

Redaktion

G. Muhr, *Bochum*

W. Mutschler, *München*

P. Biberthaler, *München*

G. N. Duda¹ · F. Mandruzzato¹ · M. Heller¹ · M. Schütz¹ · L. Claes² · N. P. Haas¹

¹ Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Charité, Campus-Virchow-Klinikum, Humboldt-Universität, Berlin

² Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Universität, Ulm

Mechanische Grenzindikationen der unaufgebohrten Marknagelung

Zusammenfassung

Die ausgedehnte Indikation beim Einsatz der unaufgebohrten Marknagelung führte vermehrt zu Berichten über steigende Komplikationsraten, insbesondere im distalen Anteil der Tibia. Ziel dieser Studie war, durch ein Verständnis der Belastung von Implantat und frakturiertem Knochen Grenzindikationen aufgrund biomechanischer Faktoren zu identifizieren. In Finite-Element-Analysen der humanen Tibia wurden horizontale Defektsituationen und die Stabilisierung durch eine unaufgebohrte Marknagelung simuliert. Die Analyse umfasste proximale und distale Grenzindikationen für den Einsatz des Implantats. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen bei Berücksichtigung aller Muskel- und Gelenkkräfte eine deutliche Entlastung der Knochensegmente. Die unaufgebohrte Marknagelung zeigt deutlich reduzierte axiale Kompression und ausgeprägte Scherbeanspruchung der distalen Defekte. Neben biologischen Faktoren könnten auch biomechanische Einflüsse Ursache der berichteten Komplikationen sein. Aus biomechanischer Sicht ist die Stabilisierung von distalen Tibiaschaftfrakturen insbesondere bei fehlender fibularer Abstützung durch alleinige unaufgebohrte Marknagelung zurückhaltend einzusetzen.

Schlüsselwörter

Unaufgebohrte Nagelung ·
Belastung des Knochens ·
Tibiaschaftfrakturen ·
Indikationen zur Behandlung

Marknägel sind seit Jahrzehnten häufig verwendete Fixationssysteme für die chirurgische Versorgung dia- und metaphysärer Frakturen. Sie wurden in den vergangenen Jahren stark verbessert und ihre Indikationen z. T. weit ausgedehnt [13]. Die unaufgebohrte Marknagelung begünstigt die Biologie auf Kosten der erreichbaren mechanischen Stabilität [16]. Da ein gewisses Maß an mechanischer Stabilität dennoch für eine schnelle und unkomplizierte Heilung nötig ist, ist es wichtig, die Grenzen der unaufgebohrten Marknagelung zu kennen [26].

Die Heilung von Frakturen ist ein komplexer Vorgang und wird durch viele Faktoren beeinflusst. Das Ausmaß der initialen Verletzung hat den größten Einfluss auf das klinische Ergebnis [18]. Zusätzlich beeinflusst die mechanische Stabilität der Osteosynthese den Heilungsprozess. Durch experimentelle Untersuchungen wurden Parameter identifiziert, die einen Einfluss auf das Heilungsergebnis aufwiesen: Bedeutsam erwiesen sich unter anderen die Weite des Frakturspalts und das Ausmaß als auch die Rate der interfragmentären Dehnung [3]. Die Art der Belastung, die Anzahl der Zyklen und der zeitliche Ablauf des mechanischen Stimulus sind ebenfalls von wesentlicher Bedeutung für den Heilungsfortschritt [12].

Der Erweiterung der Indikationen der unaufgebohrten Marknagelung der Tibia für die metaphysären Regionen folgten gehäuft Berichte über Komplikationen [1, 9, 17]. Während Grenzindika-

tionen im proximalen Drittel (Probleme bei der Insertion des Nagels) bekannt sind [21], sind Einschränkungen für die Anwendung im distalen Drittel nicht formuliert. In einer Studie der „Clinical Documentation and Investigation“ der AO, Davos, wurde die Behandlung von Schaftfrakturen der Tibia in Schweizer Kliniken zwischen 1994 und 1997 analysiert [11]. Von 94 Fällen, die mit unaufgebohrter Marknagelung behandelt wurden, zeigten 17 Fälle eine verspätete Heilung; 15 dieser Fälle waren einfache Querfrakturen; 10 dieser Frakturen lagen im distalen Drittel des Knochens und mussten erneut operiert werden, um ein Ausheilen zu erreichen. Bei Komplikationen im distalen Drittel der Tibia wurden keine begleitenden Schäden der Weichteile dokumentiert. Die Komplikationen bei unaufgebohrter Marknagelung stellen die generelle Bevorzugung der biologischen Bedingungen auf Kosten der mechanischen Stabilität in Frage.

In-vitro-Experimente werden häufig angewandt, um die Eignung einer Osteosynthese im Vorfeld eines klinischen Einsatzes darzustellen [6, 24, 25]. Diese Studien liefern Information über die Steifigkeit des Verbunds aus Implantat

© Springer-Verlag 2003

Prof. Dr.-Ing. G. N. Duda
Unfall- und Wiederherstellungschirurgie,
Charité, Campus-Virchow-Klinikum,
Humboldt-Universität,
Augustenburger Platz 1, 13353 Berlin
E-Mail: georg.duda@charite.de

G. N. Duda · F. Mandruzzato · M. Heller
M. Schütz · L. Claes · N. P. Haas

Mechanical borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing

Abstract

The extended usage of unreamed tibial nailing resulted in reports of an increased rate of complications, especially for the distal portion of the tibia. The goal was to gain a thorough understanding of the load-sharing mechanism between unreamed nail and bone in a fractured tibia, and to identify borderline indications due to biomechanical factors. In finite element analyses of a human tibia, horizontal defects were modeled using unreamed nailing for five different fracture locations, including proximal and distal borderline indications for this treatment method. The findings of this study show that with all muscle and joint contact forces included, nailing leads to considerable unloading of the interlocked bone segments. Unreamed nailing of the distal defect results in an extremely low axial and high shear strain between the fragments. Apart from biological reasons, clinical problems reported for distal fractures may be due to the less favorable mechanical conditions in unreamed nailing. From a biomechanical perspective, the treatment of distal tibial shaft fractures with unreamed nailing without additional fragment contact or without stabilizing the fibula should be carefully reconsidered.

