

Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie  
Technische Universität München  
Klinikum rechts der Isar  
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

**Bedeutung des Kompressionsprinzips  
für die Verteilung oberflächlicher Dehnungen  
im Knochen-Implantat-Verbund  
nach Marknagelung**

**Matthias Hauschild**

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät  
für Medizin der  
Technischen Universität München  
zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktors der Medizin (Dr. med.)  
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Priv.- Doz. Dr. W. Mittelmeier
2. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger

Die Dissertation wurde am 08.05.2003 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 09.07.2003 angenommen.

## **INHALTSVERZEICHNIS**

1. EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG .....	3
2. GRUNDLAGEN DER INTRAMEDULLÄREN OSTEOSYNTHESE .....	4
2.1. Zur Geschichte der intramedullären Kompressionsosteosynthese .....	4
2.2. Zur biomechanischen Prüfung des Effektes von implantierten Marknägeln auf das Knochenlager .....	8
3. MATERIAL UND METHODE .....	11
3.1. Nagelsystem mit einfacher axialer intramedullärer Kompression (ICN) .....	11
3.2. Der komprimierbare Kulissenmarknagel TCN .....	14
3.3. Proben für die biomechanische Prüfung: Composite femur .....	17
3.4. Photoelastische Untersuchungstechnik .....	18
3.5. Prüfmethodik .....	21
4. ERGEBNISSE .....	25
4.1. Darstellung des Composite Femur mit und ohne Last (Testgruppe I) .....	25
4.2. Einfluß der Antetorsion auf Dehnungsänderungen (Testgruppe II vs. I) .....	27
4.3. Dehnungsänderungen nach Implantation des jeweiligen Nageltyps ohne Last (Kontrollgruppe) .....	28
4.4. Verriegelungsnagel bei diaphysärer Osteotomie (Testgruppe IV.1) .....	33
4.5. Vergleichende Untersuchungen von ICN und TCN (Testgruppe IV.2 + IV.3.) ...	34
4.6. Bedeutung einer kleineren Auflagefläche im Bruchspalt: Kompressionsnagel ICN unter Last nach Resektion eines lateralen Keils .....	37
5. DISKUSSION DER ERGEBNISSE .....	38
6. ZUSAMMENFASSUNG .....	47
7. LITERATURVERZEICHNIS .....	48
8. DANKSAGUNG .....	54

## **1. EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG**

Zur Osteosynthese langer Röhrenknochen wurden verschiedene Verfahrensweisen entwickelt. Neben Fixateur-externe und Plattensystemen gilt heute der Nagel als Standard-Implantat. Auch unter intramedullären Kraftträgern wurden verschiedene biomechanische Konzepte vorgestellt.

Das Problem der mangelnden axialen und Rotationsstabilität der ursprünglichen, unter Markraumabbohrung eingebrachten, sich transversal verklemmenden Nägel, wurde durch verriegelte Nagelsysteme [Klemm, K., et al., 1976; S.377-380] weitgehend verbessert.

Im Rahmen weiterführender Entwicklungen sind in den vergangenen Jahrzehnten auch verschiedene biomechanische Prinzipien von Kompressionsmarknägeln vorgestellt worden [Kaessmann, H.J., et al., 1969; S.496-502]. Nachdem bei den ersten Kompressionsnageltypen gemäß biomechanischer Prüfung nur geringe interfragmentäre Kompressionskraft aufgebaut und gehalten werden konnte, versprechen neuere, axiale Kompressionsprinzipien über ein oder zwei proximale Verriegelungsbolzen eine günstigere Krafteinleitung [Mittelmeier, W., 1999].

Zweck der Kompressionsnagelung ist dabei die axiale Vorspannung des Knochen-Nagel-Systems mit besserer Stabilisierung von Osteotomien und Querfrakturen [Bühren, V., et al., 1993; S.799].

Die Voraussetzung dieses Konzeptes muss aber eine Spannungsverteilung sein, die lokale Überforderungen des Knochenlagers vermeidet [Karampour, K., 2001; S.86].

**Ziel** dieser Arbeit war es, mittels biomechanischer Untersuchungen am Modell, die primäre Spannungsverteilung bei Anwendung des Verriegelungsprinzips sowie der einfachen und doppelten Kompression zu erkennen. Dazu sollten oberflächliche Dehnungsdifferenzmuster qualitativ mit Hilfe von sogenannten standardisierten Composite-Femora anhand einer prinzipiell gleichen Nagelform analysiert werden.

## 2. GRUNDLAGEN DER INTRAMEDULLÄREN OSTEOSYNTHESE

### 2.1. Zur Geschichte der intramedullären Kompressionsosteosynthese

Die Geschichte der modernen intramedullären Osteosynthese beginnt mit Gerhard **Küntschner** im Jahre 1940. Er wies bereits damals auf wesentliche Prinzipien bzw. mechanische Voraussetzungen der Methode hin, die in den folgenden Jahrzehnten zu weiteren Veränderungen und Verbesserungen sowohl der Implantate als auch der Implantationsmethode führten. So forderte er eine bewegungslose Fixation der Fragmente bis zur knöchernen Heilung und damit die sofortige Bewegungs- und frühe Übungsstabilität. Voraussetzungen für eine solche „stabile Osteosynthese“ seien die Belastbarkeit der intramedullären Schiene, eine feste Verbindung zwischen Nagel und Knochen, sowie die Fähigkeit des Nagels, eine Rotation oder ein Kippen der Fragmente zu verhindern.

Die ersten Nagelungen wurden mit Hilfe von einfachen **Markraumbolzen** aus Elfenbein durchgeführt [Heine, 1875].

Weiterhin wurden Formvarianten als zylindrische Hohlkörper, auch mit mehreren seitlichen Öffnungen, vorgestellt [Gluck, 1891]. Trotz der Erkenntnis, dass Projektile in der Markhöhle problemlos einheilen können [Paré, 1891], gelang aus metallurgischen Gründen nicht die erfolgreiche Anwendung in Form von Metall-Implantaten.

Lejahr forderte erstmals 1902 einen passenden, möglichst **langen Nagel**. Das verwendete Material war nach wie vor Elfenbein. 1905 beschrieb König die „**Verriegelung**“ der Markraumbolzen durch Drahtligaturen um ein Gleiten der Bolzen zu verhindern. Er benutzte neben dem Elfenbein zusätzlich xenogenen, bovinen Knochen zur Herstellung der Bolzen.

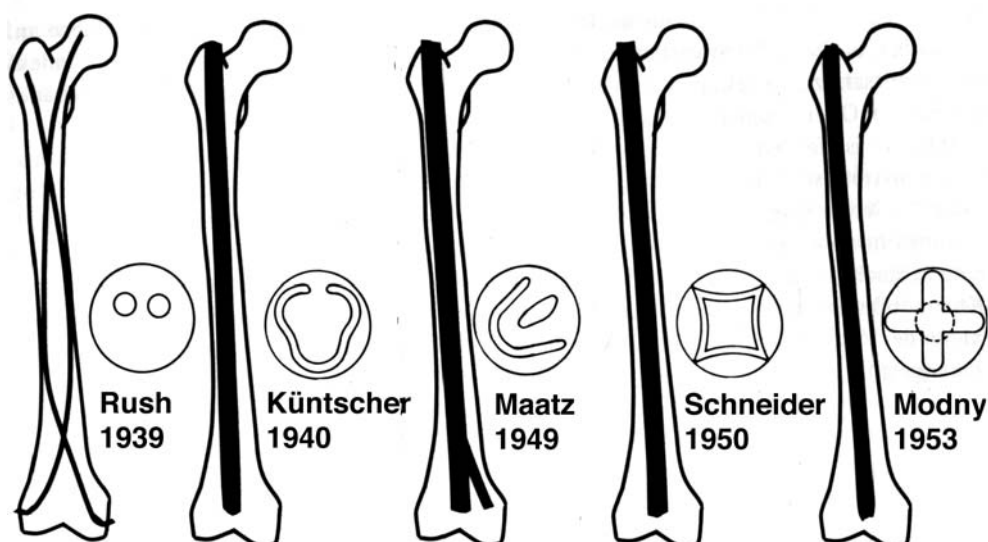
Auf Grund der großen **Korrosionsproblematik metallischer Implantate** wurden immer wieder biologische Materialien wie auch Horn empfohlen. Auf der Suche nach neuen Materialien setzte Schöne 1913 bei der Versorgung von Unterarmfrakturen intramedulläre Stifte aus Silber ein, die sich aber zum einen aus Kostengründen, zum anderen auf Grund der ungeeigneten Materialeigenschaften für Dauerbelastungen, nicht durchsetzten.

Neben der Material-Problematik beherrschte das Streben nach **Form-Optimierung** die Forschung dieser Jahre. HeyGroves verwendete 1916 sowohl massive intramedulläre Metallstifte, sowie Rohre als auch Metallschienen mit Kreuzlamellen. Der nächste Meilenstein in der Entwicklung war dann 1925 die Versorgung freigelegter Schenkelhalsfrakturen mit dem Dreilamellennagel durch Smith-Peterson [Maatz, R., et al., 1983; S.301].

Müller-Meernach benutzte Anfang der dreißiger Jahre Lamellenbolzen, die Dank **voranschreitender Metallurgie** aus nichtrostendem Stahl hergestellt waren. Die Gebrüder Rush stellten 1936 die Versorgung einer Monteggia-Fraktur mittels intramedullär liegendem Steinmann-Nagel vor und entwickelten hieraus ihre, zum Teil auch heute noch zum Einsatz kommenden, Rush-Pins.

Küntscher [Küntscher, G., 1940; S.443-455] benutzte anfänglich noch elastische V-förmige Nägel, führte aber 1940 rigide Nägel mit **Kleeblattprofil** ein. Diese waren, mit dem Ziel einer transversalen Verklebung im Markraum, aus geschlitzten Stahlröhren gefertigt (Abb.1). Mit Hilfe von flexiblen Markraumborern wurde die gebogene und unregelmäßige Markhöhle zu einem möglichst weiten und geraden Kanal aufgebohrt.

Erst mit der Entwicklung der sog. Herzog-Krümmung durch Herzog [Herzog, 1951; S.226] konnten diese rigiden Nägel trotz des exzentrischen Insertionspunkts auch zur Frakturversorgung an Humerus und Tibia verwendet werden.



**Abbildung 1: Zur Historie: Verschiedene Nagelprofile wurden insbesondere seit 1939/1940 vorgestellt. Hier eine kleine Auswahl der ersten Entwicklungen [Maatz, R., et al., 1983; S.306].**

Auf Grund der mangelnden axialen und Torsionsstabilität wurde über verschiedene technische Ansätze versucht, eine **Verriegelung beider tragender Fragmente** zu erzielen:

- 1942: Maatz : konische Nägel
- 1949: Küntscher: Kontensionsnagel: gebogene Enden
- 1950: Herzog: erhöhte Stabilität über Kirschnerdrähte in Querbohrungen
- 1968: Küntscher: Detensornagel: „erster Verriegelungsnagel“  
[Küntscher, G., 1968; S.1063-1067]

Eine weitere Steigerung der Stabilität erzielten Modifikationen dieser ersten **Verriegelungsnägel** über die doppelte distale Verriegelung bzw. über die schräge oder doppelte proximale Verriegelung [Klemm, K., et al., 1976; S.377-380].

Die sogenannte **dynamische Verriegelung** basiert auf der Vorstellung einer Steigerung des interfragmentären Druckes und konsekutiver Verbesserung der Frakturheilung. Vorläufer waren erste Verriegelungsprinzipien mit querem distalen K.-Draht [Küntscher, G., 1962]. Später wurde unter zweifacher distaler Verriegelung auf proximale Querbolzen verzichtet [Klemm, K., et al., 1976; S.377-380] oder ein proximaler Querbolzen in einem Längsloch geführt. Letzteres Prinzip sollte eine verbesserte Torsionsstabilität gewährleisten, während die axiale, belastungsabhängige Krafteinleitung über das proximale Knochensegment ermöglicht werden sollte.

Durch die Verwendung eines **ungeschlitzten Marknagelquerschnittes** konnten Russel und Taylor [Russell, T.A., et al., 1991; S.332-340] das Problem der ungenügenden Torsionsstabilität des geschlitzten Profils beheben.

Die Entwicklung der letzten Jahre zielte darauf ab, die bei Aufbohrung des Markraums und Einschlagen des Nagels auftretenden intramedullären Drücke und ebenso die Traumatisierung der endostalen Blutversorgung zu mindern. In diesem Kontext sind auch die von der Arbeitsgruppe für Osteosynthese (AO) vorgestellten Universalnägel sowie die sogenannten **„unreamed nails“** zu sehen [Hontzsch, D., et al., 1993; S.454-458].

Bereits mit dem Beginn der Indikationserweiterung der ersten Marknägel auf die obere Extremität wurde versucht, die fehlende statische Kompression, die das Körpergewicht an der unteren Extremität garantiert, mit Hilfe von mechanischen Systemen zu ersetzen. Anfänglich wurde versucht, über zusätzliche und teilweise auch extramedulläre Federmechanismen zu komprimieren. Kaessmann [Kaessmann, H.J., et al., 1969; S.496-502] versuchte, mit einem proximal anzusetzenden Spanngerät über einen zentralen Steifdraht und eine distale Schraubenlasche eine Fragmentkompression zu erreichen. Anfang der Siebziger Jahre stellten dann H. Mittelmeier (Verkeilungs-Spann-Nagel) und Viernstein (Krallennagel) **Kompressionsmarknägel** vor, deren distale Verriegelung über ausfahrbare Verkeilungssysteme, ähnlich dem des Brooker-Wills Nagels, vorgenommen wurde.

Nachteil der damaligen intramedullären Kompressionssysteme waren zu der Zeit die Übertragungsmechanismen der Kompression in das Knochenlager, so dass die ursprünglich zu erzielende Stabilität schnell verloren ging. Wenn sehr hohe Drücke auf dem spongiösen Knochen lasteten oder über Krallen bzw. Finnen auf die innere Kortikalis einwirkten, kam es zum schnellen Kraftverlust.

1987 wurde dann von W. Mittelmeier ein neu entwickelter kombinierter Kompressionsverriegelungsmarknagel vorgestellt (**ICN = Interlocking Compression Nail**) [Mittelmeier, W., et al., 1987]. Dieser erreicht eine interfragmentäre Kompression durch axialen Druck auf die im proximalen Gleitloch verlaufende, obere Verriegelungsschraube. Da diese kortikal verankert ist, lassen sich dauerhafte interfragmentäre Drücke von ca. 3000 N am Femur erreichen. Dies korreliert auch mit den Daten des von Ritter [Ritter, G., 1991; S.9-12] vorgestellten Kompressionsprinzips auf der Basis des AO-Universalnagels. Im Unterschied zu dem hier getesteten ICN benutzte Ritter für das Erreichen der interfragmentären Kompression eine ins proximale Standardgewinde passende konische Schraube.

1994 wurde eine Weiterentwicklung des Kompressionsnagels in Form des modularen Kulissennagels von W. Mittelmeier vorgestellt [Mittelmeier, W., 1994; S.2-3]. Der Tandem Compression Nail (**TCN**) ist mit dem Ziel einer stabileren Führung des proximalen Fragmentes und einer besseren Lastverteilung unter den Querbolzen konzipiert.

## 2.2. Zur biomechanischen Prüfung des Effektes von implantierten Marknägeln auf das Knochenlager

Zahlreiche wissenschaftliche Arbeiten befassten sich mit der Untersuchung der Belastbarkeit von Nägeln in vitro ohne Implantation in das Knochenlager. Johnson und Tencer [Johnson, K.D., et al., 1987; S.1-11] konnten unter anderem zeigen, dass Nägel mit geschlitztem Rohrprofil zwar hinsichtlich ihrer Biegefestigkeit ähnlich gute Werte erreichen wie ungeschlitzte Rohre (etwa 75% des intakten Femurs), aber hinsichtlich ihrer Torsionssteifigkeit wesentlich geringere Werte erreichen.

Russel und Taylor [Russell, T.A., et al., 1991; S.332-340] bezifferten die Anfälligkeit auf Torsionsbelastungen für **geschlitzte Nägel** auf das 30-fache im Vergleich zum ungeschlitzten Rohr. Diese Ergebnisse wurden in mehreren Nachfolgestudien bestätigt.

Problematisch war aber die Beschreibung des Effektes von Nägeln auf einzelne Bereiche des Knochenlagers und besonders globaler Einflüsse auf den Knochen.

Panjabi konnte im biomechanischen Tierversuch zeigen, dass eine **zyklische Kompression** im Sinne einer **Schwellast** gegenüber einer Wechsellast bzw. gegenüber einer konstanten Kompression deutliche Vorteile hat und zu einer schnelleren und stabileren Knochenbruchheilung führt [Panjabi, M.M., et al., 1980; S.324-333].

Unterschiedliche Nagelsysteme bieten dem Knochen-Implantat-Verbund verschiedene **Freiheitsgrade**. Verschiedene Nagelsysteme können nach der Anzahl der verbleibenden Freiheitsgrade beurteilt bzw. unterschieden werden. So haben zum Beispiel dynamisierte Verriegelungsnägel einen gewünschten Freiheitsgrad in axialer Richtung sowie einen weiteren ad rotationem bei nicht mehr gesichertem distalen Fragment. Zudem kann sich bei dynamisierten Nägeln in Phasen verminderter Belastung der Effekt einer Wechsellast mit gesteigerter interfragmentärer Bewegung und höhergradiger Beanspruchung des Nagels ergeben.

