

Mathematische Untersuchungen zur Mechanik der Frakturversorgung– Eine Einführung

NILS KÄSTNER

Ernst–Abbe–Fachhochschule Jena

AG Mechatronik

14. Januar 2014

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der analytischen Beschreibung einer diaphysären Fraktur. Mittels eines bewusst einfach gewählten Modells (rechteckiger Knochen und Implantat, homogene und isotrope Materialien, elastische und gerade Bruchstelle, Knochen-Implantat-Gruppe als ein Verbundkörper) werden vier verschiedene Implantatsysteme parametrisch beschrieben und bewertet. Als Vergleichskörper dienen ein lateral und ein medial angebrachtes Implantat, ein intramedullärer Marknagel und ein doppeltes Implantat, welches sowohl lateral als auch medial angebracht ist.

Der Marknagel stellt im Rahmen des einfachen Modells die beste Therapieform dar. Dies deckt sich mit den medizinischen Erfahrungen. Verzögerte Knochenheilung bei lateralen Implantaten wird ebenfalls von dem Modell vorhergesagt.



*Thüringen.
Hier werden Ideen Wirklichkeit*

EFRE 
EUROPA FÜR THÜRINGEN
EUROPÄISCHER FONDS FÜR REGIONALE ENTWICKLUNG

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	3
2	Methodik und Modellbildung	4
3	Grundlagen der Balkentheorie	6
4	Bewertung von Versorgungssystemen	8
5	Zusammenfassung, Diskussion und Ausblick	12
	Literatur	15

1 Einleitung

Wird ein Knochen durch eine direkte oder indirekte Gewalteinwirkung so belastet, dass seine Elastizitätsgrenze überschritten wird, kommt es zu einer Zusammenhangstrennung des Knochens. Diese wird als Knochenbruch beziehungsweise Fraktur bezeichnet. Die Versorgung einer solchen Fraktur sollte eine komplikationsfreie, rasche Wiederherstellung der ursprünglichen Knochenfunktion ermöglichen. Der Heilungsprozess hängt von einer Reihe biologischer und mechanischer Faktoren ab.

Gernerell gibt es einige verschiedene Strategien, unterschiedlichste diaphysäre Frakturen zu versorgen. Allerdings lassen sich alle Vorgehensweisen in zwei Kategorien unterteilen (vergleiche beispielsweise [Wag10]). Einerseits wird die korrekte anatomische Situation wiederhergestellt (Reposition) und möglichst steif fixiert. Der betroffene Knochen wächst direkt zusammen. Jegliche Relativbewegung der betroffenen Fragmente muss unterdrückt werden (vergleiche hierzu [SW64]). Es handelt es sich um die direkte Knochenheilung.

Andererseits findet die indirekte Knochenheilung Anwendung. Hierbei wird die Bruchstelle durch eine Platte oder einen Nagel überbrückt. Das Implantat ist sowohl distal als auch proximal mit dem intakten Knochen verbunden. Eine Relativbewegung der Frakturfragmente ist möglich und erwünscht. Bei dieser Art der Knochenheilung bildet sich ein Kallus aus, welcher in mehreren Stadien „aushärtet“ und so die Ausgangssituation wiederhergestellt wird (vergleiche hierzu [McK78]). Der vorliegende Beitrag beschäftigt sich ausschließlich mit der kallusinduzierten Heilung.

Ziel ist die Erstellung eines mathematischen Modells, auf dessen Grundlage die Frakturmechanik beschrieben werden kann. Biologische Erkenntnisse dienen als Randbedingungen der Modellierung.

Zunächst werden die Voraussetzungen für die Modellbildung abgesteckt. Darauf folgt ein Einblick in die Balkentheorie, auf deren Grundlage alle Berechnungen stattfinden. Danach werden Kriterien für eine gute Knochenheilung definiert. Es schließt sich die Berechnung der absoluten und relativen Verschiebung der Bruchstelle sowie die Spannungsverläufe in Implantat und Knochen für verschiedene Implantatsysteme an. Abschließend wird eine Zusammenfassung und Diskussion sowie ein Ausblick gegeben.

Es sei darauf hingewiesen, dass die Arbeit einen ersten Entwurf zur parametrischen Beschreibung von diaphysären Frakturen und deren Versorgung liefert. Um Ergebnisse zu erzielen, welche direkten Einfluss auf die medizinische Praxis haben sind einige Spezifikation und weitere Forschungen nötig.