Keywords

Unreamed nailing · Bone loading ·
Tibial shaft fracture ·
Indications for treatment

Medizin aktuell/Technische Innovationen

und Knochen. Aussagen über die Verteilung der Belastung zwischen Implantat und Knochen unter physiologischen Belastungen sind jedoch nicht möglich. Die Hypothese der vorliegenden Arbeit war, dass sich unter muskuloskeletalen Belastungen die mechanischen Rahmenbedingungen für die Heilung distaler Defekte von denjenigen proximaler und diaphysärer Defektsituationen unterscheiden.

Ziel dieser Arbeit war die Analyse der Lastverteilung zwischen unaufgebohrtem Nagel und Knochen in einer frakturierten Tibia unter angenähert physiologischen Belastungen: Die mechanischen Limitationen der unaufgebohrten Marknagelung sollten abgeschätzt und mit den vorliegenden klinischen Erfahrungen verglichen werden.

Material und Methode

Basis für die Analyse der mechanischen Bedingungen war die Anatomie der Tibia des „visible human“ (Nationalbibliothek der Medizin, Washington). Die inneren und äußeren Konturen der Kortikalis wurden aus den CT-Bildern dieses Datensatzes bestimmt. Die CT-Schnitte standen für die proximale und distale Epi- und Metaphyse mit einem Zwischenraum von 1–2 mm und für die Diaphyse mit einem Zwischenraum von 3 mm zur Verfügung. Die Gesamtlänge der Tibia betrug 407 mm (Abb. 1).

Die Behandlung horizontaler Defekte mit unaufgebohrter Marknagelung wurde an fünf unabhängigen Finite-Element-Modellen simuliert. Die Defektlokalisationen wurden gleichmäßig entlang der Tibiaschaftachse verteilt (s. Abb. 1). Die proximale als auch die distale Defektlage wurde derart ausgewählt, dass sie einer Grenzindikation in der Versorgung mit einem unaufgebohrten Nagel entsprach. Eine minimale Distanz von 10 mm verblieb zwischen Verriegelungsbolzen und korrespondierendem Defektrand. Eine 11-mm-Defektbreite verhinderte jeglichen knöchernen Kontakt der Fragmentenden und stellte eine kritische mechanische Situation dar. Die Defekte wurden gemäß der AO-Klassifizierung als Typ C eingestuft. Zusätzlich zum Defekt der Tibia wurde eine Fraktur bzw. Osteotomie der Fibula angenommen.

In jedem Modell wurde eine Stabilisierung durch einen unaufgebohrten

Marknagel simuliert (UTN, 9 mm, Synthes Bochum). Die geometrischen Eigenschaften des Nagels wurden technischen Zeichnungen entnommen. Entsprechend den Herstellerangaben ist ein Nagel von 380 mm Länge für alle 5 Defektsituationen angemessen (s. Abb. 1). Die Form des medullären Kanals bestimmte die endgültige Position des Nagels innerhalb der Tibia; 3 distale und 2 proximale Verriegelungsbolzen wurden zur Stabilisierung der Knochenfragmente simuliert (Range 3,2–3,9 mm).

Die Finite-Element-Netzerzeugung stützte sich auf dreidimensionale (3D-) Oberflächen, die die äußere und innere Geometrie der intakten Tibia und die Geometrie des Implantats darstellten. Ein 3D-Finite-Element-Modell wurde unter Verwendung der TrueGrid-Software zur Netzerzeugung entwickelt (XYZ Scientific Applications, Inc.). 8-knötige Quaderelemente wurden verwandt, um Kortex, trabekulären Knochen und Nagel zu modellieren (s. Abb. 1). Das intakte Knochenmodell bestand aus 5947 Quaderelementen. Das Modell der mit Nagel versorgten Tibia bestand aus 5771 Quaderelementen für den Knochen, 296 für den Nagel und 54 elastischen Linienelementen zum Simulieren der 4 Verriegelungsbolzen. Um die Konvergenz der Ergebnisse des Finite-Element-Modells zu testen, wurden für das intakte Modell Oberflächendehnungen mit sowohl linearen als auch quadratischen Elementen berechnet.

In einem 2. Schritt wurde die Kortex anstelle eines einfachen Elementmusters durch eine doppelte Elementreihe modelliert. Entlang des Tibiaschafts wurde der Kontakt zwischen Knochen und Nagel durch spezielle Kontaktelemente modelliert. In der proximalen und distalen Epiphyse als auch innerhalb des medullären Kanals wurde zwischen 320 Knochenelementen einerseits und 164 angrenzenden Nagelementen andererseits ein Kontakt definiert (s. Abb. 1). Der Kontakt der Oberflächen von Nagel und innerer Kortex wurde mit einer Toleranz von $\pm 0,1$ mm definiert (1,1% des Nageldurchmessers). Die Reibung zwischen Nagel und innerer Kortex wurde als gering angenommen.

