

**Biomechanische Evaluierung einer dorsalen versus volaren variabel  
winkelstabilen Plattenosteosynthese am distalen Radius mit einem  
Frakturmodell AO 23 C2.1**

Dissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von Olaf Schlonski  
geboren am 09.11.1972 in Gera

Gutachter

- |                                     |           |
|-------------------------------------|-----------|
| 1. PD Dr. med. Mark Lenz            | Jena      |
| 2. PD Dr. med. Kajetan Klos         | Mainz     |
| 3. Prof. Dr. med. Martin Engelhardt | Osnabrück |

Tag der öffentlichen Verteidigung: 31.05.2022

# Inhalt

## 1 Abkürzungsverzeichnis

## 2 Zusammenfassung

## 3 Einleitung

### 3.1 Allgemeine Aspekte

### 3.2 Prävalenz der distalen Radiusfrakturen und Begleitpathologien

### 3.3 Funktionelle Aspekte von frakturbedingten Fehlstellungen im Radiocarpalgelenk

### 3.4 Anatomie, Klassifikation und Biomechanik

### 3.5 historische und aktuelle Entwicklungen in der Versorgung von distalen Radiusfrakturen

#### 3.5.1 Die Vor-Platten-Ära

#### 3.5.2 Die Plattenosteosynthese am distalen Radius

##### 3.5.2.1 Die volare Plattenosteosynthese

##### 3.5.2.2 Die dorsale Plattenosteosynthese

#### 3.5.3 uniaxiale und polyaxiale Schrauben-Platten Verbindung

## 4 Ziele der Arbeit

## 5 Material und Methode

### 5.1 Knochenpräparate

### 5.2 Implantate

### 5.3 Frakturmodell, Implantation und Einbettung

#### 5.3.1 Durchführung der volaren Osteosynthese

#### 5.3.2 Durchführung der dorsalen Osteosynthese

#### 5.3.3 Einbettung

### 5.4 Testaufbau

### 5.5 Biomechanische Testung

### 5.6 Datenerhebung und Statistik

## **6 Ergebnisse**

### **6.1 Allgemeines Testverhalten der Osteosynthesekonstrukte**

### **6.2 Ergebnisse der statischen Testungen**

6.2.1 Steifigkeit der Osteosynthesen zu Versuchsbeginn

6.2.2 Steifigkeit der Osteosynthesen im Anschluss an die zyklische Testphase

### **6.3 Ergebnisse der dynamischen Testungen**

6.3.1 Range of Motion

6.3.2 Setzverhalten (Subsidence)

## **7 Diskussion**

7.1 Die Problemstellung im aktuellen Kontext

7.2 Bewertung der Körperspenderradii

7.3 Das Frakturmodell unter Berücksichtigung der Biomechanik

7.4 Biomechanische Testung

7.5 Diskussion Testaufbau

7.6 Bewertung der Ergebnisse

7.7 Ausblick

## **8 Schlussfolgerungen**

## **9 Literaturverzeichnis**

## **10 Anhang**

- Abbildungsverzeichnis

- Tabellenverzeichnis

- Danksagung

- Lebenslauf

- Ehrenwörtliche Erklärung

## 1. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
BMD	Bone Mineral Density
DEXA	Dual Energy X-Ray Absorptiometry / Dual-Röntgen-Absorptiometrie
DRUG	distales Radioulnargelenk
Et al.	et alii / et aliae / et alia – und andere
Fa.	Firma
FSU	Friedrich-Schiller-Universität
K-Drähte	Kirschner-Drähte
LCP	Locking Compression Plate – verriegelbare Kompressionsplatte
o.g.	oben genannt
OP	Operation
PMMA	Polymethylmethacrylat
ROM	Range of Motion
SD	Standardabweichung
TAN	Titan Aluminium Nitrit
TFCC	Triangulärer Fibrocartilaginärer Komplex
VA	Variable angle
z.B.	zum Beispiel
u.a.	unter anderem

## 2. Zusammenfassung

Die dorsale Plattenosteosynthese der distalen Radiusfraktur wurde mit der Einführung der volaren winkelstabilen Plattenosteosynthese immer weiter in den Hintergrund gedrängt (Orbay 2005, Willis et al. 2006, Kamei et al. 2010). Dennoch wird vor allem bei intraartikulären distalen Radiusfrakturen weiterhin intensiv diskutiert, welche Plattenposition einen größeren biomechanischen Benefit erbringt (Boswell et al. 2007, Souer et al. 2010, Chou et al. 2011, Gondusky et al. 2011).