2 Methodik und Modellbildung

Zur Beschreibung diaphysärer Knochen kann die Balkentheorie angewendet werden. Diese Disziplin der Festigkeitslehre ist für Körper gültig, bei denen eine Dimension (die Länge) wesentlich stärker ausgeprägt ist, als beide anderen. Lange Röhrenknochen wie der Femur, die Fibia, die Tibia oder der Humerus erfüllen diese Näherung relativ gut. Generell können auch Finite-Elemente-Analysen in Betracht gezogen werden, um die Spannungsverläufe und Verschiebungen in Knochen und Implantat sowie in der Bruchstelle zu untersuchen. Allerdings bietet die Balkentheorie die Möglichkeit, analytische Näherungsformeln abzuleiten, mit deren Hilfe die mechanischen Beziehungen parametrisch beschrieben werden können. Dies stellt vor allem in Bezug auf eine Optimierung der Implantatform einen wesentlichen Vorteil dar.

Sowohl für die Anwendung der Finite Elemente Methoden als auch für die Balkentheorie ist eine angepasste Modellbildung notwendig. Der menschliche Körper stellt ein derartig komplexes System dar, dass eine exakte Beschreibung unmöglich ist. Vielmehr muss bei der Modellbildung sorgfältig untersucht werden, welche Aspekte einfließen sollen. Dies soll am Beispiel der Lastsituation verdeutlicht werden.

Röhrenknochen müssen im Rahmen ihrer Stütz- und Bewegungsfunktion einer Vielzahl von Kräften entgegenwirken. Hierzu zählen statische Kräfte wie das Körpergewicht. Dazu kommen Muskelkräfte, die durch die Generierung von Bewegung beziehungsweise zur Stabilisierung in einer statischen Situation (zum Beispiel Stehen), eingeleitet werden. Nicht zuletzt ergeben sich Kontaktkräfte in den Gelenken. Darüber hinaus könnten äußere Kräfte (Schläge oder Aufprall bei einem Unfall) den Knochen zusätzlich beanspruchen, obgleich solche Belastungen für den vorliegenden Artikel irrelevant sind. Folgend wird das prinzipielle Vorgehen exemplarisch dargestellt. Die Wahl fällt dementsprechend auf eine stark vereinfachte Belastungssituation. Als Beispiel dient der Femur.

Die Hauptlast stellt das Körpergewicht dar. Alle weiteren Kräfte, wie beispielsweise die über Muskeln oder Bänder eingepprägten, werden vernachlässigt. Die Gewichtskraft wirkt in achsiale Richtung des Femurs und prägt über einen Hebelarm, den Schenkelhals, ein Biegemoment und gleichzeitig eine Druckbelastung in den Knochen ein.

Die komplexe Geometrie des Femurs wird durch einen quadratischen Hohlquader vereinfacht. Die Bruchstelle hat die selbe Geometrie jedoch wird ihr ein Elastizitätsmodul, welches einem Bruchteil des Elastizitätsmoduls des Knochens entspricht, zugeordnet.

Ein weiterer entscheidender Bestandteil bei der Versorgung von Frakturen ist die Koppelung zwischen Knochen und Implantat. Sowohl form-, stoff- und kraftschlüssige Ver-

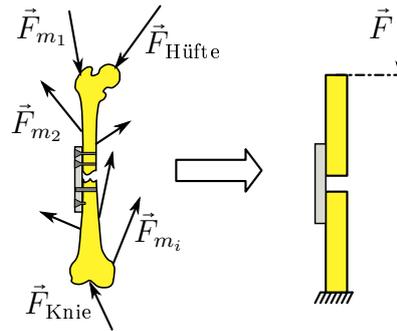


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Modellbildung.

bindungen finden in der Chirurgie Anwendung. Die mathematische Beschreibung solcher Koppelstellen ist aufwendig und soll in diesem Beitrag nicht berücksichtigt werden. Der Einfachheit halber wird der Knochen-Implantat-Kontakt als Verbundkörper modelliert. Zuletzt sei erwähnt, dass sowohl Knochen als auch Implantat homogene, isotrope Körper seien.

Trotz der groben Näherungen (vergleiche hierzu Abbildung 1) können durch das zu beschreibende Vorgehen die mechanischen Eigenschaften einer diaphysären Fraktur qualitativ beschrieben und analysiert werden. Ausgaben zur Implantatdimensionierung lassen sich ebenfalls aus den analytischen Berechnungen ableiten.

Obgleich die mechanischen Eigenschaften in diesem Beitrag besondere Beachtung finden, soll im Folgenden auf einige biologische Besonderheiten hingewiesen werden, die es zu beachten gilt.

Zunächst ist bei allen Frakturversorgungen die Beschädigung der Weichteile zu vermeiden. Darüber hinaus muss für eine rasche Knochenheilung die Durchblutung des Periosts möglichst wenig gestört werden. Nicht zuletzt sollte die Versorgung mit minimalen Materialeinsatz auskommen.