Als Implantatmaterial (Nägel und Bolzen) wurde eine Titanlegierung (Ti_6Al_7Nb , linear elastisch, isotrop und homogen) mit einem Elastizitätsmodul von 110.000 MPa und einer Querkon-

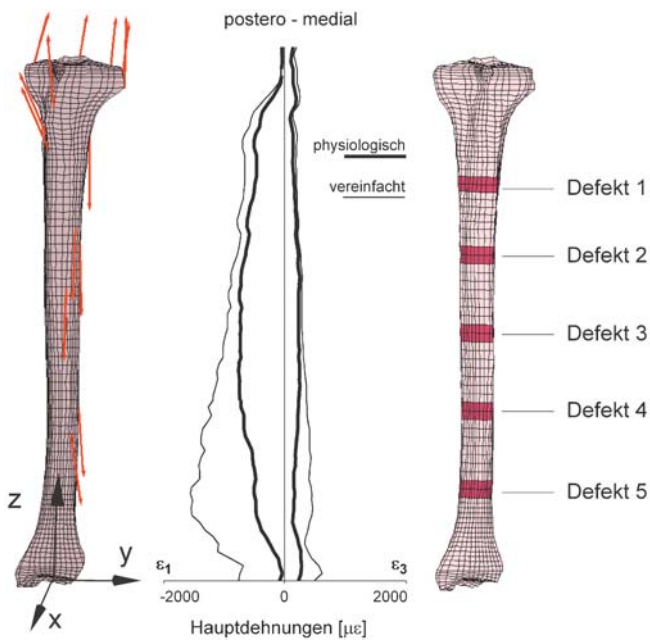


Abb. 1 ▲ Intakte Tibia mit Muskelzügen (*linke Seite*) und versorgte Tibia mit 5 Defektlokalisationen (*rechte Seite*). Minimale (ϵ_1) und maximale (ϵ_3) Hauptdehnungen entlang einer posteromedialen Linie der intakten Tibia unter angenähert physiologischer (*dicke Linie*) und vereinfachter Belastung (*dünne Linie*)

traktionszahl von $\nu=0,30$ gewählt. Für die Tibia wurden unterschiedliche Materialeigenschaften für Kortex, trabekulären Knochen und Defekt definiert. Die Materialeigenschaften des trabekulären Knochens wurde in erster Näherung als linear elastisch, isotrop und homogen mit $E=700$ MPa und $\nu=0,20$ modelliert [15]. Für die Defektregion wurden Materialeigenschaften von neu gebildetem Knochen mit einem geringen Elastizitätsmodul von 5 MPa und nahezu inkompressiblen Eigenschaften ($\nu=0,45$) gewählt [4]. Die Steifigkeit der Kortex wurde mit $E=17.000$ MPa und die Querkontraktion mit $\nu=0,30$ gewählt [8].

Die Ansätze der Muskeln und Ligamente, Kraftbeträge und Richtungen wurden aus der Literatur entnommen [2] und durch Skalieren an das Modell der Tibia angepasst [7]. Nur solche Muskeln und Ligamente, die eine direkte Kraftwirkung auf die Tibia haben, wurden berücksichtigt. Muskelzüge und Ligamente wurden als gerade Verbindungslinien zwischen Ursprung und Ansatz modelliert. Wo nötig, wurde ein Wickeln um knöchernen Konturen modelliert [5].

Alle Daten wurden in ein rechtshändiges, kartesisches Koordinatensystem mit Ursprung im OSG übertragen (Zentrum der tibiokalkanealen Gelenkfläche). Die Z-Achse verlief parallel zur Tibiaschaftachse. Die X-Achse verlief senkrecht zu einer Verbindungslinie durch den medialen und lateralen Malleolus und war frontal orientiert. Die Y-Achse war nach lateral orientiert (s. Abb. 1).

Die Gelenkkräfte an Knie und Sprunggelenk wurden aus den das jeweilige Gelenk überspannenden Muskel- und Ligamentkräften bestimmt (Gleichung 1 s. unten): Für jedes Gelenk war die Kontaktkraft (F_c) die Vektorsumme aus resultierender Gelenkkraft (F_{res}) und den das Gelenk überspannenden Muskel- und Ligamentkräften (F_{mi}).

$$\vec{F}_c = \vec{F}_{res} + \sum_i \vec{F}_{mi}$$

Die Kontaktkraft am Kniegelenk wurde zu 40% auf das laterale Plateau und zu 60% auf das mediale Plateau verteilt [15]. Die belasteten Knotenpunkte deckten eine Fläche von etwa 468 mm² medial und 297 mm² lateral ab [19]. Die tibiokal-

kaneale Gelenkfläche wurde gleichmäßig belastet (s. Abb. 1).

Aus dem Gangzyklus wurde ein Moment maximaler Muskelaktivität für die Finite-Element-Analyse ausgewählt (45% des gesamten Gangzyklus). Dieser Moment im Gangzyklus entspricht dem 2. Maximum der Bodenreaktionskraft, einem Moment maximaler Dehnung der Vorderkante der Tibia [23].

Spannungs- und Dehnungsverteilungen wurden für einen angenähert physiologischen Lastfall berechnet [7]. Die Beanspruchung des Implantats wurde als Von-Mises-Spannung entlang der vorderen und hinteren Kante des Implantats bestimmt. Die tibialen Beanspruchungen wurden durch die Hauptdehnungen (Größe und Orientierung) dargestellt. Die Verteilung der Hauptdehnungen der intakten Tibia wurde mit den Dehnungen der frakturierten Tibia für die 5 verschiedenen Defektsituationen verglichen. Die Dehnungen wurden entlang eines Pfades auf der posteromedialen Seite der Tibia abgebildet. Die Beanspruchung im Defekt wurde durch interfragmentäre Dehnungen dargestellt.

