten signifikante Unterschiede [31, 42, 91].

Die Schwierigkeit einer suffizienten und damit erfolgsversprechenden Therapie, mit Wiederherstellung der vollen Funktionalität des Hüftgelenkes, liegt bei den Frakturkonstellationen vom instabilen Typ, vor allem der Gruppe A2 und A3 nach der AO-Klassifikation. Der Verlust der medialen kortikalen Abstützung, häufig durch multifragmentale Abspaltung verursacht, zwingt das Osteosyntheseimplantat zur vermehrten Lastübernahme. Sarmiento beschrieb 1973 die Notwendigkeit der Wiederherstellung des medialen Kortex als Stützpfiler, um eine adäquate Frakturstabilität zu gewährleisten [74]. Die enorme Scherkraft entlang der Frakturlinie als resultierende Komponente führt letztlich zu einer Varisierung des proximalen Frakturfragmentes und im klinischen Bild zu einer Migration der fixierten Schraube durch die Spongiosa des Femurkopfes, den sogenannten Cut-Out.

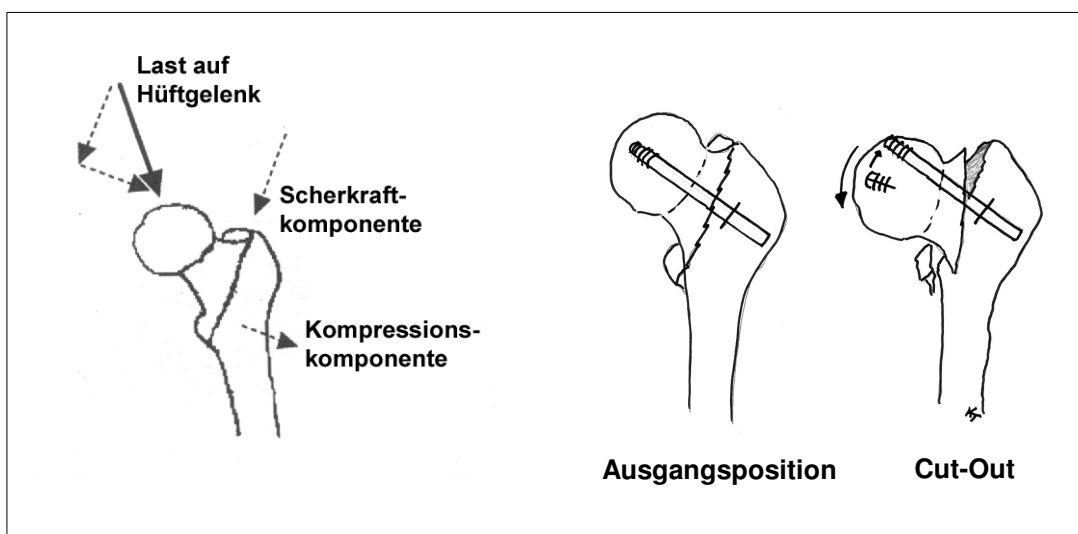


Abb. 35: links: wirkende Kräfte auf proximalen Femur in einer pertrochantären Fraktur [aus 89]; rechts: resultierende Varisierung des proximalen Fragmentes mit Cut-Out der Schraube

Der Cut-Out gilt heute als einer der bedeutenden Versagensmechanismen der internen Schraubenfixation [81]. Davis und Mitarbeiter [20] untersuchten den Modus mechanischen Versagens in 230 intern fixierten intertrochantären Femurfrakturen. Die Ergebnisse ihrer prospektiven Studie zeigten ein mechanisches Versagen in 16,5 Prozent der Fälle, wovon 76 Prozent durch einen Cut-Out der Schenkelhalsschraube aus dem Femurkopf verursacht waren. Yoshimine und Mitarbeiter [96] untersuchten das Gleitverhalten von Schenkelhalsschrauben in Abhängigkeit von der Konfiguration der Fraktur, der primären Reposition der Fragmente, sowie der Knochenqualität an 47 intertrochantären Frakturen. Alle wurden mit einer Zimmer Compression Hip Screw stabilisiert (Zimmer USA, Warsaw, Indiana). Der am häufigsten ermittelte Versagensmodus war ebenfalls ein Cut-Out bei allen nicht-anatomisch reponierten instabilen Frakturen in osteoporotischen Patienten. Auch Rha und Mitarbeiter [71] kamen zu einem ähnlichen Ergebnis. Sie betonten in ihrer 1993 geführten retrospektiven Studie die korrekte anatomische Reposition der Fragmente, möglichst ohne Dislokation, als Voraussetzung einer effizienten Osteosynthese, besonders im dichteverminderten Knochen.

Trotz großer Bemühungen der Operateure eine korrekte, beziehungsweise akzeptable anatomische Reposition der Frakturfragmente herzustellen besteht das Problem der Migration des Schraubenkopfes, der sogenannte Cut-Out, weiterhin als häufigster Versagensmodus der schraubenfixierten instabilen pertrochantären Femurfrakturen [6, 20, 31, 48].

Eine Auswahl klinischer Beispiele ist in den folgenden Abbildungen 36 bis 39 dargestellt.

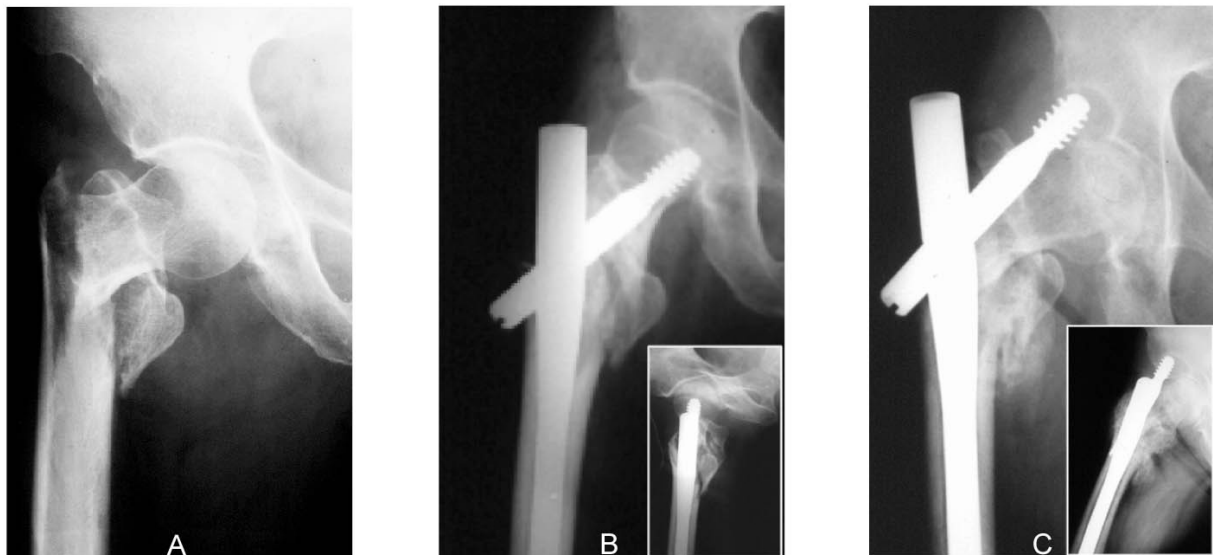


Abb. 36: A) 60a Patientin mit pertrochantärer Femurfraktur rechts (31-A 2.3 nach AO), initiale Osteosynthese mit einem Gamma - Nagel; B) 1. Tag post-op; C) 60 Tage post-op und Cut-Out

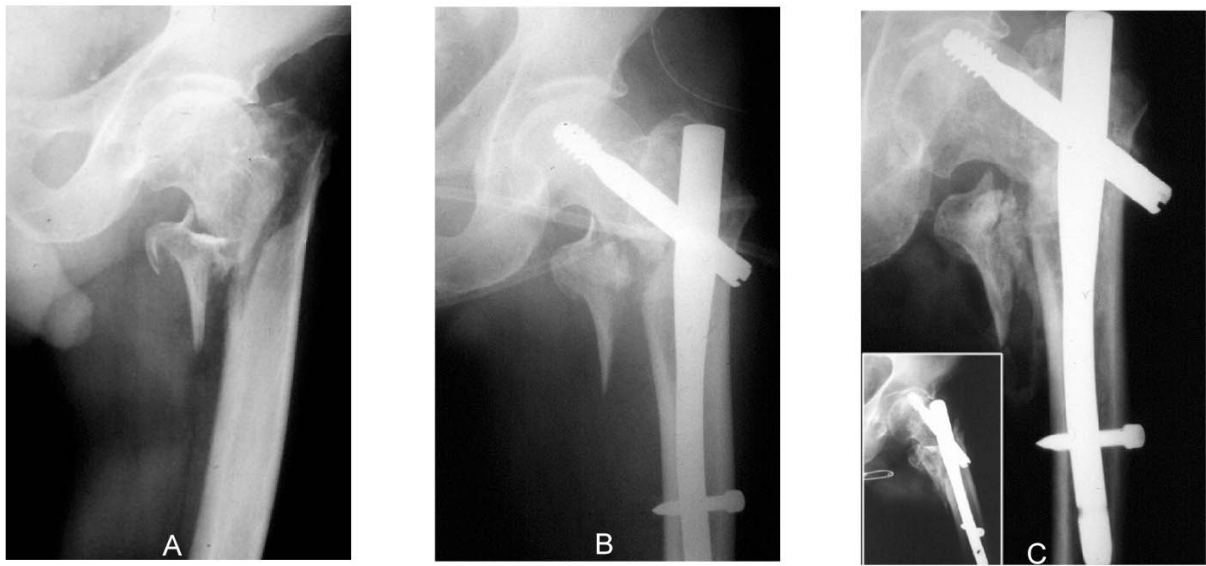


Abb. 37: A) 84a Patientin mit peritrochantärer Femurfraktur links (31-A 2.2 nach AO), initiale Osteosynthese mit einem Gamma - Nagel; B) 1. Tag post-op; C) 120 Tage post-op und Cut-Out

