

Aus der Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie  
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Minimalinvasive Osteosynthese der distalen extraartikulären Radiusfraktur  
– XSCREW und DorsalNailPlate im biomechanischen Vergleich

D i s s e r t a t i o n  
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin

der Universitätsmedizin  
der Johannes Gutenberg-Universität  
vorgelegt von

Lukas Nowak  
aus Marburg (Lahn)

Mainz, 2012

Tag der Promotion:

12.03.2013

## Abkürzungsverzeichnis

A., Aa.	Arteria, Arteriae
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
a.p.	Anterior-posteriorer Strahlengang (Röntgenaufnahme)
APL	Musculus abductor pollicis longus bzw. dessen Sehne
Art., Artt.	Articulatio, Articulationes
ASIF	Association for the study of internal fixation
BMI	Body mass index
CRPS	Complex regional pain syndrome (ehemals M. Sudeck)
CTS	Carpaltunnelsyndrom
DEXA	Dual-energy x-ray absorptiometry (Knochendichtemessung)
DCP	Dual Column Plate
DNP	DorsalNailPlate
DRUG	Distales Radioulnargelenk
DVR	Distal Volar Radial Plate
EI	Musculus extensor indicis (proprius)
EPL	Musculus extensor pollicis longus
FCR	Musculus flexor carpi radialis
FCU	Musculus flexor carpi ulnaris
FDP	Musculus flexor digiti (II-V) profundus
FDS	Musculus flexor digiti (II-V) superficialis
IM	intramedullär
IQA	Interquartilsabstand
LCP	Locking Compression Plate
Lig., Ligg.	Ligamentum, Ligamenta
M., Mm.	Musculus, Musculi
N., Nn.	Nervus, Nervi
ORIF	Open reduction – internal fixation
Proc., Procc.	Processus, Processus
R., Rt.	Ramus, Rami
RCG	Radiocarpalgelenk
ROM	Range of motion – Bewegungsausmaß
SD	Standarddeviation, Standardabweichung
TFCC	Triangulärer fibrocartilaginöser Komplex
Tub.	Tuberculum
V., Vv.	Vena, Venae

Geschützte Warennamen werden nicht besonders kenntlich gemacht. Es kann also nicht daraus geschlossen werden, dass es sich hierbei um freie Warennamen handelt. Physikalische Größen werden in modifizierten SI-Einheiten angegeben. Die Angabe der Kraft erfolgt in Newton (N). Der Weg wird aus Gründen der besseren Darstellbarkeit in Millimetern (mm) angegeben. Das Drehmoment wird in Newtonmetern (Nm) angegeben. Die Angabe von Winkeln erfolgt in Winkelgrad (°).

Alle Präparate der Studie stammen von Personen, die ihren Körper nach ihrem Tode freiwillig der Wissenschaft vermacht haben.

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	3
1 Einleitung.....	6
2 Literaturdiskussion.....	8
2.1 Epidemiologie und Ätiologie.....	8
2.2 Funktionelle Anatomie.....	9
2.3 Biomechanik.....	12
2.4 Biomechanische Forschungsmethoden.....	13
2.5 Einteilung der Frakturen.....	16
2.6 Therapeutische Grundlagen.....	18
2.7 Therapiekonzepte.....	21
2.7.1 Konservative Frakturbehandlung.....	22
2.7.2 Bohrdraht-Verfahren.....	24
2.7.3 Fixateur externe.....	26
2.7.4 Weitere perkutane Verfahren.....	28
2.7.5 Dorsale Radiusplatten.....	29
2.7.6 Palmare Radiusplatten.....	31
2.7.7 Fragment-spezifische Fixation.....	39
2.7.8 Weitere Behandlungskonzepte.....	40
2.7.9 Fazit.....	41
2.8 Intramedulläre Osteosynthese am distalen Radius.....	43
2.8.1 Aktuelle Osteosynthesysteme.....	46
2.8.2 Biomechanischer Forschungsstand.....	53
3 Material und Methode.....	57
3.1 Studiendesign.....	57
3.2 Material.....	58
3.2.1 Präparate.....	58
3.2.2 Implantate.....	59
3.3 Methode.....	60
4 Ergebnisse.....	66
4.1 Native Steifigkeit.....	66
4.2 Steifigkeit nach Intervention.....	66
4.3 Steifigkeit nach dynamischer Belastung.....	67
4.4 Versagensmoment.....	68
4.5 Versagensanalyse.....	68
5 Diskussion .....	70
5.1 Material und Methode.....	70
5.1.1 Auswahl der Implantate.....	70
5.1.2 Studiendesign.....	71

5.1.3	Biomaterial.....	73
5.1.4	Methode.....	75
5.2	Ergebnisse.....	78
5.2.1	Native Steifigkeit.....	79
5.2.2	Steifigkeit nach Intervention.....	80
5.2.3	Steifigkeit nach dynamischer Belastung.....	84
5.2.4	Versagenstest.....	85
5.2.5	Vergleich mit anderen intramedullären Implantaten.....	85
5.2.6	Verhalten der Implantate unter Belastung.....	87
5.3	Klinische Relevanz.....	94
5.3.1	Stabilität in vivo.....	95
5.3.2	Komplikationen.....	97
5.4	Forschungsausblick.....	100
6	Zusammenfassung.....	103
7	Literaturverzeichnis.....	105
8	Anhang.....	114
9	Danksagung.....	134
10	Lebenslauf.....	135

# 1 Einleitung

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit neuen Methoden zur Osteosynthese von distalen Radiusfrakturen. Brüche der handgelenknahen Speiche sind die häufigsten Frakturen des Menschen und finden sich in allen Altersgruppen, wobei Frauen deutlich häufiger betroffen sind als Männer. Ein Großteil der Frakturen wird durch moderate Traumata verursacht. Neben konservativen Therapiemöglichkeiten wie dem Weißgips oder dem Kunststoff-Cast erfordern einige Bruchformen eine operative Versorgung. Die häufigste Bruchform, Typ 23-A3 nach AO ist eine extraartikuläre Fraktur, die aus zwei Hauptfragmenten mit einer dazwischenliegenden Trümmerzone besteht. Sie kann in der Regel gut reponiert werden, neigt unter konservativer Therapie jedoch häufig zur Instabilität, die eine sekundäre operative Maßnahme erforderlich macht. Dies kann ein perkutanes Verfahren sein, wie z.B. die Kirschnerdraht-Osteosynthese oder der Fixateur externe. Alternativ kann die Fraktur offen reponiert werden und durch eine Platte stabilisiert werden, die dorsal oder palmar angebracht werden kann. Insbesondere die palmare Plattenosteosynthese ist zur Zeit ein häufig verwendetes Therapieverfahren.

Die Methode einer inneren Knochenbruchschiemung, die sogenannte Marknagelung oder intramedulläre Osteosynthese, ist inzwischen an verschiedenen langen Röhrenknochen etabliert. Hierzu wird ein nagelähnlicher Kraftträger in das Knochenmark eingeführt, der die Bruchstelle überbrückt. Je nach System wird das Implantat mit Stiften oder Schrauben rotationsstabil verriegelt. Heute werden Schaftbrüche des Oberarms, des Schienbeins oder des Oberschenkels mit dieser Technik erfolgreich behandelt. Aufgrund der guten Ergebnisse mit intramedullären Osteosyntheseverfahren gibt es inzwischen Bestrebungen, diese Technik auch auf den distalen Radius zu übertragen. Man erhofft sich von dieser Methode u. a. eine geringere Gewebetraumatisierung, geringere Reizwirkung auf die umliegenden Strukturen und Minimierung des operativen Zugangs bei der Metallentfernung. Entscheidend für einen guten Heilungsverlauf ist u. a. die biomechanische Stabilität. Das Implantat muss gewährleisten, dass die Bruchfragmente sicher miteinander verbunden werden und eine makroskopische Verschiebung der Fragmente verhindern. Auf den Knochen einwirkende Kräfte müssen über das Implantat abgeleitet werden.

Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung der biomechanischen Stabilität von zwei neuartigen Osteosynthesystemen für die distale Radiusfraktur. Es handelt sich einerseits um das System XSCREW (Zimmer, Freiburg i. Br., Deutschland), eine kanülierte Schraube, die über den Processus styloideus eingeführt wird und mit bis zu neun Bohrdrähten im Knochen fixiert werden kann. Das Vergleichsimplantat DorsalNailPlate (HandInnovations, Miami, Florida, USA) ist ein Hybrid aus einer dorsalen Platte und einem Marknagel.

Anhand eines Frakturmodells soll eine physiologische Belastung am distalen Radius simuliert werden. Als Versuchsobjekte dienen acht Paare von frischen, unfixierten Leichenradii. Durch

eine standardisierte Osteotomie wird eine A3-Fraktur nachgebildet, die anschließend mit einem der beiden Systeme versorgt wird. Mithilfe einer pneumatischen Prüfmaschine werden die Präparate einer Axial- und Torsionsbelastung ausgesetzt. Es soll verglichen werden, inwiefern die beiden geprüften Implantate die ursprüngliche Stabilität eines gesunden Knochens wiederherstellen können. In einem Dauerbelastungstest wirkt eine repetitive Torsionsbelastung unter niedrigem Drehmoment auf die Präparate ein. Ein Versagenstest mit steigendem Drehmoment beendet das Experiment. Das Ziel der Arbeit ist es zu untersuchen, ob durch die beiden Systeme eine stabile Osteosynthese erzielt werden kann und ob sich die Implantate hinsichtlich ihrer Stabilität unterscheiden. Das biomechanische Verhalten wird unter den verschiedenen Belastungsformen betrachtet und mögliche Komplikationen aufgezeigt. Durch die Analyse des Versagensmechanismus werden die Schwachstellen des jeweiligen Systems dargestellt und Verbesserungsansätze erarbeitet. Die Ergebnisse dieser experimentellen Studie sollen die Stabilität der neuen Implantate objektiv beurteilen und dem Kliniker eine Empfehlung zum postoperativen Procedere geben.

## 2 Literaturdiskussion

### 2.1 Epidemiologie und Ätiologie

Die distale Radiusfraktur ist der häufigste Knochenbruch des Menschen. Von allen Brüchen betrifft jede sechste Fraktur die handgelenksnahe Speiche (1, 2). Der in der vorliegenden Arbeit betrachtete Bruchtyp A3 nach AO-Klassifikation ist darunter mit rund 40 % die häufigste Form (3, 4). Frauen sind insgesamt deutlich häufiger betroffen als Männer (5). Das Verhältnis wird in der Literatur mit 3:1 (5, 6, 7) bis 6:1 (8, 9) angegeben. Die jährliche Frakturinzidenz liegt zwischen 12 und 15 Fällen bei Männern und 40 bis 66 bei Frauen, bezogen auf eine standardisierte altersadjustierte Population von 10.000 Personen (5, 9, 10, 11). Mit zunehmendem Alter vergrößern sich die Unterschiede zwischen den Geschlechtern: Betrachtet man nur die Gruppe der über 70-jährigen Personen, so liegt die Frakturinzidenz bei 115 auf 10.000 Frauen und 29 auf 10.000 Männer (5, 11). Hinsichtlich der Altersverteilung findet sich in fast allen Studien eine doppelgipfelige Kurve. Ein erster Peak für beide Geschlechter findet sich bei etwa 19 Jahren, (1, 10, 11) hier überwiegen männliche Patienten mit Hochrasanztrauma (5, 12). In der Gruppe der 15- bis 19-Jährigen kommen 27 bis 47 Männer auf 8 bis 32 Frauen pro 10.000 Personen (5, 11). Bei Frauen steigt die altersspezifische Inzidenz jenseits des 45. Lebensjahres rapide an (5, 6, 7, 9, 10). Bei Männern findet sich ein moderater Anstieg der Frakturinzidenz erst ab dem 70. Lebensjahr (7, 9, 11). Mit 80 Jahren entspricht ihre Frakturinzidenz derjenigen der fünfzigjährigen Frauen (11). Einige Autoren geben eine zweite Peakinzidenz, insbesondere für Frauen, zwischen dem 60. und 70. Lebensjahr an (8, 9). Andere Studien sprechen sich dafür aus, dass die Inzidenz der distalen Radiusfraktur mit steigendem Lebensalter zunimmt (5, 6, 7, 10). Über die Hälfte der betroffenen Personen sind im berufstätigen Alter und stehen in einem Beschäftigungsverhältnis (6). Bedingt durch die große Anzahl der Betroffenen, den daraus resultierenden Arbeitsausfall und die, abhängig vom Beruf, nur langsame, stufenweise Wiedereingliederung des Verunfallten, hat dies bedeutende volkswirtschaftliche Auswirkungen.

Die häufigste Frakturursache ist ein moderates Trauma, wie beispielsweise der Fall aus stehender oder gehender Position. Bei knapp 75 % der Frauen und 50 % der Männer ist dies zu eruieren (6). Der Anteil von schweren Traumata als Ursache einer distalen Radiusfraktur nimmt bei beiden Geschlechtern mit dem Alter ab (5, 6, 10, 11) und liegt bei weniger als 10 % über alle Altersklassen (8). Zwei Drittel der Radiusfrakturen ereignen sich im Freien auf Gehwegen oder Straßen (6). Betrachtet man das zeitliche Auftreten der distalen Radiusfraktur, so dominieren hier die Wintermonate November bis März (6, 7, 9). Insbesondere ein mildes Winterklima mit Temperaturen um den Gefrierpunkt stellt einen äußeren Risikofaktor dar (9). Bei jüngeren Patienten, insbesondere unter 40 Jahren, sind auch Sport- und Freizeitunfälle



nicht selten Ursache der distalen Radiusfraktur. Neue Trendsportarten, wie z.B. das Inline-Skating, haben zu einer Zunahme der Frakturen in dieser Altersgruppe geführt (12, 13). Da die distale Radiusfraktur zahlenmäßig durch die Altersgruppe über 65 Jahren dominiert wird, sind einige allgemeine Risikofaktoren durch das Alter der Patienten und die damit verbundenen Begleitumstände begründet. Zum einen ist die Sturzgefahr des alternden Menschen durch Medikamente, Synkopen und andere kardiovaskuläre Ursachen, sensorische Einschränkungen (besonders des Visus) und eine reduzierte Beweglichkeit erhöht. Auf der anderen Seite ist die Reaktionsgeschwindigkeit zum Auffangen des Sturzes geringer als bei Jüngeren (14, 15). Einige Autoren vermuten, dass das Risiko für eine distale Radiusfraktur intakte Abwehrreflexe auf Sturz oder Stolpern voraussetzt. Nur bei funktionierender Auffangreaktion kommt es zum Abstützen auf die Hand. Ist der Patient nicht mehr in der Lage, sich adäquat abzufangen, stürzt er – je nach Fallrichtung – eher auf Hüfte, Schulter oder Hinterhaupt (8, 9, 15). Der Osteoporose kommt eine besondere Bedeutung zu (7, 16, 17). Oftmals handelt es sich um die früheste klinische Manifestation von osteoporotischen Frakturen (18). In der Therapie der Osteoporose liegt eine wesentliche Möglichkeit zur Prävention von Radiusfrakturen. Eine späte Menopause und postmenopausale Hormonersatztherapie sind protektive Faktoren, Nulliparae haben hingegen ein erhöhtes Frakturrisiko (18). Eine positive Familienanamnese für Radiusfrakturen geht ebenfalls mit einem erhöhten Risiko einher. Auch ein erhöhter BMI für Männer scheint das Risiko für einen handgelenksnahen Speichenbruch zu erhöhen. Eine mittlere physische Aktivität wirkt dagegen protektiv (18). Rund 90 % der Menschen sind Rechtshänder (7), hingegen ist der linke Arm mit 55 % etwas häufiger von einer distalen Radiusfraktur betroffen (7, 19). Möglicherweise resultiert der Mehrgebrauch der rechten Hand in einer höheren Knochenqualität und dadurch in einem niedrigerem Frakturrisiko.

## **2.2 Funktionelle Anatomie**

Der Radius bildet zusammen mit der Ulna das Skelett des Unterarmes. Er steht proximal mit dem Humerus in gelenkiger Verbindung und distal mit den Handwurzelknochen. Mit der Ulna bildet er ein proximales und ein distales Radioulnargelenk. Das Corpus radii ist mit dem der Ulna durch eine feste Syndesmose verbunden, die Membrana interossea. Der Radiuschaft ist zur Daumenseite konvex gekrümmt und in sich torquiert (20), sodass der Knochen bei Pro- und Supinationsbewegung um die Ulna rotieren kann. Im mittleren Schaftanteil ist der Knochen dreieckförmig. Die Spitze des Dreiecks bildet die Margo interossea, an welcher die Membrana interossea ansetzt (21). Auch der für die vorliegende Arbeit klinisch relevante distale Knochenabschnitt ist im Querschnitt triangulär. Die Volarseite des Radius bildet die Basis des Dreiecks, das nach dorsal hin spitz zu läuft (22). Die auf der Beugeseite gelegene Knochenlippe wird als *Watershed line* bezeichnet (22, 23). Das streckseitige Tuberculum

dorsale *Listeri* entspricht der Spitze des Dreiecks. Distal bildet der Radius mit der Ulna das distale Radioulnargelenk (DRUG) und steht im Radiocarpalgelenk (RCG) in Verbindung mit dem Kahnbein und dem Mondbein (21).

Am radialseitigen Processus styloideus setzt der Musculus brachioradialis an. Die volarseitigen Strukturen lassen sich in drei „Straßen“ untergliedern, eine radiale, eine mediale und eine ulnare Straße (24). Anterolateral in der radialen Straße verlaufen die Arteria radialis mit ihren Begleitvenen und der Ramus superficialis nervi radialis. Auf der palmaren Fläche des Knochens findet sich der Ansatz des M. pronator quadratus. Über diesen Muskel ziehen in der mittleren Straße die Beugesehnen der Hand zusammen mit dem Nervus medianus. Bis zur *Watershed line* liegt der M. pronator quadratus als schützende Struktur zwischen Beugesehnen und Knochen (22), distal dieses Knochenvorsprungs verlaufen die Sehnen direkt über die palmare Gelenkkapsel. Je nach Beanspruchung kann die Dicke des Pronators zwischen 2,8 und 7 mm variieren (23). Die ulnare Straße enthält die A. ulnaris und den N. ulnaris, der auf der Kleinfingerseite zur Loge von Guyon zieht. Auf der Dorsalseite des distalen Radius verlaufen die Strecksehnenfächer I bis IV in unmittelbarer Nachbarschaft zum Knochen (24). Das Tuberculum dorsale trennt das zweite Strecksehnenfach (M. extensor carpi radialis longus und M. extensor carpi radialis brevis) vom dritten (M. extensor pollicis longus) und dient letzterem Muskel als Hypomochlion (21). Der ulnar gelegene Discus triangularis, die dorsovolaren und radioulnaren Bänder sowie die Sehne und die Sehnenscheide des M. extensor carpi ulnaris bilden den triangulären fibrocartilaginären Komplex (TFCC) (20, 25). Der TFCC dient der Flächenadaption und Druckübertragung zwischen Radius, Carpus und Ulna.

Beim jüngeren Menschen verlaufen die Knochentrabekel der Spongiosa entlang der radialen Längsachse. Die Trabekelarchitektur am osteoporotischen Knochen ändert sich dahin, dass sie sich rarefiziert und von der zentralen Gelenkfläche nach außen hin verläuft (15). Mit zunehmendem Lebensalter nimmt die Dicke der Kortikalis ab, insbesondere auf der dorsalen Seite. An der typischen Frakturstelle, 1,5 bis 2 cm von der Gelenkfläche entfernt, ist die Kortikalis recht dünn und neigt zur irreversiblen Impaktierung (26). Eine Knochendichte unter 200 mg/cm<sup>2</sup> am distalen Radius korreliert mit einem 1,8-fach erhöhten Frakturrisiko an dieser Stelle (27).

Der distale Radius trägt auf engem Raum zwei Gelenke und steht in Verbindung zur Handwurzel und zur Ulna. Das proximale Handgelenk, die Art. radiocarpalis, ist ein Ellipsoidgelenk. Es weist eine kurze dorsovolare Achse und eine lange mediolaterale Achse auf. Die Pfannenkrümmung in der dorsovolaren Ebene beträgt 65 °, die der mediolateralen Ebene 70 °. Die Gelenkfläche ist in der Aufsicht triangulär, wobei die Dreiecksspitze hin zum Proc. styloideus radii gerichtet ist. Sie ist in zwei konkave Facetten unterteilt: Die Fossa scaphoidea steht in Verbindung zum Kahnbein, die Fossa lunata zum Mondbein (25). Die

lunäre Facette liegt auf gleicher Höhe wie das Caput ulnae. Abweichungen  $\geq 2$  mm sind Plus- oder Minusvarianten des Ulnakopfes (28). Das Radiocarpalgelenk wird nach Rikli und Regazzoni anhand der axialen Kraftableitung in drei funktionelle Säulen eingeteilt (29, 30):

- 1) Die radiale Säule besteht aus dem Proc. styloideus und der Scaphoid-Facette.
- 2) Die Zentralsäule ist aus dem ulnaren Radiusteil und der lunären Facette zusammengesetzt.
- 3) Die ulnare Säule umfasst die distale Ulna, den TFCC und das DRUG.

Nur die mittlere und die radiale Säule artikulieren mit dem distalen Radius (29, 30).

Das distale Radioulnargelenk ist ein Zapfengelenk. Es besteht aus der konkaven Incisura ulnaris radii und dem konvexen Caput ulnae (20). Es wird durch die Ligg. radioulnaria dorsale et palmare als Bestandteil des ulnocarpalen Komplexes gesichert. Je nach Stellung berühren sich unterschiedliche Gelenkanteile. Mit dem proximalen Radioulnargelenk steht es in enger funktioneller Beziehung. Der faserknorpelige Discus triangularis trennt beide Gelenke voneinander (31).

Standardaufnahmen des distalen Radius sind das Röntgenbild im anterior-postioren und lateralen Strahlengang. Anhand dieser Projektionen können verschiedene radiologische Maße erhoben werden. Im a.p. Bild steigt die Kontur der radiocarpalen Gelenkfläche zum Proc. styloideus radii an. Zieht man die Senkrechte zur Schaftachse, so beträgt dieser Winkel dazu 23 bis 30 °. Dieses Maß wird radiale Inklination, frontaler Radiusgelenkwinkel oder a.p.-Böhlerwinkel genannt (32). Zur Bestimmung der relativen Radiuslänge im Verhältnis zur Ulna wird eine Senkrechte zur Schaftachse gezogen. Der Abstand zur parallelen Senkrechten über dem Caput ulnae wird als Ulnarvarianz bezeichnet. Sie beträgt +2 bis -2 mm (1, 32). Die Radiushöhe bemisst sich am Abstand zwischen Processus styloideus radii und der Gelenkfläche des Caput ulnae. Dazu werden zwei Senkrechten zur Längsachse gezogen und die Differenz bestimmt (1). Als Radiusbreite wird der Abstand zwischen Schaftachse und der parallelen Tangente über den Proc. styloideus bezeichnet. Auch dieser Wert ist nur im Vergleich mit der Gegenseite zu bewerten. In der streng seitlichen Projektion kann die Neigung der radiocarpalen Gelenkfläche vermessen werden. Sie ist um 10 bis 12 ° nach volar geneigt und wird als Palmarinklination, palmarer Tilt oder lateraler Böhlerwinkel bezeichnet (1, 26, 32, 33).

Das Handgelenk besteht aus zwei Einzelgelenken. Im proximalen Handgelenk, der Art. radiocarpalis, artikulieren der distale Radius mit der proximalen Reihe des Carpus. Das distale Handgelenk, die Art. mediocarpalis, liegt zwischen proximaler und distaler Reihe der Handwurzelknochen. Es ist S-förmig und besteht in der Kombination eines ulnaren Ellipsoidgelenks und eines radialen Kugelgelenks. Nur die proximale Reihe ist untereinander verschieblich (20, 25). Bewegungsabläufe sind eine Kombination von beiden Gelenken. Zusammen verfügen sie über zwei rotatorische Freiheitsgrade: Abduktionsbewegungen zum

Radius und zur Ulna, sowie Flexion der Hohlhand und Extension zum Handrücken (25, 34). Radial- und Ulnarabduktion sind ausschließlich Bewegungen des proximalen Handgelenks. Die maximale Radialabduktion ist zwischen 15 und 30 ° möglich. Sie wird durch das Lig. radiocarpeum palmare begrenzt. Die Ulnarabduktion beträgt 30 bis 50 ° (30, 34). An der Palmarflexion und der Dorsalextension sind beide Handgelenke beteiligt, allerdings in unterschiedlichem Ausmaß: Die Palmarflexion (50 bis 60 °, passiv bis 85 °) findet vorwiegend im proximalen, die Dorsalextension (35 bis 60 °, passiv bis 90 °) im distalen Handgelenk statt (30, 34). Beim Bewegungsumfang gibt es erhebliche interindividuelle Unterschiede.

Rotationsbewegungen um die eigene Achse werden in der Kombination der Artt. radioulnares proximalis et distalis ermöglicht. Bei der Pro- und Supination rotiert der Radius um die Ulna. Die Membrana interossea antebrachii reguliert den Abstand beider Knochen, verhindert Parallelverschiebung und koordiniert proximales und distales Radioulnargelenk (25). In maximaler Supination wird die Membrana interossea verdrillt und gespannt und begrenzt so den Bewegungsumfang (20). Das normale Bewegungsausmaß für Pronation/Supination beträgt 85 °/0 °/90 °, passiv bis 100 °/0 °/100 ° (30). Die im alltäglichen Gebrauch häufigste Position ist die kombinierte Dorsalextension und Radialabduktion, beispielsweise beim Schreiben, Heben oder Halten von Gegenständen (27). Die Kombination aus beiden Handgelenken und proximalem und distalem Radioulnargelenk ermöglicht den Bewegungsumfang eines funktionellen Kugelgelenks und macht die Hand zu einem geschickten Werkzeug (34).

Die komplexe Anatomie des distalen Radius stellt besondere Herausforderungen an die Entwicklung von Osteosynthese-Systemen. Dies liegt zum einen an der engen Nachbarschaft zu Sehnen und Gefäß-/Nervenbündeln. Der Knochen hat einen relativ geringen Innendurchmesser und verläuft konvexbogig. Auf kleiner Fläche befinden sich zwei Gelenke, die essenziell für die Hand- und Unterarmbewegungen sind. Die typische Frakturlokalisierung befindet sich dazu in direkter Nähe und hinterlässt zumeist ein nur ca. 2 cm breites distales Fragment mit zudem recht dünner Kortikalis. Der dreieckige Querschnitt führt leicht zu einer Überschätzung der Knochenhöhe (24).

### **2.3 Biomechanik**

Die in vivo auftretenden Kräfte am distalen Radius sind bis heute nicht genau bekannt. Sie entstehen durch ein komplexes Zusammenspiel zwischen Unterarmmuskulatur, Gelenkkapseln, Bändern, TFCC und Eigenelastizität des Radius. Das hieraus resultierende Summenkraft setzt sich aus Kompression in der Längsachse, Biegungs- und Drehmoment zusammen. Die Einzelkomponenten variieren je nach Muskelspannung und Stellung der Gelenke. Verschiedene Studien haben an experimentellen Modellen versucht, die reale

Belastung zu quantifizieren. Brand et al. konnten zeigen, dass bei simultaner, maximaler Kontraktion aller Unterarmmuskeln eine Summenkraft von fast 4900 N erzeugt wird (35). Eine Kadaverstudie von Putnam untersuchte die physiologische Kräfte in der Radiusmetaphyse beim Kraftgriff, wie er klinisch mit einem Dynamometer ermittelt werden kann (36). Die Studie konnte einen linearen Zusammenhang zwischen Griffstärke und Kraftübertragung auf den Radius nachweisen. Um 10 N Griffstärke zu erzeugen, müssen Kräfte in der Größenordnung von 26,3 N über den Radius bzw. 52,4 N über den Unterarm axial abgeleitet werden. Trumble et al. und Zhu nehmen an, dass eine Axialkraft zu 83 bzw. 84 % über den Radius und 16 bzw. 17 % über die Ulna abgeleitet wird (37, 38). Viegas et al. demonstrierten, dass die radiocarpale Gelenkfläche des distalen Radius unterschiedlich stark belastet wird (39). Dabei wird 60% der Kraft über die Fossa scaphoidea und 40% über die Fossa lunata abgeleitet. Weniger als die Hälfte der Gelenkoberfläche ist an der Kraftübertragung beteiligt. Manche biomechanische Studien berücksichtigen diese Erkenntnisse in ihrem Versuchsaufbau: Rausch et al. übertrugen die Axialkraft mit ebenfalls 60% auf die Scaphoid- und 40% auf die Lunatum-Facette (40). Osada et al. nehmen in ihren biomechanischen Implantat-Untersuchungen 100 N axial für die aktive Handgelenksbewegung und 250 N axial für die aktive Fingerbewegung an (41). Daher sollte eine Osteosynthese am distalen Radius mindestens 100 N Axialbelastung aushalten, ohne dass es zu einem Implantat-Versagen kommt (42).

## **2.4 Biomechanische Forschungsmethoden**

Um die Stabilität eines Osteosynthese-Verfahrens objektiv zu beurteilen, sind biomechanische Studien unentbehrlich. Sie sollen das mechanische Verhalten unter der Einwirkung einer bestimmten Kraft überprüfen und untersuchen, ob durch die gewählte Methode eine stabile Osteosynthese möglich ist und wo die Schwachstellen des Verfahrens liegen. Durch standardisierte Verfahren können die biomechanischen Eigenschaften unterschiedlicher Methoden miteinander verglichen werden. Auf der Basis von biomechanischen Studien können klinische Empfehlungen, z.B. zu einer zusätzlichen Immobilisierungsmaßnahme oder der Intensität einer postoperativen Übungsbehandlung gegeben werden. Durch ihren Modellcharakter bilden biomechanische Untersuchungen immer nur einen Teil der wahren Implantatbelastung in vivo ab und sind daher nur eingeschränkt auf die Klinik übertragbar.

Ein Frakturmodell simuliert die frische postoperative Situation, wenn der Knochen noch nicht durchbaut ist, sondern die Kraftübertragung zwischen den Fragmenten nur durch das Osteosynthesematerial erfolgt. Es kann mit verschiedenen Studienobjekten erstellt werden. Frische humane Leichenknochen (sog. Kadaverpräparate) entsprechen am ehesten der Situation in vivo. Fixierte Präparate sind durch Detergentien, wie z.B. Formalin, eingeschränkt vergleichbar. Auch Proben tierischer Herkunft können verwendet werden, sie

haben aber nur bedingt die Eigenschaften eines menschlichen Radius. Häufig werden auch nicht-biologische Materialien für ein Frakturmodell verwendet, wie Komposit-Knochen aus Kunststoff (43, 44, 45) oder Hartholz (46). Biologische Präparate können in unterschiedlichen Präparationsformen getestet werden. Komplette Studienobjekte können mit sämtlichen Weichteilen geprüft werden (38). Je nach präparatorischem Umfang bleibt ein Teil der Weichgewebe erhalten. Einige Studien benötigen die Sehnen von Handwurzel oder Fingern zur Kraftapplikation (47, 48), andere beziehen den biomechanischen Einfluss von Handwurzelknochen, Bändern und Gelenkkapseln ein (41, 49, 50, 51). Soll der Radius isoliert betrachtet werden, müssen alle Weichteile, Carpus und Ulna entfernt werden. Der Knochen kann komplett belassen oder auf eine standardisierte Länge gekürzt werden. Um gleiche Verhältnisse bei allen Objekten zu gewährleisten, simuliert eine standardisierte Osteotomie die Fraktur. Eine einfache extraartikuläre Fraktur kann durch eine transverse Osteotomie dargestellt werden. Durch die Entfernung eines dorsalen und/oder palmaren Knochenkeils kann eine Fraktur mit zusätzlichem Substanzverlust imitiert werden. Die Maximalvariante eines instabilen extraartikulären Bruches stellt die Resektion eines kompletten Knochenblocks dar, sodass zwischen proximalem und distalem Fragment kein Kontakt mehr besteht. Die Auswahl des Frakturmodells hat entscheidenden Einfluss auf die Stabilität der Osteosynthese: Eine Kadaverstudie von Koh untersuchte verschiedene palmare Platten an zwei unterschiedlichen Frakturmodellen (52). Osteosynthesen an einem keilförmigen Defekt erreichten signifikant höhere axiale Maximalbelastung als eine Blockresektion. Bei komplettem Defekt zeigte sich zudem sehr häufig ein Implantat-Versagen am distalen Fragment, was bei keilförmiger Frakturen nur in wenigen Fällen auftrat.

Durch eine externe Kraftapplikation soll eine physiologische Belastung der Osteosynthese simuliert werden. Es lassen sich zwei Belastungsformen unterscheiden. Eine statische Belastung arbeitet mit nur langsamer Zunahme der Kraft. Bei dynamischen Untersuchungen oszilliert die Kraft zwischen zwei verschiedenen Niveaus. Im niedrigeren Kraftbereich kommt es zur sog. elastischen Verformung des Knochen-Implantat-Konstruktes. Hierbei treten keine Schäden auf, nach Entlastung kehrt das Präparat in seine Ausgangsposition zurück. Daher ist diese Untersuchung wiederholbar. Eine Kraftapplikation oberhalb der Elastizitätsgrenze führt hingegen zur plastischen Verformung. Diese Verformung ist irreversibel, es kommt zur dauerhaften Deformierung des Knochen-Implantat-Konstruktes. Häufige Belastungsmodi biomechanischer Studien sind:

- zyklische dynamische Belastung ± Versagenstest
- einzyklische statische Belastung ± Versagenstest
- mehrzyklische statische Belastung ± Versagenstest
- kombinierte statische und dynamische Belastung ± Versagenstest

Die komplexen physiologischen Kräfte bleiben an einem biomechanischen Modell auf

wenige, reproduzierbare Applikationsformen beschränkt. Sehr viele Studien führen eine Belastung unter axialer Kompression durch. Die Axialbelastung ist ein Teil der physiologischen Summenkraft, die durch den Sehnenzug der Unterarmmuskulatur entsteht. Variabel ist der Punkt der Kraftapplikation, oftmals verläuft der Vektor durch die zentrale radiocarpale Gelenkfläche. In einigen Studien wird auch eine exzentrische Axialbelastung durchgeführt, indem der Applikator nach dorsal, volar, radial oder ulnar versetzt wird (53, 54). So entsteht ein Produkt aus Kompressionskraft und Biegemomentbelastung. Eine reine Biegebelastung kann durch die Kraftapplikation senkrecht zur Radiuschaftachse erzeugt werden, die Kraft kann von dorsal oder palmar einwirken (42, 44, 46, 55). In einer Reihe von Studien wird die Osteosynthese auch einer Torsionsbelastung ausgesetzt (46, 54, 55, 56, 57). Die Drehachse entspricht in der Regel der Achse der zentralen Axialbelastung. Über die Kopplung an die Flexor- oder Extensorsehnen des Handgelenks kann eine Belastung durch Beugung oder Streckung simuliert werden (47, 48). Verschiedene Messfühler können eine Verformung des Knochen-Implantat-Konstruktes unter Belastung aufnehmen. Zur Erfassung von Längen- oder Winkeländerung werden elektromechanische, optische, lasergestützte oder auch sonographische Sensoren verwendet. Mit speziellen Kameras ist auch eine dreidimensionale Verformung detektierbar. Als Dislokation gelten Frakturbewegungen von mehr als 2 mm (58, 59) oder Winkeländerungen von mehr als 5 ° (60). Häufig wird die sog. Steifigkeit ermittelt. Diese Größe beschreibt die Kraft, die das Knochen-Implantat-Konstrukt um einen bestimmten Längenbetrag verändert.<sup>1</sup> Sie entspricht der Steigung im linearen Anteil der Kraft-Weg-Kurve. Beim Übergang von der elastischen zur plastischen Verformung kann die Elastizitätsgrenze (auch Fließ- oder Biegegrenze) bestimmt werden. Ein plötzlicher Abfall im Kraft-Weg-Diagramm ist als Frakturzeichen oder Versagen der Implantatkopplung zu werten (49, 50). Der vorherige Peak definiert die Maximalbelastung. Die Fülle methodischer Ansätze birgt das Problem der Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Untersuchungen. Damit eine Vergleichbarkeit zwischen zwei biomechanischen Studien gegeben ist, müssen die Art der Versuchsobjekte, deren Aufbereitung, das Frakturmodell, die Belastungsformen und die ermittelten Messparameter übereinstimmen. Ansonsten ist nur ein eingeschränkter Vergleich möglich, der nicht parametrisch erfolgen kann. Gerade biologische Präparate weisen eine große Variabilität auf, welche die Vergleichbarkeit mehrerer Interventionsgruppen bereits innerhalb einer Studie erschweren kann. Verschiedene Methoden versuchen, mögliche Unterschiede zwischen den Studienkollektiven zu ermitteln. Mittels DEXA (42, 50, 61) oder quantitativer CT (40, 59, 60, 62) kann die Knochendichte ermittelt werden, die positiv mit der mechanischen Belastbarkeit der Präparate korreliert. Eine Röntgenaufnahme kann Vorschäden am Knochen oder semiquantitativ eine Osteoporose erkennen (41, 55, 63). Durch native Vormessungen erhält man Vorwerte des intakten Präparates. Die Voraussetzung ist allerdings,

---

<sup>1</sup> Sonderfall Torsionssteifigkeit: Drehmoment pro Winkelgrad-Änderung.

dass die Probe im Bereich der elastischen Verformung getestet wird, da sonst Schäden auftreten können. Einige Studien verwenden „matched pairs“, um eventuelle Unterschiede bei der Randomisierung auszugleichen (51, 53, 54, 64, 65). Ein Vergleich von verschiedenen Studien ist nur möglich, wenn entsprechende Versuchsaufbauten vorliegen. Dies beinhaltet die Art der Präparate, Frakturmodell, Belastungsform(en) und Messparameter. Da jedoch unterschiedliche biologischer Präparate und abweichende Prüfprotokolle verwendet werden, ist ein direkter numerischer Vergleich zwischen biomechanischen Studien auch dann nur eingeschränkt möglich.

## 2.5 Einteilung der Frakturen

Eine der frühesten Einteilungen ist die Unterscheidung in Extensions- und Flexionsfrakturen, im angloamerikanischen Sprachgebrauch als Colles' bzw. Smith's fracture bezeichnet. Die klassische Colles-Fraktur resultiert aus einer Dorsalextension im Radiocarpalgelenk bei palmarer Gewalteinwirkung. Der Anteil der Extensionsfrakturen liegt bei 85 bis 90 % (26). Die Hyperextension des Handgelenks führt dazu, dass proximale Handwurzelreihe gegen die dorsale Gelenkklippe des RCG bzw. gegen die Ulna gepresst wird. Zunächst kommt zur Einstauchung der dorsalen Radiusmetaphyse, die dann in einer dorsalen Kompressionsfraktur resultiert. Dabei kann es zur Subluxation des Kapitatum kommen (66). Der überwiegende Teil der kinetischen Energie wird über den distalen Radius abgeleitet.<sup>2</sup> Frakturlinien verlaufen häufig zwischen den Knochensäulen<sup>3</sup>. Eine Ulna-Minus-Variante begünstigt diese Kraftableitung, wohingegen eine Ulna-Plus-Situation den radialen Anteil reduziert. Der ulnare Anteil wird zum Großteil über den Discus triangularis übertragen (66). Bei den selteneren Flexionsfrakturen nach Smith ist das Radiocarpalgelenk zum Unfallzeitpunkt gebeugt und die Kraft trifft von dorsal her auf (67, 68).

Die klassische Fehlstellung der Extensionsfraktur loco typico besteht in der Dorsalabkippung und Radialverschiebung des peripheren Fragmentes (26, 29). In der Mehrzahl der Fälle ist diese mit einer mehr oder minder starken Supinations-Komponente in der Transversalebene kombiniert (29). Abraham Colles beschrieb bereits 1814, dass die Fraktur zwar leicht reponiert werden könne, jedoch sofort wieder in die ursprüngliche Fehlstellung abrutsche (69). Dies ist durch den Zug der Extensorensehnen bedingt, für die der distale Radius biomechanisch ein Hypomochlion darstellt (70). Durch das Trauma kommt es insbesondere am osteoporotischen Knochen zu einer irreversiblen Impression der dorsalen Kortikalis und einer daraus resultierenden radialen Verkürzung (71).

Neben der pathogenetischen Einteilung in Extensions- und Flexionsfrakturen gibt es eine Reihe von morphologischen Fraktüreinteilungen. Die Klassifikation nach Frykman von 1967 erfolgt in acht Bruchtypen (72). Sie berücksichtigt die Beteiligung von Radiocarpal- und

---

<sup>2</sup> Vgl. Kap. 2.3

<sup>3</sup> Vgl. Kap. 2.2, Drei-Säulen-Modell von Rikli und Regazzoni (29).



Radioulnargelenk sowie des Proc. styloideus ulnae. Unterschiedliche Schweregrade werden nicht berücksichtigt. Das Modell dieser Arbeit entspricht der Typ I-Fraktur. Die Frykman-Klassifikation wird in angloamerikanischen Publikationen auch heute noch gebraucht, wird aber zunehmend durch die genauere Fraktуреinteilung nach den Kriterien der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO/ASIF) ersetzt. Die AO-Klassifikation hat sich insbesondere im deutschsprachigen Raum etabliert und erfasst die entsprechenden Bruchmorphologien recht detailliert (3). Mithilfe dieses Systems können alle Brüche in einem fünfstelligen alphanumerischen Code codiert werden. Mit den ersten zwei Ziffern werden die Körperregion (Unterarm=2) und die Positionierung (distale Meta-/Epiphyse=3) angegeben. Daran schließt sich die Bewertung der Komplexität des Bruches (Buchstaben A-C) an, am Radius in der Bedeutung von keiner, partieller oder vollständiger Gelenkbeteiligung. Durch eine weitere Nummerierung von 1-3 erfolgt eine morphologische Subgruppierung mit zunehmendem Schweregrad. Nach der AO/ASIF-Klassifikation entspricht das in der vorliegenden Arbeit verwendete Frakturmodell dem Typ 23-A3. Etwa 33 bis 40 % der Frakturen entfallen auf diesen Typ, der damit auch die häufigste Bruchform darstellt (4, 6). Morphologisch handelt es sich um eine instabile mehrfragmentäre, extraartikuläre Fraktur. Zwischen beiden Fragmenten liegt eine Trümmerzone. Dieser Frakturtypus ist häufig bei initialer Reposition stabil, neigt jedoch unter konservativer Therapie zur Abkippung (73).

Darüber hinaus gibt es die Klassifikationen nach Gartland und Werley (1951), Lidström (1959), Older et al. (1965), Cooney et. al. (1980), Melone (1984) sowie die Weber- und die Fernandez-Einteilung (beide 1987). Sie seien der Vollständigkeit halber erwähnt und sollen nicht detailliert erläutert werden.

Drei spezielle Bruchformen werden mit Eponymen bezeichnet: Bei der sog. Galeazzi-Fraktur handelt es sich um eine Fraktur des Radiuschaftes mit Luxation der distalen Ulna aus dem Radiocarpalgelenk. Die sog. Barton-Fraktur ist ein Abscher-Fraktur der dorsalen Radiuskante bei intakter palmarer Kortikalis (Typ B2 nach AO) (14, 67). Als Reversed-Barton-Fraktur wird die Abscherfraktur der palmaren Radiuskante bezeichnet (Typ B3 nach AO) (15).

Bedingt durch den Frakturmechanismus treten oftmals weitere charakteristische Begleitverletzungen auf. Entscheidend hierfür ist das Verhältnis von Bandstabilität und Knochenqualität (66). Häufig ist das scapholunäre Band betroffen. Die Verspannung des Carpus in Extension führt zu einem Überschreiten der Elastizitätsgrenze. Es können Partiell- oder Komplettrupturen auftreten, die sich klinisch in zunehmender Instabilität und/oder Schmerzen manifestieren (74). Die Literaturangaben schwanken stark: frakturbegleitende SL-Bandverletzungen werden je nach Studie zwischen 7 und 85 % angegeben (75, 76). Seltener hingegen reißt das Lig. lunotriquetrum (66). Der trianguläre fibrocartilaginäre Komplex ist häufig involviert. Er kann ligamentär oder knöchern ausgerissen werden (66), dies äußert klinisch sich als Instabilität im distalen Radioulnargelenk oder als schmerzhafte Pro- und

Supination. Die Ulna ist in 40 bis 80 % aller Radiusfrakturen beteiligt (19, 32, 77), häufig zusammen mit TFCC-Verletzungen im ulnaren Anteil (66, 75, 76). Insbesondere Hochrasanztraumen führen zu regelhafter Verletzung der Ulna. Durch den Zug der ulnocarpalen Bänder kann es zur Abrissfraktur an der Basis des Proc. styloideus ulnae kommen, auch der Bruch des distalen Ulnaschaftes ist möglich (74, 78). Bei Überstreckung im Handgelenk führt der Druck der Beugesehnen zu einer Belastung des proximalen und distalen Kahnbein-Pols (66). Frakturen des Os scaphoideum treten bei 1 % aller hochenergetischen Radiusfrakturen auf, sind also eher selten (79). Das Os triquetrum kann ebenfalls frakturieren, wenn es in Extension gegen den Ellenkopf gepresst wird (66). Durch spitze dorsale Knochenfragmente kann es in seltenen Fällen auch zu Rupturen der Strecksehnen kommen. Bedingt durch den Verletzungsmechanismus beim Sturz aus stehender oder gehender Position ist die distale Radiusfraktur insbesondere bei älteren Menschen mit Frakturen des Beckenrings und des proximalen Femurs assoziiert (6, 80, 81, 82, 83). Auch Frakturen des Humerus und des proximalen Radius treten vermehrt im Zusammenhang mit der distalen Radiusfraktur auf (61, 82, 83).

## **2.6 Therapeutische Grundlagen**

Es gibt kein Standardverfahren, das sich zur Therapie sämtlicher Frakturen gleichermaßen eignet (22, 84). Bis heute herrscht kein Konsens darüber, wie die Extensionsfraktur loco typico behandelt werden sollte (85). Ein Großteil der Frakturen wird noch immer konservativ therapiert, häufig muss aber auf ein operatives Verfahren umgestiegen werden (31, 86). Im Gegensatz dazu wird seit über 20 Jahren gefordert, Flexionsfrakturen vom Typ Smith-Goyrand primär operativ zu behandeln (68). Allen therapeutischen Verfahren ist gemein, dass einige grundlegende Prinzipien beachtet werden müssen. Diese betreffen insbesondere die korrigierende anatomische Rekonstruktion des Knochens und deren Aufrechterhaltung im Heilungsverlauf. Lorenz Böhler (1885-1973), der Vater der modernen Unfallchirurgie, votierte zeitlebens für eine konservative Therapie der distalen Radiusfraktur. Die Prinzipien der Böhler-Schule beruhen auf drei Grundsätzen: Zuerst erfolgt die anatomische Reposition der Fraktur. Anschließend wird der Bruch im Gips bis zur knöchernen Heilung retiniert, gefolgt von einer funktionellen Übungsbehandlung (87, 33).

Bei drei Vierteln aller distalen Radiusfrakturen ist eine Reposition in die anatomische Ausgangsstellung notwendig, nur 25 % der Brüche sind geringgradig oder nicht verschoben (77). Entsprechend dem häufigen Verletzungsmechanismus ist das distale Knochenfragment nach dorsal disloziert bzw. wird durch den Zug der Extensorsehnen weiterhin in dieser verschobenen Position gehalten. Zudem ist der Knochen in der Länge verkürzt und neigt zu einer Pronation. Die Reposition wird daher unter Längszug in einer Beugung des Radiocarpalgelenkes, leichter Supination und Ulnarabduktion durchgeführt (89).

Es herrscht Konsens darüber, dass das funktionelle Outcome wesentlich von einer möglichst genauen anatomischen Rekonstruktion der Gelenkflächen abhängt (84). Hierbei sind im Wesentlichen drei Punkte zu beachten: Die ursprüngliche Radiuslänge muss wiederhergestellt, Achsknicke, insbesondere die dorsale Abkippung, neutralisiert und Versatzstufen zwischen den Fragmenten behoben werden (31). Radiologische Richtwerte<sup>4</sup> für die Reposition sind die Neigungen der radiocarpalen Gelenkfläche um 23 bis 30 ° nach ulnar und um 10 bis 12 ° nach palmar (1, 26, 33). Eine vergrößerte Radiusbreite gegenüber der nicht verletzten Seite ist ein Hinweis auf einen Rotationsfehler (1). Nach Batra ist die Wiederherstellung der normal-anatomischen Radiuslänge der wichtigste Faktor für ein gutes Outcome (71), gleichzeitig ist dieser aber auch der am schwierigsten erreichbare Parameter (90). Die Ulnarvarianz sollte -2 bis +2 mm nicht überschreiten (82, 83). Eine posttraumatische Ulna-Plus-Situation kann zu radio-ulnarer Inkongruenz, Subluxation des Ulnaköpfchens im DRUG und ggf. zum schmerzhaften Impingement des TFCC führen. Insbesondere das Fragment der Lunatum-Facette stellt eine Schwierigkeit bei der Reposition dar. Es muss suffizient reponiert werden, um bestmögliche Beweglichkeit im distalen Radioulnargelenk zu erhalten (84). Gelenkstufen über 2 mm bergen ein hohes Risiko für eine posttraumatische Arthrose (1). Intraartikuläre Brüche sollten daher nach Reposition einen Versatz von maximal einem Millimeter aufweisen (82, 83).

Um eine endgültige Ausheilung in anatomischer Stellung zu erreichen, ist es erforderlich, die erzielte initiale Reposition im Verlauf der Frakturheilung beizubehalten. Nicht jedes Therapieverfahren ist in der Lage, eine sekundäre Dislokation der Fragmente zu verhindern. Ziel ist es, durch das Verfahren eine sichere Stabilisierung bei geringem operativem Trauma und minimalem Risiko für Folgekomplikationen zu garantieren (22, 48). Nach dem Bruch entsteht um den Knochen ein Frakturhämatom, das sich in Laufe einiger Tage zunächst bindegewebig organisiert. In diese Matrix sprossen Osteoblasten ein, sie kalzifiziert und es bildet sich Kallusgewebe. Diese Form der Bruchheilung wird als sekundäre Knochenheilung bezeichnet. Sie findet beispielsweise bei konservativ therapierten oder mittels perkutaner Kirschnerdraht-Osteosynthese versorgten Frakturen statt. Durch ein offenes operatives Verfahren soll eine sogenannte primäre Knochenheilung ermöglicht werden. Dies bedeutet das direkte Durchbauen der Osteone zwischen den Fragmenten. Diese Form der Heilung ist nur möglich, wenn die Knochenenden zeitnah exakt aufeinander gestellt werden. Ausgehend vom radiologischen Bild, wird eine Knochenheilung am distalen Radius meist innerhalb von vier bis sieben Wochen erzielt (23, 91, 92, 93). Störungen der Knochenheilung treten auf, wenn die einzelnen Fragmenten untereinander verstärkt beweglich sind. Die Folge sind ein sekundärer Verlust des Repositionsergebnisses, verlängerte Heilungsverläufe oder Pseudarthrose (94).