Ergebnisse

Im Konvergenztest zeigte sich eine maximale Differenz in den Oberflächendehnungen zwischen linearem und quadratischem Elementmodell von 2%. Der Unterschied zwischen einfachem und doppeltem Elementlayer viel noch geringer aus ($<1\%$). Das Modell mit linearen Elementen und dem einfachen Elementlayer bildet für diese vergleichende Untersuchung hinreichend genau die Verteilung der Dehnungen auf der Oberfläche der Tibia wieder.

Für den angenähert physiologischen Lastfall zeigte sich entlang des Tibiaschafts eine weitestgehend gleichmäßige Dehnung mit Kompression in der dorsalen und Zug in der ventralen Kortex (s. Abb. 1). Obwohl eine größere Anzahl an Kräften im angenähert physiologischen Lastfall berücksichtigt wurden, traten keine Oberflächendehnungen oberhalb 1000 µε auf (s. Abb. 1). Dagegen zeigte der vereinfachte Lastfall mit lediglich der Gelenkkontaktkraft deutlich erhöhte Beanspruchungen, insbesondere in der distalen Tibia.

Die frakturierte Tibia zeigte im Vergleich zur intakten Situation eine deutliche Entlastung weiterer Bereiche des Kno-

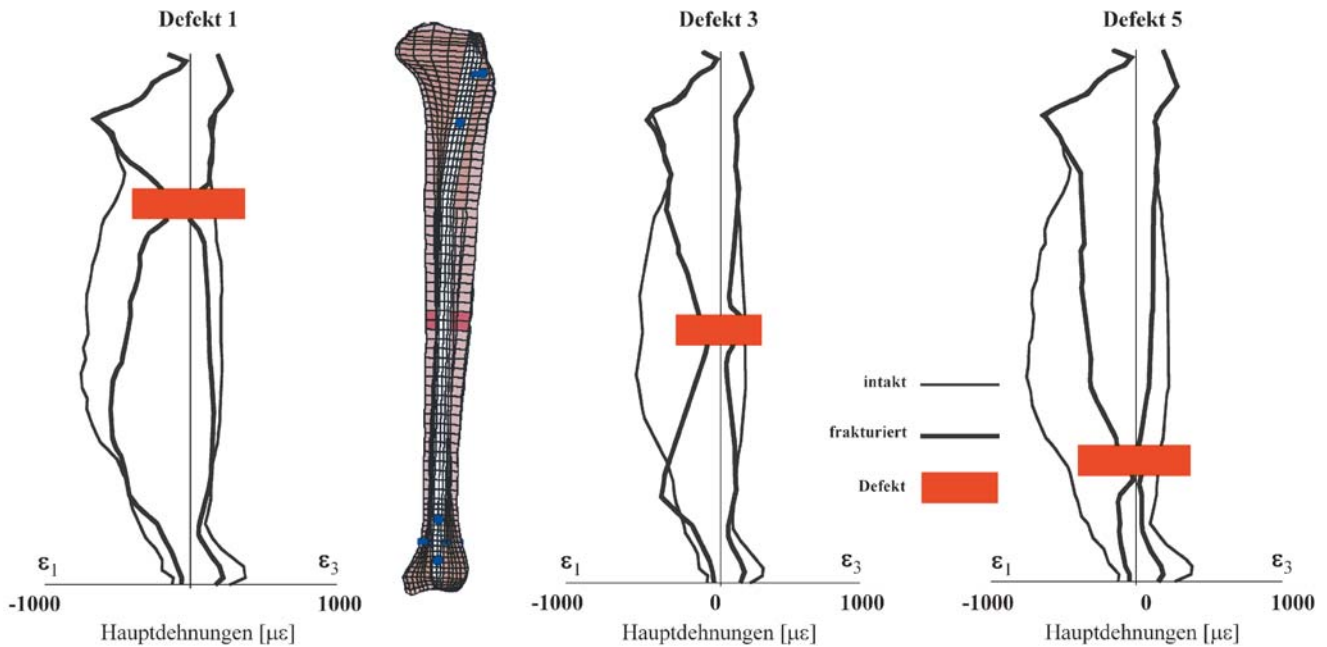


Abb. 2 ▲ Maximale (ϵ_3) und minimale (ϵ_1) Hauptdehnungen entlang der posteriomedialen Seite der versorgten Tibia für drei ausgewählte Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung

chens (Abb. 2). Für den distalen Defekt war die Entlastung stark ausgeprägt (<25% der intakten Beanspruchung). Die versorgte Tibia zeichnete sich posteromedial durch große Dehnungen aus. Selbst in größerer Entfernung zum Defekt ergab sich eine ausgeprägte Entlastung des Knochens durch die Marknagelung. In der ventralen Kortex war die Dehnung gegenüber dem intakten Zustand leicht erhöht.

Die Lastteilung zwischen Implantat und Knochen führte zu einer axialen Beanspruchung des Nagels und zu einer Entlastung des Knochens zwischen dem proximalen und distalen Verriegelungsbolzen. Der Knochen selbst wurde hauptsächlich auf Biegung beansprucht. Die Biegemomente wurden vom proximalen zum distalen Fragment zum einen durch die Bolzen und zum anderen durch den Kontakt zwischen Nagel und Markraum übertragen (Abb. 3).

