

Aus der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und  
Wiederherstellungschirurgie der Universität Würzburg  
Direktor: Professor Dr. med. R. Meffert

**Biomechanischer Stabilitätsvergleich zwei- und dreidimensionaler, winkelstabiler  
Miniimplantate für die Osteosynthese von Mittelhandfrakturen**

**Inaugural - Dissertation**

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

**Christopher Gebhard**

aus Würzburg

Würzburg, Juli 2010

Referent: Prof. Dr. med. R. Meffert

Koreferent: Priv.-Doz. Dr. med. U. Nöth

Dekan: Prof. Dr. med. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 17.01 2011

Der Promovend ist Arzt

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
1.1	Plattenosteosynthese.....	1
1.1.1	Frakturheilung .....	1
1.1.2	Geschichte der Plattenosteosynthese .....	4
1.2	Winkelstabilität.....	8
1.2.1	Prinzipien winkelstabiler Verbindungen .....	10
1.3	Anatomie und Biomechanik der Mittelhand .....	14
1.4	Frakturen der Mittelhand und Finger.....	17
1.4.1	Epidemiologie.....	17
1.4.2	Klassifikation der Mittelhandfrakturen .....	18
1.4.3	Therapie der Mittelhandfrakturen.....	20
1.4.3.1	Konservative Therapie.....	21
1.4.3.2	Operative Therapie .....	23
1.4.3.3	Funktionelle Nachbehandlung.....	26
1.4.4	Komplikationen .....	27
1.5	Ziel der Arbeit .....	29
<b>2</b>	<b>Material und Methoden .....</b>	<b>31</b>
2.1	Prüfkörper.....	31
2.2	Geprüfte Implantate.....	32
2.3	Versuchsvorbereitung.....	33
2.4	Versuchsaufbau .....	34
2.5	Ablauf der Testung.....	36
2.6	Erhobene Daten und Datenverarbeitung.....	39
2.7	Statistische Methoden.....	40
2.8	Materialliste .....	41
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>43</b>
3.1	Monocorticale versus bicorticale Verschraubung von 4- Loch-Reihenplatten .....	43

3.2	4-Loch-Reihenplatte versus 6-Loch-Gitterplatte.....	44
3.3	6-Loch-Gitterplatte versus 8-Loch-Gitterplatte.....	45
3.4	8-Loch-Gitterplatte mit 4 Schrauben versus 8-Loch-Gitterplatte mit 8 Schrauben.....	46
3.5	Auswertung der normalisierten Werte.....	47
3.6	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	48
<b>4</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>50</b>
4.1	Auswahl geeigneter Prüfkörper.....	50
4.2	Frakturmodell.....	51
4.2.1	Statistische Vorteile des Frakturmodells durch die Verwendung von normalisierten Werten.....	52
4.3	Versuchsaufbau.....	53
4.4	Statistik.....	53
4.5	Aufgetretene Versagensmechanismen.....	54
4.6	Diskussion der Ergebnisse.....	57
4.6.1	Monocorticale vs. bicorticale Verschraubung winkelstabiler Reihenplatten.....	57
4.6.2	Vergleich von 2D-Reihenplatten und 3D-Gitterplatten.....	58
4.6.3	Vergleich von 8-Loch-Gitterplatten in Verschraubung mit 4 bzw. mit 8 Schrauben.....	60
4.7	Ausblick.....	61
4.8	Limitierungen dieser Arbeit.....	63
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>64</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>66</b>
<b>7</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>70</b>

## Verwendete Abkürzungen

AO	Arbeitsgruppe für Osteosynthesefragen
bzw.	beziehungsweise
c.p.	comercially pure
DCP	Dynamic compression Plate®
LC-DCP	limited contact dynamic compression plate®
THORP	titanium coated hollow screw and reconstruction plate®
PC-Fix	Point contact fixator®
s.	siehe
LCP	Locking compression plate®
LISS	Less invasive stabilisation System®
Abb.	Abbildung
Fa.	Firma
PLA	Polylactat
PGA	Polyglycolsäure
SR	self-reinforced
MRT	Magnetresonanztomographie
Emodul	Elastizitätsmodul
M.	musculus
Lig.	Ligamentum
MHK	Mittelhandknochen
MCP	Metacarpo-Phalangeal-Gelenk
PIP	proximales Interphalangealgelenk
DIP	distales Interphalangealgelenk
K-Draht	Kirschnerdraht

3D	dreidimensional
mono	monocortical verschraubt
bi	bicortical verschraubt
4L	4-Loch-Reihenplatte
6L	6-Loch-Gitterplatte
8L	8-Loch Gitterplatte
4S	vier monocorticale Schrauben
8S	8 monocorticale Schrauben

# **1. Einleitung**

## **1.1 Plattenosteosynthese**

### **1.1.1 Frakturheilung**

Gesundes Knochengewebe unterliegt einem kontinuierlichen, lebenslangen Umbauprozess, welcher unter anderem dazu dient, den Knochen an sich verändernde, mechanische Belastungen, anzupassen. Der Knochenabbau findet hierbei auf zwei unterschiedlichen Wegen statt. Zum einen sind dies Erosionslakunen, welche hauptsächlich an der Oberfläche der Spongiosabälkchen auftreten und für deren charakteristische Krümmung verantwortlich sind. Zum anderen finden sich so genannte Erosionstunnel, welche für die Kompakta charakteristisch sind. Die Erosionstunnel besitzen drei Zonen, die mit unterschiedlichen Zellpopulationen ausgestattet sind. Die osteoklastäre Erosionszone, die monozytäre Umkehrzone und die osteoblastäre Verschlusszone. In der Kompakta entstehen hieraus die bis zu mehreren Millimeter langen Osteone (Drenckhahn und Hunziker 2003).

Im Falle einer Fraktur des Knochens wird die knochenbildende Potenz der obengenannten Systeme akut gesteigert, um eine Stabilisierung der Frakturzone und anschließend eine, durch Umbau wieder optimale, Struktur zu erreichen. Die Träger dieses Umbauprozesses sind die Osteoblasten, die Osteoklasten und die Fibroblasten von Endost, Periost und Havers'schem System (Wanner und Trentz 2006).

Grundsätzlich unterscheidet man die direkte (primäre) von der indirekten (sekundären) Frakturheilung. Die Regeneration der Knochenkontinuität findet jeweils auf unterschiedliche Weise und unter unterschiedlichen Voraussetzungen statt. Zwar sind für beide Typen die durch die AO (Arbeitsgruppe für Osteosynthesefragen) beschriebenen Grundvoraussetzungen, nämlich Reposition der Frakturfragmente, ausreichende Ruhigstellung und ausreichende Durchblutung notwendig, jedoch beschreibt der Begriff „ausreichend“ in beiden Fällen unterschiedliche Werte.

Bei der direkten Knochenheilung erfolgt keine Kallusbildung. Wenn es sich um eine

Grünholzfraktur handelt, oder beide Bruchenden in Kontakt bleiben (minimaler Abstand von unter  $200\mu\text{m}$ ) (Jerosch et al. 2002), wird die endständige Nekrosezone durch Erosionstunnel abgebaut und mittels neuer Osteone überbrückt. Man spricht von einer Kontaktheilung, bei der es zu einer dübelartigen Verzapfung der Frakturstücke kommt. Liegen die Frakturrenden weiter auseinander (minimal 1mm) so kommt es zur so genannten Spalthheilung. Diese ist dadurch charakterisiert, dass die Osteone, welche sich an einsprossendes, kapillarreiches Bindegewebe anlagern, zunächst parallel zum Frakturspalt verlaufen und erst später durch Erosionstunnel in die korrekte Ausrichtung gebracht werden (Drenckhahn und Hunziker 2003). Die direkte Knochenheilung wird vornehmlich bei diversen Osteosyntheseverfahren, welche eine so genannte absolute Stabilität gewähren, erreicht. Die Fragmente sind hierbei exakt reponiert und werden zusätzlich durch eine Kompression der beiden gegeneinander fixiert (Wanner und Trentz 2006)

Die indirekte (spontane) Knochenheilung ist hingegen als natürliche Form - und keineswegs als minderwertig anzusehen. Sie tritt ein, wenn der Frakturspalt die kritische Größe von 1mm übersteigt. Bei der indirekten Frakturheilung werden fünf Phasen unterschieden.

- Frakturphase
- Entzündungsphase
- Granulationsphase
- Phase der Kallushärtung
- Phase des „modeling“ und „remodeling“

Die Frakturphase dauert nur wenige Sekunden und beschränkt sich auf die Zeit zwischen Beginn der Gewalteinwirkung und dem Zeitpunkt, an dem die freigewordene Energie durch den gebrochenen Knochen und das angrenzende Bindegewebe aufgenommen wurde.



Die sich anschließende Entzündungsphase beginnt direkt nach dem Ereignis der Fraktur und dauert etwa bis zum dritten Tag an. Durch die bei der Fraktur verletzten Gefäße von Knochen, Knochenmark und umgebenden Weichteilen kommt es zu einer Hämatombildung und der Nekrotisierung der Frakturrenden. In der Folge kommt es zu den, für eine Entzündung charakteristischen, Vorgängen mit Vasodilatation und vermehrter Kapillareinsprossung. Gleichzeitig infiltrieren Granulozyten, Makrophagen sowie pluripotente, mesenchymale Stammzellen, welche später zu Osteoblasten differenzieren, das Verletzungsareal. Erstere sind für die nachfolgende Resorption der Nekrosen verantwortlich. Durch die verbesserte Durchblutungssituation kommt es nicht nur zu einem vermehrten Sauerstoffangebot, sondern zusätzlich zu einem Einwandern weiterer Zellen, die sowohl aus dem Blut, als auch aus dem Gefäßendothel stammen. Unter diesen Umständen kommt es zum Phänomen der „Flussumkehr der Blutversorgung“. Die Kortikalis, welche unter physiologischen Bedingungen zu 75% zentrifugal aus dem Markraum versorgt wird, ist in diesem Fall auf die Periostalgefäße als Hauptlieferanten angewiesen. Diese Erkenntnis ist insbesondere auch im Hinblick auf die Unterschiede der nichtwinkelstabilen zur winkelstabilen Plattenosteosynthese wichtig. Mit der gesteigerten Durchblutungsrate steigt auch die Konzentration einiger Enzyme an. Dies sind unter anderem die alkalische Phosphatase, Adenosintriphosphatase und die Lactatdehydrogenase.

Die sich anschließende Granulationsphase dauert circa drei Wochen. Das bestehende Hämatom wird nun rasch durch ein fibroblasten- und kollagenreiches Granulationsgewebe ersetzt. Bereits in dieser frühen Phase lassen sich Mineraliendepots in der Umgebung der Fibroblasten nachweisen. Es entsteht ein erster, weicher Brückenkallus. Die Überbrückung des Frakturspaltes durch so genannte Osteoprogenitorzellen, welche die Vorläufer der Osteoblasten darstellen, erfolgt aus der Kambiumschicht des Periosts und nicht von den Frakturrenden her. Bei zerrissenem Periost kommt es zusätzlich zu einer sekundären Kallusantwort aus dem umliegenden Gewebe. Sind Durchblutung oder Frakturstabilität nicht in ausreichendem Maße gegeben, kommt es außerdem zum Einwandern von Chondroblasten. Der hieraus zunächst entstehende hyaline Knorpel verknöchert anschließend mittels enchondraler Ossifikation. Zum Ende der Granulationsphase hin kommt zudem noch ein, aus dem Markraum hervorgehender, endostaler

Kallus hinzu.

In der sich anschließenden Phase der Kallushärtung (3-4 Monate) kommt es durch zunehmende Mineralisation zwischen den Kollagenfasern, sowie des Knorpelgewebes zu einer Aushärtung des primären, weichen Kallus. Es entsteht so genannter Geflechtknochen, welcher dadurch charakterisiert ist, dass er entlang der Kapillaren und nicht in Richtung seiner mechanischen Beanspruchung ausgerichtet ist.

Die Phase des „modeling“ und „remodeling“ dauert Monate bis Jahre. Während dieser Zeit wird der ungerichtete Geflechtknochen durch Umbauprozesse neu strukturiert und somit in den typischen, aus Havers'schen Systemen aufgebauten, lamellären Knochen umgewandelt. Dieser Prozess wird als "modeling" bezeichnet. Unter "remodeling" versteht man die Wiederherstellung der ursprünglichen Kontur des Knochens und des Markraums. Knochen ist das einzige Gewebe des menschlichen Körpers, das zu einer echten Restitutio ad integrum fähig ist (Braun und Rüter 1996).

### **1.1.2 Geschichte der Plattenosteosynthese**

Die Plattenosteosynthese ist ein verhältnismäßig altes, chirurgisches Verfahren. Als Pionier dieses Verfahrens gilt heute der Hamburger Chirurg *Carl Hansmann*. Er stellte 1886 erstmals auf der Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Chirurgie, ein System zur Osteosynthese mittels einer Platte vor, welche durch perkutan eingebrachte Schrauben am Knochen fixiert wurde, und berichtete bereits über erste Ergebnisse (Hansmann 1886).

Anfang des vergangenen Jahrhunderts war es dann *Albin Lambotte*, der den Begriff der Osteosynthese prägte und innere, sowie äußere Schienungen konzipierte (Lambotte 1907), deren Prinzipien auch heute noch in nahezu allen Stabilisierungsverfahren wieder zu finden sind (Schütz 2001).

Erst als der Belgische Chirurg *Robert Danis* 1949 das Prinzip der Kompression der Fragmentenden einführte konnte die Osteosynthesestabilität jedoch deutlich erhöht werden. Der 1947 von ihm entwickelte „coapteur“ war demnach die erste Kompressionsplatte (Danis 1947). Im Zuge dieser Entwicklung konnte *Danis* bei den radiologischen Kontrollen häufig eine Durchbauung der Fraktur ohne voraus gehende Kallusbildung beobachten. Dies führte in der Folge dazu, dass sichtbarer Kallus

fälschlicherweise als Hinweis für Instabilität und erhöhtes Risiko für ein Nichtverheilen der Fraktur angesehen wurde.

Die Mitglieder der AO beschrieben 1963 das Ziel der Osteosynthese vornehmlich als Wiederherstellung der Funktion einer Extremität (Müller et al. 1992). Durch die stabile Versorgung sollte der Knochen eine primäre Festigkeit erhalten und somit Komplikationen, wie zum Beispiel die Frakturkrankheit (Muskelatrophie, erhöhtes Thromboembolierisiko, Inaktivitätsatrophie der ruhiggestellten, skelettbildenden Anteile, Drucknekrosen der Haut sowie Bewegungseinschränkungen der ruhiggestellten Gelenke) (Fellinger und Szyszkowitz 2003), welche durch lange Immobilisierung gefördert werden, vermieden werden. Um die gewünschte Stabilität zu erreichen war es ursprünglich unumgänglich, die Frakturrenden unter Kompression an einander zu fixieren. 1957 wurde eine erste „self compression plate“ von *Bagby* und *James* vorgestellt. Das Prinzip der Autokompression bestand darin, dass beim exzentrischen Einbringen eines konischen Schraubenkopfes in ein Plattenloch, die Platte senkrecht zur Schraubenlängsachse verschoben wird. Ist dies bei einer fixierten Platte nicht mehr möglich, so werden die darunter liegenden Knochenfragmente entsprechend aneinander gepresst (Perren 1992). Die Weiterentwicklung dieser Autokompressionsplatte bestand in der 1969 von *Perren et al.* entwickelten DCP (dynamic compression plate). Die Veränderung bestand hauptsächlich in einem neuen Verbindungsprinzip zwischen Plattenloch und Schraubenkopf. Der sphärisch geformte Schraubenkopf ermöglicht auch bei unterschiedlichen Neigungswinkeln der Schraube eine kongruente Verbindung zwischen Schraube und Plattenloch. Zudem verhindern die ovalen Schraubenlöcher eine unkontrollierte Distraction (Galeazzi 1972). Diese Kombination erlaubt den flexiblen Einsatz der DCP als Neutralisations-, Abstütz- und Spannungsplatte (Perren et al. 1988). Die DCP zeigte sowohl im Tiermodell, als auch in prospektiven Studien in der klinischen Anwendung durch *Allgöwer* gute Ergebnisse. In einer von *Staubli* durchgeführten Studie kam heraus, dass trotz eines breit gewählten Anwendungsspektrums die Infektionsrate bei der DCP aus Titan bei 1,6% und die Pseudoarthroserate bei 0,6% lagen (Staubli 1979). Die angestrebte Stabilität wurde bei der DCP durch direkten Kontakt der gesamten Plattenunterseite mit dem Periost und die hierdurch entstehenden Reibungskräften erreicht.

1971 konnte jedoch nachgewiesen werden, dass dieses Prinzip zu einer temporären Osteopenie im Bereich der Platte führte (Uthoff und Dubuc 1971). Diese vorübergehende Osteoporose ist durch den Havers'schen Umbau bedingt, welcher an der Randzone beginnt und dann zentrifugal fortschreitet (Perren 1997). Als radiologisches Äquivalent dieses Knochenabbaus findet sich eine verminderte Röntgendichte.

Bereits 1965 gelang es *Rhineland* zu zeigen, dass die Durchblutung der Kortikalis bei einer nicht ausreichend fixierten Platte weit weniger eingeschränkt ist, als bei einer gut sitzenden (Rhineland 1965). Als mögliche Folgen dieser Malperfusion wurden, zusätzlich zu der oben beschriebenen Demineralisierung, eine auf einer verminderten Immunkompetenz (Gristina 1994) des betroffenen Areals beruhende, gesteigerte Gefahr für Infektionen, Sequester- und Pseudoarthrosenbildung aufgeführt (Gautier und Perren 1992), (Melcher et al. 1994), (Perren et al. 1988). Aus diesen Erkenntnissen erwuchs die Notwendigkeit, eine Platte zu entwickeln, welche zwar immer noch die gleiche Stabilität und Kompressionsmöglichkeit besaß, aber gleichzeitig eine ausreichende Durchblutung der Kortikalis, besonders im Bereich der Frakturzone, gewährleistete. Die 1989 von *Perren et al.* vorgestellte und angewendete LC-DCP (limited contact dynamic compression plate) legte den Grundstein für die heute noch angestrebte „biologische Osteosynthese“, oder besser, „Osteosynthese mit biologischer Abstützung“. Die Auflagefläche der Platte auf dem Knochen konnte bei der LC-Platte im Vergleich zur DCP um immerhin 50% vermindert werden. Allerdings beruht auch die LC-DCP noch auf den, durch maximale Kompression erreichten Reibungskräften zwischen Platte und Periost, um die gewünschte Stabilität zu gewährleisten (Ufer et al. 1995). Inspiriert durch Systeme wie ZESPOL und Schuhli, sowie dem von *Sutter* und *Raveh* entwickelten THORP (Titanium-coated Hollow Screw and Reconstruction Plate) System, welchen allen gemeinsam ist, dass die feste Verbindung zwischen Platte und Schraube durch ein zusätzliches Element realisiert wird, entwickelten Mitarbeiter der Schweizer AO 1995 den „Point contact fixator“ (PC-Fix).

Die hauptsächliche Motivation für diese deutliche Weiterentwicklung der LC-DCP war das, trotz der bisherigen Fortschritte immer noch relativ hohe, Infektionsrisiko bei der herkömmlichen Plattenosteosynthese. Als Arbeitshypothese wurde hierbei angenommen, dass weniger operativ bedingte Nekrosen das Infektionsrisiko in gleichem Ausmaß senken würden. Oberstes Ziel bei der Entwicklung war also eine ausreichende Stabili-

sierung der Fraktur, ohne dabei die Durchblutung des Periosts zu kompromittieren. Dieses Ziel wurde durch eine winkelstabile Verbindung zwischen dem Schraubenkopf und der Platte erreicht (Tepic und Perren 1995).

### Point-Contact-Fixator (PC-Fix)

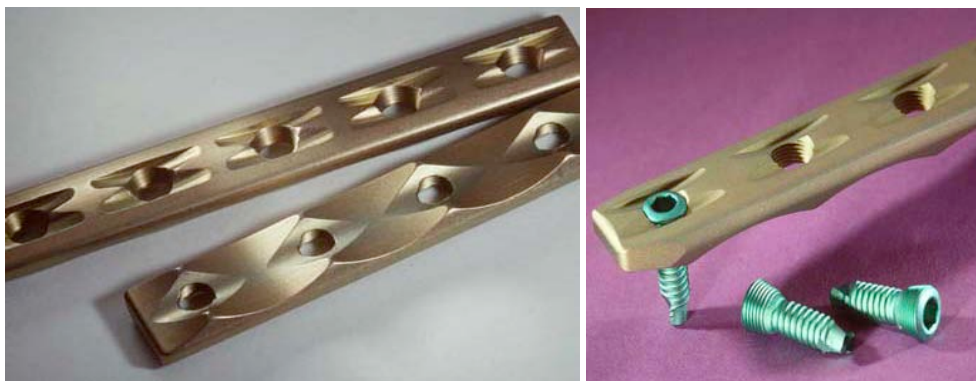


Abb 1: Point-Contact-Fixator mit punktförmiger Auflagefläche und winkelstabiler Verschraubung durch Verblockung des Gewindes des Schraubenkopfes im Gewinde des Plattenloches. (Teschner 2007)

Als eigentlicher Pionier der Winkelstabilität gilt aber *Paul Reinhold*. Der Pariser Chirurg beschrieb bereits 1931 eine unidirektionale, winkelstabile Verbindung zwischen Schraubenkopf und Platte durch eine Gewinde-Gewinde-Verbindung (Reinhold und Cie). Der nächste Schritt hin zu einer multidirektionalen Winkelstabilität vollzog sich zunächst über eine Kombination aus DCP, welche das Einbringen von Zugschrauben sowie eines frei wählbaren Winkels zwischen Platte und Schraube erlaubte und einer unidirektional winkelstabilen Verblockungsmöglichkeit im Sinne einer Gewinde-Gewinde Verbindung. Verwirklicht wurde diese Kombination in der LCP (Locking Compression Plate) und der Unilock Platte.

Die aktuelle Forschung im Bereich der Plattenosteosynthese beschäftigt sich größtenteils mit der Perfektionierung so genannter multidirektional-winkelstabiler Systeme, wie sie bereits 1983 durch *Wolter* entwickelt wurden.

Die heutigen Systeme erlauben eine Verkippung der Schraube im Plattenloch um bis zu 15° in allen Richtungen, ohne dass die Implantatausmaße sich von denen der unidirektional winkelstabilen Systeme unterscheiden. Hierdurch wird eine deutlich erhöhte Flexi-

bilität erreicht, welche besonders für gelenknahe und komplexe Frakturen einen deutlichen Fortschritt darstellt (Krimmer et al. 2004).