Günstiger in diesem Sinne wäre ein System, das unter einer axialen Fragmentverpressung sämtliche Freiheitsgrade verhindert – vor allem die Translation, die einer schnellen Bruchheilung besonders abträglich wäre. Ein solches System ließe sich am ehesten mit einem axialen Kompressionsprinzip realisieren, welches über eine



dauerhafte axiale Verspannung des Systemverbundes die Translation und Distension vermeidet.

Eine weitere Verbesserung wäre mit einer solchen axialen Vorkompression und der Möglichkeit der zusätzlichen, axialen, belastungsabhängigen Krafteinleitung erreichbar [Mittelmeier, W., 1999].

Je nach Art des Marknagels werden die wirkenden Kräfte über eine unterschiedliche Anzahl bzw. über unterschiedlich dimensionierte Verriegelungsbolzen zwischen Implantat und Knochen vermittelt. Die optimale Funktion dieser Bolzen hängt von der Bewältigung verschiedene Problembereiche ab. Dazu gehören die inter- und intraindividuell unterschiedliche Knochendichte und die unregelmäßige Beschaffenheit des Knochenlagers, die die Krafteinleitung über das Knochenlager erheblich beeinflussen [Ritter, G., et al., 1973; S.302-316, Karampour, K., 2001; S.86]. Des Weiteren werden die Auswirkungen der unter den Bolzen auftretenden Flächenpressung und Kerbspannung durch die Steifigkeit des darunterliegenden Knochens bestimmt [Karampour, K., 2001; S.86].

Die Querbolzen werden in vivo erheblich belastet, insbesondere im Sinne einer 4-Punkt-Biege-Belastung. Die Kontaktfläche der Bolzen im Knochen ist dabei mit ca. 20 bis 30 mm<sup>2</sup> relativ groß im Vergleich zur geringen Kontaktfläche am eigentlichen Nagel. Die lokale **Druckbelastung** des Bolzens kann dabei unter Teilbelastung (berechnet) ca. 28 - 36 N/mm<sup>2</sup> betragen, während sich unter der starken dynamischen Belastung des forcierten Gehens 4 - 5fach höhere dynamische Kräfte entwickeln können [Teubner, E., 1985; S.1169-1178]. Die entstehenden dynamisch bedingten Belastungen können bei geringer Auflagefläche des Querbolzens im Knochen somit auch die Druckfestigkeit des Knochens von 40 N/mm<sup>2</sup> mit der Folge einer deutlichen **plastischen Verformung** übersteigen. Entsprechend muss bei Anwendung des Verriegelungsnagels der freie dynamische Gang bis zur vollständigen knöchernen Konsolidierung vermieden werden [Teubner, E., 1985; S.1169-1178].

Insbesondere bei **kleinen Nagel-Wandstärken** kann eine sehr hohe Flächenpressung am Querbolzen auftreten. Es entstehen dabei **Kerbspannungen** in Knochen und Nagel [Mattheck, C., 1984; S.242-252], die zu einer Fraktur des Knochenlagers unter der Verriegelungsschraube oder auch zum Nagelbruch (Grosse-Kempf: Femur: 4,7% [Wu, C.C., et al., 1992; S.268-272]) führen können. Einzelne Nagelsysteme, welche

einen relativ starren Nagel mit konventionellen Verriegelungsschrauben verankerten, zeigten hohe Raten an Schraubenbrüchen mit bis zu 21 % [Haddad, F.S., et al., 1996; S.261-263]. Dieses Phänomen muss auf Dauerschwingbelastung mit Nulldurchgängen, sogenannte Wechsellasten, zurückgeführt werden.

Seit Ende des vorletzten Jahrhunderts wiesen Untersuchungen und Messungen auf der Basis von Druckmessplatten, stereophotometrischen oder elektromyographischen Analysen [Wolff, J., 1892; , Koch, J.C., 1917; S.177-298, Murray, M.P., 1967; S.290-296, Pauwels, F., 1973; , Capozzo, A., et al., 1975; S.307-320, Seirig, A., et al., 1975; S.51-58, Apkaran, J., et al., 1989; S.143-154, Pandya, M.G., et al., 1989; S.717-724, Hess, T., 1997] auf die Bedeutung von **Kraft- und Spannungsverteilungen** im Femur unter Belastung hin. Hess zeigte in der Speckle-Holographie Ansätze für die Messung von Spannungsverteilungen im in-vitro Modell am Kompressionsnagel auf. Nachteilig waren dabei jedoch der große apparative Aufwand sowie die auf nur sehr geringe Relativbewegungen beschränkte Messmöglichkeit.

Telemetrische Ableitungen von Messparametern von mit Endoprothesen versorgten Patienten zeigten die komplexen Abläufe und die hohen Biege- sowie Torsionsbelastungen unter in vivo Bedingungen auf [Davy, D.T., et al., 1988; S.45, Bergmann, G., et al., 1993; S.969-990, Duda, G.N., 1996].

Mit **Rechen-Modellen und Finite-Elemente-Rechnungen** [Duda, G.N., 1996] wurde wiederholt angestrebt, den Einfluss von Muskelkräften auf die Lastsituation an Femur und Hüftgelenk abzuschätzen. Da aber reale in vivo Belastungen aus komplexen dreidimensionalen Kraft- sowie Bewegungsabläufen bestehen und statische Versuchsmodelle nur Momentaufnahmen eines komplexen Bewegungsablaufes annähernd darstellen können, sollte hier eine einfache, reproduzierbare und an bewährte Prüftechniken [Steinhauser, E., et al., 1999; S.177-182] angelehnte Methodik gewählt werden:

Durch die Adduktionsstellung des Knochenimplantatverbundes wurden Axial- und Biegelast in der Frontalebene, durch die Antetorsionsstellung Biege- und Torsionsbelastungen in der Sagittalebene nachvollzogen.

### 3. MATERIAL UND METHODE

#### 3.1. Nagelsystem mit einfacher axialer intramedullärer Kompression (ICN)

Aufgrund der nur vergleichsweise geringen, maximal erzielbaren interfragmentären Kompression früherer Nägel war eine Verbesserung des Kompressionssystems erforderlich. Erste orientierende biomechanische Untersuchungen des IC-Nagels zum interfragmentären Kompressionseffekt bzw. zur Torsionsstabilität wurden ab 1987 [Trennheuser, M., et al., 1987; , Mittelmeier, H., et al., 1989; S.305-306] vorgestellt. Dieser Kompressionsnagel namens **ICN (für Interlocking-Compression-Nail)** beruhte auf einem proximalen Kompressionsmechanismus über einen Verriegelungsbolzen und einer distalen doppelten Verriegelung, wie sie im Rahmen von Verriegelungsnägeln üblich ist.

Ziel des Kompressionsnagels war es, durch eine axiale Vorkompression des Nagel-Knochensystems entlang der Nagelachse, eine bessere Stabilisierung zu erzielen. Die axiale Kompression stützte sich allerdings auf die Voraussetzung einer ausreichenden knöchernen Stabilität im Bereich des Bruchspaltes. Die entscheidende Neuerung im Rahmen dieses Nagelprinzips bestand in einer zentralen **axialen Kompressionsschraube**, welche über ein Innengewinde am proximalen Nagelende eingedreht werden kann (Abb. 2; 3). Das Innengewinde ist metrisch M8 mit einer Länge von 20 mm. Die axiale Kompressionsschraube verjüngt sich nach distal, um eine Verklemmung im Nagel zu vermeiden. (Gesamtlänge der axialen Kompressionsschraube = 47 mm, Außengewinde = M8, Länge des Außengewindes = 16 mm, Durchmesser des distalen Endes = 6 mm). Diese Kompressionsschraube überträgt die Kraft auf einen Querbolzen, der in einem querovalen Langloch von 10mm Länge geführt wird. Die genannten **Langlöcher** befinden sich auf gleicher Höhe medial und lateral am Nagel. Zusätzlich wurde, um die **alternative Anwendung mit konventioneller Verriegelungstechnik zu ermöglichen**, eine zusätzliche Querbohrung in mediolateraler Richtung distal dieses Langloches mit einem Durchmesser von je 5,5 mm an diesen Nageltyp angebracht. Die Distanz zwischen Langloch und der zusätzlichen Querbohrung beträgt 11 mm.

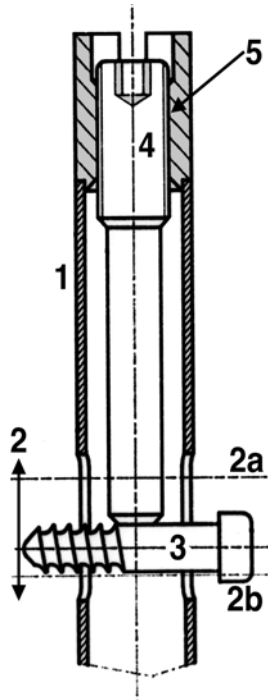


Abbildung 2: Kompressionsmechanismus des ICN: 1= Nagelcorpus, 2= Langloch, 2a= obere Position und 2b= untere Position des Verriegelungsbolzens (3), 4= Kompressionsschraube (mod. n. [Mittelmeier, W., 1999]).

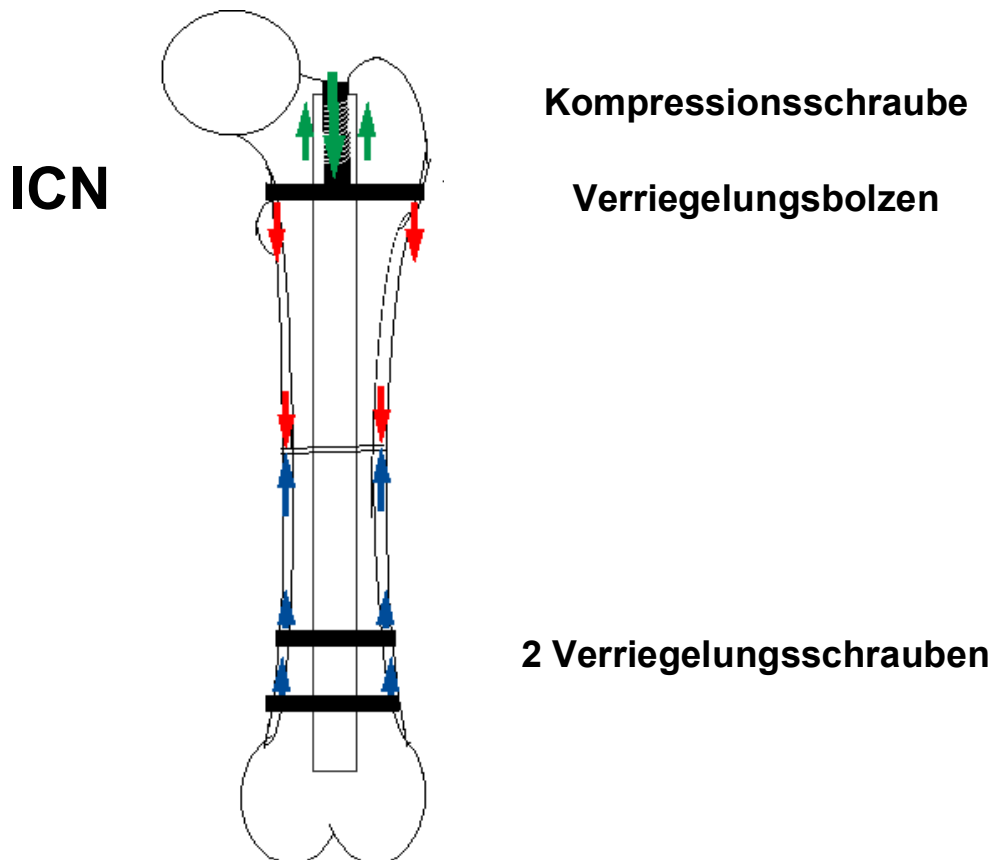


Abbildung 3: Funktionsprinzip des Kompressionsnagels. Durch Anziehen der axialen Kompressionsschraube wird der proximale Verriegelungsbolzen im Langloch nach distal verschoben und führt das proximale gegen das distale, fixierte Knochenfragment.

Durch Eindrehen dieser Kompressionsschraube (Abb. 2) im Gewinde des proximalen Nagelendes verschiebt sich diese nach distal in Richtung des Langloches. In dieses **Langloch** (Durchmesser= 5,5 mm, Länge = 15,0 mm) kann am proximalen Ende transossär ein Verriegelungsbolzen mittels eines Zielgerätes eingebracht werden. Beim Eindrehen der Kompressionsschraube wird somit dieser Verriegelungsbolzen - einschließlich des damit fixierten proximalen Knochenfragmentes - nach distal verschoben. Die **Schubstrecke** ist bei einem Durchmesser des Bolzens von 5mm durch die Länge des Langloches auf 10 mm limitiert. Zum Erzielen einer ausreichenden Verwindungsstabilität wurde ein ungeschlitztes **Rohrprofil** mit einer Wandstärke von 1,0 mm gewählt unter Berücksichtigung der üblichen antekurvierenden Krümmung des Nagels am Femur (Radius = 1,5 m). Über 2 Querboreungen mit einem Abstand von 28 bzw. 51 mm vom distalen Nagelende und einem Durchmesser von 5,5 mm konnte die konventionelle, doppelte distale Verriegelung mit Verriegelungsschrauben durchgeführt werden. Das Konzept entsprach letztlich dem eines sog. unaufgebohrten Nagels mit Vorkompression entlang der Nagel-Längsachse.

In diesem IC-Nagel kann der Verriegelungsbolzen auch nach Anziehen der Kompressionsschraube **mit dem proximalen Knochenfragment weiter nach distal gleiten**. Somit ist bei Belastung der Extremität die Einleitung zusätzlicher Kräfte in den Bruchspalt unter Vermeidung von Wechselbelastung mit Nulldurchgängen des Verriegelungsbolzens möglich.

Der Durchmesser des Verriegelungsbolzens beträgt 5 mm, seine Gesamtlänge ist je nach klinischer Notwendigkeit variabel von 25 mm bis 75 mm verfügbar. Die **Verriegelungsbolzen** wurden aus klinischen Aspekten der einfacheren Handhabung mit einem selbstschneidenden Gewinde versehen. Die Gewindelänge beträgt 15 mm. Ein vergleichbares Kompressionsprinzip wurde von Ritter [Ritter, G., 1991; S.9-12] vorgestellt und in die klinische Anwendung eingeführt. Der IC-Nagel wurde nach erster klinischer Erprobung durch Motta, Mockwitz und Bühren, im alltäglichen klinischen Einsatz vor allem von Bühren [Bühren, V., et al., 1993; S.799] konsequent eingesetzt.

Durch die spezielle Gestaltung des proximalen Nagels sind folgende, verschiedene **Anwendungsprinzipien** möglich:

- Primäre axiale Kompression
- Sekundäre axiale Kompression
- Statische Verriegelung
- Dynamisierung mit Führungsschraube

### 3.2. Der komprimierbare Kulissenmarknagel TCN

Aufgrund der Krafteinleitung über nur einen Verriegelungsbolzen kann das Knochenlager theoretisch durch ein hohes Anzugsmoment an der Kompressionsschraube oder mangelnde Stabilität des Knochens überfordert werden. Zudem ist eine schnellere Resorption des Knochens bei hoher Flächenpressung unter einem Bolzen mit folglich schnellem Verlust der Kompressionskraft zu erwarten.

Deshalb wurde ein neues Konzept eines **modularen Nagels** entworfen und international vorgestellt [Mittelmeier, W., et al., 1994], welcher folgende Anwendungsmöglichkeiten zur Verfügung stellen sollte:

- Kompression über 2 Verriegelungsbolzen.
- Alle Anwendungen des IC-Nagels (z.B. Kompression mit nur 1 Schraube, Dynamisierung, sekundäre Kompression, Vorkompression und starre Verriegelung, primäre starre Verriegelung),

Diese Möglichkeiten wurden realisierbar durch das Konzept der **Kulisse**, eines beweglichen Segmentes, welches die Verriegelungsbolzen fasst und über diese in den Langlöchern des Nagels geführt wird (Abb. 4). Auf die Kulisse wird - vergleichbar dem IC-Nagel – von proximal über eine Kompressionsschraube axiale Schubkraft ausgeübt, so dass sie die beiden Bolzen nach distal verschiebt, deshalb die Bezeichnung **„Tandem Compression Nail“ (=TCN)**.