Die hohe Axialsteifigkeit des Nagels verhinderte weitestgehend eine direkte Kompression der Defektzone. Die axiale Dehnung des Defektareals ergab sich hauptsächlich aus der Biegung der versorgten Tibia und führte zu Kompression der posteromedialen und Zug der anterolateralen Seite des Defekts. Die interfragmentäre Scherung entstand hauptsächlich durch die Rotation der Knochenfragmente um die Längsachse der

Tibia. Die Scher- und Kompressionsdehnungen der proximalen Defekte waren vergleichbar mit denjenigen der diaphysären Defekte. Für die distale Defektsituation zeigten sich maximale interfragmentäre Dehnungen in Scherung und minimale interfragmentäre Dehnungen in Kompression. Somit stellte sich unter physiologischer Belastung für den distalen Defekt primär eine Scherung zwischen den Fragmentenden dar während es bei allen anderen Defektsituationen weitestgehend zu einer Kompression der Fragmentenden kam (Abb. 4).

Die Beanspruchung des Nagels war durch Biegung, Torsion und eine überlagerte Kompression gekennzeichnet. Auf Höhe des Defekts zeigte der Nagel entlang der anterioren und posterioren Kanten seine maximale Beanspruchung, die hauptsächlich durch Biegung hervorgerufen wurden. Die stärkste Beanspruchung des Nagels zeigte sich für die Defektsituation 2. Demgegenüber führten die Defektsituationen in der Diaphyse oder im distalen Teil des Knochens zu reduzierten Beanspruchungen des Implantats.

Diskussion

Die Hypothese, dass sich die mechanischen Rahmenbedingungen für die Heilung distaler Defekte von denjenigen für proximale und diaphysäre Defektsitua-

tionen unterscheiden, konnte bestätigt werden. Die Ergebnisse zeigen, dass die unaufgebohrte Marknagelung unter Berücksichtigung einer angenähert physiologischen Belastung zu einer deutlichen Entlastung des gesamten Knochens führt. Diese Entlastung ist bei distalen Defekten weitaus stärker als bei diaphysären und proximalen Defekten. Die unaufgebohrte Nagelung der distalen Tibia führt weitestgehend zu einer Scherbeanspruchung der Defektzone. Die Ergebnisse deuten an, dass die mechanischen Rahmenbedingungen der Frakturheilung bei distalen Defekten kritischer sind als bei proximalen und diaphysären Defekten.

Die Analyse der unverletzten Tibia erlaubte die Untersuchung der Dehnungsverteilung auf der Oberfläche der Tibia unter angenähert physiologischen Lastbedingungen. Die Ergebnisse zeigten, dass bei Berücksichtigung der wirkenden Muskelkräfte der Knochen gleichmäßig beansprucht wird. Die überwiegende Kompression der posterioren Kortex und der Zug in der anterioren Kortex entsprechen den aus In-vivo-Messungen bekannten Dehnungen der humanen Tibia [22, 23] und lassen auf eine kombinierte Belastung aus Kompression und Biegung während dieser Phase des Gangs schließen. Dagegen kommt es bei vereinfachten Belastungen,

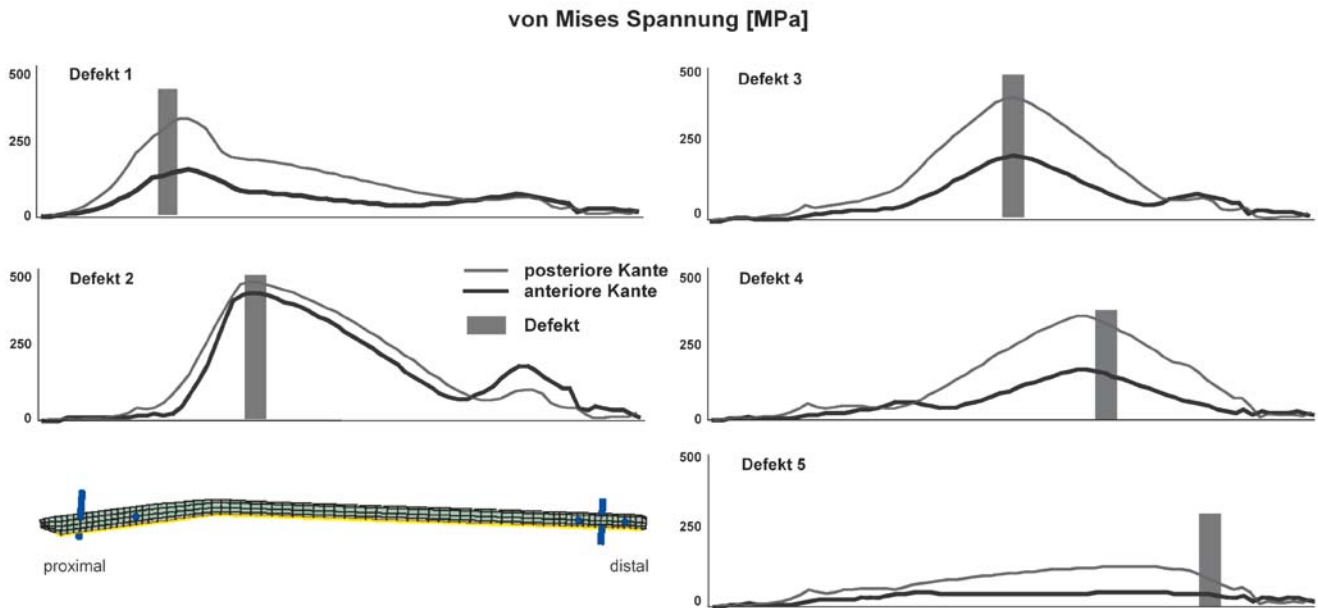


Abb. 3 ▲ Von-Mises-Spannungen im unaufgebohrten Marknagel entlang der anterioren und posterioren Kante für alle 5 Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung

wie sie vielfältig in experimentellen Untersuchungen von Implantaten gewählt werden, zu einer zu starken Biegung und Überbeanspruchungen der distalen Anteile des Knochens. In beiden Lastfällen werden jedoch nicht die Versagensgrenzen des Knochens erreicht [14].