## **1.2 Winkelstabilität**

Der Begriff der Winkelstabilität beschreibt eine feste Verbindung zweier Bauteile in einem definierten Winkel. Dieses Prinzip ist keine Neuentwicklung der Osteosynthese, sondern in anderen Bereichen schon seit langer Zeit etabliert. Ein Beispiel ist etwa die Verbindung von Holzteilen im Schiffsbau ohne die Verwendung von Metallteilen (Wolter und Jürgens 2006). Im Rahmen der Osteosynthese ist dieses Prinzip vor allem aus dem Bereich der Fixateur externe Applikationen bekannt.

Die erforderliche Stabilität der konventionellen Plattenosteosynthese beruht, wie bereits beschrieben, vor allem auf Reibungskräften zwischen der Platte und dem Periost, welche durch feste Kompression der beiden entstehen. Diese feste Kompression ist aufgrund der stark kompromittierten periostalen Durchblutung in vielerlei Hinsicht komplikationsträchtig. Diese Erkenntnis und das neuerliche Wissen um die Vorteile der sekundären Knochenheilung hatten entscheidenden Anteil an der Motivation für die Entwicklung eines neuartigen Osteosynthesystems, welches optisch zwar der konventionellen Plattenosteosynthese am nächsten kommt, biomechanisch aber dem Fixateur externe ähnlicher ist. Die feste Verbindung von Schrauben und Platte, welche durch eine Vielzahl von Mechanismen erreicht werden kann, gewährleistet ein Mindestmaß an Flexibilität bei ausreichender Stabilität, ohne dabei auf die Kompression des Periosts und der Fraktarenden angewiesen zu sein. Ähnlich wie beim Fixateur externe wird auch hier der Frakturspalt überbrückt, ohne diesen vollständig zu schließen. Dies regt einerseits die Kallusbildung an und minimiert andererseits die durch die Osteosynthese bedingten Traumatisierungen, besonders im Bereich der Fraktur, auf ein Minimum (Egol et al. 2004), (Perren 2001), (Haidukewych 2004), (Perren 2002). Aus biomechanischer Sicht gelingt es durch winkelstabiles Design die bei Belastung auftretenden Scherkräfte am Knochen in Kompressionskräfte an den Kontaktflächen von Schrauben und Knochen umzuwandeln (Egol et al. 2004). Die Gesamtstabilität des Konstruktes ergibt sich also aus der Summe der Kontaktflächen zwischen Kortikalis und den einzelnen Schraubenoberflächen und nicht, wie bei herkömmlichen Implantaten, aus der Stabilität jeder

einzelnen Schraube am Punkt des Belastungsmaximums (Egol et al. 2004), (Haidukewych 2004), (Gardner et al. 2005).

### Kraftübertragung bei winkelstabilen Systemen

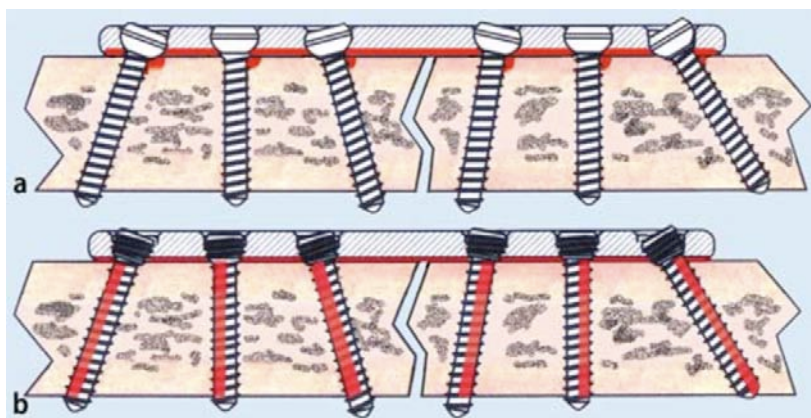


Abb 2: a) Kraftübertragung bei herkömmlichen, nicht-verblockten Implantaten, mit Kompression der Perioste und Stressmaxima im Bereich jedes einzelnen Schraubenhalsses. Die Stabilität wird durch Reibungskräfte zwischen Plattenunterseite und dem Knochen erreicht. b) Kraftübertragung bei winkelstabilen Implantaten, ohne Periostkompression und mit gleichmäßiger Lastverteilung auf die gesamte Kontaktfläche zwischen Knochen und Schrauben.(Wolter und Jürgens 2006)

Dies scheint sich besonders bei osteoporotischem Knochen und bei Frakturen mit ausgeprägter Trümmerzone positiv auszuwirken. Zusätzlich erlaubt die so erreichte stabile Versorgung die wichtige Möglichkeit einer frühzeitigen physiotherapeutischen Behandlung dieser Patienten (Pichl et al. 2006), (Egol et al. 2004), (Korner et al. 2003), (Sommer et al. 2003). Aufgrund dieser fundamental veränderten Mechanik hat sich gezeigt, dass bei winkelstabilen Systemen bereits mit monocorticaler Verschraubung (Perren 1991) und einer geringeren Schraubenanzahl (Strauss et al. 2008), eine ausreichende Stabilität erreicht werden kann. Allerdings ist diese Eigenschaft nicht auf alle winkelstabilen Systeme übertragbar. So zeigte sich bereits für die LISS-Platte, dass bei diesem System bicortical eingebrachte winkelstabile Schrauben, monocortical winkelstabilen signifikant überlegen sind (Dougherty et al. 2008). Der entscheidende Vorteil der monocorticalen Verschraubung besteht in der weitgehenden Schonung der endostalen Gefäße (Schütz 2001). Zusätzlich kommt diese Eigenschaft unter anderem an der Hand besonders zum Tragen, da die Beugesehnen sich in unmittelbarer Nähe der Metacarpalia befinden und bereits durch leicht überstehende, bicortical eingebrachte Schrau-

ben irritiert werden können (vgl. Kapitel 1.3).

### 1.2.1 Prinzipien winkelstabiler Verbindungen

Um die geforderte stabile Verbindung in einem fixierten Winkel zwischen Schrauben und Platten zu erreichen, wurde im Laufe der Zeit eine Vielzahl von Systemen entwickelt. Die erste, mit Sicherheit winkelstabile, Verbindung von Platte und Schrauben durch ein Außengewinde am Schraubenkopf und ein kongruentes Innengewinde im Plattenloch, wurde 1931 von dem Pariser Chirurgen *Paul Reinhold* eingeführt (Wolter und Jürgens 2006). Aus bisher ungeklärten Gründen konnte sich das Prinzip damals aber noch nicht durchsetzen. Bei den heute verwendeten Systemen unterscheidet man grundsätzlich monodirektionale von multidirektionalen.

Bei den monodirektionalen Systemen kommt die winkelstabile Verblockung entweder durch eine Gewinde-Gewinde-Verbindung oder durch das Einbringen einer zusätzlichen Spreizschraube zustande, welche den Schraubenkopf mittels Reibschluss im Plattenloch fixiert (Raveh et al. 1983). Bei der Gewinde-Gewinde-Verbindung muss beim Vorbohren eine Zielvorrichtung in das Gewindeloch der Platte geschraubt werden, um zu gewährleisten, dass die Schraube später exakt im richtigen Winkel eingebracht wird. Ein Beispiel für diese weniger flexible Lösung ist die von der Firma Synthes® entwickelte „Locking Compression Plate, LCP®“.

#### Locking Compression Plate



Abb 3: "Locking compression Plate®". Durch das vorgeschchnittene Gewinde im Plattenloch kann die winkelstabile Schraube nur in der vorgegebenen Richtung eingebracht werden (Frigg 2003).



Einige Plattensysteme wurden so ausgeliefert, dass man die Neigung der Schraube im Plattenloch frei wählen konnte, allerdings musste hier das Plattengewinde mittels Gewindeschneider selbst geschnitten werden, was zum einen Materialabrieb, zum anderen auch einen zusätzlichen Arbeitsschritt bedeutete.

Bei den heute häufig verwendeten multidirektional winkelstabilen Systemen können für Implantate im Bereich der Hand zwei grundsätzliche Mechanismen unterschieden werden:

### **1) Verblockung durch Materialumformung**



Abb 4: TiFix® (Fa. Litos, Hamburg). Winkelstabile Verbindung durch Kaltverschweißung einer weicheren Titanlegierung der Platte und einer härteren Titanlegierung des Schraubenkopfes. (Wolter et al. 2001)

Dieses Prinzip der winkelstabilen Verblockung wird beispielsweise für das TiFix® System der Firma Litos in Hamburg und für das SmartLock® System der Firma Stryker / Liebinger verwendet.

Bei der Verblockung durch Materialumformung werden unterschiedliche Titanlegierungen für Platte und Schrauben verwendet wobei das Material der Platte weicher ist als das der Schrauben. Dies erlaubt es dem Schraubenkopf, der ein vorgegebenes Gewinde besitzt, ein entsprechendes Gewinde in eine, in das Plattenloch hineinragende Lippe der weicheren Legierung zu drängen. Die bei diesem Vorgang im Zuge von zyklischen Belastungen auftretende Kaltverschweißung der beiden Komponenten ist einerseits aufgrund der dadurch steigenden Festigkeit der Verbindung gewünscht (Wolter et al.

2001). Andererseits birgt dieser Vorgang aber auch Komplikationen bei der Implantantentfernung, weil sich die Verbindung nicht immer problemlos lösen lässt (Haidukewych 2004).

## 2) Verblockung durch Reibschluss bzw. Verklemmung

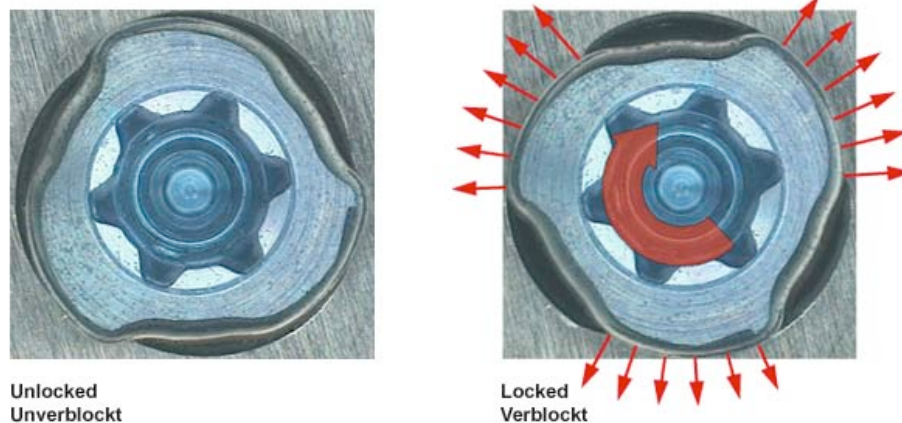


Abb 5: Abb. 1: TriLock® (Fa. Medartis, Basel CH). Winkelstabilität durch sphärische Dreipunktverblockung bei entrundetem Plattenloch und entrundetem Schraubenkopf. (Medartis® (Basel 2009))

Bei diesem System der winkelstabilen Verblockung bestehen Schraube und Platte aus der selben Titanlegierung. Die Fixierung der Schraube im Plattenloch kommt dadurch zustande, dass sowohl Plattenloch als auch Schraubenkopf entrundet sind und so bei entsprechender Stellung des Kopfes im Schraubenloch eine Verklemmung stattfindet. Bei dem oben gezeigten System der Fa. Medartis wird diese Verklemmung zusätzlich durch einen Rillenschliff im Bereich des Schraubenkopfes unterstützt. Ein Vorteil dieses Systems gegenüber dem der Materialumformung liegt in der Möglichkeit, die Schraube bei nicht optimaler Lage wieder aus der Verblockung zu lösen und sie anschließend neu zu positionieren, da an der Konfiguration der Komponenten keine Veränderung stattfindet.

Zusammenfassend lassen sich folgende Vor- und Nachteile der winkelstabilen Systeme aufzählen:

#### Vorteile:

- Gewährleistung einer besseren Periostdurchblutung und damit verminderte Frakturheilungsstörungen
- Bei einigen Implantaten deutlich erhöhte Stabilität bei monocorticaler Verschraubung und damit verbunden, eine Schonung des Endostes, sowie der, auf der gegenüberliegenden Seite befindlichen Strukturen (Doht 2007) (Dona et al. 2004).
- Höhere Stabilität bei schlechter Knochenqualität (z.B. Osteoporose)
- Insgesamt stabileres Konstrukt und damit reduzierte Gefahr eines Auslockerns des Implantates mit eventuell verbundener sekundärer Dislokation
- Die Platte muss nicht exakt anatomisch angepasst werden, da die Stabilität nicht von der Reibung an den Kontaktflächen zwischen Knochen und Platte abhängig ist.

#### Nachteile:

- Die Platte kann nicht mehr als Repositionshilfe genutzt werden, da Knochenfragmente nicht fest an die Platte herangezogen werden
- Erschwerte Materialentfernung durch Kaltverschweißung (bei Systemen die sich der Materialumformung bedienen)
- Platten können nur noch in geringerem Ausmaß gebogen werden und müssen daher konturiert sein, was zu geringerer Flexibilität bei der Auswahl der Einsatzgebiete führt.
- Trotz neuer, multidirektionaler Systeme ist die Wahl des Winkels zwischen Platte und Schraube limitiert
- Höhere Kosten

(Haidukewych 2004), (Larson und Rizzo 2007)

### 1.3 Anatomie und Biomechanik der Mittelhand

Die Ossa Metacarpalia sind typische Röhrenknochen mit einer Markhöhle und Substantia spongiosa in den Meta- und Epiphysen. Sie sind so zusammengefügt, dass sie das Gewölbe der Handwurzel nach distal verflachen lassen. Gleichzeitig sind sie leicht nach palmar gebogen. Die Länge der Metacarpalia nimmt vom zweiten bis zum fünften Strahl ab.

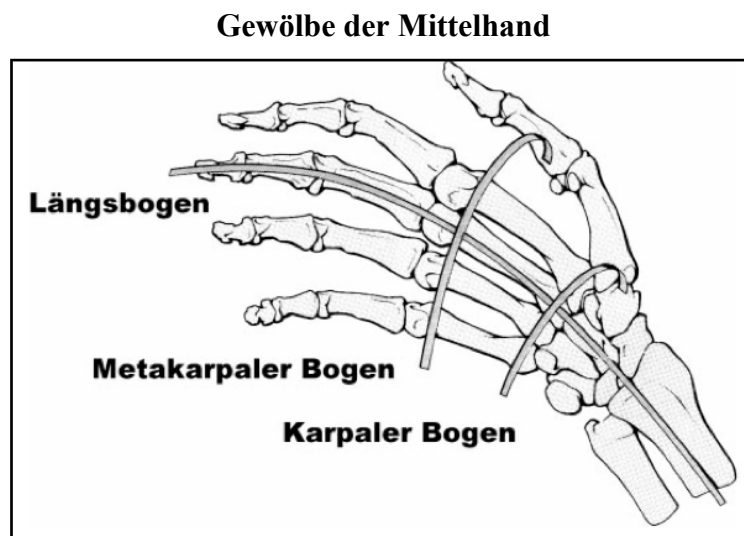


Abb 6: Die Abbildung zeigt die anatomischen Krümmungen im Bereich der Mittelhand, welche für die Funktion der Hand von Bedeutung sind. (Küntscher et al. 2003)

Die proximalen Gelenkflächen sind sehr unterschiedlich geformt, sie sind mehr oder weniger konkav und fungieren als Gelenkpfanne in den carpometacarpalen Gelenken. Carpometacarpalgelenke und Intercarpalgelenke der Metacarpalia zwei bis fünf teilen sich eine gemeinsame Gelenkhöhle. Diese Gelenke sind durch die straffen Ligamenta metacarpalia und Ligamenta carpometacarpalia so fest mit einander verbunden, dass nahezu keine Beweglichkeit besteht (Amphiarthrosen). Der vierte und fünfte Mittelhandknochen sind weniger straff verbunden wobei besonders der fünfte Strahl einen größeren Bewegungsspielraum hat, da dieser nur auf einer Seite mit den anderen Mittelhandknochen verbunden ist. Die Capita metacarpalia zwei bis fünf bilden die Gelenkköpfe der Fingergrundgelenke. Diese sind zwar funktionell Kugelgelenke, die Finger können aber aktiv nicht rotiert werden, da die entsprechenden Muskeln hierzu fehlen und die straffe Bandstabilisierung dies nicht erlaubt. Aktiv möglich sind Flexion, Extension sowie radiale und ulnare Abduktion. Letztere sind mit zunehmender Beugung nur noch eingeschränkt möglich, da die Ligamenta collateralia durch ihren Verlauf und

die Tatsache, dass die Köpfe der Mittelhandknochen palmar breiter sind als dorsal, bei der Beugung angespannt werden.

Die Räume zwischen den Diaphysen der Metacarpalia zwei bis fünf werden von den Muskelbäuchen der Musculi interossei dorsales et palmares ausgefüllt. Beide Gruppen ziehen palmar der Beugeachse der Fingergrundgelenke von ihren Ursprüngen an den Mittelhandknochen II-V zu den Basen der Grundphalangen und zur Dorsalaponeurose. Sie ermöglichen somit unter anderem eine Beugung in den Finger Grundgelenken bei gleichzeitiger Streckung der Fingermittelgelenke, (Benninghoff und Drenckhahn 2003) (Kummer 2005, S.457ff). Des weiteren sind die Metacarpalia Ansatzpunkt für eine Reihe intrinsischer und extrinsischer Handbeuger. Diese Tatsache ist ausschlaggebend dafür, dass die typische Dislokationsrichtung bei metacarpalen Schaftfrakturen eine Abkipfung des distalen Fragmentes nach palmar ist (Towfigh 2001).

#### **Dislokation bei diaphysären Frakturen der Metacarpalia II - V**

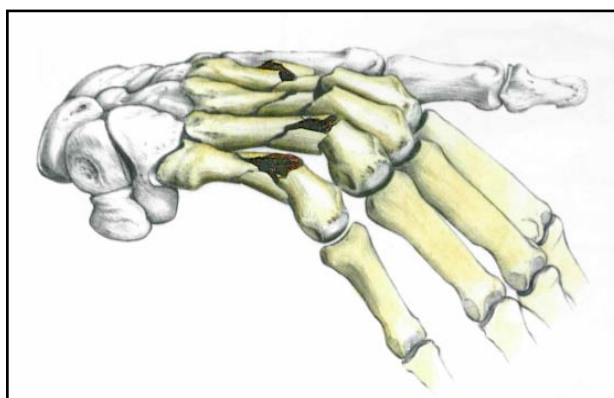


Abb 7: Typischer Dislokationsmechanismus bei Mittelhandfrakturen. Die distalen Fragmente sind aufgrund des starken Zuges der Beugeschnen nach palmar abgekippt (Pechlaner 1998).

Der Verlauf der langen Sehnen im Bereich der Mittelhand ist für das Verständnis der Problemstellungen bei der operativen Frakturversorgung von großer Bedeutung (vgl. 1.4.3.2). Die Sehnen des Musculus (M.) flexor digitorum profundus verlaufen zusammen mit den Sehnen des M. flexor digitorum superficialis durch den Carpaltunnel und von hier aus in der ulnaren Sehnenscheide (Vagina synovialis digitorum manus) zu ihren Ansatzorten an den Fingerend- (M. flexor digitorum profundus) bzw. Fingermittelgliedern (M. flexor digitorum superficialis). Im Bereich des zweiten und dritten Fingers sind diese synovialen Gleitschichten jedoch auf Höhe der Mittelhandknochen unterbro-

chen. Durch straffe Faserzüge im Bereich des Carpaltunnels (Retinaculum flexorum) und am distalen Ende der Mittelhandknochen sowie entlang der Finger (Vaginae fibrosae digitorum manus sowie mehrere Kreuz- und Ringbänder) verlaufen die Beugesehen geführt in unmittelbarer Nähe zu den Mittelhand- und Fingerknochen.

### Sehnenverläufe im Bereich der Metacarpalia

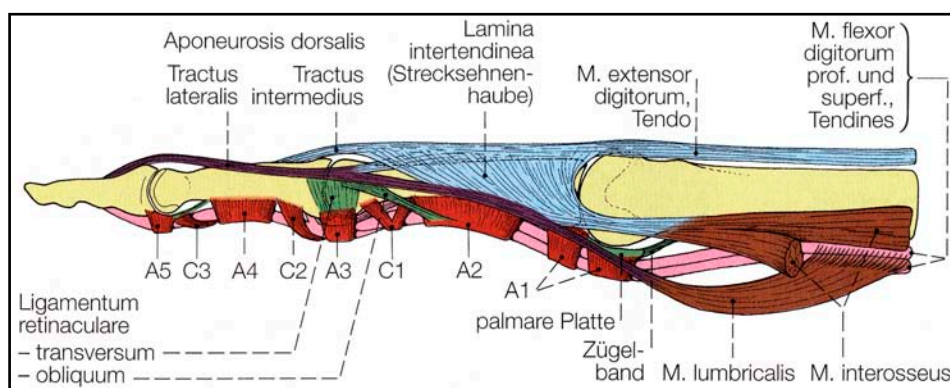


Abb 8: Anatomische Verhältnisse der Sehnen und Bänder im Bereich der Mittelhand und der Finger. Die unmittelbare Nachbarschaft der Beuge- und Strecksehnen zu den Metacarpalia ist deutlich zu erkennen (Drenckhahn und Koebe 2003)

Die Strecksehnen des M. extensor digitorum fächern sich nach dessen Durchtritt durch das vierte Strecksehnenfach auf und ziehen von dort aus zur Dorsalaponeurose der Finger II-V. Im Bereich der Metacarpalia sind die aufgefächerten Sehnen durch Bindegewebsbrücken, so genannte Connexus intertendinei mit einander verbunden. Diese Sehnen gleiten unmittelbar über den Mittelhandknochen und sind somit durch hervorstehende Schraubköpfe oder eine hohe Profildicke bei Osteosyntheseplatten gefährdet (s. Abb. 8).