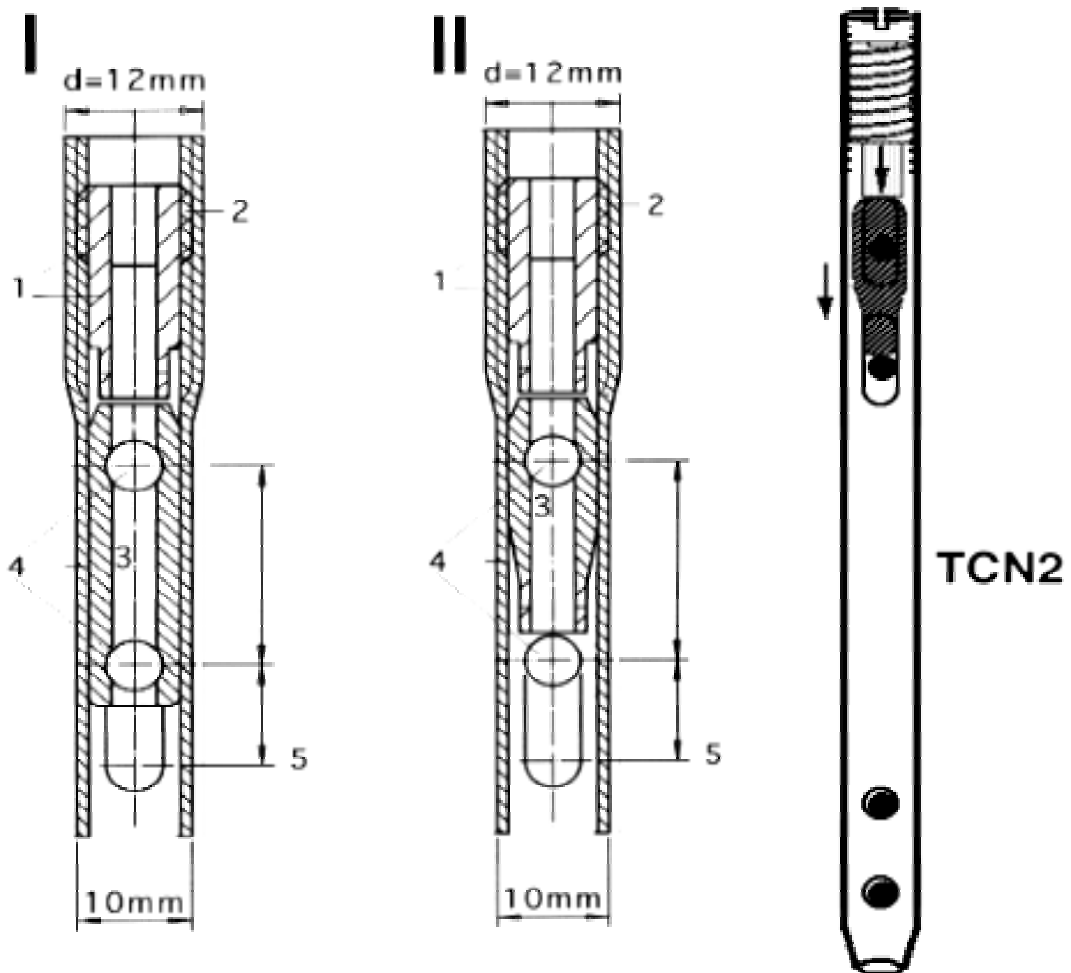
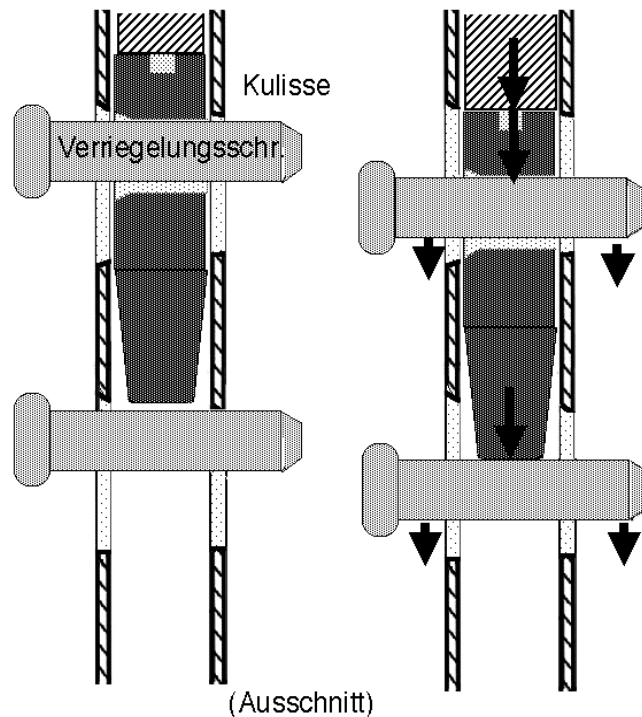


Abbildung 4: Kulissennägel TCN. Die Kulisse (3) dient als Kraftübermittler zwischen Kompressionsschraube und Verriegelungsbolzen. Das Modell der ersten Generation TCN1 hatte eine beide Bolzen erfassende Kulisse. Beim TCN2 (hier getestet) erfasst die Kulisse nur den oberen, während sie auf den unteren Bolzen über eine Schubkraft wirkt. In beiden Fällen ist die Kulisse aus Aluminium gefertigt 1= Kompressionsschraube mit Außengewinde, 2= proximales Nagelende mit Innengewinde, 5= Langloch (1 Langloch-Paar je Bolzen), Konstruktionszeichnung I entspricht dem TCN1, Konstruktionszeichnung II dem TCN2.



Kulisse +  
2 Verriegelungsschrauben:  
Kompression  
über 2 Verriegelungsschrauben

**Abbildung 5: Funktionsweise des hier getesteten Nageltyps (TCN II): Durch Eindrehen der Kompressionsschraube wird die Kulisse einschließlich der beiden Bolzen nach distal verschoben und dadurch die interfragmentäre Kompressionskraft erzeugt.**

Das Prinzip des Kulissennagels ist bislang noch nicht in die klinische Anwendung eingeführt. Aufgrund der möglichen Kompression über 2 Verriegelungsbolzen wurde die Bezeichnung **“Tandem compression nail”** oder kurz **“TCN”** gewählt. Neben dem proximalen Langloch wurde 11 mm distal ein zweites Langloch gleicher Größe positioniert (Abb. 5).

Dabei führt die Kulisse nur den oberen Verriegelungsbolzen, während der untere nur vom distalen Kulissenende nach distal geschoben wird. Nur ein Verriegelungsbolzen vermittelt somit eine Verankerung des Nagels über die Kulisse, während der distale Bolzen unter der Kulisse eher umschriebene Kippbewegungen eingehen kann.



### 3.3. Proben für die biomechanische Prüfung: Composite femur

Ziel der biomechanischen Prüfung war es, die oberflächlichen Spannungskonzentrationen im Sinne von extremen Spannungsdifferenzen am Knochen-Implantat-Verbund in Abhängigkeit von der jeweiligen Vorkompression des Marknagels bei Lasteinleitung auf den Hüftkopf qualitativ darzustellen.

Wir verwendeten für diese qualitative Fragestellung anstatt der sonst üblichen kryokonservierten Humanfemora sog. **Composite femora** (Abb.6) wegen

- der begrenzten Verfügbarkeit von humanen Knochen sowie
- den gegebenen reproduzierbaren biomechanischen Eigenschaften.

Diese sind aus Kunststoffen gefertigt und geben die mechanischen Eigenschaften humaner Durchschnittsfemora in guter Näherung wieder [Cristofolini, L., et al., 1996; S.525-535, Steinhauser, E., et al., 1999; S.177-182]. Die Composite femora sind aus einer "Kortikalis" aus glasfaser-verstärktem Epoxidharz und einer "Spongiosa" aus Polyurethanschaum aufgebaut (Fa. Pacific Research Labs, Vashon Island, USA, Bezug über Sawbones Europe, AB, Malmö, Schweden). Sie sind erhältlich in Längen von 480, 420 und 260 mm, wobei für die vorliegenden Untersuchungen Längen von 420 mm eingesetzt wurden. Die Biege- und Torsionssteifigkeiten dieser Composite femora sind im biomechanischen Versuch mit denen humaner Femora vergleichbar. Lediglich beim Vergleich photoelastisch beschichteter Kunststoff- und Humanfemora zeigen sich im proximo-medialen Bereich höhere Spannungsdifferenzen beim composite femur [Cristofolini, L., et al., 1996; S.525-535].

Da es sich in der vorliegenden Untersuchung aber vor allem um die qualitative Analyse der Spannungskonzentrationen im Bereich der proximalen und distalen Verriegelungsbolzen sowie des Osteotomiespaltes handelt, spielt diese Differenz keine Rolle.



**Abbildung 6: Composite femur: Darstellung nativ im beschichteten Zustand (links in s/w von dorsal) sowie im Röntgenbild in 2 Ebenen (rechts)**

#### 3.4. Photoelastische Untersuchungstechnik:

Da photoelastische Dehnungsuntersuchungen in der Mechanik und Biomechanik ein etabliertes biomechanisches Prüfverfahren darstellen [Mittelmeier, H., 1972; S.893-

901, Hua, J., et al., 1992; S.739-744, Hess, T., 1997], wählten wir das Verfahren der Spannungsoptik bzw. Photoelastik.

Im Rahmen der Photoelastik bzw. Spannungsoptik werden die zu untersuchenden Prüfkörper mit einem speziellen Kunststoff beschichtet. Nach bestimmten Reinigungsvorgängen erfolgt diese Kunststoffbeschichtung mit speziellen Klebern, so dass ein direkter, flächiger und fester Kontakt zur Oberfläche des eigentlichen Prüfkörper erreicht wird. Dadurch überträgt sich jede auf den Prüfkörper einwirkende Kraft auch auf diese photoelastische Oberfläche. Die resultierenden oberflächlichen Spannungen lassen sich durch ein reproduzierbares Farbcodiersystem wie folgt sichtbar machen:

- Der Prüfkörper wird mit polarisiertem Licht bestrahlt und durch einen Polfilter betrachtet (Abb. 7).
- An der Oberfläche erkennt man ein Muster von unterschiedlich gefärbten Linien (Isochromaten). Diese schneiden sich nie und alle Punkte auf einer Linie sind Punkte identischer Oberflächenspannung.
- Somit entsteht auf der Oberfläche des Prüfkörpers eine Karte aus unterschiedlich gefärbten Linien vergleichbar einer Isobaren-Wetterkarte.
- Das Ausmaß der oberflächlichen Spannungsdifferenzen lässt sich nun an spezifischen, stets gleichen Farbübergängen ablesen (siehe Abb. 8). Man unterscheidet verschiedene Spannungsordnungen, die in immer gleicher Reihenfolge durch diese Farbübergänge repräsentiert werden.
- Dadurch lassen sich mit diesem Testverfahren Spannungskonzentrationen im Sinne von extremen Spannungsdifferenzen an beliebigen Stellen des gesamten Prüfkörpers mit einem Blick erkennen.

Die **Farbumschläge** der Interferenzfarben (Isochromaten) beschreiben bei dieser Methode Dehnungsdifferenzen (Farbfolge laut Hersteller-Angaben: schwarz, gelb, rot, blau, gelb, rot, grün, gelb, rot, grün). Wenn die Isochromaten sehr dicht aufeinanderfolgen, heißt das, dass die Dehnung sich von Punkt zu Punkt sehr stark ändert und somit ein hoher Spannungsgradient vorliegt.

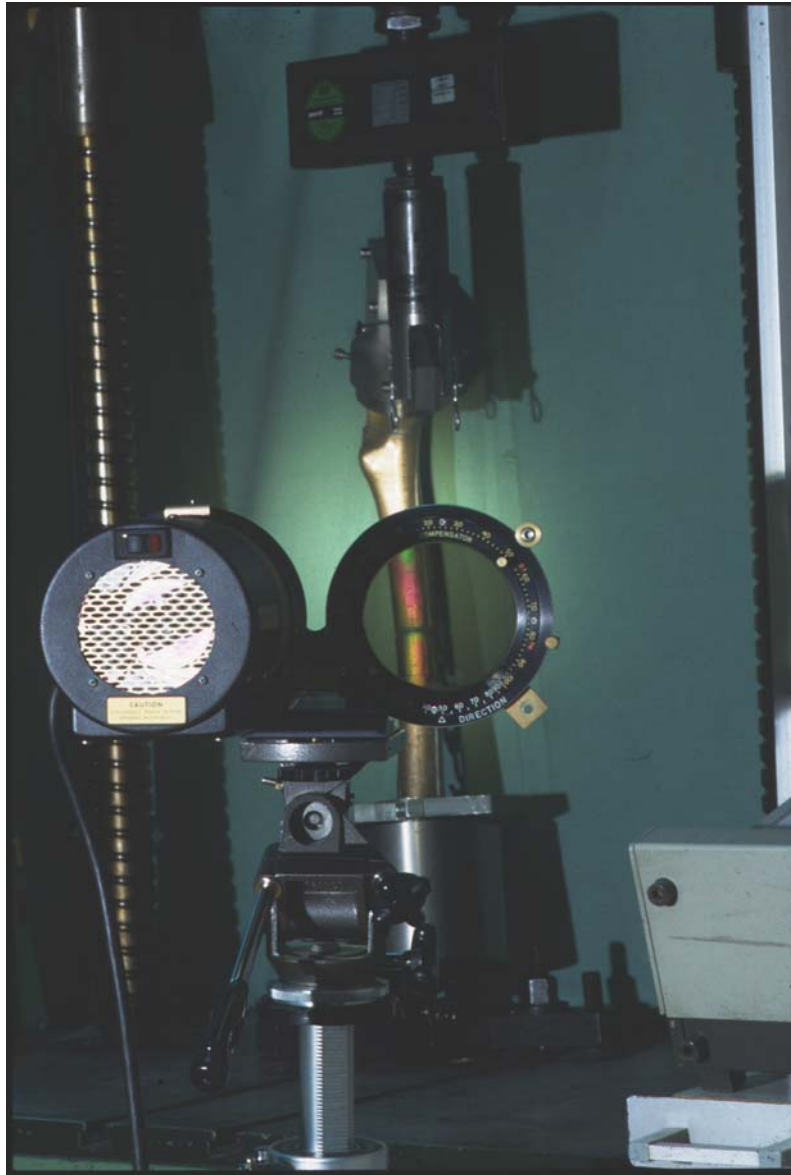


Abbildung 7: Prüfstand: Darstellung oberflächlicher Dehnungsdifferenzen an Hand des beschichteten Composite Femur mit Hilfe von polarisiertem Licht und Pol-Filter

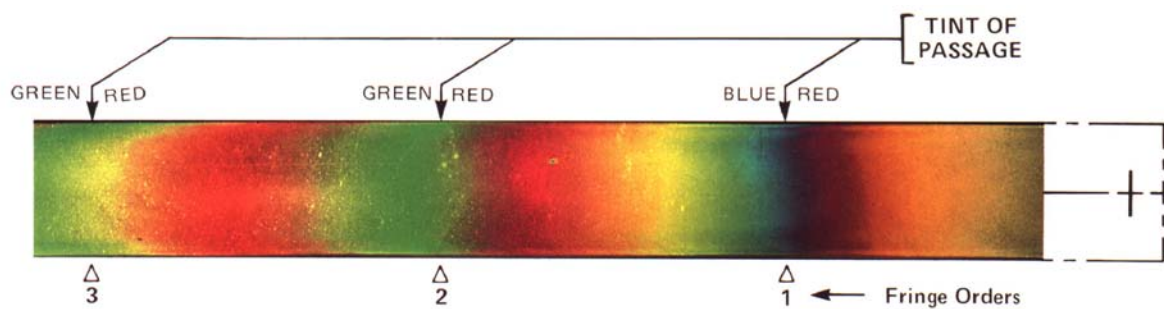


Abbildung 8: Isochromaten-Karte [Blum, A.E., 1977; S.96-101]

Die Composite femora wurden mit dem photoelastischen Werkstoff PL-8 (Fa. Measurement Group Meßtechnik GmbH, Lochham/ München) in einer Dicke von 1,8 mm beschichtet [Steinhauser, E., et al., 1999; S.179].

Die photoelastisch beschichteten Composite-Femora weisen nur eine sehr geringe interindividuelle Streuung der **Steifigkeiten** auf. Durch die Beschichtung entsteht im Vergleich zum unbeschichteten Prüfkörper eine Erhöhung der Steifigkeiten um ca. 30% (ventro-dorsal 18,9 N/mm, medio-lateral 16,0 N/mm, Torsion 6,7 Nm/°) [Steinhauser, E., et al., 1999; S.180ff.]. Somit erschien eine detaillierte quantitative Analyse dieser Serien nicht sinnvoll, so dass vornehmlich qualitativ vergleichend vorgegangen wurde.

### 3.5. Prüfmethodik

Da die Art der Lastbeaufschlagung in der Literatur nicht standardisiert, ist entschieden wir uns auf der Basis der Untersuchungen von Bergmann für ein stark vereinfachtes **Modell des Einbeinstandes** als Maximalbelastung des Femur. Auf die Simulation von Muskelzügen [Duda, G.N., 1996] wurde, auch um bei den spannungsoptischen Untersuchungen von allen Seiten freie Sicht auf das Prüfobjekt zu haben und die Umgebung um die Schraubenlager nicht durch artifizielle Spannungsveränderungen zu beeinträchtigen, bewusst verzichtet. Zudem sind bislang die Vorstellungen von normierten „idealen“ Modell-Rekonstruktionen der Muskelzüge umstritten. Die **Einstellung** der Composite femora in 10° Adduktion und 12° Antetorsion sollte in vivo-Bedingungen

vereinfachend im Modell wiedergeben.

Um die Femora möglichst realitätsnah für die biomechanische Testung vorzubereiten, wurden die auch klinisch üblichen Schritte unter der Berücksichtigung folgender spezieller Punkte der Reihe nach durchgeführt.