---

4 Vgl. Kap. 2.2

Entscheidend für die Auswahl eines Therapieverfahrens ist die Stabilität der Fraktur. Dabei ist vor Therapiebeginn zu evaluieren, ob die Gefahr einer sekundären Dislokation nach erfolgter Reposition gegeben ist (31). Weist die Fraktur weniger als  $10^\circ$  Dorsalneigung, 1 mm lateraler Versatz der Fragmente, maximal 2 mm initiale Verkürzung und Gelenkstufen geringer als 2 mm auf, kann man von ausreichender Stabilität ausgehen (1, 86). Stabile Frakturen eignen sich für eine konservative Therapie. Lafontaine et al. definierten sechs Hauptkriterien, die für eine instabile Fraktur sprechen: initiale dorsale Abkipfung größer als  $20^\circ$ , dorsale Trümmerzone, initiale Verkürzung um mehr als 5 mm, Vorliegen einer intraartikulären Fraktur, assoziierte Fraktur der Ulna und ein Lebensalter über 60 Jahre (95). Auch Flexionsfrakturen vom Typ Smith und Brüche mit vergrößertem radioulnarem Abstand, Subluxation des DRUG oder einem Versatz der Fragmente um mehr als zwei Drittel der Schaftbreite gelten als instabil (4, 86, 96). Nach Nesbitt ist das Alter des Patienten das ausschlaggebende Kriterium für die Instabilität, das die Redislokationsgefahr erhöht (97). Außerdem weist ein initial beobachteter Verlust des Repositionsergebnisses auf eine instabile Fraktur hin (96). Insbesondere bei einer Beteiligung der Gelenkflächen sollte die Indikation zur operativen Intervention großzügig gestellt werden (28, 98). Allgemein gilt, dass eine frühzeitige Operation bessere Ergebnisse als eine späte (dann als Sekundärmaßnahme) erzielt (1). Die Wahl einer entsprechenden Therapie ist aber nicht alleinig eine Sache der Frakturmorphologie, sondern auch von allgemeinen Faktoren des Patienten (Alter, Compliance, Komorbiditäten, Blutungsrisiko) und dem Patientenwunsch abhängig.

Bei nahezu 90 % der Patienten über 65 Jahren mit distaler Radiusfraktur liegt eine zumindest eine lokale oder auch eine generalisierte Osteoporose vor (91). Frakturen des osteoporotischen Knochens stellen eine besondere Herausforderung für die Therapie dar. Sie sind häufig instabil und haben unter konservativer Behandlung ein erhöhtes Risiko für sekundäre Dislokationen (77). Durch die irreversible Impaktierung der Metaphyse entsteht bei Extensionsfrakturen ein dorsaler, keilförmiger Substanzdefekt (32). Neben der dorsalen Abkipfung neigen osteoporotische Frakturen zur Verkürzung. Im kalksalzarmen Knochen finden Drähte, Pins oder Schrauben nur eingeschränkten Halt. Sie können sich leichter lockern oder den Knochen durchwandern. Bei einem oder mehr positiven Lafontaine-Kriterien und radiologischen Hinweisen auf eine Osteoporose muss daher ein Verfahren gewählt werden, das die Winkel und die Radiuslänge über den Heilungsverlauf anatomisch aufrechterhält (95). Daher sind beim osteoporotischen Knochen primär operative Therapieansätze zu bevorzugen (15). Der entstandene Substanzdefekt kann über einen dorsalen Zugang durch Ersatzmaterial aufgefüllt werden. Dazu kann z.B. zellfreies Tricalciumphosphat verwendet werden (32). Als autologe Defektfüllung ist z.B. das Einsetzen eines Beckenkamm-Spans möglich (14, 15). Auch eine allogene Auffüllung durch Fremdknochen aus der „Knochenbank“ ist im Rahmen einer Spongiosaplastik möglich (99).

Durch die betreffende therapeutische Maßnahme sollte eine frühe Übungsbehandlung ermöglicht werden (48, 74). Dabei scheint das Outcome umso besser zu sein, desto früher damit begonnen wird. Die Anzahl der ruhiggestellten Gelenke und die Stabilität des therapeutischen Verfahrens bedingen das Ausmaß der möglichen Übungsbehandlung. Funktionelle Übungen können passiv, aktiv ohne Last und aktiv mit Teil- bzw. Vollbelastung durchgeführt werden. Bewegungen aus dem Gips heraus umfassen nur die Fingergelenke, während die Handgelenke immobilisiert sind (88). Einige operative Verfahren bieten hingegen von Anfang an Übungsstabilität für die Handgelenksbewegung. Dadurch soll der Atrophie von Kapseln, Bändern und Muskeln entgegengewirkt und eine frühestmögliche physiologische Vollbelastung der verletzten Extremität ermöglicht werden. Insbesondere die Durchführung von selbständigen Bewegungsübungen scheint eine wichtige Rolle für die Wiederherstellung einer normalen Handgelenksfunktion zu spielen. Studien konnten zeigen, dass das funktionelle Outcome bei entsprechend instruierten Patienten signifikant besser ist als unter regelmäßiger beaufsichtigter Physiotherapie (100).

Um die Ergebnisse nach konservativer oder chirurgischer Therapie der distalen Radiusfraktur zu evaluieren, wurden in der Vergangenheit unterschiedliche Assessment-Instrumente entwickelt. Röntgenaufnahmen des Handgelenkes in zwei Ebenen ermöglichen es, knöcherne Heilungsverläufe zu begutachten. Das funktionellen Outcome kann durch den Bewegungsumfang und die Griffstärke erhoben werden. Mit einem Goniometer kann der passive und aktive Bewegungsumfang erfasst werden. Dieser sollte mit dem gesunden Handgelenk verglichen werden, da erhebliche interindividuelle Unterschiede bestehen. Die Griffstärke kann mittels Dynamometer evaluiert werden. Neben den radiologischen und funktionellen Daten gibt es standardisierte Scores, die insbesondere das subjektive Outcome berücksichtigen. Am gebräuchlichsten ist der sog. DASH-Score, das Akronym steht für „*Disabilities of arm, shoulder and hand*“ (101, 102). Er besteht aus 30 Items zur physischen Funktion der Extremität und subjektiven Einschränkungen (86). Die Bewertungsskala von 0 bis 100 reicht von einer Funktion ohne Einschränkung bis zur maximalen, schmerzhaften Bewegungseinschränkung. Die Gartland-Werley-Klassifikation besteht aus 70 % objektiven und 30 % subjektiven Kriterien, neben dem funktionellen Befund werden auch radiologische Parameter berücksichtigt (92, 103). Die Punktspanne liegt zwischen 0 und 20, je niedriger der Punktwert, desto besser ist das Ergebnis der Intervention zu werten. Die Verwendung einer visuellen Analogskala gibt dem Untersucher die Möglichkeit, einen orientierenden Eindruck über die Schmerzstärke zu erhalten.

## **2.7 Therapiekonzepte**

Zur Behandlung der distalen Radiusfraktur gibt es eine Reihe von therapeutischen Ansätzen. Prinzipiell kann die Fraktur entweder konservativ oder operativ behandelt werden. Operative

Therapiekonzepte unterscheiden sich nach dem Grad ihrer Invasivität. Die Stabilisierung kann perkutan vorgenommen werden, z.B. mit Bohrdrähten oder einem Fixateur externe. Alternativ ist eine offene Reposition und interne Fixierung (ORIF) des Bruches mit verschiedenen Platten-Systemen möglich. Das folgende Kapitel stellt die unterschiedlichen Möglichkeiten zur Behandlung der distalen Radiusfraktur vor und gibt einen Überblick über die Komplikationen und die biomechanischen Aspekte eines jeweiligen Verfahrens.

### **2.7.1 Konservative Frakturbehandlung**

Die konservative Behandlung des Bruches durch Schienen ist die älteste Therapieform und bereits seit dem 6. vorchristlichen Jahrhundert bekannt<sup>5</sup>. Der irische Arzt Abraham Colles (1773-1843) veröffentlichte 1814 eine wegweisende Abhandlung über die Immobilisationsbehandlung der distalen Radiusfraktur (69). Auch heute noch ist die konservative Therapie die häufigste Methode, 55 bis 60 % der Frakturen können primär konservativ angegangen werden (4, 31).

Um die Reposition zu erleichtern, kann der Bruch vorher in einem sogenannten „Mädchenfänger“ ausgehängt werden. Zur Retention stehen heute nicht nur der traditionelle Weißgips, sondern auch moderne, leichte Materialien aus Glasfasern oder Polyester, sogenannte Kunststoff-Casts, zur Verfügung. Es können sowohl zirkuläre Verbände als auch Unterarmschienen angelegt werden. Ein zirkulärer Gips muss nach frischem Trauma längsgespalten werden, um eine schwellungsbedingte Nervenschädigung zu verhindern. Bei Beteiligung des distalen Radioulnargelenks muss die Pro- und Supinationsbewegung unterbunden werden, was durch Anlage eines Oberarmgipses mit Immobilisierung des proximalen Radioulnargelenks erreicht werden kann. Die konservative Frakturversorgung ist kostengünstig und erzielt bei geeigneter Indikation gute klinische Ergebnisse (77, 86). Sie ist indiziert bei verschobenen, aber stabilen Frakturen, bei denen nach Reposition nicht von einer erneuten Dislokation auszugehen ist (31). Bei rund der Hälfte der primär konservativ behandelten Brüche ist jedoch im Verlauf ein Verfahrenswechsel zu einem operativen Verfahren notwendig (86).

Die Gesamtkomplikationsrate für konservativ behandelte Frakturen liegt zwischen 8 und 37 % (86, 91). Die Verheilung in Fehlstellung ist die häufigste Komplikation nach einer distalen Radiusfraktur. Das Risiko liegt zwischen 17 und 23 % (2, 104, 105). Als Fehlstellung gelten Abweichungen der Achse, der Länge und der Rotation. Besonders hoch ist die Gefahr bei Patienten mit Osteoporose. Wie bereits erwähnt, führt der Zug der Extensorsehnen zu einer dorsalen Abkippung der Fraktur. Das Resultat ist ein Verlust der palmaren Neigung der radiocarpalen Gelenkfläche, zumeist kombiniert mit einer radialen Abduktionskomponente oder einem Versatz der Kortikales. Durch den dorsalen Achsknick kommt es zu einer

---

<sup>5</sup> Ein schriftliches Zeugnis findet sich im Alten Testament bei Ezechiel, Kap. 30, 20-21.

Umverteilung der Kräfte im Handgelenk, weshalb die Streckseite vermehrt belastet wird. Die Folge sind Bewegungseinschränkung, Kraftverlust und Inkongruenzen von DRUG und RCG mit dem Risiko einer Arthrose-Entstehung (102, 106). Neben dem dorsalen Abrutschen der radiocarpalen Gelenkfläche neigt die Fraktur zur Verkürzung. Besonders osteoporotische Knochen mit ausgedehnter metaphysärer Trümmerzone sind hiervon betroffen. Der durchschnittliche Verlust der Radiuslänge liegt unter konservativer Therapie zwischen 1,5 und 3 mm (77, 91). Durch eine Ulna-Plus-Situation kann es zum Anschlag von Ulna und proximalem Carpus bei Flexions- und Extensionsbewegungen kommen (22, 102). Eine in ausgeprägter Fehlstellung verheilte Fraktur muss sekundär operativ versorgt werden (105), bei einem von zehn Patienten kann eine nachträgliche Korrekturosteotomie notwendig werden (91). Nach konservativer Behandlung zeigen rund 70 % der Patienten bereits nach einem Jahr erstgradige Arthrosezeichen im Röntgen (86). Neben der oben erwähnten posttraumatischen Arthrose durch fehlerhafte Achsfehlstellung entsteht ein vorzeitiger Gelenkverschleiß häufiger noch im Rahmen einer intraartikulären Fraktur. Bei Brüchen der AO-Typen B und C zieht die Frakturlinie durch die gelenktragenden Abschnitte des Radius. Insbesondere bei Typ-C-Frakturen ist die anatomische Rekonstruktion der Gelenkfläche diffizil (89). Intraartikuläre Stufen erhöhen das Risiko für eine posttraumatische Arthrose. Ein Versatz der Fragmente von mehr als 2 mm führt bei bis zu 90 % der Patienten zu einer radiologisch nachweisbaren arthrotischen Gelenkveränderung (1, 107). Ein Fünftel der konservativ behandelten Frakturen verheilt mit Gelenkstufen von mehr als einem Millimeter, dies korreliert mit Schmerzen und Gelenkeinstellungen (91, 108). Bei einer ausgedehnten Impaktierung der radiocarpalen Gelenkfläche kommt es zur Einstauchung der Scaphoid- und Lunatumfacette. Durch einen Substanzdefekt im subchondralen Knochen kann eine exakte Rekonstruktion der Gelenkfläche nicht mehr erzielt werden, sodass Spätschäden im Radiocarpalgelenk gehäuft auftreten (109). Die Frakturierung der Incisura ulnaris radii kann zu einer posttraumatischen Arthrose des DRUG führen (72). Eine weitere Folge einer unzureichenden Reposition der ulnaren Fragmente sind Laxizitäten der dorsalen und volaren radioulnaren Bänder, woraus Instabilität und Subluxation im DRUG resultieren können (78). Bei rund 5 bis 7 % aller Patienten mit konservativ behandelten Radiusfrakturen kommt es zu einem klinisch nachweisbaren Carpaltunnelsyndrom (86, 110, 111). Durch die Eröffnung des Knochenmarks kommt es zu einer Einblutung in die periostären Weichteile, was bei entsprechender Prädisposition zu einem Druckanstieg im Carpalkanal führt. Eine Einengung des Nervus medianus mit klinischen Zeichen der Nervenkompression ist die Folge. Die Hauptrisikogruppe der distalen Radiusfraktur, Frauen jenseits des 50. Lebensjahres, ist hiervon besonders betroffen (110). Unter konservativer Therapie erleiden rund 3 % der Patienten ein CRPS (91). Es gibt deutliche Hinweise, dass der mechanische Längszug im Rahmen des Repositionsmanövers mit der Entwicklung eines komplexen regionalen

Schmerzsyndroms zusammenhängt (14, 28), daher sollte die Reposition unter vorsichtiger Distraction und möglichst im ersten Versuch durchgeführt werden (80, 81). Eine ineffektive Retention der Fraktur ermöglicht eine Restbewegung zwischen den Knochenfragmenten und kann so zu einer verzögerten Frakturheilung führen. Ist die Fraktur innerhalb von neun Monaten nicht knöchern durchbaut, gilt dies als ausbleibende Frakturheilung. In diesem Fall bildet sich zwischen den beiden Fragmenten Narbengewebe. Die Folge ist eine Pseudarthrose mit unnatürlichem Bewegungsausmaß. Wenn die Fraktur noch nicht vollständig verheilt ist, kann ein erneutes Trauma zu einer Refraktureurierung des Bruches führen. Durch einen zu eng angelegten Stützverband kann es zu Druckstellen bis hin zu tieferen Ulcerationen kommen (91). Die mehrwöchige Immobilisation in der Gipsschiene kann Gelenkeinstellung, Muskelatrophie und Inaktivitäts-Osteopenie nach sich ziehen. Das Risiko steigt mit zunehmender Dauer der Ruhigstellung. Auch ohne morphologisch nachweisbares Korrelat können chronische Schmerzen, Kraftminderung und Funktionseinschränkungen auftreten (80, 81).

### **2.7.2 Bohrdraht-Verfahren**

Die perkutane Bohrdraht-Fixierung ist schnell, kostengünstig und erlaubt die Stabilisierung der Fraktur bei geringer Weichtraumatisierung (84). Auch können distale Radiusfrakturen im Wachstumsalter mit dieser Methode versorgt werden (128). Bohrdraht-Verfahren eignen sich nur für einfache extraartikuläre Frakturen und B1-Frakturen nach AO/ASIF. Diese sollten nicht stark disloziert sein, denn bei bereits initial starker Dorsalbkippung besteht ein hohes Risiko für eine sekundäre Dislokation (92). Die alleinige Osteosynthese mit Bohrdrähten ist biomechanisch nicht ausreichend stabil, daher ist eine zusätzliche Immobilisierung des Handgelenks für vier bis fünf Wochen bei Erwachsenen erforderlich (92). Es sind eine Reihe von Methoden in der Literatur beschrieben: Böhler empfahl 1929 die perkutane Transfixation des distalen Radius durch die Basis der Metacarpalen (88). Bei der Technik nach Willenegger und Guggenbühl wird der Bruch über zwei Drähte fixiert, die über den Proc. styloideus eingepohrt werden. Die Methode nach Stein verwendet zwei gekreuzte K-Drähte, jeweils einen über den Proc. styloideus und über die dorsale ulnarseitige Kortikalis (15). Bei der DePalma-Technik werden ein oder mehrere Bohrdrähte von der distalen Ulna in den Radius eingebracht (112). Die Technik nach Clancey wird mit zwei radialen Bohrdrähten im Proc. styloideus radii und einem dorso-ulnaren Draht durchgeführt (55). Ein spezielles perkutanes Verfahren wurde in den 1970er Jahren von Kapandji entwickelt. Es ermöglicht, die Fragmente mit dem K-Draht zu manipulieren (113, 114). Es ist bei nicht bis mäßig verschobenen Frakturen jüngerer Patienten indiziert (31). Bei der Technik nach Ulson wird ein längerer Draht verwendet, der nicht durch die Gegenkortikalis dringt, sondern auf deren Innenseite im Knochen entlanggleitet (115). Durch die Biegung des Drahtes gerät dieser unter Spannung,



wodurch die Fraktur retiniert wird.

Die Gesamtkomplikationsrate von Bohrdraht-Verfahren liegt in der Größenordnung von 19 bis 28 % (92, 116, 117). Ein Achtel der Patienten erreicht nur ein mäßiges bis schlechtes klinisches Outcome (92). Die Hauptursachen sind zum einen die unzureichende mechanische Stabilisierung und zum anderen Infektionen an den Pin-Einbohrstellen. Rund 5 % der Patienten erleiden in Folge der Therapie ein CRPS (118). Die Dislokationsraten liegen bei Osteosynthesen mit K-Drähten bei bis zu 90 % (119). Besonders gefährdet sind Frakturen des osteoporotischen Knochens (116). Nur in 60 % wird eine palmare Inklination erreicht, in den übrigen Fällen verbleibt eine Dorsalneigung der radiocarpalen Gelenkfläche (92). Fast 30 % der mit Bohrdrähten fixierten Frakturen weisen nach der Knochenheilung eine radiale Inklination von weniger als 18 ° auf (92). Auch die Aufrechterhaltung der exakten Radiuslänge gestaltet sich schwierig: Die durchschnittliche Verkürzung beträgt 3 mm, in 8 % der Fälle liegt eine Ulna-Plus-Situation mit mehr als 4 mm vor (92). Die Folge sind Schmerzen und eine deutlich eingeschränkte Supination. In 2 bis 20 % der Fälle kommt es zu Pinlockerungen im Knochen (118, 120). K-Drähte mit geringem Durchmesser und Spitze erleichtern eine Durchwanderung, sodass das Osteosynthesematerial in umliegende Gewebestrukturen oder den Gelenkspalt eindringt (1). In 6 bis 21 % treten oberflächliche Infektionen an den Einbohrstellen der Pins auf (92, 116, 117, 118). Besonders hoch ist das Risiko, wenn die Drähte nicht unter der Haut versenkt werden (117). Entlang des Bohrkanals kann sich eine bakterielle Osteomyelitis ausbreiten (120). Des Weiteren können Bohrdrähte bei repetitiver Belastung brechen. Ein intraossäres Drahtfragment kann dabei ggf. nicht entfernt werden. Anders als bei offen-operativen Methoden ist bei den perkutanen Verfahren die Identifikation von Gewebestrukturen nur schlecht möglich. Daher kann es intraoperativ leicht zur Verletzung von Nerven, Gefäßen oder Sehnen kommen. Durch den dorsal platzierten Draht ist bei der Technik nach Kapandji die Möglichkeit von Rupturen der Extensorsehnen gegeben (31). Bei einer Einbohrung über den Processus styloideus radii sind Irritationen des R. superficialis n. radialis möglich (92). Bei der Methode nach DePalma kann durch den Bohrdraht eine iatrogene Fraktur der distalen Ulna verursacht werden (112). Eine Untersuchung von McFadyen et al. konnte zeigen, dass Bohrdrahtverfahren bei Typ-A-Frakturen signifikant schlechtere radiologische und klinische Ergebnisse erzielen und mit mehr Komplikationen vergesellschaftet sind als Osteosynthesen mit palmaren winkelstabilen Platten (116).

### **Biomechanik von Bohrdraht-Verfahren**

Lange Zeit war nicht bekannt, welche Drahtspickung die größte biomechanische Stabilität ermöglicht. Naidu et al. untersuchten 1997 vier verschiedene Bohrdraht-Konfigurationen in drei unterschiedlichen Drahtstärken an einem Kadavermodell (55). Die höchste Biege- und

Torsionssteifigkeit wurde mit der Drei-Pin-Technik nach Clancey erreicht. Dazu werden zwei Bohrdrähte in den Proc. styloideus und ein weiterer dazu überkreuzend in die dorso-ulnare Kortikalis eingebohrt. Ein 2 mm starker Draht erzielte gegenüber einem Kaliber von 1,6 mm zwar eine bessere Torsionssteifigkeit, unterschied sich aber nicht hinsichtlich der Biegesteifigkeit. Die Autoren empfahlen daher, die geschilderte dreifache Bohrdraht-Fixierung mit mindestens 1,6 mm-Drähten zu verwenden. Knox et al. verglichen in einer Kadaverstudie die beschriebene Clancey-Technik mit einer palmaren winkelstabilen Radiusplatte (48). Die K-Drahtung ließ unter Belastung in Flexion und Extension mehr als doppelt so starke Längenänderungen in der Längsachse wie die Platte zu. Unter höherer Last neigte die Fraktur zum Abgleiten. Die jüngste Studie von Krukhaug et al. von 2009 bestätigte die biomechanische Unterlegenheit von Bohrdraht-Techniken gegenüber den neuen ORIF-Verfahren (61). Die Versorgung mit Kirschner-Drähten erzielte unter Axialbelastung signifikant niedrigere Werte für Steifigkeit und Maximalbelastung als zwei dorsale und drei palmare Plattensysteme. Knox et al. und Krukhaug et al. gehen davon aus, dass eine Bohrdraht-Osteosynthese nicht die notwendige Stabilität gewährleistet, wie sie für eine frühzeitige postoperative Physiotherapie erforderlich ist (48, 61).

### **2.7.3 Fixateur externe**

Der Fixateur externe ist ein weiteres, häufig angewandtes perkutanes Verfahren. Er besteht aus senkrecht in den Knochen eingebrachten Metallstiften, die durch ein Gestänge außerhalb des Körpers miteinander verbunden werden. Die meisten Fixateure überbrücken das Handgelenk und üben auf die Fraktur eine Distraction aus. Über kleine Stickinzisionen werden die Knochenpins in der Regel im Radiuschaftbereich und dem zweiten Os metacarpale verankert (15). Das Prinzip der Ligamentotaxis nutzt den longitudinalen Sehnenzug aus, sodass die Knochenfragmente aufeinander gestellt werden (70). Das Verfahren ist indiziert für die primäre Versorgung der verschobenen, instabilen Radiusfraktur (31). Es eignet sich insbesondere für eine überbrückende Therapie komplizierter Brüche bis zum Anschwellen der Weichteile. Eine weitere Indikation besteht für alle offenen Frakturen. Auch als Sekundäreingriff nach Versagen eines vorherigen Verfahrens kommt sie zur Anwendung. Eine bessere Stabilität kann erreicht werden, indem autologe Knochenspäne eingebracht werden. Für Frakturen vom AO-Typ A2 und A3 wurden sog. dynamische Fixateure entwickelt (79, 121). Zu dieser Gruppe zählen die nicht-überbrückenden Konstruktionen und überbrückende Fixateure mit einem Gelenk in Höhe des Handgelenks (122). Spezielle Systeme mit Federmechanik überbrücken das Handgelenk, können aber Kompression und Distraction auf die Frakturstelle erzeugen und erlauben ebenfalls eine eingeschränkte Bewegung (123). Intraartikulären Frakturen vom Typ C1-C3 nach AO sind eine Kontraindikation für dynamische Fixateure (79). Die Applikation eines nicht-

überbrücken Fixateurs erfordert, dass ein ausreichend großes distales Fragment von mindestens 10 mm zur Verankerung der distalen Knochenpins vorhanden sein muss (123). Des Weiteren muss die palmare Kortikalis intakt sein. Die proximale Verankerung erfolgt durch zwei Pins im mittleren dorsalen Radiusdrittel. Durch den Erhalt der RCG-Beweglichkeit soll eine Muskelatrophie mit resultierender Bewegungseinschränkung reduziert und eine frühzeitige Handgelenksfunktion sichergestellt werden. Pro- und Supinationsbewegung sind dennoch eingeschränkt, es folgt also eine partielle Immobilisation. Da das Handgelenk jedoch, im Gegenzug zur statischen Fixation, teilweise einsatzfähig bleibt, sollen diese Systeme einen besseren Patientenkomfort bieten (122). Es gibt Hinweise, dass die Radiuslänge durch einen dynamischen Fixateur besser wiederhergestellt wird als durch ein konventionelles überbrückendes System, jedoch scheinen nur jüngere Patienten durch ein besseres funktionelles Outcome davon zu profitieren (123).

Die Frakturretention mittels Fixateur externe ist mit einer hohen Gesamtkomplikationsrate verbunden. Sie liegt zwischen 27 und 62 % (120, 124). Die Hauptkomplikationen des Fixateurs liegen bei den Pins (1, 47, 70, 120). Häufig sind subkutane Infektionen, die bei über 20 % der Patienten auftreten (70, 120, 124). Die Inzidenz korreliert mit der Dauer der Fixateurbehandlung. Das Fortschreiten in die Tiefe bis hin zur Osteomyelitis ist hingegen eine Seltenheit. Pin-assoziierte Komplikationen führen nach einer klinischen Studie von Chapman et al. zu einer Re-Operationsrate von 16 % (125). Eine Pinlockerung im Knochen findet sich bei 11 bis 15 %, Patienten mit Osteoporose sind besonders häufig betroffen (70, 124). In einer Studie von Ahlborg et al. traten in 4 % iatrogen verursachte Frakturen an der Einbohrstelle auf (124). Es können Nervenschäden, besonders des R. superficialis n. radialis, auftreten (124, 126). Störungen der Knochenheilung mit Bildung von Pseudarthrosen sind mit 1,5 bis 2 % selten (32, 112, 124). Auch ein Bruch der Pins ist möglich (70). Über Sehnenschäden, wie die Läsion der EPL-Sehne, gibt es vereinzelte Berichte (124). Im Heilungsverlauf kommt es zu einer allmählichen Erschlaffung der radiocarpalen Bänder. Die Folge ist eine Abnahme des Ligamentotaxis-Effekts mit sekundärer Dislokation der Fraktur (123). In einer Studie von Rommens et al. fanden sich bei 9 % der Patienten moderate und bei 6 % ausgeprägte anatomische Fehlstellungen (126). Die Wiederherstellung der Radiuslänge gelingt meist mit geringen Verkürzungen von 2 mm (123). Die dorsale Abkippung kann hingegen nur mäßig verhindert werden und verbleibt bei einem Viertel der Patienten mit einer Abweichung von 15 ° und mehr (70, 123). Ein Problem des gelenküberbrückenden Fixateur externe ist die Immobilisierung von DRUG und RCG. Damit muss, wie beim Gips, eine längerfristige Bewegungseinschränkung in Kauf genommen werden (1, 32). Die Langzeitergebnisse für einen gelenküberbrückenden Fixateur externe von Agee und Szabo zeigten eine durchschnittliche Einschränkung der Flexion um 20 °, der Extension um 15 ° und der Supination um 15 ° im Vergleich zur gesunden Seite (70). Fast die Hälfte der Patienten

klagten über geringe Residualschmerzen und 10 % über mittelmäßige Schmerzen. In der Studie von Rommens et al. entwickelten 8 % der Patienten mit einem Fixateur ein Carpal tunnel syndrome (126). Ein CRPS tritt in 1,5 bis 11 % auf, es kann durch zu starke Distraction der Fraktur induziert werden (123, 124, 126, 127). Als weitere Nachteile der Fixateur-Behandlung fallen der hohe pflegerische Aufwand und die damit verbundenen Kosten negativ ins Gewicht (32, 121).

Die Anlage eines nicht-überbrückenden Fixateurs ist technisch anspruchsvoller und beinhaltet das Risiko für eine Gelenkschädigung und Sehnenkomplikationen, beispielsweise der EPL-Sehne (32, 121). Pin-assoziierten Infektionen treten mit 20 bis 43 % häufiger als bei konventionellen Fixateuren auf (121, 123). Hove et al. erklären dies damit, dass die Handgelenksbewegung eine Hautirritation um die Einbohrstellen verursacht, die Infektionen begünstigt (123). Es gibt keine evidenzbasierten Hinweise, dass dynamische Fixateure zu besseren funktionellen oder radiologischen Ergebnissen als konventionelle Systeme führen (122). Ochman et al. sind daher der Ansicht, dass die genannten Systeme nur die bekannten Nachteile der externen Fixation summieren (32).

## **Biomechanik von Fixateuren**

Für die Frakturversorgung mit einem handgelenksüberbrückenden Fixateur externe steht eine Vielzahl von Modellen in unterschiedlichen Ausführungen zur Verfügung. Chang et al. untersuchten das biomechanische Verhalten von fünf verschiedenen Fixateuren an einem Frakturmodell aus Hartholz unter Axial- und Biegebelastung sowie Torsion (46). Obwohl alle Modelle mit gleich vielen Stiften verankert wurden, gab es große Unterschiede zwischen den Konstrukten: Zwischen dem stabilsten System, dem Monotube-Fixateur, und dem instabilsten Konstrukt (Hoffman II Compact) unterschied sich die Steifigkeit unter Axial- und Torsionsbelastung um den Faktor drei, und für die Biegesteifigkeit gar um den Faktor fünf. Wolf et al. verglichen einen Fixateur externe mit einer 2,4 mm starken, das Handgelenk überbrückenden Verriegelungsplatte (47). In Flexion und Extension ermöglichte der Fixateur externe eine doppelt so große Auslenkung zwischen den Fragmenten wie die Platte. Die Autoren schlossen daraus, dass ein überbrückender Fixateur externe der externen Fixateurbehandlung biomechanisch überlegen ist.

### **2.7.4 Weitere perkutane Verfahren**

Die alleinige Schraubenosteosynthese der distalen Radiusfraktur ist indiziert bei Längsspaltungen oder basisnahen Abrissfrakturen des Proc. styloideus. Durch ein bis zwei Ankerschrauben kann zumeist eine ausreichende Übungsstabilität erreicht werden (1). Die elastisch-stabile intramedulläre Nagelung (ESIN) eignet sich zwar für Schaftbrüchen des Radius im Kindesalter, ist für die kindliche distale Radiusfraktur jedoch kontraindiziert, da sie

die Wachstumsfuge schädigen kann (128). Für Erwachsene bietet die Osteosynthese mit sog. Rush-Nägeln eine ähnliche Möglichkeit (129). Über den Proc. styloideus wird ein Draht in den Markraum eingeführt und anschließend umgebogen. Durch die Biegung im Markraum gerät der Draht unter Spannung und führt so zu einer Kompression des Frakturspalts. Im Gegensatz zu echten Marknägeln sind Rush-Nägel deutlich dünner und nicht rotationsstabil verriegelbar. Die Markdrahtung mit Rush-Nägeln kann zwar die dorsale Abkipfung gut neutralisieren, hat aber den Schwachpunkt, dass sie die ursprüngliche Radiuslänge nur eingeschränkt wiederherstellen kann (19).

### **2.7.5 Dorsale Radiusplatten**

Dorsale Platten werden auf der nahezu dreieckigen Oberseite des Radius angebracht. Hierzu muss ggf. das Tuberculum dorsale abgetragen werden. Der Standardzugang erfolgt durch Eröffnen des dritten Strecksehnenfaches mit Radialverlagerung der EPL-Sehne und Ulnarverlagerung des vierten Sehnenfachs (93). Zwischen Haut und Knochenoberfläche liegen nur Subcutis, Extensorsehnen, das Retinaculum extensorum und das Periost. Anders als die palmaren Platten übernehmen dorsale Platten bei Extensionsfrakturen eine Abstützfunktion (85, 130). Sie liegen auf den dislokationsgefährdeten Fragmenten und verhindern effizient eine dorsale Dislokation, indem sie die Kraft der Extensoren neutralisieren (99, 131). So können sehr gute radiologische Langzeit-Ergebnisse erzielt werden (93). Die dorsale Plattenosteosynthese eignet sich für dorsal-verschobene Frakturen, schwierig zu reponierende dorsale Fragmente und als Sekundäreingriff, wenn palmare Systeme keine suffiziente Stabilisierung erreichen konnten (98, 99, 132). In Fehlstellung verheilte Frakturen können nach Korrekturosteotomie mit einer solchen Platte suffizient versorgt werden.

Aufgrund häufiger Komplikationen gelten dorsale Plattensysteme heute nicht mehr als Methode der ersten Wahl. Die OP-Zahlen haben im letzten Jahrzehnt deutlich abgenommen (24). Ältere Platten mit einer Höhe zwischen 2,5 und 3,5 mm verursachten häufig Strecksehnenirritationen bis hin zur Ruptur (74, 84). Die Gesamtkomplikationsrate mit modernen Systemen liegt zwischen 7 und 32 % (82, 85, 132). Das Risiko für die Entwicklung einer implantatbedingten Tenosynovitis liegt je nach Platten-Design zwischen 3 und 25 % (82, 93, 132, 133). Strecksehnenrupturen treten bei 1,3 bis 8 % der mit einer dorsalen Platte versorgten Patienten auf (82, 85, 93, 99, 132). Häufig betroffen sind die Sehnen des EDC des Zeige- und Mittelfingers, die EPL-Sehne und die Extensor-indicis-Sehne. Seltener kommt es zu einer Ruptur der EDC-Sehnen des vierten und fünften Fingers (93). Viele Autoren empfehlen zur Reduktion des Extensorsehnen Schadens die konsequente Durchführung einer Retinaculum-Plastik. Dazu wird um den distalen radialen Plattenschenkel ein gestielter Lappen des Retinaculum extensorum positioniert und die EPL-Sehne subkutan vorverlagert

(82, 93, 99, 131, 132). Neben der Strecksehnen sind auch Schäden an den Beugesehnen möglich. Überlange Schrauben können zu Reizungen der Flexorensehnen führen (131). In einer Studie von Rozenthal et al. kam es bei einem von 19 mit einer Pi-Platte behandelten Patienten zu einer Ruptur der FPL-Sehne (82). Das funktionelle Outcome scheint schlechter als bei palmaren Platten zu sein. Zettl et al. fanden in einer prospektiven Untersuchung in allen Bewegungsausmaßen signifikant niedrigere Werte bei den dorsalen Verplattungen (85). Eine Schrumpfung des Narbengewebes kann den Flexionsumfang deutlich minimieren, besonders für größere Zugänge ist diese Problematik bekannt (74, 85, 96). Durch die Plattenlage kann der R. superficialis n. radialis mechanisch gereizt oder eingeklemmt werden (99). Bei Durchtrennung des Nervs können sich traumatische Neurome bilden (131). Daneben treten in 3 bis 10 % ein CRPS (85, 93) und in 1,5 bis 3 % ein CTS auf (93, 132). Das Risiko einer sekundären Dislokation der Fraktur ist mit dorsalen Platten nur gering (85, 131). In einer Studie von Sánchez traten nur vier Fälle bei 389 behandelten Frakturen auf (132). Die dorsale Lage der Platte verhindert eine weitere streckseitige Abkipfung, durch den Tonus der Beugemuskulatur ist hingegen eine verstärkte palmare Abkipfung möglich (85). Keller et al. erwähnen einen Patienten, bei dem die Fraktur mit 40 ° palmarem Tilt in einer Ulna-Plus-Situation von 4 mm verheilte (99). Ausbleibende Knochenheilung mit Bildung einer Pseudarthrose ist eine seltene Komplikation. Bei der AO-Pi-Platte ist im schmalen Bereich zwischen den Schraubenlöchern ein Plattenbruch durch Dauerbelastung möglich (132). Implantate ohne Winkelstabilität begünstigen eine Lockerung der distalen Schrauben (85).

### **Biomechanik von dorsalen Radiusplatten**

Dorsale Platten verhindern durch ihre Lage eine streckseitige Abkipfung der Fraktur. Die Stabilität wird dabei durch die Haftreibung zwischen Platte und Schrauben ermöglicht. Bis zur Einführung der Winkelstabilität waren sie gegenüber den palmaren ORIF-Verfahren bevorzugt. Osada et al. verglichen 2003 in einer Kadaverstudie vier dorsale Platten und zwei palmare Platten (41). Während unter sämtlichen dorsalen Platten keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich Axialsteifigkeit, Maximallast oder Fragmentbewegung auftraten, erzielte eine palmare winkelstabile Platte signifikant höhere Werte. Zur anderen getesteten palmaren Platte bestand kein signifikanter Unterschied. Eine Studie von Trease untersuchte das biomechanische Verhalten von dorsalen und palmaren 3,5 mm starken T-Platten aus rostfreiem Stahl, bei welchen winkel- und nicht-winkelstabile Schrauben verwendet wurden (63). Unter Axialbelastung erreichten dorsale Platten mehr als doppelt so hohe Steifigkeiten wie palmare Implantate. Dorsale winkelstabile Platten erreichten eine 50 % höhere Steifigkeit als die nicht-winkelstabilen Systeme, der Unterschied war jedoch nicht signifikant. Palmare Platten-Designs erzielten eine nahezu identische Steifigkeit. An einem Frakturmodell mit dorsalem Keil erwiesen sich die dorsalen Implantate als stabiler, da diese Platten eine

Abstützfunktion der Fraktur wahrnehmen. Willis verglich eine dorsale Pi-Platte mit vier palmaren Designs an einem Frakturmodell an Kunstknochen (44). Die Pi-Platte ließ signifikant weniger dorsale Fragmentbewegung unter Biegebelastung und unter axialer Kompression zu als sämtliche palmare Platten. Eine Kadaverstudie von Krukhaug konnte keinen statistisch relevanten Unterschied zwischen dorsalen und palmaren Plattensystemen feststellen (61). Von den zwei getesteten dorsalen Implantaten erzielte die Pi-Platte jedoch signifikant niedrigere Steifigkeit als das zweite System, eine winkelstabile 3,5-mm-T-Platte. Gondusky et al. brachten eine winkelstabile 3,5-mm-LCP und eine nicht-winkelstabile 3,5-mm-T-Platte jeweils auf der Streck- und Beugeseite an (134). Weder für die Plattenlage noch für den Faktor Winkelstabilität konnte unter dynamischer Axialbelastung ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Es gibt Hinweise, dass durch dorsale Platten nicht immer eine ausreichend stabile Osteosynthese ermöglicht wird. Zhu et al. untersuchten eine nicht-winkelstabile 3,5-mm-T-Platte an einem intraartikulären Frakturmodell (38). Im Vergleich mit den nativen Vorwerten erreichte die Osteosynthese eine niedrigere Rigidität. Unter 100 N Axialbelastung wurde im Vergleich mit dem intakten Knochen signifikant weniger Kraft durch den Radius abgeleitet. Stattdessen kam es zu einer deutlichen Mehrbelastung der Ulna. Die Autoren folgerten daraus, dass mit der verwendeten dorsalen Platte bei einer intraartikulären Fraktur keine aggressive postoperative Übungstherapie durchgeführt werden sollte. In zwei anderen Studien konnte beobachtet werden, dass es beim Implantat-Versagen mit einer dorsalen Platte zuerst zu einer streckseitigen Abkippung der Fraktur und anschließend zu einer dorsalen Biegung der Platte kommt (41, 63).

### **2.7.6 Palmare Radiusplatten**

Die palmare Plattenosteosynthese wurde ursprünglich vorwiegend zur Osteosynthese der Flexionsfrakturen verwendet, da sie eine Abstützung der Beugetendenz ermöglicht (68). Im vergangenen Jahrzehnt hat diese Technik sehr an Popularität gewonnen, sodass sie heute auch als Standardverfahren für die operative Versorgung der Extensionsfrakturen gilt (23, 130). Palmare Platten kommen auf der planen Volarseite des Knochens zum Liegen, die zum Handgelenk hin leicht ansteigt. Zur Implantation ist eine Reihe von Zugangswegen möglich. Der Standardzugang nach Henry erfolgt zwischen der A. radialis und dem M. flexor carpi radialis (89). Der modifizierte Henry-Zugang wird entlang der Faszie des M. flexor carpi radialis geführt (23). Bei begleitendem Karpaltunnelsyndrom oder Läsionen des N. medianus bietet sich der erweiterte Karpaltunnelzugang an, der zwischen den Fingerbeugesehnen und dem M. flexor carpi ulnaris geführt wird. Über dem Knochen muss der M. pronator quadratus gespalten werden, dieser wird anschließend über das Implantat gelegt und ggf. vernäht. Die palmare Gelenkkapsel sollte nicht eröffnet werden, da die Verletzung der radiocarpalen Bänder zur Handgelenksinstabilität führen kann (89). Ein Vorteil der palmaren Platte besteht

darin, dass das Knochenprofil ebener und die volare Kortikalis tendenziell dicker und nur selten zertrümmert ist. Daher können die Fragmente exakter reponiert werden als von dorsal (85, 130). Über die volaren Zugänge kann die gesamte Beugeseite der distalen Speiche vom Styloid bis zur Lunarfacette erreicht werden, was die Reposition und die genaue anatomische Rekonstruktion erleichtert (84). Bei der gewöhnlichen Colles-Fraktur kippt das distale Fragment tendenziell von der Platte weg. Daher haben palmare Platten (anders als die dorsalen Systeme) für Extensionsfrakturen keine abstützende Funktion (130). Winkelstabile palmare Platten eignen sich für die klassische dorsalverschobene distale Radiusfraktur wie auch für Frakturen mit palmarer Abkipfung (22, 109, 130).

Nach Rozenthal ermöglichen palmare Platten zwar ein exzellentes funktionelles Outcome, sind aber mit einer hohen Komplikationsrate verbunden (83). Die Gesamtkomplikationsrate liegt in der Größenordnung von 8 bis 27 % (4, 22, 83, 85, 135, 136). Bei 7 bis 17 % der Patienten ist eine vorzeitige Plattenentfernung oder ein zweiter Eingriff notwendig (4, 22, 83, 137). Mit 1 bis 10 % tritt das Carpaltunnelsyndrom bei palmaren Platten etwas häufiger auf als bei dorsalen Implantaten (22, 23, 85, 86, 135, 136, 138). Zwischen 1 und 4 % der Patienten erleiden im Heilungsverlauf ein CRPS (4, 22, 23, 85, 136, 138). Daneben sind Sehnenaffektionen ein häufiger Folgeschaden palmarer Platten. In 2 bis 12 % der Fälle treten Tenosynovitiden an den Beuge- oder Strecksehnen auf (4, 22, 100, 136). Die Irritation von Flexorensehnen ist die häufigste implantatbedingte Weichteilkomplikation von palmaren Platten (22, 139, 140). Sie entsteht, wenn der M. pronator quadratus das distale Plattenende nicht mehr bedeckt und die Sehnen darüber hinweggleiten (23). Ein Vorschaden an der Sehne oder die Behandlung mit Corticosteroiden erhöhen das Risiko einer Ruptur (140). Das Risiko für eine Tenosynovitis der Beugesehnen liegt in der Größenordnung von 2 bis 8 % (4, 22, 23, 83, 135). Die FPL-Sehne scheint am häufigsten von einer Schädigung betroffen zu sein (23, 135, 136, 140, 141). Daneben können auch Arrosionen an den tiefen und oberflächlichen Fingerbeugesehnen (FDP, FDS) entstehen (23, 135, 140). Auch die Beugesehnen des Handgelenks können in Mitleidenschaft gezogen werden. In einer Studie von Rozenthal entwickelten zwei von 41 Patienten eine Tenosynovitis der FCR-Sehne (83). Die dauerhafte mechanische Reizung durch die Platte führt bei 1 bis 2 % der Patienten zu einer kompletten Sehnenruptur (22, 135, 136). Aufgrund der langstreckigen Auffaserung ist zumeist keine Sehnennaht mehr möglich, sodass ein Sehnentransfer durchgeführt werden muss. Viele Autoren empfehlen daher, die Platte nach sechs Monaten bis einem Jahr zu entfernen (23, 85, 98, 135, 136). Zur Vermeidung dieser Folgeschäden sollte die Platte nicht über die Watershed line hinausragen. Die muskuläre Bedeckung der Platte durch den M. pronator quadratus scheint jedoch die größere Bedeutung für den Schutz der Beugesehnen zu haben. Ateschrang et al. konnten zeigen, dass nur diese Patienten eine Tendopathie entwickelten, bei denen der Muskel sonografisch nicht mehr nachweisbar war (23). Ausschlaggebend für das Risiko eines



palmaren Sehnenschadens sind das spezielle Design einer Platte, die Höhe des Implantats und die Beschaffenheit der Kanten. Eine geringere Höhe der Platte soll weniger Weichteilirritationen verursachen, führt allerdings zu einer geringeren biomechanischen Belastbarkeit (142). Anatomisch vorgeformte konkave Platten können eine Gefahr für die Beugesehnen darstellen, da diese bei zu weit distaler Lage wie über eine Klinge ziehen (23, 140). Nicht alle Platten-Designs können sicher proximal der Watershed line implantiert werden: Buzell et al. untersuchten in einer Kadaverstudie sieben unterschiedliche volare winkelstabile Platten. Dabei variierte die Distanz zur Watershed line zwischen 1,7 mm distal bis 5,4 mm proximal für eine optimale Plattenlage (143). Ein Problem, das insbesondere bei nicht-winkelstabilen Platten auftritt, sind nicht vollständig in die Platte versenkbare Schraubenköpfe. Valbuena beschreibt einen Fall, bei dem ein Schraubenkopf zu Sehnenrupturen der Mm. flexores digitorum superficiales et profundus des zweiten und dritten Fingers führte (140). Eine Tenosynovitis der Strecksehnen findet bei 2 bis 4 % der Patienten mit palmarer Platte (22, 83, 135). Vorwiegend ist die EPL-Sehne betroffen, nachrangig auch die EI- und die EDC-Sehne des Zeigefingers (22, 85, 135, 136). Das Risiko für eine Strecksehnenruptur liegt in der Größenordnung von 1,7 bis 3 % (4, 22, 85, 135). Die häufigste Ursache sind überlange Schrauben (83, 135, 136). Maschke et al. konnten in einer Kadaverstudie nachweisen, dass es selbst bei erfahrenen Operateuren und mit intraoperativer Röntgenkontrolle regelmäßig zu Traumatisierungen der dorsalen Kompartimente kommt (24). Insbesondere die Strecksehnenfächer II bis IV und das Tuberculum dorsale waren zu 75 bis 100 % betroffen. In der standardmäßigen Bildgebung konnten die Überlängen hingegen nicht identifiziert werden. Die Autoren kamen daher zu dem Schluss, dass zusätzlich zur intraoperativen Bildgebung in zwei Ebenen die Durchleuchtung in Pronation und Supination erforderlich ist, um die richtige Schraubenlänge zu garantieren. Perry et al. untersuchten in einer Kadaverstudie drei palmare Radiusplatten auf die Gefahr der Sehnenverletzung (139). Besonders häufig war hierbei die EPL-Sehne betroffen. In 54 % der Fälle war eine intraoperativen Verletzung durch Bohrer oder Schrauben nachweisbar. Ursächlich hierfür ist der fixierte Verlauf der EPL-Sehne durch einen knöchernen Sulcus und entlang des Tuberculum dorsale. Durchdringt ein Fremdkörper die dorsale Kortikalis, kann die Sehne daher nicht ausweichen und wird arrodirt (144). Das Risiko eines Gelenkschadens durch die distalen Schrauben wird von Arora mit 1 % angegeben (22). Besonders die ulnarseitig gelegenen Schrauben sind hierfür prädestiniert. Platten mit monoaxialer Schraubenausrichtung verursachen häufiger eine Gelenkpenetration als polyaxiale Implantate (138). In der Kadaverstudie von Buzell et al. kam es in 17 von 140 OP-Vorgängen zu einer Penetration des RCG und in 9 Fällen des DRUG (143). Mit einem Gesamtrisiko von 20 % kann diese Komplikation daher als häufig bezeichnet werden. Gelenkstufen sind häufiger als bei dorsalen Platten, rund 7 % der Brüche verheilen mit einem Versatz von mindestens einen

Millimeter (85). Nach einem Jahr zeigen 25 % der Patienten radiologisch erstgradige Arthrosezeichen (136). In der Literatur finden sich Berichte über Nervenschäden am N. interosseus posterior aus dem Ramus profundus n. radialis, die durch Schrauben verursacht wurden (24). Durch narbige Reaktion des Bindegewebes ist bei palmaren Platten eine verzögerte postoperative Einengung des Nervus medianus möglich (85). Der durchtrennte M. pronator quadratus kann postoperativ atrophieren. In einer Untersuchung von Ateshrang war der Muskel bei 30 von 68 Patienten sonografisch nicht mehr nachweisbar (23). Durch hypertrophe Narben und Narbenkontrakturen kann es zu Schmerzen und Bewegungseinschränkungen kommen (74). Palmare Platten ermöglichen insgesamt eine gute biomechanische Stabilisierung der Fraktur, sekundäre Dislokationen sind jedoch deutlich häufiger als bei dorsalen Platten. In der Literatur liegen die Angaben für Dislokationen zwischen 1 und 12 % (23, 83, 85, 135, 136). Es resultiert ein Verlust der palmaren Neigung. Eine unzureichende Verankerung der distalen Schrauben im subchondralen Knochen begünstigt das Abkippen. Rund 1 % der Brüche verheilen in deutlicher Fehlstellung (4). Figl et al. fanden bei 25 % der Patienten eine Radiusverkürzung um mehr als 1,8 mm. (138) Sobald die Osteosynthese aktiv belastet wird, sind Platte und Schrauben Kräften ausgesetzt, die bei 1 bis 2 % der Patienten zu einer Schraubenlockerung führen (22, 136). Bei übermäßiger Belastung ist es möglich, dass es zu einem Bruch von Platte oder Schrauben kommt. Eine verzögerte Frakturheilung tritt bei rund 3 % der Patienten auf (22).