Desweiteren ist eine rigide Versteifung der Frakturzone zu vermeiden, da nur bei angemessener Relativbewegung der Frakturfragmente eine Kallusbildung einsetzt. Von besonderer Bedeutung sind achsiale Verschiebungen (vergleiche [KRC⁺91] [LKC⁺01]). Scherung und Torsion sind zu vermeiden, da sie die Knochenheilung verzögern (vergleiche [ABS⁺03]).

Es sei erneut darauf hingewiesen, dass die Forderungen eine grobe Näherung der wirklichen Umstände im menschlichen Körper darstellen. Es soll lediglich die Methodik vorgestellt werden. Die Erweiterung des Modells durch eine komplexere Lastsituation oder eine exaktere Geometrie liefert eventuell bessere Ergebnisse. Allerdings ist eine Anpassung der Methodik auch für komplexere Modelle nicht nötig.

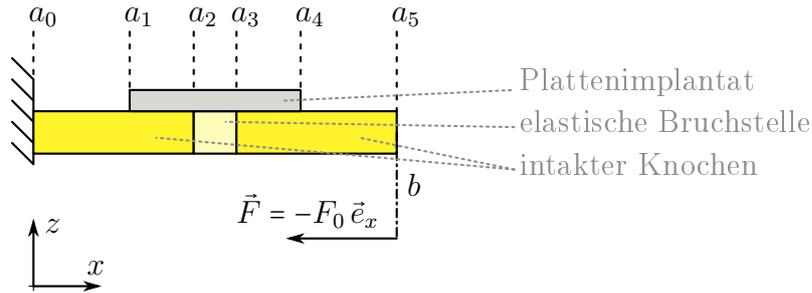


Abbildung 2: Mechanisches Modell einer Fraktur, die Versorgung wird durch eine lateral angebrachtes Plattenimplantat dargestellt.

3 Grundlagen der Balkentheorie

Gegeben sei ein einseitig fest eingespannter Verbundkörper mit variabler Biegesteifigkeit $EI(x)$ und achsialer Steifigkeit $EA(x)$. Das freie Ende wird durch eine konstante Druckkraft F_0 belastet. Diese greift im Abstand b an den Knochen an und prägt somit ein Biegemoment $M(x)$ ein. Der Verbundkörper setzt sich aus fünf Bereichen zusammen (vergleiche Abbildung 2)

$a_0 < x < a_1$:	EI_K EA_K	gesunder Knochen, unverstärkt
$a_1 < x < a_2$:	EI_{K-I} EA_{K-I}	gesunder Knochen, verstärkt
$a_2 < x < a_3$:	EI_{B-I} EA_{B-I}	Bruchstelle, verstärkt
$a_3 < x < a_4$:	EI_{K-I} EA_{K-I}	gesunder Knochen, verstärkt
$a_4 < x < a_5$:	EI_K EA_K	gesunder Knochen, unverstärkt.

Die Elastizitätsmodule von Knochen, Implantat und Bruchstelle seien E_K , E_I und E_B . Die selbe Indizierung wird für die achsialen Flächenmomente I und Querschnittsflächen A gewählt.

Mit Hilfe der Balkentheorie lassen sich die folgenden mechanischen Beziehungen ableiten. Die achsiale Verschiebung $u(x, z)$ ergibt sich aus der Integration der Gleichung

$$\frac{\partial u(x, z)}{\partial x} = \frac{M(x)}{EI(x)} (z - z_s) - \frac{F_0}{EA(x)}. \quad (1)$$

Hierbei bezeichnet z_s die Koordinate der neutralen Faser (oder dem gewichteten Flächenschwerpunkt, vergleiche weiter unten).

Für die vertikale Verschiebung $v(x)$ gilt

$$\frac{\partial^2 v(x)}{\partial x^2} = \frac{M(x)}{EI(x)}. \quad (2)$$

Im gewählten Belastungsfall finden keine Verschiebungen in y -Richtung statt.

Die Spannungen σ im Implantat und im Knochen ergeben sich aus der Beziehung

$$\sigma(x, z) = \frac{E(x) M(x)}{EI(x)} (z - z_s(x)) - \frac{E(x) F_0}{EA(x)}. \quad (3)$$

Diese Form gilt für Verbundkörper. Spannungen bei homogenen Körpern sind unabhängig vom Elastizitätsmodul. Weitere Spannungen wie Schubspannungen ergeben sich für den gewählten Belastungsfall nicht.

Es gilt die stückweise konstanten Funktionen geschickt zu integrieren und Anschluss beziehungsweise Randbedingungen einzuarbeiten.