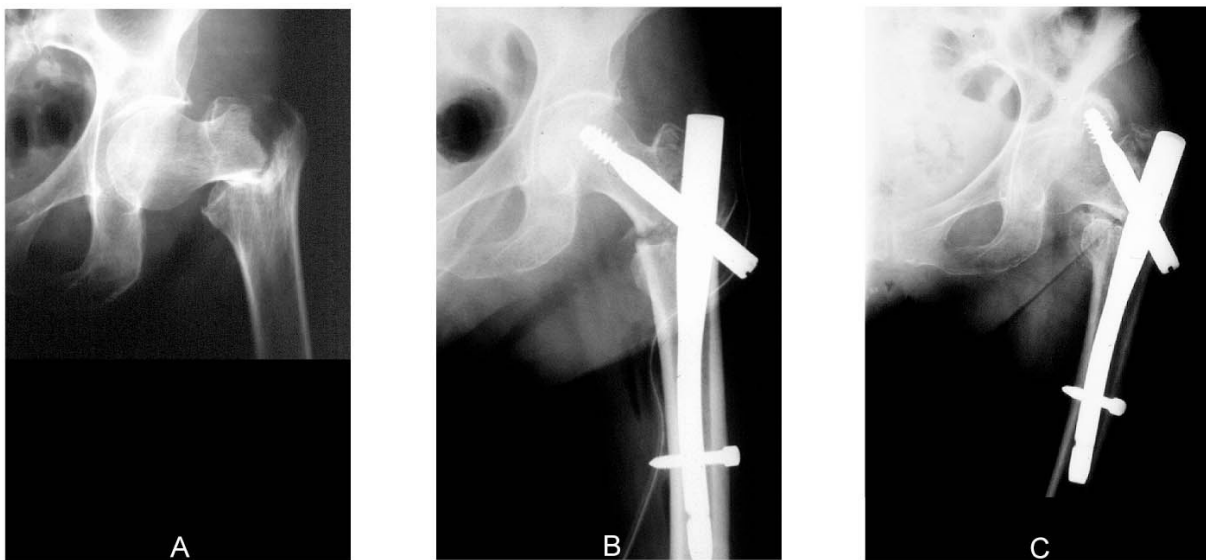


Abb. 38: A) 52a Patientin mit peritrochantärer Femurfraktur links (31-A 1.2 nach AO), initiale Osteosynthese mit einem Gamma - Nagel; B) 1. Tag post-op; C) 60 Tage post-op mit Cut-Out

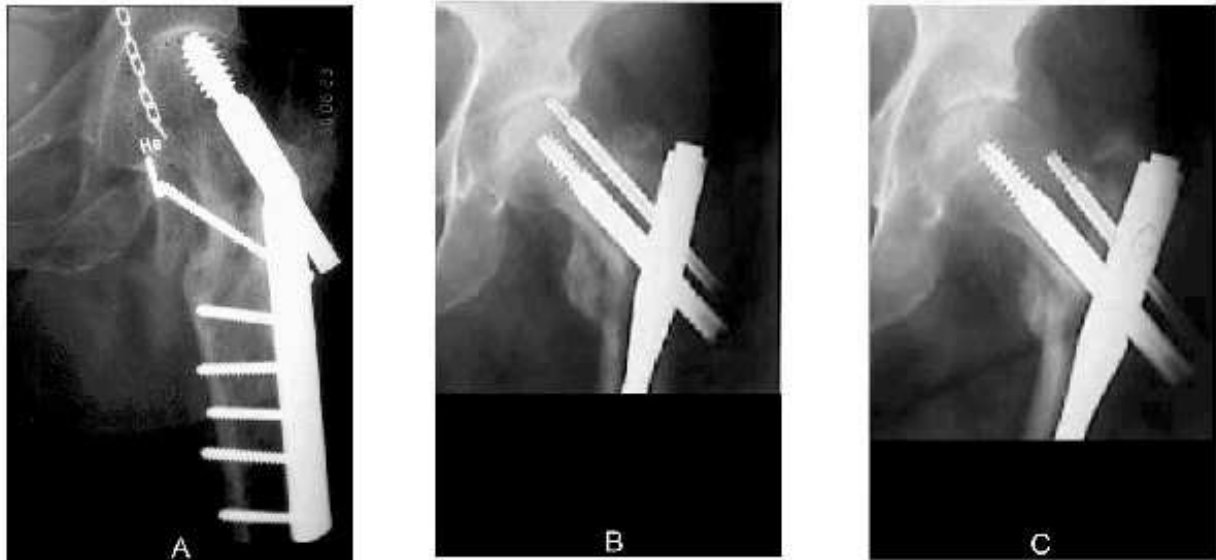


Abb. 39: A) Cut-Out einer DHS ; B,C) PFN-Osteosynthese mit Cut-Out und Dislokation der proximalen Antirotationsschraube nach lateral

Im Zusammenhang mit der Frakturhäufigkeit, sowie dem Frakturrisiko, wird immer wieder die Knochendichteminderung im proximalen Femur diskutiert [18, 35, 62, 83]. Besonders in dem als Risikogruppe bezeichneten Patientenkollektiv, jenseits des siebzigsten Lebensjahres, stellt der Grad und das Ausmaß der Osteoporose eine für die suffiziente Therapie entscheidende Komponente dar. Eine Vielzahl an Studien wies erhöhte Komplikationsraten nach Osteosynthese osteoporotischer Knochen nach [1, 20, 39, 64].

Mit der Evaluierung der Frakturwahrscheinlichkeit beschäftigten sich schon eine Reihe retrospektiver und prospektiver Studien [22, 35, 45, 84]. Singh beschrieb 1970 eine qualitative morphometrische Technik, mit der er das Verblässen der fünf trabekulären Muster im proximalen Femur an Nativröntgenaufnahmen in die Grade eins bis sechs einteilen konnte [82].

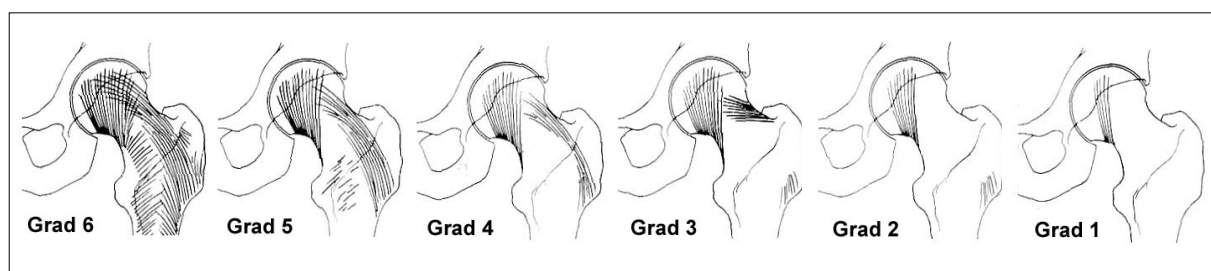


Abb. 40: Singh Index [aus 82]

Das gesunde Femur ohne Struktur- und Dichteminderung entsprach im Singh-Index einem Grad sechs. Eine weitere Abnahme der Dichte des Trabekelwerks erlaubte die Zuordnung in die absteigenden Gruppen fünf bis eins.

Unter den zahlreichen apparativen Methoden zur Knochendichtemessung, wie diverse Photonen-Absorptiometrie-Techniken (Single-Photon SPA, Dual-Photon DPA, Dual-Energy-X-Ray DXA, Single-Energy-X-Ray SXA), hat sich die quantitative Computertomographie (QCT) im Rahmen der Wirbelkörperdiagnostik bewähren können [2]. Diese dreidimensionale Bildgebung liefert die Darstellung der Zwischenräume innerhalb des Trabekelwerks der Spongiosa, sowie zur Kortikalis, und erlaubt somit eine quantitative Bestimmung der Knochendichte. Das relativ moderne Verfahren konnte sich jedoch bisher nicht für die Beurteilung des proximalen Femur, vor allem als Routineanwendung, zufriedenstellend qualifizieren [9]. Karlsson stellte 1998 die Methode des quantitativen Ultraschall (QUS) und der Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DXA) als verlässliches quantitatives Instrument zur Beurteilung der Knochendichte im proximalen Femur vor [45].