### **Biomechanik von palmaren Radiusplatten**

Die biomechanischen Eigenschaften von palmaren Platten werden in der Literatur unterschiedlich bewertet, entsprechend uneinheitlich sind die Ergebnisse im Vergleich mit dorsalen Implantaten<sup>6</sup>. Eine Untersuchung von Trease ergab, dass palmare Platten mit und ohne Winkelstabilität unter Axialbelastung weniger als die Hälfte der Steifigkeit von dorsalen Implantaten erzielten (63). In den letzten Jahren häufen sich die Berichte, dass die neuen winkelstabilen Implantate auf der Beugeseite eine gleich starke Frakturstabilisierung wie dorsale Platten erzielen können. Krukhaug et al. konnten 2009 in einer Kadaver-Untersuchung mit Axialbelastung bis zum Implantat-Versagen keinen statistisch relevanten Unterschied zwischen zwei dorsalen und drei palmaren Plattensystemen feststellen (61). Die Autoren werteten dies als Indiz, dass palmare Platten den dorsalen Systemen biomechanisch mindestens gleichwertig sind. Eine Studie von Gondusky konnte ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen der palmaren oder dorsalen Plattenlage erkennen (134). Eine Studie von Osada aus dem Jahr 2003 konnte zeigen, dass die neuartige palmare winkelstabile SCS/V-Platte unter axialer Belastung signifikant höhere Steifigkeit und höhere Werte im Versagenstest erreichte und weniger Frakturbewegung zuließ als vier getestete

---

<sup>6</sup> Vgl. Kap. 2.7.5

dorsale Platten-Designs (41). Nicht-winkelstabile Systeme erhalten ihre Stabilität aus der Haftreibung zwischen Platte und Schrauben. Um eine rigide Osteosynthese zu ermöglichen, muss eine Zugkraft zwischen Knochen und Platte aufrechterhalten werden. Ein winkelstabiles Konstrukt entspricht funktionell hingegen einem Fixateur interne. Die mechanische Bedeutung der winkelstabilen Verankerung wird in der Forschung unterschiedlich bewertet. Trease konnte in seiner biomechanischen Untersuchung keinen signifikanten Unterschied der axialen Steifigkeiten zwischen winkelstabilen und nicht-winkelstabilen 3,5-mm-T-Platten nachweisen (63). Willis et al. geben an, dass zwei winkelstabile Platten an einem Frakturmodell aus Kunstknochen signifikant höhere Steifigkeiten für die Dorsalbiegung als zwei weitere nicht-winkelstabile Implantate erreichten (44). Eine AO-Kleinfragment-Platte von 3,5 mm Stärke war in der winkelstabilen Ausführung auch hinsichtlich der Axialsteifigkeit der konventionellen, sonst baugleichen Variante überlegen. Die einzige nicht-winkelstabile von 10 palmaren Platten in einer Studie von Koh lag im statistischen Mittelfeld und zeigte sich stabiler als erwartet (52). Müller et al. untersuchten in einer Kadaverstudie fünf palmare Platten unter Axialbelastung (58). Die winkelstabilen Implantate erzielten zwar eine höhere Steifigkeit als die nichtwinkelstabilen, der Unterschied war allerdings nicht signifikant. Auch Gondusky konnte unter dynamischer Dauerbelastung keinen signifikanten Unterschied für die Axialsteifigkeiten hinsichtlich der Winkelstabilität von zwei 3,5-mm-Platten feststellen (134). Einige Implantate bieten auch die Möglichkeit, nur einen Teil der distalen Schrauben winkelstabil zu verankern. Sokol et al. verglichen an einem Frakturmodell aus Kunstknochen die Stabilisierung mit kompletter und partieller winkelstabiler Verriegelung (145). Die Autoren konnten zeigen, dass eine kombinierte Fixierung aus winkelstabilen und konventionellen Schrauben sich bezüglich Axialsteifigkeit und Maximalkraft nicht signifikant von einer komplett winkelstabil verankerten Platte unterscheidet. Die kombinierte Fixierung hat zur Folge, dass die Platte näher an Knochen gezogen wird und weniger stark absteht. Neben dem verbesserten Oberflächenprofil ist diese Methode nach Autorenangabe auch kostengünstiger.

Bei sog. polyaxialen Platten können Schrauben in einem begrenzt variablen Winkel zur Platte eingebracht und winkelstabil im Implantat arretiert werden. Durch die multidirektionale Ausrichtung soll die Gefahr einer intraartikulären Penetration verringert werden, andererseits sollen die Schrauben bzw. Pegs möglichst tief im subchondralen Knochen verankert werden und somit eine bestmögliche Abstützung garantieren (138). Eine biomechanische Studie von Kamei an einem intraartikulären Frakturmodell konnte zwischen einem polyaxialen und drei monoaxialen winkelstabilen Systemen keine Unterschiede bezüglich der Elastizitätsgrenze feststellen (50). Eine weitere monoaxiale Platte erzielte jedoch diesbezüglich signifikant höhere Werte als das polyaxiale Implantat. Rausch et al. verglichen zwei 2,4-mm-LCP mit monoaxialer und polyaxialer Schraubenausrichtung (40). Das polyaxiale Konstrukt erzielte

unter Axialbelastung signifikant höhere Steifigkeit. Die monoaxiale Platte ließ signifikant stärkere Fragmentbewegung zu. Nur die polyaxiale Platte zeigte nach 5000 dynamischen Zyklen eine signifikante Reduktion der Steifigkeit. Dieses Phänomen wurde auch von Kamei bei der multidirektionalen Platte beobachtet (50). Beide Forschergruppen kamen zu dem Schluss, dass polyaxiale Platten anfälliger für eine Lockerung der Schraubenverriegelung sind, als dies bei monoaxialen Implantaten der Fall ist. Eine repetitive Belastung verstärkt dieses Problem (40, 50).

Seit der Einführung winkelstabiler Implantate wird untersucht, welche Schraubenkonfiguration eine größtmögliche biomechanische Rigidität ermöglicht. Unbestritten ist, dass der subkortikale Knochen im Bereich des Radiocarpalgelenks aufgrund seiner hohen Dichte die besten Voraussetzungen für eine Verankerung der distalen Schrauben bietet. Drobetz et al. konnten dies verifizieren, indem sie die subchondrale Fixierung einer winkelstabilen palmaren Platte mit einer Verankerung proximal des subchondralen Knochens verglichen (62). Nach zyklischer Axialbelastung ließ die proximale Fixierung eine vierfach stärkere Radiusverkürzung zu; im Versagenstest fand sich für diese Methode eine signifikant geringere Steifigkeit. Die Autoren schlossen daraus, dass nur eine sichere subchondrale Platzierung der Schrauben eine optimale Stabilisierung ermöglicht. Iba et al. empfahlen, zur sicheren Fixierung einer intraartikulären Fraktur zwei winkelstabile Schrauben im Proc. styloideus zu verankern, um die ulnare Säule zu entlasten (49). Sie beriefen sich dabei auf ihre biomechanische Studie, welche die Styloid-Verschraubung im Vergleich zu einer Plattenosteosynthese ohne diese Zusatzmaßnahme untersuchte. Die Styloid-Verschraubung führte unter axialer Belastung zu signifikant höherer Maximalkraft und zu einem deutlich geringer verschobenen ulnaren Fragment.

Einige neuere palmare Platten besitzen mehrere Reihen, um die Schrauben in den distalen Fragmenten zu verankern. Mehling et al. untersuchten an einem Kadavermodell die optimale Schraubenkonfiguration für eine polyaxiale Platte mit insgesamt sieben winkelstabilen Schrauben (42). Unter dorsaler und volarer Biegebelastung waren keine signifikanten Unterschiede erkennbar. Wurden alle sieben Schraubenlöcher besetzt, erzielte die Konstruktion die vierfache Axialsteifigkeit im Vergleich zu einer isolierten Verankerung der proximalen Reihe mit drei Schrauben. Zwei andere Konfigurationen mit jeweils vier Schrauben unterschieden sich nicht signifikant voneinander, jedoch erzielte die Kombination von jeweils zwei Schrauben in der distalen und proximalen Reihe höhere Steifigkeitswerte als vier in der distalen Reihe angeordnete Schrauben. Die Autoren schlossen daraus, dass die höchste Stabilität besteht, wenn alle Fixierungsmöglichkeiten ausgenutzt werden. Ist eine komplette Verschraubung nicht erforderlich, empfahlen die Autoren, die Fraktur mit mindestens vier Schrauben alternierend zu stabilisieren. Neben gewindetragenden Schrauben können auch gewindelose Stifte (Pegs) zur winkelstabilen Fixierung der distalen Fragmente

verwendet werden. Das Risiko für einen Folgeschaden nach Gelenkpenetration soll mit Pegs minimiert werden, da sie eine glatte Oberfläche und eine abgerundete Spitze aufweisen. Dadurch soll es möglich sein, diese Stifte möglichst nah am Gelenkspalt im subchondralen Knochen zu verankern (62). Bei Überlänge soll die Gefahr eines dorsalen Sehnen Schadens geringer als mit Schrauben sein (144). Martineau et al. untersuchten eine Platte mit unterschiedlichen Kombinationen von Pegs und Schrauben an einem intraartikulären C3-Frakturmodell mit Kunstknochen (146). Ausschlaggebend für die Stabilität unter Axialkraft war die Fixierung des ulnaren Fragmentes: am stabilsten erwies sich die Fixierung mit vier Schrauben; vier glatte Pegs erreichten die niedrigste Maximalbelastung. Es hatte keinen Einfluss auf die Stabilität des Konstruktes, welche Hardware im Styloidfragment verwendet wurde. Zu einem ähnlichen Ergebnis kam eine Kadaverstudie von Mehling et al. aus dem Jahr 2011 (56). Die Untersuchung verglich winkelstabile Pegs und Schrauben an einer 2,5 mm starken Korrekturplatte. Nach 1000 dynamischen Zyklen in Torsion erreichte die Fixierung mit winkelstabilen Schrauben signifikant höhere Axial- und Torsionssteifigkeiten. Im Versagenstest in Torsion erreichten Platten mit Schrauben ebenfalls höhere Werte als solche mit Pegs. Beide Studien sprechen dafür, dass mit winkelstabil verriegelten Schrauben eine größere Rigidität der Osteosynthese erzielt wird als mit Pegs (56, 146). Für die proximale Verriegelung der Platte im Schaftbereich gibt es, je nach Implantat, unterschiedliche Möglichkeiten. Weninger konnte zeigen, dass eine bikortikale Schaftschraube unmittelbar proximal der Frakturstelle zu deutlich weniger plastischer Verformung und Dorsalabkipfung der Fraktur führt als eine Osteosynthese ohne zusätzliche Schraube (43). Auf die axiale Steifigkeit unter zyklischer Belastung scheint diese Maßnahme jedoch keinen Einfluss zu haben.

Eine Reihe von Studien untersuchte, inwiefern das Design einer winkelstabilen palmaren Platte Einfluss auf die biomechanische Stabilität hat. Neben der Formgebung, Schraubenanzahl und -ausrichtung betrifft dies auch das Material, die Implantatdicke und die spezifische Plattenlage. Einige Studien konnten deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Implantat-Designs feststellen (41, 52, 58, 59, 147). Warum einige Konstrukte die Fraktur besser stabilisieren als andere, konnte nicht in allen Fällen zweifelsfrei geklärt werden. Osada et al. stellten 2003 fest, dass die SCS/V-Platte aus Stahl unter axialer Belastung signifikant höhere Steifigkeit und weniger Frakturbewegung als die restlichen Platten-Systeme erzielte (41). In einer Folgestudie aus dem Jahr 2004 verglichen Osada et al. eine winkelstabile Platte mit konventioneller T-Form, eine nicht-winkelstabile Platte mit verbreitertem distalem Anteil und ein neuentwickeltes System (147). Das neue Implantat aus 2,5 mm starkem Titan ist eine Kombination aus winkelstabiler Verriegelung (sechs distalen Schrauben in zwei Reihen) und dem Design der zweiten Platte. Die neue Platte erzielte höhere Steifigkeiten unter axialer Belastung, der Unterschied war jedoch nicht signifikant. Die

Biegegrenze und Maximalkraft war signifikant höher als bei den anderen Implantaten. Koh untersuchte zehn palmare Platten an einem Kadavermodell (52). Das stabilste Implantat, eine T-Platte aus Stahl, erreichte eine fast doppelt so hohe Axialsteifigkeit wie das schwächste Platten-Design. Da kein System während 5000 Zyklen Dauerbelastung unter 300 N versagte, schlossen die Autoren daraus, dass eine effektive Fraktur-Stabilisierung durch diverse palmare Platten-Designs erreicht werden kann. Müller et al. untersuchten an einem Kadaver-Frakturmodell fünf unterschiedliche palmare Platten: zwei Radius-Korrekturplatten, zwei winkelstabile Platten und eine nichtwinkelstabile Platte (58). Die beiden Korrekturplatten (mit bzw. ohne lateralen Ausläufer) erzielten unter Axialbelastung bis 250 N signifikant höhere Steifigkeit als die anderen Implantate. Klos versuchte an einem Kadaver-Modell, die physiologischen Alterungsvorgänge des Knochen-Implantat-Konstruktes nachzubilden (59). Initial konnte die Studie keine signifikanten Differenzen zwischen einer winkelstabilen 2,4-mm-AO-T-Platte und einer 2,4-mm-LCP feststellen. Nach vierwöchiger Immersion des Modells in körperwarmer Salzlake war die 2,4-mm-LCP unter Axialbelastung jedoch signifikant steifer als die 2,4 mm starke AO-T-Platte.

Einige neuere Studien konnten hingegen nur geringe Differenzen zwischen den verschiedenen Platten-Designs erkennen (44, 50, 53, 61, 64). Willis konnte 2006 zwischen der 3,5 mm starken-AO Kleinfragmentplatte und der DVR-Platte keinen signifikanten Unterschied in der Steifigkeit unter Axialkompression und Biegebelastung feststellen (44). Liporace verglich eine AO-T-Platte aus Stahl und eine DVR aus Titan an einem extraartikulären Frakturmodell vor und nach Dauerbelastung (53). Lediglich unter palmarer exzentrischer Axialbelastung im post-zyklischen Test zeigte die DVR eine signifikant höhere Steifigkeit. Bei axial-exzentrischer Belastung ließen beide palmare Platten dorsal die meiste und volar die geringste Verformung zu. Daher ist davon auszugehen, dass mit diesen beiden Implantaten eine gute Stabilisierung erzielt werden kann. Auch die Ergebnisse von Chen konnten zeigen, dass zwei verschiedene palmare Designs ebenbürtig sind (64). Die Forscher verglichen eine winkelstabile T-Platte aus Stahl und eine Titan-DVR, die sich unter dorsal-exzentrischer Belastung in den Steifigkeiten und der Winkeländerung nicht signifikant unterschieden. Krukhaug konnte im Vergleich von drei winkelstabilen Designs ebenfalls keine signifikanten Differenzen bei Axialsteifigkeit, Elastizitätsgrenze und Maximalkraft feststellen (61). Kamei untersuchte fünf verschiedene winkelstabile palmare Platten an einem C3-Frakturmodell mit fixierten Radii (50). Unter zyklischer Axialbelastung und im axialen Versagenstest fanden sich keine signifikanten Unterschiede. Platten aus Titanlegierung waren stabiler als solche aus reinem Titan. Dickere Platten mit 2,5 mm Stärke waren ebenfalls stabiler als dünnere Konstrukte mit 1,5 mm. Der Unterschied war für beide Parameter jedoch nicht signifikant.

Sämtliche zuvor besprochenen Studien suggerieren, dass durch winkelstabile palmare

Plattenkonstruktionen stabile Osteosynthesen erzielt werden können.<sup>7</sup> Eine Vielzahl von Implantat-Designs ist in der Lage, die physiologischen Kräfte im Körper in der postoperativen Phase zu absorbieren und die Fraktur wirkungsvoll zu retinieren. Zwischen den neueren palmaren Platten scheint es mechanisch nur geringe Unterschiede zu geben (44, 50, 53, 61, 64).

Eine neue Entwicklung auf dem Gebiet der Implantatforschung sind biologisch abbaubare Materialien. Konstrukte aus einem resorbierbaren Polymer, bestehend aus Polylactide und Trimethylencarbonat, sollen innerhalb von zwei bis drei Jahren im Körper abgebaut werden, um einen erneuten chirurgischen Eingriff zu vermeiden. Die oben erwähnte Studie von Klos et al. untersuchte die biomechanischen Eigenschaften einer neuartigen Polymer-Platte im Vergleich mit zwei palmaren Platten (59). Im Anfangstest unter Axialbelastung erzielte die sog. Inion-Platte signifikant niedrigere Steifigkeit als die Referenzosteosynthese, eine 2,4-mm-LCP. Nach vierwöchiger Immersion in Salzlake ließ die Inion-Platte signifikant größere Frakturbewegung zu und versagte im axialen Dauerbelastungstest eher als die anderen Implantate. Die Autoren empfahlen daher, die Osteosynthese besser mit einem winkelstabilen System der neuesten Generation durchzuführen und das neue Implantat nur an Patienten mit guter Knochenqualität einzusetzen.

### **2.7.7 Fragment-spezifische Fixation**

Die sogenannte fragment-spezifische Fixation wird angewandt, wenn eine konventionelle winkelstabile Platte nicht in der Lage ist, eine adäquate Rekonstruktion zu ermöglichen (109). Sie ist bei komplexen Gelenkfrakturen, Abscherfrakturen oder radio-ulnaren oder radiocarpalen Instabilitäten indiziert (78). Fünf Hauptfragmente sind für die anatomische Rekonstruktion maßgeblich: Processus styloideus, dorsale Wand, volare Kante, die radioulnare Gelenkfläche und die impaktierte radiocarpale Gelenkfläche (78). Hierfür wurden spezielle Einzelimplantate entwickelt. Neben kleinen Hakenplatten gibt es Hybridsysteme aus Bohrdrähten und Platten. In ihrer Kombination entsteht so ein Konstrukt aus mehreren kleinen Platten, das gegebenenfalls durch weitere K-Drähte oder Schrauben ergänzt werden kann. Insbesondere senkrecht zueinander stehende Platten sollen den Vorteil einer höheren biomechanischen Steifigkeit bieten (109). Durch die unterschiedlichen Zugangswege sind präzisere Manipulationen der Fraktur möglich. Ausgedehnte Defekte können durch autologe Knochenspäne oder Knochenersatzmaterial unterfüttert werden. Die Fragment-spezifische Fixation erlaubt so eine möglichst exakte Rekonstruktion der Lunatum- und Scaphoidfacette

---

<sup>7</sup> Nach Fertigstellung der Arbeit wurden zwei weitere Publikationen zur Biomechanik palmarer Platten veröffentlicht, die jedoch nicht mehr in die Literaturdiskussion aufgenommen wurden: Dahl WJ, Nassab PF, Burgess KM, Postak PD, Evans PJ, Seitz WH, Greenwald AS, Lawton JN. Biomechanical properties of fixed-angle volar distal radius plates under dynamic loading. *J Hand Surg Am.* 2012; 37 (7): 1381-1387. Wall LB, Brodt MD, Silva MJ, Boyer MI, Calfee RP. The effects of screw length on stability of simulated osteoporotic distal radius fractures fixed with volar locking plates. *J Hand Surg Am.* 2012; 37 (3): 446-453.

bei intraartikulären Frakturen. Nachteil des Verfahrens sind die häufigen Läsionen der Extensorsehnen durch die Implantate (148). Außerdem sind häufig mehrere Zugänge notwendig (78).

### **Biomechanik der Fragment-spezifischen Fixation**

Bislang wurden zwei biomechanische Untersuchungen veröffentlicht, welche die biomechanischen Eigenschaften der fragment-spezifischen Fixation betrachteten (51, 65). Beide Kadaverstudien befassten sich mit einer neuartigen Pin-Platte, die jeweils über der radialen und der ulnaren Säule des distalen Radius angebracht wird. Das Konstrukt besteht aus einer Kleinfragmentplatte, zwei distalen K-Drähten und zwei proximalen 2,7-mm-Schrauben. Als Referenzosteosynthese dienten zwei verschiedene palmare winkelstabile Platten. Taylor untersuchte das System an einem C2-Frakturmodell in Handgelenkextension mit palmarer Kraftapplikation (51). Mit beiden Verfahren wurden vergleichbare Ergebnisse erzielt, das ulnare Fragment wurde durch die Pin-Platte signifikant besser stabilisiert. Cooper et al. konnten unter kombinierter Kompressions- und Biegebelastung im elastischen Bereich keine signifikanten Unterschiede, aber signifikant weniger Winkel- und Längenänderung durch die Pin-Platte feststellen (65). Eine analoge Beobachtung wurde im axialen Versagenstest gemacht. Beide Studien konnten zeigen, dass die neuartige Pin-Platte dem Standardverfahren einer palmaren winkelstabilen Platte im physiologischen Belastungsbereich mindestens gleichwertig ist.

### **2.7.8 Weitere Behandlungskonzepte**

Neben den im beschriebenen Verfahren gibt es noch einige weitere Methoden zur Fraktur-Stabilisierung. Da sie sich größtenteils noch in der Entwicklung befinden bzw. eingeschränkte Indikationsstellungen haben, sind diese Systeme bislang noch keine klinischen Standardverfahren.

Fixateurs internes oder Brückenplatten liegen zumeist auf der Dorsal- oder Radialseite und haben eine Gelenküberbrückung zur Folge. Distal werden sie im zweiten oder dritten Metacarpalen verankert. Ihre klinische Anwendung ist momentan jedoch sehr beschränkt. Sie sind bei stark verschobenen Frakturen nach hochenergetischem Trauma indiziert. Besonders weit distale Frakturen mit zerstörter Epiphyse können durch diese Systeme effektiv stabilisiert werden (109). Verglichen mit einem konventionellen Fixateur externe erleichtern sie die Pflege und sind durch den Patienten besser tolerabel. Wolf et al. veröffentlichten 2006 eine biomechanische Kadaverstudie zu einem 2,4 mm starken Fixateur interne, der mit einem Fixateur externe verglichen wurde (47). Dabei war der verwendete Fixateur interne signifikant stabiler als das Vergleichskonstrukt. Der Nachteil eines solchen Systems besteht jedoch in der Versteifung des Handgelenks mit den daraus resultierenden Folgen der



Immobilisation.

Sogenannte Zwei-Säulen-Systeme bestehen entweder aus zwei Einzelplatten oder weisen zwei Längsanteile auf, die durch eine kleine Querbrücke miteinander verbunden sind. Wegen ihrer Form werden diese auch als H-Platten bezeichnet. Ein Teil unterstützt die radiale, der andere die ulnare Säule. Inzwischen gibt es auch distal-winkelstabile Designs. Capo et al. verglichen in einer biomechanische Untersuchung ein Zwei-Säulen-System mit einer palmaren winkelstabilen Platte (130). Die sogenannte DCP der genannten Studie (Dual Column Plate, Synthes) besteht aus zwei 2,4 mm starken winkelstabilen Implantaten. Eine Platte wird streng radial auf dem Processus styloideus befestigt, die zweite L-förmige Platte wird auf dem dorsoulnaren Radius implantiert. Die Zweisäulenplatte erzielte jedoch eine signifikant niedrigere Biegesteifigkeit als das Standardverfahren.

Eine weitere Möglichkeit zur Frakturversorgung besteht mithilfe von radialeseitig angebrachten Platten. Der Zugang erfolgt in der Regel durch das erste Strecksehnenfach unter Dorsalverlagerung der Mm. extensores carpi radiales brevis et longus. Die Implantation der Platte erfolgt auf der radialeseitigen Kortikalis unterhalb des M. brachioradialis, der anschließend wieder darüber gelegt wird. Der Vorteil dieses Zugangsweges besteht in der verhältnismäßig geringen Weichteiltraumatisierung. Das Risiko von Sehnenschäden ist durch Implantate an dieser Stelle recht gering. Zudem ist es möglich, über den radialen Zugang palmare und dorsale Fragmente zu manipulieren (84). Eine nicht zu unterschätzende Komplikation stellt ein Nervenschaden am R. superficialis n. radialis dar. Der Nerv kann potentiell durch Präparation oder Druck durch das liegende Osteosynthesematerial geschädigt werden. Bei anatomischen Normvarianten mit dorsalen und palmaren Ästen besteht ein besonderes Risiko (84). Radiale Abstützplatten sind vor allem bei stark radial-verschobenen Frakturen indiziert (78).

### **2.7.9 Fazit**

Bei kaum einem anderen Bruch gibt es so viele unterschiedliche Behandlungsmöglichkeiten wie bei der distalen Radiusfraktur, entsprechend uneinheitlich sind die therapeutischen Empfehlungen. Es gibt derzeit keinen Konsens über ein optimales Verfahren.

Die konservative Behandlung geht mit einer hohen Rate an Fehlstellungen einher und erfordert in der Hälfte der Fälle einen Wechsel auf ein operatives Verfahren (2, 86, 91). Intraartikuläre Brüche verheilen häufig mit verbleibenden Stufen und führen oftmals zu Arthrosen des Handgelenks und des DRUG (1, 86, 91). Die mehrwöchige Immobilisierung führt zu einer Schrumpfung von Bändern und Gelenkkapsel, die eine längere Funktionseinschränkung nach sich ziehen kann. Die konservative Therapie sollte daher nur bei entsprechender Indikation angewendet werden.

Die Bohrdraht-Osteosynthese ist nicht belastungsstabil und biomechanisch der

Plattenosteosynthese deutlich unterlegen (48, 61). Sie erfordert zusätzlich eine externe Ruhigstellung, daher ist eine intensive Frührehabilitation nicht möglich. Sie ist mit einer hohen Dislokationsrate und häufigen pin-assoziierten Infektionen verbunden (92, 116, 117, 118, 119).

Die Behandlung mit einem Fixateur externe führt häufig zu subcutanen Infektionen oder Pinlockerungen (70, 120, 124). Mit abnehmender Ligamentotaxis neigt die Fraktur zur sekundären Dislokation (123). Die mehrwöchige Immobilisation zieht eine längerfristige Bewegungseinschränkung nach sich (1, 32, 120). Der erforderliche Pflegeaufwand verursacht höhere Kosten als andere operative Maßnahmen (32, 121). Dynamische Fixateure bieten einigen Studien zufolge keine klinischen Vorteile gegenüber den konventionellen Systemen und sind sogar mit einer höheren Komplikationsrate assoziiert (32, 121, 122, 123). Zwischen den verschiedenen Fixateur-Konstrukten gibt es beträchtliche biomechanische Unterschiede (46).

Radiusplatten erzielen eine sehr hohe biomechanische Stabilität und ermöglichen dadurch eine frühzeitige aktive Handgelenksbewegung. Es wird unterschiedlich bewertet, durch welche Plattenlage eine höhere Stabilität erzielt wird. In einigen Studien traten sekundäre Dislokationen bei palmaren Implantaten häufiger auf als bei dorsalen Platten (32, 83, 85, 131, 135, 136). Einige Autoren befanden palmare Platten experimentell für stabiler, andere beurteilen die dorsalen Implantate als biomechanisch überlegen (41, 63). Möglicherweise sind dorsale und palmare Plattenlage gleichwertig (61, 134). Zwischen den einzelnen Platten-Designs gibt es große biomechanische Unterschiede (41, 52, 58, 59, 147). Die Verwendung von winkelstabilen Schrauben scheint gegenüber Pegs überlegen zu sein (56, 146). Einige Autoren sind der Ansicht, dass Platten mit polyaxialer Verriegelung anfälliger für eine Schraubenlockerung sind als monoaxiale Systeme (40, 50). Das funktionelle Outcome ist mit dorsalen Platten etwas schlechter als mit palmaren Systemen, es treten häufiger Narbenkomplikationen auf, die zu Bewegungseinschränkungen führen (74, 85, 96). Eine gefürchtete Komplikation bei allen Platten-Osteosynthesen sind Sehnenschäden bis hin zur Ruptur. Die Irritation von Beugesehnen tritt mit palmaren Platten häufiger auf, (22, 82, 131, 139, 140), bei bis zu 2 % der Patienten kommt es zur Beugesehnenruptur (2, 135, 136). Strecksehnen-Affektionen sind hingegen bei dorsalen Platten deutlich häufiger, bis zu 25 % der Patienten sind von einer Ruptur betroffen (82, 85, 93, 99, 132). Insbesondere bei palmaren Platten besteht die Gefahr, dass die distalen Schrauben die Gelenkfläche beschädigen (22, 143). Beide Plattenlagen können zu Nervenschäden führen; bei palmaren Platten sind N. medianus und N. interosseus posterior gefährdet, und bei dorsalen Implantaten kann der R. superficialis n. radialis verletzt werden (24, 99, 131).

Wie oben dargestellt, weist jedes Verfahren einige charakteristische Komplikationen auf. Das Ziel der Forschung ist es daher, diese Risiken zu minimieren und dabei eine gleichwertige

mechanische Stabilisierung zu gewährleisten. Optimal wäre eine Kombination aus hoher Stabilität und minimaler Gewebetraumatisierung, die eine kurze Operationszeit benötigt und eine maximale postoperative Übungsbehandlung ermöglicht.

## **2.8 Intramedulläre Osteosynthese am distalen Radius**

Die intramedulläre Osteosynthese ist ein Verfahren, bei dem die Fraktur von Knocheninneren aus geschient wird. Hierzu wird ein zentraler Kraftträger in den Markraum eingeführt, der die einwirkenden Kräfte idealerweise symmetrisch auf den proximalen Knochen ableitet. Damit sich der Nagel im Knochen nicht um die eigene Achse dreht, muss er durch Bolzen oder Schrauben rotationsstabil im Knochen verankert werden. Je nach Patient, Zustand des Knochens und Weite des Markraumes kann in aufgebohrter oder in ungebohrter Technik gearbeitet werden. Die intramedulläre Nagelung bietet einige Vorteile gegenüber einer herkömmlichen Plattenosteosynthese: Zur Implantation des Nagels muss nur ein kleiner Hautschnitt von wenigen Zentimetern vorgenommen werden, über den das Material in den Knochen eingebracht wird. Die Verriegelungsbolzen können proximal und distal über kleine Stichinzisionen eingebracht werden. Das Periost wird, anders als bei einer aufliegenden Platte, nicht beeinträchtigt. Durch den kleinen chirurgischen Zugang ist nur eine geringe Devaskularisierung der Frakturstelle notwendig, was der Knochenheilung zugute kommt (73, 106). Das Frakturhämatom wird im Gegensatz zur Platte nicht entlastet. Eine Materialentfernung ist nicht immer zwingend notwendig, das Implantat kann je nach Alter und Toleranz durch den Patienten dauerhaft im Körper verbleiben (149).

Erste Berichte über intraossäre Stabilisierungsverfahren finden sich bereits im 16. Jahrhundert: Die indigenen Völker Mexikos sollen demnach Holzdübel in offene Brüche eingeführt haben, um diese von innen zu schienen (150). Der englische Chirurg Gurll beschrieb im frühen 19. Jahrhundert eine Technik, Metallstifte oder Elfenbein zur Behandlung von Pseudarthrosen zu verwenden. Im Jahr 1846 führte der deutsche Chirurg Dieffenbach (1792-1847) eine erste geschlossene intramedulläre Nagelung durch (87). Wenige Jahrzehnte später (1886/87) erprobte Bircher eine Elfenbeinzapfung an vier nicht verheilten Unterschenkelfrakturen nach vorangegangenen konservativen Therapieversuchen (87). Ernest Hey-Groves (1872-1944), ein Chirurg aus England, verwendete ab 1912 spezielle Stahldübel-Konstruktionen für Schaftbrüche des Humerus und des Femurs. Gerhard Küntscher (1900-1972) versorgte 1939 zum ersten Mal einen Patienten mit dem Prototypen eines ungebohrten Femurnagels (151). Ein Jahr später stellte Küntscher das Verfahren der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie vor, das Verfahren wurde von den Fachkollegen jedoch als unphysiologisch abgelehnt. Nach dem Krieg widmete sich Küntscher der Verbesserung der Methode und führte 1952 erstmals eine Aufbohrung des Markraumes am Femur durch. Ab 1968 wurden durch Bolzen verriegelbare Detensionsnägel implantiert. Küntscher versuchte

sich auch am distalen Radius, scheiterte aber an der komplizierten Anatomie und dem relativ kleinen distalen Fragment. Seit etwa 1980 gilt die Marknagelung als ein Routineverfahren zur Osteosynthese langer Röhrenknochen. So haben sich heute spezielle intramedulläre Systeme für den Humerus, das Femur und die Tibia etabliert. Am distalen Radius hat sich die intramedulläre Nagelung bislang klinisch noch nicht durchsetzen können. Speziell für diesen Bruch entwickelte Produkte sind auch erst seit 2004 auf dem Markt (152), vorherige Versuche, entsprechende Implantate einzuführen, waren nicht erfolgreich. Am distalen Radius ist ein Marknagelungsverfahren idealerweise bei einer extraartikulären Fraktur des älteren Menschen indiziert, die durch ein niedrig-energetisches Trauma verursacht wurde (73). Sie ist bei initialer Reposition stabil, neigt jedoch unter konservativer Therapie zur Abkipfung.

Alle zurzeit vorhandenen Marknagel-Systeme für den distalen Radius haben ein ähnliches Indikationsprofil, das sich weitestgehend auf einfache AO- Typ 23-A- und B-Frakturen beschränkt. Je nach Design ist auch die Versorgung einfacher C1-Frakturen möglich. Kontraindikationen stellen für alle Implantate komplexe intraartikuläre Frakturen und juxtaartikuläre Frakturen mit nicht ausreichend großem distalem Fragment dar (153). Brüche mit ausgedehnter epi- und metaphysärer Zertrümmerung des distalen Radius können mit diesen Systemen generell nicht versorgt werden. Ebenfalls kontraindiziert sind Frakturen bei Kindern im Wachstumsalter und offene Brüche (154). Auch floride lokale Infektionen im Bereich der Implantationsstelle stellen eine Kontraindikation dar (153). Nicht empfohlen ist die intramedulläre Osteosynthese bei Barton- oder Reversed-Barton-Frakturen oder den seltenen Flexionsfrakturen nach Smith (153).

Die Komplikationen herkömmlicher Systeme<sup>8</sup> können teilweise durch die Verwendung eines intramedullären Kraftträgers verringert oder gar umgangen werden. Neben den oben dargestellten allgemeinen Vorzügen der Marknagelung bietet der Einsatz am distalen Radius einige ortsspezifische Vorteile: Ein Großteil der distalen Radiusfrakturen ist primär durch geschlossene Reposition wieder anatomisch zu rekonstruieren (149, 155). Durch eine operative Maßnahme muss lediglich der Verlust des Repositionsergebnisses verhindert werden. Anders als bei externer Fixierung besteht bei der Marknagelung nicht die Gefahr einer Pin-Infektion. Auch ist der Patientenkomfort durch den Verzicht auf ein sperriges Gerät am Unterarm deutlich höher. Durch seine rigidere Bauweise sollte der Kraftträger Kräfte potentiell besser neutralisieren können als ein wenige Millimeter dicker Kirschnerdraht, der zudem Längsgleiten und Biegung zulässt. Die zentrale Lage im Knochen vermeidet eine exzentrische Lastenverteilung und führt so zu einer symmetrischen Ableitung einwirkender Kräfte im Knochen. Die Hauptkomplikation einer Läsion von Streck- oder Beugesehnen, wie sie vorweg bei den Plattenosteosynthesen beschrieben wurden, sollte für die Radius-Marknagelung deutlich geringer sein, da die Sehnen kaum Kontakt zu Metallteilen haben. Das

---

<sup>8</sup> Vgl. Kap. 2.7

Risiko einer ROM-Einschränkung durch Narbenschumpfung sollte durch eine deutlich kürzere Hautschnittführung gegenüber der Platte minimiert sein (74). Der kleine chirurgische Zugang und eine suffiziente Retention der Fraktur sollen eine frühfunktionelle Übungsbehandlung ermöglichen. Anders als bei voll oder partiell immobilisierenden Maßnahmen können bei der Marknagelung sowohl Intercarpalgelenke, Radiocarpalgelenk und DRUG durchbewegt werden. Das Risiko von Kapselschrumpfung, Muskelatrophie und Gelenkversteifung sollte somit geringer sein. Das stellt dem Patienten in Aussicht, bei guter Therapietreue frühzeitig einen großen Bewegungsumfang und normale Muskelkraft auf der verletzten Seite wiederzuerlangen. Keines der aktuell auf dem Markt verfügbaren Systeme wird auf der Beugeseite implantiert. Somit ist möglicherweise die Gefahr eines iatrogen ausgelösten Carpaltunnelsyndroms geringer als bei palmaren Platten<sup>9</sup>.

Die Anatomie des distalen Radius<sup>10</sup> erfordert eine Anpassung der Marknagelungsverfahren an die regionalen Gegebenheiten. Darüber hinaus bestehen besondere Risiken für ortsspezifische Komplikationen, die es in den klassischen Einsatzgebieten für intramedulläre Osteosynthesen nicht gibt. Die konventionelle Marknagelung wird in der Regel zur Osteosynthese von Schaftfrakturen eines Knochens verwendet. Die distale Radiusfraktur ist jedoch metaphysär gelegen und hat häufig nur ein kleines distales Fragment von ca. 2 cm, das durch einen Marknagel sicher gefasst werden muss. Die Fraktur ist dabei nicht nur ein isolierter Bruch im Sinne einer Kontinuitätsunterbrechung des Knochens, sondern fast immer mit einer Impaktierung vergesellschaftet. Ein IM-System muss eine weiter fortschreitende Einsinterung verhindern. Die Hauptbelastung der klassischen Marknagelungsverfahren an langen Röhrenknochen liegt vorwiegend in der Längsachse, was einer Einstauchung entspricht. Am distalen Radius muss aber vor allem der dorsalen Abkipfung des distalen Fragmentes entgegengewirkt werden. Auf ein intramedulläres System wirken daher vornehmlich Biegekräfte ein, die es neutralisieren muss. Ein solches Implantat darf daher nur einen minimalen Spielraum im Markraum haben und muss sich wirkungsvoll an der inneren Kortikalis abstützen. Der Markraum sollte daher bestmöglich ausgefüllt sein, ansonsten droht eine Verschiebung des Implantates im Knochen mit resultierender biomechanischer Instabilität. Besonders die gelenknahe Lage der Fraktur stellt spezielle Anforderungen an ein intramedulläres Implantat. Verriegelungsbolzen, -schrauben oder -drähte müssen so ausgerichtet sein, dass die Penetration der radiocarpalen oder radioulnaren Gelenkfläche weitestgehend verhindert wird. Auch das Risiko einer Durchwanderung durch das Verriegelungsmaterial muss so gering wie möglich gehalten werden, ansonsten droht eine Arthrose des DRUG oder des RCG. Die Morphe des Implantats muss an den dreieckigen Querschnitt und den zum Schaft abnehmenden Knochendurchmesser angepasst sein. Marknägel von größerer Länge

---

<sup>9</sup> Vgl. Carpaltunnelsyndrom bei palmaren Radiusplatten, Kap. 2.7.6

<sup>10</sup> Vgl. Kap. 2.2

müssen darüber hinaus berücksichtigen, dass der Schaft konvexbogig nach proximal verläuft (21). Eine besondere Herausforderung besteht in den vielen Strukturen auf engstem Raum, die in der unmittelbaren Nähe zum Knochen verlaufen. Der erforderliche kleine Hautschnitt erschwert dabei die Identifikation von Strukturen. Die Implantationsstelle muss in ausreichendem Abstand zu den beiden handversorgenden Arterien durchgeführt werden, um eine versehentliche Verletzung zu vermeiden. Sie sollte auch außerhalb des Verlaufs der die Hand innervierenden Nerven liegen. Die Gefahr von Läsionen der Weichgewebe muss so gering wie möglich gehalten werden. Insbesondere Beuge- und Strecksehnen sollten nicht mit dem Verriegelungsmaterial oder dem extraossären Nagelanteil in Berührung kommen. Daher ist die komplette Beugeseite des distalen Radius und die ulnar gelegene Streckseite als Implantationsort nicht geeignet. Ein geeigneter Punkt zum Einführen eines intramedullären Kraftträgers befindet sich über dem Processus styloideus radii. Hier liegt der Knochen zum Großteil direkt subcutan (142). Dies erlaubt auch die Einbringung von Implantaten mit größerem Durchmesser. Die Aa. radialis und ulnaris liegen in sicherer Entfernung zur Einbohrstelle. Der benachbarte R. superficialis n. radialis und die Sehnen des ersten Strecksehnenfaches können jedoch verletzt werden und sollten daher sicher identifiziert und schonend beiseite gehalten werden (73, 142, 153). Über den Processus styloideus kann ein Marknagel jedoch nur in einem Winkel zur Radiuslängsachse in den Markraum eingebracht werden. Soll die Spitze des Implantates im Radiuschaft zu liegen kommen, muss der Nagel gekrümmt konstruiert sein. Bei einem geraden Nagel liegt die Spitze ansonsten in der ulnarseitigen Kortikalis des Radius. Eine zweite mögliche Implantationsstelle liegt über dem Tuberculum dorsale, welches das zweite vom dritten Strecksehnenfach trennt. Auch das Tuberculum liegt direkt subkutan ohne darüber hinwegziehende Weichteile. Ein Nagel kann im Gegensatz zum Processus styloideus ohne wesentlichen Winkelversatz zur Radiuslängsachse eingeführt werden. Gegebenenfalls muss dafür das Tuberculum entfernt werden. Da dieses der Sehne des M. extensor pollicis longus als Hypomochlion dient, besteht hier das mögliche Risiko eines Sehnenschadens. Die Breite des sehnenfreien Abschnitts zwischen zweitem und drittem Strecksehnenfach limitiert den Durchmesser eines möglichen Implantates und somit auch dessen biomechanische Stabilität. Der Vorteil dieses Zuganges liegt darin, dass hierüber eine direkte Fragment-Manipulation möglich ist (153).

### **2.8.1 Aktuelle Osteosynthesesysteme**

Gegenwärtig (2012) sind mindestens fünf (partiell-)intramedulläre Osteosynthesesysteme für den distalen Radius auf dem Markt verfügbar.<sup>11</sup> Ein weiteres experimentelles Implantat wurde

---

<sup>11</sup> Nach Fertigstellung der Arbeit wurde ein neuartiges minimalinvasives Implantat vorgestellt, das jedoch nicht mehr in die Literaturdiskussion aufgenommen wurde: Rhee PC, Shin AY. Minimally invasive flexible insertion and rigid intramedullary nail fixation for distal radius fractures. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 2012; 16 (3): 159-165.

zwar biomechanisch untersucht, ist aber nicht in Serie erhältlich (90). Die Systeme unterscheiden sich in Material, Bauform, Verriegelungstechnik und Implantationsort. Einen Überblick über die unterschiedlichen Konstruktionsweisen gibt Tab. 1 im Anhang. Im folgenden Abschnitt sollen diese neuartigen Systeme vorgestellt werden. Über drei Implantate – Micronail, DorsalNailPlate und Targon DR – liegen zur Zeit klinische Publikationen vor. Radiologische Parameter ermöglichen eine Einschätzung, ob diese Systeme mechanisch in der Lage sind, die Frakturposition über längere Zeit aufrechtzuerhalten. Die Darstellung der Komplikationen zeigt das spezielle Risikoprofil des jeweiligen Implantats auf.

## **Micronail**

Der Micronail (Wright Medical, Arlington, Tennessee, USA) besteht aus einem leicht gekrümmten, abgeflachten Nagel aus Titanlegierung, der mit drei 2,5 mm starken winkelstabilen Schrauben und zwei 2,7-mm-Verriegelungsschrauben im Knochen fixiert wird. Das Implantat ist so konstruiert, dass es biomechanisch die radiale Säule verstärken soll (73, 80). Die Einbringung des Nagels erfolgt über den radialen Zugang zwischen ersten und zweitem Strecksehnenfach (156). Hierzu werden die Sehnenscheiden der Mm. extensor carpi radialis, abductor pollicis longus et extensor pollicis brevis längs inzidiert, was nicht von allen Autoren empfohlen wird (81, 153). Das Implantat wird über den Processus styloideus in den Markraum eingeführt, die proximalen Schrauben werden bikortikal im Radiuschaft verankert. Die distalen winkelstabilen Schrauben sind divergierend angeordnet und sollen ca. 2 mm tief im subchondralen Knochen fixiert werden. Zur Einbringung muss ein ca. 2 cm langer Hautschnitt über dem Tuberculum dorsale geführt werden. Der Micronail weist ein flaches Oberflächenprofil auf, das mit der Kortikalis abschließt (157). Die Indikation für dieses System besteht in der Primärversorgung von instabilen extraartikulären oder einfachen intraartikulären Frakturen (AO-Typen 23-A und -B), insbesondere soll es dort geeignet sein, wenn ein minimalinvasiver Zugang angestrebt wird. Voraussetzung ist, dass die Fraktur vor dem Einbringen des Implantats reponiert werden kann (152, 157). Auch am osteoporotischen Knochen ist das System indiziert (73). Des Weiteren kann der Micronail zur Osteosynthese nach Osteotomie einer in Fehlstellung verheilten Radiusfraktur angewandt werden (102, 157). Multiple intraartikuläre Fragmente oder sehr gelenknahe Frakturen sind eine Kontraindikation für den Einsatz dieses Systems (73, 156). Auch palmar verschobene Frakturen sind ungeeignet und sollten besser mit einer Platte versorgt werden (81). Manche Autoren empfehlen eine 10- bis 14-tägige postoperative Ruhigstellung in einer Gipsschiene (153, 157). Über den Micronail wurden bislang acht klinische Studien<sup>12</sup> veröffentlicht (73, 80, 81, 102,

---

<sup>12</sup> Nach Fertigstellung der Arbeit wurde eine weitere klinische Studie zum Micronail veröffentlicht, die jedoch nicht mehr in die Literaturdiskussion aufgenommen wurde: Tan V, Bratchenko W, Nourbakhsh A, Capo J. Comparative analysis of intramedullary nail fixation versus casting for treatment of distal radius fractures. J Hand Surg Am. 2012; 37(3): 460-468.

121, 152, 156, 158), radiologische Daten liegen aus fünf Studien vor<sup>13</sup>. Insgesamt wurden 141 Patienten mit einem Micronail behandelt. Mit 20 ° bis 25 ° wurde durch den Micronail eine sehr gute Radiusinklination wiederhergestellt (102, 152, 156, 158). Lediglich in einer Studie findet sich eine minimale Änderung von durchschnittlich 1 ° während des Heilungsverlaufes (158). Das Implantat scheint eine Verkürzung des Radius effektiv zu verhindern. Im Studienvergleich wird von drei Autoren keine vergrößerte Ulnarvarianz im Heilungsverlauf angegeben (152, 156, 158). Zwei Studien benennen eine geringfügige Verkürzung von 0,4 bzw. 0,7 mm (102, 121). Eine Studie verzeichnet eine unmittelbar postoperativ erhobene Radiusverkürzung von 0,6 mm, die sich im Beobachtungszeitraum nicht veränderte (158). Die postoperative Radiushöhe lag zwischen 10 und 12 mm und änderte sich während der Nachbeobachtung nicht<sup>14</sup> (102, 152, 158). Nur eine Studie gibt im Heilungsverlauf einen minimalen Verlust von einem Millimeter an (156). Auch der palmare Tilt konnte gut wiederhergestellt werden, die postoperativen Werte lagen zwischen 1 ° und 10 ° Palmarneigung (102, 121, 152, 156, 158). Vier Micronail-Studien berichten über eine Winkelabnahme im Beobachtungszeitraum. Dabei kippte das distale Fragment bis zur knöchernen Frakturheilung im Schnitt zwischen 0,5 ° und 3,5 ° nach dorsal ab (102, 121, 152, 158). Nishiwaki et al. fanden hingegen eine geringe Winkelzunahme um 1 ° nach palmar (156).

Die häufigste Komplikation des Micronail<sup>15</sup> war die Irritation des R. superficialis n. radialis, die bei zwölf von insgesamt 141 Patienten auftrat, was 8,5 % entspricht (73, 102, 121, 152, 156, 158). Eine sekundäre Dislokation fand sich bei insgesamt acht von 141 Patienten (6 %), die mit einem Micronail versorgt wurden (80, 81, 152, 156, 158). Bei zwei von zehn Patienten der Studie von Ilyas und Thoder kippte die Fraktur postoperativ um 7 ° und 20 ° ab und verheilte in dieser Fehlstellung (158). In drei Fällen penetrierten die distalen Schrauben das DRUG, einer dieser Patienten entwickelte innerhalb von 10 Monaten eine DRUG-Arthrose. Ein Knorpelschaden kann entweder durch den Bohrer oder überlange Schrauben entstehen (102). Wie ein Knochenquerschnitt einer Kadaveruntersuchung von Harreld et al. zeigt, zielen zwei der drei distalen Schrauben in Richtung der radioulnaren Gelenkfläche (154). Bei einem Patienten der Studie von Capo et al. lockerte sich eine proximale Verriegelungsschraube im Radiuschaft, die daraufhin entfernt werden musste (102). In einem Fall verzögerte sich die knöcherne Heilung der Fraktur (102). Bei zwei von insgesamt 141 Patienten manifestierte sich ein Carpaltunnelsyndrom (80, 81, 121). Ein Patient entwickelte ein CRPS (121). Zwei Patienten mit Micronail litten unter chronischen Handgelenkschmerzen mit Bewegungseinschränkung (80, 81).