Zur Bestimmung der Größen $EI(x)$, $EA(x)$ und $z_s(x)$ sind Methoden der Verbundkörpertheorie anzuwenden. Es folgt eine kurze Darstellung der wichtigsten Ergebnisse. Hinweis zur Indizierung: Die Indizes 1 und 2 sind durch die entsprechenden zu ersetzen. Die achsiale Steifigkeit eines Verbundkörpers ergibt sich aus der Summe der Einzelsteifigkeiten es gilt

$$EA = EA_1 + EA_2. \quad (4)$$

Für die Biegesteifigkeit muss der Verschiebung des Flächenschwerpunkts Rechnung getragen werden. Es gilt

$$EI = EI_1 + EI_2 + EA_1 s_1^2 + EA_2 s_2^2 \quad \text{mit} \\ s_1 = \frac{EA_2}{EA_1 + EA_2} s \quad \text{und} \quad s_2 = \frac{EA_1}{EA_1 + EA_2} s. \quad (5)$$

Hierbei bezeichnet s den Abstand der Flächenschwerpunkte der Einzelkörper. s_1 beziehungsweise s_2 stellt jeweils den Abstand des Flächenschwerpunkts des Einzelkörpers vom neuen Flächenschwerpunkt dar (vergleiche Abbildung 3).

Für das gewählte Koordinatensystem gilt: $z_{sK-I} = 0$. Dementsprechend ergibt sich $z_{sK-I} = s_{1K-I}$ und $z_{sB-I} = s_{1B-I}$.

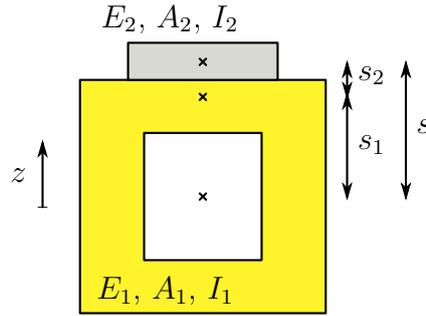


Abbildung 3: Schematische Darstellung des Verbundkörpers.

Zuletzt ergibt sich für das eingeprägte Biegemoment

$$M_K = F_0 b \quad M_{K-I} = F_0 (b + s_{1K-I}) \quad M_{B-I} = F_0 (b + s_{1B-I}). \quad (6)$$

Mit Hilfe der angegebenen Gleichungen werden nun verschiedene Versorgungssysteme untersucht und bewertet.

4 Bewertung von Versorgungssystemen

Einführung der Bewertungsgrundlagen

Wie bereits erwähnt deuten medizinische Untersuchungen darauf hin, dass achsiale Verschiebungen die indirekte Knochenheilung begünstigen. Andererseits sind vertikale Verschiebungen eher hinderlich. Daher werden für die Bewertung verschiedener Versorgungssysteme die absoluten achsiale und vertikale Verschiebung in der gesamten Bruchstelle berechnet. Es gilt

$$P(x_0, z_0) \longrightarrow P(x, z) \quad x = x_0 + u(x_0, z_0) \quad (7)$$

$$z = z_0 + v(x_0), \quad (8)$$

wobei $P(x_0, z_0)$ den Ausgangspunkt und $P(x, z)$ den zugehörigen verschobenen Punkt bezeichnet. x_0 und z_0 durchlaufen die Koordinaten der Bruchstelle.

Entscheidend für eine gute Knochenheilung ist allerdings die Relativbewegung der einzelnen Knochenfragmente. Daher muss aus der absoluten Verschiebung die relative abgeleitet werden. Dies geschieht durch die Bildung der Richtungsableitung der Verschiebungen in Richtung x und z . Es gilt

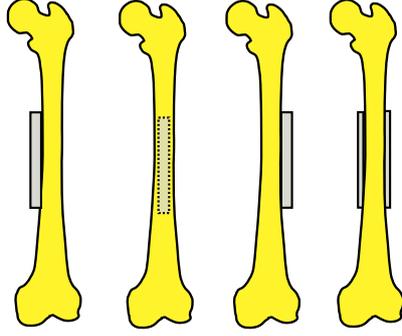


Abbildung 4: Darstellung der verschiedenen Versorgungssysteme (von links nach rechts: Lateral, intramedullär, medial, lateral und medial).

$$\frac{\partial u(x, z)}{\partial x} = \frac{M(x)}{EI(x)} (z - z_s) - \frac{F_0}{EA(x)} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial u(x, z)}{\partial z} &= \frac{\partial}{\partial z} \int \left(\frac{M(x)}{EI(x)} (z - z_s) - \frac{F_0}{EA(x)} \right) dx = \\ &= \frac{\partial v(x)}{\partial x} = \int \frac{M(x)}{EI(x)} dx \end{aligned} \quad (10)$$

$$\frac{\partial v(x)}{\partial z} = 0. \quad (11)$$

Eine rein achsiale Verschiebung der Knochenfragmente, bei denen die Knochenenden sich parallel aufeinander zubewegen, würde den Gleichungen $\partial_x u(x, z) \neq 0 (= \text{const})$, $\partial_z u(x, z) = 0$ und $\partial_x v(x) = 0$ genügen. Die Bedingung $\partial_z v(x) = 0$ ist offensichtlich jederzeit erfüllt.¹

Als weiteres Bewertungskriterium sind die internen Lasten im Knochen und im Implantat von großer Bedeutung. Diese werden durch die (Normal-)Spannungsverläufe an der Knochen sowie Implantat Ober- und Unterseite repräsentiert.