Smith und Mitarbeiter [84] versuchten in ihrer 1992 veröffentlichten Studie die Versagenswahrscheinlichkeit eines Schraubenimplantates in Korrelation zur Knochendichte zu bringen. Die in-vitro Testung der Schenkelhalsschrauben in menschlichen Kadaverfemurköpfen erfolgte bis zur maximalen Lasttoleranz und Cut-Out. Die ermittelten Daten konnten dann mit vor der Testung durchgeführter quantitativer Computertomographie statistisch auf Korrelation geprüft werden. Eine klinische, präoperative Anwendung dieser Methoden ist jedoch noch nicht beschrieben.

Die biomechanische in-vitro Testung verschiedener Implantate zur Stabilisierung petrochantärer Femurfrakturen wurde bisher überwiegend mit frischen Kadaverpräparaten durchgeführt [3, 17, 24, 33, 34, 37, 47, 52, 57].

Unser Versuchskonzept beinhaltete die dynamische in-vitro Testung isolierter Schenkelhalsschrauben in Polyurethanschaumzylindern als Knochenersatzmaterial. Zwei Dichten des Knochenersatzmaterials dienten der Simulation von osteoporotischem und gesundem Knochen. Die nach Hersteller Angaben mittleren Dichten von $0,192\text{g/cm}^3$ (Kompressionsstärke $3,33\text{MPa}$) für osteoporotischen Knochen und $0,240\text{g/cm}^3$ (Kompressionsstärke $4,78\text{MPa}$) für normalen gesunden Knochen entsprachen einem errechneten Lebensalter von 94 Jahren und 107 Jahren [56]. Lenzner [52] berichtete von Knochendichten zwischen $0,190\text{g/cm}^3$ und $0,394\text{g/cm}^3$ (Mittelwert $0,272\text{g/cm}^3$) in seinen Untersuchungen zur Ausreißkraft von Schenkelhalsschrauben an menschlichen Femurköpfen nach einem QCT-unterstützten Analyseverfahren. Ähnlich vergleichbare Werte mit Dichten von $0,220\text{g/cm}^3$ bis $0,680\text{g/cm}^3$ (Mittelwert $0,490\text{g/cm}^3$) fanden sich in einer Studie von Jenny und Mitarbeitern [37]. Dort wurden die menschlichen Femurköpfe in einem Drei-Wege ANOVA Test untersucht und in high-density und low-density Gruppen eingeteilt. Ziel der Studie war die statische Testung der Fixationsstabilität von Gamma-Schenkelhalsschraube, Dynamischer Hüftschraube, Uppsala Hip Screw und Ullevaal Hip Screw.

Bergmann und Mitarbeiter [7, 8] ermittelten in einer Serie an in-vivo Untersuchungen die auf den menschlichen Femur wirkenden Lasten und Scherkräfte in verschiedenen Bewegungen und Haltepositionen freiwilliger Probanden. Die Maximalwerte betragen zwischen 270 Prozent (1km/h Gehen) und 370 Prozent (5km/h Gehen) des Körpergewichts, sowie bis zu 550 Prozent des Körpergewichts beim Joggen. Im Ein-

Bein-Stand konnten bis zu 315 Prozent des Körpergewichts auf einem Gelenk gemessen werden.

In Anlehnung an diese Erkenntnisse und anderer biomechanischer Versuchskonzepte [27, 51, 53], sowie der Vektorenberechnung Debrunners in seinen Studien zur Biomechanik des Hüftgelenks [21], entwickelten wir eine spezielle Vorrichtung (siehe Abbildung 25), welche bis auf das 2,5fache der für diese Untersuchung jeweiligen Anfangslast (800 Newton für osteoporotisch; 1000 Newton für normal) zyklisch dynamisch belastet wurde. Dieses Verfahren in Simulation eines Ein-Bein-Standes hatte sich in vielen biomechanischen Studien bewährt und sollte auch in unserem Aufbau Verwendung finden [3, 17, 24, 57].

Getestet wurden ausschließlich die Schenkelhalsschrauben als Teil eines marktüblichen Gesamtsystems. Die Verbindung und Fixierung in einem intramedullären Nagel oder an einer extramedullären Platte waren nicht Gegenstand der Untersuchungen. Die Schwerpunktproblematik des Cut-Out der Schenkelhalsschraube durch exzessive Migration im proximalen Fragment wurde auf die proximale Schraubengeometrie eingegrenzt. Schraubenlänge und die im Gesamtsystem auftretenden Hebelverhältnisse an der Halterungsbuchse des Kraftträgers blieben durch einen standardisierten Hülsen-Klemmen-Abstand von 20 Zentimetern unberücksichtigt.

In einem ersten Vergleich der beiden Schaumtypen unterschiedlicher Dichte unter zyklischer Belastung einer implantierten Gamma-Schenkelhalsschraube in einem CCD-Winkel von 135 Grad konnten die Erkenntnisse der Literatur bestätigt werden. Die Last bei initialem Cut-Out betrug für die Gruppe der im Dichtegrad 12 ($0,192\text{g/cm}^3$) getesteten Implantate im Mittel 1333 Newton (± 58 Newton) und für die Gruppe im Dichtegrad 15 ($0,240\text{g/cm}^3$) im Mittel 1733 Newton (± 104 Newton). Dies stellte nach statistischer Analyse mit dem Two-Tailed Student-t Test einen signifikanten Unterschied dar ($p = 0,006$). Haynes [33, 34] untersuchte die mittleren Lasten bis zum Versagen einer statisch belasteten Gamma-Schenkelhalsschraube in weichem und hartem menschlichen Knochen. Mit einer mittleren Last von 3634 Newton (± 978 Newton) für weichen Knochen und einer mittleren Last von 7045 Newton (± 1278 Newton) für das Versagen des Implantates in hartem Knochen konnte er ebenfalls einen signifikanten Unterschied in unterschiedlichen Dichten nachweisen. Jenny [37] erzielte in einer ähnlichen Versagensstudie an menschlichen Kadaverfemurköpfen mittlere Lasten von 216 Newton (± 136 Newton) in low-density Knochen und 467 Newton (± 73 Newton) in high-density Knochen.

Über die korrekte Position einer Schenkelhalsschraube, beziehungsweise der Lage der Schraubenspitze, im proximalen Femurkopf wurden zahlreiche kontroverse Diskussionen geführt. Einigkeit bestand in der Tatsache, dass die größte Versagensquote durch Migration in anterior, posterior, sowie superior platzierten Schraubenspitzen zu finden ist [48, 66, 86, 89, 90, 94, 95]. Die Bedeutung des Abstands der Schraubenspitze zum Apex des Femurkopfes bei schraubenfixierten proximalen Femurfrakturen beschrieben Baumgaertner und Mitarbeiter [6]. Dieser als Tip-Apex Distance bezeichnete Wert (TAD) ergab eine starke statistische Beziehung zur Cut-Out-Häufigkeit (siehe Abbildung 41). Aus 120 retrospektiv untersuchten Fällen zeigten keine der mit einem TAD kleiner 25 Millimetern implantierten Schenkelhalsschrauben ein Versagen durch Cut-Out. Mit größer werdendem Abstand nahm auch die Versagenshäufigkeit entsprechend zu. Eine ähnliche Korrelation stellten auch Kawaguchi und Mitarbeiter [48] fest. Die postoperative Evaluierung von sechzig intertrochantären Femurfrakturen ergab eine mit $p = 0,001$ signifikant niedrigere Cut-Out

Rate der Schenkelhalsschrauben, die anhand anterior-posterior Aufnahmen innerhalb null bis neun Millimeter zum subchondralen Knochen tief im Femurkopf implantiert wurden.

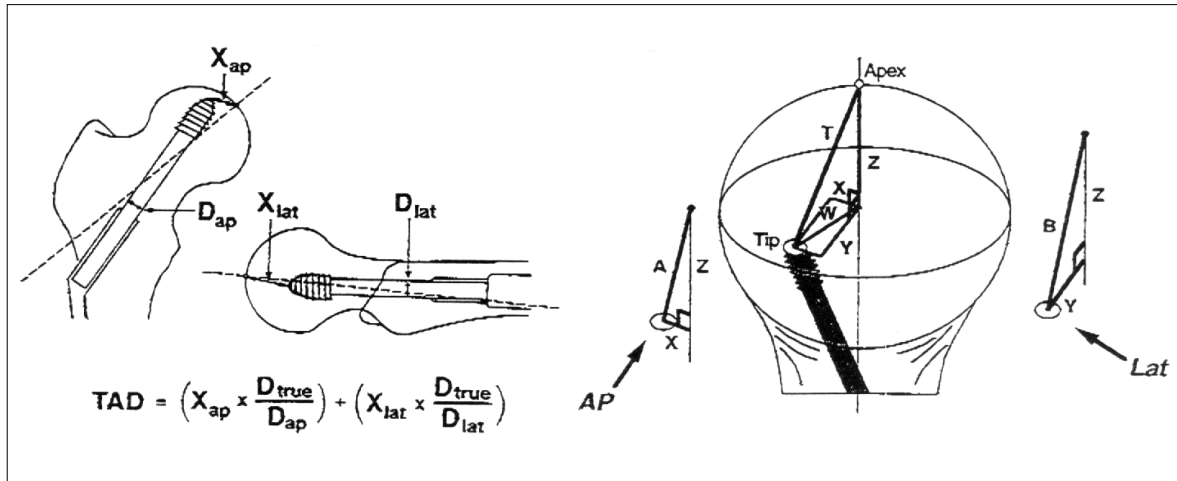


Abb. 41: links: Berechnungen zum Tip-Apex-Abstand (TAD) von Schenkelhalsschrauben; rechts: Gemessener TAD aus a.-p. (A) und lateralen Röntgenaufnahmen (B) und der errechnete wahre TAD (T) [aus 6]

In Anlehnung an diese Erkenntnisse wollten wir den Einfluss der Schraubentiefe biomechanisch untersuchen. In drei unterschiedlichen Eindrehtiefen (32 Millimeter, 36 Millimeter und 38 Millimeter) analysierten wir die Last bei Erreichen des initialen Cut-Out einer in 125 Grad CCD-Winkel zyklisch belasteten Gamma-Schenkelhalsschraube.