Der Mittelhandknochen des Daumens hat in nahezu jeder Beziehung eine Sonderstellung. Im Gegensatz zu den anderen Carpometacarpalgelenken erlaubt das Daumensattelgelenk ein deutlich höheres Maß an Beweglichkeit. Es ist in zwei Freiheitsgraden beweglich, nämlich der Ab- und Adduktion sowie der Flexion und Extension, so dass es funktionell an ein Kugelgelenk erinnert. Zudem ist aufgrund der relativ lockeren Kapsel unter leichter Subluxation eine gewisse Rotationsbewegung möglich. Eine Kombination dieser Bewegungen erlaubt die Opposition des Daumens, welche für feinmotorische Tä-

tigkeiten der Hand essentiell ist. Auch das distal gelegene Metacarpophalangealgelenk des Daumens (Daumensattelgelenk) unterscheidet sich von denen des zweiten bis fünften Strahls. Es handelt sich hier funktionell um ein reines Scharniergelenk, welches durch straffe Kollateralbänder geführt wird. Somit befindet sich am Daumen das beweglichste Gelenk bereits an seinem Ursprung an der Handwurzel. In Ruhestellung ist die Daumensattelgelenksachse gegenüber der Querachse der Handwurzel um 30-40° nach palmar versetzt. Diese Tatsache erlaubt die Opposition des Daumens durch eine Kombination von Adduktion, Flexion und Innenrotation und die daraus folgende Fähigkeit, Gegenstände zwischen Daumen und Fingerkuppen einzuklemmen. Die besondere Bedeutung dieser Fertigkeit wird deutlich wenn man bedenkt, dass eine Versteifung im Carpometacarpalgelenk des Daumens in einer 25 prozentigen Erwerbsminderung resultiert.

## **1.4 Frakturen der Mittelhand und Finger**

### **1.4.1 Epidemiologie**

Die Mittelhandknochen (MHK) sind nach Frakturen von Radius und Ulna (44%) und der Phalangen (23%) mit 18% die dritthäufigste Lokalisation aller Frakturen an Unterarm und Hand (Chung und Spilson 2001). Mittelhandfrakturen sind in 50% der Fälle subkapital am fünften Mittelhandknochen lokalisiert (Krickhahn et al. 2004). Damit ist dieser Frakturtyp gleichzeitig der häufigste singuläre Frakturtyp an der Hand (James und Whrigh 1966), (Lamb et al. 1973). Weitere 25% entfallen auf Frakturen des Os metacarpale 1 (Soyer 1999). Insgesamt sind Kinder im Alter von 5 bis 14 Jahren am häufigsten von Frakturen im Bereich der Hand und des Unterarms betroffen. Im Gegensatz dazu entfallen bei den Mittelhandfrakturen nur 15% auf diese Altersgruppe. Den mit 35% größten Teil machen Personen im Alter zwischen 15 und 24 Jahren aus (Chung und Spilson 2001). Obwohl Frakturen des Unterarms und der Hand insgesamt bei Männern und Frauen mit nahezu gleicher Häufigkeit auftreten, fällt doch bei den Frakturen der Metacarpalia eine deutliche Häufung beim männlichen Geschlecht auf (76%) (Chung und Spilson 2001). Die Frakturen in den einzelnen Bereichen der MHK haben häufig charakteristische Mechanismen als Auslöser. So findet sich bei Frakturen der distalen Gelenkfläche, welche bei den MHK 2 und 5 gehäuft auftreten, meist eine di-

rekte Gewalteinwirkung auf die Köpfchen der Metacarpalen. Diese kommt typischer Weise entweder durch einen Schlag mit der Faust oder durch ein auf die Hand schlagendes Objekt zustande. Ähnliche Mechanismen finden sich bei den so genannten subcapitalen Frakturen im Bereich der Metaphyse, welche durch longitudinale, axiale Kompression im Bereich der Köpfchen auftritt. Bei diesen Frakturen findet sich häufig auch die typische palmare Abkippung des distalen Fragmentes bei gleichzeitiger Anhebung des proximalen Fragmentes nach dorsal und der daraus resultierenden Angulation der beiden Fragmente zu einander. Bedingt ist diese Dislokationsrichtung durch die deutlich größere Kraft der Handbeuger als der Handstrecker. Schaftfrakturen wiederum, welche ebenfalls zu den häufigeren Frakturen gehören, sind meist auf einen der beiden folgenden Mechanismen zurück zu führen. Zum einen führt eine gewaltsame Rotation, wie sie oft durch einen Sturz ausgelöst wird, zu einer schrägen Spiralfaktur der Diaphyse. Zum anderen kommt es durch direkte Gewalteinwirkung auf die Hand selbst zu Querfrakturen des Mittelhandschaftes (Lamb und McElfresh 1988). Proximale intraartikuläre Frakturen, wie die *Bennett-* und *Rolandofraktur* der Os metacarpale 1, sind meist durch eine axiale Kompression ausgelöst, welche über den Schaft des Mittelhandknochens fortgeleitet wird. Allerdings kann auch hier eine direkte Gewalteinwirkung ursächlich sein (Krickhahn et al. 2004).

#### **1.4.2 Klassifikation der Mittelhandfrakturen**

Die Frakturen der Mittelhand werden vereinfacht klassifiziert nach: Typ (z.B. Quer-, Schräg-, Schaft-, oder Trümmerfraktur) und Lokalisation (z.B. diaphysär, metaphysär oder epiphysär, sowie mit oder ohne Gelenkbeteiligung); stabil oder instabil; begleitende Weichteilverletzung. Beispielsweise zeigt Abb. 9 eine quere Schaftfraktur ohne Rotationsfehlstellung des zweiten und dritten Mittelhandknochens.



## Mittelhandschafffraktur

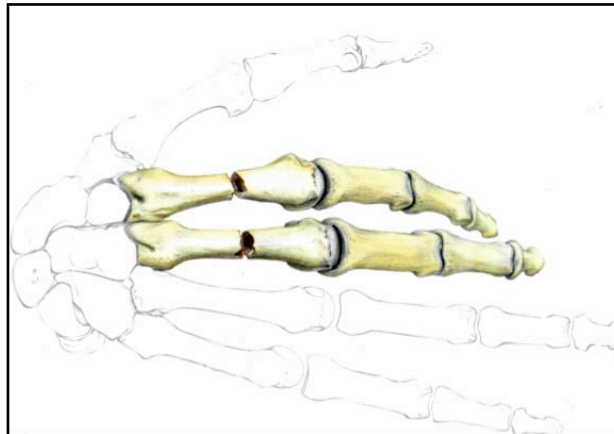


Abb 9: Quere Schafffraktur ohne Rotationsfehlstellung (Pechlaner 1998).

Insgesamt gibt es nur wenige Klassifikationen zur Erfassung der Frakturen von Phalangen und Metacarpalia.

Die seit 1990 bestehende AO-Klassifikation der Frakturen musste für Frakturen der Hand erweitert werden (Pettracic und Siebert 1998). Die ersten drei Zahlen beschreiben den Fingerstrahl und die Lokalisation. Die nach dem Punkt folgende Zahl bezeichnet die Lokalisation bezüglich des betreffenden Knochens: 1 = proximales Segment mit Gelenk und Metaphyse; 2 = diaphysäres Segment; 3 = distales Segment mit Gelenk und Metaphyse. Die darauf folgende Kombination aus Buchstabe und Zahl klassifizieren abschließend Typ und Schweregrad der Fraktur analog der AO-Klassifikation für Frakturen der langen Röhrenknochen (Schaefer und Siebert 2000b). Gebräuchlicher ist aber die zuerst genannte Einteilung.

Eine Sonderstellung nimmt auch bei der Klassifikation der 1. Mittelhandknochen ein. Die hier häufigen, basisnahen Frakturen werden nach wie vor durch Eigennamen unterschieden. Die so genannte *Wintersteinfraktur* beschreibt eine extraartikuläre, basisnahe Schrägfraktur ohne Gelenkbeteiligung. Bei der *Bennett-Luxationsfraktur* hingegen handelt es sich um eine intraartikuläre basisnahe Schrägfraktur. Hierbei wird der Schaft durch Zug des M. adductor pollicis longus nach radial und proximal luxiert, wobei das kleine Fragment durch den Bandapparat in seiner anatomischen Position gehalten wird (Krickhahn et al. 2004; Schaefer und Siebert 2000b). Die so genannte *Rolandofraktur*

beschreibt ebenfalls eine intraartikuläre Fraktur. Allerdings ist diese „T“- beziehungsweise „Y“-förmig, die Luxationsrichtung ist die selbe wie bei der *Bennett-Luxationsfraktur*.

### **1.4.3 Therapie der Mittelhandfrakturen**

Die Bedeutung einer adäquaten Therapie einer Fraktur der Metacarpalia ergibt sich aus der drohenden funktionellen Beeinträchtigung des Greifapparates. Bei Schaftfrakturen und basisnahen Frakturen tritt aufgrund der einwirkenden kräftigen Muskulatur fast immer ein palmarer Achsenknick und eine Verkürzung ein. Besonders ausgeprägt ist dies bei einer Fraktur des Os metacarpale 5 aufgrund des hier inserierenden M. extensor carpi ulnaris. Es herrscht Einigkeit darüber, dass ein palmarer Achsenknick bis zu einem gewissen Ausmaß ohne funktionelle Einbußen akzeptiert werden kann und keiner Reposition bedarf. Die Obergrenzen für das Ausmaß dieser Abkipfung wird allerdings kontrovers diskutiert. So postulierte *Holst-Nielson* dass bis zu 70° Angulation bei subcapitalen Frakturen des vierten und fünften Strahls akzeptabel seien (*Holst-Nielson* 1987). Andererseits zeigten *Birndorf und Ali* in biomechanischen Versuchen, dass es bereits bei einer Abwinkelung von 30° zu Funktionseinschränkungen des Beugeapparates kommt (*Ali* 1999; *Birndorf* 1997). Laut *O'Gorman* kommt es bereits bei einer Abkipfung um 15° bei subcapitalen Frakturen zu einer kompensatorischen Überstreckung im MCP. Aufgrund der fehlenden Kompensationsmöglichkeit des zweiten und dritten Strahls gibt *O'Gorman* die akzeptablen Obergrenzen für eine palmare Abknickung mit 30° für den vierten und fünften Strahl und mit 15° für den zweiten und dritten Strahl an (*O'Gorman und Ashwood* 2006). Dies entspricht in etwa der Einschätzung von *Anastasiadis* (20° bei den Metacarpalia 2-3 und bis zu 30° bei den mobileren Metacarpalia 4-5) (*Anastasiadis et al.* 2007). Einigkeit herrscht ebenfalls darüber, dass eine Rotationsfehlstellung auf keinen Fall akzeptiert werden darf. (*O'Gorman und Ashwood* 2006). Da der Finger in 90° Beugung wie ein Zeiger für die Rotation des entsprechenden MHK fungiert, werden bereits geringfügige Fehlstellungen dieser Art durch deutliche Beeinträchtigungen der Greiffunktion sowie der Ästhetik manifest. Da die zweiten und fünften Mittelhandknochen jeweils nur auf einer Seite durch einen Nachbarstrahl gestützt werden und dadurch anfälliger für Rotationsfehler sind, ist bei Frakturen dieser Knochen

häufiger ein operatives Vorgehen indiziert (vgl. 1.3).

### **Rotationsfehlstellung Ringfinger**



Abb 10: Ineffizienter Faustschluss durch Außenrotationsfehlstellung nach Fraktur des 4. Mittelhandknochens (Kerjean 2009)

#### **1.4.3.1 Konservative Therapie**

Bis heute werden Behandlungskonzepte und Indikationen für die konservative oder operative Versorgung von Mittelhandfrakturen kontrovers diskutiert (Knopp et al. 1993; Lowka 1990; Prokop et al. 1999).

Geschlossene Basis- und basisnahe Frakturen der MHK 2-5 lassen sich häufig konservativ im Gips behandeln, da diese oft nur gering disloziert beziehungsweise nach Reposition stabil sind. Eine Ausnahme können die Basisfrakturen des 5. MHK bilden, da diese aufgrund des stark ziehenden M. abductor digiti minimi häufig nicht geschlossen reteniert werden können. Bei diesen Frakturen, sowie bei Luxationen und Luxationsfrakturen der Carpometacarpalgelenke, welche aufgrund der flachen Gelenkfläche instabil sind, ist eine interne Fixierung notwendig (Towfigh 2001). Ebenso einer konservativen Behandlung zugänglich sind stabile, nicht-dislozierte oder sicher reponierte, quere Schaftfrakturen der MHK 3 und 4, sowie isolierte subkapitale Frakturen, welche nur geringfügig abgekippt sind.

Um geschlossene Schaft-Querfrakturen und subkapitale Frakturen zu reponieren, müssen die für die palmare Abkipfung mitverantwortlichen Mm. interossei durch Beugung der Finger im Grund- und Mittelgelenk entspannt und gleichzeitig die die Kollateralbän-

der des Grundgelenks angespannt werden. Anschließend lassen sich die meisten subcapitalen Frakturen mittels des so genannten „Jahss“ Handgriffes durch gleichzeitigen Druck auf das proximale Fragment und das Köpfchen der gebeugten Grundphalanx reponieren (siehe Abb. 11).

Die Retention wird durch einen Gipsverband in Intrinsic-Plus Stellung (Flexion: MCP 90°, PIP 20° DIP 20°) erreicht, da in 90° Beugstellung des MCP-Gelenkes die Collateralbänder maximal angespannt sind und so eine Schrumpfung der Bänder mit daraus resultierender Bewegungseinschränkung vermieden werden kann. Gleichzeitig sollte eine elastische Schienung des frakturierten mit dem benachbarten Finger erfolgen, um Rotationsfehler zu vermeiden (O'Gorman und Ashwood 2006; Anastasiadis et al. 2007; Gaulke et al. 2007).

Stabile, nicht dislozierte Frakturen des ersten Mittelhandknochen lassen sich ebenfalls konservativ durch Schienung versorgen. Hier soll der Daumen in 30°- 40° Abduktion, geringer Opposition und Supination zu den Langfingern gelagert werden. Die meisten Frakturen der Hand können durch Ruhigstellung mit anschließender funktioneller Therapie ausreichend behandelt werden. Die Dauer der Immobilisierung wird in der Literatur kontrovers diskutiert und variiert je nach Autor von 2-3 bis zu mindestens 6 Wochen (Schaefer und Siebert 2000b; Anastasiadis et al. 2007).

### Jahss - Handgriff

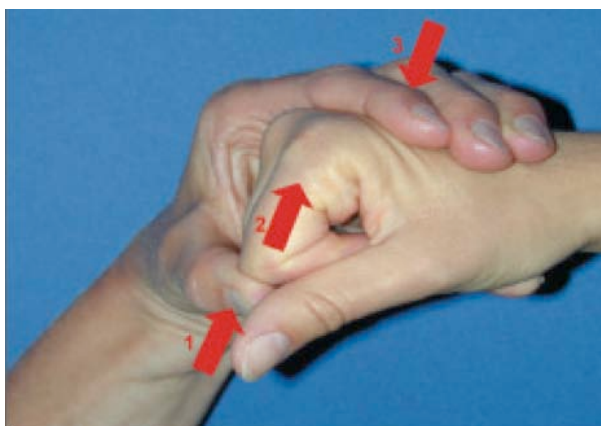


Abb 11: Jahss - Handgriff zur geschlossenen Reposition bei subcapitalen Frakturen (Loos et al. 2003).

### 1.4.3.2 Operative Therapie

Eine Absolute Indikation zur operativen Versorgung stellen laut *Towfigh* alle offenen Frakturen dar, unabhängig von vorhandenen Begleitverletzungen, sowie Mehrfachfrakturen, bei denen die seitliche Stabilisierung durch einen intakten Partnerstrahl nicht mehr gegeben ist (betrifft meist den zweiten oder den fünften Strahl, bzw. gleichzeitige Frakturierung mehrerer Strahlen) (*Towfigh* 2001). Des Weiteren stellen so genannte Drehkeilfrakturen aufgrund der Gefahr von Rotationsfehlern eine sichere Operationsindikation dar. *Küntscher et al.* beschrieben 2003 zusätzlich alle Mehrfragment- und Trümmerfrakturen, intraartikuläre Frakturen, dislozierte Frakturen, welche nicht den oben genannten Kriterien zur konservativen Therapie genügen, sowie proximale, basisnahe Frakturen des 1. MHK, als prinzipiell operativ zu versorgen (*Küntscher et al.* 2003).

Für die operative Therapie stehen vier grundsätzliche Konzepte zur Auswahl:

Die geschlossene Reposition mit trans-/percutaner Fixation (K-Draht, Zugschrauben, Fixateur externe); geschlossene Reposition mit intramedullärer Schienung; offene Reposition und interne Fixation; Kombination aus internen und externen Verfahren.

Bei der Osteosynthese mittels K-Draht ist ein einzelner Draht aufgrund der fehlenden Rotationsstabilität nicht ausreichend. Eine Kreuzung der K-Drähte im Frakturbereich sollte wegen drohender Distraction und Instabilität vermieden werden. Eine Versenkung des Drahtendes unter Hautniveau senkt die Infektionsrate sowie die Rate an Hautirritationen erheblich. Aufgrund der Kombinationsmöglichkeit mit anderen Verfahren, der geringen Kosten und der einfachen Technik findet die K-Drahosteosynthese bei vielen Frakturen Anwendung.

Bei der intramedullären Osteosynthese kann die Freilegung der Fraktur vermieden werden. Bei subcapitalen Frakturen erfolgt die Einbringung der Drähte anterograd, bei basisnahen Frakturen retrograd. Das biomechanische Prinzip dieses Verfahrens beruht auf

der, durch die Biegung des bzw. der eingebrachten Drähte erreichten 3-Punktstützung. Häufig lässt sich so bei queren Schaftfrakturen eine übungsstabile Fixation erreichen (Foucher Schienung).

### Prinzip der Bündelnagelung

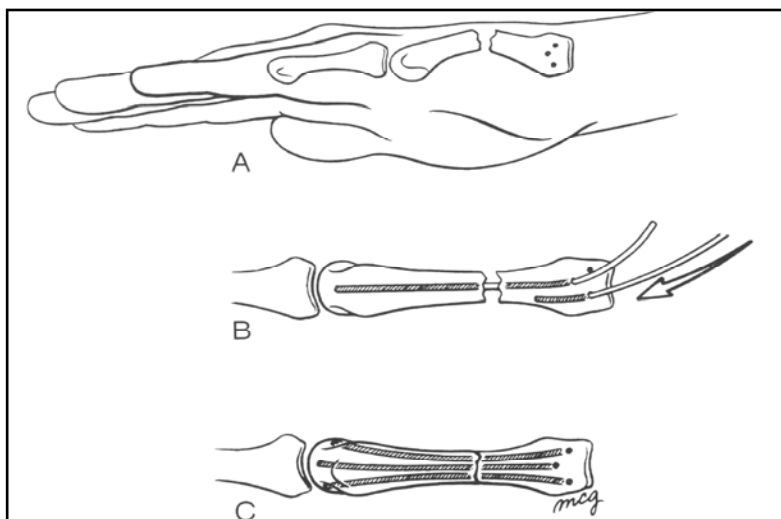


Abb 12: Durch das Einbringen mehrere dünner Nägel, welche an den Enden gebogen sind kann eine rotationsstabile Osteosynthese durch Verklebung der Nägel sowohl im Schaft, als auch an den Metaphysen gewährleistet werden (Stern 2005).

Fixateur externe Systeme kommen unter anderem zum Einsatz, wenn im Bereich der Fraktur ein ausgeprägter Weichteilschaden vorliegt, es sich um eine ausgeprägte Defektfaktur handelt oder eine dislozierte Fraktur mit intraartikulärer Trümmerzone zu versorgen ist. Die MHK 2-4 werden von radiallyseitig mit Pins besetzt, während der 5. MHK von ulnar versorgt wird. Je nach Instabilität wird jedes Fragment mit ein bis zwei Pins besetzt. Normalerweise wird der Fixateur externe nach vier bis fünf Wochen entfernt. Ein Verfahrenswechsel kann aber auch schon früher indiziert sein.

Eine Zugschraubenosteosynthese mit zwei Zugschrauben, welche senkrecht zum Frakturverlauf einer Schräg- oder Spiralfaktur des Schaftes ohne Defekt und Trümmerzone durchgeführt wird, ist wesentlich stabiler als eine mit K-Drähten versorgte Spiralfaktur. Dieser Frakturtyp lässt sich mittels Zugschraubenosteosynthese optimal reponieren und erfordert im Gegensatz zur Plattenosteosynthese ein geringeres Weichteiltrauma. Aus diesem Grund ist die Zugschraube für lange Schräg- und Spiralfrakturen sowie bei

monocondylären Frakturen indiziert. Voraussetzung für eine übungsstabile Kompression der Fragmente ist aber eine vorausgehende, anatomische Reposition (Schaefer und Siebert 2000a).

Für die Plattenosteosynthese stehen eine Vielzahl an Modellen zur Verfügung. Besonders die neu eingeführten winkelstabilen Modelle erweitern die Auswahl noch einmal erheblich. Indikationen für die Plattenosteosynthese sind vielfältig. Sie kommt zum Beispiel als Alternative zur Versorgung mit K-Drähten oder Cerclagen bei schräg-, spiral- und Trümmerfrakturen der Diaphyse zum Einsatz. Typische Indikation für eine Plattenosteosynthese der Metacarpalia sind instabile Querfrakturen im Schaftbereich sowie Mehrfragment- oder Trümmerfrakturen. Auch bei den basisnahen Frakturen des MHK 1 ist der Einsatz von Osteosynthesplatten eine Möglichkeit. Besonders bei der instabilen extraartikulären *Wintersteinfraktur* und bei der intraartikulären *Rolandofraktur* kommt die Plattenosteosynthese zum Einsatz, während die *Bennettfraktur* bevorzugt mit einer Doppeldrahtosteosynthese versorgt wird. Radiologisch und anatomisch lassen sich mit der Plattenosteosynthese zwar gute Ergebnisse erzielen, allerdings korrelieren diese aufgrund des erheblichen Weichteilschadens nicht immer mit dem funktionellen Ergebnis (Anastasiadis et al. 2007). In wie weit dieses Problem durch den Einsatz der winkelstabilen Implantate, welche nicht auf eine ausgedehnte Freilegung der Frakturzone und eine exakte anatomische Reposition der Fraktur angewiesen sind, vermindert werden kann, werden zukünftige klinische Studien zeigen müssen.

Der operative Zugang für die Plattenosteosynthese erfolgt über eine dorsale Inzision, welche nicht direkt über der Strecksehne des betreffenden Strahls, sondern jeweils zwischen zwei benachbarten Mittelhandknochen erfolgt (siehe Abb. 13). Anschließend erfolgen die Inzision der Streckerhaube und die vorsichtige Retraktion der Strecksehnen. Eine Freilegung der Fraktur durch eine Inzision des Periostes sollte möglichst schonend erfolgen (Fricker et al. 2009). Anschließend wird die Platte mittig über der Fraktur platziert und bei nicht winkelstabilen Systemen proximal und distal der Fraktur mit mindestens zwei bicorticalen Schrauben fixiert (Schaefer und Siebert 2000a). Mehrere biomechanische und klinische Studien haben gezeigt, dass die Ergebnisse bei dorsaler Implantatplatzierung jenen bei palmarer Implantatlage überlegen sind (Firoozbakhsh et

al. 1993; Black et al. 1985; Vanik et al. 1984).