Der PU-geschäumte Markraum wurde mit flexiblen Markraumbohrern auf 1mm über Nagelgröße auf ganzer Femurlänge aufgebohrt (üblicherweise 11 mm). Die Markraumeröffnung erfolgte mit dem Pfriem an der medialen Wange des Trochanter major, wie in der Literatur hinreichend beschrieben [Weller, S., 1984; S.146-150].

Zur Fraktursimulation erfolgte die Osteotomie 20 cm distal der Trochanter major Spitze. Diese wurde senkrecht zur Femurlängsachse angelegt und mittels geschwindigkeitskontrollierter Bandsäge vorgenommen. Dabei wurde auf eine sehr langsame Durchtrennung der bereits beschichteten Femora geachtet, um die empfindliche photoelastische Schicht nicht zu zerstören. Bei der dann folgenden Implantation des jeweiligen Nagels wurde streng nach der standardisierten OP-Anleitung des ICN vorgegangen. Die Verriegelung erfolgte mit den üblichen, aus dem klinischen Einsatz bekannten Standard-Verriegelungsbolzen und –schrauben. Auch bei diesem Schritt musste im Rahmen von Einspannvorrichtungen und Bohrverfahren sehr materialschonend vorgegangen werden. Im Rahmen von Vorversuchen zeigte sich die Empfindlichkeit der Beschichtung gegen mechanische Beschädigung mit nachfolgender Verfälschung von Messergebnissen. Nach dem Implantationsvorgang wurden deshalb alle Präparate detailliert auf Schäden der Beschichtung untersucht.

Es erfolgte die Einbettung der Femora in **10° Adduktion und 12° Antetorsion** mit Ureol in einer speziell gefertigten **Halterung** aus rostfreiem Stahl mit quadratischem Querschnitt (Kantenlänge 100 mm, Einbettungshöhe 80 mm ab Kniegelenkspalt) mit 4 Klemmschrauben. Diese wurde mit dem Präparat in eine passende Haltevorrichtung einer Universal-Prüfmaschine (Typ: Wolpert TZZ 707; 50kN) mit 4 M8-Schrauben fixiert.

Bei den Kompressionsmarknägeln erfolgte das Andrehen der axialen Kompressionsschraube mit Einstellung des jeweiligen Anzugmomentes über einen speziell angefertigten Drehmomentschlüssel mit digitaler Anzeige, zur Verriegelung wurde gemäß obiger Beschreibung ein Querbolzen verwendet.

Bei den statisch verriegelten Nägeln erfolgte die Verriegelung über 2 proximale und 2 distale Schrauben, auf die Einbringung der axialen Kompressionsschraube wurde verzichtet.

Einzel geprüft wurden die in Tabelle 1 dargestellten unterschiedlichen Versuchsaufbauten:

**Tab. 1: Folgende Testbedingungen (je n= 3) wurden gemäß diesem Versuchsaufbau geprüft:**

- Gruppe I: Composite femur **nativ** unter Standard-Belastung  
(12 ° Antetorsion, 10° Adduktion)
- Gruppe II: Composite femur (C.F.) nativ mit Belastung in unterschiedlicher **Antetorsion**
- Gruppe III: C.F. nach Implantation mit verschiedenen Nägeln **ohne** Belastung
  - III.1.: Verriegelungsnagel
  - III.2.: ICN - mit 1 Nm Anzugsmoment an der Kompressionsschraube
    - mit 2 Nm Anzugsmoment
    - mit 3 Nm Anzugsmoment
  - III.3.: TCN - mit 1 Nm Anzugsmoment an der Kompressionsschraube
    - mit 2 Nm Anzugsmoment
    - mit 3 Nm Anzugsmoment
- Gruppe IV: C.F. nach Implantation mit verschiedenen Nägeln unter Standard-**Belastung** (12 ° Antetorsion, 10° Adduktion)
  - IV.1.: Verriegelungsnagel
  - IV.2.: ICN - mit 1 Nm Anzugsmoment an der Kompressionsschraube
    - mit 2 Nm Anzugsmoment
    - mit 3 Nm Anzugsmoment
  - IV.3.: TCN - mit 1 Nm Anzugsmoment an der Kompressionsschraube
    - mit 2 Nm Anzugsmoment
    - mit 3 Nm Anzugsmoment
- Gruppe V: C.F. nach **Resektion eines lateralen Keils** und Implantation des ICN unter  
Standard-Belastung (12 ° Antetorsion 10° Adduktion)
  - V.1.: ICN - mit 2 Nm Anzugsmoment - 1/3 Keil reseziert
  - V.2.: ICN - mit 2 Nm Anzugsmoment - 2/3-Keil reseziert

Die Keilentnahme für die Testgruppen V.1. und V.2. erfolgte durch Resezieren eines lateral-basigen Keils, der  $\frac{1}{3}$  bzw.  $\frac{2}{3}$  der Querschnittsfläche des Femurs entsprach. Dabei musste – wie bereits beim Vorbohren der Bolzenlöcher - unter geringer Wärmeentwicklung (Dauerkühlung) und mit Hilfe eines feinen Sägesystems (Bandsäge: Fa. Exacta Apparatebau Norderstedt) vorgegangen werden, um eine Beschädigung der photoelastischen Schicht zu vermeiden.

Die **Auswertung** erfolgte **qualitativ** unter polarisiertem Licht [Steinhauser, E., et al., 1999; S.177-182] einschließlich der vollständigen Photodokumentation.



#### **4. ERGEBNISSE**

Bei der qualitativen Analyse der oberflächlichen Spannungsverteilung wurden folgende Gruppen vor allem hinsichtlich der Dehnungen im Bereich des Bruchspaltes und im Bereich der Verriegelungsbolzen untersucht und miteinander verglichen:

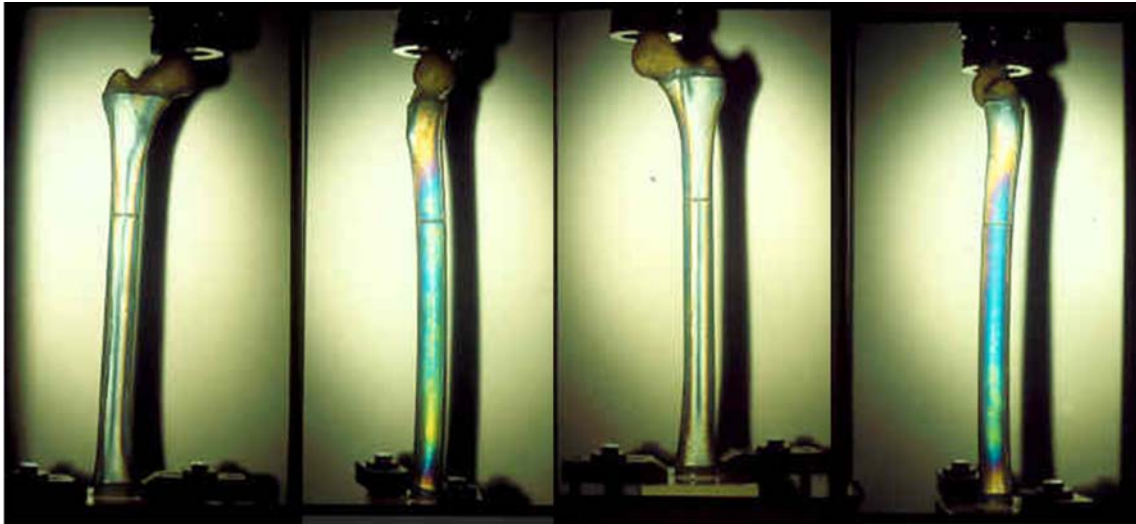
##### **4.1. Darstellung des Composite Femur mit und ohne Last ( Testgruppe I )**

Im beschichteten, unbelasteten Zustand zeigt der Composite femur unter nativem und polarisiertem Licht keinerlei oberflächliche Farbänderungen. Durch das verwendete Beschichtungsmaterial erscheint die Oberfläche silber-grau (Abb. 9).



**Abbildung 9: beschichtetes composite femur mit distaler Einbettung in nativem Licht, Ansicht von dorsal**

Zunächst wurden die Composite femora ohne Implantat und Osteotomie mit Belastung (800 und 2400 N) auf den Hüftkopf untersucht. Hierbei entsprechen 2400 N ungefähr der Vollbelastung eines normalgewichtigen Patienten, 800 N entsprechen annähernd den früh postoperativ auftretenden Kräften bei Tippbelastung. Unter polarisiertem Licht liefern die sichtbaren Farbverläufe Aussagen über die Größe der Hauptdehnungsdifferenzen an der Oberfläche der Femora.



**Abbildung 10 a-h (jeweils von links nach rechts in den Ansichten von dorsal, medial, ventral und lateral): Unresezierter Prüfkörper unter polarisiertem Licht.  
 10 a-d (obere Reihe) : 800 N Last, 0° Adduktion, 0° Antetorsion;  
 10 e-h (untere Reihe): 2400 N Last, 10° Adduktion, 0° Antetorsion.  
 Unterschiede werden besonders deutlich im Vergleich der medialen und lateralen Aufsichten (10 b/f und 10 d/h).**

Aufgrund des physiologischen Offsets des Schenkelhalses zeigen sich die Hauptänderungen durch die entstehenden Druck- und Zugkräfte auf der medialen und lateralen Seite (Abb.10). Da keine Rotationskräfte angreifen, zeigen sich dementsprechend in der dorsalen und ventralen Ansicht nur im Randbereich senkrecht verlaufende Isochromaten.

Die **Biegekräfte** nehmen weiter zu, wenn das Femur in physiologischer Adduktionsstellung belastet wird. Bei annähernder Einbeinstandbelastung (2400 N) ergeben sich

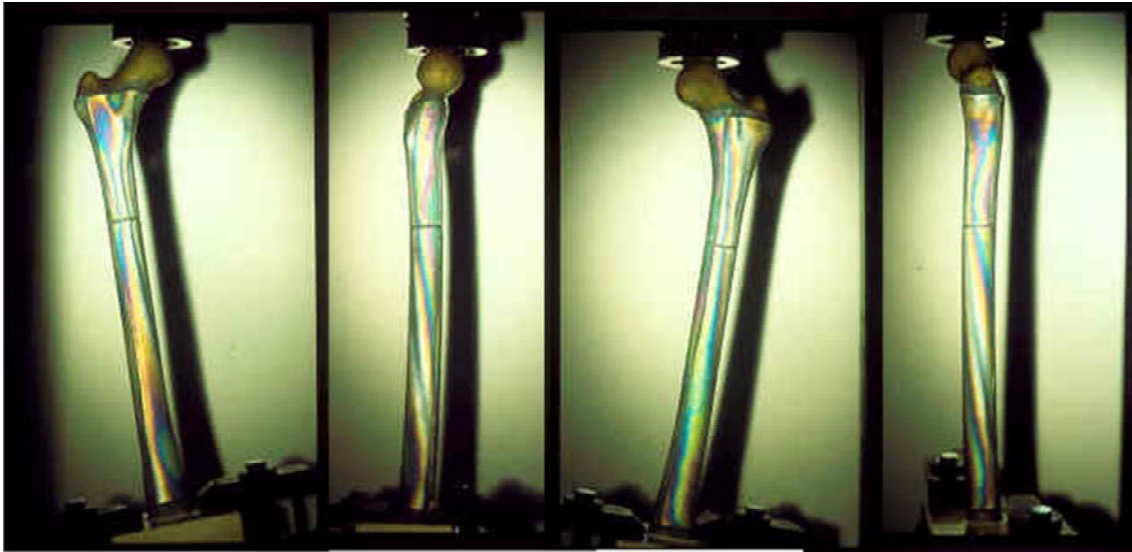
hierbei sowohl medial als auch lateral Nulldurchgänge auf der Druck- und Zugseite, erkennbar an der grauen Färbung. Ausgehend von der oben beschriebenen Skala der unterschiedlichen Ordnungen als ein Maß der oberflächlichen Dehnungen steigen diese mit wachsender Last.

#### 4.2. Einfluss der Antetorsion auf Dehnungsänderungen (Testgruppe II vs. I)

Dem Einfluss der Antetorsion liegt ein einfacher Effekt zugrunde. Durch die axiale Belastung des mit 12° antetorquierten Femur ergibt sich für den Schaft ein entsprechendes Torsionsmoment.

In vivo ergibt sich dieser Effekt durch die Antetorsion des Schenkelhalses gegenüber der Kondylenebene, in vitro war die Drehung des gesamten Femurs gegenüber der distalen Verankerung notwendig, da die verwendeten composite femora nur mit 0° Antetorsion gefertigt werden.

Es führt zu dreidimensionalen Veränderungen der oberflächlichen Dehnungsdifferenzen. Es zeigt sich in allen Betrachtungsebenen ein **zunehmend spiralförmiger Verlauf** der Isochromaten (Abb.11 im Vergleich mit Abb. 10).



**Abbildung 11 a-d (von links nach rechts, in den Ansichten von dorsal, medial, ventral und lateral): Unresezierter Prüfkörper unter polarisiertem Licht. 2400 N Last, 10° Adduktion, 12° Antetorsion (im Gegensatz zu Abbildung 10 a-h bei 0° Antetorsion).**

#### 4.3. Dehnungsänderungen nach Implantation des jeweiligen Nageltyps ohne Last (Kontrollgruppe)

Durch die Implantation der intramedullären Kraftträger kommt es auch zu einer Veränderung der oberflächlichen Dehnungsverteilungen (Abb. 12) . Ursächlich ist, dass es bei der Nagelimplantation zu Verformungen bzw. Druckveränderungen im Knochen kommt. Dies führt zu einer konsekutiven Spannungsveränderung an der Femur Oberfläche und damit zu einer Änderung des Farbskala bzw. zu äußeren Anzeichen einer Verformung.

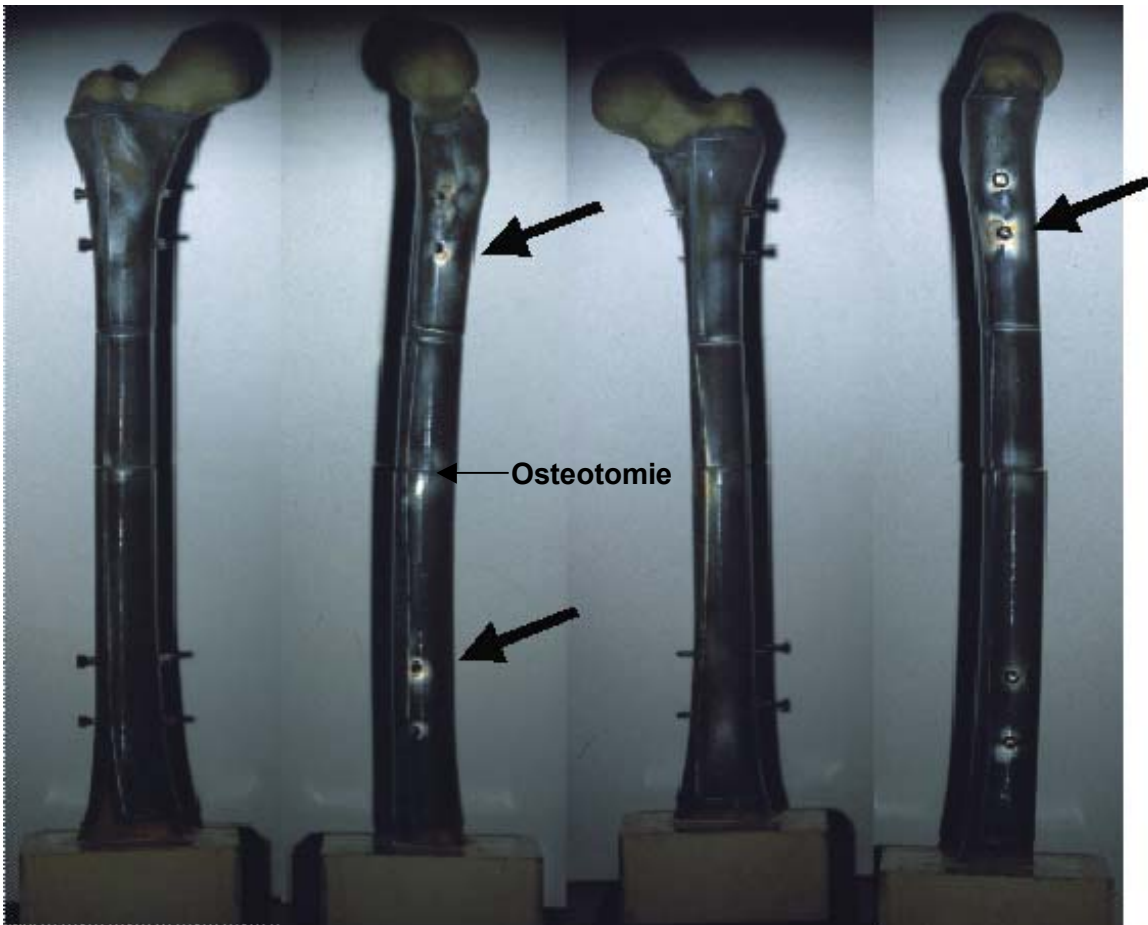


Abbildung 12 a-d (von links nach rechts, in den Ansichten von dorsal, medial, ventral und lateral): Beschichtetes composite femur unter polarisiertem Licht mit implantiertem TCN2 ohne axiale Last und 0 Nm Vorkompression. Reaktionen um die Verriegelungsbolzen (siehe Pfeile). Hier abgedunkelt aufgenommen, um die Dehnungsdifferenzen im Zielbereich (hell) zu verdeutlichen.