Das Ziel dieser biomechanischen Studie war es daher, anhand einer Osteosynthese bei distaler Radiusfraktur vom Typ 23 C2.1 (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) Classification distal radius, articular simple; metaphyseal multifragmentary; sagittal articular line), die Fragen zu klären, ob ein dorsales oder volares Plattensystem der neuesten Generation mit variabler Winkelstabilität suffizient die Fraktur retiniert und ein Implantatversagen bei einer simulierten Belastung, die einer 6 wöchigen postoperativen frühfunktionellen Behandlung entspricht, ausgeschlossen werden kann. Als einen weiteren Aspekt sollte geklärt werden, welche Plattenposition die höhere Stabilität bietet.

Entsprechend des theoretischen biomechanischen Vorteils der dorsalen Platte aufgrund der Abstützwirkung bei dem verwendeten Frakturmodell, lautete daher eine weitere Null-Hypothese, dass die dorsale variabel winkelstabile Doppelplattenosteosynthese einer volaren variabel winkelstabilen Plattenosteosynthese biomechanisch überlegen ist.

Verwendet wurden 6 Paare Radiusknochen von Körper Spendern (im weiteren Verlauf „Radius“ oder „Radii“ genannt), wobei randomisiert 2 Gruppen aus jeweils drei rechten und drei linken Knochen eingeteilt wurden.

Die Knochenmineraldichten (BMD) der beiden untersuchten Gruppen unterschieden sich nicht signifikant  $p=0.81$ . Pathologische Läsionen an den Radii wurden ausgeschlossen.

An jedem Radius wurde dieselbe Zielfraktur gesetzt und durch standardisierte Operation die volare oder dorsale Plattenosteosynthese durchgeführt, dann der Schaft eingebettet und fixiert (im weiteren Verlauf Probe genannt). Nach Einbettung und Fixierung durchlief jede Probe einen Messzyklus, bestehend aus dem initialen statischen Test, dem dynamischen Test und dem finalen statischen Test.

Der initiale und finale statische Test bestanden aus jeweils 3 Setzzyklen und 3 Messzyklen mit je 150N und einer Frequenz von 0,2Hz. Der dynamische Test bestand aus 5000 Zyklen. Hier erfolgte die sinusoidale Krafteinleitung mit 150 N und einer Frequenz von 0,2 Hz.

Es ergab sich kein Osteosyntheseversagen während der biomechanischen Testung. Hinsichtlich der initialen ( $p= 0,472$ ) und finalen ( $p= 0,350$ ) Steifigkeit bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden untersuchten Gruppen. Dies gilt ebenso für das Setzverhalten der Proben ( $p= 0,598$ ). Die mit Range of Motion (ROM) definierte Bewegungsamplitude der Gelenkfragmente zueinander, war in der Gruppe der dorsalen Osteosynthesen nach der zyklischen Testung signifikant größer als in der Gruppe der volaren Platten ( $p=0,049$ ).

Innerhalb der Gruppe der volaren Osteosynthesen zeigte sich eine signifikante Abnahme der Range of Motion (ROM) zwischen initialer und finaler zyklischer Testung ( $p=0,029$ ), bei der dorsalen Gruppe kam es hier zu keiner signifikanten Änderung ( $p= 0,909$ ). Diese signifikante Abnahme der ROM erklären wir uns durch eine spongiöse Verdichtung und bessere subchondrale Abstützung der distalen Schraubenreihe im Testverlauf, die sich auch im Setzverhalten widerspiegelt. Diese unmittelbare subchondrale Abstützung erfolgte bedingt durch das Implantatdesign bei der volaren Osteosynthese über insgesamt 4 distale Schrauben und bei dem dorsalen Plattensystem über 3 Schrauben, auch wenn in beiden Gruppen die beiden Gelenkfragmente jeweils durch 2 Schrauben fixiert waren.