Im Folgenden werden vier Implantattypen miteinander verglichen. Einerseits ein Platte welche lateral beziehungsweise medial liegt. Im Vergleich dazu ein intramedullärer Marknagel und letztlich ein Implantatesystem, bestehend aus zwei Platten bei denen eine medial und die zweite lateral angebracht ist (vergleiche Abbildung 4).

Um eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten haben alle Implantate das selbe Volumen, das heisst jede Fraktur wird mit der gleichen Materialmenge versorgt. Hieraus resultiert zunächst, dass alle Implantate die gleiche achsiale Steifigkeiten aufweisen.

¹Die Operatoren ∂_x und $\frac{\partial}{\partial x}$ sind äquivalent.

Sowohl die Marknagelung als auch die doppelte Versteifung medial und lateral liefern die Besonderheit, dass sich der Flächenschwerpunkt des Verbundkörpers nicht gegenüber dem einzelnen Knochen verschiebt (setze $s = 0$ in Gleichung (5)). Für das mediale Implantat verschiebt sich der Schwerpunkt in negative und für das laterale Implantat in positive z -Richtung.

Ergebnisse der Berechnungen

Abbildung 5 zeigt die absolute Verschiebung der Bruchstelle im Vergleich zum unbelasteten Fall. Die größte Verzerrung tritt bei der intramedullären Nagelung auf. Die Amplitude der Verzerrung ähnelt der eines unverstärkten gesunden Knochens. Alle anderen Implantate weisen untereinander ähnliche absolute Verschiebungen auf, wobei bei lateraler Plattung die geringste auftritt.

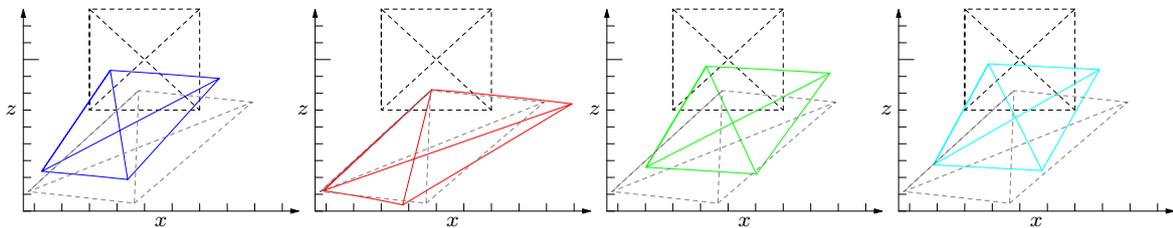


Abbildung 5: Absolute Verschiebung der Bruchstelle (schwarz: Ausgangsposition, grau: Äquivalente Verschiebung eines intakten Knochens, farbig: Position bei maximaler Belastung) für vier verschiedene Implantattypen (von links nach rechts: Lateral, intramedullär, medial, lateral und medial).

Die relevanten relativen Verschiebungen innerhalb der Bruchstelle sind in den Abbildungen 6 bis 8 dargestellt. Auffällig ist, dass auch die relative Verschiebung bei der intramedullären Nagelung am Größten ist. Die beidseitige Verplattung versteift die Frakturzone am stärksten und lässt somit die wenigsten Relativbewegungen zu.

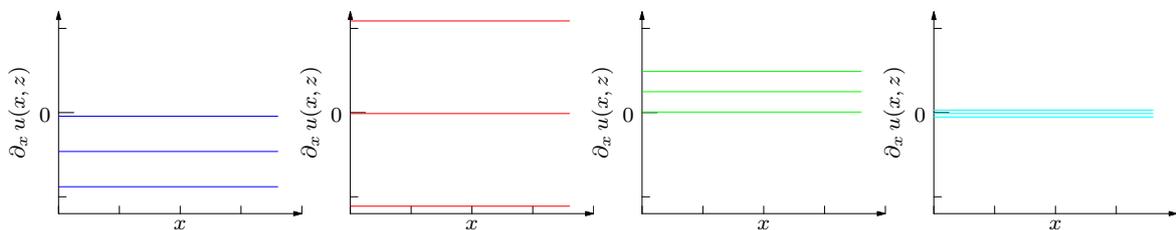


Abbildung 6: Relative Verschiebung der Bruchstelle für vier verschiedene Implantattypen entlang x -Achse (von links nach rechts: Lateral, intramedullär, medial, lateral und medial).