Unter steigendem Anzugsmoment (0Nm, 1Nm, 2Nm, 3Nm, max Nm) der axialen Kompressionsschraube kann beim Kompressionsmarknagel **ICN** eine deutliche Dehnungsänderung im Bereich des **Osteotomiespaltes** beobachtet werden. Hierbei erfolgt die Hauptänderung zwischen 1 und 2 Nm. Bei weiter ansteigendem Drehmoment ergeben sich nur noch geringe Änderungen. Außerdem zeigt sich ein erheblicher Effekt unter den Verriegelungsbolzen. Dort sieht man bei zunehmendem **Anzugsmoment** an der Kompressionsschraube von 1, 2 und 3 Nm eine Zunahme der Flächenpressung.

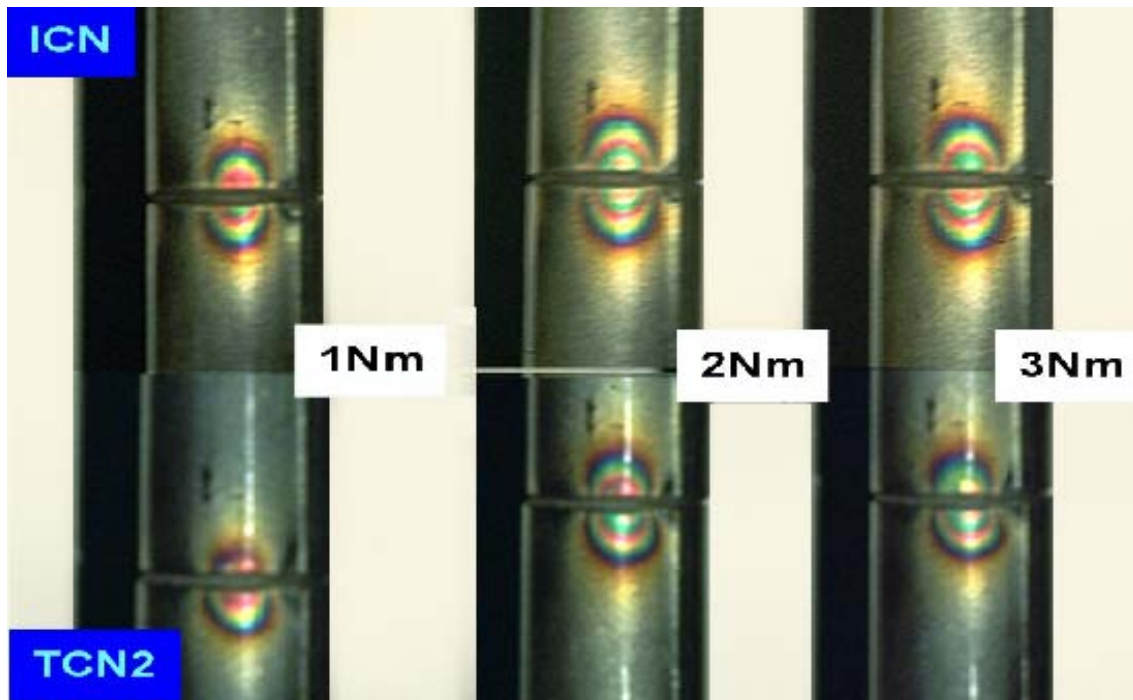
Ähnliche Veränderungen zeigt auch der **TCN** sowohl im interfragmentären Spalt als auch unter den Verriegelungsbolzen. Als Unterschied zum ICN erkennt man aber eine **gleichmäßigere Verteilung der Kräfte** durch die Verwendung von zwei proximalen Verriegelungsbolzen. Hierdurch kommt es offenbar zu einer wesentlich geringeren Flächenpressung. Der Hauptanteil an Dehnungsänderungen wird hierbei vom **unteren Verriegelungsbolzen** getragen. Im Bereich der Osteotomie zeigt sich insofern ein ähnliches Bild als auch hier die Hauptveränderungen bei einem Anzugsmoment von 1 bis 2 Nm auftreten. Darüber hinaus folgen nur noch geringgradige Änderungen.

Beim **starr verriegelten Nagel** sieht man aufgrund des fehlenden Vorspannungsmomentes keine Veränderungen im Osteotomiespalt, da es hier ohne entsprechende axiale Lastbeaufschlagung zu keinem Kontakt der Fragmente kommt. Um die Verriegelungsbolzen erkennt man die auftretenden Kräfte im Sinne von oberflächlichen Dehnungsänderungen durch die selbstschneidenden Schrauben. Eine echte Flächenpressung lässt sich bei entsprechend fehlendem Vorspannungsmoment nicht erkennen.

Getrennt nach den verschiedenen Ansichten lassen sich die Veränderungen wie folgt beschreiben:

Bei den unbelasteten Nägeln zeigen sich die Haupteffekte betreffend die Dehnungen im Bruchspaltbereich in der **dorsalen** Ansicht. Deutlich erkennt man mit zunehmendem axialen Drehmoment eine Spannungszunahme, die durch die zunehmende Anzahl von Isochromaten gekennzeichnet ist. Es kommt zu einer rein punktförmigen dorsalseitigen Belastung im interfragmentären Spalt, die sich durch die Antekurvatur sowohl des Femurs als auch des Nagels erklären lässt.

Ebenfalls fällt auf, daß die bruchspaltnahen Spannungen beim TCN tendenziell etwas geringer sind als beim ICN (Abb. 13). Dies liegt an dem zusätzlichen Material zwischen axialer Kompressionsschraube und den proximalen Verriegelungsbolzen in Form der Kulisse aus Aluminium. Das Design der Kulisse mit geringen Fertigungstoleranzen führt zu Reibungsverlusten.

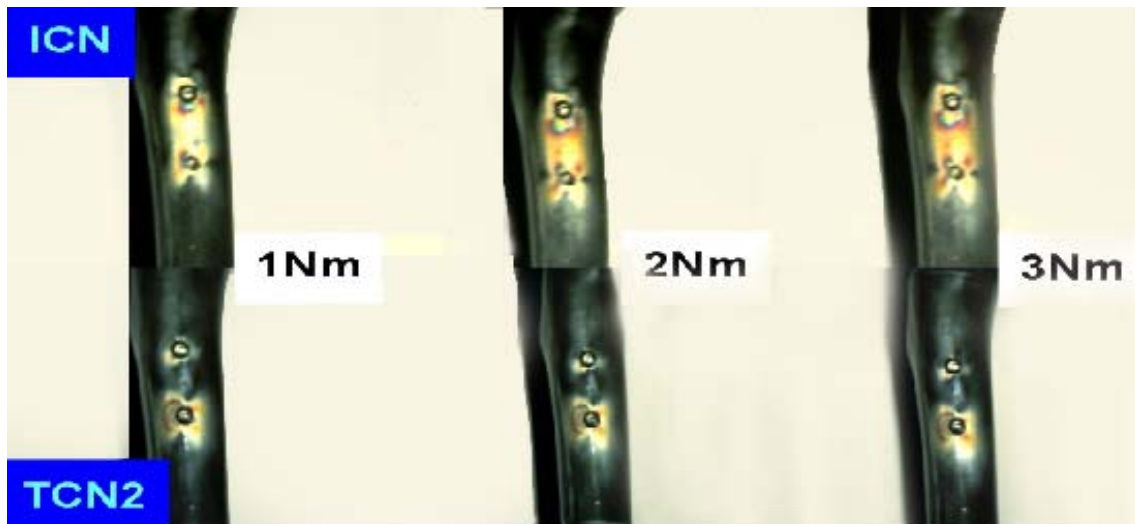


**Abbildung 13 a-f (von links nach rechts mit steigender Vorkompression):  
Ausschnittsvergrößerung der dorsalen Ansicht bei implantiertem Marknagel. Obere  
Reihe (13 a-c) der ICN, untere Reihe (13 d-f) der TCN2**

In der lateralen und medialen Ansicht lassen sich Effekte des unterschiedlichen Drehmoments auf das Knochenlager unter den Verriegelungsbolzen darstellen.

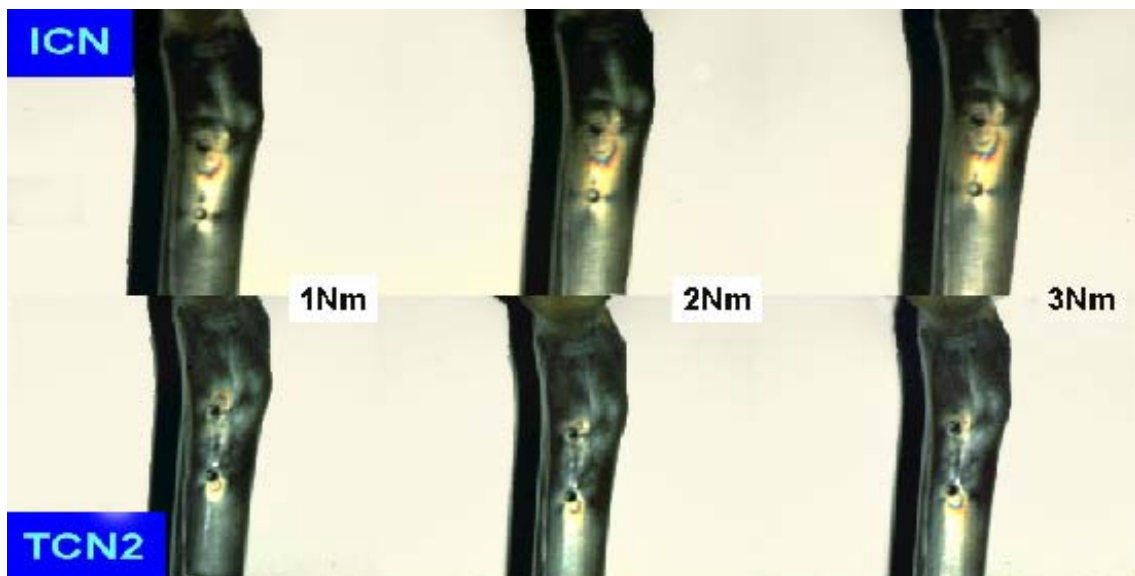
Dabei zeigen sich vor allem unter den proximalen Verriegelungsbolzen deutliche Unterschiede. Die Effekte an den distalen Verriegelungsschrauben gleichen sich bei den unterschiedlichen Kompressionsmarknägeln.

**Lateral** zeigt sich beim einachsigen Kompressionsnagel mit zunehmendem Drehmoment eine erhebliche Spannungszunahme unter dem Verriegelungsbolzen. Im direkten Vergleich dazu kommt es **beim doppelachsigen Nagel zu wesentlich geringeren Spannungsspitzen** (Abb. 14), hierbei vornehmlich unter dem unteren Bolzen. Der Grund hierfür ist die wahrscheinlich nicht hundertprozentig auf Pass gefräste Kulisse (siehe Konstruktion), die eine gleichmäßige Lastverteilung durch ihr hauptsächlich Aufsitzen auf dem distalen Verriegelungsbolzen verhindert.



**Abbildung 14 a-f (von links nach rechts mit steigender Vorkompression):  
Ausschnittsvergrößerung der lateralen Ansicht bei implantiertem Marknagel. Obere  
Reihe (14 a-c) der ICN, untere Reihe (14 d-f) der TCN2.**

Beim ICN wurde zwecks des besseren Vergleichs auch das untere Bohrloch angelegt, aber nicht mit einer Schraube versehen (Abb. 14 und 15). Es zeigt sich eine Ausbreitung der Oberflächenspannung nach distal bis über das zweite Bohrloch hinaus.



**Abbildung 15 a-f (von links nach rechts mit steigender Vorkompression):  
Ausschnittsvergrößerung der medialen Ansicht bei implantiertem Marknagel. Obere  
Reihe (15 a-e) der ICN, untere Reihe (15 d-f) der TCN2. Auch beim ICN zwei proximale  
Bohrlöcher bei Verwendung der gleichen Probe**



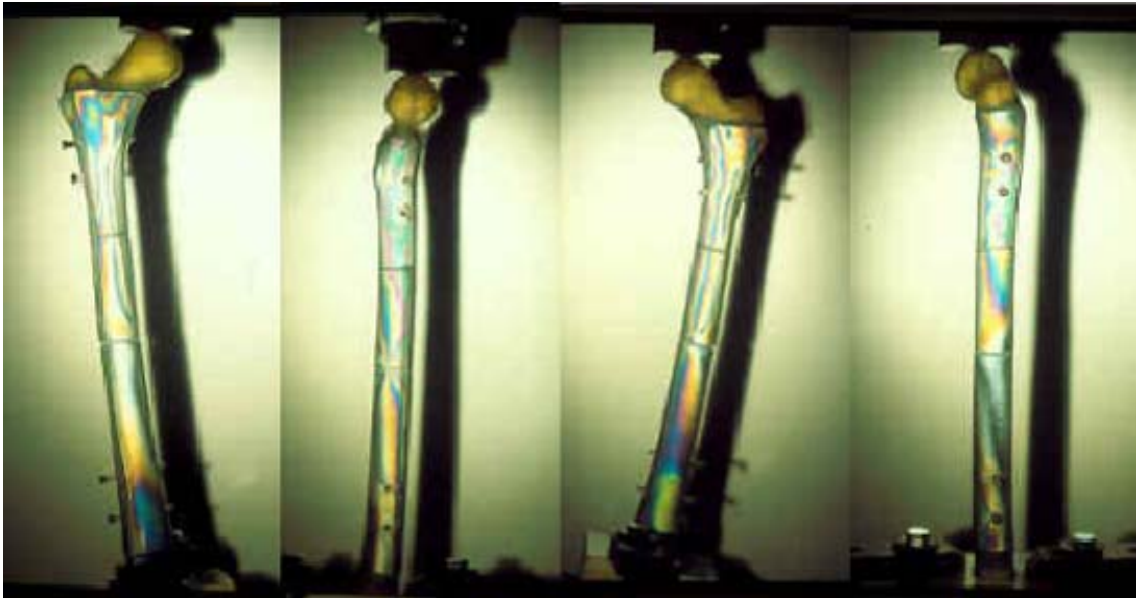
**Medial** zeigen sich vergleichbare Effekte wie lateral. Die Spannungen unter dem Verriegelungsbolzen sind beim ICN deutlich höher. Beim TCN sind sie geringer sowie nicht gleichmäßig verteilt, sondern auf den distalen Bolzen konzentriert.

#### 4.4. Verriegelungsnagel bei diaphysärer Osteotomie (Testgruppe IV.1)

Bei einer Last auf den Hüftkopf von 2400 N ändert sich das Muster der Dehnungsverteilungen jeweils in unterschiedlichem Maße. Der **starr verriegelte Nagel** ließ keine wesentliche Änderung des Dehnungsmusters im Osteotomiespalt zu. Eine erhebliche Spannungskonzentration im Osteotomiebereich ist aufgrund des Sperreffektes beim statischen Nagel auch nicht zu erwarten. Im Verlauf des Femur erkennt man bei unterschiedlichem Versuchsaufbau (mit und ohne Antetorsion) die entsprechenden Veränderungen wie oben beschrieben (vgl. Abb.16 d vs. 17d). Der Sperreffekt führt dazu, dass die Kraft vom proximalen Femur über die oberen Verriegelungsschrauben, über den Nagel und dann über die unteren Verriegelungsschrauben ins distale Fragment verläuft. Dadurch nehmen unter der Lasteinwirkung, Dehnungsdifferenzmuster um die Verriegelungsschrauben zu.



**Abbildung 16 a-d (von links nach rechts, in den Ansichten von dorsal, medial, ventral und lateral): Statisch verriegelter ICN unter polarisiertem Licht mit 2400 N Last in 10° Adduktion, keine Antetorsion**

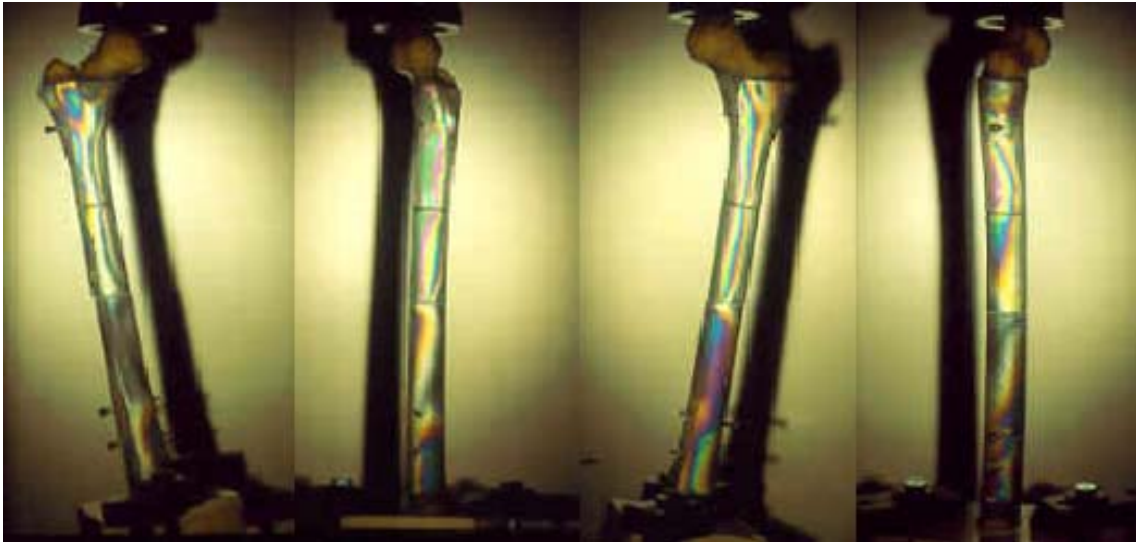


**Abbildung 17 a-d (von links nach rechts, in den Ansichten von dorsal, medial, ventral und lateral): Statisch verriegelter ICN unter polarisiertem Licht mit 2400 N Last in 10° Adduktion und 12° Antetorsion**

#### 4.5. Vergleichende Untersuchungen von ICN und TCN ( Testgruppe IV.2 + IV.3.)

Eine zunehmende Vorkompression führt beim ICN, wie oben gezeigt, zu entsprechenden Veränderungen an der Prüfkörperoberfläche.