13 Vgl. Tab. 2 „Radiologische Ergebnisse“ im Anhang.

14 Die Werte für die Radiushöhe fehlen in der Micronail-Studie von Schonemann et al. (121).

15 Vgl. Tab. 3 „Komplikationen mit intramedullären Osteosynthesystemen“ im Anhang.



## DorsalNailPlate

Die DorsalNailPlate, kurz DNP (HandInnovations, Miami, Florida, USA), ist ein Osteosynthesystem, das aus einem Nagel- und einem Plattenanteil besteht<sup>16</sup>. In den Plattenanteil werden vier winkelstabile Pegs eingeschraubt, in den Nagelanteil drei Monokortikalschrauben. Die Indikation für eine Verwendung dieses Systems besteht für die instabile distale extraartikuläre Radiusfraktur loco classico (159). Dies betrifft vor allem die Typen A2 und A3 nach AO. Espen et al. zufolge eignet sich die DNP auch am osteoporotischen Knochen (160). Intraartikuläre Frakturen ohne repositionsbedürftige Stufen- oder Spaltbildung der Gelenkfläche können ebenfalls mit dem System versorgt werden. Es muss sicher sein, dass die Fraktur geschlossen reponiert werden kann; eine offene Reposition ist durch den minimalinvasiven Zugang nicht möglich (159). Eine Kontraindikation besteht gegen intraartikuläre Frakturen vom Typ C, bei denen eine Rekonstruktion des Gelenkes durchgeführt werden muss. Ist das distale Fragment zu klein, um die Knochenstifte darin zu platzieren, darf die DNP nicht verwendet werden. Gleiches gilt für eine ausgedehnte Trümmerzone im Bereich des Plattenanteils (159). Espen und McCall et al. halten es für möglich, das System auch zur Behandlung von in Fehlstellung verheilten Radiusfrakturen zu verwenden (45, 159). Die DNP soll eine postoperative Übungsstabilität gewährleisten (159). Der Vorteil dieses Systems liegt besonders darin, dass sie nur einen minimal-invasiven Zugang benötigt: das Implantat kann über eine longitudinale Inzision von nur 3 bis 4 cm eingebracht werden. Hierfür wird der dorsale Zugang oberhalb des Tub. *listeri* zwischen zweitem und drittem Strecksehnenfach gewählt. Das Retinaculum extensorum muss gespalten werden. Aufgrund der subcutanen Lage ist eine geringere Tiefe nötig als beispielsweise beim volaren Zugang. Zudem erfordert die Implantation des Systems nur eine kurze OP-Dauer von durchschnittlich 30 bis 40 Minuten (161). Die DNP eignet sich bei Älteren, bei Polytraumatisierten und bei Patienten, bei denen eine nur minimale Gewebetraumatisierung erfolgen darf (z.B. mit iatrogenen Gerinnungshemmung). Das Tub. *listeri* muss entfernt oder ggf. imprimiert werden. Im Verlauf der Operation kann der N. interosseus posterior reseziert werden (159). Die EPL-Sehne wird aus ihrer Scheide gelöst und subcutan nach radial verlagert und soll am proximalen Pol des Plattenteils verlaufen. Dazu wird sie über das zweite Fach gekreuzt. Bei korrekter Technik besteht kein Kontakt zwischen Sehnen und Implantat (160). Die Sehnentransposition sorgt laut Orbay nur für eine geringe funktionelle Beeinträchtigung (96). Anders als beim Micronail kann die Fraktur noch reponiert werden, wenn das Implantat eingebracht und noch nicht verriegelt ist.

Bis zum jetzigen Zeitpunkt wurden vier klinische Untersuchungen zur DNP veröffentlicht, wovon zwei Studien radiologische Angaben zum Heilungsverlauf enthalten (96, 160, 161,

---

<sup>16</sup> Vgl. die detaillierte Implantatbeschreibung in Kap. 3.2.2.

162)<sup>17</sup>. Über insgesamt 94 Patienten liegen klinische Daten vor.<sup>18</sup> Mit einer Radiusinklination von 20 ° bis 23 ° erzielte die DNP einen sehr guten anatomischen Winkel und ließ während der Nachbeobachtung keine Abkipfung zu (161, 162). Chappuis berichtet von einer geringen Zunahme der Radiuslänge um durchschnittlich 0,8 mm im Sinne einer Überkorrektur (162), Rampoldi et al. geben im Heilungsverlauf keine Änderung der Radiuslänge an (161). Die mittlere Radiushöhe betrug 10 mm und veränderte sich postoperativ nicht mehr (161)<sup>19</sup>. Der palmare Tilt wurde durch die DNP anatomisch gut wiederhergestellt und im Verlauf mit nur minimalem Repositionsverlust aufrechterhalten (161, 162). Rampoldi et. al. fanden eine sehr gute primäre anatomische Wiederherstellung der Gelenkneigung von 10 ° postoperativ, die bis zum Abschluss der Beobachtungsperiode um 2 ° nach palmar abkippte (161). Chappuis et al. erzielten mit der DNP mit 2 ° dorsalem Tilt eine nicht ganz exakte Rekonstruktion, die im Heilungsverlauf einen geringen Verlust von 1 ° zeigte (162).

Die häufigste Komplikation mit der DNP war die Verletzung der EPL-Sehne<sup>20</sup>. Von 94 mit der DNP versorgten Patienten waren insgesamt fünf Patienten (5 %) betroffen (160, 161, 162). Bei zwei Patienten wurde die Sehne intraoperativ verletzt und in gleicher Sitzung genäht (161). Die chronische Reibung der Sehne über den prominenten Plattenanteil führte bei drei Patienten zu einer zeitverzögerten Ruptur. In diesen Fällen war eine Sehnennaht nicht mehr möglich, sodass ein Sehnentransfer durchgeführt werden musste (161, 162). In einem Fall kam es zu einer Prominenz der proximalen Verriegelungsschrauben (160). Ursächlich war die intraoperative Beschädigung des Nagelgewindes. Bei einem anderen Patienten lockerte sich ein distaler Peg im Plattenanteil des Implantats, der operativ entfernt werden musste (161). Zwei Patienten entwickelten postoperativ ein CRPS (162). In der Studie von Orbay et al. wurde ein Fall einer postoperativen Dislokation beobachtet (96). Bei einem Patienten mit DNP kam es zur Narbenschumpfung mit relevanter Einschränkung des Bewegungsumfanges bei Handgelenksflexion (96). Daneben traten ein postoperatives Hämatom und ein Fall von verzögerter Knochenheilung auf; ein weiterer Patient entwickelte chronische Handgelenkschmerzen mit eingeschränkter Beweglichkeit ohne morphologisches Korrelat (96).

### **Targon DR-Nagel**

Der Targon DR-Nagel (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) wird ebenfalls über das sehnenfreie Trigonum zwischen erstem und zweitem Strecksehnenfach implantiert (163, 164). Dazu ist ein ca. 4 cm langer Hautschnitt über dem Proc. styloideus radii erforderlich. Im handgelenksnahen Plattenanteil kann das distale Fragment mit bis zu vier 2,2 mm oder

<sup>17</sup> Vgl. Tab. 2 „Radiologische Ergebnisse“ im Anhang.

<sup>18</sup> Aufgrund der spärlichen klinischen Angaben wird die Studie von Orbay und Touhami mit über 200 Patienten nicht in die statistische Auswertung miteinbezogen (96).

<sup>19</sup> Die Werte für die Radiushöhe fehlen in der DNP-Studie von Chappuis et al. (162).

<sup>20</sup> Vgl. Tab. 3 „Komplikationen mit intramedullären Osteosynthesystemen“ im Anhang.

2,4 mm starken nicht-winkelstabilen Schrauben fixiert werden (149, 163). Diese werden in radioulnarer Richtung eingebracht. Proximal wird der TDR-Nagel mit zwei 2,3 mm starken nicht-winkelstabilen Schaftschrauben rotationsstabil arretiert. Wie auch andere intramedulläre Systeme, setzt der TDR voraus, dass die Fraktur geschlossen reponiert werden kann. Der Targon-Nagel kann bei Extensionsfrakturen vom Typ AO A2.2 und allen A3 sowie einfachen B1-Frakturen implantiert werden. Anders als für die DNP oder den Micronail besteht eine zusätzliche Indikation für intraartikulären Frakturen des Typs AO C1.2 und C2.1 (142). Voraussetzung für die Versorgung von intraartikulären Frakturen ist, dass die Gelenkflächen nicht disloziert sind und ein sagittaler Frakturverlauf vorliegt (149). Bei Flexionsfrakturen, dislozierten Gelenkfrakturen oder frontalem Bruchverlauf ist die Implantation kontraindiziert. Eine routinemäßige Entfernung des Implantates ist nicht erforderlich, soweit keine medizinischen Indikationen für eine Metallentfernung bestehen.

Aktuell sind zum Targon DR-Nagel zwei klinische Studien über insgesamt 63 Patienten veröffentlicht, die auch radiologische Daten enthalten (149, 164)<sup>21</sup>: Der palmare Tilt konnte mit dem Targon DR nicht ganz exakt wiederhergestellt werden. Der Winkel betrug  $-4,7^\circ$  Dorsalneigung (164) bzw.  $2^\circ$  Palmarneigung (149). Im Heilungsverlauf kam es zu einer Dorsalabkipfung<sup>22</sup> von  $2,2^\circ$  (164). Gradl berichtet von drei Patienten mit einer streckseitigen Abkipfung um mehr als  $5^\circ$  (149). Der Targon DR-Nagel ließ eine geringe Verkürzung des Radius zu: Während der Nachbeobachtung nahm die Radiuslänge um durchschnittlich 1,3 mm ab<sup>23</sup> und entsprach mit -0,1 mm bzw. -0,5 mm einer leichten Ulna-Plus-Situation (149, 164). Bei zwei Patienten kam es zu einer dauerhaften Längenminderung von 2 mm gegenüber der Elle (149). Aufgrund fehlender Daten ist eine Beurteilung von Radiusinklination und Radiushöhe für den Targon DR nicht möglich<sup>24</sup>.

Die transiente Irritation des R. superficialis n. radialis war die häufigste Komplikation des Targon DR<sup>25</sup>. Sie trat bei fünf von 63 Patienten auf, was 8 % entspricht (149, 164). Bei drei Patienten mit Targon DR-Nagel lockerten sich die distalen Fixierungsschrauben im Knochen und wanderten nach lateral aus; sie mussten operativ entfernt werden (149). Überlange distale Schrauben verursachten bei zwei Patienten eine Osteolyse des Ulnakopfes (149). Zwei Patienten entwickelten ein Carpaltunnelsyndrom (149). In jeweils einem Fall trat eine Narbenkomplikation und ein postoperatives Hämatom auf (149, 164).

## **Zimmer-Radiusnagel**

Rousselon und Guelmi stellten 2006 ein neues experimentelles Implantat für den distalen

21 Vgl. Tab. 2 „Radiologische Ergebnisse“ im Anhang.

22 Die postoperativen Werte für den palmaren Tilt fehlen in der Studie von Gradl (149).

23 Die postoperative Werte für die Radiushöhe fehlen in der Studie von Gradl (149).

24 Die Werte für Radiusinklination und Radiushöhe fehlen in den Targon DR-Studien von Gradl und Lerch (149, 164).

25 Vgl. Tab. 3 „Komplikationen mit intramedullären Osteosynthesystemen“ im Anhang.

Radius vor (90). Der Radiusnagel der Fa. Zimmer ist 9 cm lang und hat einen Durchmesser von 5 mm. Zur Implantation muss das erste und zweite Strecksehnenfach eröffnet werden. Der Nagel wird über den Processus styloideus in den Markraum eingebracht und proximal unikortikal rotationsstabil verriegelt. Das distale Fragment wird mit einer Schraube ulnarseitig im subchondralen Knochen gefasst. Das Implantat ist indiziert für Frakturen der AO-Typen A2 und A3. Über die klinische Anwendung des Verfahrens liegen zurzeit noch keine Veröffentlichungen vor, sondern nur eine biomechanische Studie (90).

### **Sonoma WRx**

Das Implantat Sonoma WRx (Sonoma Orthopaedics, Santa Rosa, Kalifornien, USA) wurde 2009 vorgestellt. Es handelt sich um einen Marknagel, der wie der Micronail oder Targon DR über das radiale Styloid eingeführt wird (165, 166). Das distale Fragment kann mit bis zu drei divergierenden 2,7 mm winkelstabilen Schrauben fixiert werden. Proximal wird der Nagel jedoch nicht durch Schrauben verriegelt: Wie ein Dübel besitzt er in der Mitte und am proximalen Ende jeweils vier Sperranker. Durch Drehen der innenliegenden Kopfschraube drücken sich diese Anker vom Nagel weg und verkeilen diesen intramedullär im Knochen. Dadurch sollen zusätzliche Inzisionen vermieden und Rotationsstabilität gewährleistet werden. Über das beschriebene Implantat gibt es momentan noch keine wissenschaftlichen Studien. Nach Herstellerangaben kann eine aktive Handgelenksbewegung nach der ersten postoperativen Woche durchgeführt werden (167). In zwei Kasuistiken mit dem Implantat wurde die volle Gebrauchsfähigkeit der operierten Hand nach sechs bzw. acht Wochen erreicht (167, 168).

### **XSCREW**

Das in dieser Arbeit untersuchte System XSCREW (Zimmer, Freiburg i. Br., Deutschland) ist eine kanülierte Schraube, die über den Proc. styloideus in den Radius eingebracht und rotationsstabil mit Kirschner-Drähten verriegelt wird<sup>26</sup>. Zwei Drähte fassen hierbei das distale Fragment. Abhängig von der Schraubenlänge können drei bis sieben proximale K-Drähte eingebohrt werden. Anders als die bisher erwähnten Systeme ist ihre Spitze in der gegenüberliegenden ulnarseitigen Kortikalis verankert. Das System kann bei Frakturen vom Typ A2 und A3, B1 sowie einfachen C1-Frakturen verwendet werden (169). Laut Hersteller eignet sich die XSCREW für die Anwendung am osteoporotischen Knochen. Das gleiche System kann auch zur Osteosynthese von Olekranonfrakturen vom AO-Typ A1, B1 und C1 benutzt werden (169, 170). Laut Hersteller sind seit 2007 über 150 Radiusfrakturen mit dem System versorgt worden (171). Zur Zeit finden sich zu diesem Implantat keine klinischen Veröffentlichungen.

---

<sup>26</sup> Vgl. die detaillierte Implantatbeschreibung in Kap. 3.2.2.

## **Epibloc-System**

Poggi et al. stellten 2009 das neuartige Epibloc-System vor (172). Es ist ein Hybridsystem aus elastisch-stabiler intramedullärer Nagelung und Fixateur externe und daher kein Marknagelungssystem im eigentlichen Sinne. Über den palmarseitigen Processus styloideus und den ulnarseitigen dorsalen Kortex werden zwei 2,5 mm starke Stahldrähte in den Markraum eingebracht und in der proximalen Radiusepiphyse verankert. Ein dritter Draht gleicher Dicke kann zusätzlich in den Processus styloideus ulnae eingebohrt werden. Am Eintrittspunkt in den Knochen werden die Drähte umgebogen. Die extrakorporalen Enden werden in einem fixateur-artigen Verriegelungssystem über dem Handrücken eingespannt. Durch die flexiblen Drähte wird die Fraktur retiniert, sodass keine weitere Immobilisation notwendig ist. Die Methode ist bei Trümmerfrakturen, schwerer Gelenkbeteiligung oder stark dislozierten Frakturen kontraindiziert. Poggi et al. erprobten das System an 329 Patienten (172). Die häufigsten Komplikationen waren in 8 % der Fälle subkutane Infektionen an den Einbohrstellen, daneben traten Carpaltunnelsyndrome (3 %) und die sympathische Reflexdystrophie (1 %) auf. Es fanden sich größtenteils gute anatomische und funktionelle Ergebnisse.

### **2.8.2 Biomechanischer Forschungsstand**

Es gibt derzeit nur wenige experimentelle Studien zu intramedullären Osteosynthesystemen am distalen Radius. Zum Zeitpunkt der Durchführung unserer Experimente (2008) waren nur zwei Untersuchungen publiziert (45, 90). Seitdem haben nur einige wenige Forschergruppen ihre Ergebnisse veröffentlicht. Bei der Fertigstellung der vorliegenden Arbeit lagen fünf Publikationen zu diesem Thema vor<sup>27</sup> (45, 90, 130, 142, 163). Es gibt kein einheitliches Verfahren für Probenmaterial, Versuchsaufbau und -durchführung, stattdessen eine Reihe von unterschiedlichen methodischen Ansätzen. Aus diesem Grunde sind die gewonnenen physikalischen Messwerte nur eingeschränkt miteinander vergleichbar. Jedoch können generelle Trends für das biomechanische Verhalten des Präparates unter Belastung festgestellt und verglichen werden.

Der französischsprachigen Fachwelt wurde 2006 ein experimenteller Radiusnagel der Fa. Zimmer vorgestellt. Rousselon und Guelmi führten einen biomechanischen Versuch an zehn frischen Radii mit einer 10 mm breiten dorsalen Keilosteotomie durch (90). Sie verglichen den neuartigen Nagel mit einer Spickdrahtung des Styloids aus zwei sich kreuzenden K-Drähten<sup>28</sup>. Die Präparate wurden zentral-axial belastet und die Kraft kontinuierlich gesteigert. Dabei wurden folgende Ergebnisse erzielt:

---

<sup>27</sup> Hinzu kommt die Vorveröffentlichung der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit.

<sup>28</sup> Über die Stärke der verwendeten K-Drähte finden sich im genannten Aufsatz keine näheren Angaben.

<b>Osteosynthese</b>	Grenzlast (N)	Verkürzung bei Versuchsende (mm)
2-fache Spickdrahtung	59,9	17
Zimmer-Radiusnagel	185,7	12,9

Der Radiusnagel erreichte im Mittel eine dreifach höhere Grenzlast als die Spickdrahtung. Die Knochenlänge betrug am Versuchsende ein Viertel mehr als bei der Osteosynthese mit K-Drähten. Die Autoren konstatierten, dass der Nagel eine signifikant höhere axiale Stabilisierung ermöglicht und der Radiusverkürzung besser entgegenwirkt. Der Hauptmechanismus des Implantatversagens bestand in einer Fissurbildung im Bereich der proximalen Schraube. Bei zwei Präparaten kam es zudem zu einem Rotationsfehler der Epiphyse gegenüber der Metaphyse.

McCall et al. veröffentlichten 2007 die erste englischsprachige Biomechanik-Studie zu einem intramedullären Osteosynthesystem (45). Sie ist bislang die einzige biomechanische Studie zur DNP, diese wurde mit zwei verschiedenen winkelstabilen Platten<sup>29</sup> verglichen. Die Fraktur wurde an jeweils zehn Komposit-Knochen durch die Entfernung eines 8 mm breiten dorsalen Keils und einfacher palmarer Osteotomie nachgebildet. Das Zentrum der Axialbelastung lag bei den Platten auf der Fossa lunata, bei der Nagelplatte auf der Fossa scaphoidea.

<b>Implantat</b>	max. Belastung (N)	Steifigkeit (N/mm)	Biegegrenze (N)
DVR	2291	620	1892
LCP	1770	284	1471
DNP	1683	495	1456

Die DVR erzielte die höchste Maximalbelastung und die größte Steifigkeit. Die DNP erreichte mit 495 N/mm eine höhere axiale Steifigkeit als die LCP, der Unterschied war jedoch nicht signifikant. Die DNP erreichte mit 1.682 N die geringste Maximalbelastung, der Unterschied war nur signifikant zur DVR. Zwischen den Biegegrenzen der drei Systeme fand sich kein signifikanter Unterschied. Die Autoren nahmen an, dass die DNP bei Kraftapplikation ebenfalls auf die Fossa lunata eine nicht so hohe Stabilität erreicht hätte. Sie begründeten dies damit, dass das Implantat durch weniger Schrauben verankert wird, die von annähernd einem Punkt ausgehen. Die palmaren Platten neigten zum dorsalem Kollaps der Fraktur. Anders dagegen die DNP: mit zunehmender axialer Belastung wurde die Fraktur volar instabil und es kam zum palmaren Abknicken.

Capo et al. verglichen den Micronail mit drei unterschiedlichen Platten-Designs<sup>30</sup> (130). Alle Systeme wurden an einem Kadaver-Frakturmodell mit dorsaler Keil-Osteotomie geprüft, indem eine Biegekraft senkrecht auf die volare Knochenlippe appliziert und sukzessive gesteigert wurde.

29 LCP aus Stahl (Synthes) und DVR-Platte aus Titan (Hand Innovations). Die Stärke der beiden palmaren Platten ist in der Studie nicht aufgeführt.

30 Es wurden eine nicht-winkelstabile dorsale Platte (Lo Con Plate, Wright Medical), eine winkelstabile palmare Platte (DVR, Hand Innovations) und ein radio-ulnares Zweisäulen-System (DCP, Synthes) in den Vergleich einbezogen.

<b>Implantat</b>	<b>Typ</b>	<b>Biegesteifigkeit (N/mm)</b>	<b>Max. Belastung (N)</b>	<b>Kraft bei 5 mm Abkippung (N)</b>
DVR	palmar, winkelstabil	16,7	278,2	95,2
Lo-Con-T	dorsal, nicht winkelstabil	6,8	52	33,8
DCP	radiale + ulnare Platte	11,8	200,8	75,1
Micronail	intramedullärer Nagel	12,6	245,7	75,6

Die palmare DVR-Platte erzielt im Versuch die höchste Biegesteifigkeit, die dorsale Lo-Con-T-Platte die geringste. Der für die vorliegende Arbeit relevante Micronail konnte nicht die gleichen Biegesteifigkeiten wie die DVR erreichen, unterschied sich jedoch nicht signifikant von den anderen Platten. Er wies eine signifikant höhere Belastung bei 5 mm Abkippung und höhere Maximalbelastung als die dorsale Lo-Con-T-Platte auf. Kein signifikanter Unterschied fand sich zwischen dem Micronail und den anderen Systemen für die Maximalbelastung. Die Studie konnte zeigen, dass der Micronail in der Lage ist, eine suffiziente Frakturstabilisierung bei palmarer Kraftapplikation zu gewährleisten. Er ist signifikant stabiler als das getestete dorsale Plattenosteosynthese-System und bietet gegenüber den anderen Designs ein verbessertes Weichteilprofil. Bei einer medianen maximalen Biegebelastung von 246 N soll der Micronail imstande sein, Biegekräfte während der Frührehabilitation zu neutralisieren (130). Der vorherrschende Mechanismus des Implantatversagens beim Micronail bestand im Bruch des Knochens proximal des Nagelendes. Capo et al. gaben als Grund für diesen Mechanismus die außerordentliche Dicke und die zentrale Lage des Micronails im Knochen an. Diese Eigenschaften sollen eine gleichmäßige Lastenverteilung durch das Implantat ermöglichen.

In einer biomechanischen Studie von Burkhart et al. aus dem Jahr 2010 wurde der Targon DR-Nagel mit einer 2,4-mm-LCP (Synthes, Freiburg i. Br., Deutschland) verglichen (163). Beide Implantate wurden unter zentraler und exzentrischer Axialbelastung untersucht.

<b>Implantat</b>		<b>Axialsteifigkeit (N/mm)</b>	<b>Dorsal-exzentrische Steifigkeit (N/mm)</b>	<b>Versagenstest axial (N)</b>
LCP	primär	131	50	
	nach 2000 Zyklen	122	45	403
Targon DR	primär	368	213	
	nach 2000 Zyklen	435	212	625

Der Targon DR-Nagel zeigte nach primärer Stabilisierung der Fraktur signifikant höhere zentrale und exzentrische Axialsteifigkeiten als die LCP. Nach 2000 dynamischen Zyklen mit 150 N Axialbelastung wurde die Testreihe wiederholt, es zeigte sich ebenfalls ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Systemen. Beim Targon-Nagel kam es nach der Dauerbelastung zu einer nicht signifikanten Zunahme der Axialsteifigkeit. Mit 625 N erreichte der Targon DR eine signifikant höhere Maximalkraft als die LCP. Im Gegensatz zur LCP kam es mit dem Targon DR nicht zu einem Schluss des dorsal ausgesägten Keils. Die Autoren der Studie interpretierten, dass der Nagel die dorsale Abkippung mit Verlust des palmaren Tilt deutlich besser verhindert und dass er biomechanischen Belastungen besser

standhält als eine palmare Platte.

Eine zweite biomechanische Untersuchung zum Targon DR-Nagel veröffentlichten Konstantinidis et al. (142). Das Implantat wurde mit einer 3,5-mm-LCP (Synthes) und drei neueren Plattendesigns<sup>31</sup> verglichen. Als Frakturmodell dienten Kompositrädii mit 10 mm breitem dorsalem Keil, die einer Axialkraft von 250 N und einer Biegebelastung von jeweils 50 N von dorsal und palmar ausgesetzt wurden.

<b>Implantat</b>	<b>Axialsteifigkeit (N) (N/mm)</b>	<b>Biegesteifigkeit nach dorsal (N/mm)</b>	<b>Biegesteifigkeit nach palmar (N/mm)</b>	<b>Versagenstest axial (N)</b>
Column Plate	178	45	32	829
VariAx	240	86	33	1004
2,4 mm LCP	96	15	9	x
3,5 mm LCP	156	22	16	1389
<b>Targon DR</b>	<b>277</b>	<b>72</b>	<b>47</b>	<b>2444</b>

Der Targon-Nagel ließ unter Axialbelastung die niedrigsten relative Bewegungen von allem Implantaten zu. Die Unterschiede waren jedoch nur zur 2,4-mm-LCP-Platte signifikant. Unter dorsaler und palmarer Biegebelastung erreichte das IM-Implantat signifikant niedrigere Werte für die Fragmentbewegungen als die 2,4- und 3,5-mm-LCP. Im Versagenstest zeigte der Targon DR-Nagel die höchsten physikalischen Werte, die Unterschiede waren allerdings nicht signifikant zu den übrigen winkelstabilen Platten.<sup>32</sup> Da der Nagel eine vergleichbare Stabilität wie das Standardverfahren mit der 3,5-mm-Platte bietet, gingen Konstantinidis et al. davon aus, dass postoperativ eine Übungsstabilität gegeben sei, die keine zusätzliche Immobilisierung erfordere.

31 Es wurden eine Column Locking Plate (Synthes), eine VariAx DR (Stryker) und eine 2,4-mm-LCP (Synthes) getestet.

32 Die 2,4-mm-LCP wurde aufgrund der plastischen Verformung des Implantat-Knochen-Verbunds unter palmarer Biegebelastung nicht zum Versagenstest zugelassen.



## 3 Material und Methode

### 3.1 Studiendesign

Für die vorliegende Arbeit sollten die biomechanischen Eigenschaften von zwei verschiedenen minimalinvasiven Systemen verglichen werden. Es handelte sich um die Implantate XSCREW und DorsalNailPlate. Die Studie beinhaltete Mehrfachmessungen (Zweifachmessungen), die als miteinander verbunden angesehen werden. Es handelte sich um eine experimentelle Kohortenstudie. Jedes Präparat diente in der Untersuchung als interne Kontrolle. Zum Zeitpunkt der Untersuchung lagen zu den beiden intramedullären Systemen noch keine entsprechenden Vorstudien an biologischen Präparaten vor. Das Augenmerk des Experimentes lag daher auf einer qualitativen Betrachtung und die statistische Auswertung erfolgte daher rein explorativ (und nicht konfirmatorisch). Die explorative Fragestellung für die Studie lautete: Gibt es einen Unterschied der Steifigkeiten zwischen den beiden verwandten Verfahren? Die Nullhypothese  $H_0$  für unsere Studie lautete: Es gibt keinen Unterschied bezüglich der Steifigkeiten von Verfahren 1 (DNP) gegenüber Verfahren 2 (XSCREW). Die Alternativhypothese  $H_1$  lautete: Es gibt einen Unterschied bezüglich der Steifigkeiten zwischen den beiden Verfahren. Es wurde definiert, dass ab einem p-Wert  $\leq 0.05$  von einem „statistisch auffälligen Unterschied“ auszugehen ist.

Im Experiment sollten die Steifigkeiten unter axialer Last und unter Einwirkung eines Drehmomentes untersucht werden. Die Steifigkeit entspricht der Steigung im linearen Kurvenabschnitt des Kraft-Weg-Diagramms bzw. des Moment-Winkel-Diagramms. Die Axialsteifigkeit ist definiert als Kraft (in Newton) pro Millimeter bei axialer Verformung. Die Rotationssteifigkeit ist definiert als Drehmoment (in Newtonmeter) pro Grad Winkeländerung.

Acht Armpaare (jeweils ein Paar von einer Leiche) wurden so randomisiert, dass jedem Interventionskollektiv jeweils vier linke und vier rechte Arme (bzw. Knochen) zugeteilt werden konnten. Es wurden folglich jeweils acht Radii mit einer DNP bzw. einer XSCREW versorgt. Für die Präparate wurden folgende Bedingungen gestellt: Die Geschlechts- und Altersverteilung der Radiusfraktur sollte berücksichtigt werden. Die biomechanische Vergleichbarkeit der Kollektive musste vor der Intervention untersucht werden. Nur bei Vergleichbarkeit der paarigen Knochen wurden diese zum Experiment zugelassen. Bei Ausscheiden eines Knochens vor der Intervention wurde das gesamte Paar nicht zum Experiment zugelassen, es musste durch ein neues Paar ersetzt werden. Die Zusammenstellung eines Paares aus Proben von zwei Individuen war grundsätzlich ausgeschlossen. Durch eine Röntgenkontrolle vor dem Experiment sollte ein Vorschaden am Knochen ausgeschlossen werden. Nur Präparate ohne Vorschädigung wurden in die Untersuchung einbezogen.

## 3.2 Material

### 3.2.1 Präparate

Für die Studie wurden acht Paare unfixierter menschlicher Radii verwendet. Das Biomaterial stammte von freiwilligen Körperspendern, welche ihre sterblichen Überreste der Wissenschaft vermachten. Das Anatomische Institut bzw. das Institut für Pathologie stellten die Proben bereit. Es handelte sich hierbei um drei männliche und fünf weibliche Unterarmpaare im Alter von 74 bis 88 Jahren. Das Durchschnittsalter lag bei 81 Jahren. Die Körper der Toten wurden in der Regel innerhalb von 24 Stunden post mortem bei  $-18\text{ }^{\circ}\text{C}$  tiefgekühlt gelagert. Im gekühlten Zustand wurden die Arme mithilfe einer oszillierenden Säge auf Höhe des mittleren Humerusdrittels abgetrennt, sofort einzeln in Kunststofftüten verpackt und in einer Kühlbox zum Institut transportiert. Dort erfolgte die weitere Aufbewahrung bei  $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Vor Beginn der Experimente wurden die Proben paarweise in einer Kühlbox über 24 Stunden aufgetaut. Anschließend wurden die Radii freipräpariert. Nach der Entfernung aller Weichteile wurde der Knochen im Abstand von 13 cm zur distalen Gelenkfläche mit einer oszillierenden Säge senkrecht abgetrennt. Dabei wurden Aufhebeln und Biegebelastungen konsequent vermieden. Das Radiuspaar wurde vorsichtig von sämtlichen Geweberesten befreit (Abb. 7) und anschließend separat verpackt. Um die Präparate in die Prüfmaschine einzuspannen, mussten die Knochen in Polymethylmethacrylat eingebettet werden. Hierfür wurde Knochenzement der Fa. W. Troller AG (Fulmbach, Schweiz) verwendet, der aus den Einzelkomponenten Beracryl und dem Monomer Altropol angerührt wird. Das Mischungsverhältnis der Komponenten, die Aushärtungsdauer und die Verarbeitungstemperatur wurden nach den Vorgaben des Herstellers gehandhabt. Die gesäuberten, aufgetauten Knochen von 13 cm Länge wurden bei  $22\text{ }^{\circ}\text{C}$  Raumtemperatur mit dem Schaft in ein PMMA-gefülltes zylindrisches Gefäß eingetaucht und mithilfe eines Stativs senkrecht fixiert. Nach der Aushärtung wurde die Gußform entfernt. Anschließend wurde die distale Gelenkfläche in einer rechteckigen Gussform im Knochenzement eingebettet. Die spätere Frakturstelle im Bereich der Metaphyse hatte in keinem Fall Kontakt mit der PMMA-Masse. Korrespondierenden Knochenpaare wurden nebeneinander eingebettet und unter Sichtprüfung wurden die exakte Eintauchtiefe und die orthogonale Lagerung kontrolliert. Nach der Aushärtung und dem Abnehmen der Gussform wurde das Zentrum des distalen rechteckigen Blocks aufgebohrt und mit einer Schraube fixiert. Sie durchkreuzte den späteren Frakturspalt nicht, sondern diente lediglich der Verankerung des Epiphysenabgusses. Somit sollte ein Abkippen des PMMA-Blockes von der Gelenkfläche unter axialer Krafteinwirkung verhindert und eine ideale Kraftverteilung auf die Epiphyse sichergestellt werden. Die an Schaft und Epiphyse eingegossenen Präparate wurden nach fertiger Aushärtung in die Prüfmaschine eingespannt (Abb.8). Der runde proximale Schaftblock wurde mithilfe zweier Schrauben an

der Basis mit der Prüfapparatur verbunden, ohne dabei den Knochen zu touchieren. Der rechteckige Epiphysenblock wurde in den deckenseitigen Rahmen der Maschine eingepasst. Nach der nativen Steifigkeitsmessung wurden Fixierschraube und der aufsitzende Epiphysenblock wieder entfernt. Anschließend konnten die Osteotomie und die Osteosynthese mit einem der beiden Systeme vorgenommen werden.

### **3.2.2 Implantate**

#### **DNP – DorsalNailPlate**

Die DNP (DorsalNailPlate) der Firma HandInnovations (Miami, Florida, USA) ist ein Hybrid-Osteosynthesystem, bestehend aus einem Nagel- und einem Plattenanteil aus Titan. (Abb. 9) Der Nagelanteil wird intramedullär in den Radiuschaft eingeführt und hat an seinem Ende eine leichte Krümmung nach der Beugeseite hin. Das Plattensegment wird über das entfernte Tuberculum dorsale und nach Mobilisierung der Sehne des M. extensor pollicis longus auf den dorsalen Radius aufgebracht, sodass es zwischen zweitem und drittem Strecksehnenfach platziert ist. Es liegt dem Knochen plan auf und ist nach dorsal abgerundet. Das Plattenprofil ist sehr flach, um Komplikationen mit den darüber verlaufenden Strecksehnen zu reduzieren. Hier hinein können bis zu vier subchondrale 2 mm starke Knochenstifte (Pegs) mit abgerundeter Spitze winkelstabil verschraubt und mit ihren Köpfen vollständig in die Platte versenkt werden. Die 10 bis 30 mm langen Pegs stehen in unterschiedlichem Winkel zur Platte ab, sodass das distale Frakturfragment hierdurch verkeilt wird (Abb. 10). Der Nagelanteil verfügt über drei Schraubenlöcher. In diese werden drei 8 mm lange Monokortikalschrauben von dorsal eingebracht. Das System ist nur in einer Länge erhältlich, es gibt Implantate für den rechten bzw. linken Arm.

#### **XSCREW**

Das Osteosynthesystem XSCREW der Firma Zimmer (Freiburg i. Br., Deutschland) ist eine Kombination aus Schraube und Kirschner-Drähten (Abb. 21). Nach den Herstellerangaben ist sie zur Anwendung bei extraartikulären metaphysären Radiusfrakturen (A2, A3), intraartikulären Frakturen (B1) und komplexen intraartikulären Frakturen mit Epiphysenbeteiligung (C1) vorgesehen, daneben ist sie auch zur Osteosynthese von A1-, B1- und C1-Olecranonfrakturen konstruiert (169). Die kanülierte selbstbohrende und selbstschneidende Schraube wird über den Processus styloideus radii nach ulnar eingebohrt, somit kommt sie zwischen dem ersten und zweiten Strecksehnenkompartiment zum Liegen. Die Schraube verfügt, abhängig von ihrer Länge, über 5 bis 9 Löcher, in welche 1,6 mm starke Kirschner-Drähte eingebohrt werden, welche die Rotation der Schraube verhindern sollen. Die beiden obersten Drahtlöcher sind um 45 ° zur Schraubenlängsachse verkippt, die anderen Drahtlöcher stehen senkrecht zur Längsachse (Abb. 21).

Das System ist erhältlich in den Längen 38 mm (5 Löcher), 43 mm (6 Löcher), 48 mm (7 Löcher), 53 mm (8 Löcher) und 58 mm (9 Löcher). Der Schraubendurchmesser beträgt 4,5 mm. Der Schraubenkopf ist ein Hexagon und hat einen Durchmesser von 6 mm. Die Schraube ist in Biodur-108-Niedrig-Nickelanteil-Edelstahl (ASTM F2229) oder Protasul-64-Titanlegierung (ASTM F13, ISO 5832-3) verfügbar. Alle in der vorliegenden Untersuchung verwendeten XSCREW-Schrauben waren aus Biodur-108-Edelstahl. Die Kirschner-Drähte im Versuch waren aus 1,6 mm starkem Edelstahl (ISO 5832-1, Typ 316L).

### **3.3 Methode**

Die distale A3-Radiusfraktur nach AO mit einer instabilen metaphysären Trümmerzone aus kleinsten Knochenfragmenten wurde durch eine palmar offene 5 mm breite keilförmige Osteotomie simuliert, die im Abstand von 20 mm zur dorsalen radiocarpalen Gelenkfläche gesetzt wurde. Verbleibendes Material wurde aus dem Frakturspalt komplett entfernt, sodass sich kein Knochenmaterial mehr zwischen distalem Fragment und dem Radiuschaft befand. Die Osteotomie wurde in zwei Schritten durchgeführt und erst bei teilverriegelten Implantaten komplettiert, um bei allen Präparaten eine uniforme Fraktur und eine exakte anatomische Rekonstruktion von Länge und Achse zu garantieren.

#### **Implantation der DorsalNailPlate**

In 20 mm Entfernung von der dorsalen Gelenkfläche auf Höhe des Tuberculum listeri wurde eine Markierung gesetzt und diese um den gesamten Radius verlängert. Der Radius wurde an der markierten Linie von dorsolateral zur Hälfte mit der oszillierenden Säge und einem Sägeblatt von 2 mm Stärke eingesägt. Es folgte die Entfernung des Tuberculum dorsale mithilfe einer Luer-Zange und eines scharfen Löffels. In die entstandene Mulde wurde ein Pfriem eingeführt und durch leichtes Drehen ca. 5 cm in die Tiefe vorgearbeitet. Auf die DorsalNailPlate wurde der Zielbügel montiert und mit einer Fixationsschraube verbunden. Der Nagelanteil der DNP wurde in das entstandene Loch inseriert und vorgeschoben, sodass der distale Rand des Plattenanteils 4 mm von der Gelenkfläche entfernt zu liegen kam. Die korrekte Lage des Implantates wurde per Durchleuchtung im Bildverstärker überprüft. Auf das dem Gelenkspalt am nächsten liegende Loch im Plattenanteil wurde eine Führungshilfe winkelstabil verschraubt. Durch diese Hülse wurde mithilfe eines 2-mm-Bohrers der Kanal für den distalen Peg eingebohrt. Das Vorbohren erfolgte unter Durchleuchtung, um die subchondrale Lage und die adäquate Länge zu kontrollieren. Es wurde ein Knochenstift in der entsprechenden Länge eingeführt und mit der DNP verschraubt. Nach einfacher distaler Verriegelung erfolgte zunächst die proximale Verschraubung. Durch einen Trokar wurden die Löcher für die Monokortikalschrauben mit einem 3,3-mm-Bohrer von distal nach proximal eingebohrt. Die Monokortikalschrauben wurden in gleicher Reihenfolge in den Schaft

eingeschraubt. Sie wurden so eingedreht, sodass die Schraubenköpfe auf der Kortikalis auflagen, ohne diese durch zu festes Anziehen unter eine Spannung zu versetzen (Abb. 12). Der Zielbügel wurde anschließend entfernt. Zur Fixierung des Plattenanteils wurden zwei weitere Löcher mit dem 2-mm-Bohrer gebohrt und vermessen. In jedes Loch wurde ein Knochenstift mit der passenden Länge eingeführt und mit der Platte verschraubt. Das vierte, bislang noch unbesetzte Loch diente vorher der Fixierung des Zielbügels. Es wurde ebenfalls nach dem beschriebenen Verfahren mit einem winkelstabilen Peg besetzt. Zum Schluss erfolgte die Komplettierung der Osteotomie von der palmaren Seite, bei der zusätzlich ein Knochenkeil von 5 mm Stärke entfernt wurde. Durch vorsichtige Ausräumung sämtlichen Materials im Frakturspalt konnte sichergestellt werden, dass sich keine Knochenrümmer mehr zwischen den beiden Hauptfragmenten befanden. Die korrekte Lage des Implantates wurde am Ende mit einem Bildverstärker überprüft (Abb. 13 und 14).

### Implantation der XSCREW

Von der Gelenkfläche auf Höhe des Tuberculum listeri wurden 20 mm abgemessen und in der Zirkumferenz markiert. Von dorsolateral wurde eine 2 mm breite Osteotomie mit einer oszillierenden Säge bis zur Hälfte des Knochendurchmessers gesetzt. Die Implantationsschablone der XSCREW wurde an der Gelenkfläche und der Diaphyse ausgerichtet und die benötigte Schraubenlänge anhand der Skala abgelesen. Im durch die Schablone vorgegebenen Winkel wurde ein Kirschner-Draht als Führungshilfe in den Knochen vorgetrieben. Die Eintrittsstelle des Drahtes liegt ca. 5 mm dorsal des Processus styloideus radii, die Austrittsstelle liegt in der Diaphyse leicht oberhalb des Ansatzes der Margo interossea in deutlichem Abstand zum Frakturspalt. Der aus der Einbohrstelle ragende Teil des Drahtes wurde mit einem Längenmessgerät abgemessen. Auf der darauf befindlichen Skala konnte nochmals die benötigte Länge des Implantats abgelesen werden. Über den liegenden Kirschnerdraht wurde ein kanülierter Bohrer bis in die gegenüberliegende Kortikalis vorgetrieben. Die XSCREW wurde anschließend per Handschraubenzieher in das Bohrloch eingedreht und der K-Draht entfernt. Dann wurde der Zielbügel auf den Kopf der XSCREW montiert und mittels einer Arretierschraube festgedreht. In die Haltevorrichtungen des Zielbügels wurden Trokare eingeführt, über welche mit Gewinde versehene Kirschnerdrähte in den Knochen eingebracht wurden. Die Spitze der Drähte kamen ca. 2 mm außerhalb des Knochen zu liegen.

Da die XSCREW je nach Länge fünf bis neun Verriegelungsmöglichkeiten bietet, wurde der folgende Algorithmus angewendet (Zählung ab Schraubenkopf, x=verriegelt, 0=leer):

Schraubenlänge	Anzahl der Löcher	1	2	3	4	5	6	7	8	9	verriegelt
58 mm	9	x	x	x	x	0	0	x	0	x	6
53 mm	8	x	x	x	x	0	x	0	x		6
48 mm	7	x	x	x	x	0	x	x			6
43 mm	6	x	x	x	x	x	x				6

Jede Schraube wurde mit insgesamt sechs K-Drähten verriegelt. Schrauben der Länge 38 mm mit fünf Verankerungen wurden nicht verwendet. Zwei Drähte (Nr. 1, 2) wurden in das epiphysäre Fragment und vier Drähte in den Schaftanteil der Schraube eingesetzt. In jedem Fall wurden die beiden fraktur-nahen Schaftdrähte (Nr. 3, 4) besetzt. Die verbleibenden zwei Drähte verteilten sich je nach Schraubenlänge nach dem oben dargestellten Schema. Die Drähte wurden in der folgenden Reihenfolge verriegelt: Als erstes wurde der jeweils proximalste Draht gebohrt, anschließend die beiden epiphysären Drähte (Nr. 1, 2). Es folgte der zweitproximale Draht gemäß dem o.g. Schema. Nach insgesamt vier eingebrachten Drähten wurde der Frakturspalt von palmar durchgängig erweitert und ein palmarer Keil der Stärke von 5 mm eingesägt. Im Spalt befindliches Material wurde vorsichtig mit einem Draht entfernt. Da die XSCREW bereits vorher frei im Frakturspalt verlief, wurde sie während des Sägevorgangs nicht berührt oder beschädigt. Die zwei fehlenden diaphysären Kirschnerdrähte (Nr. 3, 4) wurden in den Knochen eingebohrt, zuerst der distale (Nr. 3), dann der zweit-distale Schaftdraht (Nr. 4). Beide Drähte durchkreuzten den Frakturspalt und kamen mit den Spitzen in der epiphysären Kortikalis zu liegen. Alle Drähte wurden mit einer Kneifzange ca. 2 mm oberhalb des Knochens abgetrennt (Abb. 22 und 23). Zum Schluss wurde der Zielbügel von der XSCREW abgeschraubt. Nach Ende des Implantationsvorganges wurde das Präparat durch einen Bildverstärker in zwei Ebenen überprüft (Abb. 25 und 26).

## **Prüfmaschine und Datenverarbeitung**

Sämtliche biomechanischen Prüfungen wurden mithilfe einer Materialprüfmaschine der Firma SincoTec GmbH (Clausthal-Zellerfeld) durchgeführt. Wir verwendeten das Modell 4302 aus dem Baujahr 1998 (Abb. 8). Die Maschine besteht aus drei Funktionseinheiten und arbeitet mit pneumatischen Zylindern. Zwei servopneumatische Motoren sind senkrecht zueinander gerichtet, je ein Motor arbeitet in der Translation und ein Motor in der Rotation. Über die Druckluftregulation können Kraft und Weg beider Motoren separat angesteuert werden. Für unsere Experimente verwendeten wir einen Betriebsdruck von 6 bar und arbeiteten kraftgesteuert. Dabei wurde die Kraft bzw. das Drehmoment vorgegeben und Weg bzw. Winkel waren die variable Größe.

Motor, Kraftmesser und Wegsensor der Translationseinheit liegen am sich deckenwärts befindlichen Bauteil. Für die Translationsbewegungen (axial  $\pm 25$  mm) können bei einem anliegenden Druck von 8 bar maximal 2,5 kN (2500 N) erreicht werden. Die Kraftmessdose erfasst einen Messbereich von  $\pm 10$  kN. Laut Hersteller liegt der Gesamtfehler der axialen Kraftaufnehmer bei einem Betriebsdruck von 6 bar bei 0,4 % im Nennlastbereich von 1 bis 100 %. Rotationsmotor, Drehmomentmesser und der an den Drehtisch gekoppelte Drehwinkelsensor befinden sich am bodenwärts liegenden Bauteil der Prüfmaschine. Der Motor kann bei 8 bar maximal 100 Nm aufbringen, sein Rotationsbereich erreicht  $\pm 175^\circ$ .

Der Drehtisch ist über die Messwelle mit dem Drehmomentsensor verbunden, welcher einen Messbereich von  $\pm 100$  Nm besitzt. Der Gesamtfehler für den Torsionsmomentenaufnehmer beträgt 1 % bei 6 bar Druck. Die Prüfmotoren werden über die dritte Funktionseinheit der Maschine angesteuert. Die Steuerung der Pneumatik erfolgt mittels einem 166 Mhz 800/16 MB Pentium-Industrierechner. Die vom Hersteller gelieferte Software Pneusys erlaubt die Vorgabe der Prüfparameter Last- und Wegabläufe, Lastgrenzen, Anzahl der Lastwechsel und die Wahl der Arbeitsfrequenz.

Die Datenerfassung wurde mit der Programmanwendung DasyLab auf einem separaten Rechner mit größerer Speicherkapazität durchgeführt. Bei einer Abtastrate von 25 KHz wurde aus 1.000 Messwerten ein Mittelwert gebildet und in einer Aufzeichnungsfrequenz von 25 Hz abgespeichert. Hieraus konnte direkt ein entsprechender Graph begutachtet werden. Im kraftgesteuerten Modus wurden Axialkraft (in N) bzw. Drehmoment (in Nm/°) von der Prüfmaschine vorgegeben, die Variablen Weg (in m) bzw. Rotationswinkel (in °) wurden aufgezeichnet. Hierzu kam ein Filter zum Einsatz, sodass in der Axialphase nur die axiale Wegänderung und in der Rotationsphase nur die Winkeländerung detektiert wurde. Anschließend wurden die Rohdaten unter DasyLab als ASCII-Datensatz abgespeichert und in das Programm Microsoft Excel importiert. Aus den vorhandenen Daten für Axialkraft und Weg konnte durch Quotientenbildung ein neuer Parameter für die axiale Steifigkeit erzeugt werden:

$$\text{Axiale Steifigkeit} = \delta \text{ Kraft [N]} / \delta \text{ Weg [m]}$$

Analog wurde aus den Werten für das Drehmoment und den Rotationswinkel der Parameter Torsionssteifigkeit generiert:

$$\text{Torsionssteifigkeit} = \delta \text{ Drehmoment [Nm]} / \delta \text{ Winkel [°]}$$

Die Daten wurden für die statistische Auswertung im .xls-Format abgespeichert.

### **Ablauf der biomechanische Prüfung**

Die biomechanische Prüfung untergliederte sich in vier Abschnitte. Zuerst erfolgte eine statische Prüfung mit sechs Prüfzyklen am intakten, in PMMA eingebundenen Knochen. Nach der Osteotomie und der Versorgung mit einem der Osteosynthesysteme wurden die sechs statischen Prüfzyklen wiederholt. Anschließend erfolgte eine dynamische Belastung mit 1.000 Zyklen. Die Proben, welche nicht versagt hatten, wurden nochmals in sechs Zyklen statisch getestet. Am Ende erfolgte ein Versagenstest, der mit der Zerstörung des Präparates bzw. der Entkopplung von Knochen und Osteosynthese endete. Die Messung beinhaltete die Untersuchung von Torsionssteifigkeit und axialer Steifigkeit unter statischer Belastung. Hierfür wurde die Prüfmaschine im kraftgesteuerten Modus programmiert. Ein kompletter Zyklus dauerte 50 Sekunden, es wurden sechs Messzyklen hintereinander gefahren. Die Torsionsprüfung erfolgte unter einer axialen Haltekraft von -10 N. Unter sinusoidaler

Laständerung wurden auf die Probe Drehmomente von -1,5 Nm bis 1,5 Nm aufgebracht. Die Prüfdauer für die Torsion in beiden Richtungen betrug 25 Sekunden. Die jeweiligen Maxima für das Drehmoment wurden bei 6,25 Sekunden bzw. bei 18,75 Sekunden erreicht. Der Nulldurchgang zur Umkehr der Drehrichtung war bei 12,5 Sekunden, wobei die Rotationsgeschwindigkeit um den Nulldurchgang zusätzlich verringert wurde, um in diesem Bereich die Messgenauigkeit zu erhöhen. Nach einer zehnssekündigen Pause begann die Prüfung der Axialsteifigkeit, welche 10 Sekunden (von Sekunde 35 bis 45) dauerte. Die Axialkraft folgte ebenfalls einer sinusoidalen Kraftänderung von -10 bis -100 N, das Maximum wurde bei 40 Sekunden erreicht. Es wurden jeweils sechs Zyklen dieses Prüfprotokolls am intakten Knochen, primär nach Osteosynthese und nach der dynamischen Belastung durchgeführt. Nach der zweiten Messreihe wurden die Proben für den Dauerbelastungstest einer dynamischen Drehmoment-Änderung von 0,5 bis 1,5 Nm, bzw. -0,5 bis -1,5 Nm (jeweils passend zur Seite) unterzogen. Die Untersuchung verlief in 1.000 Zyklen bei einer Frequenz von 0,5 Hz und unter einer axialen Haltekraft von 10 N. Während des Testverfahrens wurden keine Messungen erhoben. Danach wurde eine dritte Messreihe in sechs Prüfzyklen nach dem o.g. Ablauf durchgeführt. Alle Proben, die bis dahin nicht aus dem Testverlauf ausgeschieden waren, wurden zum Schluss einem Versagenstest unter Torsionsbelastung unterzogen. Mithilfe einer manuell gesteuerten Erhöhung des Drehmomentes wurden die Proben bis zum Versagen geprüft. Es wurde mit einem Minimum von 1,5 bzw. -1,5 Nm begonnen, und die Belastung sukzessive gesteigert. Der Test endete bei einem scharfen Abfall in der Drehmoment-Winkel-Kurve bzw. beim makroskopischen Auftreten einer Fraktur oder der Entkopplung des Knochen-Implantat-Konstruktes.