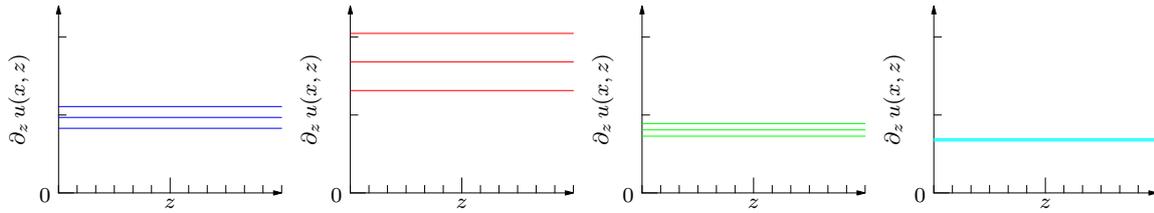


Abbildung 7: *Relative Verschiebung der Bruchstelle für vier verschiedene Implantattypen entlang z-Achse (von links nach rechts: Lateral, intramedullär, medial, lateral und medial).*

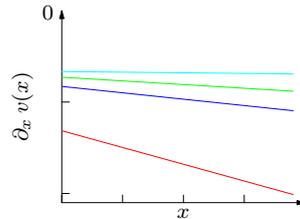


Abbildung 8: *Relative vertikale Verschiebung der Bruchstelle entlang der x-Achse (von oben nach unten: Lateral und medial, medial, lateral, intramedullär).*

Als weiteres Kriterium für eine optimale Frakturversorgung wurden bereits die Spannungsverläufe genannt. Sowohl für die Knochen Ober- und Unterseite als auch für die Ober- und Unterseite des Implantats sind die Spannungsverläufe aufgezeichnet. Anzumerken ist, dass die Balkentheorie ihre Gültigkeit verliert, sobald die Steifigkeiten des Materials sich zu stark ändern. Große Spannungssprünge werden nicht korrekt dargestellt. Beim Übergang vom intakten Knochen zur Bruchstelle ist diese Näherung verletzt, da das Elastizitätsmodul sich sprunghaft ändert. Die Spannungskurven stellen im Allgemeinen lediglich distal und proximal der Bruchstelle gute Näherungslösungen dar. Die Spitzenspannung ist fehlerhaft. Die Abweichung ist umso größer, je größer der reale Spannungssprung ist. Das bedeutet, für geringe tatsächliche Spannungssprünge behalten selbst in der Bruchstelle die Näherungslösungen ihr Gültigkeit. Dies gilt beispielsweise beim Marknagel.

Die geringsten Spannungen im Implantat treten bei medialer Verplattung auf. Der glatteste Spannungsverlauf ergibt sich bei dem doppelten Implantat (vergleiche Abbildung 9).

Seitens des Knochens ergibt sich im Falle des Marknagels der glatteste Spannungsübergang zwischen den einzelnen Bereichen. Im Fall der doppelten Verplattung wird die Spannung am stärksten abgeschirmt (vergleiche Abbildung 10).

Anzumerken bleibt, dass im Sinne einer Kallusheilung der Steifigkeitsübergang durch

den sich aufbauenden Kallus weicher wird und somit die analytischen Ergebnisse beim einbeziehen des Heilungsprozesses auch die Spitzenspannungen genauer vorhersagen.

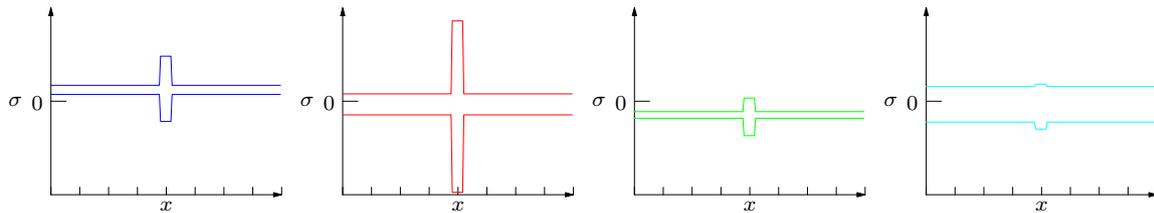


Abbildung 9: *Normalspannung an der Ober- und Unterseite des Implantats (von links nach rechts: Lateral, intramedullär, medial, lateral und medial).*