Die 38 Millimeter tief implantierte Schenkelhalsschraube erreichte ihren initialen Cut-Out in der 1800 Newton Laststufe und lieferte mit $p < 0,013$ einen signifikant stabilen Wert im Vergleich zu den Implantaten in 36 Millimetern (1650 Newton) und 32 Millimetern Tiefe (1150 Newton). In allen Versuchen war die Schenkelhalsschraube zentral und senkrecht im Schaumzylinder platziert. Der Einfluss einer anterior, posterior oder superior platzierten Schraube war nicht Gegenstand der Untersuchung.

Die Vor- und Nachteile unterschiedlicher CCD-Winkel von intramedullär und extramedullär geführten Implantaten ist bisher nicht eindeutig eruiert worden. Die klinischen Resultate und biomechanischen Untersuchungen zu diesem Aspekt lieferten kontroverse Ergebnisse und bezogen sich zum überwiegenden Teil auf das Gleitverhalten der Schenkelhalsschrauben in der Halterungsbuchse des jeweiligen Gesamtsystems [40, 49, 53, 57].

Unsere Untersuchungen erfassten das Migrationsverhalten einer Gamma-Schenkelhalsschraube in drei Winkleinstellungen zu 125 Grad, 135 Grad und 140 Grad. In Analyse der Mittelwerte ließ sich mit dem Höchstwert von 1783 Newton für die in 140 Grad CCD-Winkel getestete Schenkelhalsschraube ein proportionaler Anstieg zugunsten größerer Winkel erkennen. Obwohl wir im statistischen Vergleich keinen signifikanten Unterschied evaluieren konnten, unterstützen unsere biomecha-

nischen Ergebnisse die Erklärungen Tencers [89], dass sich der an der Schraubenspitze wirkende Moment mit ansteigendem CCD-Winkel des Implantates verkleinert. Untersuchungen zum Gleitverhalten von Schenkelhalsschrauben haben gezeigt, dass bei kleineren Winkeln das Risiko der Einklemmung in der Schraubenfassung des Kraftträgers steigt und damit auch die Wahrscheinlichkeit in osteoporotisch dichtegeminderten Knochen durch den Femurkopf zu migrieren [49, 79, 89]. Versteht man unsere rigide Fixierung der Testschrauben im Versuchsaufbau als Einklemmung, so lassen die ermittelten Daten eine ähnliche Tendenz erkennen.

Um den Einfluss der Schraubengeometrie und Insertionstechnik auf das Migrationsverhalten von Schenkelhalsschrauben in osteoporotischem Material zu untersuchen, verglichen wir vier der heute international handelsüblichen und zur Stabilisierung peritrochantärer Femurfrakturen bewährten Osteosyntheseimplantate (Dynamische Hüftschraube [*Synthes, Chur, Schweiz*], Gamma-Schenkelhalsschraube [*Stryker Howmedica, Rutherford, New Jersey*], Richards Classic Hip Screw [*Smith & Nephew Richards, Memphis, Tennessee*], Osteo Hip Screw [*Osteo Stryker, Rutherford, New Jersey*]). Die Gewindedurchmesser betragen 12,0 Millimeter (Gamma) bis 14,0 Millimeter (OHS Ø14,0mm). Die zyklische dynamische Testung aller Implantate wurde im dichtegeminderten Knochenersatzmaterial des Grades 12 und einer CCD-Winkel-Einstellung von 135 Grad durchgeführt. Mit einem Mittelwert von 1150 Newton (± 50 Newton) lieferte die DHS den kleinsten Wert bis Eintritt des initialen Cut-Out bei einem Millimeter Migration. Die OHS mit einem Gewindedurchmesser von 12,7 Millimeter erreichte den initialen Cut-Out im Mittel bei 1200 Newton (± 87 Newton) ohne einen statistisch signifikanten Unterschied zur DHS zu liefern ($p = 0,436$). Die Schenkelhalsschrauben vom Typ Gamma (Mittelwert 1317 Newton ± 76 Newton), Richards Classic Hip Screw (Mittelwert 1317 Newton ± 29 Newton) und die Osteo Hip Screw mit einem Gewindedurchmesser von 14,0 Millimeter (Mittelwert 1383 Newton ± 58 Newton) waren dagegen mit $p \leq 0,035$ statistisch signifikant stabiler im Vergleich zur DHS, nicht aber gegenüber der Osteo Hip Screw mit dem Gewindedurchmesser 12,7 Millimeter ($p \leq 0,156$).

Im Vergleich der Mittelwerte für die Schenkelhalsschraube des PFN-Doppelschraubensystems (*AO/ASIF, Davos, Schweiz*) mit der Gamma-Schenkelhalsschraube in nicht-osteoporotischen Knochenersatzmaterial erwies sich die im Durchmesser größere Gamma-Schenkelhalsschraube als signifikant stabiler im Migrationsverhalten ($p = 0,036$). Ein Vergleich der Mittelwerte der beiden Osteo Schenkelhalsschrauben zeigte mit $p = 0,038$ einen ebenso signifikanten Unterschied in der Lasttoleranz bis zum initialen Cut-Out zugunsten der größeren Schraube. Der technische Unterschied dieser in Material und Design identischen Produkte ist neben dem Gewindedurchmesser die Insertionstechnik bei gleicher Vorbohrung. Die Schenkelhalsschraube mit kleinerem Gewindedurchmesser benötigt ein Gewindeschneiden, während die größere 14 Millimeter Schraube ein selbstschneidendes Gewinde besitzt.

Setzt man die gewindegesschnittenen Schrauben unserer Versuchsreihe zueinander in Vergleich (DHS, OHS Ø12,7mm, Richards CHS) so lassen die errechneten Mittelwerte der Schrauben mit größerem Gewindedurchmesser eine Tendenz zu stabilerem Verhalten erkennen. Betrachtet man die 12,0 Millimeter Gamma-Schenkelhalsschraube (selbstschneidendes Gewinde) mit einem Mittelwert von 1317 Newton bei initialen Cut-Out und die 12,7 Millimeter Richards CHS (nicht-selbstschneidendes Gewinde) mit einer mittleren Lasttoleranz von 1317 Newton, so

verhalten sich beide Implantate trotz unterschiedlicher Implantationstechnik und Gewindedurchmesser gleichermaßen stabil. Chapman [14, 15] konnte in seiner biomechanischen Studie mit Spongiosaschrauben eine um acht Prozent reduzierte Ausreißkraft gewindegeschnittener Schrauben gegenüber Schrauben mit selbstschneidendem Gewinde des gleichen Durchmessers feststellen ($p = 0,0001$). Im untersuchten Polyurethanschaum ließ sich ein vergrößertes Schraubenvolumen der gewindegeschnittenen Präparate von bis zu 27 Prozent nachweisen. Ähnliche Überlegungen sind auch in biomechanischen Vergleichsstudien geführt worden [72].

Vergleichende klinische und biomechanische Studien zu Schraubenosteosynthesen in perthrochantären Femurfrakturen konnten bisher aber keine eindeutigen Vorteile zugunsten des einen oder anderen Implantates hervorheben [31, 33, 34, 37, 42, 55, 63, 65, 68, 69].

Eine weitere Versuchsreihe sollte das Stabilitätsverhalten eines Mehrschraubensystems im Rahmen unseres Versuchskonzeptes analysieren. Dazu verwendeten wir den Proximalen Femurnagel (PFN) der AO/ASIF [80]. Dieses Doppelschraubensystem ergänzt die distale Schenkelhalsschraube mit einer proximal platzierten Antirotationsschraube. Der Einfluss dieser zweiten Schraube auf die Migrationsstabilität sollte in drei Kombinationen untersucht werden (siehe Abbildung 27).

Die Kombination mit tiefer eingedrehter proximaler Antirotationsschraube erreichte den Bereich des initialen Cut-Out in der 1700 Newton Laststufe. Die Kombinationen A und B erwiesen sich mit jeweils 1800 Newton bei initialem Cut-Out als stabiler, jedoch ohne statistische Signifikanz. Die dynamische Belastung der einzelnen Schenkelhalsschraube (11 Millimeter Gewindedurchmesser) dieses Doppelschraubensystems erfolgte analog der Einzelschrauben-Systeme im nicht-osteoporotischen Knochenersatzmaterial, wie in Kapitel 4.5.2 beschrieben. Mit einem Mittelwert von 1500 Newton bei initialem Cut-Out zeigte sie eine um etwa 15,7 Prozent geringere Stabilität als im Doppelschraubensystem der Kombinationen A und B.