## **Versuchsauswertung**

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (Leitung: Prof. Dr. rer. nat. Maria Blettner). Die Auswertung der Daten wurde mit dem Programm SPSS (Versionen 17 und 19) für Microsoft Windows XP vorgenommen. Hierzu wurde der oben bezeichnete tabellarische .xls-Datensatz in die Statistik-Software importiert. Die statistische Auswertung der verbundenen Stichproben erfolgte unter explorativem Ansatz. Mit der Programmanwendung SPSS wurden folgende statistische Parameter berechnet: Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum sowie 25 %-, 50 %- und 75 %-Perzentile. Zur Signifikanztestung wurde der Wilcoxon-Vorzeichen-Rangsummentest für verbundene Stichproben verwendet. Ein p-Wert  $\leq 0.05$  wurde dabei als „statistisch auffällig“ bezeichnet. Die grafische Darstellung erfolgte als Boxplot. Dabei konnte sowohl die absolute Steifigkeit als auch die relative Wiederherstellung der Steifigkeit nach Intervention abgebildet werden. Zuerst wurden die beiden Versuchsgruppen hinsichtlich der Torsionssteifigkeit verglichen,



anschließend erfolgte die Auswertung der Axialsteifigkeit. Präinterventionell wurden die nativen Proben miteinander verglichen und bei Vergleichbarkeit zum Experiment zugelassen. Nach der Intervention konnte die primäre Wiederherstellung der Ursprungssteifigkeit (in %) berechnet werden. Im Anschluss an die 1.000 dynamischen Zyklen rotatorischer Dauerbelastung erfolgte die Berechnung der sekundären Steifigkeitswiederherstellung, die sich wieder auf den Nativwert bezog. Für alle Proben wurde abschließend das maximale Drehmoment ausgewertet, das zum Implantatversagen führte.

## 4 Ergebnisse

Nachfolgend sind die Ergebnisse der biomechanischen Untersuchung dargestellt.<sup>33</sup> Sie basieren auf den beiden Interventionsuntergruppierungen für XSCREW und DNP mit jeweils acht Proben. Bei Änderungen in der Probenanzahl wird dies kenntlich gemacht. Die angegebenen Werte entsprechen, wenn nicht anders erwähnt, der 50 %-Perzentile, also dem Median. Die wiederhergestellte Steifigkeit wird in Prozent der nativen Steifigkeit angegeben. Als Streuungsmaße dienen die Standardabweichung (SD) und der Interquartilsabstand (IQA), der den Abstand zwischen der 25 %-Perzentile und der 75 %-Perzentile bezeichnet. Zum Vergleich zweier Methoden verwendeten wir den Wilcoxon-Vorzeichen-Rangsummentest für verbundene Stichproben. Die Auswertung erfolgte unter explorativen Gesichtspunkten. Ein p-Wert kleiner oder gleich 0,05 wurde als statistisch auffällig definiert.

### 4.1 Native Steifigkeit

Beide Versuchsgruppen wurden vor der Intervention miteinander verglichen. Diese Ausgangswerte waren die Grundlage für die Berechnung der Steifigkeitswiederherstellung nach der Intervention. Die native Torsionssteifigkeit für das DNP-Kollektiv betrug im Median  $0,37 \text{ Nm/}^\circ$  ( $\text{SD}=0,1 \text{ Nm/}^\circ$ ,  $\text{IQA}=0,14 \text{ Nm/}^\circ$ ). Für das XSCREW-Kollektiv ergaben sich im Median  $0,32 \text{ Nm/}^\circ$  ( $\text{SD}=0,09 \text{ Nm/}^\circ$ ,  $\text{IQA}=0,15 \text{ Nm/}^\circ$ ) (Abb. 1). Das DNP-Versuchskollektiv wies im Median eine native Axialsteifigkeit von  $445,5 \text{ N/mm}$  auf ( $\text{SD}=138,4 \text{ N/mm}$ ), das XSCREW-Kollektiv ergab im Median  $517,0 \text{ N/mm}$  ( $\text{SD}=154 \text{ N/mm}$ ) (Abb. 2). Der Interquartilsabstand betrug  $265,5 \text{ N/mm}$  (DNP) bzw.  $322 \text{ N/mm}$  (XSCREW).

Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ergab sowohl für die Torsionssteifigkeit als für die Axialsteifigkeit einen p-Wert von 0,575. Daraus folgt, dass die Unterschiede zwischen den Versuchskollektiven in den nativen Steifigkeiten nicht statistisch auffällig waren. Damit waren beide nativen Probenkollektive miteinander vergleichbar und wurden für die Intervention zugelassen.

### 4.2 Steifigkeit nach Intervention

Die DNP-Gruppe erreichte eine absolute Torsionssteifigkeit von  $0,06 \text{ Nm/}^\circ$  ( $\text{SD}=0,04 \text{ Nm/}^\circ$ ,  $\text{IQA}=0,07 \text{ Nm/}^\circ$ ). Die XSCREW-Gruppe erzielte eine Torsionssteifigkeit von  $0,16 \text{ Nm/}^\circ$  ( $\text{SD}=0,04 \text{ Nm/}^\circ$ ,  $\text{IQA}=0,07 \text{ Nm/}^\circ$ ). Der Unterschied zwischen den Torsionssteifigkeiten von DNP- und XSCREW-Kollektiv war statistisch auffällig ( $p=0,012$ ). Mit der XSCREW wurden höhere Werte für die Torsionssteifigkeit erzielt als mit der DNP. Wie die Boxplots (Abb. 3) zeigen, war die Torsionssteifigkeit bei beiden Interventionsgruppen niedriger als vor der Intervention, der Unterschied zu den Vorwerten war statistisch auffällig ( $p=0,012$ ).

Durch die DNP wurde eine Wiederherstellung von 17,3 % der ursprünglichen

---

<sup>33</sup> Vgl. auch die Abb. 1 bis 6 und die Tab. 5 „Ergebnisse“ und Tab. 6 „Statistische Auswertung“ im Anhang.

Torsionssteifigkeit ermöglicht (SD=10,7 %, IQA=20,5 %). Die XSCREW konnte die ursprüngliche Steifigkeit der intakten Knochen zu 49,9 % wiederherstellen (SD=10,8 %, IQA=12 %). Die XSCREW ermöglichte unter Torsionsbelastung eine höhere Wiederherstellung der ursprünglichen Steifigkeit, wie Abb. 4 verdeutlicht. Der Unterschied zwischen beiden Verfahren war mit  $p=0,012$  statistisch auffällig.

Die DNP erzielte im Median eine Axialsteifigkeit von 69,5 N/mm. Auffällig war eine geringe Streuung der Werte mit einer Standardabweichung von 30,3 N/mm bzw. einem Interquartilsabstand von 47,2 N/mm. Die Axialsteifigkeit der XSCREW betrug 136 N/mm (SD=111,9 N/mm, IQA=158,3 N/mm). Mit der XSCREW wurden höhere Werte für die Axialsteifigkeit erzielt als mit der DNP. Der Unterschied zwischen DNP- und XSCREW-Kollektiv nach der Intervention war jedoch nicht statistisch auffällig ( $p=0,054$ ). Beide Interventionsgruppen erreichten im Vergleich mit ihren nativen Präparaten eine niedrigere Axialsteifigkeit als vor der Intervention, wie die Boxplots illustrieren (Abb. 5). Der Unterschied zu den Vorwerten war statistisch auffällig ( $p=0,012$ ).

Durch die DNP wurde die axiale Ursprungssteifigkeit der intakten Präparate zu 12,8 % wiederhergestellt (SD=7,5 %, IQA=4 %). Die XSCREW ermöglichte eine Wiederherstellung der Axialsteifigkeit von 29,5 % (SD=23,1 %, IQA=37,9 %). Abb. 6 bildet die primäre Wiederherstellung der Axialsteifigkeit durch beide Osteosyntheseverfahren ab, auffällig ist der Unterschied in den Streuungen beider Verfahren. Die XSCREW ermöglichte unter Axialbelastung eine höhere Wiederherstellung der ursprünglichen Steifigkeit. Mit  $p=0,036$  war der Unterschied zwischen beiden Verfahren statistisch auffällig.

### **4.3 Steifigkeit nach dynamischer Belastung**

Nach der postinterventionellen Prüfung erfolgte eine Dauerbelastung über 1.000 Zyklen mit wechselndem Drehmoment. Danach wurden die beiden Versuchsgruppen erneut auf Torsions- und Axialsteifigkeit untersucht. Während der dynamischen Belastung versagten sieben der acht Präparate der DNP-Gruppe und vier der acht Präparate aus der XSCREW-Gruppe. Das einzige nach dem Dauerbelastungstest verbleibende DNP-Präparat erzielte eine Torsionssteifigkeit von 0,14 Nm/°, was einer Wiederherstellung von 31 % entspricht. Die mediane Torsionssteifigkeit der DNP betrug 0 Nm/°, damit wurde die native Steifigkeit zu 0 % wiederhergestellt. Mit der XSCREW wurde eine Torsionssteifigkeit von 0,07 Nm/° erreicht (SD=0,1 Nm/°, IQA=0,19 Nm/°). Die Ursprungssteifigkeit wurde zu 20,7 % wiederhergestellt (SD=27,6 %, IQA =52,1 %). Der Unterschied der absoluten Torsionssteifigkeiten und der relativen Wiederherstellung beider Interventionsgruppen war mit  $p=0,068$  statistisch nicht auffällig. Beide Osteosynthesysteme erzielten nach 1.000 dynamischen Zyklen geringere absolute Torsionssteifigkeiten im Vergleich zur primären Messung nach der Intervention. Der Steifigkeitsverlust war für beide Verfahren statistisch

auffällig (DNP:  $p=0,046$ , XSCREW:  $p=0,025$ ).

Die DNP erreichte nach der Dauerbelastung eine mediane Axialsteifigkeit von 0 N/mm, was einer Wiederherstellung von 0 % entspricht. Das einzig verbleibende Konstrukt erzielte 123,9 N/mm, was 19,1 % entspricht. Die XSCREW erreichte eine mediane Axialsteifigkeit von 38,5 N/mm (SD=143,4 N/mm, IQA 285,4 N/mm). Dadurch wurden 11,8 % der ursprünglichen Steifigkeit wiederhergestellt (SD=30,4 %, IQA=46,7 %). Der Unterschied der Axialsteifigkeiten war statistisch nicht auffällig ( $p=0,068$ ), für die relative Wiederherstellung der Axialsteifigkeit zeigte sich ebenfalls kein statistisch auffälliger Unterschied ( $p=0,068$ ). Beide Implantate erzielten nach dem Dauerbelastungstest niedrigere Axialsteifigkeiten als direkt nach der Intervention. Nur für das DNP-Kollektiv war dieser Unterschied statistisch auffällig ( $p=0,036$ ). Die Steifigkeitsabnahme der XSCREW war statistisch nicht auffällig ( $p=0,327$ ).

#### **4.4 Versagensmoment**

Von jeweils acht Präparaten der Versuchsgruppen überstanden ein Präparat aus dem DNP-Kollektiv und vier Präparate aus dem XSCREW-Kollektiv die dynamische Messung mit 1.000 Torsionen von 0,5 bis 1,5 Nm, bzw. -0,5 bis -1,5 Nm. Alle verbleibenden intakten Präparate wurden im Folgenden dem Versagenstest durch Torsionsbelastung unterzogen, der mit der Zerstörung der Probe endete. Bei einem der im dynamischen Test ausgeschiedenen Präparate aus der XSCREW-Gruppe waren keine äußeren Anzeichen von Frakturierung oder Entkoppelung der Implantat-Knochen-Konstruktion erkennbar. Daher nahm dieses Objekt ebenfalls am Versagenstest teil.

Für die DNP-Gruppe betrug das Drehmoment bei Versagen im Median 1,5 Nm. Es entspricht dem größten Drehmoment des dynamischen Tests, bei dem alle Präparate bis auf eines ausschieden. Das einzige verbleibende Präparat erreichte im Versagenstest ein maximales Drehmoment von 2,7 Nm.

Bei der XSCREW-Gruppe betrug das mediane Drehmoment bei Versagen 2,7 Nm (SD=1,3 Nm, IQA=2,7 Nm). Das stabilste Präparat erzielte einen Maximalwert von 4,6 Nm. Die XSCREW erzielte höhere Werte für das Implantat-Versagen, der Unterschied zwischen beiden Verfahren war statistisch auffällig ( $p=0,043$ ).

#### **4.5 Versagensanalyse**

Während des dynamischen Belastungstests bzw. im anschließenden Versagenstest wurden für jedes Implantat bestimmte Mechanismen des Stabilitätsversagens beobachtet. Die Präparate wurden anschließend makroskopisch und radiologisch untersucht.

Bei der DNP trat das Versagen bei sieben Proben während der dynamischen Messung ein, eine Probe nahm am Versagenstest mit gesteigertem Drehmoment teil. Der vorherrschende

Mechanismus war eine Längsspaltung entlang der Monokortikalschrauben, welche bei sechs Objekten zur Zerstörung führte. Hierbei bildete sich vom Eintrittspunkt des Nagelanteils in den Knochen am Tuberculum listeri eine Fissur durch die gesamte Kortikalis, die durch die drei Schraubenlöcher der Metaphyse führte und sich nach proximal zur Diaphyse hin fortsetzte. Unter Einwirkung der axialen Haltekraft schloss sich der palmare Keildefekt. Bei einem Präparat kam es zusätzlich zu einem kompletten Schrägbruch, der auch die gegenüberliegende ulnare Kortikalis durchzog. Bei einem weiteren Präparat zeigte sich des weiteren ein Keilausbruch, der vom Frakturspalt ausging. In zwei Fällen trat eine partielle oder komplette Sinterung des Frakturspalts auf, die durch eine Lockerung des Implantat-Knochen-Konstruktes im distalen Fragment verursacht wurde.

Von allen acht Versuchsobjekten der XSCREW-Gruppe versagten vier Proben im dynamischen Belastungstest. Als Schwachstelle erwiesen sich die Einbohrstellen der Kirschnerdrähte. Bei vier Präparaten kam es zur Längs- oder Schrägspaltung der Kortikalis entlang der Kirschnerdrähte im proximalen Fragment. Die axiale Haltekraft von 10 N führte zu einem Schluss der palmaren Keilosteotomie. Bei drei Versuchsobjekten brach die XSCREW aus dem Eintrittspunkt in den Processus styloideus radii aus, die styloid-nahen Kirschnerdrähte wurden aus der Epiphyse ausgerissen. Bei einem Präparat war der alleinige Bruch der Kirschnerdrähte ohne weitere Knochenzerstörungen ursächlich für die Beendigung des Tests.

## 5 Diskussion

### 5.1 Material und Methode

Für die vorliegende Arbeit wurde das biomechanische Verhalten von zwei verschiedenen Systemen zur minimalinvasiven Osteosynthese untersucht. Es sollte erforscht werden, ob sich die beiden Methoden hinsichtlich ihrer biomechanischen Eigenschaften und des Versagensmechanismus unterscheiden. Die Studie sollte untersuchen, ob diese beiden neuartigen Systeme eine ausreichende Stabilisierung einer instabilen extraartikulären Radiusfraktur ermöglichen und ob auf der Basis dieser Erkenntnisse klinische Empfehlungen für das erforderliche postoperative Procedere gegeben werden können.

#### 5.1.1 Auswahl der Implantate

Wie in Kap. 2.7 gezeigt wurde, gibt es eine große Anzahl von biomechanischen Untersuchungen, die sich mit konventionellen Methoden zur Osteosynthese beschäftigen. Insbesondere Fixateurs externes, dorsale und palmare Platten sind inzwischen biomechanisch gut erforscht. Zum Zeitpunkt der Versuchsplanung (2008) war hingegen nur eine einzige biomechanische Studie international publiziert, die sich mit einem intramedullären System befasste (45). Eine zweite Untersuchung in französischer Sprache aus dem Jahr 2006 erfuhr kaum internationale Beachtung (90). Im Unterschied zur biomechanischen Forschung existierten 2008 bereits fünf klinische Studien zu intramedullären Osteosyntheseverfahren, von denen sich zwei Studien mit der Anwendung der neuartigen DorsalNailPlate befassten (73, 96, 152, 158, 160)<sup>34</sup>. Darüber hinaus gab es bis dato noch keine Studie, die zwei verschiedene intramedulläre Osteosynthesysteme vergleichend untersuchte. Ziel dieser Arbeit war daher, zwei neuartige minimalinvasive Systeme am distalen Radius miteinander zu vergleichen. Es sollten nur solche Implantate untersucht werden, die sich nicht mehr im experimentellen Entwicklungsstadium befanden, sondern bereits für einen Einsatz am Patienten vorgesehen waren. Neben der klinisch bereits erforschten DorsalNailPlate (HandInnovations) wurde das System XSCREW (Zimmer) ausgewählt (Abb. 9 und 21). Zu keinem der beiden Implantate lagen zum Untersuchungszeitpunkt Kadaverstudien vor. Anders als der Prototyp-Nagel von Rousselon wurden beide vorgenannten Systeme in Serie produziert und waren inklusive Zubehör und vollständigem OP-Set auf dem Markt erhältlich (90). Die DNP wurde in je einer Variante für rechts und links und mit verschiedenen Peg-Größen vertrieben, für die XSCREW waren insgesamt fünf verschiedene Längen verfügbar. Die korrekte Technik der Implantation war von den Herstellern eindeutig vorgegeben und musste nicht experimentell angepasst werden.

---

<sup>34</sup> Vgl. Kap. 2.8.1

### 5.1.2 Studiendesign

Beide ausgewählten Implantate sollten in einer Versuchsanordnung überprüft werden, die möglichst realitätsnah den Verhältnissen in vivo entspricht. Daneben sollte das Prüfverfahren gut standardisierbar und objektivierbar sein und möglichst wenig Fehlerquellen für Methode und Material bieten. Um eine möglichst hohe Aussagekraft zu erreichen, sollte die Versuchsanordnung für beide Systeme identisch sein. Durch die Verwendung von erprobten Prüfverfahren sollte es möglich sein, die Ergebnisse der Untersuchung mit anderen Studien auf dem Gebiet zu vergleichen. Aus diesen Gründen wurde daher entschieden, die beiden Implantate unter Axial- und Torsionsbelastung an frischen, paarigen Leichenradii zu testen.

Es gilt als erwiesen, dass die biomechanischen Eigenschaften eines Radius in vivo am besten mit frischen, durch Gefrierung konservierten Knochen nachgebildet werden können. Daher verwendet eine Vielzahl von Forschergruppen Frischpräparate zur Untersuchung von Implantaten (38, 40, 42, 49, 51, 52, 54, 55, 56, 58, 59, 60, 61, 62, 65, 134). Durch die unmittelbare postmortale Kühlung kommt es in der Regel noch nicht zu autolytischen Veränderungen am Knochen. Der Nachteil von sämtlichen biologischen Präparaten ist jedoch, dass eine breite Variabilität in den Knochenqualitäten zwischen den Individuen besteht. Humane Knochen, die durch ein Detergens, wie z.B. Formaldehyd fixiert wurden, weisen im Unterschied zu Frischpräparaten bereits Veränderung an der Knochensubstanz auf und sind mit Radii lebender Menschen nur eingeschränkt zu vergleichen (50, 53, 63, 64, 147). Noch größer ist der Unterschied, wenn künstliche Knochenmodelle verwendet werden. Sie werden aus unterschiedlichen Materialien hergestellt und können aufgrund ihrer Binnenstruktur, z.B. aus Polyurethan-Schaum, die Zusammensetzung humaner Spongiosa nur unzureichend abbilden (43, 44, 45, 57, 145, 146). Dies wirkt sich auf die Verankerung der Osteosynthese im Knochenmodell aus, daher unterscheiden sich die mechanischen Eigenschaften von Kunstknochen und Kadaverpräparaten. Durch Verwendung von Holz oder anderen Stoffen kann der rein physikalische Aspekt einer Osteosynthese untersucht werden. Die Betrachtung einer realistischen Knochen-Implantat-Kopplung ist hingegen nicht möglich (46). Aus den o.g. Gründen wurde sich daher bei der vorliegenden Untersuchung für eine Kadaverstudie mit Frischpräparaten entschieden.

Jedes Implantat sollte an jeweils acht Radii getestet werden. Im Verhältnis zur Gruppengröße von klinischen Untersuchungen erscheint diese Zahl klein. Dabei gilt, dass der statistische Einfluss von Extremwerten mit steigender Größe des Versuchskollektivs abnimmt. Die Verfügbarkeit von humanen Präparaten ist ein bekanntes Problem von Kadaverstudien. Insbesondere nicht chemisch konservierte Versuchsobjekte können nur für eine gewisse Dauer gelagert werden. Für gegenwärtige biomechanischen Studien wurden vier (41, 52), fünf (60, 64), sechs (49, 50, 53, 54, 147), sieben (40, 61, 62, 63), acht (42, 56, 58, 59, 65, 134) oder zehn (47, 51) Präparate pro Interventionsgruppe verwendet. Die Interventionsgruppen von

Studien mit leichter verfügbaren Kunstknochen liegen ebenfalls in der gleichen Größenordnung (43, 44, 45, 57, 145, 146). Damit liegt die Fallzahl der vorliegenden Untersuchung im oberen Bereich der für biomechanische Studien üblichen Anzahl. Es wurde sich bewusst für eine gerade Anzahl der Gruppengröße entschieden, da es durch den Paarvergleich ansonsten zu einer ungleichmäßigen Verteilung von rechten und linken Radii gekommen wäre. Diese Problematik wird jedoch nicht bei allen Studien berücksichtigt, die z.B. fünf (60, 64) oder sieben Radiuspaare verwenden (40). Durch die gerade Anzahl hingegen wird ein Selektionsbias minimiert. Für die vorliegende Arbeit wurde das Studiendesign des sog. Paarvergleiches gewählt. Hierzu wurden nur Präparate-Paare in die Studie aufgenommen, die von jeweils einem Individuum stammten. Als Ausschlusskriterien für die Studie wurden definiert:

- das Vorliegen einer frischen Fraktur an einem Präparat
- das Vorliegen einer verheilten Fraktur an einem Präparat
- das Versagen eines Präparates vor der Intervention

Erfüllte ein Knochen eines Paares ein Ausschlusskriterium, wurde auch das andere Präparat nicht in den Versuch aufgenommen. Eine künstliche Zusammenstellung eines Paares aus Proben unterschiedlicher Individuen war nicht zulässig. Während der nativen Messung wurde ein linker Radius einer 91-jährigen Frau zerstört, das verbleibende Präparat der rechten Seite schied aus<sup>35</sup>. Daher wurde ein komplettes weiteres Radiuspaar hinzugezogen.

Der Paarvergleich ist ein häufiges Verfahren in der biomechanischen Forschung und wird von einer Reihe biomechanischer Untersuchungen verwendet (40, 49, 51, 53, 54, 56, 60, 62, 64, 65). Mit diesem Studiendesign können jedoch nur zwei verschiedene Interventionen miteinander verglichen werden. Durch Randomisierung werden die Präparate in die Interventionsgruppen aufgeteilt. Bei gerader Anzahl enthält jede Gruppe gleich viele rechte wie linke Proben, und es gibt keinen Unterschied im Geschlechterverhältnis zwischen den beiden Kollektiven. Durch die Ausschlusskriterien kann es schwierig sein, an ausreichend Probenmaterial für Paarvergleiche zu gelangen. Anstelle eines Paarvergleiches werden die Interventionsgruppen deshalb häufig frei zusammengestellt (41, 42, 50, 52, 55, 58, 59, 61, 63, 134, 147). Durch den Verzicht auf eine gepaarte Untersuchung können mehr als zwei Interventionen miteinander verglichen werden, allerdings sind bei diesem Studiendesign größere Schwankungen der Knochenqualität zwischen den Kollektiven zu erwarten. Einige Forschergruppen verwenden ein serielles Studiendesign: Hierbei werden verschiedene Interventionen nacheinander an einem Versuchskollektiv durchgeführt (48, 55). Mit einem solchen Studiendesign ist der Versagenstest nur bei einem Teil aller Interventionen möglich. Durch die wiederholten Implantationsvorgänge können Schäden an den Präparaten entstehen, die die Aussagekraft der Untersuchung reduzieren.

---

35 Präparate Nr. 5 und 6, siehe Tab. 4 „Übersicht: Studienpräparate“ im Anhang.



Die Voraussetzung für den Paarvergleich unserer Untersuchung war, dass die biomechanischen Eigenschaften der beiden Versuchskollektive miteinander vergleichbar waren. Signifikante Unterschiede des Biomaterials hätten ansonsten die Überlegenheit eines Verfahrens vortäuschen können. Einige Autoren argumentieren, dass eventuelle Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen mit einem gepaarten Studiendesign ausgeglichen werden und neben einer einfachen Röntgenuntersuchung keine weiteren Maßnahmen notwendig sind (51, 53, 54, 64, 65). Insbesondere Studiendesigns, die keinen Paarvergleich verwenden, müssen anderweitig sicherstellen, dass die Versuchsgruppen vergleichbar sind. Dies kann durch die Messung der Knochendichte mittels DEXA (42, 50, 61) oder quantitativer Computertomografie geschehen (40, 59, 60, 62). Knochendichtewerte ermöglichen jedoch nur indirekt eine Aussage über die biomechanische Stabilität. Einige Untersuchungen mit frei zusammengestellten Testkollektiven verwenden nur eine konventionelle Röntgenuntersuchung und verzichten auf eine Messung der Knochendichte (41, 55, 63). Für die vorliegende Arbeit wurden beide Interventionsgruppen durch eine native Vormessung verglichen, zusätzlich wurde jedes Präparat durch Röntgen in zwei Ebenen auf Vorschäden untersucht. Nur wenn kein signifikanter Unterschied zwischen den Steifigkeiten bestand, durften beide Gruppen miteinander verglichen werden. Anders als durch eine Knochendichtemessung ist mit einer nativen Vormessung eine direkte Aussage zur biomechanischen Vergleichbarkeit von Versuchsgruppen möglich. Die Voraussetzung war, dass die Proben während der Vormessung nur im Bereich der elastischen Verformung getestet wurden, da ansonsten irreversible Schäden am Präparat entstehen konnten. Eine mehrfache Messung ist jedoch auch eine potentielle Fehlerquelle, da es mit jeder Messung am Knochen zu Ermüdungseffekten kommen kann, die durch eine Veränderung der Knochenstruktur unter Belastung entstehen. Eine Untersuchung von Zhu et al. konnte allerdings zeigen, dass unter einer Axiallast von 100 N eine voll reversible Radiusverkürzung von maximal 2 mm auftrat, die in keinem Fall zu einer Zerstörung der Proben führte (38). Durch das gepaarte Design, Bildgebung und native Vormessung unter moderater Belastung sollte eine größtmögliche Validität für die vorliegenden Arbeit geschaffen werden. Aufgrund der Mehrfachmessungen liegt eine verbundene Stichprobe vor. Dadurch kann der Anteil der wiederhergestellten Steifigkeit nach der Intervention berechnet werden. Diese Größe ist dimensionslos und kann prozentual angegeben werden.

### **5.1.3 Biomaterial**

In der vorliegenden Untersuchung reichte die Altersspanne der Präparate von 74 bis 88 Jahren. Das Durchschnittsalter lag bei 81 Jahren<sup>36</sup>. Fünf Probenpaare hatten ein biologisches Alter über 80 Jahren. Beide Implantate sind laut Herstellern zur Osteosynthese von Frakturen

---

<sup>36</sup> siehe auch Tab. 4 „Übersicht: Studienpräparate“ im Anhang.

des älteren Menschen geeignet. Das Durchschnittsalter in den meisten anderen Kadaverstudien liegt zwischen 68 und 79 Jahren (40, 42, 49, 50, 51, 52, 56, 58, 59, 134, 147). Im Vergleich dazu lag der Altersschnitt der vorliegenden Arbeit im oberen Bereich. Durch die mit dem Lebensalter zunehmende Inzidenz von Typ-II-Osteoporose kann diese Altersverteilung daher einen nachteiligen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften der Präparate haben (7, 17). Das Geschlechterverhältnis der Proben lag bei fünf weiblichen zu drei männlichen Paaren und entspricht näherungsweise der epidemiologischen Verteilung (5, 6, 7). Nicht jede Studie berücksichtigt dies; in einer Untersuchung von Kamei stammten beispielsweise zwei Drittel der Präparate von männlichen Individuen (50). In jeder unserer Interventionsgruppen lagen gleich viele rechte wie linke Radii vor. Es gab keinen Unterschied im Geschlechterverhältnis zwischen den beiden Versuchsgruppen. Dadurch wurde ein systematischer Fehler durch Seiten- oder Geschlechterpräferenz vermieden.

Für diese Studie sollte nur der knöchernen Aspekt der Osteosynthese untersucht werden. Der Einfluss der Weichteile auf die biomechanische Stabilität sollte nicht betrachtet werden, weshalb die Radii vollständig aus den Unterarmen herauspräpariert wurden. Wir entsprachen mit dieser Versuchsanordnung einer Vielzahl von anderen biomechanischen Studien (40, 42, 52, 53, 54, 55, 56, 58, 59, 60, 61, 62, 65, 134). Ein methodischer Fehler durch einen Längenunterschied der nativen Präparate sollte vermieden werden. Es wurde deshalb für alle Proben eine einheitliche Länge von 13 cm ab der distalen Gelenkfläche definiert (Abb. 7). Eine Längenkürzung wurde ebenfalls in einigen anderen Studien durchgeführt, die standardisierten Radiuslängen liegen zwischen 11 und 17 cm (40, 42, 56, 58, 60, 62). Für die zuvor beschriebene Präparation wurde sich aus verschiedenen Gründen entschieden: Es gibt eine Reihe von vergleichbaren Studien. Die Methode ist erprobt, einfach durchzuführen und gut zu standardisieren. Da keine Weichteile gesondert präpariert werden müssen oder die genaue Stellung der Handwurzelknochen beachtet werden muss, werden mögliche methodische Fehlerquellen minimiert.

Nach Entnahme der Unterarme aus dem Gefrierschrank wurden sie über 24 Stunden in einer Kühlbox gelagert, um schonend von -25 °C auf Raumtemperatur zu akklimatisieren. Durch diese Maßnahme sollte ein schnelles Auftauen verhindert werden, das die Knochenstruktur beeinträchtigen könnte. Nach der Entfernung aller Weichteile vom Knochen wurden die Radii auf 13 cm gekürzt. Das Einpotten in PMMA fand am aufgetauten Präparat unmittelbar vor der nativen Messung statt. Es wurde sichergestellt, dass es zu keiner thermisch bedingten Sprengung des Knochens kam. Die Positionierung erfolgte per Sichtkontrolle und im Paarvergleich, jedoch könnten zwischen den Präparaten geringe Unterschiede bezüglich Eintauchtiefe und Verankerungswinkeln bestehen. Da unterschiedliche Winkel des Knochens im Knochenzement einen Einfluss auf die zentrale Lastachse haben, besteht hierin eine potentielle Fehlerquelle des Experiments.

## 5.1.4 Methode

### Frakturmodell und Osteosynthese

Die beiden minimalinvasiven Systeme XSCREW und DNP sollten in der vorliegenden Untersuchung an einer extraartikulären, instabilen distalen Radiusfraktur untersucht werden. Dazu wurde eine Osteotomie der Radiusmetaphyse im Abstand von 20 mm von der radiocarpalen Gelenkfläche auf Höhe des Tuberculum dorsale gesetzt. Diese Frakturlokalisierung ist klinisch häufig anzutreffen<sup>37</sup> und deckt sich mit einer Reihe von biomechanischen Untersuchungen (42, 43, 48, 53, 56, 58, 62, 147). In der Literatur werden unterschiedliche Möglichkeiten diskutiert, wie der entsprechende Frakturtyp A3 nach AO/ASIF an einem Modell nachgebildet werden kann. Eine Kadaverstudie von Koh et al. zeigte, dass verschiedene Frakturmodelle bei gleichen Osteosynthese-Verfahren zu unterschiedlichen biomechanischen Ergebnissen und Versagensmechanismen führen (52). In mehreren Studien wurde zusätzlich zur queren Osteotomie ein dorsaler Knochenkeil entfernt (43, 47, 48, 56, 61, 62, 63, 64, 65). Andere Forschergruppen führten hingegen eine Blockresektion von unterschiedlicher Stärke durch, die proximal der Querosteotomie lag (41, 42, 54, 58, 147). In der vorliegenden Arbeit beschränkte spezielle Design des Osteosynthesematerials die Auswahl des Frakturmodells: Die DorsalNailPlate ist so konstruiert, dass das abgewinkelte Halsstück zwischen Platten- und Nagelanteil den Frakturspalt durchqueren soll. Wie das Röntgenbild der DNP (Abb. 14) im Knochen zeigt, ist dieses Halsstück ca. 15 mm lang. Ein ausgedehnter dorsaler Knochendefekt an dieser Stelle, wie er in anderen biomechanischen Studien simuliert wird, ist aufgrund der Konstruktion des Implantates nicht möglich. Aus diesem Grund entschieden wir uns, die Fraktur durch eine einfache 2 mm breite Osteotomie mit Entfernung eines palmaren Keils von 5 mm Basisstärke nachzubilden. Um eine Vergleichbarkeit zwischen beiden Verfahren zu gewährleisten, sollte die XSCREW-Versuchsgruppe ebenfalls am gleichen Frakturmodell getestet werden. Ein ähnliches Frakturmodell wurde auch von Capo et al. verwendet, hier wurde zusätzlich zum dorsalen Defekt ein palmarer Keil von 3 mm Stärke entfernt (130).

Aus OP-technischen Gründen wurde die endgültige Osteotomie nicht vor der Implantation, sondern bei bereits liegendem Implantat durchgeführt. Eine gegenüber der nativen Voruntersuchung veränderte Position des distalen Fragments hätte eine eingeschränkte biomechanische Vergleichbarkeit zur Folge, da es zur Verkürzung oder Abwinkelung kommen könnte. Um die gleiche Radiuslänge zu garantieren und die Achsverkippung zwischen proximalem und distalem Fragment zu neutralisieren, wurde die Kortikalis erst vollständig durchtrennt, nachdem durch das teilweise verriegelte Implantat ein Mindestmaß an Stabilität gegeben war. Das Ergebnis war eine komplette Fraktur mit palmar offenem Keil ohne

---

<sup>37</sup> Vgl. Kap. 2.5

Veränderung von Radiuslänge oder -achse. Eine Beschädigung des Osteosynthesematerials durch die Säge wurde konsequent vermieden. Die korrekte Implantationstechnik beider Systeme wurde vorher an formaldehyd-fixierten Radii eingeübt. Die Anweisungen der Hersteller wurden entsprechend der Operationsanleitungen genau befolgt. Dennoch sind methodische Fehler möglich, die zu einer Verfälschung der Messwerte führen können:

Der Einbohrwinkel der XSCREW wurde durch eine Implantations-Schablone ermittelt, die an der radiocarpalen Gelenkfläche und der Radiuslängsachse ausgerichtet wurde. Die korrekte Lage des Implantats wurde durch eine Röntgenkontrolle überprüft (Abb. 25 und 26). Es kann dennoch sein, dass zwischen den verschiedenen Präparaten geringe Unterschiede im Winkel der XSCREW zur Längsachse bestehen. Die Ausrichtung des Systems beeinflusst das biomechanische Verhalten. Ein steiler eingebrachtes Implantat kann unter axialer Belastung leichter im Bohrkanal gleiten als eine Schraube in flacherem Winkel. Um einen methodischen Fehler durch unterschiedlich viele Bohrdrähte zu verhindern, wurde jede Schraube mit insgesamt sechs Drähten verriegelt. Dabei wurden immer zwei Drähte durch die beiden epiphysären Löcher geführt und die restlichen vier proximalen Löcher nach einem vorher definierten Algorithmus<sup>38</sup> besetzt. Die 38-mm-Schraube mit nur fünf Verriegelungsmöglichkeiten wurde im Versuch nicht verwendet.

Die DorsalNailPlate wurde proximal mit drei monokortikalen Schaftschrauben arretiert und so gegen Translations- und Rotationsbewegungen gesichert. Als schwierig gestaltete sich die Verriegelung der Schrauben. Ein zu starkes Anziehen führte bei Probe-Operationen an formalin-fixierten Radii zu einer Sprengung der dorsalen Kortikalis. Wurden die Schrauben nur locker auf dem Knochen verschraubt, ließ die DNP noch eine Restbewegung zu. Bei der Verriegelung wurde an jedem Präparat sichergestellt, dass es zu keiner Sprengung des Knochens durch die Schrauben kam.

### **Biomechanische Prüfung**

Für die biomechanische Untersuchung war eine mehrfache Testung vorgesehen. Alle Messungen sollten unter statischer Belastung durchgeführt werden. Dabei sollte die erste Messung dem Vergleich der beiden Gruppen vor der Intervention dienen. Eine zweite Messung sollte nach Osteotomie und Osteosynthese erfolgen. Nach einer dynamischen Belastung war eine dritte Messung vorgesehen, der sich ein Versagenstest anschloss. Jede Messreihe bestand aus sechs Prüfzyklen von jeweils 50 Sekunden. Manche Studien verwenden hingegen nur einen einzigen Prüfvorgang (53, 64). Eine Untersuchung von Koh zeigte, dass es unter wiederholter statischer Axialbelastung zwischen erstem und drittem Zyklus durch Verdichtungseffekte von Knochen und Osteosynthese zu einer signifikanten Zunahme der Steifigkeit kam (52). Deshalb wurde in unserer Studie kein einzyklisches,

---

<sup>38</sup> Vgl. Kap. 3.3, Implantation der XSCREW.

sondern ein mehrzyklisches Prüfverfahren angewandt. Aus dem gleichen Grund wurde der jeweils erste Messzyklus nicht betrachtet, sondern nur die Zyklen zwei bis sechs in die Analyse einbezogen. Je nach Labor werden unterschiedliche Zyklen in die Betrachtung eingeschlossen, Rausch et al. verwendeten beispielsweise fünf Vorzyklen und drei Messzyklen (40), Klos et al. fünf Vor- und zehn Messzyklen (59).

Nach der nativen Messung mussten die Proben aus der Prüfmaschine entnommen und nach der Intervention erneut eingesetzt werden (Abb. 8). Eine mögliche Fehlerquelle besteht darin, dass die zentrale Kraftachse gegenüber dem Vorversuch abweicht. Durch die zweizeitige Osteotomie sollte dieser Fehler minimiert werden<sup>39</sup>. Die Wärmeentwicklung durch Reibung während des Versuchs ist aufgrund der niedrigen Frequenzen zu vernachlässigen. Es ist jedoch möglich, dass ein Austrocknen der Probe zu einer Veränderung der biomechanischen Eigenschaften führen kann. Daher wurde der komplette Versuch innerhalb von zwei Stunden zwischen Vormessung und Versagenstest abgeschlossen.

Die Präparate sollten unter zwei verschiedenen statischen Belastungsmodi geprüft werden. Es wurde sich für eine Axial- und Torsionsbelastung entschieden. Die statische Axialbelastung durch Kraftapplikation auf die distale Radiusgelenkfläche ist die am häufigsten durchgeführte Belastungsform in biomechanischen Studien (40, 42, 43, 44, 46, 52, 53, 54, 56, 58, 59, 61, 63, 64, 147). Sie soll die Kompressionskomponente simulieren, die physiologisch durch den Tonus der Beuge- und Streckmuskulatur des Unterarms entsteht. Dazu wurde in unserer Untersuchung ein Applikationspunkt definiert, der genau im Zentrum der radiocarpalen Gelenkfläche lag. Der Kraftvektor zielte durch den Radiuschaft<sup>40</sup>. Das Versuchsobjekt wurde mit 10 bis 100 N axial belastet. Im Vergleich mit anderen biomechanischen Studien ist dies wenig, einige Forschergruppen führten eine statische Axialbelastung bis zu 250 N durch (42, 58, 59). Wir entschieden uns für ein niedrigeres Kraftniveau, um die Probe sicher im elastischen Verformungsbereich zu testen und um Schäden am Präparat zu vermeiden. Laut Hersteller der Prüfmaschine liegt der Gesamtfehler des axialen Kraftaufnehmers bei 0,4 %. Dies entspricht bei der verwendeten Maximalbelastung von 100 N einem Fehler von 0,4 N.

Als zweite Komponente wurde das Verhalten unter Torsionsbelastung untersucht, die in vivo hauptsächlich durch den M. brachoradialis, den M. supinator und die beiden Pronatoren des Unterarms entsteht (21). Die Drehachse entsprach dem Kraftvektor für die Axialkraft im Zentrum der Gelenkfläche. Es wurde ein Drehmoment von -1,5 bis +1,5 Nm gewählt, damit orientierte sich die Untersuchung an anderen biomechanischen Studien am distalen Radius (46, 54, 55, 56, 57). Eine axiale Haltekraft von 10 N sollte verhindern, dass das Präparat unter Torsionsbelastung aus der Prüfapparatur ausbricht. Der Gesamtfehler für den Torsionsmomentenaufnehmer der Prüfmaschine beträgt 1 %, was 0,015 Nm für das maximale

---

<sup>39</sup> Vgl. Kap. 5.1.4, Frakturmodell und Osteosynthese.

<sup>40</sup> Vgl. Röntgenbilder mit eingezeichneten Kraftachsen, Abb. 13, 14, 25, 26 im Anhang.

Drehmoment von 1,5 Nm des Experiments entspricht.

Die genauen Kräfte, die das Osteosynthese-Material in vivo bis zur Verheilung der Fraktur aufnehmen muss, sind nicht bekannt. Um fünf bis sechs Wochen unter physiologischer Belastung zu simulieren, gibt es daher diverse experimentelle Ansätze: Die Anzahl der dynamischen Zyklen pro Test ist dabei sehr variabel, sie liegt zwischen 1.000 und 10.000 Zyklen (42, 52). Gondusky konnte zeigen, dass die Steifigkeit in den ersten 500 Zyklen einer Untersuchung stark abnimmt, sich in weiteren 4500 Zyklen aber kaum noch verändert (134). Daher erachteten wir 1.000 dynamische Zyklen als ausreichend für die Prüfung. Auch die Größenordnung der Kraft wird sehr unterschiedlich eingeschätzt: Um eine fünf- bis sechswöchige aktive Dauerbelastung nachzubilden, verwendeten beispielsweise Liporace et al. eine zyklische Axialkompression von 80 N (53), Drobetz und Weninger hingegen 800 N (43, 62). In Dauerbelastungstests wird in der Regel nur die Einwirkung einer repetitiven Axialbelastung untersucht, über das Verhalten einer Osteosynthese unter rotatorischer Dauerbelastung ist hingegen nur wenig bekannt (56). Aus diesem Grund wurden die Präparate in der vorliegenden Arbeit einer dynamischen Belastung über 1.000 Zyklen mit einem niedrigem Drehmoment von 0,5 bis 1,5 Nm und einer Frequenz von 0,5 Hz ausgesetzt. Das Versagen einer Osteosynthese unter Axialbelastung wird häufig getestet, der Versagensmechanismus unter Torsionsbelastung ist jedoch nur unzureichend erforscht (56). Für die vorliegende Studie wurde daher dieser Aspekt genauer untersucht. Der Versagenstest begann mit 1,5 Nm, und das Drehmoment wurde sukzessiv gesteigert. Unser Versuch galt als beendet, wenn ein plötzlicher Abfall in der Lastenkurve als Zeichen einer Implantatentkopplung auftrat oder makroskopisch eine Fraktur oder Implantatzerstörung erkennbar war. Diese Versagenskriterien entsprechen gängigen Prüfprotokollen (49, 50). Eine Studie von Mehling et al. kommt in ihrem Prüfprotokoll der vorliegenden Untersuchung am nächsten (56). Auch hier wurde das Verhalten unter Axial- und Torsionsbelastung in jeweils sechs Zyklen betrachtet und eine Dauerbelastung mit 1.000 Zyklen in Rotation zwischen 0,5 und 1,5 Nm sowie ein Versagenstest mit steigendem Drehmoment durchgeführt. Während die Torsionsbelastung unserer Studie gleich, wurden die Proben mit 130 N Axialkraft höher belastet.

## **5.2 Ergebnisse**

Folgend werden die Ergebnisse kritisch mit anderen Studien verglichen und das biomechanische Verhalten der untersuchten Systeme DorsalNailPlate und XSCREW unter den beiden Belastungsformen analysiert. Die jeweiligen Mechanismen des Implantatversagens werden gegenübergestellt und mögliche Verbesserungsansätze für die Verfahren erarbeitet.

Wie in Kap. 2.4 gezeigt werden konnte, gibt es diverse Ansätze, um Osteosyntheseverfahren

mechanisch zu prüfen. Sie unterscheiden sich in den Arten der Präparation, der Kraftapplikation und den erfassten Messwerten. Daher ist eine Vergleichbarkeit zwischen Studien nur eingeschränkt möglich. Direkt vergleichbar sind nur solche Studien, die einen analogen Versuchsaufbau verwenden. Für die vorliegende Untersuchung bedeutet dies, dass nur Kadaverstudien mit Frischpräparaten und vergleichbaren Kollektiven betrachtet werden. Nur der isolierte Radius darf untersucht werden. Die Belastung während der Messung muss statisch erfolgen. Die Kraft muss axial auf das Zentrum der distalen Gelenkfläche appliziert werden, die Torsion erfolgt um die Zentralachse. Unter diesen Voraussetzungen sind acht biomechanische Studien mit unserer Untersuchung vergleichbar (40, 42, 54, 55, 56, 58, 59, 163)<sup>41</sup>. Ein numerischer Vergleich der Ergebnisse ist jedoch auch mit diesen Studien nur eingeschränkt möglich, da Präparate mit verschiedenen mechanischen Eigenschaften verwendet werden. In drei unabhängigen Studien wurden beispielsweise 2,4 mm starke winkelstabile Locking Compression Plates der Fa. Synthes untersucht und Axialsteifigkeiten zwischen 105 N/mm und 645 N/mm erreicht (40, 59, 163). Da die Werte um den Faktor sechs variieren, folgt daraus, dass das Biomaterial einen entscheidenden Einfluss auf die Absolutwerte hat.

Darüber hinaus unterscheiden sich Studien hinsichtlich der Knochenlängen und in der Art der PMMA-Einpottung. Die Untersuchungen wurden zudem mit unterschiedlichen Prüfmaschinen durchgeführt. Durch die Verwendung von uneinheitlichen Prüfprotokollen variiert die Anzahl der Vor- und Messzyklen und die Höhe der eingesetzten Kraft. Aufgrund dieser Einschränkungen ermöglichen die Messwerte anderer Studien lediglich eine ungefähre Einschätzung und dienen der Orientierung. Ob ein Verfahren einem anderen gleichwertig, über- oder unterlegen ist, kann jedoch nicht geklärt werden; dies erfordert einen direkten biomechanischen Vergleich in einer gesonderten Untersuchung.

Alle Studien, die einen abweichenden Aufbau oder andere Versuchsobjekte verwenden, sind mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit nicht vergleichbar. Es können lediglich generelle Beobachtungen und das Verhalten unter Belastung miteinander verglichen werden.

### **5.2.1 Native Steifigkeit**

Die Bestimmung der nativen Steifigkeit verfolgte zwei Ziele: Zum einen sollte hiermit festgestellt werden, ob die beiden Interventionsgruppen überhaupt miteinander vergleichbar sind. Zum zweiten sollte die relative Wiederherstellung der Steifigkeit nach der Osteosynthese auf der Basis der präinterventionellen Werte berechnet werden. Das Kollektiv für die DNP-Intervention erzielte mit 0,37 Nm/° eine etwas höhere mediane native Torsionssteifigkeit als das XSCREW-Kollektiv mit 0,32 Nm/°. Anders verhielt es sich bei der nativen Axialsteifigkeit: Hier erreichten die XSCREW-Proben mit 517 N/mm höhere Werte als die

---

<sup>41</sup> Vgl. Tab. 7 „Vergleich mit anderen biomechanischen Studien“ im Anhang.

DNP-Proben mit 445 N/mm. Im Wilcoxon-Test konnte aber für beide Parameter keine statistische Auffälligkeit zum p-Wert von 0,05 festgestellt werden. Es bestätigte sich hiermit die  $H_0$ -Hypothese: Es gibt keine statistisch auffälligen Unterschiede zwischen den beiden Interventionskollektiven. Daher wurden diese beiden Materialgruppen als vergleichbar angesehen und für den Versuch zugelassen. Es wurde davon ausgegangen, dass die Unterschiede zwischen den beiden Kollektiven zufälliger Natur sind. Der verhältnismäßig kleine Umfang der Stichprobe von jeweils  $n=8$  begünstigt das Auftreten dieser Schwankungen. Wie die Boxplots<sup>42</sup> illustrieren, wiesen beide Versuchskollektive für die nativen Steifigkeiten eine vergleichbare Streuung auf. Auf dieser Grundlage war deshalb auch eine Streuung der Steifigkeiten nach der Intervention zu erwarten. Für die breite Streuung der nativen Werte kommen unterschiedliche Faktoren in Betracht: Händigkeit, Alter, Geschlecht und Größe können die mechanischen Eigenschaften des Knochens beeinflussen.

Aufgrund der Rechtspräferenz<sup>43</sup> ist davon auszugehen, dass diese Radii durch die Mehrbelastung eine etwas festere Knochenstruktur als die der Gegenseite aufweisen. Dies deckt sich mit epidemiologischen Beobachtungen, dass die linke Seite statistisch etwas häufiger von einer distalen Radiusfraktur betroffen ist (5, 7, 16). Die Altersverteilung der Präparate lag zwischen 74 und 88 Jahren. Aufgrund der mit dem Alter abnehmende Knochenqualität kann die Spanne von 14 Jahren zu Unterschieden in den nativen Steifigkeiten führen. Der Einfluss des Geschlechts auf die native Steifigkeit kann sich durch zwei Faktoren auswirken: Zum einen sind Frauen häufiger von einer Osteoporose betroffen, wodurch weibliche Radii niedrigere Steifigkeiten erzielen können (18). Zum zweiten sind männliche Radii im Schnitt größer als weibliche, was sowohl die Länge als auch die Breite des Knochens betrifft. Biomechanisch relevant ist insbesondere der Knochenquerschnitt: Ein großer Radius mit entsprechend breitem Querschnitt kann eine höhere Kraft absorbieren als ein kleiner Knochen mit schmalen Querschnitt.