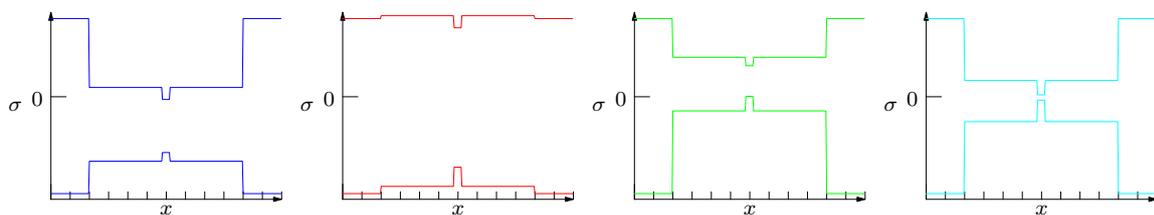


Abbildung 10: *Normalspannung an der Ober- und Unterseite des Knochens (von links nach rechts: Lateral, intramedullär, medial, lateral und medial).*

5 Zusammenfassung, Diskussion und Ausblick

Auf Grundlage der Blakentheorie wurden anhand eines sehr einfach Modells eine Reihe von theoretischen Grundüberlegungen zur Frakturversorgung diaphysärer Frakturen angestellt. Ziel des Beitrags war eine prinzipielle Herangehensweise an die Beschreibung von Frakturen von Röhrenknochen zu liefern. Hierzu wurden vier Implantattypen untersucht. Gegenstand der Analyse sind die absoluten und relativen Verschiebungen in der Bruchstelle, sowie die Spannungsverläufe an Knochen sowie Implantat Ober- und Unterseite. Die Ergebnisse werden im Folgenden zusammengefasst und diskutiert.

Aus der Berechnung der absoluten Verschiebung der Bruchstelle ergibt sich die größte Verzerrung für den intramedullären Marknagel. Alle drei anderen Implantate weisen deutlich kleinere Verschiebungen auf. Verglichen mit der Verzerrung eines intakten Knochens liegt die des Nagels in der selben Größenordnung. Der Marknagel stellt also den Verschiebungszustand vor dem Bruch weitestgehend wieder her.

Die relative Verschiebung der Bruchstellenfragmente ist bei lateral-medialer Versorgung deutlich geringer als bei den anderen Implantaten. Für medizinische Anwendungszwecke scheint eine solche Versorgung, mit den gewählten Materialmenge zu steif zu sein. Andererseits ist die erhöhte Weichteilirretation durch die doppelte Verplattung ungünstig. Die größte relative Verschiebung, sowohl achsial als auch vertikal, tritt beim intramedulären Implantat auf. Die intrafragmentäre Bewegung tritt in positiver wie in negativer x -Richtung auf. Im Markraum ist die relative Verschiebung null.

Im Fall der häufig verwendeten lateralen Frakturversorgung tritt lediglich Kompression auf. Die relative Verschiebung von null an der Knochenoberseite korreliert mit der dokumentierten (vergleiche beispielsweise [Per02]) schlechten Knochenheilung bei lateraler Verplattung.

Günstig für die Frakturheilung ist demnach ein symmetrisch um die Knochenachse gelagertes Implantat, da so die Bereiche ohne relative Verschiebung im Markraum liegen. Allerdings bietet die doppelte Implantierung medial und lateral keine optimale Lösung da wie bereits erwähnt die Fraktur zu sehr versteift wird und der operative Aufwand und die Weichteilirritation zu groß sind.

Angesichts der Spannungsverläufe bestätigt sich die Vermutung, dass der Marknagel ein besonders gutes Versorgungswerkzeug darstellt. Die Belastung des Knochens ist nahezu konstant über der gesamten Länge. Im Falle aller anderer Implantate wird der Knochen deutlich entlastet, was nach Implantatentfernung zu einer Refraktur führen kann, da der entlastete Knochen unter dem Implantat zur Degeneration neigt (vergleiche [UPB06]). Allerdings treten im Marknagel die größten Spannungen im Vergleich zu den anderen Systemen auf. Implantatseitig liefert die Doppelplatte den glattesten Spannungsverlauf. Das mediale Implantat ist, aufgrund der Lage nahe am Kraftangriffspunkt, ebenfalls geringen Spannungen ausgesetzt.

Der Marknagel stellt eine sehr weit verbreitete Therapieform dar (vergleiche [GJ95]). Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der bevorzugte Einsatz theoretisch durch das einfache mathematische Modell begründet werden konnte.

Wie bereits angemerkt stellt diese Arbeit einen ersten Ansatz zur mathematischen Beschreibung der Frakturversorgung diaphysärer Knochen dar. Eine Reihe von Spezifikationen und weiterführenden Untersuchungen sind nötig um das Thema umfassend zu bearbeiten und konkrete Schlüsse für die Anwendung in der medizinischen Praxis ziehen zu können.

So müssen unter anderem komplexere Lastfälle analysiert werden. Hierzu bedarf es, der Untersuchung des Einfluss' von Muskelkräften auf den Knochen. Dazu müssen die

Amplitude, Richtung und Angriffspunkte beteiligter Muskeln, für bestimmte Aktivitäten wie dem Gehen, Treppensteigen, Aufstehen etc., bestimmt werden. Darüber hinaus gilt es die Richtung und Amplitude der Gelenkreaktionskräfte zu bestimmen und einzuarbeiten. Nur mit der Kenntnis dieser anatomischen und physiologischen Eigenschaften ist die Optimierung der Frakturversorgung zu bewerkstelligen.