Im Jahre 1999 untersuchten Kauffman und Mitarbeiter [47] die Stabilität einer dreifachen Schraubenosteosynthese im Vergleich zur Vierfachverschraubung in in-vitro konstruierten subcapitalen Schenkelhalsfrakturen. Die kanülierten 6,5 Millimeter Spongiosaschrauben ohne unterstützende extra- oder intramedulläre Komponente wurden dabei in präparierte menschliche Femur implantiert und biomechanisch unter zyklischer und axialer Lastapplikation auf Stabilität getestet. Die erzielten Ergebnisse zeigten im Vergleich keine signifikant verbesserte axiale Stabilität der Vier-Schrauben-Osteosynthese nach zyklischer Testung ($p = 0,018$), jedoch in der anschließend durchgeführten statischen Testung signifikant höhere Werte für die Last bei Versagen ($p = 0,004$).

Anhand unserer biomechanisch ermittelten Daten lässt sich im implantatinternen Vergleich des Proximalen Femurnagels (PFN) von einzelner Schenkelhalsschraube zu Doppelschrauben-System mit zusätzlicher Antirotationsschraube eine Tendenz zur Verbesserung der Migrationsstabilität durch den Einsatz eines Mehrschraubensystems erkennen. Wang und Mitarbeiter [92] konnten dies in ihrer im Jahre 2000 publizierten Studie unterstreichen, in dem sie größere Belastungswiderstände in einem Doppelschraubenmodell mit einer im Durchmesser größeren proximalen Schenkelhalsschraube und distal kleineren Schenkelhalsschraube nachwiesen. Die unter gleichen Versuchsbedingungen (nicht-osteoporotisches Knochenersatzmaterial und CCD-Winkel 135 Grad) getestete Gamma-Schenkelhalsschraube (Abbildung 30)

zeigt mit einer mittleren Laststufe von 1700 Newton im Bereich des initialen Cut-Out einen ebenfalls niedrigeren Vergleichswert zugunsten des Doppelschrauben-Systems.

Das limitierte Stahlhülsenvolumen der Versuchskonstruktion erreicht bei der Implantation von zwei oder mehr Schrauben jedoch einen Grenzbereich. Die progrediente Migration der Implantate kann insbesondere bei mehreren Schrauben eine Komprimierung des Polyurethan-Materials nach proximal zur Folge haben, womit eine relevante Dichteänderung des Implantat umgebenden Materials nicht auszuschließen ist. Eine sichere Aussage zu stabilerem Verhalten im Vergleich zu Einzelschraubensystemen kann somit nicht getroffen werden.

Im aufgelockerten Trabekelwerk des dichtegeminderten osteoporotischen Knochen ist ein dichter Implantat-Knochen-Kontakt ohne Zweifel von großer Bedeutung. In unseren Versuchen konnten wir zeigen, dass Gewindeschneiden und Vorbohrung mit unvermeidlicher Abtragung knöchernen Stützmaterials im Schraubenkanal Einfluss auf die Implantatstabilität haben können. Verschiedene Gruppen haben in sowohl klinischen, wie auch biomechanischen Studien, versucht diese Stabilität durch ergänzende Zementtechniken zu verbessern [5, 24, 32, 52]. Dabei kamen unterschiedliche Materialien wie Calcium-Phosphat, Methylacrylat und Hydroxylapatit-Granula zum Einsatz. Die Applikation des Knochenzementes erfolgte entweder durch Auffüllung des Kanals und anschließender Schraubenimplantation oder direkte Injektion über einen schraubenintegrierten Zugang. Die Ergebnisse lieferten einheitlich positive Werte in Verbesserung der Gesamtstabilität der Frakturen.

In neuester Zeit sind Implantate entwickelt worden, um die Vorteile der Schraubennosteosynthese mit einer Bolzentechnik zur Vergrößerung der Implantat-Knochen-Kontaktfläche und der Möglichkeit einer Zementinjektion zu kombinieren (Alta Dome Plunger, *Stryker Howmedica, Rutherford, New Jersey*). Choueka und Mitarbeiter [17] testeten dieses Implantat in einem biomechanischen Vergleich an 18 menschlichen Kadaver-Femur. Alle zwölf der durch eine Richards Classic Hip Screw oder einer Schenkelhalsschraube mit extramedullärer Alta-Seitenplatte versorgten petrochantären Frakturen versagten durch Cut-Out der jeweiligen Implantate. Das Alta Bolzenimplantat zeigte in diesen Versuchen keinen Cut-Out und eine bis zu 50 Prozent höhere Belastbarkeit. Der Volumenunterschied der Implantate zeigte sich im Durchmesser der Vorbohrung von 14 Millimetern (Alta Dome Plunger), 10 Millimeter (Alta Schenkelhalsschraube) und 9 Millimeter für die Richards Classic Hip Screw.

Der Anspruch an größerem Volumen innerhalb des Femurkopfes birgt hingegen auch die Gefahren der Durchblutungsstörungen des umgebenden Knochenmaterials [11]. Obwohl die Inzidenz einer avaskulären Hüftkopfnekrose in den meisten Frakturen direkt traumatisch bedingt ist [12], kann eine übermäßige Verdrängung des spongiösen Knochen gleichfalls intraossäre Gefäße zerstören. Eine nutritive Versorgung des verbleibenden Knochengewebes wäre unter Umständen nicht mehr ausreichend gewährleistet. In einer biomechanischen Kadavertestung von 48 Femurköpfen ergab sich ein interessanter Zusammenhang von Kopfgröße zu Cut-Out-Häufigkeit [37]. Im dichtegeminderten Knochen zeigte die Gruppe der größeren Femurköpfe ($15,9\text{cm}^3$ - $20,3\text{cm}^3$) eine höhere Belastungsresistenz gegenüber kleineren Femurköpfen ($13,3\text{cm}^3$ - $15,8\text{cm}^3$) ähnlicher Knochendichte. Eine mit Chouekas [17] oder Jennys [37] Untersuchungen vergleichbare prospektive, oder retrospektive klinische Studie liegt jedoch bis heute nicht vor.

Sarmiento stellte im Jahre 1970 [73, 74] eine valgusierende Umstellungsosteotomie vor, die zur Wiederherstellung des medialen kortikalen Tragpfelers und seiner Stützfunktion in instabilen pertrochantären Frakturen gedacht war. Durch subtrochantäre Knochenkeilexzision konnte die Bruchlinie in eine horizontale Ebene geführt, das proximale Fragment nach distal verlagert und die gesamte Fraktur erneut intern stabilisiert werden.

Wu und Mitarbeiter [94, 95] ergänzten diese Methode der Korrektur migrierter Schraubenosteosynthesen durch Zementinjektion mit anschließend erneuter Schraubenosteosynthese (Dynamische Hüftschraube Schraube). Ihre Nachuntersuchungen ein Jahr postoperativ ergaben gute Resultate ohne wiederholtes Implantatversagen.

Da diese Form der Operation kein Routineverfahren darstellt und zum Großteil nur von erfahrenen Chirurgen durchgeführt werden kann, wird sie bis heute auch nicht als solche bei instabilen pertrochantären Femurfrakturen angewendet. Der Vorteil im Hinblick auf Stabilitätssicherung wird weiterhin kritisch beurteilt [26, 28].

Alternative Methoden zur internen Stabilisation haben sich bisher noch nicht international durchsetzen können. Untersuchungen zur Therapie pertrochantärer Femurfrakturen mit einem externen Fixateur sind mit Erfolg berichtet worden [23]. Ebenso wird heute die Durchführung eines hemi- oder totalendoprothetischen Ersatzes des Hüftgelenks als Erstmaßnahme bei instabilen, schwer reponierbaren Frakturen dieser proximalen Region diskutiert [44].

Die durch einen intra- oder extramedullären Kraftträger unterstützte Schraubenosteosynthese bietet besonders in älteren Patienten mit ihrer minimal-invasiven Implantationstechnik bis heute weiterhin eine elegante und effiziente therapeutische Lösung für proximale Femurfrakturen.

Im Vordergrund stehen immer die anatomischen Voraussetzungen der Fraktur, um eine bestmögliche funktionelle Reposition zu ermöglichen [4, 67, 85, 88]. Gelingt dieses nicht, stehen alternative Methoden wie Endoprothetik oder externe Fixation zur Verfügung. Dabei ist in jedem Fall die soziale Wiedereingliederung des Patienten, sowie die prämorbidie Mobilität und Lebensqualität zu erzielen.

Unsere Untersuchungen konnten eindeutig aufzeigen, dass zur Reduzierung von postoperativen Komplikationen und damit zur ungestörten Frakturheilung in osteoporotischen und nicht-osteoporotischen Knochen die Platzierung der Schenkelhalschrauben und das Schraubendesign von entscheidender Bedeutung sind.

7. ZUSAMMENFASSUNG

Die Migration von Schenkelhalsschrauben (Cut-Out) stellt ein seit Einführung dieses minimal-invasiven Osteosyntheseverfahrens assoziiertes pathophysiologisches und biomechanisches Problem dar. Dies wird besonders in osteoporotischen Knochen deutlich und führt bei älteren Patienten nicht selten zu ernststen klinischen Problemen.