Unter zusätzlicher axialer Last von 2400 N verstärken sich diese Effekte im Bereich des Osteotomiespaltes noch (Abb. 18b,c). Im Bereich der Verriegelungsbolzen zeigen sich insbesondere medial und dorsal ähnliche Verhältnisse wie bereits unter der reinen Vorkompression ohne Last, was durch die Antekurvatur von Femur und Nagel erklärbar ist.



**Abbildung 18 a-d (von links nach rechts, in den Ansichten von dorsal, medial, ventral und lateral): Femur mit implantiertem ICN mit 3 Nm Vorkompression, 2400 N Last, 10° Adduktion, 12° Antetorsion**

Des weiteren ergibt sich durch die Antetorsion des Schenkelhalses ein Torsionsmoment, was zu dreidimensionalen Veränderungen des Verlaufs der Isochromaten führt. Diese Dehnungsmuster lassen sich in den vier Ansichtsebenen verdeutlichen.

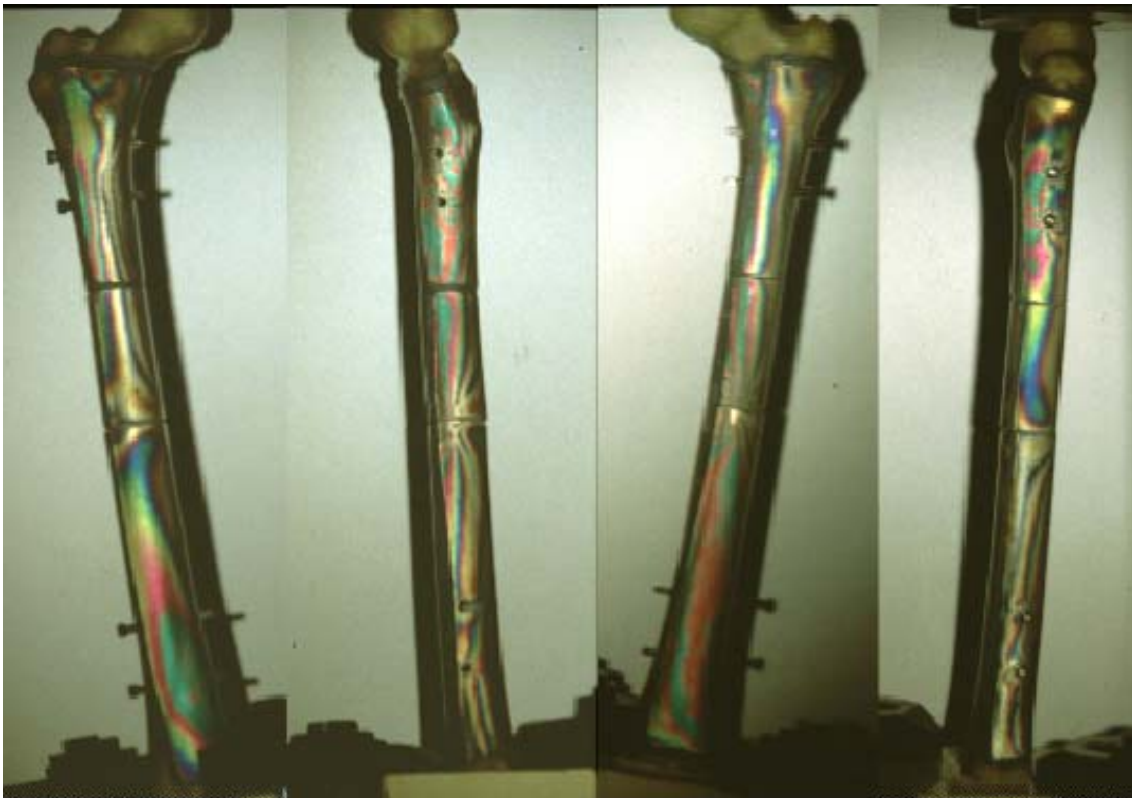
Auch beim Kulissenmarknagel (Abb. 19) ergeben sich unter der aufgebrachten Vorkompression die oben beschriebenen Veränderungen, die sich von denen des ICN unterscheiden. Unter axialer Last kommt es nun zu wesentlich geringeren Änderungen der Dehnungsmuster, ebenso zeigt sich eine geringere Abhängigkeit von dem Maß der zuvor angelegten Vorspannung. Analog zum ICN zeigen sich die beschriebenen dreidimensionalen Veränderungen durch das Schenkelhals bedingte Torsionsmoment und die physiologische Krümmung der Femurdiaphyse.

Im direkten Vergleich zum ICN kann man vor allem in Osteotomiespaltnähe nicht diese Spannungskonzentrationen im dorsomedialen Bereich nicht erkennen.

Bei den belasteten Nägeln zeigen sich die Hauptunterschiede in der Oberflächenspannungsverteilung zwischen den beiden grundsätzlichen Verriegelungstypen. Die unterschiedlichen Kompressionsnägel zeigen insgesamt ein ähnliches Belastungsmuster. Am Anschaulichsten ist die Spannungsverteilung im Bruchspaltbereich in der jeweils dorsalen Ansicht. Man kann hier gut erkennen, dass

die vorkomprimierten Nägel einen wesentlich größeren Spannungsbereich in Bruchspaltnähe im Vergleich zum statisch verriegelten Nagel ausfüllen, entsprechend dem oben bereits beschriebenen Sperreffekt.

Die erkennbaren Unterschiede zwischen ein- und zweiachsigem Kompressionsnagel beruhen auf der etwas geringeren interfragmentären Kompression beim TCN. Vermutlich, wie oben bereits erwähnt, aufgrund des zusätzlichen Kraftträgers (Kulisse aus Aluminium) zwischen axialer Kompressionsschraube und proximalem Verriegelungsbolzen und einer möglichen Querverklemmung von Nagel und Knochen.



**Abbildung 19 a-d (von links nach rechts, in den Ansichten von dorsal, medial, ventral und lateral): Femur mit implantiertem TCN2 mit 3 Nm Vorkompression, 2400 N Last, 10° Adduktion, 12° Antetorsion**

#### 4.6. Bedeutung einer kleineren Auflagefläche im Bruchspalt: Kompressionsnagel ICN unter Last nach Resektion eines lateralen Keils

Über die Resektion von unterschiedlich großen **lateralen „Biegungskeilen“** sollte geprüft werden, inwiefern eine kleinere Auflagefläche Auswirkungen auf Spannungskonzentrationen bzw. Änderungen der oberflächlichen Dehnungen hat. Die Prüfungen wurden lediglich mit kompressionsverriegelten Marknägeln (2Nm Anzugsmoment an der Kompressionsschraube) durchgeführt.

Geprüft wurde ein  $\frac{1}{3}$  und ein  $\frac{2}{3}$  Keil.

Die Vorkompression führte zu einer deutlich erhöhten Achsstabilität des gesamten Verbundes. Es zeigten sich auch unter Last keine erkennbaren Lateralverschiebungen im Osteotomiespalt. Die oberflächlichen Dehnungen entsprachen in Farbe und Form denen bei erhaltenem Femur.

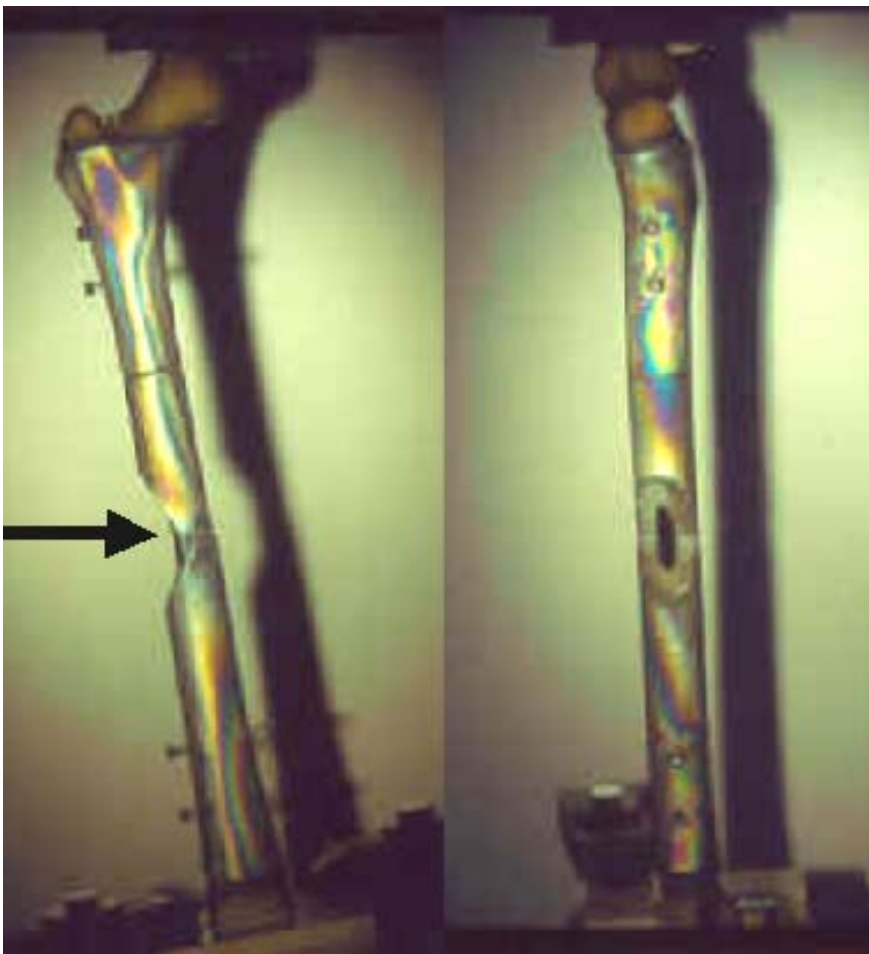


**Abbildung 20 a-d (von links nach rechts, in den Ansichten von dorsal, medial, ventral und lateral): Composite femur mit lateralem 2/3 Keil, ICN mit 3 Nm Vorkompression, 2400 N Last, 10° Adduktion, 12° Antetorsion.**

Bei Resektion des größeren Keils (Abb. 20) zeigte sich im Bereich des Osteotomiespalt eine erhebliche Zunahme der Spannungskonzentrationen, vor allem nach axialer Lasteinleitung. Außerdem zeigte sich eine zunehmende Instabilität des

Knochen-Implantat-Verbundes und es kommt zu einem dezenten Abknicken des Systems in medialer Richtung in Osteotomiehöhe unter zunehmender Last. Hier fehlt die laterale Abstützungsfläche.

Bei der Versorgung mit **statisch verriegeltem** Marknagel (Abb. 21) zeigt sich in diesem Fall deutlich der Sperreffekt, zudem zeigt sich bei Belastung eine Instabilität in Bezug auf Lateralverschiebung.



**Abbildung 21 a-b (von links nach rechts, in den Ansichten von dorsal und lateral): Composite femur mit lateralem 2/3 Keil mit starr verriegeltem ICN, 2400 N Last, 10° Adduktion, 12° Antetorsion. Pfeil entspricht Osteotomieebene.**

Im Bereich der Osteotomieebene (Abb. 21) erkennt man den unter Belastung grau verbleibenden und damit unbelasteten Bereich. Dies verdeutlicht den Sperreffekt bei statischer Verriegelung.

## **5. DISKUSSION DER ERGEBNISSE**

Eine alleinige mechanische Untersuchung von intramedullären Implantaten wird keineswegs ausreichend deren eigentlicher Funktion gerecht. Erst die kombinierte Untersuchung in Zusammenhang mit dem Knochenmaterial kann detaillierte Wechselwirkungen zwischen Implantat und Stützgewebe aufzeigen.

Wie hier dargestellt werden konnte, sind spezielle in vitro **Methoden** zur Prüfung dieser Wechselwirkungen sinnvoll.

Unter den zur Verfügung stehenden Prüf-Techniken bietet die Photoelastik in beschriebener Form zunächst den **Vorteil** einer globalen Darstellung des gesamten Femur im Gegensatz zu Dehnungsmessstreifen [Rosenblum, S.F., et al., 1992; S.352-357, Carr, J.B., et al., 1996; S.553-556]. Des weiteren lässt diese Methode im Gegensatz zur Speckle-Holographie die Möglichkeit einer Messung unter höhergradiger Verformung zu [Hess, T., 1997].

Nachteilig ist bei der dargestellten Technik die aufwendige und diffizile Applikation der optischen Schicht. Diese bedarf einer sehr sorgfältigen und vorsichtigen Handhabung bei der Implantation des Nagels und insbesondere der Verriegelungsbolzen, um ein Beschädigen durch Vorverformen oder Abplatzen der Schicht zu vermeiden. In Analogie zu den Beschreibungen Steinhausers [Steinhauser, E., et al., 1999; S.177-182] ist die Auswertung in der globalen Aufsicht ein gut reproduzierbares **Screening-Verfahren**, um oberflächliche Spannungsspitzen zu erkennen. Die damit erarbeiteten Erkenntnisse können zunächst zur einfachen Überprüfung von Lösungsansätzen dienen, um auf deren Basis letztlich Problemzonen weiter zu analysieren, z.B. mit Hilfe von Dehnungsmessstreifen und Druckmesselementen.

In Anbetracht der Ziele dieser Arbeit erwies sich dieser methodische Ansatz als gut geeignetes Verfahren für die geprüften Kompressionsnägel.

Der Versuchsaufbau orientierte sich an Erkenntnissen über in vivo-**Belastungen**, welche durch telemetrische Messungen an Hüftendoprothesen in vivo sowie Fußsohlen-Messungen mit Druckfolien ermittelt worden waren [Bergmann, G., et al., 1993; S.969-990].

Auf Grund der bekanntlich hohen interindividuellen Streuungen von Knochenqualität sowie der Abmessungen [Alho, A., et al., 1989; S.101-104, Linde, F., et al., 1989; S.432-439, Steriopoulos, K., et al., 1997; S.123-126] wurden hier im Sinne der

besseren Reproduzierbarkeit **Kunststoffknochen** mit geringsten Schwankungen ihrer mechanischen Eigenschaften verwendet [Cristofolini, L., et al., 1996; S.525-535].

Obwohl statische Versuchsmodelle den Nachteil haben, dass sie nur den momentanen Zustand einer Bewegungsfolge nachempfinden, haben sie den Vorteil der besseren Reproduzierbarkeit und einfacheren Möglichkeit der Durchführung. So kann durch ein statisches Versuchsmodell z.B. die individuelle Bedeutung von Adduktion und Antetorsion oder die Simulation von Muskelzügen untersucht werden [Duda, G.N., 1996].

Neben der Bedeutung der Schwerkraft [Pauwels, F., 1973] ist der Einfluss der bei einer Bewegungsfolge beteiligten Muskelzüge [Cristofolini, L., et al., 1996; S.617-624] umstritten, so dass letztendlich auch dynamische Versuchsmodelle nur eine Annäherung an den realen Zustand sind.

Der theoretische Vorteil von mathematischen Berechnungen oder computer-unterstützten Finite-Elemente-Analysen [Rybicki, E.F., et al., 1972; S.205-215, Scholten, R., 1975; S.130-138, Rohlmann, A., et al., 1980; S.122-131, Rohlmann, A., et al., 1982; S.241] konnte bisher wegen der schwierigen Erhebung und Verifizierung der anatomischen Grunddaten nicht ausreichend praktisch umgesetzt werden.

Deshalb haben wir uns bei der Gestaltung dieser Arbeit und aus Gründen der Reproduzierbarkeit an vereinfachte Versuchsaufbauten gehalten, wie sie größtenteils auch in den sogenannten ISO-Normen international verwirklicht worden sind.

Die Composite femora wurden ursprünglich entwickelt, um entsprechend reproduzierbare Grunddaten für Finite-Elemente Berechnungen zu haben.