Experimentelle Untersuchungen der In-vitro-Axialsteifigkeit unaufgebohrter Nagelung diaphysärer Tibiafrakturen [25] zeigen eine gute Übereinstimmung zu den Ergebnissen aus der vorliegenden Finite-Element-Analyse ($59 \pm 1\%$ im Experiment [25] zu 57% aus FE-Analyse).

Offen bleibt, inwieweit die Ergebnisse der Finite-Element-Analyse das Verhalten der mit unaufgebohrter Marknagelung versorgten Tibia unter physiologischen Bedingungen simulieren kann. Die Instrumentierung der Knochenoberfläche mit Dehnungsmessstreifen ermöglicht es, knöchernen Verformungen während unterschiedlichster Aktivitäten [23] zu messen. Die von Lanyon durchgeführten In-vivo-Messungen sind auf kleine Areale (Dimensionen eines Dehnungsmessstreifens) der anteromedialen Anteile der diaphysären Tibia beschränkt. In Probanden traten maximale Dehnungen beim Gehen während des 2. Maximums der Bodenreaktionskraft mit Werten von bis zu $-230 \mu\epsilon$ auf. In der vorliegenden Finite-Element-Analyse wurden für einen ver-

gleichbaren Moment im Gangzyklus Dehnungen von $-180 \mu\epsilon$ auf der anteromedialen Seite und bis zu $-300 \mu\epsilon$ auf der posteromedialen Seite des Knochens bestimmt. Die weitestgehende Vergleichbarkeit der In-vivo-Messungen mit den berechneten Dehnungen unterstützt die Wahl eines komplexen Lastfalls zur Simulation der physiologischen Belastung in vivo.

Auch wenn eine Finite-Element-Analyse die physiologische Belastung bei weitem nicht komplett simulieren

kann und nur annähernd den Einfluss der Weichteile darstellen kann, scheint der vorliegende Ansatz zumindest teilweise dem Anspruch einer weitestgehend physiologischen Beanspruchung gerecht zu werden. Wissen um das Verhalten von Implantaten unter physiologischen Bedingungen ist essentiell für das Verständnis deren In-vivo-Leistungsfähigkeit. Dieses Wissen lässt sich nicht allein aus Untersuchungen der In-vitro-Steifigkeit ableiten.

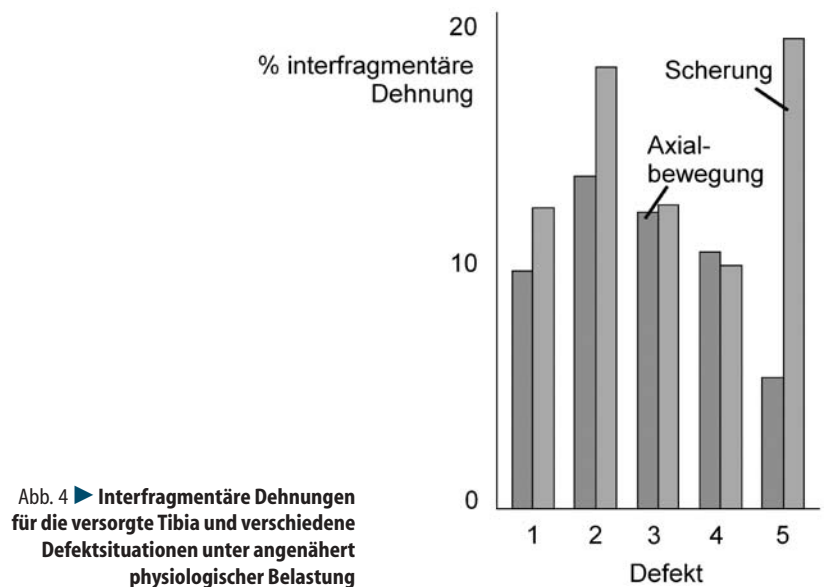


Abb. 4 ► Interfragmentäre Dehnungen für die versorgte Tibia und verschiedene Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung



Abb. 5 ▲ Die 58-jährige Patientin erlitt im Rahmen eines Verkehrsunfalls eine distale Fraktur der rechten Tibia mit Gelenkbeteiligung (*links*). Nach Versorgung des Innenknöchels, Stabilisierung der Fibula mittels 3,5-LCP und Tibiamarknagelung mit UTN; postoperative Aufnahmen nach 6 Wochen (*rechts*)

Eine Analyse der Lastverteilung zwischen Implantat und Knochen unter weitestgehend physiologischen Belastungen ist hilfreich, um ein tieferes Verständnis der mechanischen Bedingungen an einer Fraktur *in vivo* zu erhalten.