In der vorliegenden Arbeit wird das Migrationsverhalten einer Auswahl von fünf der heute marktüblichen Schenkelhalsschraubenimplantate in osteoporotischem und nicht-osteoporotischem Knochenersatzmaterial aus Polyurethanschaum biomechanisch analysiert.

Folgende Ergebnisse wurden dabei erzielt :

1. Die Materialdichte ist ein signifikanter Faktor im Stabilitätsverhalten eines Schenkelhalsschraubenimplantates. Eine Schraubenosteosynthese im dichte-geminderten Material erhöht die Cut-Out-Wahrscheinlichkeit.
2. Eine tief platzierte Schenkelhalsschraube vermag die Stabilität des Material-Implantat-Verbundes signifikant zu verbessern.
3. Die Implantierung von Schenkelhalsschrauben in einem großen CCD-Winkel zur eingeleiteten Last erhöht die Belastbarkeit und setzt die Migrationsschwelle des Implantates herauf.
4. Ein großer Außendurchmesser des Schraubengewindes zeigt eine signifikant höhere Migrationsresistenz.
5. Gewindeschneiden und ein relativ großer Vorbohrdurchmesser im Vergleich zum Gewindedurchmesser der Schenkelhalsschraube können die Schrauben-Material-Haftung negativ beeinflussen.
6. Die Verwendung eines Mehrschraubenimplantates zur Fixation instabiler Frakturen weist im implantatinternen Vergleich höhere Schwellenwerte im Migrationsverhalten auf. Ist die proximale Schraube im Vergleich zur distalen Schraube zu weit medial platziert, ergeben sich geringere Belastungswerte im dynamischen Test.

8. LITERATURVERZEICHNIS

1. **Alho A., Benterud J.G., Solovieva S.**
Internally Fixed Femoral Neck Fractures; Early Prediction of Failure in 203 Elderly Patients with Displaced Fractures
Acta Orthop Scand, Vol. 70, No. 2 (1999); 141-144
2. **Andresen R., Radmer S., Banzer D.**
Heutiger Stand der Osteoporosediagnostik mittels spinaler QCT
Orthopädische Praxis Vol. 33, No.3 (1997); 192-196
3. **Baitner A.C., Maurer S.G., Hickey D.G., Jazrawi L.M., Kummer F.J., Jamal J., Goldman S., Koval K.J.**
Vertical Shear Fractures of the Femoral Neck. A Biomechanical Study
Clinical Orthopaedics and Related Research, No.367 (Oct 1999); 300-305
4. **Bannister G.C., Gibson A.G., Ackroyd C.E., Newman J.H.**
The Fixation and Prognosis of Trochanteric Fractures; A Randomised Prospective Controlled Trial
Clinical Orthopaedics and Related Research, No. 254 (May 1990); 242-246
5. **Bartucci E.J., Gonzalez M.H., Cooperman D.R., Freedberg H.I., Barmada R., Laros G.S.**
The Effect of Adjunctive Methylmethacrylate on Failures of Fixation and Function in Patients with Intertrochanteric Fractures and Osteoporosis
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 67-A, No. 7 (September 1985); 1094-1107
6. **Baumgaertner M.R., Curtin S.L., Lindskog D.M. Keggl J.M.**
The Value of the Tip-Apex Distance in Predicting Failure of Fixation of Peritrochanteric Fractures of the Hip
J. of Bone and Joint Surgery Vol. 77-A, No. 7 (July 1995); 1058-1064
7. **Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.**
Messung der Hüftgelenkbelastung bei zwei Patienten
Kongr. Biomedizinische Technik Band 36-Ergänzungsband (1991); 204-205
8. **Bergmann G., Rohlmann A., Graichen F.**
In Vivo Messung der Hüftgelenkbelastung; 1. Teil Krankengymnastik
Z. Orthop. 127 (1989); 627-679
9. **Bonnick S.L.**
Bone Densitometry in Clinical Practice; Application and Interpretation
The Humana Press, Inc. (1998), Totowa, New Jersey
10. **Boyd H.B., Griffin L.L.**
Classification and Treatment of Fractures
Archives of Surgery, Vol. 58 (1949), 853-866

11. **Brookes M., Revell W.J.**
Blood Supply of Bone; Scientific Aspects
Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York (1998)
12. **Broos P.L.O., Vercruyse R., Fourneau I., Driesen R., Stappaerts K.H.**
Unstable Femoral Neck Fractures in Young Adults: Treatment with the AO
130-Degree Blade Plate
Journal of Orthopaedic Trauma, Vol. 12, No. 4 (1998); 235-240
13. **Campbell's Operative Orthopaedics**
9th Edition, *Mosby Year Book Inc., Vol. 3, (1998)*
14. **Chapman J.R., Harrington R.M., Lee K.M., Anderson P.A., Tencer A.F.,
Kowalski D.**
Factors Affecting the Pullout Strength of Cancellous Bone Screws
J Biomech Eng, Vol. 118, No. 3 (August 1996); 391-398
15. **Chapman J.R., Harrington R.M., Lee K., Forsyth E., Anderson P.A.**
The Influence of Screw Design and Insertion Technique on Pullout Strength
of Screws in Porous Materials
38th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society (February 1992)
16. **Chinoy M.A., Parker M.J.**
Fixed Nail Plates versus Sliding Hip Systems for the Treatment of Tro-
chanteric Femoral Fractures: A Meta Analysis of 14 Studies
Injury, Vol. 30, No. 3 (1999); 157-163
17. **Choueka J., Koval K.J., Kummer F.J., Crawford G., Zuckerman J.D.**
Biomechanical Comparison of the Sliding Hip Screw and the Dome Plunger;
Effects of Material and Fixation Design
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 77-B, No. 2 (March 1995); 277-283
18. **Crofts R.D., Boyce T.M., Bloebaum R.D.**
Aging Changes in Osteon Mineralization in the Human Femoral Neck
Bone, Vol. 15, No.2 (1994); 147-152
19. **Davis T.R.C., Sher J.L., Checketts R.G., Porter B.B.**
Intertrochanteric Fractures of the Femur: A Prospective Study Comparing the
use of the Küntscher-Y-Nail and a Sliding Hip Screw
Injury, Vol. 19, No. 6 (1988); 421-426
20. **Davis T.R.C., Sher J.L., Horsman A., Simpson M., Porter B.B.,
Checketts R.G.**
Intertrochanteric Femoral Fractures; Mechanical Failure after Internal Fixa-
tion
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 72-B, No. 1 (January 1990); 26-31

21. **Debrunner H.U.**
Studien zur Biomechanik des Hüftgelenks I.
Z. Orthop. 113 (1975); 377-388
22. **De Laet C.E., Pols H.A.**
Fractures in the Elderly : Epidemiology and Demography
Baill Best Pract Res Clin Endocr Metab, Vol. 14, No. 2 (June 2000); 171-179
23. **Eksioglu F., Gudemez E., Cavusoglu T., Sepici B.**
Treatment of Intertrochanteric Fractures by External Fixation
Bull Hosp Jt Dis, Vol. 59, No. 3 (2000); 131-135
24. **Elder S., Frankenburg E., Goulet J., Yetkinler D., Poser R., Goldstein S.**
Biomechanical Evaluation of Calcium Phosphate Cement-Augmented Fixation of Unstable Intertrochanteric Fractures
J. of Orthopaedic Trauma Vol. 14, No. 6 (August 2000); 386-393
25. **Evans M.**
The Treatment of Trochanteric Fractures of the Femur
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 31-B, No. 2 (May 1949); 190-203
26. **Gargan M.F., Gundle R., Simpson A.H.**
How Effective are Osteotomies for Unstable Intertrochanteric Fractures?
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 76-B, No. 5 (Sep 1995); 789-792
27. **Graichen F., Bergmann G.**
Four-Channel Telemetry System for In Vivo Measurement of Hip Joint Forces
Journal of Biomedical Engineering, Vol. 13 (September 1991); 370-374
28. **Gundle R., Gargan M.F., Simpson A.H.**
How to Minimize Failures of Fixation of Unstable Intertrochanteric Fractures
Injury, Vol. 26, No. 9 (Nov 1995); 611-614
29. **Gurtler R.A., Jacobs R.R., Jacobs C.R.**
Biomechanical Evaluation of the Ender's Pins, the Harris Nail, and the Dynamic Hip Screw for the Unstable Intertrochanteric Fracture
Clinical Orthopaedics and Related Research, No. 206 (May 1986); 109-112
30. **Halder S.**
Persönliche Mitteilung an Schnettler R. (2001)
31. **Hardy D.C.R., Descamps P.-Y., Krallis P., Fabeck L., Smets P., Bertens C., Delince P.E.**
Use of an Intramedullary Hip Screw Compared with a Compression Hip Screw with a Plate for Intertrochanteric Femoral Fractures
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 80-A, No. 5 (May 1998); 618-630
32. **Hasegawa K., Yamamura S., Dohmae Y.**
Enhancing Screw Stability in Osteosynthesis with Hydroxyapatite Granules
Acta Orthop Trauma Surg, Vol. 117 (1998); 175-176