Cristofolini und Steinhauser konnten zeigen, dass sie für biomechanische Fragestellungen bezüglich der Eigenschaften im Bereich des Schaftes, aufgrund ihrer dem humanen Femur analogen mechanischen Kennwerte, sehr gut geeignet sind. Weitere Vorteile sind aber vor allem die im Vergleich zum Humanknochen deutlich bessere Verfügbarkeit sowie interindividuelle Reproduzierbarkeit. Für unser Versuchsziel, mit Hilfe einer photoelastischen Beschichtung qualitative Aussagen über den globalen Spannungsverlauf an der Oberfläche unseres Prüfkörpers zu erhalten, sind diese Kunststoffknochen hervorragend geeignet. Die Streuung von Ergebnissen in Untersuchungen mit humanen Knochen verdeutlicht die erheblichen interindividuellen Unterschiede in der Primärstabilität des Knochenlagers [Ritter, G., et al., 1973; S.302-



316, Spotorno, L., et al., 1987; S.225-238, Sjostedt, A., et al., 1994; S.161-165, Liu, J., et al., 1995; S.237-244, Karampour, K., 2001; S.86].

Das Verfahren der photoelastischen Oberflächen-Analyse ist in der Lage, einen globalen Überblick über die aktuell vorhandenen Dehnungen an dem Prüfkörper zu liefern. Es funktioniert auch bei größeren Verformungen des jeweiligen Testobjektes. Dies ganz im Gegenteil zu anderen Methoden. Die holographische Dehnungsanalyse z.B. ermöglicht eine hohe Präzision bei quantitativen Fragestellungen, beschränkt ihr Anwendungsspektrum jedoch auf einen sehr kleinen Messbereich von Verformungen bis 20  $\mu\text{m}$  [Steinbichler, H., et al., 1996], weshalb nur eine geringe Differenzlast aufgebracht werden kann [Hess, T., 1997].

Nachteil unseres Verfahren ist lediglich die Empfindlichkeit der photoelastischen Schicht, die mit einer gewissen Artefaktanfälligkeit einhergeht sowie die relativ kleine Grundplattengröße, welche für die Präparation größerer Prüfkörper ein Anstückeln unumgänglich macht.

Um das Prinzip der Kompression zu realisieren, ist vor allem die Positionierung [Ritter, G., et al., 1973; S.302-316], aber auch die Anzahl der verwendeten Schrauben und Verriegelungsbolzen im Knochen zu beachten. Unsere Untersuchungen zeigten, dass bei Verwendung von 2 proximalen Verriegelungsbolzen, zum einen eine deutlich geringere Oberflächendehnung sowie zum anderen, insbesondere bei axialer Belastung, eine Optimierung der primären Verankerung resultierte.

Für die Anwendung von Kompressionsnägeln sind die Anzugsmomente an den Kompressionsschrauben von entscheidender Bedeutung, weshalb Untersuchungen ohne deren Angabe [Richardson, T., et al., 1998; S.261-264] wenig aussagekräftig sind. Die Messung der Kompressionskräfte im Bruchspalt über ein Piezoelement erlaubt keine Rückschlüsse über die dortige detaillierte Druckverteilung, sondern liefert die auftretende Gesamtkraft [Mittelmeier, H., et al., 1989; S.305-306]. Eigene Vorversuche mit elektronischen und farbgebenden Druck-Messfolien (z.B. Prescale-Folien) zeigten, dass damit derzeit eine ausreichende Aussagefähigkeit nur beim Fehlen von Scherbewegungen des Knochens entlang der Folie zu erzielen ist. Aufgrund der potentiellen breiten Auflagefläche im Bruchspalt bei Osteotomien bzw. Querbrüchen und angesichts der vorliegenden Ergebnisse ist mit einer von Vorkompression und Belastung abhängigen, variierenden Druckverteilung zu rechnen.

Nach Resektion von keilförmigen Segmenten mit konsekutiver Reduktion der potentiellen Auflagefläche im Bruchspalt um zwei Drittel, zeigte die photoelastische Prüfung allerdings eine erhebliche Zunahme der oberflächlicher Dehnungen bei hohen Flächenpressungen im Osteotomiebereich. Bei derartig kleinen intakten Restflächen im Bruchspalt muss somit in der klinischen Anwendung mit einer überhöhten Flächenpressung und folglich einer schnelleren plastischen Verformung oder Resorption des Knochens gerechnet werden. Über die definitiv erforderliche Mindestfläche im Bruchspalt, welche bei Frakturen gerade noch eine effektive Kompressionsbehandlung mittels Nagel zulässt, sind folglich ergänzende Untersuchungen erforderlich. Im klinischen Alltag gilt als Faustregel – ohne bisherigen biomechanischen Nachweis –, dass mehr als die Hälfte der Zirkumferenz erhalten sein muss, um eine gewisse Kompression im Fraktur- oder Osteotomiespalt anwenden zu dürfen (persönliche Mitteilung Prof. Dr. V. Bühren, Unfallklinik Murnau)

Bei der Implantation des Marknagels kann es zu einer Verwindung des Nagels kommen. Dies erklärt die Schwierigkeit der exakten Positionierung der distalen Schrauben. Am proximalen Femur ist das Platzieren der Bolzen durch Verwendung eines starren Zielgerätes exakt möglich. Zur Lösung des Problems am distalen Femur wurden ebenfalls wiederholt Zielvorrichtungen entwickelt und erprobt [Krettek, C., et al., 1996; S.947-950], die jedoch bisher keine zufriedenstellend einfache und sichere Handhabung erlauben. In der klinischen Anwendung erfolgt deshalb in der Regel die distale Positionierung der Schrauben allein mittels Bildwandlerkontrolle. Eine weitere, mögliche Streuung unserer Ergebnisse ist somit hierdurch gegeben.

In vivo normalerweise lässt sich aus zweierlei Gründen bei doppelter proximaler Verriegelung keine gleichmäßige Lastverteilung unter den Bolzen erreichen. Zum einen kommt es aufgrund der oben erwähnten intraindividuellen Knochendichteunterschiede auch im Bereich des Querbolzenlagers zu differierenden Biege- und Druckbelastungen des Knochens. Zum anderen gelingt es in vivo praktisch nie, die Bolzen exakt parallel einzubringen. Daraus folgt, dass der distale Querbolzen erst unter einer dynamischen Belastung eingetretenen plastischen Verformung tragende Funktion übernehmen kann. Eine entscheidende Rolle spielt er aber von Anfang an im Rahmen der Rotationsstabilität des Systems.

Ein wesentlicher Anteil der in der orthopädischen Chirurgie relevanten Indikationen für die Kompressionsnagelung (s. unten) werden durch das Modell der diaphysären Osteotomie [Molster, A.O., et al., 1987; S.29-35, Reikeras, O., 1990; S.175-178, Henley, M.B., et al., 1991; S.14-20] angestrebt. Sämtliche Aspekte der Marknagelung werden jedoch nicht erfasst.

Die **intramedulläre Nagelosteosynthese** ist unter Verwendung verschiedener Marknageltypen ein **Standardverfahren** in der Frakturbehandlung [Küntscher, G., 1940; S.443-455, Börner, M., et al., 1993; S.359], der operativen Therapie der Pseudarthrose [Böhler, L., 1944; S.72-77, Kasperczyk, W.J., et al., 1996; S.416-428, Weise, K., et al., 1996; S.247-258], bei Achs-Korrekturen (Valgisierung, Varisierung, Rotation) [Börner, M., et al., 1984; S.743-747] und Längen-Korrekturen (Verkürzung, Verlängerung) [Kempf, I., et al., 1983; S.86-89, Börner, M., et al., 1984; S.743-747, Lai, K.A., 1991; S.167-171, Baumgart, R., et al., 1994; S.396-403].

Außerdem wird sie bei Arthrodesen vor allem bei posttraumatischen Arthrosen im Bereich des oberen und unteren Sprunggelenkes eingesetzt [Hofmeister, M., et al., 1995; S.285-292]

Eine **primäre Kompressionsnagelung** ist sowohl für Quer- und kurze Schrägbrüche als auch für Pseudarthrosen, Achskorrekturen, Verkürzungsosteotomien und Arthrodesen [Gonschorek, O., et al., 1998; S.430-437] möglich. Das bei den vorliegenden Untersuchungen gewählte Osteotomie-Modell entsprach dabei im wesentlichen dem möglichen Vorgehen bei Osteotomien, Pseudarthrosen und Querfrakturen im diaphysären Bereich.

Trümmerbrüche hingegen sollten nur mittels eines starr verriegelten Nagels versorgt werden.

Für eine ungestörte Knochenheilung müssen optimale Bedingungen geschaffen werden. Dies wird durch die Überleitung der Kräfte zwischen den Knochensegmenten unter dem Einfluss des Implantates [Panjabi, M.M., et al., 1980; S.324-333, Mayer, G., et al., 1983; S.111-120] bzw. die Vermeidung von Makro-Relativbewegungen [Perren, S.M., et al., 1980; S.63-77, Mayer, G., et al., 1983; S.111-120, Perren, S.M., 1989; S.21-34, Grundnes, O., et al., 1993; S.55-58] angestrebt. Zu den Makro-Relativbewegungen gehören insbesondere Scherbewegungen [Seligson, D., et al., 1981; S.798-801] und Bewegungen durch die zyklische **axiale Krafteinwirkung im**

**Bruchspalt** [Panjabi, M.M., et al., 1980; S.324-333, Grundnes, O., et al., 1993; S.55-58].

Die Kompression der Kontaktzone erzeugt eine **Vorlast** [Perren, S.M., 1995; S.402-408]. Die Kompression, wie sie bereits für Plattensysteme beschrieben wurde, verursacht zudem Reibung, die einer tangentialen Verschiebung entgegenwirkt [Perren, S.M., 1989; S.21-34].

**Der neu entwickelte Kulissennagel TCN2** [Mittelmeier, W., 1994; S.2-3] bietet den Vorteil einer Lasteinleitung in das proximale Knochensegment über zwei Verriegelungsbolzen mit einer breiteren Lastverteilung. Die geringeren Spannungsspitzen unter den Bolzen reduzieren die Flächenpressung im Knochenlager und somit das Risiko eines mechanischen, d.h. plastischen Versagens des Knochenlagers.

Die Folge einer übermäßigen plastischen Verformung des Knochens ist die Reduktion der Vorspannung und somit der Verlust des Kompressionseffektes [Karampour, K., 2001; S.86].

Nach unseren Berechnungen und Versuchen [Mittelmeier, W., 1999] reichen zur Aufhebung des Kompressionseffektes bereits plastische Verformungen von ca. 2mm aus.

Der TCN vereint den diesbezüglichen Vorteil starrer Verriegelungsnägel mit dem von Danis unter Verwendung von Platten [Danis, R., 1949] entwickelten Kompressionsprinzip. Der Kompressionsnagel bietet **im Gegensatz zur exzentrisch verspannten Platte** ein zentral verspannendes Konzept.

Ein geeigneter **Kompressionsnagel soll Translationsbewegungen durch axiale Verspannung des Knochens** signifikant verhindern. Die in vivo auftretenden, hohen Biege- und Torsionsbelastungen [Bergmann, G., et al., 1993; S.969-990] müssen dabei ausreichend durch den entstehenden Knochen-Nagelverbund abgefangen werden. Da der interfragmentäre Kompressionseffekt durch die Belastung auf den Hüftkopf nicht vermindert, sondern sogar verstärkt wird, ist die Möglichkeit einer früheren **Belastung** der operierten Extremität bei Anwendung eines geeigneten Kompressionsnagels und adäquater Indikation zu erwarten. Die bisherigen Erfahrungen mit dem ICN bestätigen diese Folgerung zumindest für junge Patienten und die Behandlung von Querbrüchen

sowie Pseudarthrosen [Bühren, V., et al., 1996; S.176-177]. Außerdem ist das hier vorgestellte mechanische Prinzip geeignet, intraoperativ eine kontrollierte Fragmentadaptation über die axiale Kompressionsschraube zu erreichen.

Der **Nachteil der Kompressionsnagelung** liegt in dem Risiko eines Verlustes der stabilisierenden Kompressionswirkung [Mittelmeier, W., 1999] durch plastische Verformung des Knochens infolge hoher Belastung, Ermüdung, Knochenresorption, Remodelling [Diehl, K., et al., 1975; S.117-121] oder infolge verminderte Belastbarkeit bei gestörtem Knochenstoffwechsel [Vecsei, V., 1980; S.193-198] bzw. höherem Alter [Harrington, P., et al., 1997; S.244-245]. Nägel mit einer Kompressionsvorrichtung über zwei Bolzen wie der Kulissennagel (TCN) lassen hier, aufgrund einer geringeren lokalen Beanspruchung des Schraubenlagers durch geringere Flächenpressung, Vorteile erwarten. Das Kompressionsprinzip dient der Stabilisierung des Nagel-Knochen-Verbundes entsprechend Vorbildern aus der Baustatik (z.B. Spannbeton) durch Verspannen mehrerer Bauteile aus verschiedenen Werkstoffen.

Gerade bei Verwendung dünnerer Nägel entsteht bei Verlust der Vorspannung das Risiko einer Destabilisierung der Osteosynthese. Diesbezüglich bietet wiederum das **Tandem-Kompressionssystem** des Kulissennagels eine geringere Wahrscheinlichkeit der Instabilität durch die doppelte Bolzen-Führung beider Segmente [Mittelmeier, W., 1999].

Da das Kompressionsprinzip eine stabile Vorspannung des Systems erzeugen soll, muss eine ausreichend breite Auflagefläche mit geeigneter Festigkeit vorliegen.

Entsprechend muss anhand der hier dargestellten Ergebnisse die Indikation für die Anwendung des Kompressionsprinzips über intramedulläre Kraftträger für Trümmerfrakturen oder Spiralfrakturen mit nur geringer oder fehlender stabiler Auflagefläche verneint werden.

Die in vivo vertretbare Auflagefläche kann anhand unserer Versuche nur bedingt festgelegt werden, da die hier vorliegenden Tests zur Primärstabilität keine Aussage über die Effekte einer Dauerbelastung erlauben. Diesbezüglich wären für betreffende Grenzfälle zusätzliche dynamische Untersuchungen erforderlich. Die Auflagefläche sollte aber möglichst nicht kleiner als 2/3 des ursprünglichen Querschnitts sein, da in diesem Fall – wie hier gezeigt - die Spannungen im Knochengewebe erheblich

gesteigert werden. Konsequenzen wären wegen der überhöhten Flächenpressung Kompressionsverlust und Instabilität des Systems.

Für diese Fälle wäre eine Vorkompression mit dem Ziel einer besseren Fragmentadaptation sowie die anschließende statische Verriegelung, wie sie durch eine zusätzliche Schraube realisiert werden kann, anzuraten.

Speziell für diaphysäre Korrekturosteotomien und die Behandlung von Pseudarthrosen hat der Kompressionsnagel bislang in der orthopädischen Chirurgie wenig Beachtung gefunden. Die vorliegenden klinischen Ergebnisse des ICN [Bühren, V., et al., 1996; S.176-177, Gonschorek, O., et al., 1998; S.430-437] rechtfertigen ein verstärktes Einbeziehen des Nagel-Kompressionsverfahren in die operativen Behandlungskonzepte. Der Kompressionsnagel bedarf jedoch einer differenzierten Anwendung unter Beachtung der Indikationsgrenzen, aber auch einer adäquaten, **dosierten Vorkompression** [Mittelmeier, W., 1999]. Die einfache Vorkompression "nach Gefühl" [Richardson, T., et al., 1998; S.261-264] bereitet dafür keine idealen Voraussetzungen und kann zu einer Überforderung von Implantat und/ oder Knochenlager oder auch zu einer unzureichenden Stabilisierung des Knochen-Implantat-Verbundes führen. Wesentlich besser ist deshalb die Verwendung eines Drehmomentschlüssels.

Ein weiterer Ansatz für die Verbesserung der Toleranz der Osteosynthese gegenüber Flächenpressungen unter den Bolzen und dem Risiko eines verfrühten Kompressionsverlustes ist die Anwendung eines elastischen Kulissensegmentes [Mittelmeier, W., 1994; S.2-3], um die Federenergiereserve des Nagels zu erhöhen. Die Einflüsse auf primäre Dehnungsdifferenzen am Knochenlager durch diesen neuen Nageltyp dürften sich aber aufgrund der analogen Anordnung der Bolzen nicht mehr wesentlich vom TCN2 unterscheiden.

Obwohl der IC-Nagel sich bereits in der klinischen Anwendung weitgehend bewährt hat, erscheint die **neue Implantatgeneration der sog. Kulissennägel insgesamt als wesentliche Verbesserung der bestehenden Osteosynthesematerialien.**

Die Zukunft wird zeigen, inwiefern neue Navigationstechniken die Implantation (z.B. distale Schrauben) und die Weiterentwicklung der verfügbaren Werkstoffe die biomechanischen Eigenschaften von Marknägeln weiter verbessern können.

## **6. ZUSAMMENFASSUNG:**

Zielsetzung der Arbeit waren vergleichende Modell-Untersuchungen zur Spannungsanalyse eines komprimierenden, intramedullären Osteosynthesystems am Femur. Geprüft wurde ein neues, über zwei proximale komprimierende Bolzen funktionierendes Nagelsystem (TCN) im Vergleich zu dem bereits klinisch angewandten Kompressionsnagel ICN, welcher die gesamte Kompression über nur einen proximalen Querbolzen erreicht.