Im Vergleich zum intakten Knochen zeigte die versorgte Tibia eine deutliche Entlastung, unabhängig von der Defektlage. Grundsätzlich wurde eine Verstärkung der Zugbeanspruchung in der anterolateralen und eine Verringerung der Kompression in der posteromedialen Kortex gefunden. Die Reduktion der Kompression auf der posteromedialen Oberfläche nach unaufgebohrter Nagelung ist bereits früher in *In-vitro*-Untersuchungen beobachtet worden [28]. Die durch die Lastverteilung zwischen Implantat und Knochen hervorgerufene

Beanspruchung suggeriert das Vorhandensein einer residualen Biegebelastung in der Tibia. Lasten wurden durch die Verriegelungsbolzen vom Implantat zum Knochen und entlang des endostalen Kontaktes zwischen Implantat und Knochen übertragen.

Für den distalen Defekt (Defekt 5), wurde die größte Entlastung des Knochens beobachtet. Die Lage des Defekts, nahe am Sprunggelenk, führt zu einer Biegebeanspruchung bei nur geringer Kompression. Bedingt durch die fehlende knöcherne Abstützung hatte das Implantat die vollständige Belastung zu tragen. In Bezug auf die Beanspruchung des Implantats stellt die vorliegende Analyse ein „Worst Case Scenario“ dar. Dennoch sind die maximal auftretenden Von-Mises-Spannungen in allen Fällen unterhalb

der Versagenslast des Implantatmaterials (<540 MPa Dauerfestigkeit [27]).

Der Transfer der Last vom Knochen zum Implantat führte zu einer 4-Punkt-Biegung des Nagels zwischen den Bolzen. Dies führte zu einer Entlastung der zwischen den Bolzen liegenden Knochenregion. In der Praxis wird man versuchen, Fragmentenden aufeinander zu stellen oder große Defektstrecken zu überbrücken. Dies führt in jedem Fall zu einer Verringerung der Beanspruchung im Implantat und einer weniger starken Entlastung des Knochens.

Bei proximalen und diaphysären Defekten zeigten sich beträchtliche interfragmentäre Dehnungen. Die Größe der Dehnungen stimmte weitestgehend mit den aus *In-vivo*-Messungen bekannten Daten überein: Optimale Frakturheilung wird für Dehnungsraten von 7% [3] bis 33% [12] aus tierexperimentellen Studien berichtet. Messungen der Frakturspaltbewegungen am Patienten zeigen Dehnungen von 50% und mehr bei externer Fixation [10]. Im Vergleich mit externen Fixationsverfahren verhindert eine rigide intramedulläre Schienung exzessive interfragmentäre Dehnungen.

Bisher gibt es keinen wissenschaftlichen Hinweis, dass Scherung per se den Heilungsprozess stört. Eine mögliche Erklärung für den negativen Effekt zu großer Scherung ist gestützt auf die Annahme, dass zu große Scherbewegung das Einsprossen von Gefäßen in die Fraktur verhindern und damit zu einer Verzögerung der Heilung führen könnten. Das große Ausmaß an interfragmentärer Scherung im Verhältnis zur Kompression führt bei Defekt 5 zu einer resultierenden Scherung der knöchernen Fragmentenden während in allen anderen Defektsituationen eine Kompressionsbeanspruchung überwiegt (s. Abb. 4). Die gleichzeitige Präsenz geringer Kompression und großer Scherung im distalen Defekt stellt sicher keine mechanisch optimale Umgebung für eine schnelle und komplikationsarme Heilung dar [10, 30].

Schlussfolgerungen

Die Beanspruchung des intakten Knochens ist nur dann mit denjenigen *in vivo* vergleichbar, wenn eine annähernd physiologische Belastung des Knochens berücksichtigt wird. Das aufgezeigte Verfahren ergänzt *in vitro* Dauerfestig-

keits- und Steifigkeitsuntersuchungen um die Möglichkeit der Analyse von Implantaten unter angenähert physiologischen Belastungsbedingungen schon vor einem klinischen Einsatz.

Die intramedulläre Nagelung einer frakturierten Tibia führte ungeachtet von der Lage des Defekts zu einer beachtlichen Entlastung weiter Regionen des Knochens. Verglichen mit der intakten Situation erfahren auch frakturferne Regionen eine veränderte mechanische Beanspruchung. Bei Patienten mit Osteoporose oder anderweitig reduzierter Knochenmasse, könnte diese mechanische Entlastung langfristig zu einer weiteren Schwächung des Knochens führen. Auch aus biomechanischer Sicht ist daher bei diesen Patienten eine möglichst frühe Mobilisierung hilfreich, um eine weitestgehend physiologische Beanspruchung des Knochens wiederherzustellen bzw. zu erhalten [20, 29].

Die große interfragmentäre Scherung und fehlende Kompression, die bei distalen Defekten beobachtet wurde, liefert eine biomechanische Erklärung für das in der Klinik beobachtete Versagen eines Teils der unaufgebohrten Marknagelung distaler Schaftfrakturen. Neben biologischen, wie einer schlechten Durchblutungssituation, erscheinen mechanische Faktoren eine Rolle bei der erhöhten Komplikationsrate distaler Tibiaschaftfrakturen zu spielen [16]. Vor diesem Hintergrund sollte die Behandlung distaler Schaftfrakturen durch unaufgebohrte Marknagelung ohne zusätzliche knöcherner Abstützung (z. B. Stabilisierung der Fibula) zurückhaltend eingesetzt werden. Wie das Beispiel einer komplexen Fraktur der distalen Tibia einer 58-jährigen Patientin nach Verkehrsunfall zeigt, konnte erst durch eine zusätzliche Stabilisierung der Fibula mit einer 3,5-LCP (Abb. 5) eine hinreichende Stabilität der Frakturversorgung gewährleistet werden. Es kam zum komplikationslosen Ausheilen der Frakturen.