## 5.2.2 Steifigkeit nach Intervention

### Torsionsbelastung

Die XSCREW erzielte eine höhere absolute Torsionssteifigkeit und eine höhere Wiederherstellung als die DNP. Die mediane Torsionssteifigkeit der DNP betrug  $0,06 \text{ Nm}/^\circ$ . Damit wurden 17 % der Ursprungssteifigkeit wiederhergestellt. Sie erzielte nur ein Drittel der Wiederherstellung wie das Vergleichs-Implantat. Die XSCREW erreichte eine Torsionssteifigkeit von  $0,16 \text{ Nm}/^\circ$  und stellte die native Steifigkeit zur Hälfte wieder her. Sieben von acht Proben erreichten dabei einen Wert über 45 %. Die Unterschiede zwischen

<sup>42</sup> Vgl. Abb. 1 und 2 im Anhang.

<sup>43</sup> Bei ca. 90 % der Menschen handelt es sich bei der rechten Hand um die dominante (7).



den absoluten Torsionssteifigkeiten waren statistisch auffällig<sup>44</sup>. Ebenfalls statistisch auffällig war der Unterschied in der relativen Wiederherstellung durch beide Verfahren. Daraus folgt, dass die Osteosynthese mit der XSCREW unter Torsionsbelastung deutlich stabiler ist als mit der DNP. Beide Versuchskollektive wiesen mit einem IQA von 0,07 Nm/° und einer Standardabweichung von 0,04 Nm/° gleich große Streuungen auf, die auf die Streuungen der nativen Präparate zurückzuführen sind<sup>45</sup>. Sowohl DNP als auch XSCREW erzielten bedeutend niedrigere Ergebnisse für die Torsionssteifigkeit als ihre jeweiligen nativen Kollektive. Der Unterschied zu den intakten Präparaten war statistisch auffällig. Dies zeigt, dass weder DNP noch XSCREW unter Torsionsbelastung in der Lage sind, die Rigidität eines unbehandelten Knochens wiederherstellen.

Zwei Studien untersuchten die Torsionssteifigkeiten von Osteosyntheseverfahren in einem vergleichbaren Versuchsaufbau (55, 56)<sup>46</sup>. Naidu verglich 1997 unterschiedliche Konfigurationen von Spickdraht-Osteosynthesen (55). Die Torsionssteifigkeit der einzelnen Konfigurationen lag zwischen 0,03 und 0,08 Nm/°<sup>47</sup>. Die Stabilisierung durch die Clancey-Technik mit zwei radialen und einem ulnaren Bohrdraht erzielte die höchste Torsionssteifigkeit. Die Torsionssteifigkeit der DNP ist in der gleichen Größenordnung angesiedelt, jedoch muss die eingeschränkte Vergleichbarkeit der Biomaterialien berücksichtigt werden. Die XSCREW erreichte mehr als doppelt so hohe Werte wie die stabilste Bohrdraht-Osteosynthese und könnte dieser daher mechanisch überlegen sein.

Eine Kadaverstudie von Mehling et al. verglich eine palmare winkelstabile 2,5-mm-Platte, die entweder durch Schrauben oder Pegs verankert wurde (56). Mit Pegs fixierte Platten erreichten eine mediane Torsionssteifigkeit von 0,101 Nm/°, die reine Verankerung mit Schrauben erzielte 0,104 Nm/°. Im Vergleich dazu lag die DNP in unserem Versuch mit 0,06 Nm/° deutlich unter diesen Werten. Die XSCREW erzielte eine höhere Torsionssteifigkeit als die Plattenosteosynthesen. Daher könnte dieses neuartige Osteosynthese-Verfahren (unter Beachtung der Unterschiede im Biomaterial) einer palmaren Platte mechanisch gleichwertig sein. Um diese Hypothese zu bestätigen, ist jedoch eine biomechanische Untersuchung beider Verfahren an vergleichbaren Kollektiven erforderlich.

## **Axialbelastung**

Die XSCREW erreichte eine höhere Axialsteifigkeit und relative Wiederherstellung als die DNP. Unter Axialbelastung erzielte die DNP eine Steifigkeit von 69,5 N/mm. Dadurch wurden 13 % der Ursprungssteifigkeit wiederhergestellt, dies war weniger als die Hälfte des

---

44 Da es sich nicht um eine konfirmatorische Fragestellung handelt, darf hier nicht von „statistischer Signifikanz“ zu einem bestimmten p-Wert gesprochen werden. Vgl. dazu auch Kap. 3.1.

45 Vgl. Kap. 5.2.1

46 Vgl. Tab. 7 „Vergleich mit anderen biomechanischen Studien“ im Anhang.

47 Zur besseren Vergleichbarkeit sind die Werte der Originalstudie aus [lb-inch / $\pi/4$  rad] in [Nm/°] umgerechnet (55).

Vergleichs-Implantates. Die XSCREW erreichte eine Steifigkeit von 136 N/mm, was einer Wiederherstellung von 29,5 % entspricht. Im Einzelfall wurden bis zu 68 % erzielt. Der Unterschied zwischen den absoluten Axialsteifigkeiten war mit  $p=0,054$  nicht mehr statistisch auffällig. Eine deutliche statistische Auffälligkeit zwischen beiden Verfahren zeigte sich hingegen bei der relativen Wiederherstellung der Ursprungssteifigkeit. Daher ist die Osteosynthese mit der XSCREW unter axialer Belastung mechanisch stabiler als mit der DorsalNailPlate. Weder durch die DNP noch durch die XSCREW wurde die Axialsteifigkeit eines intakten Knochens erreicht. Der Unterschied zu den Axialsteifigkeiten der nativen Kollektive war statistisch auffällig. Es fiel auf, dass die Messwerte des DNP-Kollektivs nur sehr gering gestreut waren. Der Vergleich der Interquartilsabstände (47 N/mm bzw. 158 N/mm) und der Standardabweichungen (30 N/mm bzw. 112 N/mm) belegt, dass die Streuung im XSCREW-Kollektiv mehr als dreimal so groß war. Die verschiedenen breiten Streuungen beider Verfahren sind daher nicht ausschließlich durch das native Biomaterial bedingt, sondern auf das spezifische biomechanische Verhalten der Osteosynthesen unter Axialbelastung zurückzuführen<sup>48</sup>.

Einige biomechanische Untersuchungen führten eine Axialbelastung an einem vergleichbaren Kadavermodell durch<sup>49</sup>. Müller et al. verglichen fünf verschiedene palmare Platten-Designs miteinander (58). Die höchsten Werte erzielten zwei Radiuskorrekturplatten mit 331 bzw. 308 N/mm, die niedrigsten Werte eine 3,5 mm starke nicht-winkelstabile Platte mit 93 N/mm. Zwei weitere winkelstabile Implantate erreichten Axialsteifigkeiten von 112 respektive 128 N/mm. Strauss et al. verglichen einen nichtüberbrückenden Fixateur externe mit einer winkelstabilen Platte (54). Der Fixateur erzielte eine Axialsteifigkeit von 451 N/mm, die Platte 459 N/mm; die Unterschiede waren nicht signifikant. Nach einer anschließenden dynamischer Axialbelastung über 10.000 Zyklen zeigte nur der Fixateur eine signifikante Abnahme der Steifigkeit. Klos et al. untersuchten drei verschiedene palmare Plattenkonstrukte (59). Eine 2,4-mm-LCP erzielte mit 645 N/mm eine signifikant höhere Axialsteifigkeit als eine AO-T-Platte gleicher Dicke mit 348 N/mm. Die dritte Platte aus einem biologisch abbaubaren Polymer lag mit 476 N/mm zwischen den anderen beiden Konstrukten. Eine Untersuchung von Rausch verglich eine winkelstabile 2,4 mm starke Platte mit zwei verschiedenen Verriegelungsoptionen (40). Mit polyaxialen Schrauben verriegelte Platten erzielten eine mediane Steifigkeit von 211 N/mm, monoaxial fixierte Konstrukte hingegen nur 105 N/mm. Der Unterschied war signifikant. Nach 5.000 dynamischen Zyklen in Axialbelastung fand sich nur bei der polyaxial verriegelten Platte eine signifikante Reduktion der Steifigkeit. Mehling et al. publizierten 2010 eine Studie über eine winkelstabile 2,5-mm-Platte (42). Dabei wurden die beiden epiphysären Schraubenreihen der Platte in vier

---

48 Vgl. Kap. 5.2.6

49 Vgl. Tab. 7 „Vergleich mit anderen biomechanischen Studien“ im Anhang.

verschiedenen Konfigurationen besetzt. Die höchsten Steifigkeitswerte wurden mit 429 N/mm durch eine Verriegelung von vier Schrauben in der distalen Reihe und drei Schrauben in der proximalen Reihe erreicht. Die niedrigste Steifigkeit fand sich mit 83 N/mm bei einer isolierten Verschraubung der proximalen Reihe. Der Unterschied zwischen diesen Konfigurationen war signifikant. Zwei andere Schraubenkonfigurationen lagen mit 178 N/mm bzw. 208 N/mm zwischen diesen Werten. In einer zweiten Untersuchung von Mehling aus dem Jahr 2011 wurde eine winkelstabile 2,5-mm-Platte mit Pegs bzw. Schrauben fixiert und einer Axialbelastung ausgesetzt (56). Die komplett mit Schrauben verriegelten Platten erreichten eine mediane Axialsteifigkeit von 188 N/mm. Peg-verankerte Platten erzielten 163 N/mm, die Unterschiede waren jedoch nicht signifikant.

Der Studienvergleich zeigt, dass zwischen den Axialsteifigkeiten der verschiedenen Untersuchungen eine große Spannweite herrscht. Der höchste Wert von 645 N/mm beträgt fast das Achtfache des geringsten Wertes von 83 N/mm (42, 59). Die XSCREW befindet sich mit 136 N/mm im unteren Bereich der Werteverteilung, die DNP liegt mit 69,5 N/mm darunter. In einigen Kadaverstudien wurden mit konventionellen Systemen Werte in einer ähnlichen Größenordnung wie mit der XSCREW erzielt. Sie müssen jedoch aufgrund der Differenzen im Biomaterial kritisch betrachtet werden. Mit 2,4 mm starken LC-Platten wurden Axialsteifigkeiten von 131 N/mm bzw. 105 N/mm erzielt (40, 163). Mit einer DVR-Platte wurden 128 N/mm und mit einer 3,5-mm-LCP 112 N/mm erreicht (58). In zwei anderen Studien lagen die Axialsteifigkeiten geringfügig höher als die Werte der XSCREW: Die getesteten 2,5 mm starken Aptus-Platten erzielten zwischen 163 und 188 N/mm mit unterschiedlichen distalen Verriegelungen (42, 56). Merkwürdig unter den Ergebnissen der XSCREW lag eine nicht-winkelstabile 3,5-mm-Platte mit 93 N/mm (58) und eine 2,5-mm-Platte mit 83 N/mm, bei der epiphysär nur die proximale Schraubenreihe besetzt wurde (42). Es ist daher möglich, dass die XSCREW hinsichtlich der Stabilität unter axialer Belastung einer palmaren Platte vergleichbar sein könnte. Ob die Stabilität der XSCREW tatsächlich in der gleichen Größenordnung wie andere konventionelle Methoden liegt, kann durch diese Arbeit nicht beantwortet werden. Die DNP erzielte mit 69,5 N/mm eine Axialsteifigkeit, die unter den Medianwerten sämtlicher getesteter Systeme der o.g. Studien liegt. Daher ist anzunehmen, dass sie eine niedrigere Axialsteifigkeit erreicht als durch eine Plattenosteosynthese ermöglicht wird.

Die dargestellten physikalischen Werte dienen nur einer ungefähren Einschätzung der axialen Belastbarkeit von DNP und XSCREW. Um die Systeme aber objektiv mit einem konventionellen Osteosyntheseverfahren zu vergleichen, ist ein standardisiertes Frakturmodell mit entsprechend kompatiblen Biomaterialien erforderlich. Die relativ niedrigen Werte der vorliegenden Arbeit sind durch das hohe Durchschnittsalter der Präparate bedingt. Wie in Kap. 5.1.3 gezeigt wurde, liegt das Durchschnittsalter mit 81 Jahren über dem von anderen

Kadaverstudien (40, 42, 49, 50, 51, 52, 56, 58, 59, 134, 147). Fünf der acht getesteten Paare unserer Untersuchung hatten ein biologisches Alter über 80 Jahren. Die Präparate einer Studie mit gleicher Methodik hatten mit 79 Jahren ein vergleichbar hohes Durchschnittsalter, und mit 211 bzw. 105 N/mm lagen die Axialsteifigkeiten für eine palmare Platte in einem ähnlich niedrigen Bereich wie die Ergebnisse der XSCREW (40). Mit jüngeren Proben wären in unserer Untersuchung höhere Steifigkeiten zu erwarten gewesen.

### **5.2.3 Steifigkeit nach dynamischer Belastung**

Unter der Rotationsbelastung von 1.000 dynamischen Zyklen erwies sich die XSCREW als das stabilere Implantat. Während des Dauerbelastungstests versagten sieben von acht Präparaten der DNP-Gruppe und vier von acht Präparaten aus der XSCREW-Gruppe. In der anschließenden Messung waren Torsions- und Axialsteifigkeit für beide Osteosyntheseverfahren geringer als vor der Dauerbelastung, es bestand kein statistisch auffälliger Unterschied zwischen den absoluten Torsions- und Axialsteifigkeiten von DNP und XSCREW.

Für das DNP-Kollektiv wurde im Median eine Torsionssteifigkeit von  $0 \text{ Nm}^\circ$  und eine Axialsteifigkeit von  $0 \text{ N/mm}$  erreicht. Es erzielte im Vergleich zur Steifigkeit vor dem Dauerbelastungstest statistisch auffällig niedrigere Werte für Torsions- und Axialsteifigkeit. Das einzige getestete DNP-Präparat erzielte eine Torsionssteifigkeit von  $0,14 \text{ Nm}^\circ$ , was einer Wiederherstellung von 31 % entspricht. Die Axialsteifigkeit betrug  $124 \text{ N/mm}$ , womit 19 % wiederhergestellt wurden. Die vier verbleibenden XSCREW-Proben erzielten eine Torsionssteifigkeit von  $0,07 \text{ Nm}^\circ$ , wodurch die Ursprungssteifigkeit zu 21 % wiederhergestellt wurde. Die Axialsteifigkeit betrug  $38 \text{ N/mm}$ , wodurch 12 % der ursprünglichen Steifigkeit wiederhergestellt wurden. Die Ergebnisse des XSCREW-Kollektives waren im Vergleich zu den primären Werten nach Intervention niedriger, jedoch war der Unterschied nur für die Torsionssteifigkeiten statistisch auffällig. Keine Auffälligkeit zum Signifikanzniveau von 0,05 fand sich hingegen für die Veränderung der Axialsteifigkeit. Daher nahm die Axialsteifigkeit mit der XSCREW unter der dynamischen Belastung weniger stark ab als die Torsionssteifigkeit. Da mehr XSCREW-Präparate den Dauerbelastungstest überstanden und anschließend höhere Steifigkeitswerte erzielten, ist dieses Osteosyntheseverfahren unter einer repetitiven Rotationsbelastung der DNP überlegen.

Nur eine Studie führte analoge Dauerbelastung durch repetitive Torsion durch. Mehling et al. belasteten eine winkelstabile Platte über 1.000 Zyklen zwischen  $0,5$  und  $1,5 \text{ Nm}$  (56)<sup>50</sup>. Konstrukte mit winkelstabilen Schrauben erzielten eine sekundäre Axialsteifigkeit von  $147 \text{ N/mm}$  und eine Torsionssteifigkeit von  $0,096 \text{ Nm}^\circ$ . Durch Pegs fixierte Platten erreichten  $84 \text{ N/mm}$  axial bzw.  $0,067 \text{ Nm}^\circ$  unter Torsion. Im Gegensatz zu unserem

---

50 Vgl. Tab. 7 „Vergleich mit anderen biomechanischen Studien“ im Anhang.

Experiment versagte während der Dauerbelastung keines der insgesamt 16 Präparate. Unter Berücksichtigung des unterschiedlichen Biomaterials sind XSCREW und DNP unter repetitiver Torsionsbelastung einer winkelstabilen Platte möglicherweise unterlegen und können der Beanspruchung nicht ausreichend standhalten. Die vier verbleibenden XSCREW-Präparate erzielten mit  $0,07 \text{ Nm}^\circ$  zwar eine ähnlich große Torsionssteifigkeit wie die mit Pegs fixierten Platten, die Axialsteifigkeit lag mit  $38 \text{ N/mm}$  deutlich darunter.

In anderen Studien wird der Dauerbelastungstest hingegen unter dynamischer Axialbelastung durchgeführt. Aufgrund der anderen Kraftapplikation sind diese Ergebnisse daher nicht direkt mit unseren Werten vergleichbar. Wir konnten nach der Dauerbelastung eine Abnahme der Axialsteifigkeit durch eine Entkoppelung des Implantat-Knochen-Konstruktes beobachten. Ein solches Phänomen wird von verschiedenen Autoren beschrieben. Sowohl bei Rausch et al. als auch bei Klos et al. kam es nach repetitiver Axialbelastung von palmaren Platten zu einer Abnahme der Axialsteifigkeit (40, 59). Strauss fand bei einem Fixateur externe nach 10.000 Kompressionszyklen eine signifikante Reduktion der Axialsteifigkeit (54). Die Autoren nahmen an, dass dies durch eine Lockerung der Implantate im Knochen bzw. der Pin- oder Schraubenverriegelung verursacht wurde (40, 54, 59).

#### **5.2.4 Versagenstest**

Für die DNP-Gruppe betrug das Drehmoment bei Implantat-Versagen im Median  $1,5 \text{ Nm}$ , dies entsprach dem größten Drehmoment während des dynamischen Belastungstests. Das einzige verbleibende Präparat der DNP erreichte im separaten Versagenstest  $2,7 \text{ Nm}$ . Die XSCREW erzielte höhere Werte als die DNP, der Unterschied war statistisch auffällig. Der Median des XSCREW-Kollektivs lag bei  $2,7 \text{ Nm}$ . Das stabilste XSCREW-Präparat erzielte einen Maximalwert von  $4,6 \text{ Nm}$  bei Implantat-Versagen.

Nur eine weitere biomechanische Untersuchung führte ebenfalls einen Versagenstest mit zunehmendem Drehmoment durch: In der Studie von Mehling et al. versagte eine schraubenfixierte  $2,5\text{-mm}$ -Platte bei  $3,0 \text{ Nm}$  (56)<sup>51</sup>. Mit Pegs verriegelte Platten versagten hingegen bei  $1,5 \text{ Nm}$ . Im Vergleich mit DNP und XSCREW war das Versagemoment der mit Schrauben befestigten Platte höher. Es ist daher möglich, dass die beiden von uns getesteten Implantate eine geringere Resistenz gegenüber Rotationsbelastungen als eine winkelstabile Platte haben. In anderen Kadaverstudien wurden die Versagenstests hingegen unter steigender Axialbelastung durchgeführt und lassen sich daher mit unserer Studie nicht vergleichen (42, 58, 163).

#### **5.2.5 Vergleich mit anderen intramedullären Implantaten**

Zur Zeit gibt es nur eine Studie mit vergleichbarer Methodik zu einem intramedullären

---

<sup>51</sup> Vgl. Tab. 7 „Vergleich mit anderen biomechanischen Studien“ im Anhang.

System.<sup>52</sup> Sie untersuchte den Targon DR-Nagel und wurde 2010 von Burkhart et al. publiziert (163). Alle anderen Studien verwendeten einen anderen Versuchsaufbau und können daher nur eingeschränkt mit dieser Arbeit verglichen werden (90, 130, 142).

## **Targon DR**

In einer Kadaverstudie von Burkhart et al. erreichte der Targon DR-Nagel mit 368 N/mm eine signifikant höhere Axialsteifigkeit als eine 2,4-mm-LCP mit 131 N/mm (163)<sup>53</sup>. Dieser Wert entspricht fast der dreifachen Axialsteifigkeit der XSCREW (136 N/mm) und dem über fünffachen Ergebnis der DNP (69,5 N/mm). Auch unter exzentrischer Belastung und in der wiederholten Messung nach 2000 Zyklen mit 150 N Axialbelastung erzielte der TDR signifikant höhere Werte als die winkelstabile LCP. Mit dem intramedullären System kam es im Versagenstest unter axialer Belastung nicht zu einem Schluss des dorsalen Keildefekts, der Nagel erreichte mit 625 N eine signifikant höhere Maximallast als die palmare Platte. Die Autoren interpretierten, dass der Targon DR die dorsale Abkipfung besser verhindere als die LCP. In einer weiteren Untersuchung wurde der Targon DR von Konstantinidis et al. mit vier verschiedenen winkelstabilen Platten<sup>54</sup> an Kompositrädern verglichen (142). Der Nagel erzielte mit 277 N/mm die höchste Axialsteifigkeit aller Implantate. Das System ermöglichte auch die höchsten Werte für die palmare Biegesteifigkeit und für die axiale Maximallast (2444 N). Den Autoren zufolge gewährleistet der Targon DR eine postoperative Übungsstabilität und erfordert keine zusätzliche Immobilisierung. Der Targon DR liegt zentral im Knochen, der Kraftvektor für die Axialbelastung entsprach in beiden Studien in etwa der Längsachse des Nagels. Konstantinidis vermutet, dass die zentrale Lage des Targon DR einen positiven Bias für die gute Stabilisierung unter reiner Axialbelastung bedeutet (142). Die DNP liegt hingegen dorsal-exzentrisch der Kraftachse, während die XSCREW schräg vom Styloid zum ulnaren Rand verläuft und den Frakturspalt radialseitig durchkreuzt. Durch seine zentrale intramedulläre Lage und den größeren Durchmesser kann der Targon DR-Nagel experimentell erzeugte Axialkräfte besser ableiten als die beiden von uns untersuchten Systeme.

## **Micronail**

Der Micronail wurde in einer Kadaverstudie von Capo et al. mit drei unterschiedlichen Platten-Designs<sup>55</sup> unter palmarer Biegebelastung verglichen (130). Der Nagel war bezüglich Biegesteifigkeit und Maximalbelastung nach der DVR-Platte das stabilste System der Untersuchung und erreichte für diese Parameter signifikant höhere Werte als eine dorsale

<sup>52</sup> Vgl. die Darstellung der biomechanischen Forschungslage in Kap. 2.8.2.

<sup>53</sup> Vgl. Tab. 7 „Vergleich mit anderen biomechanischen Studien“ im Anhang.

<sup>54</sup> Es wurden eine Column Locking Plate (Synthes), VariAx DR (Stryker), 2,4-mm-LCP (Synthes) und 3,5-mm-LCP (Synthes) verglichen.

<sup>55</sup> Es wurden eine dorsale nicht-winkelstabile Platte (Lo Con Plate, Wright Medical), eine palmare winkelstabile Platte (DVR, Hand Innovations) und ein radio-ulnares Zweisäulen-System (DCP, Synthes) untersucht.

nicht-winkelstabile Platte. Zu den anderen Platten-Systemen fand sich kein statistisch signifikanter Unterschied. Der vorherrschende Versagensmechanismus unter palmarer Belastung bestand im Bruch des Knochens proximal des Nagelspitze. Die Autoren nahmen an, dass der Micronail die Biegekräfte während der Frührehabilitation neutralisieren und eine übungsstabile Osteosynthese ermöglichen könne. Die vorliegende Arbeit beschränkte sich auf die Untersuchung von Axial- und Torsionsbelastung. Das Verhalten unter Biegebelastung wurde nicht geprüft, weshalb DNP und XSCREW nicht mit den Ergebnissen der Micronail-Studie von Capo et al. verglichen werden können. Es ist anzunehmen, dass der Micronail ein ähnliches biomechanisches Verhalten unter Axialbelastung zeigt wie der o.g. Targon DR, da er diesem in der Konstruktionsweise ähnelt<sup>56</sup>: Anders als XSCREW und DNP werden beide Nägel über den Proc. styloideus mit der Spitze in den Markraum eingeführt, liegen zentral im Knochen und werden proximal und distal mit Schrauben arretiert. Capo et al. zufolge ermöglichen der große Durchmesser und die zentrale Lage des Micronails eine gleichmäßige Lastenverteilung (130). Daher könnte der Micronail der DNP und der XSCREW möglicherweise mechanisch überlegen sein, ein Beweis für dieser These steht jedoch noch aus.

### **Zimmer-Radiusnagel**

Der experimentelle Radiusnagel, den Rousselon und Guelmi an einem Kadavermodell untersuchten, erzielte unter axialer Kompression eine dreifach höhere Grenzlast und 25 % weniger Verkürzung gegenüber einer doppelten Spickdrahtung des Styloids (90). Die Schwachstelle des Implantats lag in der proximalen monokortikalen Schraube, die unter axialer Belastung verbog oder brach. Zusätzlich bildete sich eine Fissur in der radialen Kortikalis und die Epiphyse wurde gegenüber dem Schaft verdreht. Der Zimmer-Nagel ähnelt vom Aufbau dem Micronail und Targon DR. Er wird ebenfalls über den Proc. styloideus nach proximal in den Markraum eingeführt. Der Nagel wird allerdings nur proximal einfach monokortikal und distal einfach bikortikal verriegelt. Es ist nicht bekannt, ob er ähnlich stabil ist wie der Targon DR oder der Micronail, die mit deutlich mehr Schrauben im Knochen fixiert werden. Mit 5 mm verfügt er über einen größeren Durchmesser als DNP und XSCREW und könnte aus diesem Grund eine bessere axiale Kraftableitung ermöglichen als die beiden von uns getesteten Implantate.

## **5.2.6 Verhalten der Implantate unter Belastung**

### **DNP**

Die DNP erzielte sowohl für Torsions- als für Axialbelastung eine etwa gleich große Wiederherstellung der ursprünglichen Steifigkeit. Daher verhält sich das Implantat ähnlich

---

<sup>56</sup> Vgl. Tabelle „Intramedulläre Osteosynthesysteme“ im Anhang.

unter beiden Belastungsformen. Die Abb. 13 und 14 im Anhang zeigen die DNP in der anterior-posterioren und lateralen Röntgen-Projektion. Die eingezeichnete Linie in beiden Bildern entspricht der Drehachse für die Torsionsbelastung bzw. dem Vektor für die axiale Kompression. Sie verläuft durch das Zentrum der radiocarpalen Gelenkfläche und durch die Mitte des Radiuschaftes. Die laterale Projektion (Abb. 14) zeigt, dass Plattenanteil, Halsstück und Mittelstück für die Schaftschrauben dorsal-exzentrisch der Hauptkraftachse liegen. Die Schaftschrauben sind im dorsalen Knochen verankert. Wie das Röntgenbild veranschaulicht, ist die Kortikalis an dieser Stelle recht dünn. Zum proximalen Radius hin folgt der Nagelanteil der physiologischen Biegung des Knochens. Das Implantat besitzt eine Krümmung am Nagelende, die jedoch etwas Spiel zwischen den beiden Kortikales hat. Es ist daher fraglich, ob diese Krümmung einen Beitrag zur Stabilisierung des Implantates leistet. Die Röntgenaufnahmen zeigen die multidirektionale Ausrichtung der Pegs. Durch diese vier Verriegelungsstifte soll das distale Fragment winkelstabil verkeilt werden. Im a.p. Bild (Abb. 13) ist ersichtlich, dass der Plattenanteil der DNP leicht radial zur Hauptkraftachse liegt.

In unserem Versuch wurde auf die Epiphyse ein Drehmoment appliziert, die Drehachse entsprach der in den Röntgenbildern eingezeichneten Linie. Die DNP soll verhindern, dass distales Fragment und Radiuschaft gegeneinander rotiert werden. Das Drehmoment überträgt sich durch die winkelstabilen Pegs auf den Plattenanteil des Implantats. Dieser leitet es über Halsstück und Mittelstück ab. Es ist davon auszugehen, dass die distale Nagelkrümmung aufgrund des geringen Knochenkontaktes keine relevante antirotatorische Wirkung hat. Die maßgebliche Stabilisierung erfolgt daher allein durch die drei monokortikalen Schaftschrauben. Sie verhindern, dass sich das Implantat im Knochen um seine eigene Achse dreht. Wird die Epiphyse gegenüber dem Schaft verdreht, üben die Schaftschrauben einen seitlichen Druck auf die dorsale Kortikalis aus. Dabei rotieren die Schrauben um die Längsachse der DNP. Unter steigendem Drehmoment führt diese Hebelwirkung zu einer Spaltung des Knochens. Da die DNP unter beiden Belastungsmodi proximal der Osteotomie hauptsächlich durch die drei Schrauben im Knochen mechanisch stabilisiert wird, kann dies ein Grund sein, warum das System unter Axial- und Torsionsbelastung ähnliche Werte für die Wiederherstellung erzielte.

Wird die Epiphyse axial komprimiert, überträgt sich die Axialkraft über die drei Schrauben auf den dorsalen Knochenschaft. Die proximale Krümmung des Nagelanteils leistet keinen wesentlichen Beitrag zur Abstützung gegen eine Kompressionskraft, da sie im Markraum ein zu weites Spiel hat. Die exzentrische Lage des Implantates zur Streckseite hin führt zu einer ungleichmäßigen Ableitung der Axialkraft und begünstigt eine palmare Abkipfung. Unter axialer Belastung fiel ein sehr schmaler Interquartilsabstand von nur 47 N/mm auf, wie die Abb. 5 verdeutlicht. Aufgrund der Streuung der Axialsteifigkeit bei den nativen Proben wäre



ein deutlich breiterer IQA zu erwarten gewesen<sup>57</sup>. Der schmale IQA zeigt, dass es nur geringe Unterschiede in den Axialsteifigkeiten der einzelnen Präparate gab. Also hatten die unterschiedlichen Eigenelastizitäten des Knochenmaterials nur einen geringen Einfluss auf die Steifigkeit. Durch die DNP wurde bei allen Präparaten nur eine geringe Stabilisierung ermöglicht, unabhängig von der Qualität des Knochenmaterials.

McCall et al. verglichen die DNP mit zwei verschiedenen winkelstabilen Platten an einem Frakturmodell mit Kompositradii (45). Die DNP erzielte mit einer Axialsteifigkeit von 495 N/mm höhere Werte als eine winkelstabile LCP, der Unterschied war jedoch nicht signifikant. Während die Axialkraft bei den Platten auf die Fossa lunata appliziert wurde, lag das Zentrum für die DNP auf der radialeseitigen Fossa scaphoidea. Aufgrund der Versuchsanordnung muss kritisch hinterfragt werden, ob die drei getesteten Systeme im Experiment von McCall et al. überhaupt miteinander vergleichbar sind. Die Autoren nahmen an, dass die DNP bei einer Kompression auf die Fossa lunata eine niedrigere Axialsteifigkeit erzielt hätte. Wie oben gezeigt werden konnte<sup>58</sup>, lag die axiale Steifigkeit der DNP in unserer Untersuchung mit 69,5 N/mm unter den Werten sämtlicher vergleichbarer Kadaverstudien (40, 42, 54, 56, 58, 59, 163). Daher ist es zu bezweifeln, ob das Implantat eine ähnlich große Steifigkeit wie ein konventionelles System erzielen kann, wenn beide auf die gleiche Art und Weise belastet werden.

## **Versagen der DNP**

Der wesentliche Mechanismus beim Versagen der DNP war eine Längsspaltung entlang der Schaftschrauben. Bei sechs Proben führte dies zur Zerstörung des Objektes mit konsekutivem Testabbruch. Die monokortikale Verankerung der DNP erwies sich hierbei als unzureichend. Unter Axial- und Torsionsbelastung übertrug sich die Kraft über die Schaftschrauben auf die Kortikalis, die unter der Last der Länge nach aufbrach. Auf Abb. 17 ist die Rissbildung deutlich zu erkennen. Eine dorsale Fissur zieht vom Bruchspalt bis weit in Diaphyse hinein. Der Knochen ist entlang der Schraubenlöcher gebrochen, zwischen den Schrauben liegen kleine Fragmente. Es erweist sich als problematisch, dass die dorsale Kortikalis an dieser Stelle nur wenige Millimeter dick ist (159). Rousselon und Guelmi konnten bei einem experimentellen Radiusnagel ebenfalls eine Fissurierung im Bereich der proximalen Verriegelung beobachten (90). Es scheint sich um eine Schwachstelle am distalen Radius zu handeln. Bei einem weiteren Präparat unserer Untersuchung kam es zusätzlich zu einer Spaltung der gegenüberliegenden palmaren Kortikalis auf Höhe der Monokortikalschrauben. In einem Fall brach ein Knochenkeil vom Frakturspalt aus.

Abb. 18 zeigt die volare Instabilität der DNP, die in der Studie von McCall et al. als häufigster Versagensmechanismus beschrieben wurde (45). Die Fraktur ist zum palmaren Defekt hin

---

<sup>57</sup> Vgl. Kap. 5.2.1

<sup>58</sup> Vgl. Kap. 5.2.2

eingebrochen. Während die DNP durch ihre exzentrische Lage die dorsale Kortikalis ausreichend stabilisiert, kommt es unter Kompression auf die Epiphyse zu einem volaren Achsknick. Da in unserem Frakturmodell ein palmarer Knochenkeil entfernt wurde, ist das Risiko einer volaren Instabilität gegenüber der Untersuchung von McCall noch erhöht. Abb. 19 zeigt die Lockerung des Osteosynthesystems im distalen Fragment. Die Pegs wurden aus dem epiphysären Knochen herausgezogen, sind aber weiterhin im Plattenanteil verankert. Wie auf dem Detailbild zu erkennen ist, sind die Pegs um ca. 5 mm aus dem Knochen disloziert. Dies spricht dafür, dass die gewindelosen Stifte im Knochen ungenügend Halt finden. Espen und Lauri beschreiben die Funktion der Pegs mit dem „Prinzip der inneren Verblockung“ (160): Die divergierenden Achsen der Stifte sollen den Knochen verkeilen und das distale Frakturfragment nach dorsal drücken (159). Es ist jedoch zu bezweifeln, ob die multidirektionale Verkeilung durch die Pegs das distale Fragment stabil fixieren kann.

Die beiden beobachteten Versagensmechanismen der DNP – Längsspaltung und palmare Instabilität – hängen von der Art der einwirkenden Kraft ab. Eine Axialbelastung führt vorwiegend zu einer palmaren Abkippung, wie sie von McCall beobachtet wurde (45). Die Schwachstelle liegt in der distalen Verriegelung. Eine Torsionsbelastung, wie in unserem Dauerbelastungstest, führt zu einer Längsspaltung im Schaftbereich. Für diese Kraftform liegt die Schwachstelle primär in der proximalen Verankerung der DNP.

### **Verbesserungsansätze für die DNP**

Um die biomechanischen Eigenschaften der DNP zu verbessern, ergeben sich mehrere Möglichkeiten. Die Schaftschrauben sollten erstens auch in der Gegenkortikalis verankert werden. Dadurch wird die isolierte Belastung der dünnen dorsalen Kortikalis minimiert und der Druck auf den Knochen unter Belastung besser verteilt. Zweitens könnte ein größerer Abstand zwischen den Schaftschrauben die Gefahr einer Längsspaltung verringern. Dadurch ist es aber auch erforderlich, den gewindetragenden intramedullären Anteil der DNP zu verlängern. Künftige Entwicklungen müssen berücksichtigen, dass es sich bei der Schaftverriegelung von intramedullären Systemen um eine Schwachstelle handelt. Wie in der Diskussion der Methodik erwähnt wurde<sup>59</sup>, kann kräftiges Anziehen der monokortikalen Schrauben zu einer Sprengung der Kortikalis um das Schraubenloch führen. Andererseits ist die DNP nicht mehr ausreichend rotationsstabil, wenn die Schrauben nicht fest genug angezogen werden. Drittens sollten anstelle von glatten Pegs zur distalen Verankerung besser winkelstabile Schrauben verwendet werden. Aus biomechanischen Studien zu palmaren Platten ist bekannt, dass mit winkelstabilen Schrauben höhere Axial- und Torsionssteifigkeiten und höhere Werte im Versagenstest als mit glatten Pegs erreicht werden (56, 146). Daher ist zu erwarten, dass auch die DNP mit winkelstabilen Schrauben eine

---

<sup>59</sup> Vgl. Kap. 5.1.4, Frakturmodell und Osteosynthese.

bessere Fixierung des distalen Fragments ermöglichen sollte und eine geringere Gefahr des Ausreißen besteht. Die endständige Nagel-Krümmung bewirkte bei keinem Implantat eine radiologisch nachweisbare Verkeilung im Knochen und hat daher keine biomechanisch relevante Funktion. Möglicherweise erleichtert sie aber das Einführen des Nagels in den Knochen.

## **XSCREW**

Die XSCREW konnte die Fraktur unter den beiden Belastungsformen unterschiedlich stark stabilisieren. Während das System eine Wiederherstellung der nativen Torsionssteifigkeit von fast 50 % ermöglichte, wurde eine Wiederherstellung der Axialsteifigkeit nur zu 30 % erreicht. Das Implantat kann daher einer Torsionsbelastung besser standhalten als einer axialen Kompression. Die Röntgenbilder im Anhang zeigen die Lage der XSCREW im Knochen vor der biomechanischen Prüfung. Die eingezeichnete zentrale Linie entspricht der Drehachse bzw. dem Vektor für die Axialkraft. Wie die laterale Aufnahme, Abb. 26 zeigt, verläuft die XSCREW recht genau in der Hauptkraftachse. In der Epiphyse sind die beiden distalen K-Drähte zu erkennen, die winkerversetzt zueinander stehen. Die proximalen K-Drähte verlaufen hingegen in einer Ebene. In der a.p. Projektion (Abb. 25) erinnert die XSCREW mit ihrem X-förmigen Design aus radialer Schraube und nach ulnar eingebrachten Drähten an die Spickdrahtung nach Clancey, die stabilste Form der K-Draht-Osteosynthese (55). Die Schraube verläuft von distal-radial nach proximal-ulnar. Sie durchquert den Osteotomiespalt nicht zentral, sondern radial der Hauptachse. Durch die K-Drähte wird die Schraube rotations- und translationsstabil verriegelt. Zwei K-Drähte durchkreuzen den Frakturspalt. Sie ragen radial um ca. ein Viertel, ulnar jedoch drei Viertel aus der Schraube hinaus. Hierdurch können die Drähte auf der ulnaren Seite stärker gebogen werden als radial. Während auf der radialen Seite ein Draht und die Schraube den Osteotomiespalt durchqueren, wird die ulnare Seite nur durch einen einzelnen K-Draht stabilisiert.

Die Schraubenlänge der XSCREW beeinflusst die Rigidität der Osteosynthese. Je nach Radiusbreite können Schrauben zwischen 38 und 58 mm verwendet werden, die mit fünf bis neun K-Drähten verriegelt werden können. Je breiter der Radius, desto mehr K-Drähte können im Knochen verankert werden. Da die K-Drähte diagonal im Knochen liegen, müssen sie in einem breiten Radius auch über eine längere Strecke im Knochen verlaufen. Ein großer Knochen wird daher nicht nur mit mehr, sondern auch mit längeren K-Drähten stabilisiert. Um eine Beeinflussung der Messwerte durch unterschiedliche Anzahl der K-Drähte zu vermeiden, wurde jede Schraube mit insgesamt sechs Drähten verriegelt.<sup>60</sup>

Wirkt auf die Epiphyse eine Rotationsbelastung ein, wie sie in unserem Versuch simuliert wurde, so soll durch das Implantat das Drehmoment auf den Schaft übertragen werden, ohne

---

<sup>60</sup> Vgl. Kap. 5.1.4, Frakturmodell und Osteosynthese.

die Fragmente gegeneinander zu verdrehen. Die direkte Ableitung des Drehmomentes erfolgt durch alle den Frakturspalt durchkreuzenden Materialien. Dieses sind die kanülierte Schraube selbst und die zwei fraktur-nahen K-Drähte im proximalen Schraubenanteil. Diese Drähte zeigten sich unter Torsionsbelastung als besonders anfällig für einen Ausriss aus dem Bruchspalt bzw. für einen Materialbruch<sup>61</sup>. Die exzentrische Position der Schraube und die daraus hervorstehenden ungleich langen K-Drähte führen zu einer asymmetrischen Verteilung des Drehmoments. Zwar lassen die Drähte in gewissem Rahmen eine elastische Verformung zu. Wird diese Schwelle jedoch überschritten, verlieren sie den Halt im Knochen und zerstören diesen, alternativ gibt der Draht nach, verbiegt bzw. bricht. Offenbar ist die bikortikale Verankerung der XSCREW im Proc. styloideus und der ulnarseitigen Schaftkortikalis aber so effektiv, dass hiermit annähernd 50 % der ursprünglichen Torsionssteifigkeit wiederhergestellt werden können. Die breite Streuung der Werte zeigt, dass die Stabilität einer Osteosynthese mit der XSCREW abhängig vom Knochenmaterial ist. In kräftigen Radii mit hoher Knochendichte gewährleistet das System eine gute Rotationsstabilität und eine mäßige Kompressionsstabilität. Bei reduzierter Knochenqualität scheint das System jedoch weniger geeignet. Der von uns beobachtete Ausriss der K-Drähte aus dem Frakturspalt weist darauf hin, dass die K-Drähte im osteoporotischen Knochen nur unzureichend Halt finden.

Wie oben erwähnt, konnte das System einer Axialbelastung weniger gut standhalten als einer Torsionsbelastung. Die XSCREW entspricht der Morphe des Buchstaben „X“, auf den die axiale Last von oben einwirkt. Dabei nimmt der radial und distal gelegene Kopfteil der Schraube einen Teil der Axialkraft auf und überträgt sie auf die proximale ulnare Kortikalis. Der andere Teil der Axialkraft wird über die K-Drähte abgeleitet, welche (mit Ausnahme der beiden distalen Drähte) im Winkel von 90 ° zur Schraube angeordnet sind. Sie werden ebenfalls bikortikal verankert und sind in der Schraube selbst nicht arretiert. Unter Kompression auf die Epiphyse wird die Schraube nach proximal und ulnar in den Knochen eingestaucht. Das Schraubengewinde ist verhältnismäßig schmal<sup>62</sup> und ermöglicht nur eine mäßige Abstützung gegen axiale Verschiebung. Eine Gleitbewegung der Schraube in ihrem Bohrkanal wird hauptsächlich durch die Kirschner-Drähte abgefangen, die im rechten Winkel zur Schraubenachse angeordnet sind. Mit einer Stärke von 1,6 mm sind die Drähte jedoch recht dünn und entsprechend biegungselastisch. Daher ist es möglich, dass die Schraube trotz der Drahtverriegelung eine kurze Strecke reversibel im Knochen gleiten kann. Durch die fehlende Arretierung der proximalen K-Drähte können diese ebenfalls in ihren Löchern in der Schraube gleiten. Bei nachlassender Kompression kehrt das System in seinen Ursprungszustand zurück. Durch die radial-exzentrische Lage der Schraube im Frakturspalt

---

61 Vgl. Abb. 30 im Anhang.

62 Vgl. Abb. 21 im Anhang.

kommt es unter Axialbelastung zu einer asymmetrischen Verteilung der Kraft. Die schwächere ulnare Fixierung begünstigt die Abkipfung des distalen Fragmentes.

### **Versagen der XSCREW**

Für die XSCREW konnten mehrere Phänomene beobachtet werden, die zum Implantatversagen führten. Die Einbohrstellen der proximalen Kirschnerdrähte auf der radialen Seite stellen eine Schwachstelle des Systems dar. Dabei erwies es sich als nachteilig, dass die Drähte alle in einer Ebene verlaufen. Unter der Einwirkung des Drehmomentes hebelten die Drähte die Kortikalis auf. Bei vier der acht Präparate bildete sich eine Fissur im Knochen, wie auf Abb. 27 dargestellt, die zum Versagen führte. Unter fortdauernder Rotationsbelastung führte die Hebelwirkung dazu, dass der Knochen sich der Länge nach aufspaltete. Der Bruch setzte sich vom Osteotomiespalt aus nach proximal hin fort. In einem Fall kam es zusätzlich zur radialen Fissurierung auch an den ulnaren Austrittsstellen der Drähte zu einer Spaltung. Das Resultat war eine komplette Aufspaltung des Knochens wie durch einen Meißel (Abb. 29). Eine weitere Schwachstelle befand sich bei den zwei K-Drähten, die den Osteotomiespalt durchquerten. Enorme Kräfte bündelten sich während der Rotation entlang der Drähte, sodass diese den Knochen sukzessive „ansägten“. Bei vier Präparaten rissen die Drähte im Schaftbereich aus, bei einem Präparat verlor der Draht den Kontakt im distalen Fragment. Insbesondere in osteoporotischen Knochen fanden die K-Drähte nur unzureichenden Halt und rissen durch die Spongiosa hindurch. Abb. 28 zeigt diesen Mechanismus: Die frakturnahen K-Drähte sind unter Torsionsbelastung aus dem Knochen ausgerissen und liegen nun frei im Osteotomiespalt. Dadurch wurde die Schraube rotationsinstabil und erlaubte die Drehung der Epiphyse um die Schraubenachse. Als Resultat ist das distale Fragment um fast 90 ° zum Schaft verdreht und durch die axiale Haltekraft abgekippt. Bei drei Präparaten brach die XSCREW zusammen mit den distalen K-Drähten aus dem Processus styloideus radii aus, wodurch der Osteotomiespalt geschlossen wurde. Während des Experimentes kam es in einem Fall unter Torsionsbelastung zum Bruch eines K-Drahtes im Osteotomiespalt, wie das Röntgenbild Abb. 30 zeigt. Der ulnar durch den Osteotomiespalt verlaufende Draht ist proximal der Frakturlinie gebrochen. Der darüber liegende radiale Bohrdraht wurde durch die Rotationsbelastung verbogen. Die Epiphyse ist gegenüber dem Schaft verdreht, der palmare Keildefekt geschlossen.

### **Verbesserungsansätze für die XSCREW**

Um die biomechanische Stabilität der XSCREW zu verbessern, gibt es verschiedene Ansatzpunkte: Erstens könnten die proximalen Drähte alternierend in zwei verschiedenen Winkeln zur Schraube angebracht werden. Dazu müssten der Zielbügel und die Bohrungen in der Schraube modifiziert werden. So könnte das Risiko einer Längsspaltung der Kortikalis

reduziert werden, wenn die proximalen K-Drähte nicht mehr entlang einer Linie eingebohrt würden. Zweitens wäre es durch die Verwendung von K-Drähten mit größerem Durchmesser möglich, die Krafteinwirkung während der Rotationsbelastung auf eine größere Oberfläche zu verteilen. Zudem haben stärkere Drähte eine höhere Stabilität gegenüber Biegungen und reduzieren das Risiko des Drahtbruchs. An unserem Modell durchkreuzten nur die XSCREW und zwei Drähte den Frakturspalt. Durch eine Änderung der Ausrichtung für die K-Drähte würde die Fraktur drittens mit mehr Drähten stabilisiert und könnte dadurch stabiler sein. Viertens würde ein verbreitertes Gewinde eine Translationsbewegung der Schraube besser verhindern und könnte die Axialsteifigkeit erhöhen.

### **5.3 Klinische Relevanz**

Die Ergebnisse dieser Arbeit können nur eingeschränkt auf die Verhältnisse am lebenden Menschen übertragen werden. Durch die isolierte Betrachtung des Knochens wurden die mechanischen Einflüsse von Sehnen, Bändern und Gelenkkapseln nicht berücksichtigt. Eine reale Mehrfragmentfraktur besteht aus komplexen Bruchlinien, zwischen den großen Fragmenten liegen zahlreiche kleine Bruchstücke. Dieser Aspekt wurde im verwendeten Frakturmodell zugunsten einer einheitlichen Osteotomie vernachlässigt. Anders als bei einem künstlichen Knochenmodell wurde jedoch eine realistische Verankerung der Implantate in der biologischen Knochensubstanz simuliert. Das Ziel der Untersuchung war es, die Stabilität der beiden Osteosynthese-Systeme an einem standardisierten Prüfmodell zu testen und ihr biomechanisches Verhalten unter einer möglichst physiologischen Belastung zu analysieren. Diese wird durch die Reduktion auf eine axiale Kompression und Torsion um die Längsachse nur teilweise abgebildet und ist in Wahrheit deutlich komplexer. So kommt eine isolierte Krafteinwirkung in vivo nicht vor. Die Biegebelastung des Radius, wie sie unter Flexion und Extension auftritt, wurde nicht getestet. Bis heute ist nicht genau bekannt, welche realen Kräfte auf eine Osteosynthese am distalen Radius einwirken. Das Zusammenwirken von Unterarmmuskulatur, Gelenkkapseln, Bändern, TFCC und Eigenelastizität des Radius' resultiert in einer Kompression des Knochens in der Längsachse mit begleitendem Biege- und Drehmoment. Bei einer experimentellen Kontraktion aller Unterarmmuskeln entsteht eine Summenkraft in der Dimension von 4900 N, wobei der Radius mit über 80 % den Großteil der Kraft ableitet (35, 37, 38). Die axialen Kräfte für eine aktive Handgelenksbewegung liegen in einer Größenordnung von 100 N und für eine aktive Fingerbewegung bei 250 N (41). Nach Putnam et al. besteht ein linearer Zusammenhang zwischen Griffstärke und Axialbelastung des Radius. Der Radius muss für 10 N Griffstärke 26,3 N ableiten, damit würde im durchgeführten Versuch die Axialbelastung von 100 N einer Griffstärke von ca. 38 N entsprechen (36).