### Operative Zugangswege

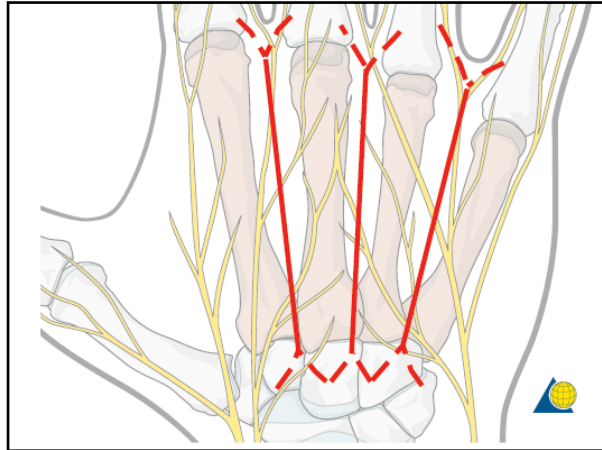


Abb 13: Hautinzision bei dorsaler Plattenosteosynthese der Mittelhandknochen III-V (Fricker et al. 2009)

#### 1.4.3.3 Funktionelle Nachbehandlung

Eine frühfunktionelle Nachbehandlung von immobilisierten Frakturen der Hand ist von besonderer Bedeutung. Dies erklärt sich unter anderem aus der Tatsache, dass ein in Streckstellung immobilisiertes Metacarpophalangealgelenk durch Kontrakturen der Bänder, bereits nach zwei Wochen permanent eingesteift sein kann (Lamb und McElfresh 1988). Aus diesem Grund müssen auch kurzfristige Ruhigstellungen dieses Gelenkes immer in 80° bis 90° Beugung erfolgen (s. 1.4.3.1). Außerdem besteht bei mangelnder Bewegung stets die Gefahr einer Verklebung des Periostes mit den benachbart gleitenden Strecksehnen (Lamb und McElfresh 1988; Schaefer und Siebert 2000a). Der Zeitpunkt, ab dem nach der Versorgung der Fraktur eine funktionelle Therapie begonnen werden sollte, variiert in der Literatur allerdings erheblich. Grundsätzlich besteht Einigkeit darüber, dass operativ stabil versorgte Frakturen aufgrund der höheren Stabilität häufig bereits nach zwei bis drei Tagen beübt werden können (Küntscher et al. 2002). Bei konservativ behandelten Frakturen herrscht weit weniger Einigkeit. So schlagen *Schäfer et al.* vor, erst nach 8 bis 12 Tagen funktionell weiter zu behandeln (Schaefer und Siebert 2000a), während *Prokop et al.* über eine Reihe von Studien berichten, bei denen teilweise sogar generell ohne Immobilisation sofort mit der Nachbehandlung begonnen wurde (Prokop et al. 1999). Diese großen Unterschiede in den Emp-



fehlungen sind könnten jedoch teilweise durch unterschiedliche zugrundeliegende Frakturtypen begründet sein.

#### **1.4.4 Komplikationen**

Obwohl Finger- und Mittelhandfrakturen häufige Verletzungen darstellen und oft als Bagatellverletzungen abgetan werden, gehen 25% der Fingerversteifungen auf Frakturen zurück (Schaefer und Siebert 2000a).

Die Zahl der möglichen Komplikationen und Behandlungsfehler sowohl bei operativer als auch bei konservativer Therapie, ist groß. Wie bei jedem operativen Eingriff am Knochen besteht auch an der Mittelhand die Gefahr von Infektionen, Wundheilungsstörungen und Thrombosen, wobei letztgenannte äußerst selten auftritt (Heermann 2005). Auch Implantatfehlagen und sekundäre Dislokationen sind möglich. Letztere kommen besonders bei konservativ versorgten Frakturen mit Rotationsfehlern zum Tragen, da diese häufig nicht ausreichend zu retenieren sind. Fallen auf den routinemäßig anzufertigenden, Röntgenkontrollen nicht akzeptable, sekundäre Dislokationen auf, so ist meist ein Verfahrenswechsel zu einer stabileren Osteosyntheseform oder eine zusätzlich stabilisierende Maßnahme notwendig.

Eine weitere, besonders bei intraartikulären Frakturen gefürchtete Komplikation ist die nicht ausreichende anatomische Reposition. Besonders bei *Bennett-* und *Rolandofrakturen* des MHK 1 muss penibel auf die stufenfreie Rekonstruktion der Gelenkfläche geachtet werden, da sonst das Arthroserisiko massiv ansteigt.

Durch dick aufragende Platten oder überstehende Schrauben besteht die Gefahr einer sekundären Ruptur der direkt über dem Implantat gleitenden Strecksehnen (Schaefer und Siebert 2000a; Towfigh 2001). Die neuen „low-profile“ Platten haben hier allerdings eine Reduktion der Komplikationen bewirkt (Agarwal und Pickford 2006). Eine weitere, entscheidende Komplikation ist die Gefahr von Adhäsionen im Bereich des Streckapparates, da diese eine langfristige funktionelle Einschränkung der Hand zur Folge haben können. Um solche Adhäsionen zu vermeiden sollte einerseits standardmäßig eine scharfe Inzision der Streckerhaube erfolgen. Andererseits ist eine möglichst stabile Osteosynthese anzustreben, da die frühfunktionelle Nachbehandlung die Grund-

lage für die Minimierung des Risikos dieser Komplikation darstellt.

Zusätzlich zu den unmittelbaren Komplikationen kommen noch jene, die mit zeitlicher Verzögerung manifest werden. Hier sind unter anderem die Pseudoarthrosenbildung sowie verschiedene Dystrophieformen zu nennen. Pseudoarthrosen, die durch mangelnde Immobilisation gefördert werden, werden in aktive (hypertrophe) und inaktive (hypotrophe) unterteilt. Während erstere als Therapie nur eine stabile Osteosynthese benötigen, ist bei letzteren zusätzlich eine autologe Knochentransplantation nötig (Towfigh 2001; Schaefer und Siebert 2000a).

Bei den Dystrophien muss die reine Dystrophie, bei der keine systemischen Begleitsymptome vorliegen, von der sympathischen Reflexdystrophie (auch als „Morbus Sudeck“ oder „chronic regional pain syndrome“ bezeichnet) unterschieden werden. Beide Formen können sowohl bei der operativen als auch bei der konservativen Therapie auftreten. Besonders die Reflexdystrophie gilt als gefürchtete Komplikation, da sie schwer zu behandeln ist und nicht selten zu bleibenden Funktionsdefiziten führt (Schaefer und Siebert 2000a; Heermann 2005). Die Pathomechanismen hinter den auslösenden Ereignissen sind noch weitgehend unklar. Häufig steht die Schwere des auslösenden Traumas bei Weitem nicht im Verhältnis zu den verheerenden Folgen der Dystrophie. Die Diagnose wird klinisch gestellt und kann allenfalls radiologisch durch auf dem Röntgenbild sichtbare herdförmige Demineralisierungen gestützt werden. Entscheidend für die Therapie der Reflexdystrophie ist der frühzeitige Beginn sowie die aggressive Behandlung, welche unter Umständen auch stationär erfolgen muss (Schaefer und Siebert 2000a).

## 1.5 Ziel der Arbeit

Operativ zu versorgende Frakturen der Mittelhand stellen in gewisser Hinsicht ein Dilemma dar. Einerseits hat die Hand als wichtiges Werkzeug des Menschen eine besondere Bedeutung für dessen Berufsfähigkeit. Aus diesem Grund ist die Notwendigkeit einer stabilen Osteosynthese, welche nachteilige Langzeitfolgen vermeidet, nachvollziehbar. Gleichzeitig verstärken die biomechanischen Begebenheiten, welche sich aus den kräftigen inserierenden Muskeln ergeben, das Bedürfnis nach Stabilität. Andererseits bedingen aber die anatomischen Strukturen im Bereich von Handrücken und Handfläche deutliche Einschränkungen bei den Möglichkeiten der Implantatwahl. Die extrem enge Nachbarschaft zu den gleitenden Sehnen der Fingerstrecker und -beuger sowie eine spärliche Weichteildeckung besonders im dorsalen Bereich zwingen den Operateur bei der Implantatwahl zu einem Kompromiss. Auf der einen Seite muss das Implantat größtmögliche Stabilität gewährleisten und auf der anderen Seite möglichst geringe Dimensionen insbesondere in Bezug auf die Implantatdicke aufweisen. Die Entwicklung winkelstabiler Miniimplantate für die Mittelhand hat bedeutende Fortschritte bei der Erzielung dieses Kompromisses gebracht. Allerdings wurden diese, wie bereits erwähnt, teilweise mit neu aufgetretenen Problemen erkaufte. Die ursprünglich deutlich geringere Flexibilität beim Einsatz der unidirektionalen Systeme wurde zwar durch verschiedene, heute verfügbare, multidirektionale Systeme entscheidend erweitert. Allerdings weisen viele dieser Systeme die Problematik Kaltverschweißung auf, welche durch die unterschiedlich harten Legierungen bedingt ist. Ein weiteres Problem der formschlüssigen Verbindung einer härteren mit einer weicheren Titanlegierung ist die Tatsache, dass die Schraubenlage nach einmaliger Einbringung nicht mehr korrigiert werden kann, da die Umformung nicht reversibel ist.

Besonders bei gelenknahen Frakturen und Frakturen mit ausgeprägter Trümmerzone kann es schwierig werden, mit einer herkömmlichen Reihenplatte, wie gefordert, mindestens zwei Schrauben pro Fragment in ausreichender Entfernung zur Fraktur unter zu bringen. Hier haben bereits so genannte T- und L-Platten ihre Berechtigung gefunden. Die neuere Entwicklung hat zusätzlich so genannte dreidimensionale Implantate oder Gitterplatten hervorgebracht. Diese sollen in Verbindung mit winkelstabil eingebrachten Schrauben ein quaderförmiges Stützkonstrukt erzeugen, welches sich durch noch weiter

gesteigerte Stabilität bei monocorticaler Verschraubung auszeichnet (Zix et al. 2007).

In der vorliegenden Studie soll nun ein neuartiges Kleinfragmentsystem getestet werden, bei dem Schrauben multidirektional winkelstabil in die Platte eingebracht werden können, ohne dass unterschiedliche Titanlegierungen eingesetzt werden müssen. Die stabile Verblockung wird bei dem vorliegenden „TriLock®“ - System der Firma Medartis® durch eine sphärische Dreipunktverklebung erreicht. Dies verhindert einerseits das Eintreten einer Kaltverschweißung bei zyklischer Belastung und erlaubt andererseits die Schraubenlage mehrfach zu korrigieren.

Des Weiteren soll auch für dieses Modell überprüft werden, ob die monocorticale Verschraubung vergleichbare Stabilitäts- und Steifigkeitswerte erzeugt wie die bicorticale und damit eine Gefährdung der Beugesehnen durch bicorticale Verschraubung unnötig wird. Ebenfalls soll diese Studie zeigen, in wie weit das Plattendesign im Hinblick auf reihenförmige oder gitterförmige Anordnung der Schrauben tatsächlich einen Zugewinn an Stabilität bei identischer Implantatdicke und Schraubenzahl erzielt.

Bisherige retrospektive klinische Studien zeigen durchgehend gute bis sehr gute Ergebnisse beim Einsatz des „TriLock®“ - Systems. Berichte über bereits erfolgte biomechanische Testungen konnten bei der durchgeführten Literaturrecherche allerdings nicht gefunden werden.

## **2. Material und Methoden**

In der vorliegenden Arbeit wurden drei verschiedenartige Platten und mehrere Verschraubungsmuster der Aptus® Reihe der Firma Medartis® anhand von standardisiert frakturierten Mittelhandknochen des zweiten Strahls von gewöhnlichen deutschen Hausschweinen getestet.

### **2.1 Prüfkörper**

Zum Einsatz kamen 45 Metacarpalia von deutschen Hausschweinen, wobei ausschließlich der zweite Strahl verwendet wurde. Die Knochen wurden in frischem Zustand explantiert und von allem Weichgewebe befreit. Bei der Präparation wurde das Periost geschont. Unmittelbar im Anschluss an die Präparation wurden die Knochen in mit 0,9% NaCl-Lösung getränkte Lappen eingewickelt. Anschließend wurden die Lappen in Plastikbeuteln luftdicht verschlossen und bei -70°C eingefroren. Sechs Stunden vor der Testung wurden die Knochen bei Raumtemperatur aufgetaut. Während der Vorbereitungsphase und während der Testung wurden die Knochen ständig mit 0,9% NaCl Lösung feucht gehalten.

Als Einschlusskriterien dienten zum einen der Durchmesser der Diaphyse, (9mm bis 11mm) und zum anderen die Gesamtlänge des explantierten Knochens welche zwischen 57mm und 62mm betragen musste. Die so ausgewählten Knochen wurden nach der Frakturierung der Nativknochen nochmals aufgrund der Frakturlokalisierung und des entstandenen Frakturtyps selektioniert. In die Auswertung gingen ausschließliche Knochen mit Querfraktur im Bereich der Diaphyse ein.

Die so ausgewählten Prüfknochen wurden randomisiert in fünf Gruppen eingeteilt, wobei vier Gruppen mit N=10 Knochen und eine Gruppe mit N=5 Knochen gebildet wurden.

## 2.2 Geprüfte Implantate

Getestet wurden ausschließlich Implantate der "APTUS Hand"® - Reihe der Firma Medartis (Medartis® AG Basel, Schweiz). Die Profildicke betrug bei allen verwendeten Implantaten 1,0mm.

Zum Einsatz kamen eine 6-Loch-Reihenplatte, von welcher das proximale und das distale Loch gekürzt wurden, so dass die Platte als 4-Loch-Reihenplatte geprüft wurde. Diese Platte wurde für zwei der Testgruppen verwendet, zum einen mit monocorticaler Verschraubung, zum anderen mit bicorticaler Verschraubung.

Bei dem zweiten getesteten Implantat handelt es sich um eine zweireihige 3D-Platte mit jeweils drei Löchern je Reihe und insgesamt drei Querverstrebungen. Die Platte ist entsprechend der anatomischen Situation vorgebogen. Die beiden Lochreihen sind nicht parallel angeordnet um der Tatsache gerecht zu werden, dass auch die Metacarpalia im Bereich der Meta- und Epiphysen breiter sind als im Bereich der Diaphyse.

Bei dem dritten Implantattyp handelte es sich ebenfalls um eine zweireihige 3D Platte, mit vier Löchern je Reihe. Auch bei diesem Implantat sind die Reihen nicht parallel, sondern zur einen Seite divergierend angelegt.

Bei allen Implantaten, die in diese Testung eingingen, handelte es sich um winkelstabile Implantate. Die Winkelstabilität wird bei allen drei Typen durch das TriLock® System der Firma Medartis® erreicht. Bei diesem System bestehen Schrauben und Platte aus der selben Titanlegierung. Die in spezifischer Weise entrundeten Schraubenköpfe und Plattenlöcher erlauben eine sichere sphärische Dreipunktverblockung, bei der die Schraube in einem Winkel von bis zu +/- 15° zur Senkrechten eingebracht werden kann.

Die verwendeten Schrauben besitzen einen Kerndurchmesser von 2,0mm sowie ein selbstschneidendes Gewinde und eine abgerundete Spitze. Letztere ist bei der bicorticalen Verschraubung in vivo von besonderer Bedeutung, da es hier bei versehentlich zu lang gewählten Schrauben zu weniger Irritationen bzw. Verletzungen der palmar gleitenden Sehnen kommt. Der Schraubenkopf ist kongruent zum Plattenloch entrundet und an den Stellen, welche an der Dreipunktverblockung beteiligt sind, zusätzlich mit drei Rillen ausgestattet. Die Verbindung zwischen Schraube und Schraubendreher wird

durch das HexaDrive® - System hergestellt. Bei diesem System wird eine höhere Drehmomentübertragung durch eine Entkoppelung von Selbsthaltung und Drehmomentübertragung erreicht.

#### Verwendete Implantate



Abb 14: Getestete Implantate und Schrauben für die monocorticale bzw. bicorticale Verankerung (Medartis®, Aptus®).

### 2.3 Versuchsvorbereitung

Um die Knochen vor und nach der osteosynthetischen Versorgung in standardisierter Weise testen zu können wurden diese, nach dem sie vollständig aufgetaut waren, im Bereich der proximalen Epi- und Metaphyse in Aluminiumformen fixiert. Die Fixierung erfolgte mit Hilfe von Palacos® Knochenzement. Die Knochen wurden in einer Vorrichtung mit Hilfe von drei Schrauben, welche in verschiedenen Ebenen ausgerichtet sind, eingespannt und bis zur vollständigen Aushärtung der Palacosmasse gehalten.

## Retentionshilfe für die Einbettung der Prüfkörper

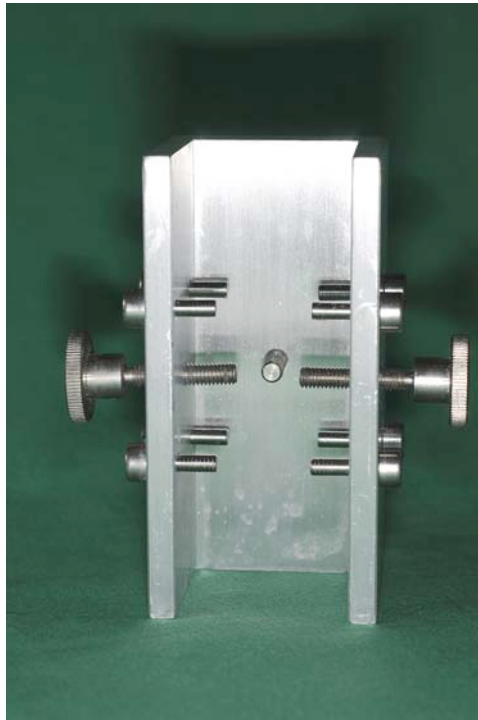


Abb 15: Die Abbildung zeigt die verwendete Retentionshilfe, mit deren Hilfe die in Palacos® eingebetteten Knochen bis zur vollständigen Aushärtung des Knochenzementes mittels Dreipunktfixierung in Position gehalten wurden.

Die Knochen wurden in der Form so ausgerichtet, dass der First der Diaphyse senkrecht zur später eingesetzten Kraftrichtung und parallel zu den Außenflächen des würfelförmigen Aluminiumkörpers stand. Mischungsverhältnis und Dauer der Aushärtphase wurden entsprechend den Herstellerangaben durchgeführt. Während der Versuchsvorbereitung wurden die Prüfknochen durch Besprühen mit physiologischer Kochsalzlösung feuchtgehalten.

### 2.4 Versuchsaufbau

Die Testungen erfolgten an einer spindelbetriebenen Materialprüfmaschine (Modell Z020) der Firma Zwick/Roell® (Ulm, Germany).

Der Versuchsaufbau konnte in weiten Teilen von einem etablierten Testmodell aus einer vorangegangenen Arbeit übernommen werden (Doht 2007). Bei diesem Modell handelt es sich um einen modifizierten Dreipunktbiegeversuch. Als Unterlage für den Ver-



suchsaufbau diene ein Kreuztisch, welcher die stufenlose Bewegung der Apparatur in der Horizontalebene ermögliche. Dieser Kreuztisch war mit dem Boden des Prüfraumes der Prüfmaschine fest verschraubt. Auf dem Kreuztisch befand sich eine mit zwei Schrauben fixierte Aluminiumplatte, welche mit einer 2,5cm breiten und 1,0mm tiefen Vertiefung ausgestattet war. Diese Vertiefung diene als Führungsschiene für die Einbettform des Knochens. Die Führungsschiene endete 1,5cm vor dem proximalen Ende der Bruchkante und bot somit einen definierten Anschlag. Als Bruchkante diene eine 4mm starke, an der Oberseite abgerundete Platte, welche die Bodenplatte um exakt 1,0cm überrage. Die Fixierung des eingebetteten Prüfkörpers in der korrekten Position erfolgte mittels eines zusätzlichen Querbalkens über der Aluminiumform. In einem Abstand von 1,0cm (1,5cm bei der Testung der 8-Loch-Gitterplatten) drückte anschließend ein 5mm breiter Druckstempel von dorsal auf die distale Metaphyse des Knochens.

Es kam also eine Dreipunktbiegung mit Kraftapplikation distal der beiden Widerlager zum Einsatz (modifizierter Dreipunktbiegeversuch).

Ein mit dem Druckstempel verbundener Kraftaufnehmer übermittelte die aufgetretenen Kräfte an die Testsoftware (Testexpert 2®), welche die Kräfte dann zu der Verformung des Prüfkörpers in Beziehung setzt.

## Modifizierter Dreipunktbiegeversuch

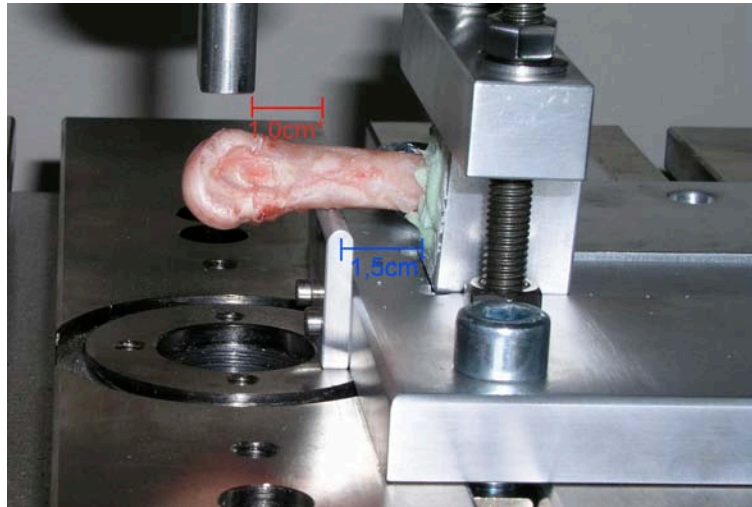


Abb 16: Testaufbau von rechts nach links: Einbettform mit Palacos und fixiertem Prüfknochen; Bruchkante in 1,5cm Abstand; Druckstempel in weiteren 1,0cm Abstand (\*bei Versuchen mit der 8-Loch-Gitterplatte wurde der zweite Abstand ebenfalls auf 1,5cm erhöht).