Diese Marknägel wurden in photoelastisch beschichtete Composite femora implantiert und unter axialer Lasteinleitung geprüft. Dabei wurden verschiedene Stufen der Vorkompression (1, 2 und 3 Nm Anzugsmoment an der Kompressionsschraube) dieser Nägel untereinander sowie mit der Technik der konventionellen starren Verriegelung verglichen.

Die Einstellung der Antetorsion sowie die Amplitude der aufgebrachten Last beeinflussten die dreidimensionale Dehnungsverteilung an der Knochenoberfläche.

Bei allen getesteten Kompressionsnägeln zeigte sich im Gegensatz zum konventionell verriegelten Nagel eine Konzentration oberflächlicher Dehnungen im Bereich des Bruchspaltes in Folge der interfragmentären Kompressionskraft.

Das Anzugsmoment an der axialen Kompressionsschraube beeinflusst die Verteilung oberflächlicher Dehnungen überwiegend im Knochenlager um die proximalen Querbolzen, weniger aber im Osteotomiespalt.

Das Prinzip des Kulissennagels bewirkte eine wesentlich günstigere Aufteilung der Dehnungen um die beiden proximalen Verriegelungsbolzen als der IC-Nagel.

Insgesamt wird gezeigt, dass der Zweck des neuen Kompressionsmechanismus im Sinne einer Reduktion der Flächenpressung unter den Bolzen erreicht werden kann. Daraus kann ein geringeres Risiko der Knochenresorption oder -verformung durch mechanisches Versagen mit der Folge des Kompressionsverlustes abgeleitet werden.

## **7. LITERATURVERZEICHNIS:**

- Alho, A., Hoiseth, A., Torstein, H.** Bone-mass distribution in the femur. Acta Orthop Scand 60 (1989) 101-104
- Apkarin, J., Naumann, S., Cairns, B.** A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. J Biomech 26 (1989) 143-154
- Baumgart, R., Betz, A., Kessler, S., Kettler, M., Schweiberer, L.** Möglichkeiten der Rekonstruktion von Knochendefekten. Orthopäde 23 (1994) 396-403
- Bergmann, G., Graichen, F., Rohmann, A.** Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. J Biomech 26 (1993) 969-990
- Blum, A.E.** The use and understanding of photoelastic coatings. Strain 13 (1977) 96-101
- Böhler, L.** Die Behandlung der Pseudarthrosen mit dem Marknagel von Küntscher. Z Orthop 75 (1944) 72-77
- Börner, M., Mockwitz, J., Küper, R.** Korrektur von posttraumatischen Längendifferenzen, Achsen- und Rotationsfehlstellungen am Ober- und Unterschenkel mit dem Verriegelungsnagel. Unfallheilkunde 164 (1984) 743-747
- Börner, M., Soldner, E.** 20 Jahre Verriegelungsnagelung - Eine Standortbestimmung. Hrsg Schweiberer, L., Tscherne, H., Hefte Der Unfallchirurg 229, Springer, Berlin, (1993), 359
- Bühren, V., Mittelmeier, W., Potulski, M.** Indikation und Technik des primär komprimierenden Marknagels. in: Osteosynthese International, Hrsg. M. Börner, E. Soldner, Medizinisch Literarische Verlagsgesellschaft, Uelzen (1996) 176-177
- Bühren, V., Potulski, M., Mittelmeier, W., Mittelmeier, H.** Kompressions-Verriegelungs-Nagel zur Frakturbehandlung an Femur und Tibia - Klinische Erfahrungen. Unfallheilkunde 230 (1993) 799
- Capozzo, A., Tommaso, L., Pedotti, A.** A general computing method for the analysis of human locomotion. J Biomech 8 (1975) 307-320
- Carr, J.B., Sobba, D.B., Bear, L.L.** Biomechanics of rigid tibial nail insertion sites. Am J Orthop 25 (1996) 553-556
- Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., Toni, A.** Mechanical validation of whole bone composite femur models. J Biomech 29 (1996) 525-535
- Cristofolini, L., Viceconti, M., Toni, A., Giunti, A.** Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait. J Biomechanics 28 (1996) 617-624
- Danis, R.** Théorie et pratique de l'ostéosynthèse. Masson, Paris (1949)



**Davy, D.T.,Kotzar, G.M.,Brown, R.H.,Heiple, K.G.,Goldberg, V.M., Berilla, J.,Burstein, A.** Telemetric force measurement across the hip after total arthroplasty. J Bone Joint Surg 70 (1988) 45

**Diehl, K.,Hanser, U.** Biomechanische Untersuchungen zur Marknagelung nach Küntscher. Mschr Orthop Traumatol 5 (1975) 117-121

**Duda, G.N.** Influence of muscle forces on the internal loads in the femur during gait. Shaker, Aachen(1996)

**Gluck, T.** Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz von Defecten höherer Gewebe, sowie über die Verwerthung resorbirbarer und lebendiger Tampons in der Chirurgie. Hirschwald, Berlin (1891)

**Gonschorek, O.,Hofmann, G.O.,Bühren, V.** Interlocking compression nailing: a report on 402 applications. Arch Orthop Trauma Surg 117 (1998) 430-437

**Grundnes, O.,Reikeras, O.** Effects of instability on bone healing. Acta Orthop Scand 64 (1993) 55-58

**Haddad, F.S.,Desai, K.,Sarkar, J.S.,Dorrell, J.H.** The AO unreamed nail: friend or foe. Injury 27 (1996) 261-263

**Harrington, P.,Sharif, I.,Smyth, H.** Failure of femoral nailing in the elderly. Arch Orthop Trauma Surg 116 (1997) 244-245

**Heine, C.** zit. in Bruns, P. Die Lehre von den Knochenbrüchen. Enke, Stuttgart (1886)

**Henley, M.B.,Monroe, M.,Tencer, A.F.** Biomechanical comparison of methods of fixation of a midshaft osteotomy of the humerus. J Orthop Trauma 5 (1991) 14-20

**Herzog** Verlängerungsosteotomie unter Verwendung des perkutan gezielt verriegelten Marknagels. Unfallheilkunde 42 (1951) 226

**Hess, T.** Die quantitative Holografie als Methode zur Verformungs- und Dehnungsmessung am Beispiel der Osteosynthese und Endoprothetik des Femurs. Habilitationsschrift, Universität des Saarlandes, Homburg (1997)

**Hofmeister, M.,Schittig, P.,Gonschorek, O.,Bühren, V.** Arthrodese des oberen Sprunggelenkes mit dem Kompressions-Verriegelungsnagel. Osteosynthese International 4 (1995) 285-292

**Hontzsch, D.,Weller, S.,Ruedi, T.** [What does the new solid unreamed tibia nail (UTN) contribute in open fractures?]. Ther Umsch 50 (1993) 454-458

**Hua, J.,Walker, P.S.** A comparison of cortical strain after cemented and press-fit proximal and distal femoral replacement. J Orthop Res 10 (1992) 739-744

**Johnson, K.D.,Tencer, A.F.,Sherman, M.C.** Biomechanical factors affecting fracture stability and femoral bursting in closed intramedullary nailing of femoral shaft fractures, with illustrative case presentations. J Orthop Trauma 1 (1987) 1-11

- Kaessmann, H.J., Weber, H.G.** Die Technik der Kompressionsnagelung. Zbl Chir 94 (1969) 496-502
- Karampour, K.** Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur Belastbarkeit des Knochenlagers unter Verriegelungsbolzen an der Tibia. Dissertation, Technische Universität München (2001), 86
- Kasperczyk, W.J., Mahlke, L., Tscherne, H.** Diaphysäre Pseudarthrosen. Orthopäde 25 (1996) 416-428
- Kempf, I., Grosse, A.** "one stage"-Verlängerungstechnik am Femur unter Verwendung der verriegelten Nagelungstechnik. Unfallheilkunde 161 (1983) 86-89
- Klemm, K., Schellmann, W.D.** Die Verriegelungsnagelung. Akt Traumatol 6 (1976) 377-380
- Koch, J.C.** The laws of bone architecture. Am J Anat 21 (1917) 177-298
- Krettek, C., Konemann, B., Farouk, O., Kromm, A., Tscherne, H.** [A new roentgen ray-free aiming technique for distal locking screw boring of the unreamed tibial nail]. Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd 113 (1996) 947-950
- Küntschner, G.** Die Marknagelung von Knochenbrüchen. Langenbecks Arch klin Chir 200 (1940) 443-455
- Küntschner, G.** Praxis der Marknagelung. Schattauer, Stuttgart (1962)
- Küntschner, G.** Die Marknagelung des Trümmerbruchs. Langenbecks Arch klin Chir 322 (1968) 1063-1067
- Lai, K.A.** Treatment of femoral shortness due to nonunion or malunion by distraction device and Huckstep instrumentation. J Formos Med Assoc 90 (1991) 167-171
- Linde, F., Hvid, I., Pongsoipetch, B.** Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression. J Orthop Res 7 (1989) 432-439
- Liu, J., Lai, K.A., Chou, Y.L.** Strength of the pin-bone interface of external fixation pins in the iliac crest. A biomechanical study. Clin Orthop 310 (1995) 237-244
- Maatz, R., Lentz, W., Arens, W., Beck, H.** Die Marknagelung und andere intramedulläre Osteosynthesen. Hrsg, F.K.Schattauer Verlagsges., Stuttgart (1983), 334
- Mattheck, C.** Das Versagen von Marknägeln. KfK-Nachr 16 (1984) 242-252
- Mayer, G., Wolf, E.** Animal experiments to examine the histology of fracture healing in osteosynthesis with external fixation and compression. Arch Orthop Trauma Surg 101 (1983) 111-120
- Mittelmeier, H.** Piezoelektrische und spannungsoptische Untersuchungen zur Biomechanik der Schraubenosteosynthese. Z Orthop 110 (1972) 893-901

- Mittelmeier, H.,Trennheuser, M.,Mittelmeier, W.** Biomechanische Untersuchungen über die interfragmentären Kompressionskräfte mit einem neuen kombinierten Kompressions-Verriegelungsnagel. Vortrag Int. Unfalltagung Berlin 1988, Unfallheilkunde 207 (1989) 305-306
- Mittelmeier, W.** Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur Primärstabilität der komprimierenden intramedullären Osteosynthese. , Habilitationsschrift, Technische Universität München, München (1999)
- Mittelmeier, W.,Hellmuth, F.,Bühren, V.,Gradinger, R.** Concept and biomechanics of the second and third generation of interlocking compression nails. Vortrag, Internat. Congress of SIROT, Boston (1994)
- Molster, A.O.,Gjerdet, N.R.,Langeland, N.,Lekven, J.,Alho, A.** Controlled bending instability in the healing of diaphyseal osteotomies in the rat femur. J Orthop Res 5 (1987) 29-35
- Murray, M.P.** Gait as total pattern of movement. Am J Phys Med 46 (1967) 290-296
- Pandy, M.G.,Berme, N.** Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model. Part 1: Normal gait. J Biomech 22 (1989) 717-724
- Panjabi, M.M.,White, A.A.,Wolf, J.J.A.** A biomechanical comparison of flexible and rigid fracture fixation. in: Current concepts of internal fixation of fractures. Springer, Berlin,Heidelberg,New York,(1980), S 324-333
- Pauwels, F.** Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer, Berlin Heidelberg New York (1973)
- Perren, S.M.** The biomechanics and biology of internal fixation using plates and nails. Orthopedics 12 (1989) 21-34
- Perren, S.M.** Biomechanische Reaktion des Knochens auf intra- und extramedulläre Kraftträger: Die Bedeutung des Implantatkontakts. Orthopäde 24 (1995) 402-408
- Perren, S.M.,Cordey, J.** The concept of interfragmentary strain. in: Current concepts of internal fixation of fractures. Springer, Berlin, Heidelberg, New York (1980), S 63-77
- Reikeras, O.** Healing of osteotomies under different degrees of stability in rats. J Orthop Trauma 4 (1990) 175-178
- Richardson, T.,Voor, M.,Seligson, D.** Fracture site compression and motion with three types of intramedullary fixation of the femur. Osteosynthese Intern 6 (1998) 261-264
- Ritter, G.** Kompressionsosteosynthesen mit dem neuen AO-Universalnagel. Funktionsprinzip und biomechanische Voraussetzungen. Unfallchirurg 94 (1991) 9-12
- Ritter, G.,Grünert, A.** Experimentelle Untersuchungen zu den mechanischen Eigenschaften des Knochens im Hinblick auf die Druckosteosynthesen. Arch orthop Unfall-Chir 75 (1973) 302-316

- Rohlmann, A., Bergmann, G., Kölbl, R.** Aussagewert und Grenzen der Spannungsberechnung mit der Finite-Element-Methode bei orthopädischen Problemen. *Z Orthop* 118 (1980) 122-131
- Rohlmann, A., Mössner, U., Bergmann, G., Kölbl, R.** Finite-elemente-analysis und experimental investigation of stresses in a femur. *J Biomech Eng* 4 (1982) 241
- Rosenblum, S.F., Zuckerman, J.D., Kummer, F.J., Tam, B.S.** A biomechanical evaluation of the Gamma nail. *J Bone Joint Surg [Br]* 74 (1992) 352-357
- Russell, T.A., Taylor, J.C., LaVelle, D.G., Beals, N.B., Brumfield, D.L., Durham, A.G.** Mechanical characterization of femoral interlocking intramedullary nailing systems. *J Orthop Trauma* 5 (1991) 332-340
- Rybicki, E.F., Simonen, F.A., Weis, E.B.** On the mathematical analysis of stresses in the human femur. *J Biomech* 5 (1972) 205-215
- Scholten, R.** Kraftflußberechnung an Knochenstrukturen und Prothesen. *Med Orth Tech* 6 (1975) 130-138
- Seirig, A., Arvikar, R.J.** The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J Biomech* 8 (1975) 51-58
- Seligson, D., Powers, G., O'Connell, P., Pope, M.H.** Measurement of fracture gap motion in external fixation. *J Trauma* 21 (1981) 798-801
- Sjostedt, A., Zetterberg, C., Hansson, T., Hult, E., Ekstrom, L.** Bone mineral content and fixation strength of femoral neck fractures. A cadaver study. *Acta Orthop Scand* 65 (1994) 161-165
- Spotorno, L., Schenk, R.K., Dietschi, C., Romagnoli, S., Mumenthaler, A.** Erfahrungen mit zementfreien Endoprothesen. *Orthopäde* 16 (1987) 225-238
- Steinbichler, H., Mähner, B., Klingele, H.** Holografisch-interferometrische Meßtechnik - Teilvorhaben HOLOMETEC: Holografische Spannungsanalyse. Förderkennzeichen 13 N 5980 5, Bonn (1996)
- Steinhauser, E., Rechl, H., Schaff, P., Gradinger, R.** Der Einfluß verschiedener Verankerungsstiele von Tumorspezial-Endoprothesen auf die Beanspruchung des Knochenlagers. VDI-Bericht: Anspruch und Tendenzen in der experimentellen Strukturmechanik 1463 (1999) 177-182
- Steriopoulos, K., Psarakis, S.A., Savakis, C., Papakitsou, E., Christakis, D., Velivasakis, E.** Architecture of the femoral medullary canal and working length for intramedullary nailing. *Acta Orthop Scand* 68 (1997) 123-126
- Teubner, E.** Biomechanik der Marknagelung und ihrer Verriegelung. *Zentralbl Chir* 110 (1985) 1169-1178
- Trennheuser, M., Mittelmeier, W.** Biomechanische Untersuchungen über einen neuen Kompressionsmarknagel. Vortrag, Jubiläumssymp., Homburg-Saar (1987)

**Vecsei, V.** Der Dübelbolzen - Eine Ergänzung zur Verriegelungsnagelung. Unfallchirurgie 6 (1980) 193-198

**Weise, K., Winter, E.** Die Rolle des Marknagels bei Pseudarthrosen und Fehlstellungen. Orthopäde 25 (1996) 247-258

**Weller, S.** Die Marknagelung, eine instabile, aber belastbare Osteosynthese. Akt Traumatol 14 (1984) 146-150

**Wolff, J.** Das Gesetz der Transformation der Knochen. Hirschwald, Berlin (1892)

**Wu, C.C., Shih, C.H.** Biomechanical analysis of the mechanism of interlocking nail failure. Arch Orthop Trauma Surg 111 (1992) 268-272

## **8. DANKSAGUNG:**

Mein verbindlicher Dank gilt denen, die mich in der Vorbereitung, Ausführung und Auswertung der vorliegenden Untersuchungen unterstützt haben:

- Herrn Prof. Dr. med. R. Gradinger, Direktor der Klinik für Orthopädie der Technischen Universität München, für wertvolle Anregungen und die Möglichkeit der Nutzung der Biomechanik-Laboratorien.
- Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Wolfram Mittelmeier, leitender Oberarzt der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München, für die Vergabe des Themas, für die Beratung in der Konzeption der Arbeit, die intensive Betreuung und die zur Verfügung gestellten Konstruktionszeichnungen.
- Herrn Dr. Ing. E. Steinhauser und Herrn Dr. med. Kiarash Karampour, Labor für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München, für die technische Beratung bzw. Mitwirkung in der Ausführung einzelner Versuchsphasen, insbesondere der photoelastischen Beschichtung.
- Frau Dr. med. Andrea Hauschild für die unermüdliche Unterstützung beim Korrekturlesen des Manuskripts.