In Kap. 2.8 wurden eine Reihe von Studien vorgestellt, die sich mit der klinischen

Anwendung der Marknagelung am distalen Radius beschäftigen. Neben der DNP wurde das Outcome mit den Implantaten Micronail und Targon DR untersucht. Über die Osteosynthese mit der XSCREW wurden bislang keine klinischen Ergebnisse publiziert. Laut Hersteller ist das System aber an über 150 Radiusfrakturen erfolgreich eingesetzt worden (171). Zur DNP wurden bis zum jetzigen Zeitpunkt vier klinische Studien veröffentlicht (96, 160, 161, 162). Für insgesamt 94 Patienten<sup>63</sup> liegen Daten zum Heilungsverlauf vor, wobei die Bewertung der DNP uneinheitlich ausfällt (160, 161, 162). Die erste Publikation aus dem Jahr 2005 von Orbay und Touhami befasste sich primär mit der Operationstechnik und lieferte nur einen geringen Erkenntnisgewinn bezüglich Heilungsverlauf und Komplikationen (96). Die Autoren berichten, dass bereits vier Monate nach dem Eingriff die Werte für Handgelenkextension und Pro- und Supination dem Zustand vor dem Trauma entsprachen. Orbays Behauptung, die proximalen Monokortikalschrauben garantierten eine sehr stabile Verankerung, deckt sich nicht mit unseren Studienergebnissen. Espen, Lauri und Fernandez konnten 2007 eine erste Einschätzung zum Risikoprofil der DNP geben (160). Sie kamen zu dem Schluss, dass die gute primäre Stabilität des Implantats, die geringe Invasivität und die kurze OP-Zeit für die Anwendung der DNP sprechen. Die Annahme von Espen et al., es handle sich bei der DNP um eine stabile Osteosynthese, kann durch die vorliegende biomechanische Untersuchung widerlegt werden. Rampoldi und Marsico veröffentlichten 2010 die retrospektiv erfassten Daten von 47 behandelten Frakturen (161). Sie fanden mit nur sechs Punkten auf dem DASH-Score eine geringe Beeinträchtigung und konnten für alle Freiheitsgrade Bewegungsumfänge von durchschnittlich 75 % der gesunden Gegenseite feststellen. Die Griffstärke erreichte mit 85 % annähernd das Niveau der gesunden Hand. Chappuis et al. verglichen die klinischen Ergebnisse der DNP mit dem Standardverfahren der palmaren Platte (162). Aufgrund der schlechteren klinischen und radiologischen Ergebnisse sowie der hohen Komplikationsrate sprachen sie sich gegen die DNP und für die Plattenosteosynthese aus. Die divergierende Studienlage zeigt, dass es zur Zeit keine einheitlichen Empfehlungen zur klinischen Anwendung des Systems gibt. Als relativ neues Verfahren ist die intramedulläre Osteosynthese der distalen Radiusfraktur bislang nicht in die Leitlinien der Fachgesellschaften aufgenommen (98).

### **5.3.1 Stabilität in vivo**

Radiologische Parameter sind ein indirektes Maß für die mechanische Stabilität eines Osteosynthese-Verfahrens. Sie ermöglichen eine Einschätzung, ob ein Implantat über einen längeren Zeitraum die physiologische Belastung über der Frakturstelle standhalten und die Reposition aufrechterhalten kann. Über die DNP liegen radiologische Daten aus zwei

---

<sup>63</sup> Aufgrund der spärlichen klinischen Angaben wird die Studie von Orbay und Touhami mit über 200 Patienten nicht zu den 94 Patienten hinzugerechnet (96). Vgl. Tab.2 und 3 im Anhang.

verschiedenen Untersuchungen vor (161, 162)<sup>64</sup>. Die mittlere Neigung der radiocarpalen Gelenkfläche entsprach mit 8 ° nach palmar bzw. 1 ° nach dorsal annähernd der anatomischen Situation. Während der postoperativen Periode kam es im Schnitt zu minimalen Änderungen von 1 ° bzw. 2 °. Beide Forschergruppen berichteten, dass die anatomische Radialinklination der Gelenkfläche mit 20 ° respektive 23 ° wiederhergestellt werden konnte. Die DNP ließ bei Rampoldi im Heilungsverlauf keine Verkürzung des Radius zu (161), Chappuis gibt eine Zunahme der Ulnarvarianz um 0,8 mm an (162).

Auch bei den Untersuchungen zu den anderen beiden intramedullären Implantaten Targon DR und Micronail wurden gute radiologische Parameter festgestellt und normal-anatomische Werte erzielt. (102, 121, 149, 152, 156, 158, 164). Die relative Radiuslänge und die Radiushöhe wurden gut wiederhergestellt. Die Radiusinklination erreichte, soweit sie untersucht wurde, anatomische Normalwerte. Bei allen drei untersuchten intramedullären Implantaten wurde eine gewisse Tendenz zum dorsalen Abkippen des distalen Fragmentes beschrieben (102, 121, 152, 158, 161, 164).

Die guten radiologischen Endergebnisse der DNP können der Tatsache geschuldet sein, dass das Handgelenk der Patienten postoperativ immobilisiert wurde (160, 161). Die Dauer der Ruhigstellung betrug durchschnittlich 15 Tage, im Einzelfall bis zu 28 Tagen (161). Eine fünf- bis achttägige Immobilisierung bei mit Radiusplatten versorgten Frakturen dient primär der postoperativen Weichteilschonung und Schmerzreduktion (28); die Osteosynthese selbst ist hingegen übungstabil. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sprechen dafür, dass die Stabilität der DNP unter den Werten für palmare Platten oder Fixateurs externes liegt. Bei einer Wiederherstellung von 17 % der ursprünglichen Rotationssteifigkeit und von 13 % der Axialsteifigkeit ist es fraglich, ob die alleinige Osteosynthese mit DNP eine Übungsstabilität gewährleistet. Daher empfehlen wir, die mit der DNP versorgten Frakturen aus mechanischen Gründen sicherheitshalber zu immobilisieren. Eine frühzeitige, intensive Übungsbehandlung mit aktiver Bewegung von Fingern und Handgelenk sollte zunächst vermieden werden, sondern erst bei radiologischen Anzeichen einer fortschreitenden knöchernen Durchbauung der Fraktur durchgeführt werden. Bis zu diesem Zeitpunkt sollte der Unterarm ruhiggestellt werden und der Patient Bewegungen aus der Schiene heraus durchführen, da ansonsten eine schwere sekundäre Dislokation auftreten kann, wie sie in der Literatur beschrieben ist (96). Wegen der unzureichenden dorsalen Verankerung und der Bruchgefahr im Bereich der Schaftschrauben empfehlen wir, die Kraft nur vorsichtig zu steigern. Um zu verhindern, dass die Knochenstifte aus dem distalen Fragment herausgezogen werden, sollte die Flexion und Extension im Handgelenk limitiert werden.

Wie in Kap. 2.6 erläutert, sollte ein operatives Osteosyntheseverfahren eine frühzeitige Mobilisation ermöglichen. Das bedeutet nicht nur den Einsatz der Finger, wie von Orbay

---

64 Vgl. Tab. 2 „Radiologische Ergebnisse mit intramedullären Osteosynthesystemen“ im Anhang.



durchgeführt (96), sondern schließt auch das Radiocarpal- und das distale Radioulnargelenk ein. Erfordert ein operatives Verfahren wie die DNP aus biomechanischer Sicht eine zusätzliche externe Ruhigstellung, ist ein Vorteil des Systems im Vergleich zur konservativen Behandlung fraglich, da es die Risiken des operativen Traumas mit den negativen Folgen der Immobilisierung kombiniert.

Da über die XSCREW keine klinischen Untersuchungen vorliegen, sind nur eingeschränkte Aussagen zum postoperativen Procedere möglich. Das System erzielte zwar bessere Ergebnisse für die Steifigkeiten als das Vergleichsimplantat DNP, lag aber in Relation zu anderen Studien nur im unteren Bereich der mechanischen Stabilisierung. Mit 50 % gelang unter Torsionsbelastung eine gute Wiederherstellung der ursprünglichen Steifigkeit, mit 30 % unter Axialkompression nur mäßig. Bis zu einem direkten, biomechanischen Vergleich mit einem Standardverfahren sollte daher ein mit der XSCREW stabilisierter Bruch bis zum radiologischen Nachweis einer Knochenheilung ruhiggestellt werden. Wie die breite Spanne der Werte für Axial- und Torsionssteifigkeit in unserer Studie zeigen konnte, erreicht die XSCREW in Radii mit hoher Knochenqualität ein gutes Ergebnis. Wenn eine frühzeitige Mobilisation angestrebt wird, sollte dieses Verfahren vorerst auf diese Gruppe beschränkt bleiben. Die Verwendung der XSCREW bei osteoporotischen Frakturen, wie vom Hersteller angegeben (170), kann nur eingeschränkt empfohlen werden. Da die proximale radiale Kortikalis unter höher Belastung zur Fissurierung neigt, sollten physiotherapeutische Übungen nur mit großer Vorsicht und geringer Kraft durchgeführt werden.

### **5.3.2 Komplikationen**

Wie in Kap. 2.7 ausführlich dargestellt wurde, sind konventionelle Techniken zur Osteosynthese mit einer Reihe von Komplikationen behaftet. Perkutane Verfahren erzielen nur eine unzureichende biomechanische Stabilisierung der Brüche und führen häufig zu Pin-assoziierten Komplikationen (70, 92, 116, 117, 118, 119, 120, 124). Dorsale und palmare Radiusplatten stabilisieren die Fraktur außerordentlich gut, führen jedoch häufig zu Sehenschäden und haben den Nachteil eines größeren chirurgischen Zugangsweges (4, 22, 82, 83, 85, 132, 135, 136). Intramedulläre Osteosynthese-Systeme wurden entwickelt, um diese Komplikationen zu reduzieren.<sup>65</sup> Neben den biomechanischen Parametern und dem jeweiligen Versagensmechanismus ermöglicht die vorliegende Studie eine Einschätzung von Komplikationen der beiden untersuchten Implantate. Die spezifischen Risiken der DorsalNailPlate sind aus klinischen Studien bekannt und konnten durch unsere Untersuchung bestätigt werden (160, 161, 162). Da bislang keine Angaben über die Komplikationen der XSCREW vorliegen, kann diese Arbeit dazu beitragen, potentielle Risiken mit diesem System zu erfassen. Das nur auf den Radius beschränkte Modell bietet perfekte

---

<sup>65</sup> Vgl. Kap. 2.8

Operationsbedingungen, da sämtliche Weichteile entfernt wurden. Unter Belastung konnte das biomechanische Verhalten und die daraus resultierenden Risiken beobachtet werden. Die vom Implantat ausgehenden mögliche Gefahren wurden makroskopisch und radiologisch erfasst.

### **Komplikationen der DorsalNailPlate**

Die häufigste in der Literatur beschriebene Komplikation der DNP ist ein Schaden an der Sehne des M. extensor pollicis longus.<sup>66</sup> In drei voneinander unabhängigen klinischen Studien waren fünf Patienten betroffen, was einer gesamten Komplikationsrate von 5 % entspricht (160, 161, 162). Bei zwei Patienten kam es intraoperativ zur Verletzung, die Sehne konnte genäht werden (161). Bei drei Patienten führte die chronische Reibung der Sehne über den prominenten Plattenanteil zu einer zeitverzögerten Ruptur, die einen operativen Sehnentransfer erforderte (160, 162). In unserer biomechanischen Untersuchung konnte beobachtet werden, dass die DNP unter Belastung eine palmare Abkipfung des distalen Fragmentes zulässt. Durch den resultierenden Achsknick vergrößert sich der Abstand zwischen Plattenanteil und dorsaler Kortikalis, wie die Abb. 20 zeigt. Zwischen Platte und Knochen klafft ein Spalt von ca. 2 mm Breite (blauer Pfeil). Die EPL-Sehne verläuft beim Menschen distal und radial in unmittelbarer Nachbarschaft der Platte und kann am scharfkantigen Unterrand entlangreiben. Unter längerer Beanspruchung kann die Sehne auffasern und rupturieren. Desweiteren ist es möglich, dass die Sehne bei einer ungünstigen Bewegung unter dem Plattenanteil eingeklemmt wird. Durch die unzureichende Verankerung der distalen Pegs im Knochen wird ein Abheben der Platte von der Oberfläche begünstigt. Der volle Umfang für Flexion und Extension sollte erst bei nachgewiesener Verheilung der Fraktur voll zugelassen werden, um Sehnenschäden zu vermeiden.

Bei einem Patienten von Rampoldi et al. lockerte sich ein distaler winkelstabiler Stift, der operativ entfernt werden musste (161). Die Lockerung der Pegs konnte in unserer Studie nicht beobachtet werden. Bei keinem der acht Präparate kam es unter rotatorischer Dauerbelastung zu einem Verlust der Gewindeverriegelung in der Nagelplatte.

Es erwies sich als schwierig, die proximalen Schaftschrauben mit der richtigen Schraubenspannung zu verriegelt. Zu fest angezogene proximale Schrauben können die Kortikalis sprengen, wie im Kap. 5.1.4 dargestellt wurde. Auf der anderen Seite führt eine zu lockere Fixierung zu einem instabilen Implantat und zu dorsal hervorstehenden Schraubenköpfen: Bei einem Patienten der Studie von Espen et al. wurde eine unzureichend fixierte Verriegelungsschraube prominent und verursachte Beschwerden (160).

Durch die divergierende Ausrichtung der winkelstabilen Knochenstifte der DNP<sup>67</sup> ist eine Gelenkpenetration möglich, wie die Röntgenbilder Abb. 15 und 16 veranschaulichen: Gefährdet ist der am weitesten proximal aus der Platte hervorgehende Knochenstift (roter

<sup>66</sup> Vgl. Tab.3 „Komplikationen mit intramedullären Osteosynthesystemen“ im Anhang.

<sup>67</sup> Vgl. dazu auch Abb. 10.

Pfeil). Er zielt nach palmar zwischen Fossa lunata und scaphoidea. Bei ungünstiger, insbesondere recht distaler Lage der DNP kann er die Gelenkfläche im volaren Anteil penetrieren, wie der Bohrkanal im Knochen zeigt (gelber Pfeil). Die Hauptgefahr für einen Knorpelschaden besteht weniger in den Pegs selbst, da sie eine glatte Oberfläche mit abgerundete Spitze haben, sondern primär in einer intraoperativen Beschädigung durch den Bohrer. Um dieses Risiko zu minimieren, sollte der Bohrvorgang in vivo nur unter gleichzeitiger Durchleuchtung stattfinden.

## **Komplikationen der XSCREW**

Vom Hersteller der XSCREW werden keine potentiellen Komplikationen erwähnt (171). Auch anderweitig gibt es zum aktuellen Zeitpunkt keine Bewertung des Risikoprofils der XSCREW. Wie Micronail und Targon DR wird das Implantat über den Proc. styloideus in den Knochen eingeführt.<sup>68</sup> Daher besteht das grundsätzliche Risiko, dass der R. superficialis n. radialis geschädigt wird. Neun von insgesamt 141 mit einem Micronail behandelte Patienten erlitten Nervenirritationen, was einer Komplikationsrate von 6,4 % entspricht (73, 102, 121, 152, 156, 158).<sup>69</sup> Mit dem Targon DR-Nagel kam es in den Studien von Gradl et al. und Lerch et al. bei fünf von 63 Patienten (8 %) zu einer transienten Nervenschädigung (149, 164). Der R. superficialis kann während des Implantationsvorgangs geschädigt oder postoperativ durch aus dem Knochen hervorstehendes Material gereizt werden. Wie die Abb. 22 und 23 zeigen, schließt der Kopf der XSCREW nicht bündig mit der Kortikalis des Proc. styloideus ab, sondern ragt ca. 3 mm über den Knochen hinaus. Aufgrund des Einführwinkels kann insbesondere der radiale, dem Schaft zugewandte Teil des Schraubenkopfes nicht vollständig im Proc. styloideus versenkt werden. Die kantige Oberfläche des Kopfes und die beiden knapp über dem Knochen abgetrennten K-Drähte können durch ihr überstehendes Profil zu einer Reizung der lokalen Strukturen führen (92). Daher ist anzunehmen, dass es durch die XSCREW ebenfalls zu einer Nervenirritation oder in selteneren Fällen auch zu einem bleibenden Schaden am R. superficialis n. radialis kommen kann. Das perkutane Einbohren der K-Drähte über den Zielbügel erschwert die Identifikation von Strukturen in der Tiefe, sodass Sehnen und Blutgefäße geschädigt werden können. Auf der ulnaren Seite sind insbesondere die interossären Gefäße A. interossea communis anterior et posterior und die begleitenden Venen durch die Drahtspitzen verletzungsgefährdet.

In der Literatur werden für Micronail und Targon DR Schäden durch die distale Verriegelung beschrieben. Ilyas berichtet von drei von 10 Patienten mit einem Micronail, bei welchen die distalen Schrauben das distale Radioulnargelenk penetrierten (158). In einem Fall entwickelte sich eine bleibende Arthrose. Bei zwei von 50 Patienten der Targon-Studie von Gradl et al. trat eine Osteolyse des Ulnakopfes auf, die durch die distale Verriegelung verursacht wurde

---

<sup>68</sup> Vgl. Tab.1 im Anhang.

<sup>69</sup> Vgl. Tab.3 im Anhang.

(149). Unsere Studie konnte nachweisen, dass auch mit der XSCREW eine Penetration des DRUG möglich ist. Das Röntgenbild Abb. 25 zeigt, dass insgesamt drei K-Drähte in Richtung der radialen Gelenkfläche des DRUG zielen. Es sind der erste, dritte und vierte Draht von distal. Die Abb. 24 zeigt die ulnare Seite des Radius von distal: Zwei K-Drähte liegen in der sigmoidalen Gelenkfläche des DRUG. In vivo können die vorstehenden Drahtspitzen zu einer Arthrose führen. Durch die ulnarseitige Ausbuchtung der radialen Gelenkfläche ist es unter Röntgenkontrolle möglich, dass die Drahtlänge überschätzt wird (102). Da die K-Drähte nicht in der Schraube verankert sind, können sie unter dauerhafter Belastung dislozieren, was auch von Spickdraht-Osteosynthesen bekannt ist (1). Selbst bei intraoperativ einwandfreier Lage der Drähte ist es möglich, dass durch eine allmähliche Dislozierung während des Heilungsverlaufs ein Gelenkschaden auftritt. Wir empfehlen daher, bei Anzeichen einer eingeschränkten oder schmerzhaften Umwendbewegung dringend eine Penetration des DRUG durch die K-Drähte auszuschließen.

## **Fazit**

Durch beide in dieser Studie untersuchten Implantate können schwerwiegende Folgen auftreten. Das Hauptrisiko der DNP besteht darin, dass die EPL-Sehne geschädigt werden kann. Mit 5 % liegt das Risiko in einer ähnlichen Größenordnung wie die Sehnenschäden bei Radiusplatten.<sup>70</sup> Wie diese Arbeit zeigt, neigt die DNP zum palmaren Abkippen und begünstigt daher eine Sehnenläsion durch den vom Knochen abstehenden Plattenanteil. Die Röntgendokumentation demonstriert, dass der Gelenkknorpel intraoperativ beschädigt werden kann, wodurch die Entwicklung einer iatrogenen Radiocarpal-Arthrose möglich ist. Unter Belastung besteht die Gefahr, dass die dorsale Kortikalis um die Schraubenlöcher herum frakturiert.

Die XSCREW hat aufgrund des prominenten Schraubenkopfes und der K-Drähte möglicherweise ein höheres Risiko für Nervenirritationen als andere intramedulläre Implantate, die bündig mit dem Knochen abschließen. Die in dieser Studie nachgewiesene Penetration des DRUG durch Kirschnerdrähte kann zu schwerwiegenden Folgen in Form einer operationspflichtigen Arthrose führen. Das Verhalten unter Belastung bestätigt ein hohes Risiko für eine Knochenspaltung entlang der K-Drähte. Dieses Problem könnte während einer intensiven Frührehabilitation vermehrt auftreten.

## **5.4 Forschungsausblick**

Minimalinvasive Systeme bieten gegenüber konventionellen Verfahren eine Reihe von Vorteilen<sup>71</sup>: Sie erfordern zumeist einen kürzeren Hautschnitt, somit ist seltener mit Narbenkomplikationen zu rechnen. Anders als ORIF-Verfahren ist nur eine geringe Dissektion

---

<sup>70</sup> Vgl. Kap. 2.7.5 und 2.7.6

<sup>71</sup> Vgl. Kap. 2.8

notwendig, wodurch die Durchblutung der Fragmente weniger beeinträchtigt wird (73, 106). Die zentrale Lage im Knochen ist die mechanisch stabilste Konfiguration für eine Osteosynthese. Die Systeme müssen nach Ausheilung der Fraktur nicht zwingend entfernt werden und können bei Toleranz im Körper des Patienten verbleiben (149). Neben dem Verzicht auf eine potentiell riskante Operation führt diese Möglichkeit zu einer Kostenersparnis für das Gesundheitssystem. Wie Schonemann zeigen konnte, sind die Folgekosten eines neuen vollständig implantierten Systems trotz höherer Materialpreise deutlich geringer als die eines konventionellen Fixateur externe, der einen großen Pflegeaufwand erfordert (121). Da die distale Radiusfraktur der häufigste Bruch des Menschen ist, hat eine optimierte Frakturversorgung, die eine schnelle Rückkehr in ein Arbeitsverhältnis ermöglicht, bedeutsame volkswirtschaftliche Auswirkungen.<sup>72</sup>

Obwohl die intramedulläre Osteosynthese an anderen Röhrenknochen schon seit Jahrzehnten anerkannt ist, konnte sich dieses Therapieverfahren bis zum jetzigen Zeitpunkt am distalen Radius klinisch noch nicht etablieren. Die Schwierigkeit besteht im nur ein bis drei Zentimeter großen distalen Fragment, dass durch einen Marknagel sicher fixiert werden muss. Durch die komplexe Anatomie des distalen Radius mit vielen Strukturen auf engem Raum gibt es nur wenige geeignete Zugänge, um einen Marknagel zu implantieren. Die bisherigen klinischen Erfahrungen mit der DNP zeigen, dass über den dorsalen Zugang nur ein Implantat mit geringem Durchmesser eingeführt werden kann, und dass durch das Osteosynthesematerial ein erhöhtes Risiko für Schäden an den Extensorsehnen besteht (160, 161, 162). Der Eintrittspunkt zwischen erstem und zweiten Strecksehnenfach über dem Proc. styloideus radii birgt jedoch häufig das Risiko einer transienten oder dauerhaften Läsion des N. radialis superficialis (73, 102, 121, 149, 152, 156, 158, 164). Wie in Kap. 2.8.1 gezeigt wurde, benutzen vier der fünf aktuellen minimalinvasiven Systeme diese Stelle zur Implantation und werden retrograd in den Markraum eingeführt.<sup>73</sup>

Damit sie konventionellen Verfahren gleichwertig oder überlegen sind, ist es erforderlich, dass neue Implantate weniger Komplikationen als bisherige Therapieverfahren aufweisen, aber eine mindestens gleichwertige Stabilität erzielen.<sup>74</sup> Die beiden in unserer Arbeit untersuchten Systeme weisen ein problematisches Oberflächenprofil auf, da sie über die Kortikalis hinausragen. Um das Risiko von postoperativen Nerven- oder Sehnenschäden zu reduzieren, sollte ein Implantat vollständig im Knochen versenkt werden. Damit physiologische Axial-, Biegungs- und Torsionskräfte möglichst symmetrisch abgeleitet werden können, sollte ein intramedullärer Kraftträger zentral im Knochen liegen (34). Diese Forderung wird weder durch die XSCREW noch durch die DNP erfüllt. Das System sollte so stabil sein, dass eine frühzeitige funktionelle Übungsbehandlung ermöglicht und eine längere

---

72 Vgl. Kap. 2.1

73 Vgl. Tab. 1 im Anhang.

74 Vgl. Kap. 2.7.9

Ruhigstellung der Extremität vermieden wird. Das distale Fragment sollte winkelstabil mit dem Nagel verbunden sein, wobei zu berücksichtigen ist, dass der subchondrale Knochen die effektivste Verankerung garantiert (62). Analog zu Radiusplatten empfiehlt es sich, eher winkelstabile Schrauben statt glatter Knochenstifte zu verwenden (56, 146). Die distale Verriegelung erweist sich bei den zurzeit klinisch erprobten Systemen als problematisch, da sie zu Schäden an den Gelenkflächen oder der Ulna führen kann (149, 158). Wir konnten in unserer Untersuchung nachweisen, dass dieses Risiko auch für DNP und XSCREW besteht. Die distalen Schrauben bei neuen Marknagel-Designs sollten so ausgerichtet sein, dass diese Komplikationen möglichst nicht auftreten. Um einen Nagel rotationsstabil zu verriegeln, muss er im Radiuschaft fixiert werden. Wie die vorliegende Untersuchung zeigen konnte, ist die radial- und dorsale Kortex jedoch nur eingeschränkt mechanisch belastbar und neigt zur Fraktur entlang der Verriegelung. Künftige Implantat-Entwicklungen müssen diesen *Locus minorae resistentiae* berücksichtigen und gewährleisten, dass sich die Kraft auf eine größere Fläche verteilt.

Erste klinische Erfahrungen mit intramedullären Osteosynthese-Systemen fielen überwiegend positiv aus und sprechen dafür, dass die intramedulläre Osteosynthese ein erfolgversprechender Therapieansatz ist (73, 80, 81, 102, 121, 149, 152, 156, 164). Ob die Marknagelung zu einem Standardverfahren für die Versorgung der extraartikulären instabilen distalen Radiusfraktur wird, kann allerdings erst durch prospektive randomisierte Studien mit größeren Fallzahlen geklärt werden. Die in dieser Arbeit untersuchten Implantate DNP und XSCREW scheinen nicht die Stabilität herkömmlicher Systeme zu gewährleisten, und beide können durch ihr spezifisches Design zu Schäden an den umliegenden Geweben führen.

## 6 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit ist die erste Studie, die zwei neuartige minimalinvasive Systeme biomechanisch miteinander vergleicht. Sie ist bislang die einzige Untersuchung der Implantate DNP und XSCREW an einem Frakturmodell mit frischen humanen Rädern. Neben den physikalischen Werten unter Torsions- und Axialbelastung konnte die Arbeit Schwachstellen und mögliche Komplikationen der untersuchten Systeme erfassen.

Die XSCREW zeigte unter beiden Belastungsmodi höhere Steifigkeiten als die DNP, der Unterschied war jedoch nur für die Torsion eindeutig statistisch auffällig. Die ursprüngliche Axial- und Torsionssteifigkeit wurde durch die XSCREW mit statistisch auffälligem Unterschied besser wiederhergestellt als durch die DNP. Beide Verfahren erzielten jedoch nach der Intervention deutlich niedrigere Steifigkeiten als die intakten Knochen.

Die Torsionssteifigkeit der DNP befindet sich in der gleichen Größenordnung wie diese von Bohrdraht-Osteosynthesen (55), liegt aber deutlich unter den Werten mit einer palmaren Platte einer Vergleichsstudie (56). Die Axialsteifigkeit liegt unter den Ergebnissen sämtlicher Untersuchungen mit vergleichbarer Methodik (40, 42, 54, 56, 58, 59). Die DNP scheint daher nicht die gleiche Rigidität zu ermöglichen wie palmare oder dorsale Radiusplatten. Die XSCREW erzielte eine höhere Torsionssteifigkeit als eine winkelstabile Platte einer anderen biomechanischen Studie (56) und könnte daher unter Rotationsbelastung einer Plattenosteosynthese möglicherweise gleichwertig sein. Die Axialsteifigkeit des Implantats ist im unteren Bereich der Werteverteilung von Vergleichsstudien angesiedelt (40, 42, 54, 56, 58, 59). Ob die XSCREW einem herkömmlichen Verfahren unter Axialbelastung ebenbürtig ist, kann daraus nicht geschlossen werden. Die Axialsteifigkeit eines anderen intramedullären Systems, des Targon DR-Nagels, liegt deutlich über den Werten der beiden getesteten Systeme (163). DNP und XSCREW sind diesem Implantat bezüglich der Axialsteifigkeit wahrscheinlich biomechanisch unterlegen. Es ist nicht sicher, ob beide Implantate einer Axialbelastung von 250 N standhalten können, wie sie für eine aktive Fingerbewegung angenommen wird (41).

Während der Dauerbelastung in Torsion versagten mehr Präparate mit einer DNP als mit einer XSCREW. Die XSCREW erwies sich unter dieser Belastungsform stabiler. Beide Verfahren sind unter der Dauerbelastung mit einer hohen Versagerquote assoziiert, wogegen kein Präparat mit einer palmaren Platte einer Vergleichsstudie versagte (56). Das Drehmoment bei Versagen war mit der XSCREW höher als mit der DNP, der Unterschied zwischen den Verfahren war statistisch auffällig. Die Schwachstellen beider Systeme lagen vorwiegend in der proximalen Verankerung im Knochen. K-Drähte bzw. Verriegelungsschrauben führten unter andauernder Belastung zu einer Spaltung der Kortikalis im Schaftbereich. Durch die Ausrichtung der distalen Verriegelungen können bei beiden Implantaten Schäden an den Gelenkflächen entstehen.

Die XSCREW ermöglicht insgesamt eine höhere mechanische Stabilität als die DNP. Beide Verfahren scheinen einer winkelstabilen palmaren Plattenosteosynthese insbesondere unter rotatorischer Dauerbelastung unterlegen zu sein und erreichen nicht die Stabilität eines anderen minimalinvasiven Systems (Targon DR-Nagel). Um dies jedoch zu beweisen, ist ein direkter biomechanischer Vergleich der Verfahren notwendig. Ob sich die beiden neuen Implantate als Routineverfahren für die Versorgung der distalen Radiusfraktur eignen, muss durch klinische Studien geklärt werden.



## 7 Literaturverzeichnis

- 1 Nijs S, Broos PLO. Fractures of the distal radius: a contemporary approach. *Acta Chir Belgica*. 2004; 104: 401-412.
- 2 Jupiter JB. Fractures of the distal end of the radius. *J Bone Joint Surg Am*. 1991; 73: 461-469.
- 3 Müller ME, Nazarian S, Koch P. Classification of AO of fractures. Berlin: Springer; 1987: 106-115.
- 4 Lattmann T, Meier C, Dietrich M, Forberger J, Platz A. Results of Volar Locking Plate Osteosynthesis for Distal Radius Fractures. *J Trauma*. 2011; 70 (6): 1510-1518.
- 5 Mallmin H, Ljunghall S. Incidence of Colles' Fracture in Uppsala. A prospective study of a quarter-million population. *Acta Orthop Scand*. 1993; 63 (2): 213-215.
- 6 Róbertsson GO, Jónsson GT, Sigurjónsson K. Epidemiology of distal radius fractures in Iceland in 1985. *Acta Orthop Scand*. 1990; 61 (5): 457-459.
- 7 O'Neill TW, Cooper C, Finn JD, Lunt M, Purdie D, Reid DM, Rowe R, Woolf AD, Wallace AW. Incidence of distal forearm fractures in British men and women. *Osteoporosis Int*. 2001; 12: 555-558.
- 8 Owen RA, Melton LJ, Johnson KA, Ilstrup DM, Riggs BL. Incidence of Colles' Fracture in a North American Community. *Am J Public Health*. 1982; 72 (6): 605-607.
- 9 Schmalholz A. Epidemiology of distal radius fracture in Stockholm 1981-1982. *Acta Orthop Scand*. 1988; 59 (6): 701-703.
- 10 Larsen CF, Lauritsen J. Epidemiology of acute wrist trauma. *Int J Epidemiol*. 1993; 22 (5): 911-916.
- 11 Bengnér U, Johnell O. Increasing incidence of forearm fractures: a comparison of epidemiologic patterns 25 years apart. *Acta Orthop Scand*. 1985; 56: 158-160.
- 12 Jónsson B, Bengnér U, Redlund-Johnell I, Johnell O. Forearm fractures in Malmö, Sweden: Changes of the incidence occurring during the 1950s, 1980s and 1990s. *Acta Orthop Scand*. 1999; 70 (2): 129-132.
- 13 Eingartner C, Jockheck M, Krackhardt T, Weise K. Verletzungen beim Inline-Skating. *Sportverl Sportschad*. 1997; 11: 48-51.
- 14 Weigel B. Distale Radiusfraktur. In: Weigel B, Nehrlich M, Hrsg. *Praxisbuch Unfallchirurgie*. 1. Aufl. Berlin: Springer; 2005: 351-365.
- 15 Lange M. Distale Radiusfraktur. In: Rasche M, Stange R, Hrsg. *Alterstraumatologie*. 1. Aufl. München: Elsevier; 2009: 389-400.
- 16 Masud T, Jordan D, Hosking JD. Distal Forearm fracture history in an older community-dwelling population: The Nottingham-Community Osteoporosis Study (NOCOS). *Age and Ageing*. 2001; 30: 255-258.
- 17 Naves M, Díaz-López JB, Gómez C, Rodríguez-Rebollar A, Cannata-Andía JB. Determinants of incidence of osteoporotic fractures in the female Spanish population older than 50. *Osteoporosis Int*. 2001; 16: 2013-2017.
- 18 Mallmin H, Ljunghall S, Persson I, Bergström R. Risk Factors for fractures of the distal forearm: A population-based case-control study. *Osteoporosis Int*. 1994; 4: 298-302.
- 19 Bennett GL. Intramedullary fixation of unstable distal radius fractures. A method of fixation allowing early motion. *Orthopaedic review*. 1989; 18 (2): 210-216.
- 20 Moriggl B. Unterarm und Handgelenk: Funktionelle Anatomie. In: Wirth CJ, Mutschler W, Hrsg. *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2009: 870-873.

- 21 Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Anatomie der Oberen Extremität. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus – Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 1. Aufl. Stuttgart. Thieme; 2005: 242-356.
- 22 Arora R, Lutz M, Hennerbichler A, Krappinger D, Espen D, Gabl M. Complications following internal fixation of unstable distal radius fracture with a palmar locking plate. *J Orthop Trauma.* 2007; 21 (5): 316-322.
- 23 Ateschrang A, Stuby F, Werdin F, Schaller HE, Weise K, Albrecht D. Irritation der Beugesehnen nach palmarer winkelstabiler Plattenosteosynthese des distalen Radius mit der 3,5-mm-T-Platte: Erarbeitung von Risikofaktoren. *Z Orthop Unfall.* 2010; 148: 319-325.
- 24 Maschke SD, Evans PJ, Schub D, Drake R, Lawton JN. Radiographic Evaluation of Dorsal Screw Penetration after volar fixed-angle plating of the distal radius: a cadaveric study. *Hand.* 2007; 2: 144-150.
- 25 Tsai PC, Naksima N. The distal radioulnar joint. *Bulletin of the NYO-Hospital of Joint diseases.* 2009; 61 (1): 90-96.
- 26 Kuner E, Schlosser V. Frakturen am distalen Unterarm. In: Kuner E, Schlosser V, Hrsg. *Traumatologie.* 5. Aufl. Stuttgart: Thieme; 1995: 333-343.
- 27 Vogt MT, Cauley JA, Tomaino MM, Stone K, Williams JR, Herndon JH. Distal radius fractures in older women: A 10-year follow up study of descriptive characteristics and risk factors. The study of osteoporotic factors. *J Am Geriatr Soc.* 2002; 50: 97-103.
- 28 Siebert HR, Klönz A. Distale Radiusfraktur (Weiterbildung, zertifizierte Fortbildung). *Der Unfallchirurg.* 2005; 108: 135-153.
- 29 Rikli DA, Regazzoni P. Fractures of the distal end of the radius. *J Bone Joint Surg Br.* 1996; 78 B (4): 588-592.
- 30 Kapandji AI. Biomécanique du carpe et du poignet. *Annales de Chirurgie de la Main.* 1987; 6 (2): 147-169.
- 31 Broos PLO, Fournau IAM, Steffelen DVC. Fractures of the distal radius: Current concepts for treatment. *Acta Orthop Belgica.* 2001; 67 (3): 211-218.
- 32 Ochman S, Frerichmann U, Armsen N, Raschke MJ, Meffert RH. Ist die Behandlung der instabilen distalen Radiusfraktur beim älteren Menschen mittels Fixateur externe nicht mehr indiziert?. *Unfallchirurg.* 2006; 109: 1050-1057.
- 33 Meyer F. Distal Radius Fractures. In: Moore E, Feliciano D, Mattox K, Hrsg. *Trauma.* 5. Aufl. New York: McGraw-Hill; 2004: 921-922.
- 34 Kummer B. Morphologie und Biomechanik der Hand. In: Kummer B. *Biomechanik: Form und Funktion des Bewegungsapparates.* 1. Aufl. Köln: Deutscher Ärzte Verlag; 2005: 461-471.
- 35 Brand PW, Beach RB, Thompson DE. Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand. *J Hand Surg Am.* 1981; 6: 209-219.
- 36 Putnam MD, Meyer NJ, Nelson EW, Gesensway D, Lewis JL. Distal Radial Metaphyseal Forces in an Extrinsic Grip Model: Implications for Postfracture Rehabilitation. *J Hand Surg Am.* 2000; 25A: 469-475.
- 37 Trumble TE, Glisson RR, Seaber AV, Urbaniak JR. Forearm force transmission after surgical treatment of distal radio-ulnar joint disorders. *J Hand Surg Am.* 1987; 12A: 196-202.
- 38 Zhu L. A cadaveric model for biomechanical study of fixation methods for AO type C2 fractures of distal radius: Design and testing with dorsal plating fixation. *Hand Surg.* 2002; 7 (2): 279-283.
- 39 Viegas SF, Patterson R, Peterson P, Roefs J, Tencer A, Choi S. The effects of various load paths and different loads on the load transfer characteristics of the wrist. *J Hand Surg Am.* 1989; 14A: 458-465.

- 40 Rausch S, Klos K, Stephan H, Hoffmeier K, Gras F, Windolf M, Gueorguiev B, Hofmann GO, Mückley T. Evaluation of a polyaxial angle-stable volar plate in a distal radius C-fracture model: A biomechanical study. *Injury*. 2011; 42: 1248-1252.
- 41 Osada D, Viegas SF, Shah MA, Morris RP, Patterson RM. Comparison of Different Distal Radius Dorsal and Volar Fracture Fixation Plates: A Biomechanical Study. *J Hand Surg Am*. 2003; 28A: 94-104.
- 42 Mehling I, Müller LP, Delinsky K, Mehler D, Burkhart K, Rommens PM. Number and Locations of Screw Fixation for Volar Fixed-Angle Plating of Distal Radius Fractures: Biomechanical Study. *J Hand Surg Am*. 2010; 35A: 885-891.
- 43 Weninger P, Schueller M, Drobetz H, Jamek M, Redl H, Tschegg E. Influence of an Additional Locking Screw on Fracture Reduction After Volar Fixed-Angle Plating: Introduction of the „Protection Screw“ in an Extra-Articular Distal Radius Fracture Model. *J Trauma*. 2009; 67 (4): 746-751.
- 44 Willis AA, Kutsumi K, Zobitz ME, Cooney WP. Internal fixation of dorsally displaced fractures of the distal part of the radius: A biomechanical analysis of volar plate fracture stability. *J Bone Joint Surg Am*. 2006; 88A (11): 2411-2417.
- 45 McCall TA, Conrad B, Badman B, Wright T. Volar versus Dorsal Fixed-angle Fixation of dorsally unstable extra-articular distal Radius Fractures: A Biomechanic study. *J Hand Surg Am*. 2007; 32 A (6): 806-812.
- 46 Chang D, Kummer FJ, Egol K, Tejwani N, Wolinsky P, Koval KJ. Biomechanical Comparison of Five External Wrist Fixators. *Bull Hosp Jt Dis*. 2002-2003; 61 (1-2): 40-44.
- 47 Wolf JC, Weil WM, Hanel DP, Trumble TE. A Biomechanic Comparison of an Internal Radiocarpal-Spanning 2.4-mm Locking Plate and external Fixation in a model of distal radius fractures. *J Hand Surg Am*. 2006; 31A (10): 1578-1586.
- 48 Knox J, Ambrose H, McCallister W, Trumble T. Percutaneous pins versus volar plates for unstable distal radius fracture: A Biomechanic Study using a cadaver model. *J Hand Surg Am*. 2007; 32A (6): 813-817.
- 49 Iba K, Ozasa Y, Wada T, Kamiya T, Yamashita T, Aoki M. Efficacy of radial styloid targeting screws in volar plate fixation of intra-articular distal radial fractures: a biomechanical study in a cadaver fracture model. *J Orthop Surg Res*. 2010; 5: 90.
- 50 Kamei S, Osada D, Tamai K, Kato N, Takai M, Kameda M, Nohara Y. Stability of volar locking plate systems for AO type C3 fractures of the distal radius: A biomechanical study in a cadaveric model. *J Orthop Sc*. 2010; 15: 357-364.
- 51 Taylor KF, Parks BG, Segalman KA. Biomechanical Stability of a Fixed-Angle Volar Plate Versus Fragment-Specific Fixation System: Cyclic Testing in a C2-Type Distal Radius Cadaver Fracture Model. *J Hand Surg Am*. 2006; 31A: 373-381.
- 52 Koh S, Morris RP, Patterson RM, Kearney JP, Buford WL, Viegas SF. Volar Fixation for Dorsally Angulated Extra-Articular Fractures of the Distal Radius: A Biomechanical Study. *J Hand Surg Am*. 2006; 31A: 771-779.
- 53 Liporace FA, Kubiak EN, Jeong GK, Iesaka K, Egol KA, Koval KJ. A Biomechanical Comparison of Two Volar Locked Plates in a Dorsally Unstable Distal Radius Fracture Model. *J Trauma*. 2006; 61: 668-672.
- 54 Strauss E, Banerjee D, Kummer FJ, Tejwani NC. Evaluation of a Novel, Nonspanning External Fixator for Treatment of Unstable Extra-articular Fractures of the Distal Radius: Biomechanical Comparison With a Volar Locking Plate. *J Trauma*. 2008; 64: 975-981.
- 55 Naidu SH, Capo JT, Moulton M, Ciccone W, Radin A. Percutaneous Pinning of Distal Radius Fractures: A Biomechanical Study. *J Hand Surg Am*. 1997; 22A: 252-257.

- 56 Mehling I, Klitscher D, Mehling AP, Nowak TE, Sternstein W, Rommens PM, Müller LP. Volar Fixed-angle Plating of Distal Radius Fractures: Screws versus Pegs – A Biomechanical Study in a Cadaveric Model. *J Orthop Trauma*. 2011; 0: 000-000 (elektronische Publikation).
- 57 Yamako G, Ishii Y, Matsuda Y, Noguchi H, Hara T. Biomechanical Characteristics of Nonbridging External Fixators for Distal Radius Fractures. *J Hand Surg Am*. 2008; 33A: 322-326.
- 58 Müller LP, Klitscher D, Rudig L, Mehler D, Rommens PM, Prommersberger KJ. Locking Plates for Corrective Osteotomy of Malunited Dorsally Tilted Distal Radial Fractures: A Biomechanical Study. *J Hand Surg Br*. 2006; 31: 556-561.
- 59 Klos K, Rausch S, Löffler M, Fröber R, Hofmeier K, Lenz M, Hoffmann GO, Mückley T. A Biomechanic Comparison of a Biodegradable Volar Locked Plate With Two Titanium Volar Locked Plates in a Distal Radius Fracture Model. *J Trauma*. 2010; 68 (4): 984-991.
- 60 Windolf M, Schwieger K, Ockert B, Jupiter JB, Gradl G. A novel non-bridging external fixator construct versus volar angular stable plating for the fixation of intra-articular fractures of the distal radius – A biomechanical study. *Injury*. 2010; 41: 204-209.
- 61 Krukhaug Y, Gjerdet NR, Lundberg OJ, Lilleng PK, Hove LM. Different osteosyntheses for Colles' fracture: A mechanical study in 42 cadaver bones. *Acta Orthop*. 2009; 80 (2): 239-244.
- 62 Drobetz H, Bryant AL, Pokorny T, Spitaler R, Leixnering M, Jupiter JB. Volar Fixed-Angle Plating of Distal Radius Extension Fractures: Influence of Plate Position on Secondary Loss of Reduction – A Biomechanic Study in a Cadaveric Model. *J Hand Surg Am*. 2006; 31A: 615-622.
- 63 Trease C, McIff T, Toby EB. Locking Versus Nonlocking T-Plates for Dorsal and Volar Fixation of Dorsally Comminuted Distal Radius Fractures: A Biomechanical Study. *J Hand Surg Am*. 2005; 30A: 756-763.
- 64 Chen L, Dai Q, Wongworawat MD. A Biomechanical Comparison Between Two Volar Locking Plate Systems for Distal Radius Fractures. *Orthopedics* . 2006; 29 (10): 927-929.
- 65 Cooper EO, Segalman KA, Parks BG, Sharma KM, Nguyen A. Biomechanical Stability of a Volar Locking-Screw Plate Versus Fragment-Specific Fixation in a Distal Radius Fracture Model. *Am J Orthop*. 2007; 36 (4): E46-E49.
- 66 Pechlaner S, Kathrein A, Gabl M, Lutz M, Angermann P, Zimmermann R. Distaler Radiusfraktur und Begleitverletzungen: Experimentelle Untersuchungen zum Pathomechanismus. *Handchir Microchir Plast Chir*. 2002; 34: 150-157.
- 67 Weise K. Knöchelverletzungen am Unterarm. In: Wirth CJ, Mutschler W, Hrsg. *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2. Aufl. Stuttgart. Thieme; 2009: 879-891.
- 68 van Leeuwen PAM, Reynders PA, Rommens PM, Broos PLO. Operative treatment of Smith-Goyrand fractures. *Injury*. 1990; 21: 358-360.
- 69 Colles A. On the fracture of the carpal extremities of the carpus. *Journal of Medical Surgery*. 1814; 10: 181-186.
- 70 Agee JM, Szabo RM, Chidgey LK, King FC, Kerfoot C. Treatment of comminuted distal radius fractures: an approach based on pathomechanics. *Orthopedics* . 1994; 17 (12): 1115-1122.
- 71 Batra S, Gupta A. The effect of fracture related factors of the functional outcome at 1 year in distal radius fractures. *Injury*. 2002; 33 (6): 499-502.
- 72 Frykman G. Fracture of the distal radius including Sequelae: shoulder-hand-finger syndrome, disturbance in the distal radio-ulnar joint and impairment of nerve function. *Acta Orthop Scand*. 1967; Suppl. 108: 3.
- 73 Tan V, Capo JT, Warburton M. Distal Radius Fracture Fixation with an intramedullary Nail. *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery*. 2005; 9 (4): 195-201.

- 74 Murakami K, Abe Y, Takahashi K. Surgical treatment of unstable distal radius fractures with volar locking plates. *J Orthop Sc.* 2007; 12: 134-140.
- 75 Metha JA, Bain GL, Heptinstall P. Anatomical reduction of intra-articular fractures of the distal radius. An arthroscopically-assisted approach. *J Bone Joint Surg Br.* 2000; 82 (1): 79-86.
- 76 Richards RS, Bennett JD, Roth JH, Milne K Jr. Arthroscopic diagnosis of intra-articular soft tissue injuries associated with distal radial fractures. *J Hand Surg Am.* 1997; 22 (5): 772-776.
- 77 Neidenbach P, Audigé L, Wilhelmi-Mock M, Hanson B, De Boer P. The efficacy of closed reduction in displaced distal radius fractures. *Injury.* 2010; 41: 592-598.
- 78 Lam J, Wolfe SW. Distal Radius Fractures: What Cannot Be Fixed With A Volar Plate? - The Role of Fragment-Specific Fixation in Modern Fracture Treatment. *Oper Tech Sports Med.* 2010; 18: 181-188.
- 79 Gausepohl T, Pennig D, Mader K. Principles of external fixation and supplementary techniques in distal radius fractures. *International Journal of the Care of the Injured.* 2000; 31: 56-70.
- 80 Geerts RW, Toonen HG, van Unen JM, van Vugt R, Werre AJ. A new technique in the treatment of distal radius fractures: the Micronail. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2011; 45 (2): 85-93.
- 81 van Vugt R, Geerts RW, Werre AJ. Osteosynthesis of distal radius fractures with Micronail. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2010; 36: 471-476.
- 82 Rozenthal T, Beredjikian P, Bozentka DJ. Functional outcome and complications following two types of dorsal plating for unstable fractures of the distal part of the radius. *J Bone Joint Surg Am.* 2003; 85 (10): 1956-1960.
- 83 Rozenthal T, Blazar PE. Functional Outcome and Complications After Volar Plating for Dorsally Displaced, Unstable Fractures of the Distal Radius. *J Hand Surg Am.* 2006; 31A: 359-365.
- 84 Kim RY, Rosenwasser MP. Internal Fixation of Distal Radius Fractures. *Am J Orthop.* 2007; 36 (12): 2-7.
- 85 Zettl RP, Clauberg E, Nast-Kolb D, Ruchholtz S, Kühne CA. Volare winkelstabile vs. Dorsale Plattenosteosynthese bei der distalen Radiusextensionsfraktur: Eine prospektive, randomisierte Untersuchung. *Unfallchirurg.* 2009; 112: 712-718.
- 86 Egol KA, Walsh M, Romo-Cardoso S, Dorsky S, Paksima N. Distal Radial Fractures in the Elderly: Operative Compared with Nonoperative Treatment. *J Bone Joint Surg Am.* 2010; 92: 1851-1857.
- 87 Povacz F. *Geschichte der Unfallchirurgie.* 1. Aufl. Berlin: Springer; 2000. 123-205.
- 88 Böhler L. *Die Technik der Knochenbruchbehandlung.* Wien: Wilhelm Maudrich; 1929.
- 89 Klönz A, Reilmann H. Palmare Plattenosteosynthese der distalen Radiusfraktur. *Der Unfallchirurg.* 2005; 108: 155-157.
- 90 Rousselon T, Guelmi K. Étude biomécanique d'une nouvelle ostéosynthèse des fractures distales du radius. *Chirurgie de la main.* 2006; 25: 293-297.
- 91 Kilic A, Ozkaya U, Kabukcuoglu Y, Sokucu S, Basilgan S. The results of non-surgical treatment for unstable distal radius fractures in elderly patients. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2009; 43 (3): 229-234.
- 92 Schneiders W, Elenz J, Rehberg S, Rein S, Rammelt S, Zwipp H, Heineck J. Langzeitergebnisse nach Kirschner-Draht-Osteosynthese distaler Radiusfrakturen. *Der Unfallchirurg.* 2012; 115: 38-46.
- 93 Herron S, Faraj A, Craigen MAC. Dorsal plating for displaced intra-articular fractures of the distal radius. *Injury.* 2003; 34: 497-502.