### 2.5 Ablauf der Testung

Zu Beginn der Testung wurde der Druckstempel an eine definierte Startposition gefahren, an welcher noch kein Kontakt zum Knochen bestand. An dieser Stelle wurde vor jeder Testung die Kraft am Kraftaufnehmer gleich 0N gesetzt. Anschließend fuhr der Druckstempel mit einer Vorlaufgeschwindigkeit von 10mm/min auf den Knochen bis eine Vorkraft von 5N erreicht wurde. Ab Erreichen der Vorkraft beginnt die eigentliche Testung und die Aufzeichnung der Werte durch die Prüfsoftware. Die Testung erfolgte unter einer konstanten Geschwindigkeit von 100mm/min. Als Ende der Prüfung war ein Abfall der Kraft auf Werte unter 20N oder weniger als 20% der gemessenen Maximalkraft definiert.

Nach Abschluss der Frakturierung des Knochens wurden Frakturlokalisierung und Frakturtyp analysiert und vermerkt. Ausschließlich Knochen, welche eine Querfraktur im Bereich der Diaphyse aufwiesen, gingen in die Auswertung ein und wurden mit den zu testenden Platten verschraubt.

Bei den ausgewählten Knochen wurden die Frakturen falls notwendig komplettiert, al-

lerdings ohne eine vollständige Durchtrennung des Periostes auf der Palmarseite herbeizuführen. Anschließend wurden die Frakturen manuell reponiert und für die Verschraubung in der abgebildeten Vorrichtung in Reposition gehalten.

### Repositionshilfe

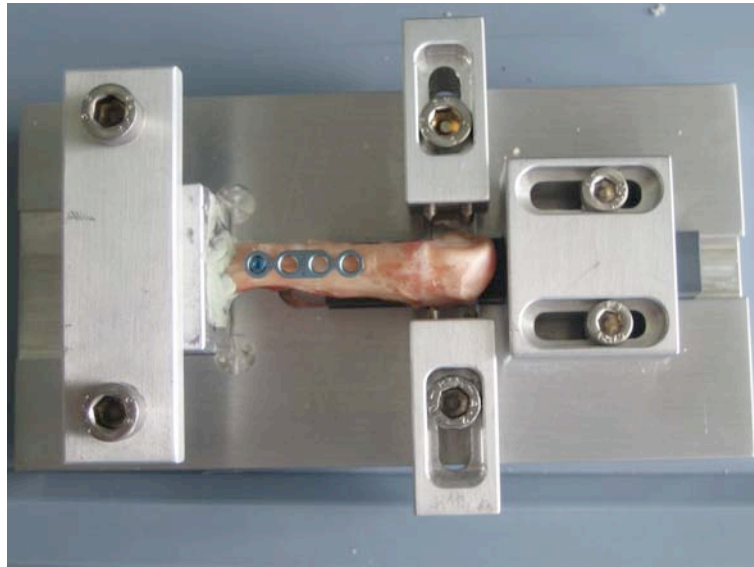


Abb 17: Vorrichtung zur Reposition und osteosynthetischen Versorgung der frakturierten Knochen

Für die Einbringung der Schrauben wurden Löcher mittels eines Bohrers mit 1,8mm Durchmesser vorgebohrt, unter Verwendung der entsprechenden Bohrbüchse. Hierbei wurde explizit darauf geachtet, dass die Schrauben diaphysär und außerhalb des Frakturspaltes zu liegen kamen.

Aufgrund der größeren Länge der 3D Platten bzw. der anspruchsvolleren Schraubenplatzierung wurde bei diesen Implantaten die Schraubenlage vor der erneuten Testung zusätzlich per Durchleuchtung in zwei Ebenen kontrolliert.

## Röntgenkontrolle der Schraubenplatzierung bei 3D Platten in 2 Ebenen

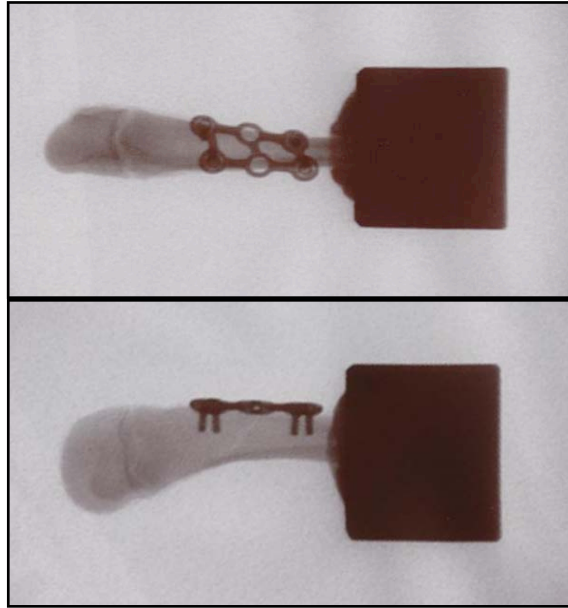


Abb 18: Durchleuchtungskontrolle bei Gitterplatten um die diaphysäre Schraubenlage außerhalb des Frakturspaltes zu sichern.

Die Verschraubung erfolgte bei den 3D-Platten monocortical, bei den Reihenplatten wurde eine Gruppe bicortical verschraubt, die andere ebenfalls monocortical. Die monocorticale Verschraubung erfolgte standardisiert jeweils mit 6mm langen Schrauben. Bei den bicortical verschraubten Reihenplatten wurde die benötigte Schraubenlänge jeweils ausgemessen.

Die Schrauben wurden anschließend von Hand sicher winkelstabil verklemmt. Bei dem verwendeten System kann eine sichere Verklemmung durch einen spürbaren ersten weichen Anschlag und einen darauf folgenden endgültigen harten Anschlag nachvollzogen werden.

Die so versorgten Knochen wurden anschließend erneut unter den beschriebenen Bedingungen geprüft. Ausschließlich für diejenigen Knochen, welche mit den Achtloch 3D Platten versorgt wurden, musste aufgrund der Länge der Platten der Testaufbau verändert werden. Mit Hilfe des Kreuztisches wurde der Abstand zwischen Widerlager und Druckstempel von 1,0cm auf 1,5cm erhöht. Der so veränderte Hebelweg wurde bei der

Auswertung der Daten, unter Anwendung des Hebelgesetzes, verrechnet (Kraft mal Kraftarm gleich Last mal Lastarm, bzw.:  $FK \times IK = FL \times IL$ ). Wird der Kraftarm also um den Faktor 1,5 verlängert, so ergibt sich  $FK = FL \times 1,5$ .

## **2.6 Erhobene Daten und Datenverarbeitung**

Die während der Testung gemessenen Kräfte sowie die Standardverformung des Prüfkörpers wurden durch die Testexpert 2® Software automatisch gegeneinander aufgetragen. Zusätzlich wurden automatisch die maximal aufgebrachte Kraft (N) sowie der Elastizitätsmodul (N/mm) gemessen (der Emodul, bzw. die Steifigkeit einer Probe wird aus der maximalen Steigung der Kraft-Dehnungskurve im Bereich der elastischen Verformung ermittelt). Aufgrund der teilweise unplausiblen Ergebnisse bei der automatischen Elastizitätsmodul-Messung wurden diese Werte im Anschluss durch manuell angelegte Tangenten neu ermittelt und korrigiert. Ebenfalls manuell ermittelt wurden die Bruchpunkte der einzelnen Proben (der Bruchpunkt beschreibt den Punkt an dem die elastische, bzw. reversible Verformung in eine plastische, bzw. irreversible Verformung übergeht) (Ergänzung s. 4.6).

## Kraft - Dehnungs - Kurve

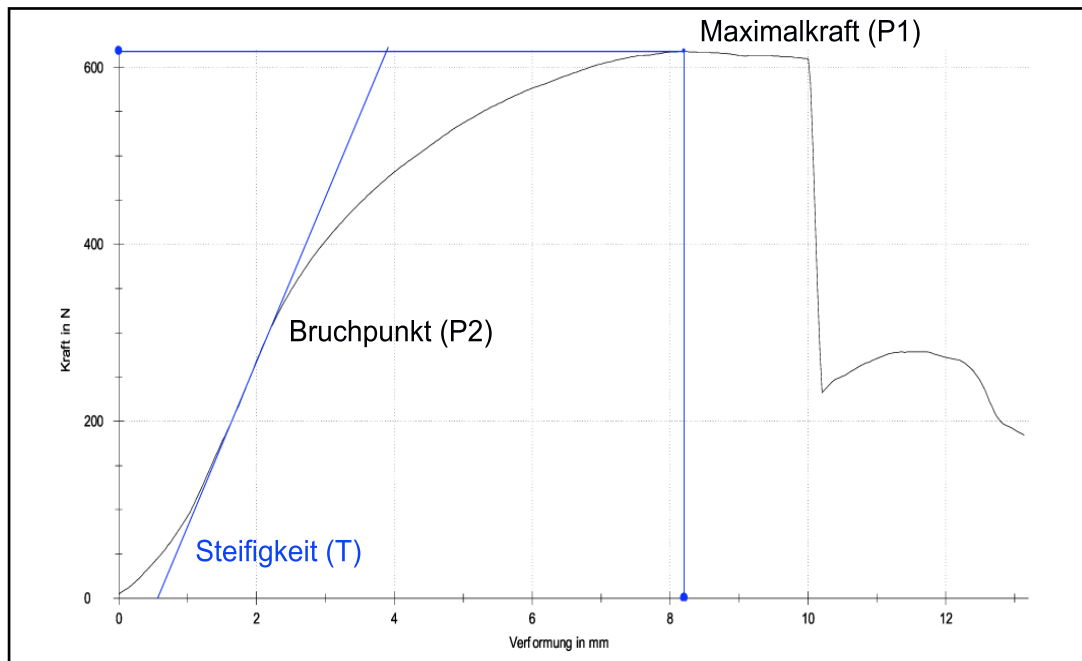


Abb 19: Typische Kraft - Dehnungs - Kurve für die initiale Frakturierung eines nativen Prüfknochens mit angelegter Tangente zur Berechnung der Steifigkeit. Als Bruchpunkt ist der Punkt definiert, an dem die Tangente die Kurve verlässt. In diesem Fall sind  $P1=618\text{N}$ ,  $P2=310\text{N}$  und  $T=186\text{N/mm}$ .

## 2.7 Statistische Methoden

Die gewonnenen Daten wurden mittels Mann-Whitney-Wilcoxon Analyse (im Folgenden Mann-Whitney-U Test) auf signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen in Bezug auf die untersuchten Parameter getestet. Dieser Test wurde gewählt, da er keine Normalverteilung der Daten voraussetzt und somit für die Auswertung der kleinen Gruppengrößen geeignet ist. Das Signifikanzniveau wurde für  $p < 0,05$  festgelegt. Die Analysen erfolgten mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS® 16.

## **2.8 Materialliste**

### **Prüfkörper**

Metacarpalia II von skelettreifen, deutschen Hausschweinen (Südfleisch Holding GmbH, Otto-Hahn Str. 3, 97080 Würzburg, 0931-90040)

### **Einbettung**

Aluminium-Einbettformen (Forschungslabor chirurgische Klinik II der Universitätsklinik Würzburg)

Einbetthilfe mit Dreipunktfixierung der Knochen (Forschungslabor chirurgische Klinik II der Universitätsklinik Würzburg)

Palacos® Knochenzement (Heraeus Medical GmbH, Wehrheim)

### **Implantate**

Multidirektionale, winkelstabile 2D 6-Loch-Reihenplatten. Profildicke 1,0mm (Aptus® TriLock®, Medartis® AG, Basel CH) SN: A-4650.03

Multidirektionale, winkelstabile 3D 6-Loch-Gitterplatten. Profildicke 1,0mm (Aptus® TriLock®, Medartis® AG, Basel CH) SN: A-4650.58

Multidirektionale, winkelstabile 3D 8-Loch-Gitterplatten. Profildicke 1,0mm (Aptus® TriLock®, Medartis® AG, Basel CH) SN: A-4650.62

Verblockungsschrauben Schrauben: 6mm x 2mm SN: 5450.06; 8mm x 2mm SN: 5450.08; 10mm x 2mm SN: 5450.10 (Aptus® TriLock®, Medartis® AG, Basel CH)

## **Instrumentarium**

Hexadrive Schraubendreher 2,0/2,3mm (Aptus® Hexadrive®, Medartis® AG, Basel CH) SN: A-2610

Bohrer 1,6mm (Aptus® Medartis® AG, Basel CH) SN: A3412

Bohrbüchse 2,0/2,3mm (Aptus® TriLock®, Medartis® AG, Basel CH) SN: A2020

Vario-Plattenschneidezange für Fingerplatten (Aptus® Hexadrive®, Medartis® AG, Basel CH) SN: A-2041

## **Prüfmaschine**

Z020 (Fa. Zwick/Roell®, Ulm)

## **Sonstiges**

Repositionshilfe (Forschungslabor chirurgische Klinik II der Universitätsklinik Würzburg)

Prüftisch für modifizierten 3-Punkt-Biegeversuch (Forschungslabor chirurgische Klinik II der Universitätsklinik Würzburg)

Kreuztisch für die exakte Positionierung des Prüftisches im Prüfraum (Forschungslabor chirurgische Klinik II der Universitätsklinik Würzburg).



### **3. Ergebnisse**

Im Folgenden werden jeweils die Parameter Maximalkraft und Steifigkeit beschrieben und zwischen verschiedenen Gruppen verglichen.

#### **3.1 Monocorticale versus bicorticale Verschraubung von 4-Loch-Reihenplatten**

Die monocortical stabilisierten Knochen erbrachten eine mittlere Maximalkraft von  $216,7 \pm 37,8$  N. Die Werte für Steifigkeit lagen im Mittel bei  $53,3 \pm 22,6$  N/mm.

Die bicortical stabilisierten Knochen erbrachten eine mittlere Maximalkraft von  $255,8 \pm 38,9$  N, die mittlere Steifigkeit betrug  $58 \pm 13,9$  N/mm. (Einzelwerte siehe Anhang)

Die Statistische Auswertung mittels Mann-Whitney-U Test (Signifikanzniveau:  $p < 0,05$ ) erbrachte folgende p-Werte: Maximalkraftvergleich  $p = 0,07$ ; Steifigkeitsvergleich  $p = 0,39$ . Damit war keiner der Gemessenen Unterschiede signifikant.

## Monocorticale vs. bicorticale Verschraubung - 4-Loch-Reihenplatte

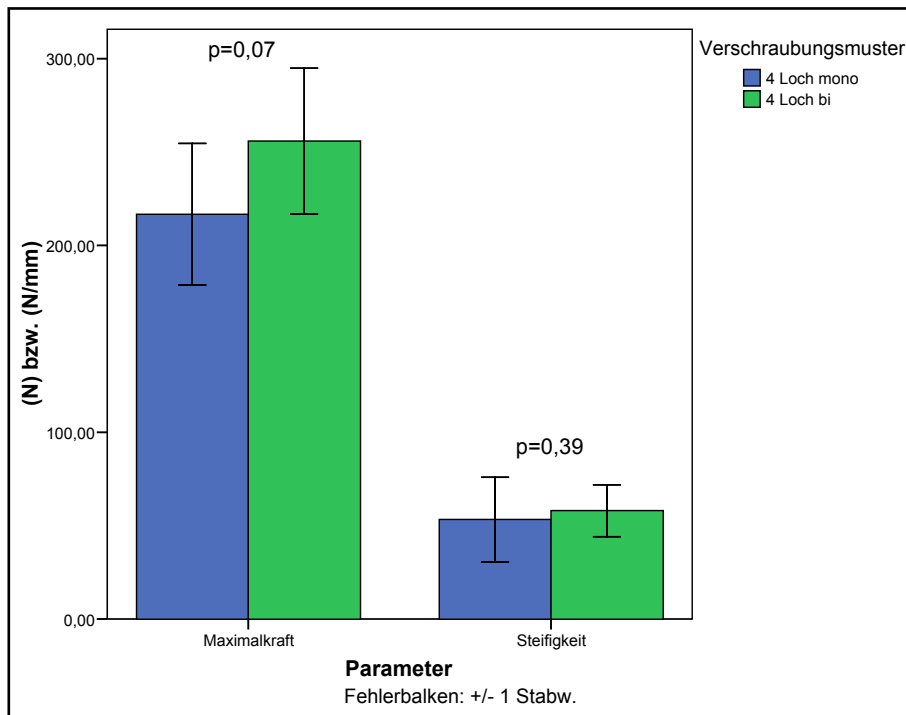


Abb 20: Monocorticale vs. bicorticale Verschraubung: Die Grafik zeigt den direkten Vergleich der Mittelwerte und der Standardabweichungen für Maximalkraft und Steifigkeit von winkelstabilen Medartis® Aptus® 4-Loch-Reihenplatten nach mono- und bicorticaler Verschraubung. Die Werte über den Balken entsprechen den im Mann-Whitney-U Test ermittelten p-Werten (Signifikanzniveau  $p < 0,05$ )

### 3.2 4-Loch-Reihenplatte versus 6-Loch-Gitterplatte.

Die untersuchten Platten wurden jeweils mit vier monocortical verankerten Schrauben fixiert.

Die mit vier monocorticalen Schrauben besetzte 6-Loch-Gitterplatte erbrachte nach der Verschraubung eine mittlere Maximalkraft von  $271,6 \pm 71,2$  N, die mittlere Steifigkeit betrug  $50,6 \pm 30,9$  N/mm (Einzelwerte siehe Anhang). Für Werte der 4-Loch-Reihenplatte siehe 3.1.

Die Statistische Auswertung mittels Mann-Whitney-U Test (Signifikanzniveau:  $p < 0,05$ ) erbrachte folgende p-Werte: Maximalkraftvergleich  $p = 0,09$ ; Steifigkeitsvergleich  $p = 0,97$ . Damit war keiner der Gemessenen Unterschiede signifikant.

### 4-Loch-Reihen-Platte vs. 6-Loch-Gitterplatte

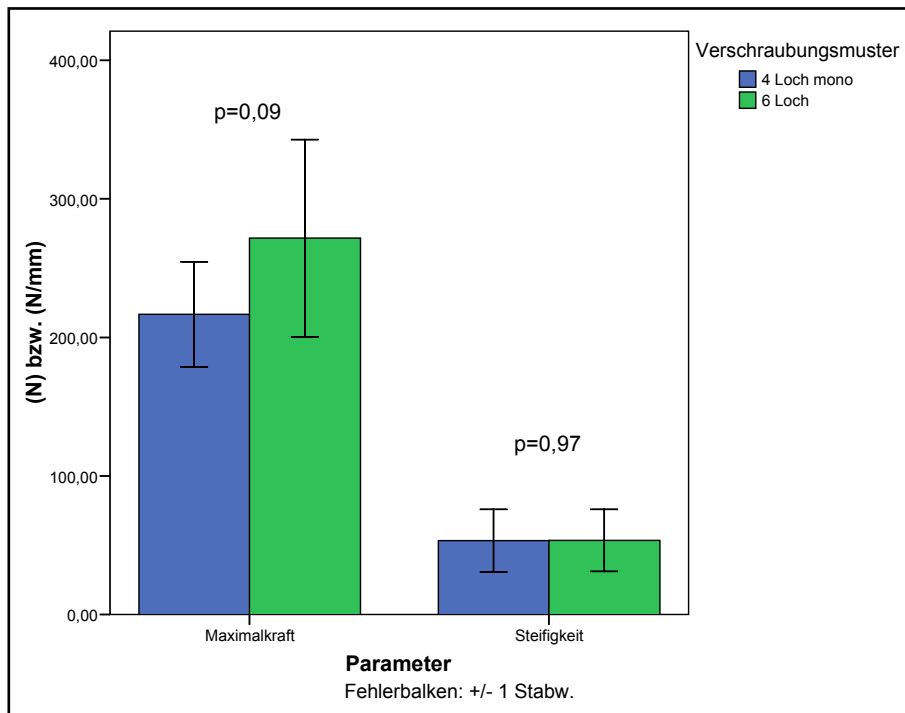


Abb 21: 4-Loch-Reihen-Platte vs. 6-Loch-Gitterplatte: Die Grafik zeigt den direkten Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen für Maximalkraft und Steifigkeit von winkelstabilen Medartis® Aptus® 4-Loch-Reihenplatten und 6-Loch-Gitterplatten, mit jeweils vier monocorticalen Schrauben, nach Verschraubung. Die Werte über den Balken entsprechen den im Mann-Whitney-U Test ermittelten p-Werten (Signifikanzniveau  $p < 0,05$ .)

### 3.3 6-Loch-Gitterplatte versus 8-Loch-Gitterplatte.

Die untersuchten Platten wurden jeweils mit vier monocortical verankerten Schrauben fixiert. Bei der 8-Loch-Gitterplatte erfolgte die Besetzung der Plattenlöcher in zickzack Anordnung, bei der 6-Loch-Gitterplatte wurden die proximalen und die distalen Plattenlöcher besetzt.

Die Mittelwerte für Maximalkraft und Steifigkeit der 6-Loch-Gitterplatte sind unter 3.2 aufgelistet. Die Gruppe der 8-Loch-Gitterplatten mit vier monocorticalen Schrauben erbrachte im Mittel für die Maximalkraft  $301,6 \pm 71,1$  N und für die Steifigkeit  $42,7 \pm 8,9$  N/mm (Einzelwerte siehe Anhang). Die Statistische Auswertung mittels Mann-Whitney-U Test (Signifikanzniveau:  $p < 0,05$ ) erbrachte folgende p-Werte: Maximalkraftvergleich  $p = 0,35$ ; Steifigkeitsvergleich  $p = 0,39$ . Damit war keiner der gemessenen Unterschiede signifikant.