Danksagung Die Autoren danken Dr. R. Moser, AO Clinical Investigation and Documentation sowie Dr. J. Goldhahn und M. Hehli, AO Development Institute, Davos für hilfreiche Kommentare. Die Studie wurde durch finanzielle Unterstützung der AO-ASIF Foundation, Davos, Schweiz ermöglicht.

Literatur

- Blachut PA, O'Brien PJ, Meek RN, Broekhuysen HM (1997) Interlocking intramedullary nailing with and without reaming for the treatment of closed fractures of the tibial shaft. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am* 79: 640–646
- Brand RA, Pedersen DR, Davy DT et al. (1994) Comparison of Hip Force Calculations and Measurements in the Same Patient. *J Arthroplasty* 9: 45–51
- Claes L, Augat P, Suger G, Wilke H-J (1997) Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* 15: 577–584
- Claes LE, Heigele CA (1999) Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *J Biomech* 32: 255–266
- Duda GN, Brand D, Freitag S, Lieser W, Schneider E (1996a) Variability of femoral muscle attachments. *J Biomech* 29: 1183–1190
- Duda GN, Kirchner H, Wilke H-J, Claes L (1998a) A method to determine the 3-D stiffness of fracture fixation devices and its application to predict inter-fragmentary movement. *J Biomech* 31: 247–252
- Duda GN, Mandruzzato F, Heller M et al. (2001) Mechanical boundary conditions of fracture healing: Borderline indications in the treatment of unreamed tibia nailing. *J Biomech* 34: 639–650
- Evans FG (1973) Mechanical properties of bone. Thomas, Springfield, IL
- Freedman EL, Johnson EE (1995) Radiographic analysis of tibial fracture malalignment following intramedullary nailing. *Clin Orthop* 315: 25–33
- Gardner TN, Evans M, Hardy J, Kenwright J (1997) Dynamic interfragmentary motion in fractures during routine patient activity. *Clin Orthop* 336: 216–225
- Goldhahn S, Bigler R, Moser R, Matter P (1999) Therapie und Komplikationsmanagement bei Tibia-Schaftfrakturen in der Schweiz. *Hefte Unfallchir* 275: 449–450
- Goodship AE, Kenwright J (1985) The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br* 67: 650–655
- Haas N, Schütz M, Südkamp N, Hoffmann R (1995) The new unreamed AO nails for the tibia and the femur. *Acta Orthop Belg* 61 [Suppl 1]: 204–206
- Hayes WC, Carter DR (1976) Postyield behavior of subchondral trabecular bone. *J Biomed Mater Res* 10: 537–544
- Hayes WC, Swenson Jr LW, Schurman DJ (1978) Axisymmetric finite element analysis of the lateral tibial plateau. *J Biomech* 11: 21–33
- Henley MB, Meier M, Tencer AF (1993) Influences of some design parameters on the biomechanics of the unreamed tibial intramedullary nail. *J Orthop Trauma* 7: 311–319
- Hutson JJ, Zych GA, Cole JD et al. (1995) Mechanical failures of intramedullary tibial nails applied without reaming. *Clin Orthop* 315: 129–137
- Kenwright J, Gardner T (1998) Mechanical influences on tibial fracture healing. *Clin Orthop* 355 [Suppl]: 179–190
- Kettelkamp DB, Jacobs AW (1972) Tibiofemoral contact area – Determination and implications. *J Bone Joint Surg Am* 54: 349–356
- Krettek C, Schandelmaier P, Rudolf J, Tscherner H (1994) Current status of surgical technique for unreamed nailing of tibial shaft fractures with the UTN (unreamed tibia nail). *Unfallchirurg* 97: 575–599
- Lang GJ, Cohen BE, Bosse MJ, Kellam JF (1995) Proximal third tibial shaft fractures. Should they be nailed? *Clin Orthop* 315: 64–74
- Lanyon LE, Goodship AE, Baggott DG (1976) The significance of bone strain, „in vivo“. *Acta Orthop Belg* 42: 109–122
- Lanyon LE, Hampson WGJ, Goodship AE, Shah JS (1975) Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthop Scand* 46: 256–268
- Lewis G, Holland D (1998) Geometrical properties and torsional fatigue life of a tibial interlocking intramedullary nail segment. *J Orthop Trauma* 12: 8–15
- Schandelmaier P, Krettek C, Tscherner H (1996) Biomechanical study of nine different tibia locking nails. *J Orthop Trauma* 10: 37–44
- Schütz M, Südkamp N, Guy P, Asbach O, Kolbeck S (1996) Der neue AO-Zangenfixateur in Kombination mit dem unaufgebohrten Tibianagel zur Versorgung hochgradig instabiler Tibiaschaftfrakturen. *Akt Traumatol* 26: 287–291
- Steinemann SG, Mäusli P-A, Szmukler-Moncler S et al. (1993) Beta-Titanium alloy for surgical implants Titanium '92. *Science Technol* 1: 2689–2696
- Thomas KA, Bearden CM, Gallagher DJ, Hinton MA, Harris MB (1997) Biomechanical analysis of nonreamed tibial intramedullary nailing after simulated transverse fracture and fibulectomy. *Orthopedics* 20: 51–57
- Turner CH, Anne V, Pidaparti RMV (1997) A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: Do continuum-level strain gradients drive adaptation? *J Biomech* 30: 555–563
- Yamagishi M, Yoshimura Y (1955) The biomechanics of fracture healing. *J Bone Joint Surg Am* 37: 1035–1068