- 94 Claes L, Wolf S, Augat P. Mechanische Einflüsse auf die Kallusheilung. *Chirurg.* 2000; 71: 989-994.
- 95 Lafontaine M, Hardy D, Delince P. Stability assessment of distal radius fractures. *Injury.* 1989; 20: 208-210.
- 96 Orbay JL, Touhami A, Orbay C. Fixed angle fixation of distal radius fractures through a minimal invasive approach. *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery.* 2005; 9: 142-148.
- 97 Nesbitt KS, Failla JM, Les C. Assessment of instability factors in adult distal radius fractures. *J Hand Surg Am.* 2004; 29A: 1128-1138.
- 98 Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie. Leitlinie Distale Radiusfraktur. März 2008 [zitiert am 15.03.2010]. URL: <http://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/012-015.html>
- 99 Keller M, Steiger R. Osteosynthetische Versorgung distaler Radiusextensionsfrakturen bei Frauen über 60 Jahren mit der dorsalen Radiusplatte (Pi-Platte). *Handchir Microchir Plast Chir.* 2006; 38: 82-89.
- 100 Souer JS, Buijze G, Ring D. A Prospective Randomized Controlled Trial Comparing Occupational Therapy with Independent Exercises After Volar Plate Fixation of a Fracture of the Distal Part of the Radius. *J Bone Joint Surg Br.* 2011; 93: 1761-1766.
- 101 Germann G, Wind G, Harth A. The DASH-Questionnaire – a new instrument für evaluating upper extremity treatment outcome. *Handchir Microchir Plast Chir.* 1999; 31: 149-152.
- 102 Capo JT, Hashem J, Orillaza NS, Tan V, Warburton M. Treatment of Extra-Articular Distal Radius Malunions With an Intramedullary Implant. *J Hand Surg Am.* 2010; 35A: 892-299.
- 103 Gartland JJ, Werley CW. Evaluation of healed Colles' Fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 1951; 33: 895-907.
- 104 Prommersberger KJ, Froehner SC, Schmitt RR, et al. Rotational deformity in malunited fractures of the distal radius. *J Hand Surg Am.* 2004; 29: 110-115.
- 105 Graham TJ. Surgical correction of malunited fractures of the distal radius. *J Am Acad Orthop Surg.* 1997; 5: 270-281.
- 106 Ilyas AM, Reish MW, Beg TM, Thoder JJ. Treatment of distal radius malunions with an intramedullary nail. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 2009; 13 (1): 30-33.
- 107 Knirk J, Jupiter JB. Late results of intra-articular distal radius fractures in young adults. *Orthop Trans.* 1985; 9: 456-457.
- 108 Trumble TE, Schmitt SR, Vedder NB. Factors affecting functional outcome of displaced intra-articular distal radius fractures. *J Hand Surg Am.* 1994; 19: 325-340.
- 109 Martineau PA, Berry GK, Harvey EJ. Plating for distal radius fractures. *Orthop Clin N Am.* 2007; 38 (2): 193-201.
- 110 Geoghegan JM, Clark DI, Bainbridge LC, Smith C, Hubbard R. Risk factors in carpal tunnel syndrome. *J Hand Surg Br.* 2004; 29: 315-320.
- 111 Kato N, Nemoto K, Arino H, Fujikawa K. Multiple neurilemmomas of the median and ulnar nerves with a communicating branch in the same upper extremity. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 2002; 36: 314-315.
- 112 Belloti JC, Tamaoki MJS, Atallah AN, Albertoni WM, dos Santos JBG, Faloppa F. Treatment of reducible unstable fractures of the distal radius in adults: a randomised controlled trial of De Palma percutaneous pinning versus bridging external fixation. *BMC Musculoskelet Disord.* 2010; 11: 137.
- 113 Kapandji AI. Ostéosynthèse par double embrochage intrafocal. Traitement fonctionnel des fractures non articulaires de l'extrémité inférieure du radius. *Ann Chir.* 1976; 30: 903-908.

- 114 Kapandji A. L'embrochage intrafocal des fractures de l'extremité inférieure du radius, dix ans après. *Ann Chir Main.* 1987; 6: 57-63.
- 115 Tsai WC, Lin SC, Hsiao CC, Lu TW, Chao CK, Liu HC. Biomechanical analysis of distal radius fractures using intramedullary Kirschner wires. *Med Eng Phys.* 2009; 31 (2): 182-187.
- 116 McFadyen I, Field J, McCann P, Ward J, Nicol S, Curwen C. Should unstable extra-articular distal radius fractures be treated with fixed-angle volar-locked plates or percutaneous Kirschner wires? A prospective randomised controlled trial. *Injury.* 2011; 42: 162-166.
- 117 Lakshmanan P, Dixit V, Reed MR, Sher JL. Infection rate of percutaneous Kirschner wire fixation for distal radius fractures. *J Orthop Surg.* 2010; 18 (1): 85-86.
- 118 Sadighi A, Bazavar M, Moradi A, Eftekharsadat B. Outcomes of Percutaneous Pinning in Treatment of Distal Radius Fractures. *Pak J Biol Sci.* 2010; 13 (14): 706-710.
- 119 Sommer C, Brendebach L, Meier R, Luetenegger A. Distal radius fractures – retrospective quality control after conservative and operative treatment. *Swiss Surg.* 2001; 7 (2): 68-75.
- 120 Weber SC, Szabo RM. Severely comminuted distal radial fracture as an unsolved problem: Complications associated with external fixation and pins and plaster techniques. *J Hand Surg Am.* 1986; 11A (2): 157-165.
- 121 Schonemann JO, Hansen TB, Soballe K. Randomised study of non-bridging external fixation compared with intramedullary fixation of unstable distal radial fractures. *J Plast Surg Hand Surg.* 2011; 45: 232-237.
- 122 Modi CS, Ho K, Smith CD, Boer R, Turner SM. Dynamic and static external fixation for distal radius fractures – A systematic review. *Injury.* 2010; 41: 1006-1011.
- 123 Hove LM, Krukhaug Y, Revheim K, Helland P, Finsen V. Dynamic Compared with Static External Fixation of Unstable Fractures of the Distal Part of the Radius. *J Bone Joint Surg Am.* 2010; 92: 1687-1696.
- 124 Ahlberg HG, Josefsson PO. Pin-tract complications in external fixation of fractures of the distal radius. *Acta Orthop Scand.* 1999; 70 (2): 116-118.
- 125 Chapman DR, Bennett JB, Bryan WY, Tullos HS. Complications of distal radial fractures: Pins and plaster treatment. *J Hand Surg Am.* 1982; 7: 509-512.
- 126 Rommens PM, Broos PL. Externe fixatie van de distale radiusfractuur: indicatie, techniek en functionele resultaten. *Acta Chir Belgica.* 1992; 92: 19-25.
- 127 Frank J, Jakob H, Marzi I, Pralle H. Distale Radiusfraktur. In: Scharf HP, Rüter A, Pohlemann T, Marzi I, Kohn D, Günter KP, Hrsg. *Orthopädie und Unfallchirurgie.* 1. Aufl. München: Elsevier; 2009: 525-539.
- 128 Weinberg AM, Castellani C, Amerstorfer F. Elastisch-stabile intramedulläre Marknagelung (ESIN) von Unterarmfrakturen. *Oper Orthop Traumatol.* 2008; 20: 285-296.
- 129 Rush LV. Closed medullary pinning of Colles' fracture. *Clin Orthop.* 1954; 3: 152-162.
- 130 Capo JT, Kinchelow T, Brooks K, Tan V, Manigrasso M, Francisco K. Biomechanical stability of four fixation constructs for distal radius fractures. *Hand.* 2009; 4 (3): 272-278.
- 131 Krukhaug Y, Hove LM. Experience with the AO Pi-Plate for displaced intra-articular fractures of the distal radius. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 2004; 38: 293-296.
- 132 Sánchez T, Jakubietz M, Jakubietz R, Mayer J, Beutel FK, Grünert J. Complications after Pi Plate Osteosynthesis. *Plast Reconstr Surg.* 2005; 116: 153-158.
- 133 Kateros K, Macheras G, Galanakos SP, Sofianos I, Papakostas I, Papadakis SA. External Fixation Versus „Pi“-Plate for Distal Radius Fractures. *J Trauma.* 2010; 68 (1): 166-172.
- 134 Gondusky JS, Carney J, Erpenbach J, Robertson C, Mahar A, Oka R, Thompson M, Mazurek M. Biomechanical Comparison of Locking versus Nonlocking Volar and Dorsal T-Plates for Fixation of Dorsally Comminuted Distal Radius Fractures. *J Orthop Trauma.* 2011; 25: 44-50.

- 135 Rampoldi M, Marsico A. Complications of volar plating of distal radius fractures. *Acta Orthop Belgica*. 2007; 73: 714-719.
- 136 Jupiter JB, Marent-Huber M, LCP-Studiengruppe. Operative Management of Distal Radial Fractures with 2.4-Millimeter Locking Plates: A Multicenter Prospective Case Series. *J Bone Joint Surg Am*. 2009; 91: 55-65.
- 137 Douthit JT. Volar plating of dorsally comminuted fractures of the distal radius: a 6-year study. *Am J Orthop*. 2005; 34: 140-147.
- 138 Figl M, Weninger P, Liska M, Hofbauer M, Leixnering M. Volar fixed-angle plate osteosynthesis of unstable distal radius fractures: 12 months results. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2009; 12: 661-669.
- 139 Perry DC, Machin DMG, Casaletto JA, Brown DJ. Minimising the risk of extensor pollicis longus rupture following volar plate fixation of distal radius fractures: A cadaveric study. *Ann R Coll Surg Engl*. 2011; 93: 57-60.
- 140 Valbuena SE, Cogswell LK, Baraziol R, Valenti P. Rupture of flexor tendon following volar plate of distal radius fracture. Report of five cases. *Chirurgie de la main*. 2010; 29: 109-113.
- 141 Lifchez SD. Flexor pollicis longus tendon rupture after volar plating of a distal radius fracture. *Plast Reconstr Surg*. 2010; 125 (1): 21e-22e.
- 142 Konstantinidis L, Helwig P, Seifert J, Hirschmüller A, Liodakis E, Südkamp NP, Oberst M. Internal Fixation of dorsally comminuted fractures of the distal part of the radius: A biomechanical analysis of volar plate and intramedullary nail fracture stability. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2011; 131: 1529-1537.
- 143 Buzzell JE, Weikert DR, Watson JT, Lee DH. Precontoured fixed-angle volar Distal Radius Plates: A Comparison of Anatomic Fit. *J Hand Surg Am*. 2008; 33A: 1144-1152.
- 144 Hacker AG, Granville-Chapman J, Sarkhel ST, Gupta RR. Minimising the risk of extensor pollicis longus rupture following volar plate fixation of distal radius fractures: A cadaveric study. *Ann R Coll Surg Engl*. 2011; 93: 181-184.
- 145 Sokol SC, Amanatullah DF, Curtiss S, Szabo RM. Biomechanical Properties of Volar Hybrid and Locked Plate Fixation in Distal Radius Fractures. *J Hand Surg Am*. 2011; 36A: 591-597.
- 146 Martineau PA, Waitayawinyu T, Malone KJ, Hanel DP, Trumble TE. Volar Plating of AO C3 Distal Radius Fractures: Biomechanical Evaluation of Locking Screw and Locking Smooth Peg Configurations. *J Hand Surg Am*. 2008; 33A: 827-834.
- 147 Osada D, Fujita S, Tamai K, Iwamoto A, Tomizawa K, Saotome K. Biomechanics in Uniaxial Compression of Three Distal Radius Volar Plates. *J Hand Surg Am*. 2004; 29A: 446-451.
- 148 Jakob M, Rikli DA, Regazzoni P. Fractures of the distal radius treated by internal fixation and early function. A prospective study of 73 consecutive patients. *J Bone Joint Surg Br*. 2000; 82 (3): 340-344.
- 149 Gradl G, Wendt M, Gierer P, Beck M, Mittlmeier T. Die Versorgung distaler Radiusfrakturen mit dem Targon-DR-Nagel. *Oper Orthop Traumatol*. 2009; 21: 472-483.
- 150 Knothe U, Tate ML, Perren SM. 300 Years of intramedullary fixation – from Aztec Practice to standard treatment modality. *Europ J Trauma*. 2000; 5: 217-225.
- 151 Küntscher G. Die Marknagelung von Knochenbrüchen. *Archiv für klinische Chirurgie/Langenbecks Archiv für Chirurgie*. 1940; 200: 443-455.
- 152 Brooks KR, Capo JT, Warburton M, Tan V. Internal Fixation of Distal Radius Fractures with novel Intramedullary Implants. *Clinical Orthopaedics and related Research*. 2006; 445: 42-50.
- 153 Ilyas AM. Intramedullary Fixation of Distal Radius Fractures. *J Hand Surg Am*. 2009; 34A: 341-346.



- 154 Harreld K, Zhongyu Li. Intramedullary fixation of distal radius fractures. *Hand Clin.* 2010; 26: 363-372.
- 155 Gradl G. Distale Radiusfrakturen. *Z Orthop Unfall.* 2009; 147: 621-637.
- 156 Nishiwaki M, Tazaki K, Shimizu H, Ilyas AM. Prospective Study of Distal Radial Fractures Treated with an Intramedullary Nail. *J Bone Joint Surg Am.* 2011; 93: 1436-1441.
- 157 Ilyas AM, Reish MW, Beg TM, Thoder JJ. Treatment of distal radius malunions with an intramedullary nail. *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery.* 2009; 13 (1): 30-33.
- 158 Ilyas AM, Thoder JJ. Intramedullary Fixation of displaced distal radius fractures: A preliminary Report. *J Hand Surg Am.* 2008; 33A: 1706-1715.
- 159 Espen D. Die Versorgung distaler Radiusfrakturen mit der Nagelplatte. *Oper Orthop Traumatol.* 2009; 21: 459-471.
- 160 Espen D, Lauri G, Fernandez D. Stabilisierung von distalen Radiusfrakturen durch ein neuartiges, endomedulläres, winkelstabiles Implantat – erste Erfahrungen. *Handchir Microchir Plast Chir.* 2007; 39: 73-33.
- 161 Rampoldi M, Marsico A. Dorsal nail plate fixation of distal radius fractures. *Acta Orthop Belgica.* 2010; 76: 472-478.
- 162 Chappuis J, Bouté P, Putz P. Dorsally displaced extra-articular distal radius fractures fixation: Dorsal IM nailing versus volar plating. A randomized controlled trial. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2011; 97: 471-478.
- 163 Burkhart KJ, Nowak TE, Gradl G, Klitscher D, Mehling I, Mehler D, Mueller LP, Rommens PM. Intramedullary nailing vs. palmar locked plating for unstable dorsally comminuted distal radius fractures: a biomechanical study. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010; 25 (8): 771-775.
- 164 Lerch S, Sextro HG, Wilken F, Wittenberg CE. Klinisch-radiologische Ergebnisse nach distaler Radiusfraktur: neues intramedulläres Osteosynthesesystem versus volare winkelstabile Plattenosteosynthese. *Z Orthop Unfall.* 2009; 147: 547-552.
- 165 Sonoma Orthopaedic Products Inc. Sonoma WRx – Wrist fracture repair device. Produktinformation d. Herstellers. 2011.
- 166 Sonoma Orthopaedic Products Inc. Sonoma WRx - Surgical technique guide. Produktinformation d. Herstellers. 2011.
- 167 Noce N für: Sonoma Orthopaedic Products Inc. Sonoma WRx – Case study. Produktinformation d. Herstellers. 2011.
- 168 Shin A für: Sonoma Orthopaedic Products Inc. Sonoma WRx – Case study. Produktinformation d. Herstellers. 2011.
- 169 Fa. Zimmer GmbH. XSCREW Locking System: Product Information. 2008.
- 170 Fa. Zimmer GmbH. XSCREW Locking System: Surgical Technique. 2009.
- 171 Fa. Zimmer GmbH. XSCREW Locking System: Neues Konzept. *ProNews: Eine Publikation der Zimmer-Gruppe.* 2008; 01: 10-10.
- 172 Poggi D, Rocchi L, Merolli A, Fanfani F, Massarella M, Catalano F. Distal radius fractures: Treatment using the Epibloc system. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010; 96: 185-189.

## 8 Anhang

### 1.Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht: Aktuelle intramedulläre bzw. partiell-intramedulläre Osteosynthesesysteme am distalen Radius.....	115
Tabelle 2: Radiologische Ergebnisse mit intramedullären Osteosynthesesystemen.....	116
Tabelle 3: Komplikationen mit intramedullären Osteosynthesesystemen.....	116
Tabelle 4: Übersicht: Studienpräparate.....	117
Tabelle 5: Ergebnisse.....	117
Tabelle 6: Statistische Auswertung.....	118
Tabelle 7: Vergleich mit anderen biomechanischen Frischpräparat-Kadaverstudien.....	119

### 2.Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: native Torsionssteifigkeit.....	120
Abbildung 2: native Axialsteifigkeit.....	120
Abbildung 3: Torsionssteifigkeit vor und nach Intervention.....	121
Abbildung 4: primäre Wiederherstellung der Torsionssteifigkeit.....	121
Abbildung 5: Axialsteifigkeit vor und nach Intervention.....	122
Abbildung 6: primäre Wiederherstellung der Axialsteifigkeit.....	122
Abbildung 7: Native Präparate.....	123
Abbildung 8: Prüfapparatur.....	123
Abbildung 9: DNP von lateral.....	124
Abbildung 10: DNP von distal.....	124
Abbildung 11: DNP im Knochen von dorsal.....	124
Abbildung 12: DNP im Knochen von radial.....	125
Abbildung 13: DNP im a.p. Röntgenbild.....	125
Abbildung 14: DNP im seitlichen Röntgenbild.....	126
Abbildung 15: Detail: Distaler Radius mit DNP, a.p.....	126
Abbildung 16: Detail: Distaler Radius mit DNP, seitlich.....	127
Abbildung 17: Präparat mit DNP nach Belastung: Dorsale Fissur.....	127
Abbildung 18: Präparat mit DNP nach Belastung: Palmares Abkippen.....	128
Abbildung 19: Präparat mit DNP nach Belastung: aus dem Knochen gezogene Pegs.....	128
Abbildung 20: Präparat mit DNP nach Belastung: vom Knochen abgehobene Platte.....	129
Abbildung 21: XSCREW: Aufsicht.....	129
Abbildung 22: XSCREW im Knochen von dorsal.....	129
Abbildung 23: XSCREW im Knochen von radial.....	130
Abbildung 24: XSCREW im Knochen von ulnar.....	130
Abbildung 25: XSCREW im a.p. Röntgenbild.....	131
Abbildung 26: XSCREW im seitlichen Röntgenbild.....	131
Abbildung 27: Präparat mit XSCREW nach Belastung: radiale Fissur.....	132
Abbildung 28: Präparat mit XSCREW nach Belastung: ausgerissene K-Drähte.....	132
Abbildung 29: Präparat mit XSCREW nach Belastung: komplette Spaltung.....	133
Abbildung 30: Präparat mit XSCREW nach Belastung: Drahtbruch.....	133

<b>Implantat</b>	<b>DorsalNail-Plate</b>	<b>XSCREW</b>	<b>MICRRONAIL</b>	<b>Targon DR</b>	<b>Sonoma Wrx</b>	<b>Zimmer-Radiusnagel</b>
Hersteller	HandInnovations, Miami, Florida, USA	Zimmer, Freiburg, D	Wright Medical, Arlington, Tennessee, USA	Aesculap, Tuttlingen, D	Sonoma Orthopaedics, Santa Rosa, Californien, USA	Zimmer, ?
Konstruktion	Hybridsystem: distaler Plattenanteil, proximaler Nagelanteil	kanülierte Schraube (4,5 mm) mit Kirschnerdraht-Verriegelung	Verriegelungsmarknagel	Verriegelungsmarknagel	selbstverriegelnder Marknagel	Verriegelungsmarknagel
Material	Titan-Legierung	Edelstahl	Titan-Legierung	Titan-Legierung	nn	nn
Zugang	3. Strecksehnenfach	1./2. Strecksehnenfach	1./2. Strecksehnenfach	1./2. Strecksehnenfach	1./2. Strecksehnenfach	1./2. Strecksehnenfach
Implantationsstelle	unter dem abgetragenen Tuberculum listeri	über den Processus styloideus radii	über den Processus styloideus radii	über den Processus styloideus radii	über den Processus styloideus radii	über den Processus styloideus radii
Lage der Implantat- spitze	im Markraum	ulnare Kortikalis des Radius	im Markraum	im Markraum	im Markraum	im Markraum
Distale Verriegelung	3-4 Knochennagel	2 Kirschnerdrähte	3 Schrauben	3-4 Schrauben	3 Schrauben	1 Schraube
Durchmesser	2,7 mm	1,6 mm	2,5 mm	2,2 mm / 2,4 mm	2,7 mm	nn
Winkelstabilität	ja	nein	ja	nein	ja	ja
Bohrrichtung	dorso-volar divergierend	radio-ulnar divergierend, 45° zur Schraube	radio-ulnar divergierend	radio-ulnar divergierend	radio-ulnar divergierend	radio-ulnar
Proximale Verriegelung	3 Schrauben	3-7 Kirschnerdrähte	2 Schrauben	2 Schrauben	Spreizanker	1 Schraube
Durchmesser	nn	1,6 mm	2,7 mm	2,3 mm	x	nn
Verankerung	monokortikal	bikortikal	bikortikal	bikortikal	endomedullär	monokortikal
Bohrrichtung	dorso-volar parallel	radio-ulnar parallel, 90° zur Schraube	dorso-volar parallel	radio-ulnar parallel	x	radio-ulnar

Tabelle 1: Übersicht: Aktuelle intramedulläre bzw. partiell-intramedulläre Osteosynthesysteme am distalen Radius

Implantat	Studie		Follow up (Monate)			Lat. RC-Gelenkneigung postop. (°)			Lat. RC-Gelenkneigung final (°)			Δ Lat. RC-Gelenkneigung (°)			Radiusinklination postop. (°)			Radiusinklination final (°)			Δ Radiusinklination (°)			Ulnarvarianz postop. (mm)			Ulnarvarianz final (mm)			Δ Ulnarvarianz (mm)			Radiushöhe postop. (mm)			Radiushöhe final (mm)			Δ Radiushöhe (mm)		
			11	10	vo	8	vo	-2	20	20	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0				
DNP	Rampoldi	(161)	6	-2	ds	-1	ds	1	23	23	0	1,2	2	0,8	x	x	x																								
	Chappuis	(162)	6	5	vo	4	vo	-1	22	22	0	-0,2	-0,2	0	12	12	0																								
Micronail	Brooks	(152)	21	1,3	vo	-2,2	ds	-3,5	23	24	1	-0,6	-0,6	0	12	12	0																								
	Ilyas	(158)	24	2,6	vo	2,1	vo	-0,5	20	20	0	1,4	1	-0,4	11	11	0																								
	Capo	(102)	3	2,2	vo	0	x	-2,2	x	x	x	0,9	0,2	-0,7	x	x	x																								
	Schonnemann	(121)	12	10	vo	11	vo	1	25	25	0	1	1	0	11	10	-1																								
	Nishiwaki	(156)	x	x	x	2	vo	x	x	x	x	x	-0,1	x	x	x	x																								
Targon DR	Gradl	(149)	5	-2,5	ds	-4,7	ds	-2,2	x	x	x	0,8	-0,5	-1,3	x	x	x																								
	Lerch	(164)																																							

Tabelle 2: Radiologische Ergebnisse mit intramedullären Osteosynthesystemen

Implantat	Studie	Jahr	Fallzahl	DRUG-Penetration	DRUG-Arthrose	Ulnakopffosteolyse	EPL-Sehnenschaden	Pin- o. Schraubenlockerung	Schraubenauswanderung	Schwere postop. Dislokation	Nervenirritation	CRPS	CTS	Hämatom	Narbenkomplikation	chronischer Schmerz	verzögerte Knochenheilung
DNP	Orbay	(96)	2005	~200						1				1	1	1	
	Espen	(160)	2007	32			1	1									
	Rampoldi	(161)	2010	47			2	1									
	Chappuis	(162)	2011	15			2					2					
Micronail	Tan	(73)	2005	15							2						
	Brooks	(152)	2006	23						3	3						
	Ilyas	(158)	2008	10	3	1				2	2						
	Capo	(102)	2010	13				1			1						1
	Geerts/Vugt	(80/81)	2010	20						1		1				2	
	Schonnemann	(121)	2011	31							3	1	1				
	Nishiwaki	(156)	2011	29						2	1						
Targon DR	Gradl	(149)	2009	50		2		3		3		2	1				
	Lerch	(164)	2009	13						2				1			

Tabelle 3: Komplikationen mit intramedullären Osteosynthesystemen

Präparat-Nr.	Paar-Nr.	Geschlecht	Alter	Seite	Intervention
1	1	männlich	83	links	DNP
2	1	männlich	83	rechts	XSCREW
3	2	weiblich	87	rechts	XSCREW
4	2	weiblich	87	links	DNP
5	x	weiblich	91	links	fällt aus
6	x	weiblich	91	rechts	fällt aus
7	3	weiblich	88	links	DNP
8	3	weiblich	88	rechts	XSCREW
9	5	männlich	83	rechts	DNP
10	5	männlich	83	links	XSCREW
11	6	männlich	78	links	XSCREW
12	6	männlich	78	rechts	DNP
13	7	weiblich	74	rechts	DNP
14	7	weiblich	74	links	XSCREW
15	8	weiblich	76	rechts	XSCREW
16	8	weiblich	76	links	DNP
17	4	weiblich	80	rechts	DNP
18	4	weiblich	80	links	XSCREW

Tabelle 4: Übersicht: Studienpräparate

Parameter	Paar-Nr.	DNP nativ	XSCREW nativ	DNP nach Intervention	XSCREW nach Intervention	DNP nach Dauerbelastung	XSCREW nach Dauerbelastung	DNP	XSCREW
Torsionssteifigkeit (Nm/°)	1	0,2613	0,2689	0,0546	0,1618		0,1383		
	2	0,1484	0,2225		0,1109				
	3	0,2762	0,3017		0,1353				
	4	0,4147	0,2805	0,0509	0,1639		0,1637		
	5	0,4024	0,3744	0,0742	0,1867		0,1959		
	6	0,4637	0,4960	0,1363	0,2288	0,1436	0,2056		
	7	0,3860	0,4364	0,0627	0,1109				
	8	0,3574	0,3369	0,0876	0,1808				
Axialsteifigkeit (N/mm)	1	500,6482	325,0657	71,7114	61,8778		76,9384		
	2	289,5742	538,5758	7,0692	71,9388				
	3	337,2248	313,5517	99,3946	212,0386				
	4	623,0419	567,0293	90,9540	226,2890		269,7130		
	5	390,4481	360,9822	50,9179	188,7094		290,6815		
	6	649,2693	685,6047	82,0431	352,0771	123,8862	301,4940		
	7	583,2780	702,1075	67,3350	18,3283				
	8	378,8932	495,3818	38,4257	83,3623				
Drehmoment bei Versagen (Nm)	1							1,5	3
	2							1,5	1,5
	3							1,5	1,5
	4							1,5	4
	5							1,5	4,6
	6							2,7	4,3
	7							1,5	2,3
	8							1,5	1,5

Tabelle 5: Ergebnisse

Parameter	Einheit	Intervention	Mittelwert	Minimum	Maximum	25%-Perz.	50%-Perz.	75%-Perz.	IQA	SD
Torsionssteifigkeit nativ	Nm/°	DNP	0,34	0,15	0,46	0,27	0,37	0,41	0,14	0,1
		XS	0,34	0,22	0,5	0,27	0,32	0,42	0,15	0,09
Axialsteifigkeit nativ	N/mm	DNP	469	289,6	649,3	347,6	445,5	613,1	265,5	138,4
		XS	498,5	313,6	702,1	334	517	656	322	154
Torsionssteifigkeit nach Intervention	Nm/°	DNP	0,06	0,00	0,14	0,01	0,06	0,08	0,07	0,04
		XS	0,16	0,11	0,23	0,12	0,16	0,19	0,07	0,04
Torsionssteifigkeit primäre Wiederherstellung	%	DNP	15,2	0,0	29,4	3,1	17,3	23,6	20,5	10,7
		XS	48,5	25,4	60,2	45,2	49,9	57,2	12,1	10,8
Axialsteifigkeit nach Intervention	N/mm	DNP	63,5	7,1	99,4	41,5	69,5	88,7	47,2	30,3
		XS	151,8	18,3	352,1	64,4	136,0	222,7	158,3	111,9
Axialsteifigkeit primäre Wiederherstellung	%	DNP	13,5	2,4	29,5	10,5	12,8	14,5	4,0	7,5
		XS	32,9	2,6	67,6	14,2	29,5	52,1	37,8	23,1
Torsionssteifigkeit nach Dauerbelastung	Nm/°	DNP	0,02	0,00	0,14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,05
		XS	0,09	0,00	0,21	0,00	0,07	0,19	0,19	0,10
Torsionssteifigkeit sekundäre Wiederherstellung	%	DNP	3,9	0,0	31,0	0,0	0,0	0,0	0,0	11,0
		XS	25,5	0,0	58,4	0,0	20,7	52,1	52,1	27,6
Axialsteifigkeit nach Dauerbelastung	N/mm	DNP	15,5	0,0	123,9	0,0	0,0	0,0	0,0	43,8
		XS	117,4	0,0	301,5	0,0	38,5	285,4	285,4	143,4
Axialsteifigkeit sekundäre Wiederherstellung	%	DNP	2,4	0,0	19,1	0,0	0,0	0,0	0,0	6,8
		XS	24,5	0,0	80,5	0,0	11,8	46,7	46,7	30,4
Drehmoment bei Versagen	Nm	DNP	1,65	1,50	2,70	1,50	1,50	1,50	0,00	0,42
		XS	2,84	1,50	4,60	1,50	2,65	4,23	2,73	1,32

Tabelle 6: Statistische Auswertung

Autor	Jahr	Anzahl	Osteosynthese-Verfahren	Axialsteifigkeit (N/mm)	Axialsteifigkeit sek. (N/mm)	Versagenskraft axial (N)	Torsionssteifigkeit (Nm/°)	Torsionssteifigkeit sek. (Nm/°)	Versagensmoment (Nm)
vorliegende Arbeit		8	DNP	70	0	x	0,06	0,00	1,5
		8	XSCREW	136	39	x	0,16	0,07	2,7
Naidu (55)	1997	6	2 radiale K-Drähte 1,6 mm				0,03		
		6	2 radiale, 1 ulnarer K-Draht 1,6 mm				0,04		
		6	1 radialer, 1 ulnarer K-Draht 1,6 mm				0,03		
		6	1 radialer, 1 ulnarer, 1 dorsaler K-Draht 1,6 mm				0,04		
		6	2 radiale K-Drähte 2,0 mm				0,04		
		6	2 radiale, 1 ulnarer K-Draht 2,0 mm				0,08		
		6	1 radialer, 1 ulnarer K-Draht 2,0 mm				0,05		
Müller (58)	2006	8	RCI Korrekturplatte mit lateralem Ausläufer	331		696			
		8	RCII Korrekturplatte ohne lateralen Ausläufer	308		568			
		8	DVR winkelstabile Platte	128		515			
		8	3,5 mm LCP winkelstabile Platte	112		224			
		8	3,5 mm STP nichtwinkelstabile Platte	93		141			
Strauss (54)	2008	6	CPX nichtüberbrückender Fixateur	451			n. a.		
		6	DVR winkelstabile Platte	459			n. a.		
Klos (59)	2010	8	2,4 mm LCP winkelstabile Platte	645	390				
		8	2,4 mm AO T-Platte winkelstabil	348	252				
		8	Inion-Platte, winkelstabil, resorbierbar	476	232				
Burkhardt (163)	2010	8	Targon DR-Nagel, intramedulläres System	368		625			
		8	2,4 mm LCP winkelstabile Platte	131		403			
Mehling (42)	2010	8	Aptus 2,5 mm polyaxial, 4 distal	178		245			
		8	Aptus 2,5 mm polyaxial, 2 distal, 2 prox.	208		228			
		8	Aptus 2,5 mm polyaxial, 4 prox.	83		99			
		8	Aptus 2,5 mm polyaxial, 4 distal, 3 prox.	429		305			
Mehling (56)	2011	8	2,5 mm Aptus-Korrekturplatte + Schrauben	188	147		0,10	0,10	3
		8	2,5 mm Aptus-Korrekturplatte + Pegs	163	84		0,10	0,07	1,5
Rausch (40)	2011	7	2,4 mm LCP polyaxiale Platte	211	159				
		7	2,4 mm LCP monoaxiale Platte	105	87				

Tabelle 7: Vergleich mit anderen biomechanischen Frischpräparat-Kadaverstudien

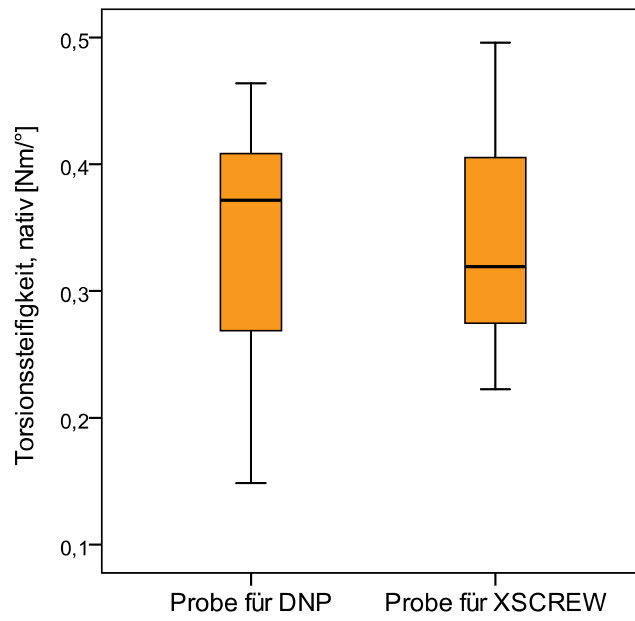


Abbildung 1: native Torsionssteifigkeit

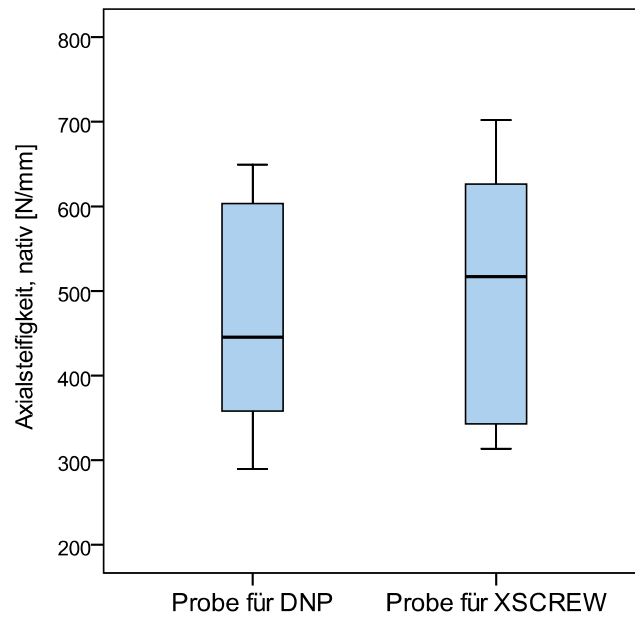


Abbildung 2: native Axialsteifigkeit



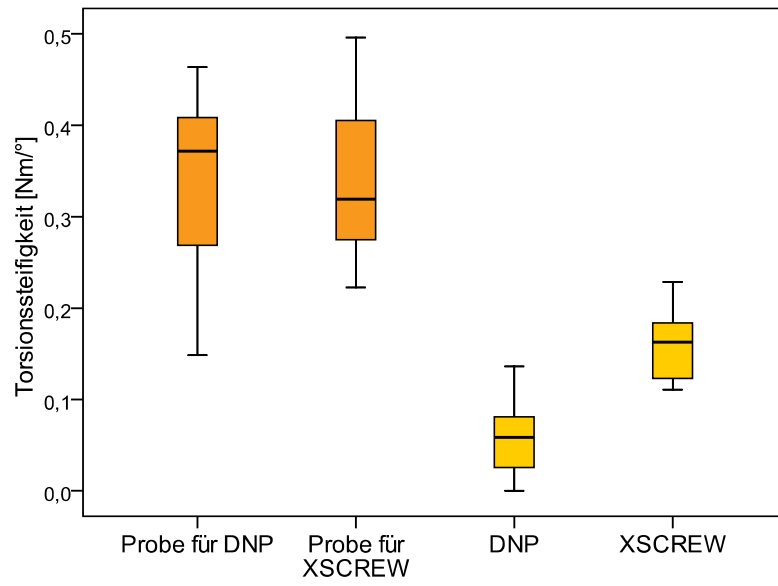


Abbildung 3: Torsionssteifigkeit vor und nach Intervention

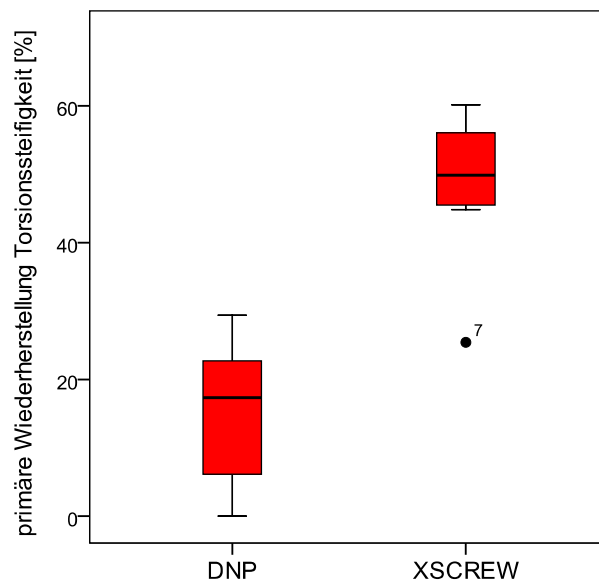


Abbildung 4: primäre Wiederherstellung der Torsionssteifigkeit

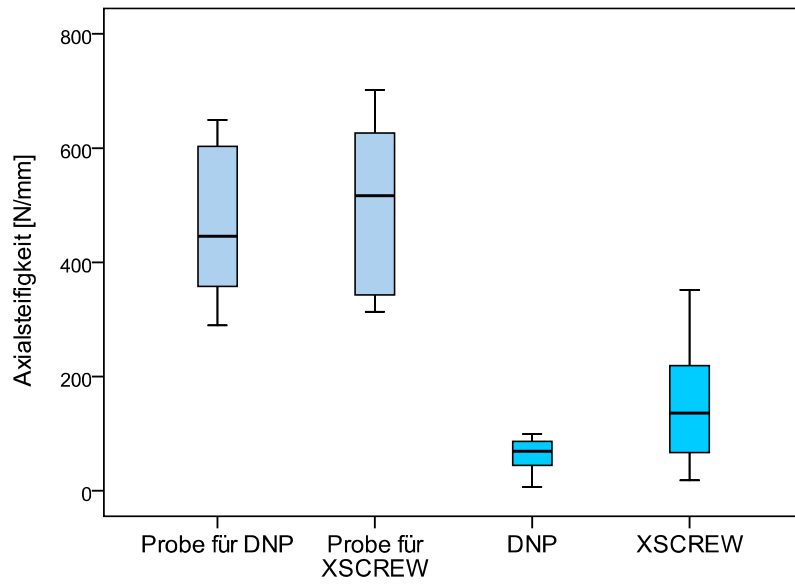


Abbildung 5: Axialsteifigkeit vor und nach Intervention

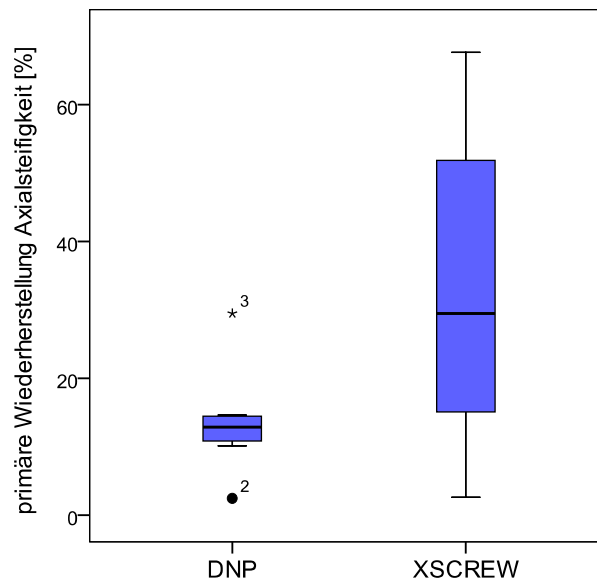


Abbildung 6: primäre Wiederherstellung der Axialsteifigkeit



Abbildung 7: Native Präparate

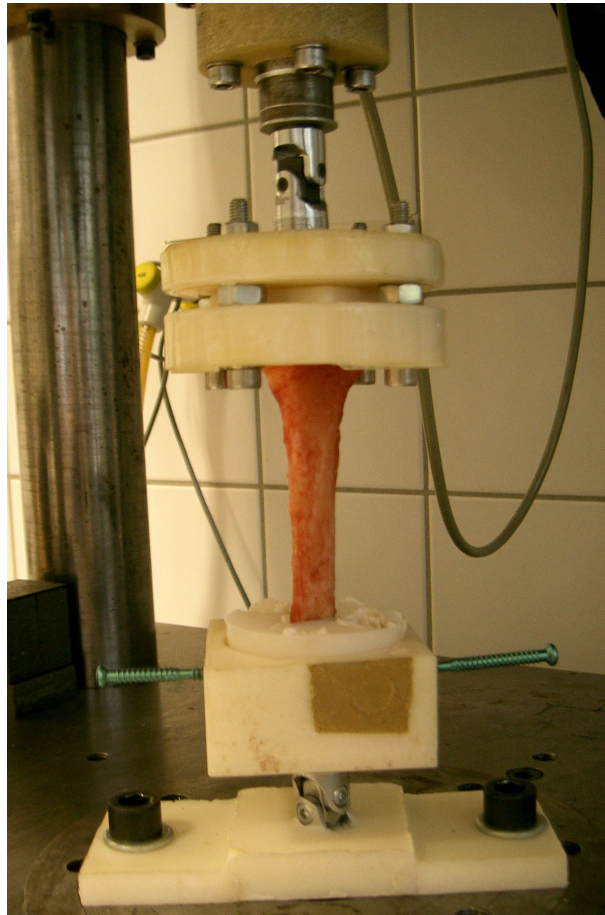


Abbildung 8: Prüfapparatur



Abbildung 9: DNP von lateral



Abbildung 10: DNP von distal



Abbildung 11: DNP im Knochen von dorsal



Abbildung 12: DNP im Knochen von radial

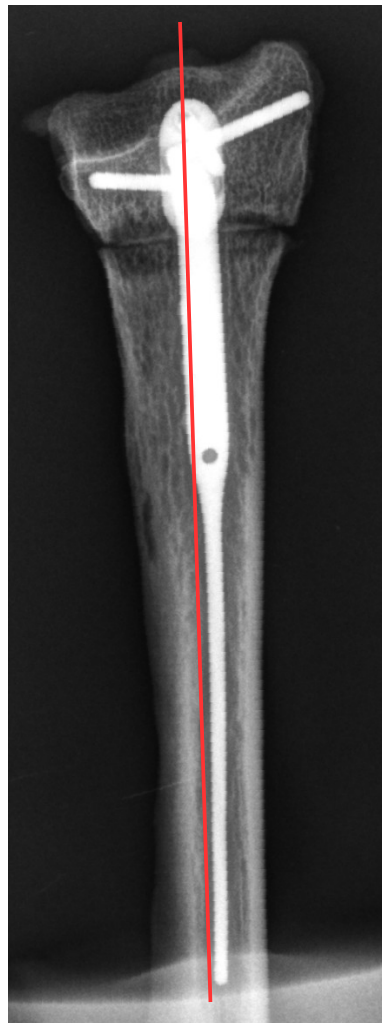


Abbildung 13: DNP im a.p. Röntgenbild

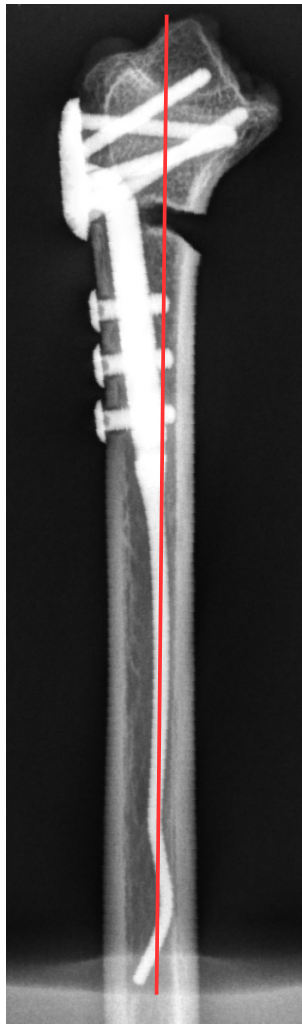


Abbildung 14: DNP im seitlichen Röntgenbild

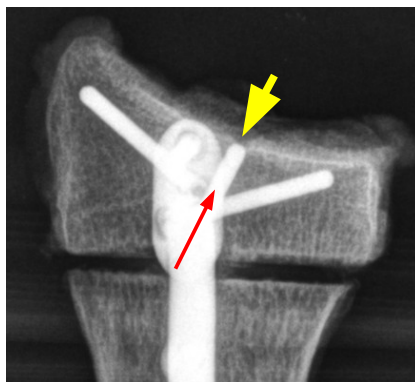


Abbildung 15: Detail: Distaler Radius mit DNP, a.p.



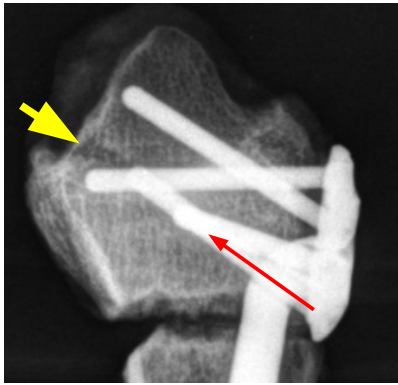


Abbildung 16: Detail: Distaler Radius mit DNP, seitlich



Abbildung 17: Präparat mit DNP nach Belastung: Dorsale Fissur



Abbildung 18: Präparat mit DNP nach Belastung: Palmares Abkippen



Abbildung 19: Präparat mit DNP nach Belastung: aus dem Knochen gezogene Pegs



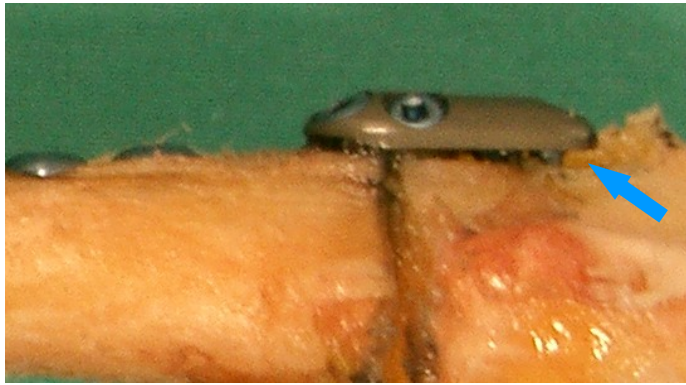


Abbildung 20: Präparat mit DNP nach Belastung: vom Knochen abgehobene Platte

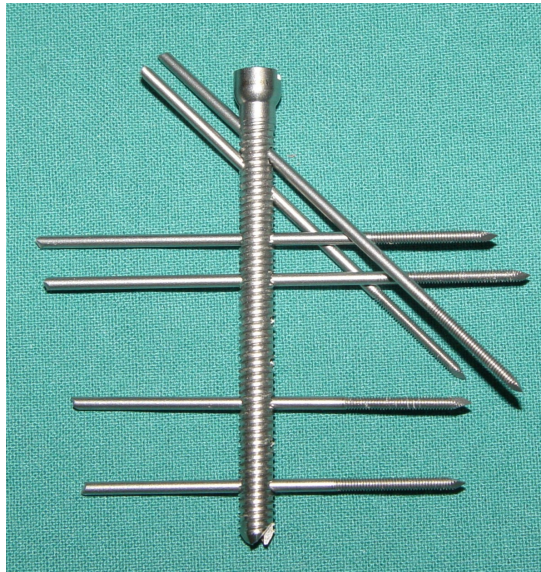


Abbildung 21: XSCREW: Aufsicht



Abbildung 22: XSCREW im Knochen von dorsal



Abbildung 23: XSCREW  
im Knochen von radial



Abbildung 24: XSCREW im  
Knochen von ulnar

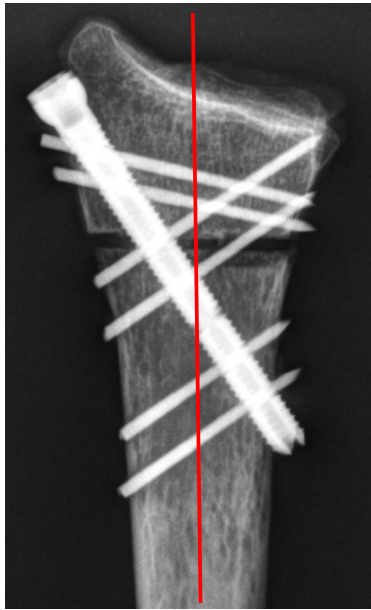


Abbildung 25: XSCREW im a.p. Röntgenbild

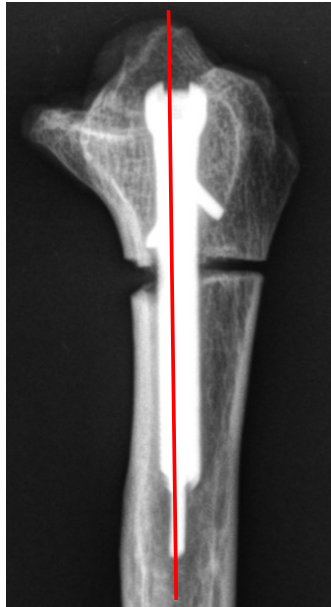


Abbildung 26: XSCREW im seitlichen Röntgenbild



Abbildung 27: Präparat mit XSCREW nach Belastung: radiale Fissur

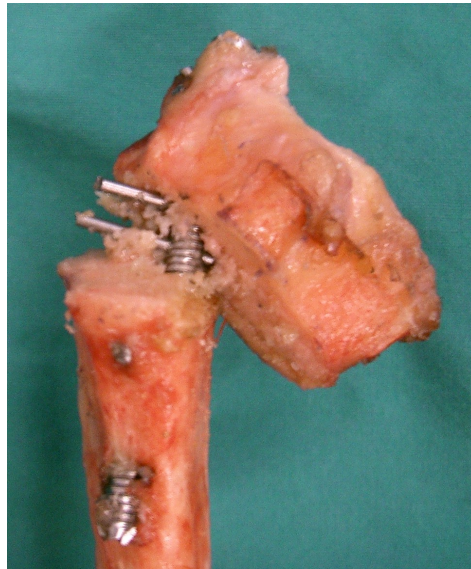


Abbildung 28: Präparat mit XSCREW nach Belastung: ausgerissene K-Drähte



Abbildung 29: Präparat mit XSCREW nach Belastung: komplette Spaltung



Abbildung 30: Präparat mit XSCREW nach Belastung: Drahtbruch