## 6-Loch-Gitterplatte vs. 8-Loch-Gitterplatte

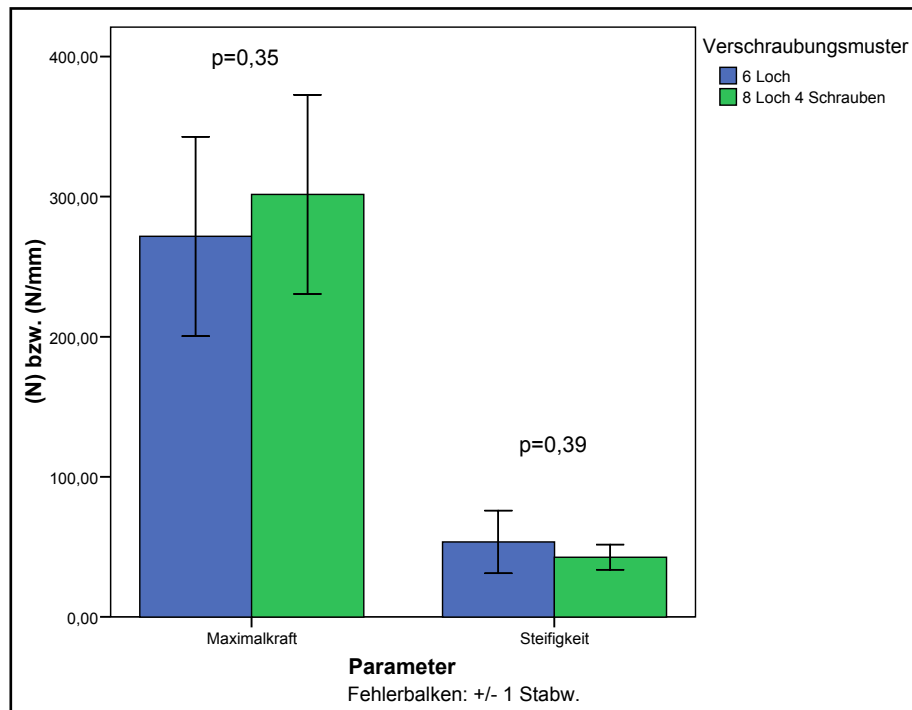


Abb 22: 6-Loch-Gitterplatte vs. 8-Loch-Gitterplatte: Die Grafik zeigt den direkten Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen für Maximalkraft und Steifigkeit von winkelstabilen Medartis® Aptus® 6-Loch-Reihenplatten und 8-Loch-Gitterplatten mit jeweils vier monocorticalen Schrauben nach Verschraubung. Die Werte über den Balken entsprechen den im Mann-Whitney-U Test ermittelten p-Werten (Signifikanzniveau  $p < 0,05$ ).

### 3.4 8-Loch-Gitterplatte mit 4 Schrauben versus 8-Loch-Gitterplatte mit 8 Schrauben

Beide Gruppen wurden monocortical verschraubt. Die Gruppe, welche mit 4 monocorticalen Schrauben in zickzack Anordnung verankert wurde, bestand aus N=10 Knochen und erbrachte nach Verschraubung die unter 3.3 beschriebenen Werte.

Für die zweite Gruppe (acht Schrauben) mit N=5 Knochen wurde eine mittlere Maximalkraft von  $448 \pm 77,8$  N und eine mittlere Steifigkeit von  $44,4 \pm 7,6$  N/mm gemessen (Einzelwerte siehe Anhang).

In der statistischen Auswertung mittels Mann-Whitney-U Test (Signifikanzniveau:  $p < 0,05$ ) zeigte sich eine signifikant höhere Maximalkraft für die mit acht Schrauben besetzte Gruppe ( $p < 0,01$ ). Der Vergleich der Steifigkeitswerte ( $p = 0,77$ ) ergab keine signi-

fikanten Unterschiede.

### 8-Loch-Gitterplatte (4 Schrauben) vs. 8-Loch-Gitterplatte (8 Schrauben)

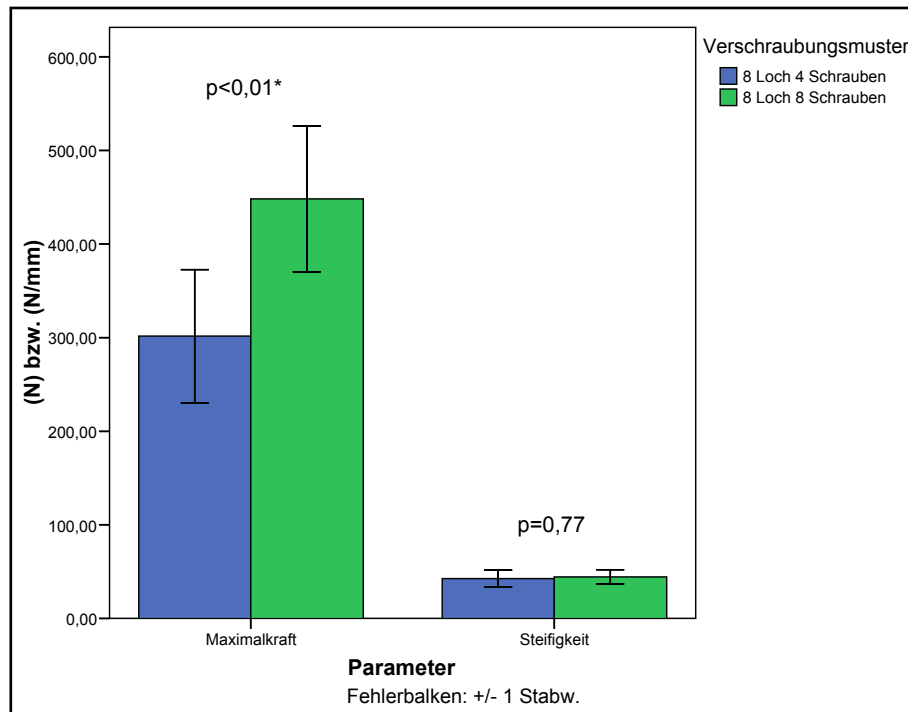


Abb 23: 8-Loch-Gitterplatte (4 Schrauben) vs. 8-Loch-Gitterplatte (8 Schrauben): Die Grafik zeigt den direkten Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen für Maximalkraft und Steifigkeit von winkelstabilen Medartis Aptus 8-Loch-Gitterplatten mit vier monocorticalen Schrauben (N=10) und 8-Loch-Gitterplatten mit acht monocorticalen Schrauben (N=5). Die Werte über den Balken entsprechen den im Mann-Whitney-U Test ermittelten p-Werten (Signifikanzniveau  $p<0,05$ ). (\*) Der Unterschied in der Maximalkraft ist signifikant.

### 3.5 Auswertung der normalisierten Werte

Da die als Prüfkörper eingesetzten Schweinemetacarpalia einer natürlichen Variabilität unterliegen wurden zusätzlich zu den Absolutwerten der plattenosteosynthetisch versorgten Knochen auch die normalisierten Werte statistisch untersucht. Die folgende Tabelle zeigt, für welche Plattenvergleiche mittels Mann-Whitney-U Test (Signifikanzniveau:  $p<0,05$ ) signifikante Unterschiede gefunden wurden.

### Normalisierte Werte der wiederhergestellten Maximalkraft

A) B)	4-Loch / bicortical	6-Loch / 4 Schrauben	8-Loch / 4 Schrauben	8-Loch / 8 Schrauben
4-Loch / monocortical	nicht signifikant p=0,08	signifikant A>B p=0,02		
6-Loch / 4 Schrauben			nicht signifikant p=0,55	
8-Loch / 4 Schrauben				signifikant A>B p<0,01

Tabelle 1: Die bei den Vergleichen der normalisierten Werte gefundenen, signifikanten Unterschiede für die Maximalkraft entsprechen jenen, die bei den Absolutwertsvergleichen festgestellt wurden. Einzige Ausnahme bildet die, beim Vergleich der normalisierten Werte, signifikant höhere wiederhergestellte Maximalkraft bei der 6-Loch-Gitterplatte im Vergleich zur monocortical verschraubten 4-Loch-Reihenplatte.

Bezüglich Steifigkeit zeigten sich auch beim Vergleich der normalisierte Werte keine signifikanten Unterschiede zwischen den verglichenen Gruppen.

### 3.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Monocorticale vs. bicorticale Verschraubung bei Reihenplatten:

Die statistische Auswertung ergab weder hinsichtlich Absolutwerte, noch der normalisierten Werte, für die untersuchten Parameter signifikante Unterschiede zwischen den monocortical und den bicortical verschraubten 4-Loch-Reihenplatten.

Reihenplatten vs. Gitterplatten:

Die statistische Auswertung der Absolutwerte ergab eine höhere Maximalkraft für die 6-Loch-Gitterplatte im Vergleich zur 4-Loch-Reihenplatte bei vergleichbarer Implantatdimensionierung und Verschraubung mit je vier monocorticalen Schrauben. Dieser Un-

terschied war jedoch nach Mann-Whitney-U mit  $p=0,09$  nicht signifikant. Erst durch die Normalisierung der Werte konnte ein signifikanter Unterschied gezeigt werden (s. 4.2).

Stabilitätsvergleich bei Verdopplung der Schraubenzahl:

Der Vergleich der gemessenen Maximalkräfte bei Verschraubung der 8-Loch-Gitterplatte mit vier monocorticalen Schrauben in zickzack Anordnung mit den gemessenen Maximalkräften der 8-Loch Gitterplatte in Verschraubung mit acht monocorticalen Schrauben ergab eine nach Mann-Whitney-U Test hochsignifikant höhere Stabilität für die Gruppe der mit acht Schrauben besetzten Platte.

Die statistische Auswertung der normalisierten Werte ergab die gleichen signifikanten Unterschiede wie beim Vergleich der Absolutwerte. Zusätzlich konnte hier noch eine signifikant höhere Maximalkraft für die Gruppe der mit vier monocorticalen Schrauben besetzten 6-Loch-Gitterplatte, im Vergleich zur Gruppe der monocortical verschraubten 4-Loch-Reihenplatte festgestellt werden.

## 4. Diskussion

Die Wiederherstellung der vollen Funktion der Hand als wichtigstes Werkzeug ebenso wie als Kommunikationsmittel ist für den Menschen von besonderer Bedeutung. Dies wird unter anderem daran deutlich, dass der Verlust der Funktion der dominanten Hand in einer Erwerbsminderung von 60-70% resultiert.

Die Möglichkeiten für eine erfolgreiche osteosynthetische Versorgung insbesondere osteoporotischer oder komplizierter Mittelhandfrakturen wurden durch die Einführung winkelstabiler Miniimplantatsysteme in den letzten Jahren deutlich erweitert. Weiterentwicklungen sowohl bei den eingesetzten Materialien, insbesondere auf dem Gebiet von bioresorbierbaren Stoffen mit ausreichend guten mechanischen Eigenschaften, sowie veränderte Implantatdesigns hinsichtlich der eingesetzten Mechanismen zur Erreichung einer multidirektionalen winkelstabilen Verbindung von Platte und Schrauben, sowie Neuerungen zur Gewährleistung einer möglichst geringen Traumatisierung der benachbarten Strukturen, wie Strecksehnen, Nerven und Gefäße, sind Schwerpunkte der aktuellen Forschung.

### 4.1 Auswahl geeigneter Prüfkörper

Im vorliegenden Modell wurden Metacarpalia des zweiten Strahls des Vorderhufes von gewöhnlichen Hausschweinen für die Testungen der Implantate verwendet. 1981 und 1982 zeigten *Alexander et al.*, sowie *Massengill et al.*, dass die biomechanischen Eigenschaften von porcinen Metacarpalia jenen von humanen Metacarpalia in ausreichendem Maße ähnlich sind, so dass deren Einsatz für die durchgeführten Testungen legitim ist (Alexander et al. 1981; Massengill et al. 1982).

Die Mittelhandfraktur ist eine typische Fraktur des jungen Menschen. Der Häufigkeitsgipfel dieser Verletzung liegt zwischen dem 15. und 24. Lebensjahr (Chung und Spilson 2001). Aus diesem Grund scheint die Verwendung humaner Leichenknochen in diesem Falle nachteilig, da diese in den meisten Fällen von älteren Menschen stammen, bei denen mit bereits eingetretenen Veränderungen der Knochenstruktur im Sinne einer Os-



teoporose gerechnet werden muss. Um die Variabilität bei echten Knochen möglichst gering zu halten ist es erstrebenswert, nur Mittelhandknochen des gleichen Strahls zu verwenden. Dies ist bei porcinen im Gegensatz zu humanen Metacarpalia aufgrund der hohen Verfügbarkeit problemlos möglich, wodurch sich die Variabilität der Prüfkörper verringern lässt (Dona et al. 2004).

Humane, bzw. tierische Knochen unterliegen im Gegensatz zu den von anderen Autoren verwendeten Kunstknochen (Sohn et al. 2008) einer höheren Variabilität in Bezug auf die untersuchten Parameter. In der vorliegenden Arbeit zeigte sich jedoch, dass die Standardabweichung für die Maximalkraft mit 17,5% deutlich innerhalb des, für biologische Materialien tolerierten, 20% - Rahmens liegt (s. 4.2.1). Der Einsatz von Kunstknochen wäre in dieser Arbeit nachteilig gewesen, da sich Kunstknochen aufgrund des Versagensmusters bei der Frakturierung, sowie aufgrund des fehlenden Periostes nicht für den Einsatz im Frakturmodell eignet. Zusätzlich erreicht man mit der Verwendung von tierischen Knochen Bedingungen, welche jenen in vivo sehr nahe kommen, zumal auch die tatsächlich operativ versorgten Knochen einer natürlichen Variabilität unterliegen und bei den Testungen hierdurch ein breiteres Spektrum berücksichtigt wird.

## **4.2 Frakturmodell**

In dieser Arbeit wurde im Gegensatz zu dem standardmäßig in Biomechanischen Testungen eingesetzten Osteotomiemodell (Dona et al. 2004; Waris 2004; Prevel et al. 1995; Gardner et al. 2006) das 2007 erstmals von *Doht* beschriebene Frakturmodell eingesetzt (Doht 2007). Eine Besonderheit des verwendeten Modells ist, dass die Frakturen nicht durch standardisierte Osteotomien herbeigeführt wurden, sondern ähnlich wie bei Frakturen in vivo, durch übermäßige Biegebelastungen. Ein Grund für die Entwicklung dieses Modells bestand in der Beobachtung, dass manche der Ergebnisse, welche im Osteotomiemodell gewonnen wurden in direktem Widerspruch zu klinischen Beobachtungen stehen. Beispielsweise fanden *Dona et al.* in ihrer Arbeit keinen Unterschied hinsichtlich der Stabilität von monocortical und bicortical verschraubten, nichtwinkelstabilen Plattenosteosyntheseimplantaten für die Mittelhand (Dona et al. 2004). Klinische Beobachtungen legten jedoch nahe, dass die Stabilität für solche Implantate

nur bei bicorticaler Verschraubung gewährleistet ist. Bei vergleichenden Testungen von *Doht 2007* konnten im Osteotomiemodell die Ergebnisse von *Dona et al.* nachvollzogen werden. Im Frakturmodell zeigte sich hingegen, entsprechend der klinischen Erwartung, eine signifikant höhere Stabilität für die bicortical verankerten, nichtwinkelstabilen Implantate (*Doht 2007*). Bei der Induktion einer Fraktur durch übermäßige Biegebelastung des Knochens wäre eine erhöhte Ausgangsvariabilität gegenüber standardisiert osteotomierten Knochen zu erwarten. Der direkte Vergleich der beiden Methoden zeigte jedoch keine relevant erhöhte Standardabweichung für das Frakturmodell (*Doht 2007*). Zusätzlich gewährleistet die Induktion einer echten Fraktur nach anatomischer Reposition die Möglichkeit einer Verzahnung der Fragmente. Diese Verzahnung findet auch in vivo statt und beeinflusst die Stabilität der Osteosynthese besonders im Hinblick auf Rotationskräfte (*Doht 2007*). Die damit erreichte höhere Rotationsstabilität erlaubt den Einsatz des unter 2.4 beschriebenen modifizierten Biegeversuches und damit eine Testung welche die physiologischen Belastungen des Knochens simuliert. Die Kombination aus der Verwendung von tierischen Knochen und einer tatsächlichen Frakturierung derselben erlaubt also ein biomechanisches Testmodell, welches die Bedingungen in vivo möglichst präzise simuliert.

#### **4.2.1 Statistische Vorteile des Frakturmodells durch die Verwendung von normalisierten Werten**

Allgemein gelten für biomechanische Testungen im Tierversuch Standardabweichungen von bis zu zwanzig Prozent als akzeptabel.

Bei dem in dieser Arbeit eingesetzten Frakturmodell wurden die erhobenen Parameter zusätzlich zur Testung der osteosynthetisch versorgten Prüfknochen auch für die Nativknochen bei der Induktion der Fraktur erhoben. Diese Ursprungswerte ermöglichen es, die Ergebnisse der Testung der Osteosyntheseplatten mit den Werten für die Nativknochen in Relation zu setzen und somit die Variabilität der Nativknochen zu relativieren, man erhält also "normalisierte" Werte.

Durch dieses Verfahren ist es möglich, die unter 4.2 beschriebenen Vorteile eines Frak-

turmodells zu nutzen, ohne eine inakzeptabel hohe Standardabweichung in Kauf nehmen zu müssen. In der vorliegenden Arbeit lag die Standardabweichung der gemessenen Maximalkräfte gemittelt über alle Gruppen für die Absolutwerte bei 20% und für die normalisierten Werte bei nur 18%. Damit liegen die erhaltenen Standardabweichungen für die durchgeführte Testung im akzeptablen Bereich.

### **4.3 Versuchsaufbau**

In vorangegangenen biomechanischen Studien zur Stabilitätsprüfung von Osteosyntheseverfahren der Mittelhand kamen sowohl 3-Punkt (Prevel et al. 1996) als auch 4-Punkt-Biegemodelle (Fischer et al. 1999) zum Einsatz. Hierbei zeigte sich, dass die herkömmlichen Dreipunktbiegemodelle insofern nachteilig sind, als hier mit dem Druckstempel auf das Implantat gedrückt wird und damit zwar dessen Stabilität, nicht jedoch die Stabilität des gesamten Konstruktes aus Platte, Schrauben und Knochen gemessen wird. Aus diesem Grund kam bei den vorliegenden Versuchen ein modifiziertes 3-Punkt-Biegemodell zum Einsatz (vgl. (Doht 2007)). Die Modifikation besteht darin, dass die Kraftapplikation am freien Ende des Knochens geschieht und das zweite Widerlager mittig unter der Fraktur platziert wird. Hierdurch kann, ähnlich wie beim 4-Punkt-Biegemodell, die Stabilität des Gesamtkonstruktes, aus Implantat, Schrauben und Knochen untersucht werden (Dona et al. 2004) .

### **4.4 Statistik**

Für biomechanische Untersuchungen an biologischen Materialien ist für gewöhnlich eine Normalverteilung der Testergebnisse zu erwarten. Die Untersuchung der in dieser Studie erhaltenen Ergebnisse auf Normalverteilung mittels Kolmogorow-Smirnow Analyse bestätigte diese Annahme jedoch nicht ( $p=0,59$ ). Mögliche Gründe für diese Anomalie liegen in der geringen Stichprobengröße ( $N=45$ ) und der natürlichen Varianz der eingesetzten organischen Prüfkörper. Dementsprechend fand im Folgenden mit der Mann-Whitney-Wilcoxon Analyse ein Verfahren Anwendung, welches keine Normalverteilung der Messwerte voraussetzt.

Aufgrund der Mehrfachtestung der einzelnen Datensätze war der Einsatz der Bonferroni Korrektur in Erwägung zu ziehen. Bei diesem Verfahren wird das Signifikanzniveau durch die Anzahl der durchgeführten Testungen dividiert, um den Effekt der Mehrfachtestung der Stichprobe zu eliminieren. Da dieses Verfahren aber in der Mehrzahl der wissenschaftlichen Arbeiten im Bereich der Biomechanik nicht eingesetzt wurde (Perren 2008; Sohn et al. 2008; Gardner et al. 2006)(Waris et al. 2002), wurde auch in dieser Arbeit darauf verzichtet.

#### **4.5 Aufgetretene Versagensmechanismen**

Als Versagen der Osteosynthese und damit als Endpunkt für die jeweilige Testung wurde ein Abfallen der gemessenen Kraft in N um 80% definiert. In den durchgeführten Versuchen gab es zwei unterschiedliche Mechanismen, welche zu dem beschriebenen Kraftverlust führten:

##### **1) Versagen durch Ausbruch der Schrauben aus dem Knochen**

Der erste Mechanismus besteht in einem Versagen des osteosynthetisch versorgten Knochens im Sinne eines Ausreißen des Schraubengewindes aus dem Knochen, ohne einen Verlust der winkelstabilen Verbindung (58% der Fälle).

##### **Versagensmechanismus Typ 1**



Abb 24: Versagensmechanismus Typ 1: Versagen der Osteosynthese durch Ausbruch der Schrauben aus dem Knochen.

## 2) Versagen durch Verlust der winkelstabilen Platten-Schrauben-Verbindung

Der zweite beobachtete Mechanismus besteht in einem Durchgleiten eines oder mehrerer Schraubenköpfe durch die entsprechenden Plattenlöcher beziehungsweise im Verlust der winkelstabilen Verbindung zwischen Platte und Schraube (42% der Fälle).

### Versagensmechanismus Typ 2



Abb 25: Versagensmechanismus Typ 2: Versagen durch Verlust der winkelstabilen Verblockung

Die Betrachtung der Häufigkeit der einzelnen Versagensmuster, bezogen auf die jeweilige Gruppe ergab folgendes Ergebnis:

#### Häufigkeiten der Versagensmechanismen

	(Typ 1) Ausbruch der Schrauben aus dem Knochen	(Typ 2) Verlust der winkelstabilen Verblockung
4 mono	40%	60%
4 bi	90%	10%
6L	50%	50%
8L4S	40%	60%
8L8S	80%	20%
Insgesamt	58%	42%

Tabelle 2: Relative Häufigkeit der Versagensmechanismen für die einzelnen Gruppen und insgesamt. (4 mono = 4-Loch-Reihenplatte mit 4 monocorticalen Schrauben; 4 bi = 4-Loch-Reihenplatte mit 4 bicorticalen Schrauben; 6L = 6-Loch-Gitterplatte mit 4 monocorticalen Schrauben; 8L4S = 8-Loch-Gitterplatte mit 4 monocorticalen Schrauben; 8L8S = 8-Loch-Gitterplatte mit 8 monocorticalen Schrauben)

Auffällig an dieser Statistik ist vor allem die Tatsache, dass es bei den Gitterplatten (dreidimensional) insgesamt häufiger zu einem Versagen der winkelstabilen Verbindung zwischen Platte und Schraubenkopf kam als bei den Reihenplatten (zweidimensional). Hierbei muss berücksichtigt werden, dass die 8-Loch-Gitterplatte in Besetzung mit vier monocorticalen Schrauben für die Maximalkraft signifikant höhere Werte erbrachte als die monocortical verschraubte 4-Loch Reihenplatte. Dementsprechend größer war auch die Kraft, welche auf die Schrauben-Plattenverbindung gewirkt hat. Andererseits bedingt die Geometrie der Gitterplatten, dass die Schrauben nicht genau in Richtung der einwirkenden Kraft eingebracht werden und somit die Tendenz zu einer Verkipfung im Plattenloch deutlich höher ist als bei den Reihenplatten.

Im Vergleich mit einer 2007 durchgeführten Studie am selben Frakturmodell zeigten sich deutliche Unterschiede hinsichtlich der aufgetretenen Versagensmechanismen. In der 2007 durchgeführten Studie kamen ebenfalls winkelstabile Miniimplantate für die Mittelhand zum Einsatz. Dabei kam es in fast allen Fällen zu einem Versagen durch Überbeanspruchung des Knochens. Ein Verlust der winkelstabilen Verbindung zwischen Schraubenkopf und Platte trat nicht auf (Doht 2007).