Im Zuge dessen sollten sowohl die rechteckigen Knochen als auch die Implantate durch anatomisch korrektere ersetzt werden. Die Implantatform kann dann auf Grundlage der analytischen Modelle optimiert werden. Hierzu ist eine Definition biologisch motivierter Faktoren, die zur Knocheheilung beitragen und die Fraktur genügend stabilisieren, zu formulieren. Hierzu ist es denkbar die Relativbewegung in der Frakturzone vorzugeben oder die absolute Verzerrung selbiger einzuschränken. Die Entlastung des intakten Knochens sollte minimal sein. Der Spannungsverlauf im Implantat kann ebenfalls angepasst werden.

Weiterhin sollten in die Spannungsanalyse der Implantate die Einflüsse von Schraubenlöchern, Längs- und Quernuten eingeschlossen werden. Die Beschreibung des Einfluss der Spannungskonzentrationen auf den gesamten Spannungsverlauf ist entscheidend um ein Implantatversagen vor der vollständigen Frakturheilung zu vermeiden.

Ein weiterer wichtiger Punkt ist die Untersuchung der Koppelstellen, wie zum Beispiel der winkelstabilen Befestigungsschrauben. Einerseits stellen diese eine mögliche Schwachstelle des Knochen-Implantat-Systems dar. Mit einer mathematischen Beschreibung lässt sich die Schraubenbelastung abschätzen und gegebenenfalls, durch Variation der Schraubengeometrie, -position oder -anzahl, minimieren. Andererseits ist der Kraftfluss durch die Schrauben entscheidend für die Lasten und den Lastverlauf des Knochens und Implantats. Eine finale Optimierung des Implantats ist nicht allein durch das Verbundkörpermodell zu bewerkstelligen.

Nicht zuletzt sollte der Heilungsprozess in die Analyse eingeschlossen werden. Die Implantatbelastung und die Bewegung in der Bruchstelle hängen maßgeblich von den elastischen Eigenschaften der Bruchstelle ab. Da diese sich mit der Zeit ändern, verändern sich auch die Anforderungen an das Implantat, den Knochen und die Implantat-Knochen-Koppelstellen.

Literatur

- [ABS⁺03] AUGAT, Peter ; BURGER, Johannes ; SCHORLEMMER, Sandra ; PERAUS, Thomas Henke M. ; CLAES, Lutz: Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. In: *Journal of Orthopaedic Research* 21 (2003), Nr. 6, S. 1011 – 1017
- [GJ95] GELIS, Th. ; JAKOB, M. ; GAHR, H. (Hrsg.) ; HEIN, W. (Hrsg.) ; SEIDEL, H. (Hrsg.): *Dynamische Osteosynthese*. Springer, 1995. – 86 – 88 S. – Vergleichende klinische Ergebnisse nach Femurnagelung und Verplattung
- [KRC⁺91] KENWRIGHT, J. ; RICHARDSON, JB. ; CUNNINGHAM, JL. ; WHITE, SH. ; GOODSHIP, AE. ; ADAMS, MA. ; MAGNUSSEN, PA. ; NEWMAN, JH.: Axial movement and tibial fractures. A controlled randomised trial of treatment. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery* 73 (1991), Nr. 4, S. 654 – 659
- [LKC⁺01] LARSSON, Sune M. ; KIM, Wookcheol ; CAJA, Victor ; EGGER, Eric ; INOUE, Nozomu ; CHAO, Edmund: Effect of Early Axial Dynamization on Tibial Bone Healing: A Study in Dogs. In: *Clinical Orthopaedics & Related Research* 388 (2001), S. 240 – 251
- [McK78] MCKIBBIN, B.: The biology of fracture healing in long bones. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery* 60 (1978), Nr. 2, S. 150 – 162
- [Per02] PERREN, SM.: Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery* 84 (2002), Nr. 8, S. 1093 – 1110
- [SW64] SCHENK, R. ; WILLENEGGER, H.: Zur Histologie der primären Knochenheilung. In: *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie* 308 (1964), Nr. 1, S. 440 – 452
- [UPB06] UHTHOFF, Hans K. ; POITRAS, Philippe ; BACKMAN, David S.: Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. In: *Journal of Orthopaedic Science* 11 (2006), Nr. 2, S. 118 – 126
- [Wag10] WAGNER, M.: Vor- und Nachteile der winkelstabilen Plattenosteosynthese. In: *Der Orthopäde* 39 (2010), Nr. 2, S. 149 – 159