33. **Haynes R.C., Pöll R.G., Miles A.W., Weston R.B.**
An Experimental Study of the Failure Modes of the Gamma Locking Nail and AO Dynamic Hip Screw Under Static Loading: A Cadaveric Study
Med. Eng. Phys., Vol. 19, No. 5 (1997); 446-453
34. **Haynes R.C., Pöll R.G., Miles A.W., Weston R.B.**
Failure of Femoral Head Fixation : A Cadaveric Analysis of Lag Screw Cut-Out with the Gamma Nail and AO Dynamic Hip Screw
Injury, Vol. 28, No. 5-6 (1997); 337-341
35. **Hedström M., Svensson J., Dalén N.**
Biochemical Bone Markers and Bone Density in Hip Fracture Patients
Acta Orthop Scand, Vol. 71, No. 4 (2000); 409-413
36. **Herrlin K., Strömberg T., Pettersson H., Wallöe A., Lidgren L.**
Trochanteric Fractures – A Clinical and Radiological Evaluation of McLaughlin, Ender and Richards's Osteosynthesis
Arch Orthop Trauma Surg, Vol. 108 (1989); 36-39
37. **Jenny J.-Y., Rapp E., Cordey J.**
Type of Screw does not Influence Holding Power in the Femoral Head
Acta Orthop Scand, 70 (5), (1999); 435-438
38. **Jensen J.S.**
Classification of Trochanteric Fractures
Acta Orthop Scand, Vol. 51 (1980); 803-810
39. **Jensen J.S.**
Incidence of Hip Fractures
Acta Orthop Scand, Vol. 51 (1980); 511-513
40. **Jensen J.S.**
Mechanical Strength of Sliding Screw-Plate Hip Implants: A Biomechanical Study of Unstable Trochanteric Fractures
Acta Orthop Scand, Vol. 51 (1980); 625-632
41. **Jensen J.S., Sonne-Holm S.**
Critical Analysis of Ender Nailing in the Treatment of Trochanteric Fractures
Acta Orthop Scand, Vol. 51 (1980); 817-825
42. **Jensen J.S., Sonne-Holm S., Tøndevald E.**
Unstable Trochanteric Fractures; A Comparative Analysis of Four Methods of Internal Fixation
Acta Orthop Scand, Vol. 51 (1980); 949-962
43. **Jewett E.L.**
One-Piece Angle Nail for Trochanteric Fractures
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 23 (1941); 803-810

44. **Johansson T., Jacobsson S.-A., Ivarsson I., Knutsson A., Wahlström O.**
Internal Fixation versus Total Hip Arthroplasty in the Treatment of Displaced Femoral Neck Fractures: A Prospective Randomized Study of 100 Hips
Acta Orthop Scand, Vol. 71, No. 6 (2000); 597-602
45. **Karlsson M.K., Obrant K.J., Nilsson B.E., Johnell O.**
Bone Mineral Density Assessed by Quantitative Ultrasound and Dual Energy X-Ray Absorptiometry
Acta Orthop Scand, Vol. 69, No. 2 (1998); 189-193
46. **Kaufer H., Matthews L.S., Sonstegard D.**
Stable Fixation of Intertrochanteric Fractures
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 56-A, No. 5 (July 1974); 899-907
47. **Kauffman J.I., Simaon J.A., Kummer F.J., Pearlman C.J., Zuckerman J.D., Koval K.J.**
Internal Fixation of Femoral Neck Fractures with Posterior Comminution: A Biomechanical Study
Journal of Orthopaedic Trauma Vol. 13, No. 3 (1999); 155-159
48. **Kawaguchi S., Sawada K., Nabeta Y.**
Cutting-Out of the Lag Screw after Internal Fixation with the Asiatic Gamma Nail
Injury, Vol. 29, No. 1 (1998); 47-53
49. **Kyle R.F., Wright T.M., Burstein A.H.**
Biomechanical Analysis of the Sliding Characteristics of Compression Hip Screws
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 62-A, No. 8 (December 1980); 1308-1314
50. **Lambotte A.**
The Operative Treatment of Fractures: Report of Fractures Committee
British Medical Journal (1912); 1530
51. **Lengsfeld M., Stammberger U., Mokwa A., Reeh S., Richter B.**
Belastungsvorhersagen am Hüftgelenk; Computeranalysen an einem 3-D-Mehrkörpermodell des Menschen
Biomedizinische Technik, Band 39, Heft 12 (1994); 307-312
52. **Lenzner A., Kaur I., Haviko T., Sögel V., Gapejeva J., Erelina J., Pääsuke M.**
Impaction Bone-Grafting Increases the Holding Power of Cancellous Screws in the Femoral Head; A Pull-Out Study in Human Cadaver Hips
Acta Orthop Scand, Vol. 70, No. 1 (1999); 25-28
53. **Loch D.A., Kyle R.F., Bechthold J.E., Kane M., Anderson K., Sherman R.E.**
Forces Required to Initiate Sliding in Second-Generation Intramedullary Nails
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 80-A, No. 11 (November 1998); 1626-1631

54. **Maatz R., Lentz W., Arens W., Beck H.**
Die Marknagelung und andere intramedulläre Osteosynthesen
Schattauer Verlag Stuttgart, New York (1983)
55. **Madsen J.E., Naess L., Aune A.K., Alho A., Ekeland A., Strømsøe K.**
Dynamic Hip Screw with Trochanteric Stabilizing Plate in the Treatment of Unstable Proximal Femoral Fractures: A Comparative Study with the Gamma Nail and Compression Hip Screw
Journal of Orthopaedic Trauma, Vol. 12, No. 4 (1998); 241-248
56. **McCalden R.W., McGeough J.A., Court-Brown C.M.**
Age-Related Changes in the Compressive Strength of Cancellous Bone
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 79-A, No. 3 (March 1997); 421-427
57. **Meislin R.J., Zuckerman J.D., Kummer F.J., Frankel V.H.**
A Biomechanical Analysis of the Sliding Hip Screw : The Question of Plate Angle
Journal of Orthopaedic Trauma, Vol. 4, No. 2 (1990); 130-136
58. **Müller B., Bonnaire F., Heckel T., Jaeger J.H., Kempf I., Kuner E.H.**
Ender-Nagel mit Verriegelung oder Dynamische Hüftschraube bei Pertrochantären Frakturen
Unfallchirurgie, 20 (1994); 18-29
59. **Müller M.E.**
Comprehensive Classification of Fractures
Pamphlet II for Specialized Trauma Surgeons and Researchers, Edition 1996
60. **Müller M.E., Allgöwer M., Schneider R., Willenegger H.**
Manual der Osteosynthese AO-Technik. Dritte erweiterte und völlig überarbeitete Auflage
Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York (1993)
61. **Nordkild P., Sonne-Holm S., Jensen J.S.**
Femoral Neck Fracture: Sliding Screw Plate versus Sliding Nail Plate – A Randomised Trial
Injury, Vol. 16, No. 7 (1985); 449-454
62. **Pande I., O'Neill T.W., Pritchard C., Scott D.L., Woolf A.D.**
Bone Mineral Density, Hip Axis Length and Risk of Hip Fracture in Men: Results from the Cornwall Hip Fracture Study
Osteoporos Int, Vol. 11, No. 10 (2000); 866-870
63. **Park S.-R., Kang J.-S., Kim H.-S., Lee W.-H., Kim Y.-H.**
Treatment of Intertrochanteric Fracture with the Gamma AP Locking Nail or by a Compression Hip Screw – A Randomised Trial
International Orthopaedics, Vol. 22 (1998); 157-160

64. **Parker M.J., Blundell C.**
Choice of Implant for Internal Fixation of Femoral Neck Fractures: Meta-Analysis of 25 Randomised Trials Including 4.925 Patients
Acta Orthop Scand, Vol. 69, No. 2 (1998); 138-142
65. **Parker M.J., Pryor G.A.**
Gamma Versus DHS Nailing for Extracapsular femoral Fractures ; Meta-Analysis of Ten Randomised Trials
International Orthopaedics, 20 (1996); 163-168
66. **Parker M.J., Walsh M.E.**
Importance of Sliding Screw Position in Trochanteric Fractures
Acta Orthop Scand , 64 (1), (1993); 73-74
67. **Perren S.M.**
Editorial: Trends in Internal Fixation; Potential, Limits and Requirements
Injury, Vol. 30 (1999); S-B2-S-B4
68. **Radford P.J., Needoff M., Webb J.K.**
A Prospective Randomised Comparison of the Dynamic Hip Screw and the Gamma Locking Nail
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 75-B, No. 5 (September 1993); 789-793
69. **Rantanen J., Aro H.T.**
Intramedullary Fixation of High Subtrochanteric Femoral Fractures: A Study Comparing Two Implant Designs, the Gamma Nail and the Intramedullary Hip Screw
Journal of Orthopaedic Trauma, Vol. 12, No. 4 (1998); 249-252
70. **Rehbein F.**
Zur Nagelung Pertrochanterer Oberschenkelbrüche
Chirurg Vol. 19 (1948); 562-565
71. **Rha J.D., Kim Y.H., Yoon S.L., Park T.S., Lee M.H.**
Factors Affecting Sliding of the Lag Screw in Intertrochanteric Fractures
International Orthopaedics, 17 (1993); 320-324
72. **Richards R.H., Evans G., Egan J., Shearer J.R.**
The AO Dynamic Hip Screw and the Pugh Sliding Nail in Femoral Head Fixation
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 72-B, No. 5 (September 1990); 794-796
73. **Sarmiento A., Williams E.M.**
The Unstable Pertrochanteric Fracture Treatment with Valgus Osteotomy And I Beam Nail Plate
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 52-A (1970); 457
74. **Sarmiento A.**
Unstable Intertrochanteric Fractures of the Femur
Clinical Orthopaedics and Related Research, No. 92 (May 1973); 77-85