## **4.6 Diskussion der Ergebnisse**

In den beschriebenen Versuchen wurden die Parameter Maximalkraft, Steifigkeit und Bruchkraft erhoben. Als Bruchkraft ist die Kraft definiert, bei der die elastische in eine plastische Verformung übergeht. Im Kraft-Dehnungs-Diagramm entspricht dies dem Punkt an dem die Tangente an die maximale Steigung (Steifigkeit) die Kurve verlässt. Aufgrund der beschriebenen, teilweise sehr komplexen Versagensmechanismen war dieser Punkt in den vorliegenden Versuchen nicht immer eindeutig zu ermitteln, da die Kraft-Dehnungs-Kurve auch im elastischen Bereich der Verformung nicht immer annähernd linear verlief. Hierdurch ergab sich eine inakzeptabel hohe Standardabweichung für diesen Parameter, weshalb die Bruchkraft nicht in die statistischen Auswertungen aufgenommen wurde.

### **4.6.1 Monocorticale vs. bicorticale Verschraubung winkelstabiler Reihenplatten**

Ein Ziel dieser Studie war es herauszufinden, in wie weit die bicorticale Verankerung der Schrauben im Knochen, wie sie bei einigen nicht-winkelstabilen Osteosynthesystemen standardmäßig zum Einsatz kommt (Prevel et al. 1995), auch bei winkelstabilen Systemen ein signifikant höheres Maß an Stabilität gewährleistet als die monocorticale Verankerung.

Die Ergebnisse des Vergleiches der beiden Gruppen des linearen 4-Loch Implantates zeigten sowohl für die Absolut- als auch für die normalisierten Werte zwar den Trend zu einer höheren Stabilität der bicorticalen Verschraubung, allerdings wurde das Signifikanzniveau nicht erreicht.

Sie entsprechen damit insofern den Ergebnissen vorangegangener biomechanischer Te-

stungen für winkelstabile Miniimplantate der Hand, als kein signifikanter Unterschied zwischen mono- und bicorticaler Verschraubung nachgewiesen werden konnte (Doht 2007; Ochman et al. 2005). Bei der von *Doht* durchgeführten Testung zeigte sich interessanterweise unter Verwendung des selben Frakturmodells ein Trend zu einer höheren Stabilität der monocorticalen Verankerung. Der Unterschied zwischen dieser Arbeit und der Arbeit von *Doht* 2007 könnte darin begründet liegen, dass bei den aktuell verwendeten Knochen die Kortikalis im distalen Diaphysenbereich bereits deutlich dünner gewesen sein könnte als bei den von *Doht* verwendeten Knochen. Wäre dies der Fall würde eine Durchbohrung der Gegenkortikalis in diesem Bereich die Stabilität des Knochens weniger kompromittieren und damit keine Schwächung des bicortical verschraubten Systems zur Folge haben.

Die Feststellung, dass die bicorticale Verschraubung keine signifikant höhere Stabilität gewährleistet ist von hoher klinischer Relevanz, da die Verwendung einer monocorticalen Verschraubung insbesondere im Bereich der Hand mehrere Vorteile gegenüber einer bicorticalen Verschraubung hat. Zum einen birgt die bicorticale Verschraubung bei der favorisierten dorsalen Implantatplatzierung an der Mittelhand, das Risiko einer Reizung oder Verletzung der Beugesehnen. Dies kann einerseits durch ein Durchrutschen des Bohrers und andererseits durch die Auswahl zu langer Schrauben bedingt sein (Fambrough 1979).

#### **4.6.2 Vergleich von 2D-Reihenplatten und 3D-Gitterplatten**

Die anatomischen Gegebenheiten im Bereich der Mittelhand insbesondere in Bezug auf die limitierten Platzverhältnisse sowie die spärliche Weichteildeckung auf der als Zugang dienenden Streckseite erfordern eine möglichst kleine Dimensionierung des Implantates, um die Weichteiltraumatisierung zu minimieren. Gleichzeitig erfordert die ausgeprägte Krafteinwirkung der Beugesehnen ein hohes Maß an Stabilität. Mehrere Studien haben gezeigt, dass eine Platzierung der Platte auf der Dorsalseite des Knochens sowie die Verwendung von mindestens je zwei Schrauben proximal und distal der Fraktur im Hinblick auf die Stabilität die besten Ergebnisse erzielen (Mann et al. 1985; Black et al. 1985; Massengill et al. 1982; Prevel et al. 1995).



Die klassischen Osteosyntheseplatten wurden in Form von Reihenplatten gefertigt, so dass die Anzahl der Löcher die Länge des Implantates bedingte. Bei Implantaten, welche für die gelenknahe Frakturversorgung eingesetzt werden, besteht aufgrund des hier gegebenen Platzmangels meist die Notwendigkeit einer Modifikation der klassischen Reihenplatte. Mit so genannten T- und L-Platten sowie bei neueren Systemen wie der PHILOS®-Platte für den Humerus (Synthes®) oder der APTUS®-Radius Platte (Medartis®) besteht die Möglichkeit, bei kürzeren Implantatdimensionen eine größere Anzahl an Schrauben unterzubringen und somit eine ausreichende Primärstabilität zu gewährleisten.

Durch die Entwicklung von dreidimensionalen Gitterplatten für Frakturen im Schaftbereich könnte es gelingen diese Eigenschaften auch für andere Regionen mit limitierenden anatomischen Voraussetzungen zu übertragen.

Zusätzlich zur Erhöhung der Schraubenzahl könnten 3D Implantate aus mechanischer Sicht Vorteile bieten. So ermöglicht eine vorkonturierte Platte eventuell eine größere Auswahlmöglichkeit bezüglich der Kon- oder Divergenz der Schrauben, was sich auf die Stabilität des Konstruktes vorteilig auswirken könnte. Gleichzeitig bedingt eine geringere Implantatlänge einen kürzeren Hebelarm für die am weitesten von der Fraktur entfernten Schrauben. Hierdurch wäre auch eine geringere Primärstabilität des dreidimensionalen Konstruktes denkbar. In einer biomechanischen Studie unter der Verwendung von Kunstknochen konnten *Sohn et al* jedoch zeigen, dass die getestete, nicht winkelstabile, 3D Gitterplatte den beiden getesteten Reihenplatten, bei gleicher Schraubenzahl, trotz geringerer Implantatlänge, sowohl in Bezug auf die Maximalkraft, als auch auf die Steifigkeit überlegen war (Sohn et al. 2008).

In dieser Arbeit zeigte die mit vier Schrauben besetzte 6-Loch-Gitterplatte im Vergleich zur monocortical besetzten 4-Loch-Reihenplatte für die Absolutwerte keinen signifikanten Vorteil. Bei Betrachtung der normalisierten Maximalkraft wies die 6-Loch-Gitterplatte jedoch signifikant höhere Werte auf. Dies zeigt noch einmal deutlich den Vorteil des eingesetzten Frakturmodells, da hier die Möglichkeit besteht, die bei biologischen Materialien immer auftretenden Schwankungen zu relativieren.

Der beobachtete Unterschied zeigt, dass auch bei annähernd identischer Implantatlänge

(6-Loch-Gitterplatte = 23,1mm vs. 4-Loch-Reihenplatte = 21,6mm) das dreidimensionale Implantatdesign dem konventionellen, zweidimensionalen Design überlegen ist.

Zwischen den Gruppen der jeweils mit vier monocorticalen Schrauben verankerten 8-Loch-Gitterplatte und der 6-Loch-Gitterplatte konnten weder für die absoluten noch für die normalisierten Werte signifikante Unterschiede gefunden werden. Die längere Implantatdimensionierung der 8-Loch-Gitterplatte (29,0mm) erbringt folglich keinen Vorteil, solange die selbe Anzahl an Schrauben verwendet wird. Gleichzeitig scheint sich die Zickzack-Anordnung der Schrauben nicht nachteilig auf die Stabilität auszuwirken. Es wäre also denkbar, dass mit einer Platte, welche im Zickzack-Design gefertigt wurde, bei geringerer Implantatdimensionierung ähnliche Stabilitätswerte erreicht werden können wie mit einer Gitterplatte gleicher Länge.

#### **4.6.3 Vergleich von 8-Loch-Gitterplatten in Verschraubung mit 4 bzw. mit 8 Schrauben**

Die 8-Loch-Gitterplatte wurde in zwei verschiedenen Gruppen getestet. Eine Gruppe mit N=10 Prüfkörpern wurde mit vier monocorticalen Schrauben in Zickzack-Anordnung fixiert, die zweite Gruppe mit N=5 Prüfkörpern wurde mit acht monocorticalen Schrauben fixiert.

Im Vergleich der beiden Gruppen zeigte sich sowohl für die Absolut-, als auch für die normalisierten Werte eine signifikant höhere Maximalkraft für die mit 8 Schrauben versorgte Gruppe.

Zu diesem Ergebnis passt auch der Vergleich der beobachteten Versagensmuster (vgl. 4.4). Dieser zeigte nämlich, dass es bei der Verwendung von 8 monocorticalen Schrauben und damit einer Verdoppelung der für die Winkelstabilität entscheidenden Kontaktfläche nur in 20% der Fälle zu einem Versagen durch Verlust der winkelstabilen Verblockung im Sinne eines Durchgleitens des Schraubenkopfes durch das Plattenloch kam. Bei der Gruppe der mit 4 Schrauben verankerten Platten trat der beschriebene Versagensmechanismus in 60% der Fälle auf.

## 4.7 Ausblick

Die in dieser Arbeit gefundenen Ergebnisse - insbesondere im Hinblick auf die aufgetretenen Versagensmodi - bieten Anlass für eventuelle Verbesserungsvorschläge hinsichtlich des Plattendesigns. Wie in 4.5 beschrieben, konnte bei einer Vielzahl der Testungen (42%) ein Versagen der winkelstabilen Verbindung von Schraube und Platte beobachtet werden. Teilweise kam es sogar zu einem Durchgleiten des Schraubenkopfes durch das Plattenloch. Ein solcher Versagensmechanismus setzt eine Deformierung des Plattenloches voraus.

Eine Möglichkeit, diese Deformierung zu verhindern, besteht in der Erhöhung der Profildicke der Implantate. Allerdings würde sich diese im klinischen Einsatz wahrscheinlich durch eine verstärkte Irritation der Strecksehnen nachteilig auswirken. Gleichzeitig würde eine Verdickung der Platte jedoch einen weiteren Vorteil bieten: Hierdurch wäre es möglich, die beiden frakturfern liegenden Schraubenlöcher so zu positionieren, dass die Schrauben nicht mehr im  $90^\circ (\pm 15^\circ)$  Winkel zur Plattenebene, sondern beispielsweise im  $45^\circ (\pm 15^\circ)$  Winkel zur Plattenebene zu liegen kämen. Hierdurch ließe sich bei monocorticaler Verschraubung die Schraubenlänge und damit die Kontaktfläche zwischen Knochen und Schrauben deutlich erhöhen, ohne die Gegenkortikalis zu kompromittieren. Durch die erhöhte Profildicke ließe sich hierbei ein Überstehen der gekippten Schraubenköpfe und damit eine Behinderung der Strecksehnen vermeiden.

Würde man die Platte zusätzlich proximal und distal flach auslaufen lassen, könnte auch das Problem der Strecksehnenirritation vermindert werden.

### Designvorschlag für ein zukünftiges Implantat

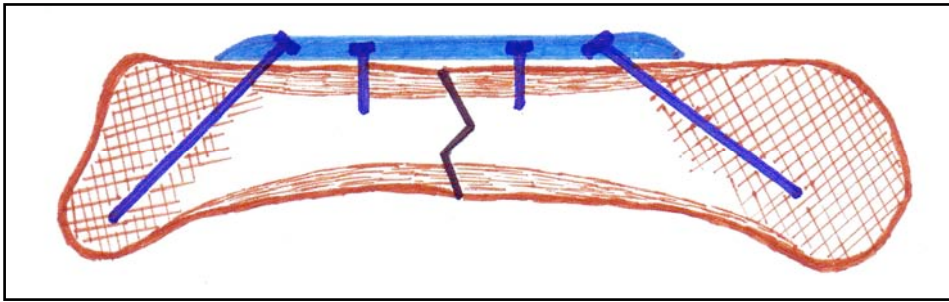


Abb 26: Diese Skizze zeigt einen Vorschlag für ein verändertes Plattendesign bei multidirektional winkelstabilen Reihenplatten. Die Profildicke wurde erhöht, um einen Verlust der Verblockung von Schraubenkopf und Platte zu verhindern. Zusätzlich wurden das proximale und distale Plattenloch so angeordnet, dass die hier eingebrachten Schrauben deutlich länger gewählt werden können, ohne die Gegenkortikalis zu kompromittieren. Außerdem erlaubt die relativ kurze Gesamtlänge des Implantates eine sichere Erfassung des kräftigen diaphysären Anteils der dorsalen Kortikalis.

Eine andere Möglichkeit, um ein Versagen der winkelstabilen Verblockung zu verhindern, wäre eine Verstärkung der Wandbreite der Plattenlöcher unter nur minimaler Zunahme der Gesamtgröße des Implantates. Bei dieser Anpassung würde die Profildicke und damit die Konturierbarkeit der Platte nicht verändert. Eine solche Verstärkung hätte zusätzlich den Vorteil, dass die Plattenlöcher bei eventuell notwendigen Anpassungen der Platte an die anatomischen Gegebenheiten mittels Biegezangen auch hier weniger anfällig für Verformungen wären.

Zusätzlich zu den durchgeführten Testungen, bei denen unterschiedliche Versagensmechanismen beobachtet wurde, könnte eine Testung der maximalen Belastbarkeit des Knochens nach osteosynthetischer Versorgung interessante Informationen liefern. Hierzu könnte beispielsweise eine wie oben beschrieben verstärkte 8-Loch-Gitterplatte in Besetzung mit acht bicorticalen Schrauben getestet werden. Bei dieser Art der Osteosynthese wäre davon auszugehen, dass weder die winkelstabile Verblockung noch ein Versagen der Schraube am Knochen-Schrauben-Interface eine limitierende Größe für die zu messende Maximalkraft darstellen.

#### **4.8 Limitierungen dieser Arbeit**

Auch wenn die Verwendung des Frakturmodells bereits einen wichtigen Schritt hin zu einer Simulation der Gegebenheiten einer Fraktur in vivo darstellt, so bleibt diese Arbeit doch eine rein biomechanische Untersuchung der Primärstabilität der durchgeführten Osteosynthese. Sie berücksichtigt weder die in vivo auftretenden zyklischen, submaximalen Belastungen, noch geht aus ihr hervor, wie viel Stabilität tatsächlich benötigt wird, um den Anforderungen an eine Osteosynthese nach Mittelhandfrakturen gerecht zu werden.

Eine weitere Limitierung bestand in der Tatsache, dass die verwendeten Platten, insbesondere die 8-Loch-Gitterplatte, aufgrund der Gesamtlänge des Implantates teilweise eine Schraubenlage in der Nähe des diaphysär-metaphysären Übergangsbereiches bedingten. In diesem Bereich wird die Kortikalis bereits dünner als im Bereich der Fraktur, wodurch hier eine vorgegebene Schwachstelle entstanden sein könnte. Allerdings wurden alle betreffenden Knochen nach Verschraubung, vor Beginn der Testung der Osteosynthese mittels Durchleuchtung überprüft und eine sicher diaphysäre Schraubenlage dokumentiert.

Auch müssen weitere Untersuchungen zeigen, worin die Gründe für die beobachteten Versagensmechanismen, insbesondere in Bezug auf den Verlust der winkelstabilen Verblockung, liegen. Denkbar wäre hier beispielsweise eine nicht ausreichende Verstärkung der Platte im Bereich der Plattenlöcher.

## 5. Zusammenfassung

Frakturen der Mittelhand gehören zu den häufigsten Frakturen bei Menschen im Alter von 17 bis 24 Jahren. Eine möglichst rasche, defektfreie Heilung, die unter anderem eine Wiedereingliederung in das Arbeitsleben ermöglicht, ist das Ziel einer Behandlung einer solchen Verletzung.

Für die Frakturversorgung mittels Plattenosteosynthese stehen eine Vielzahl von Systemen zur Verfügung. Neben den herkömmlichen, standardmäßig bicortical verschraubten, nicht-winkelstabilen Systemen, stehen heute uni- oder multidirektional winkelstabile Systeme zur Verfügung, welche bereits in monocorticaler Verschraubung eine ausreichende Stabilität gewährleisten. Hierdurch lassen sich Komplikationen an den Beugesehnen vermeiden. Zusätzliche Vorteile durch die neuen Systeme erhofft man sich besonders bei komplexen Frakturen oder osteoporotischem Knochenmaterial.

Weitere Veränderungen der eingesetzten Osteosyntheseplatten betreffen das Design der Platten. Dreidimensionale Gitterplatten erlauben die Unterbringung einer größeren Schraubenzahl bei gleichbleibender Implantatlänge im Vergleich mit zweidimensionalen Reihenplatten. Zusätzlich bieten die dreidimensionalen Modelle eine größere Auswahl an Platzierungsmöglichkeiten für die benötigten Schrauben. Besonders bei Mehrfragment- und Trümmerfrakturen sowie bei gelenknahen Frakturen kann diese Eigenschaft zum Tragen kommen.

Die durchgeführten biomechanischen Testungen erfolgten an einem etablierten, modifizierten Dreipunktbiegemodell mit distaler Kraftapplikation und zentralem Widerlager. Als Prüfkörper dienten Metacarpalia II von deutschen Hausschweinen. Für die vergleichenden Testungen wurden zwei- und dreidimensionale, multidirektional winkelstabile Implantate der Aptus® Reihe der Fa. Medartis® (Basel, CH) in mono- und bicorticaler Verschraubung verwendet.

Die Testung erfolgte im Frakturmodell. Hierbei ist es möglich, Abweichungen zwischen den Nativknochen zu normalisieren und damit die Standardabweichung innerhalb der getesteten Gruppen zu senken. Zusätzlich schafft die Frakturierung Bedingungen, welche jenen in vivo ähnlicher sind als bei osteotomierten Prüfkörpern.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse zeigte keine signifikanten Unterschiede

zwischen monocorticaler und bicorticaler Verankerung der winkelstabilen Implantate.

Der Vergleich von zwei- und dreidimensionalen Implantaten erbrachte bei gleicher Schraubenzahl signifikant höhere Stabilitätswerte für die dreidimensionalen Implantate. Ebenfalls signifikant war die Steigerung der Stabilität durch eine Erhöhung der Schraubenzahl in identischen dreidimensionalen Implantaten.

Aufgrund der teilweise ungewöhnlichen Versagensmuster der Osteosynthesen mit vollständigem Verlust der Verbindung von Platte und Schraubenkopf sollten weitere Untersuchungen zu den Ursachen dieser Ereignisse erfolgen. Zusätzlich sollten noch zyklische Stabilitätsuntersuchungen durchgeführt werden, um Schlüsse auf das Verhalten der Implantate unter Langzeitbedingungen treffen zu können.

## 6. Literaturverzeichnis

- Agarwal, A. und M. Pickford (2006), 'Experience With a New Ultralow-Profile Osteosynthesis System for Fractures of the Metacarpals and Phalanges', *Annals of Plastic Surgery*, 57 (2), 206-12.
- Alexander, H., et al. (1981), 'Development of new methods for phalangeal fracture fixation.', *J Biomech*,
- Ali, A et al. (1999), 'The biomechanical effects of angulated boxer's fractures', *J Hand Surg [Am]*, 24 835-44.
- Anastasiadis, A. P., H. Joneidi-Jafari, und T. Fehmer (2007), 'Mittelhandfrakturen', *Trauma Berufskrankh*,
- Benninghoff, und Drenckhahn (2003), *Anatomie*, 16., 1;
- Birndorf, M. et al (1997), 'Metacarpal fracture angulation decreases flexor mechanical efficiency in human hands.', *Plast Reconstr Surg*, 99 (4), 1079-83.
- Black, D., et al. (1985), 'Comparison of internal fixation techniques in metacarpal fractures', *The Journal of hand surgery (St. Louis)*,
- Braun, W. und A. Rüter (1996), 'Frakturheilung', *Unfallchirurg*, (99), 59-67.
- Chung, K. C. und S. V. Spilson (2001), 'The frequency and epidemiology of hand and forearm fractures in the United States', *The Journal of Hand Surgery*, 26 (5), 908-15.
- Danis, R (1947), 'The operative treatment of bone fractures', *J Internat de Chir*, (7), 318-20.
- Doht, S. (2007), 'Mechanische Stabilitätsprüfung winkelstabiler Miniplattenosteosynthese für die Handchirurgie', Medizinische Dissertation (Universität Münster).
- Dona, E., et al. (2004), 'Plating of metacarpal fractures: unicortical or bicortical screws?', *The Journal of Hand Surgery: Journal of the British Society for Surgery of the Hand*, 29 (3), 218-21.
- Dougherty, P. J., et al. (2008), 'Biomechanical Comparison of Bicortical Versus Unicortical Screw Placement of Proximal Tibia Locking Plates', *Journal of orthopaedic trauma*,
- Drenckhahn, D. und E. Hunziker (2003), Knochengewebe, in: Benninghoff, A. und D. Drenckhahn: *Anatomie Band 1*, 16. Auflage edn., Band 1; München, S. 133-49.
- Drenckhahn, D. und J. Koebe (2003), Obere Extremität, in: Drenckhahn, D. und A. Benninghoff: *Anatomie Band 1*, München, S. 278-340.
- Egol, KA, EN Kubiak, und E Fulkerson (2004), 'Biomechanics of locked plates and screws', *Journal of orthopaedic trauma*, 488-93.
- Fambrough, R. A. (1979), 'Tendon rupture as a complication of screw fixation in fractures in the hand. A case report', *The Journal of Bone and Joint Surgery*,
- Fellinger, M. und R. Szyszkowitz (2003), *Tscherne Unfallchirurgie (Unterschenkel)*, in: Szyszkowitz, R.: *Tscherne Unfallchirurgie*, Berlin, S. 1-33.
- Firoozbakhsh, K. K., et al. (1993), 'Comparative fatigue strengths and stabilities of metacarpal internal fixation techniques.', *The Journal of Hand Surgery*,
- Fischer, K. J., et al. (1999), 'Low-profile versus conventional metacarpal plating systems: a comparison of construct stiffness and strength', *The Journal of Hand Surgery*, 24 (5), 928-34.
- Fricker, R., K. Matej, und N. Fiesky (2009), 'AO Surgery Reference - dorsal approach to metacarpals',
- Frigg, R. (2003), 'Development of the Locking Compression Plate', *Injury*, 34 6-10.
- Galeazzi, G (1972), 'Experimentelle Untersuchungen zur Druckveränderung bei der Plattenosteosynthese', *AO Bulletin*,
- Gardner, M. J., R. H. Brophy, und D. Campell (2005), 'The mechanical behavior of locking compression plates compared with dynamic compression plates in a cadaver radius model', *Journal of orthopaedic trauma*, (19), 597-603.



- Gardner, M. J., M. H. Griffith, und D. Demetrakopoulos (2006), 'Hybrid Locked Plating of Osteoporotic Fractures of the Humerus', *The Journal of Bone and Joint Surgery*,
- Gaulke, R., M. Spies, und C. Krettek (2007), 'Frakturen des Handgelenks und der Hand', *Unfallchirurg*,
- Gautier, E. und S. M. Perren (1992), '[Limited Contact Dynamic Compression Plate (LC-DCP)--biomechanical research as basis to new plate design]', *Orthopäde*, 21 (1), 11-23.
- Gristina, A. G. (1994), 'Implant failure and the immuno-incompetent fibro-inflammatory zone', *Clin Orthop Relat Res*, (298), 106-18.
- Haidukewych, G. J. (2004), 'Innovations in Locking Plate Technology', *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*,
- Hansmann, C. (1886), 'Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei complicierten Frakturen', *Verh Dtsch Ges Chir*, 15:136
- Heermann, A. K. (2005), 'Retrospektive Untersuchung bewegungsstabiler Schrauben- und Plattenosteosynthesen an Mittelhand und Fingern', Inaugural-Dissertation (Universität Freiburg).
- Holst-Nielson, F. 1976 (1987), 'Subcapital fractures of the four ulnar metacarpal bones', *Hand*, 8 290-93.
- James, J. I. P. und T. A. Whrigh (1966), 'Fractures of the metacarpals and proximal and middle phalanges of the fingers.', *Journal of Bone and Joint Surgery*, (48B), 181-82.
- Jerosch, J., A. Bader, und G. Uhr (2002), 'Knochen - curasan Taschenatlas spezial',
- Kerjean, Y (2009), 'Maîtrise Orthopédique - Surgical management of extra-articular metacarpal fractures in adults',
- Knopp, W., et al. (1993), 'Konservative oder operative Behandlung von Mittelhandfrakturen', *Unfallchirurg*,
- Korner, J., et al. (2003), 'The LCP-concept in the operative treatment of distal humerus fractures--biological, biomechanical and surgical aspects', *Injury*, 34 Suppl 2 B20-30.
- Krickhahn, M., et al. (2004), 'Luxationen und Frakturen der Mittelhand', *CHAZ*,
- Krimmer, H., et al. (2004), 'Palmarer winkelstabile Plattenosteosynthese der instabilen distalen Radiusfraktur', *Unfallchirurg*, 107 (6), 8.
- Kummer, B. (2005), *Biomechanik*, Köln, Deutscher Ärzteverlag
- Küntschner, M., et al. (2002), 'Frühfunktionelle Nachbehandlung operativ versorgter Mittelhandfrakturen', *Unfallchirurg*, 105 1109-14.
- Küntschner, M. V., et al. (2003), 'Frakturen der Mittelhand', *Der Chirurg*, 74 1018-25.
- Lamb, D. W., P. A. Abermethy, und P. A. M. Raine (1973), 'Unstable fractures of the metacarpals', *The Hand*, (5(1), 43-48.
- Lamb, D. W. und E. C. McElfresh (1988), Fractures of the neck and shaft of the metacarpals, in: Barton, N.: Fractures of the Hand and Wrist, Edinburgh, Churchill Livingstone Verlag, S. 108-20.
- Lambotte, A. (1907), *L'intervention opératoire dans les fractures récentes et anciennes: envisagée particulièrement au point de vue de l'ostéo synthèse*, Lambertin, Bruxelles,
- Larson, A. N. und M. Rizzo (2007), 'Locking plate technology and its applications in upper extremity fracture care', *Hand Clin*, 23 (2), 269-78, vii.
- Loos, B., et al. (2003), 'Operative Therapie bei geschlossenen Handfrakturen', *Teil I. CHAZ*, 6 366-68.
- Lowka, K. (1990), 'Fractures of the mid-hand area--classification, management, results and problems', *Langenbecks Arch Chir Suppl II Verh Dtsch Ges Chir*,
- Mann, R. J., et al. (1985), 'A quantitative comparison of metacarpal fracture stability with five different methods of internal fixation.', *J Hand Surg [Am]*,
- Massengill, J. B., et al. (1982), 'A phalangeal fracture model--quantitative analysis of rigidity and failure.', *J Hand Surg [Am]*,

- Medartis® (Basel, CH) (2009), 'www.Medartis.com',
- Melcher, G. A., et al. (1994), 'Influence of type of medullary nail on the development of local infection. An experimental study of solid and slotted nails in rabbits', *J Bone Joint Surg Br*, 76 (6), 955-59.
- Müller, M. E, M Allgöwer, und E Schneider (1992), 'Manual der Osteosynthese. AO-Technik', 1-10.
- O'Gorman, A. und N. Ashwood (2006), 'Managing metacarpal fractures', *Trauma*,
- Ochman, S., et al. (2005), 'Monokortikale versus bikortikale Plattenverankerung am Metacarpale im Frakturmodell', *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie*,
- Pechlaner, S. (1998), *Operationsatlas Handchirurgie*, Stuttgart, Thieme
- Perren, S. M., et al. (1988), 'Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection?', *Clin Orthop Relat Res*, (232), 139-51.
- Perren, S. M. (1991), 'The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application', *Injury*, (22 Suppl 1), 1-41.
- — — (1992), 'Biomechanische Grundlagen der Frakturbehandlung', *Orthopäde*, (21), 3-10.
- — — (1997), 'Interaktion zwischen Gewebe und Implantat in der Frühphase der Frakturbehandlung', *Hefte Unfallheilkd*, Band 80 117-35.
- — — (2002), 'Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology', *The Journal of bone and joint surgery British volume*, 84 (8), 1093-110.
- — — (2008), 'Fracture Healing The Evolution of Our Understanding.', *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*,
- Perren, SM (2001), 'Evolution and rationale of locked internal fixator technology. Introductory remarks.', *Injury*, (32(Suppl 2), B3-9.
- Petracic, B. und H. Siebert (1998), 'AO-Klassifikation des Handskeletts', *Handchirurgie Mikrochirurgie Plastische Chirurgie*, (30), 40-44.
- Pichl, J., et al. (2006), 'Winkelstabile Plattenfixation – Obere Extremität', *Trauma Berufskrankh*, 8 (4), 212-19.
- Prevel, C. D., et al. (1995), 'Mini and micro plating of phalangeal and metacarpal fractures - a biomechanical study.', *J Hand Surg-Am*, 20A (1), 44-49.
- Prevel, C. D., et al. (1996), 'A comparative biomechanical analysis of resorbable rigid fixation versus titanium rigid fixation of metacarpal fractures.', *Ann Plast Surg*, 37 (4), 377-85.
- Prokop, A., et al. (1999), 'Are there concepts in treatment of metacarpale fractures? Own results and a review of the literature of last 12 years', *Unfallchirurg*,
- Raveh, J., et al. (1983), 'New concepts in the reconstruction of the mandibular defects following tumor resection', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, (41), 281-94.
- Reinhold, MP und Collin et Cie 'Système de cramponage aux os des attelles d'osteosynthese et de tout système de maintien des fractures', *Brevet d'invention No 742.618 Republique Franceaise*,
- Rhineland, F. W. (1965), 'Some Aspects of the Microcirculation of Healing Bone', *Clin Orthop Relat Res*, 40 12-16.
- Schaefer, M. und H. R. Siebert (2000a), 'Finger-und Mittelhandfrakturen Operative und nicht operative Behandlungsverfahren Teil 2', *Unfallchirurg*, 2 582-92.
- — — (2000b), 'Finger-und Mittelhandfrakturen Operative und nicht operative Behandlungsverfahren, Teil 1', *Unfallchirurg*, 1 482-94.
- Schütz, A (2001), 'Neue Stabilisierungskonzepte mit Fixateur intern Systemen bei der Versorgung von Frakturen langer Röhrenknochen - Experimentelle und klinische Grundlagen', (Humboldt Universität Berlin).
- Sohn, R., et al. (2008), 'Comparison of Metacarpal Plating Methods', *The Journal of*

- Hand Surgery*, 33 (3), 316-21.
- Sommer, C., et al. (2003), 'First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP)', *Injury*, 34 Suppl 2 B43-54.
- Soyer, A. D. (1999), 'Fractures of the base of the first metacarpal: current treatment options', *J Am Acad Orthop Surg*, 7 (6), 403-12.
- Staubli, A. E. (1979), 'Auswertung der dokumentierten Osteosynthesen mit der dynamischen Kompressionsplatte aus Titan /',
- Stern, P. J. (2005), Fractures of the Metacarpals and Phalanges, in: Green, D. P., et al.: *Green's operative hand surgery*, 5 edn., Philadelphia, Elsevier, S. 277-341.
- Strauss, E. J., et al. (2008), 'The current status of locked plating: the good, the bad, and the ugly', *Journal of orthopaedic trauma*, 22 (7), 479-86.
- Tepic, S. und S. Perren (1995), 'The biomechanics of the PC-Fix internal fixator', *Injury*, 26
- Teschner, S. (2007), 'Histologische Untersuchung der Frakturheilung. Ein Vergleich von unaufgebohrter Marknagelung und Fixateur intern Stabilisierung in einer tierexperimentellen Studie an der Schafstibia.',
- Towfigh, H. (2001), Frakturen und Luxationen, in: Schmit-Neuerburg, K, R. Letsch, und H. Towfigh: *Tscherne Unfallchirurgie: Ellenbogen, Unterarm, Hand*, Berlin, S. 379-508.
- Ufer, E., et al. (1995), 'Basic concepts relevant to the design and development of the Point Contact Fixator (PC-Fix)', *Injury*, 28 (Supplement 2), S/B1-SB4(1).
- Uthoff, H. K. und F. L. Dubuc (1971), 'Bone structure changes in the dog under rigid internal fixation', *Clin Orthop Relat Res*, 81 165-70.
- Vanik, R. K., et al. (1984), 'The comparative strengths of internal fixation techniques', *The Journal of hand surgery (St. Louis)*,
- Wanner, G. A. und O. Trentz (2006), Verletzungen des Halte- und Bewegungsapparates, in: Berchtold: *Chirurgie*, 6. Auflage edn., München, S. 329-75.
- Waris, E., et al. (2002), 'Self-reinforced bioabsorbable versus metallic fixation systems for metacarpal and phalangeal fractures: A biomechanical study.', *Journal of Hand Surgery*,
- Waris, E. (2004), 'Use of bioabsorbable osteofixation devices in the hand', *The Journal of Hand Surgery: Journal of the British Society for Surgery of the Hand*, 29 (6), 590-98.
- Wolter, D., et al. (2001), 'Titanfixateur-interne-Systeme mit multidirektionaler winkelstabiler Schraubenlage', *Trauma Berufskrankh*, 3 (Supplement 4), S425-S428.
- Wolter, D. und C. Jürgens (2006), 'Winkelstabile Verbindungen bei Osteosyntheseimplantaten', *Trauma Berufskrankh*, 8 (4), 206-11.
- Zix, J., O. Lieger, und T. Iizuka (2007), 'Use of Straight and Curved 3-Dimensional Titanium Miniplates for Fracture Fixation at the Mandibular Angle', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*,

## 7. Anhang

<b>4 Loch Platte mit 4 Schrauben (monocortical)</b>			
Knochen nativ			
	F(max) (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
Knochen 1	436	130	128,88
Knochen 2	447	118	188,07
Knochen 3	415	108	141,63
Knochen 4	738	163	343,55
Knochen 5	726	202	291,87
Knochen 6	396	119	154,43
Knochen 7	410	91,6	201,51
Knochen 8	533	145	128,42
Knochen 9	500	133	162,93
Knochen 10	525	135,75	170,52
Mittelwert	512,6	134,535	191,181
STAW	125,118788	30,83641471	71,74201054

<b>4 Loch Platte mit 4 Schrauben (monocortical)</b>			
Platte absolut			
	F(max) (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
Platte 1	162	44,9	150,53
Platte 2	177	34,8	53,79
Platte3	234	46,2	85,77
Platte 4	278	91,1	85,83
Platte 5	256	60,7	94,72
Platte 6	229	33,5	212,95
Platte 7	174	70,6	53,75
Platte 8	225	85,8	41,81
Platte 9	197	37,1	24,12
Platte 10	235	28,2	19,68
Mittelwert	216,7	53,29	82,295
STAW	37,91232576	22,57542666	60,07130286

<b>4 Loch Platte mit 4 Schrauben (monocortical)</b>			
Platte normalisiert			
	F(max) (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
Platte 1	0,371559633	0,345384615	1,167985723
Platte 2	0,395973154	0,294915254	0,286010528
Platte3	0,563855422	0,427777778	0,605592036
Platte 4	0,376693767	0,558895706	0,24983263
Platte 5	0,35261708	0,30049505	0,324528043
Platte 6	0,578282828	0,281512605	1,378941915
Platte 7	0,424390244	0,770742358	0,266736142
Platte 8	0,422138837	0,591724138	0,325572341
Platte 9	0,394	0,278947368	0,148039035
Platte 10	0,447619048	0,207734807	0,115411682
Mittelwert	0,432713001	0,405812968	0,486865008
STAW	0,078126634	0,179343052	0,437664961

<b>4 Loch Platte mit 4 Schrauben (bicortical)</b>			
Knochen			
	F(max) (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
Knochen 1B	494	121	169,17
Knochen 2B	551	91,2	216,88
Knochen 3B	574	153	259,4
Knochen 4B	656	167	298,12
Knochen 5B	507	146	136,25
Knochen 6B	478	149	184,3
Knochen 7B	486	140	198,56
Knochen 8B	727	129	249,53
Knochen 9B	407	109	201,42
Knochen 10B	400	125	199,58
Mittelwert	528	133,02	211,321
STAW	103,0188764	22,55175775	46,99610751

<b>4 Loch Platte mit 4 Schrauben (bicortical)</b>			
Platte absolut			
	F(max) (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
Platte 1	203	41,3	87,38
Platte 2	226	38,5	84,11
Platte 3	288	76,2	133,12
Platte 4	268	79,1	92,43
Platte 5	232	57,3	166,37
Platte 6	264	66	116,38
Platte 7	232	46,8	79,2
Platte 8	333	64,1	170,93
Platte 9	228	60,5	39,6
Platte 10	285	50,4	52,1
Mittelwert	255,9	58,02	102,162
STAW	38,93998231	13,85133768	44,2201683

<b>4 Loch Platte mit 4 Schrauben (bicortical)</b>			
Platte normalisiert			
	F(max) (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
Platte 1	0,410931174	0,341322314	0,516521842
Platte 2	0,410163339	0,422149123	0,387818148
Platte3	0,50174216	0,498039216	0,513184271
Platte 4	0,408536585	0,473652695	0,310042936
Platte 5	0,457593688	0,392465753	1,22106422
Platte 6	0,552301255	0,44295302	0,631470429
Platte 7	0,477366255	0,334285714	0,398871878
Platte 8	0,458046768	0,496899225	0,685007815
Platte 9	0,56019656	0,555045872	0,196604111
Platte 10	0,7125	0,4032	0,261048201
Mittelwert	0,494937779	0,436001293	0,512163385
STAW	0,094105239	0,07123369	0,29410045

<b>6 Loch Platte mit 4 Schrauben (2 prox, 2 dist)</b>			
Knochen			
	F(max) (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
6-L Knochen 1	452	183	215,1
6-L Knochen 2	618	186	310,46
6-L Knochen 3	494	162	218,23
6-L Knochen 4	559	175	245,52
6-L Knochen 5	370	137	153,22
6-L Knochen 6	590	182	244,44
6-L Knochen 7	527	191	231,56
6-L Knochen 8	498	160	184,07
6-L Knochen 9	420	126	127,37
6-L Knochen 10	413	114	116,39
Mittelwert	494,1	161,6	204,636
STAW	81,03421774	27,19150194	59,90523019

<b>6 Loch Platte mit 4 Schrauben (2 prox, 2 dist)</b>			
Platte absolut			
	Fmax (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
6-L Platte 1	246	85,9	55,18
6-L Platte 2	365	34,8	91,51
6-L Platte 3	212	31,2	86,56
6-L Platte 4	296	34,5	121,32
6-L Platte 5	205	27,6	29,73
6-L Platte 6	397	73,4	59,49
6-L Platte 7	189	86,2	73,42
6-L Platte 8	233	61,7	58,74
6-L Platte 9	247	51,3	33,12
6-L Platte 10	326	48,4	44,35
Mittelwert	271,6	50,63333333	65,342
STAW	71,15273088	30,59482527	28,40577555

<b>6 Loch Platte mit 4 Schrauben (2 prox, 2 dist)</b>			
Platte normalisiert			
	F(max) (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
6-L Platte 1	0,544247788	0,469398907	0,256531846
6-L Platte 2	0,590614887	0,187096774	0,294756168
6-L Platte 3	0,429149798	0,192592593	0,396645741
6-L Platte 4	0,529516995	0,197142857	0,494134897
6-L Platte 5	0,554054054	0,201459854	0,194034721
6-L Platte 6	0,672881356	0,403296703	0,243372607
6-L Platte 7	0,358633776	0,451308901	0,317066851
6-L Platte 8	0,467871486	0,385625	0,319117727
6-L Platte 9	0,588095238	0,407142857	0,260029834
6-L Platte 10	0,789346247	0,424561404	0,381046482
Mittelwert	0,552441162	0,331962585	0,315673687
STAW	0,121959761	0,120620862	0,088032383

<b>8 Loch Platte mit 4 Schrauben (Zickzack)</b>			
Knochen			
	F(max) (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
8-L Knochen 1	661	149	272,94
8-L Knochen 2	494	106	173,44
8-L Knochen 3	614	126	227,89
8-L Knochen 4	637	143	170,07
8-L Knochen 5	539	130	141,45
8-L Knochen 6	483	143	96,46
8-L Knochen 7	575	138	204,78
8-L Knochen 8	493	159	210,36
8-L Knochen 9	519	142	305,5
8-L Knochen 10	452	141	181,02
Mittelwert	546,7	137,7	198,391
STAW	71,54027615	14,40717414	60,95786148



<b>8 Loch Platte mit 4 Schrauben (Zickzack)</b>			
Platte absolut			
	Fmax (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
8-L Platte 1	401,8	56,8	117,18
8-L Platte 2	291,2	36,1	42,14
8-L Platte 3	369,6	46,7	45,13
8-L Platte 4	201	31,7	161,475
8-L Platte 5	258	27,5	89,31
8-L Platte 6	297	41,5	62,07
8-L Platte 7	327	44,6	57,27
8-L Platte 8	295,5	47,4	44,595
8-L Platte 9	381	51,6	60,65
8-L Platte 10	193,5	42,7	84,765
Mittelwert	301,56	42,66	76,4585
STAW	71,09227494	8,924025001	38,18064948

<b>8 Loch Platte mit 4 Schrauben (Zickzack)</b>			
Platte normalisiert			
	F(max) (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
8-L Platte 1	0,607866868	0,381208054	0,429325126
8-L Platte 2	0,589473684	0,340566038	0,242965867
8-L Platte 3	0,601954397	0,370634921	0,198034139
8-L Platte 4	0,315541601	0,221678322	0,949461986
8-L Platte 5	0,478664193	0,211538462	0,631389183
8-L Platte 6	0,614906832	0,29020979	0,643479162
8-L Platte 7	0,568695652	0,323188406	0,279665983
8-L Platte 8	0,599391481	0,298113208	0,211993725
8-L Platte 9	0,734104046	0,363380282	0,198527005
8-L Platte 10	0,428097345	0,302836879	0,468263175
Mittelwert	0,55386961	0,310335436	0,425310535
STAW	0,117033853	0,058483975	0,251597795

<b>8 Loch Platte mit 8 Schrauben (komplett)</b>			
Knochen			
	Fmax (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
8-L-K Knochen 1	486	145	144,8
8-L-K Knochen 2	493	159	229,56
8-L-K Knochen 3	576	91,1	158,14
8-L-K Knochen 4	621	158	143,29
8-L-K Knochen 5	537	165	190,74
Mittelwert	542,6	143,62	173,306
STAW	56,91484868	30,25180986	36,78320513

<b>8 Loch Platte mit 8 Schrauben (komplett)</b>			
Platte absolut			
	Fmax (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
8-L-K Platte 1	388,5	49,4	26,29
8-L-K Platte 2	402	33,7	201,02
8-L-K Platte 3	472,5	40,8	151,65
8-L-K Platte 4	574,5	53,1	49,31
8-L-K Platte 5	403,5	45	30,61
Mittelwert	448,2	44,4	91,776
STAW	77,84407492	7,558108229	79,61187776

<b>8 Loch Platte mit 8 Schrauben (komplett)</b>			
Platte normalisiert			
	F(max) (N)	Steifigkeit (N/mm)	Bruchkraft (N)
8-L-K Platte 1	0,799382716	0,340689655	0,181560773
8-L-K Platte 2	0,815415822	0,211949686	0,875675205
8-L-K Platte 3	0,8203125	0,447859495	0,958960415
8-L-K Platte 4	0,925120773	0,336075949	0,344127294
8-L-K Platte 5	0,751396648	0,272727273	0,160480235
Mittelwert	0,822325692	0,321860412	0,504160784
STAW	0,063592329	0,08793012	0,384923198

## **Danksagung**

Ich danke:

Herrn Prof. Dr. med R. Meffert für die freundliche Überlassung des Dissertationsthemas, sowie zahlreiche Diskussionsstunden und die stets rasche und konkrete Beantwortung meiner Fragen.

Herrn Priv.-Doz. Dr. med U. Nöth für die Übernahme des Koreferates.

Frau Dr. med. S. Doht für die zeitaufwendige Betreuung dieser Arbeit, die schnellen Korrekturen und die gute Zusammenarbeit im Labor.

Herrn Dr. med. S. Frey für die stets unbürokratische und schnelle Hilfe bei Fragen und Problemen im Labor.

Herrn Bergauer für die Anfertigung und Bearbeitung der Fotografien.

Meiner Freundin Kathrin Wenger für ihre Unterstützung und die schier endlose Geduld.

Meiner Familie, die mich während meiner gesamten Ausbildung in allen Dingen unterstützt hat. Besonderer Dank gebührt meinem Bruder Nikolas, er weiß wofür.