75. **Savvidis E., Stabrey H.**
Erste Werkstoffangepasste Anstrengungshypothese zur Berechnung der Vergleichsspannung an Humanen Femora
Biomedizinische Technik, Band 42, Heft 10 (1997); 276-279
76. **Scheidt R.**
Betrachtungen zur Behandlung der Pertochantären Femurfraktur
Chirurg Vol. 20 (1949); 641-647
77. **Schipper I.B., Streyerberg E.W., Castelein R.M., van Vugt A.B.**
Reliability of the AO/ASIF Classification for Pertrochanteric Femoral Fractures
Acta Orthop Scand, Vol. 72, No. 1 (Feb 2001); 36-41
78. **Schumpelick V., Bleese N.M., Mommsen U.**
Chirurgie, 4. neu bearbeitete Auflage
Ferdinand Enke Verlag Stuttgart (1999)
79. **Sim E., Schmiedmayer H.B., Lugner P.**
Mechanical Factors Responsible for the Obstruction of the Gliding Mechanism of a Dynamic Hip Screw for Stabilizing Pertrochanteric Femoral Fractures
J. of Trauma, Inj., Inf. and Crit. Care, Vol. 49, No. 6 (2000): 995-1001
80. **Simmermacher R.K., Bosch A.M., Van der Werken C.**
The AO/ASIF-proximal femur nail (PFN) : A New Device for the Treatment of Unstable Proximal Femoral Fractures
Injury, Vol. 30, No. 5 (June 1999); 327-332
81. **Simpson A.H., Varty K., Dodd C.A.**
Sliding Hip Screws: Modes of Failure
Injury, Vol. 20 (1989); 227-231
82. **Singh M., Nagrath A.R., Maini P.S.**
Changes in Trabecular Pattern of the Upper End of the Femur as an Index of Osteoporosis
J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 52-A, No. 2 (April 1970); 457-467
83. **Sjöstedt Å., Zetterberg C., Hansson T., Hult E., Ekström L.**
Bone Mineral Content and Fixation Strength of Femoral Neck Fractures : A Cadaver Study
Acta Orthop Scand, Vol. 65, No. 2 (1994); 161-165
84. **Smith M.D., Cody D.D., Goldstein S.A., Cooperman A.M., Matthews L.S., Flynn M.J.**
Proximal Femoral Bone Density and its Correlation to Fracture Load and Hip-Screw Penetration Load
Clinical Orthopaedics and Related Research, No. 283 (Oct. 1992); 244-251

85. **Smith-Petersen M.N., Cave E.F., Van-Gorder G.W.**
Intracapsular Fractures of the Neck of the Femur – Treatment by Internal Fixation
Arch. Surg. No. 23 (1931); 715-759
86. **Sochart D.H.**
Poor Results Following Internal Fixation of Displaced Subcapital Femoral Fractures : Complacency in Fracture Reduction
Arch Orthop Trauma Surg, 117 (1998); 379-382
87. **Stürmer K.M.**
Die Pertrochantäre Fraktur
Leitlinien Unfallchirurgie, Thieme Verlag, 2. Auflage (1999); 141-150
88. **Taeger G., Schmid C., Zettl R., Schweiberer L., Nast-Kolb D.**
Stable and Unstable Pertrochanteric Femoral Fractures. Differentiated Indications for the Dynamic Hip Screw
Unfallchirurg, Vol. 103, No. 9 (Sep 2000); 741-748
89. **Tencer A.F., Johnson K.D.**
Lower Extremity Fixation
Biomechanics in Orthopaedic Trauma (1994), J.B. Lippencott Comp., Philadelphia
90. **Thomas A.P.**
Dynamic Hip Screws that Fail
Injury, Vol. 22, No. 1 (1991); 45-46
91. **Wagner R., Blattert T.R., Weckbach A.**
Problemlösung der Extraartikulären, Koxalen Femurfraktur durch das „Gleit-schrauben-Nagel-Prinzip“; Ergebnisse zweier verschiedener Systeme (Classic Nail und Gamma-Nagel)
Unfallchirurg, Vol. 101 (1998); 894-900
92. **Wang C.J., Brown C.J., Yettram A.L., Procter P.**
Intramedullary Femoral Nails: One or Two Lag Screws? A Preliminary Study
Med Eng Phys, Vol. 22, No. 2 (2000); 613-624
93. **Wegner D., Braun G.**
Die Vereinfachung der Rundnagelung nach Lezius-Herzer. Ein Beitrag zur Operativen Behandlung der Frakturen am proximalen Femurende
Chirurg Vol. 37 (1966); 77-81
94. **Wu C.C., Shih C.H., Chen W.J., Tai C.L.**
Treatment of Cutout of a Lag Screw of a Dynamic Hip Screw in an Intertrochanteric Fracture
Arch Orthop Trauma Surg, Vol. 117, No. 4-5 (1998); 193-196

95. **Wu C.C., Shih C.H., Lee M.Y., Tai C.L.**
Biomechanical Analysis of Location of Lag Screw of a Dynamic Hip Screw in Treatment of Unstable Intertrochanteric Fracture
J. of Trauma: Inj., Inf. and Crit. Care, Vol.41, No.4 (1996); 699-702

96. **Yoshimine F., Latta L.L., Milne E.L.**
Sliding Characteristics of Compression Hip Screws in the Intertrochanteric Fracture: A Clinical Study
Journal of Orthopaedic Trauma, Vol. 7, No. 4 (1993); 348-353

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich in erster Linie Herrn Prof. Dr. Dr. Reinhard Schnettler danken, der mir nicht nur diese Dissertation ermöglichte, sondern auch stets beratend und unterstützend zur Seite stand.

Des Weiteren möchte ich mich besonders bei Herrn Dr. ing. Andreas Speitling und Herrn Dipl. ing. Holger von Wieding, sowie dem gesamten Team der „Applied Trauma and Spine Research“ - Abteilung der Firma Stryker Howmedica, Schönkirchen für Ihre unermüdliche Hilfsbereitschaft und technische Unterstützung bedanken.

Ferner beziehe ich in meinen Dank die Firmen Synthes, Smith & Nephew Richards, Osteo Stryker und Stryker Howmedica für die freundliche Bereitstellung Ihrer Produkte ein.

Mein persönlicher Dank gilt hier ganz besonders meinen Eltern, die mich in allen Höhen und Tiefen meines Studiums unterstützt und meine Ausbildung in dieser Form ermöglicht haben. Ebenso danke ich meiner Freundin Kristina Breloer, die mich nicht nur bei der formalen Gestaltung beraten konnte, sondern mir auch mit viel Geduld und Kritik bei der Ausarbeitung dieser Arbeit zur Seite stand. Abschließend möchte ich meinem guten Freund Thorsten Keißner für die immer hilfsbereite computer-technische Unterstützung danken, ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Curriculum Vitae

Sven Kevin Tschöke

Persönliche Angaben:

Geburtsdatum: 25. August 1973
Geburtsort: Offenbach am Main
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: Deutsch

Schulische Ausbildung

Old Greenwich Elementary School, Greenwich, CT (USA)	1979
Deutsche Schule White Plains, New York (USA)	1980
Deutsche Schule, Tokio (Japan)	1983
Karl-Rehbein Gymnasium, Hanau	1985
Abitur	1992

Zivildienst

Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik, Frankfurt am Main Station für Rückenmarkverletzte	1992
--	------

Akademische Ausbildung und Examina

Immatrikulation an der Justus-Liebig-Universität, Giessen Fachbereich Human-Medizin	April 1994
Ärztliche Vorprüfung	April 1997
Erste Ärztliche Prüfung	März 1998
United States Medical Licensing Examination (USMLE Step 1) Erstes Amerikanisches Staatsexamen	Juni 1999
Fortsetzung des Studiums der Human-Medizin an der Technischen Universität, München	Oktober 1999
Zweite Ärztliche Prüfung	September 2000

1. Tertial des Praktischen Jahres (Innere Medizin)

Klinikum rechts der Isar, München
Kardiologische Allgemein-Station
Prof. Dr. A. Schömig

Oktober 2000

Gastroenterologische Privat-Station
Prof. Dr. M. Classen

Dezember 2000

2. Tertial des Praktischen Jahres (WF Orthopädie)

Klinikum rechts der Isar, München
Orthopädische Privat-Station
Prof. Dr. R. Gradinger

Februar 2001

Hospital für Special Surgery, Weill Medical Center
Cornell University, New York NY (USA)
Orthopaedic Trauma Service
David L. Helfet, M.D.

April 2001

3. Tertial des Praktischen Jahres (Chirurgie)

Universitäts-Spital Zürich (Schweiz)
Unfallchirurgie
Prof. Dr. O. Trentz

Juni 2001

Gefäßchirurgie
Prof. Dr. M. Turina

Juli 2001

Plastische und Wiederherstellungs-Chirurgie
Prof. Dr. V. E. Meyer

August 2001

Dritte Ärztliche Prüfung

November 2001