Die initiale und finale Steifigkeit unterschied sich weder innerhalb der beiden Gruppen noch zwischen den beiden Gruppen signifikant. Beide variabel winkelstabilen Plattensysteme gewährleisteten aus biomechanischer Sicht eine den aktuellen Anforderungen entsprechende Frakturretention. Diese Fragestellung war bisher unzureichend diskutiert. Zum Zeitpunkt der Untersuchung existierten nur wenige biomechanische Arbeiten zur polyaxialen volaren Radiusplatte (Hoffmeier et al. 2009, Rausch et al. 2011). Eine Arbeit zu dorsalen polyaxialen Radiusplatten war nicht zu finden.

Mit der vorliegenden Arbeit konnten wir zeigen, dass die volare und die dorsale variabel winkelstabile Plattenosteosynthese hinsichtlich ihrer biomechanischen Eigenschaften vergleichbar sind.

Klinische Studien sind notwendig, um eine differenziertere Therapieempfehlung ableiten zu können.

## **3 Einleitung**

### **3.1 Allgemeine Aspekte**

Die Behandlung von Knochenbrüchen im Allgemeinen und distalen Radiusfrakturen im Besonderen stellt den behandelnden Arzt im unfallchirurgischen Alltag immer wieder vor neue Herausforderungen. Unfallhergang und Frakturkonstellation variieren stark. Weitere Herausforderungen treten hinzu durch ein breites Patientenspektrum mit zum Teil sehr jungen Verletzten durch Rasanztraumata und/oder Freizeit- bzw. Sportunfälle und zum anderen immer älteren Patienten zum Teil mit osteoporotischen Altersfrakturen und Nebenerkrankungen. Die Vermeidung von Spätfolgen ist für die erste Gruppe essentiell, aber auch bei älteren Patienten muss auf ein gutes funktionelles Ergebnis Wert gelegt werden, da auch diese Patienten zunehmend noch im Alter körperlich aktiv sind beziehungsweise im Rahmen einer allgemein zunehmenden körperlichen Einschränkung auf eine gute Handgelenksfunktion angewiesen sind. Als Behandlungsziele wurden schon 1991 definiert: 1. Die Wiederherstellung der anatomischen Verhältnisse, 2. Eine stabile Frakturfixation unter sorgsamer Erhaltung der Durchblutung und 3. Die Möglichkeit der zeitnahen Mobilisierung der verletzten Extremität und des Patienten (Müller 1991).

Durch ein immer besseres Verständnis für die Frakturbiomechanik und Frakturbiologie sowie durch Verbesserung von Osteosynthesetechniken, Optimierung der OP-Instrumentarien, Weiterentwicklungen der Implantatmaterialien, des Implantatdesigns und der Implantatstabilität, sollte der Traumatologe theoretisch diesen Zielen immer besser gerecht werden können. Dazu muss er aber entsprechend der o.g. Faktoren immer mehr Variablen beachten.

### 3.2 Prävalenz der distalen Radiusfrakturen und Begleitpathologien

Die distale Radiusfraktur steht im Focus vieler biomechanischer und klinischer Studien. Sie hat bis zu 20% Anteil am Frakturaufkommen einer Notfallambulanz (Simic und Weiland 2003). Die distale Radiusfraktur (Abb. 1) ist die häufigste Extremitätenfraktur beim Menschen. Die Prävalenz der distalen Radiusfraktur wird in der Literatur weltweit mit ca. 2-3% der Gesamtbevölkerung angegeben. Jede 6. Fraktur ist eine distale Radiusfraktur. Die Inzidenz liegt bei 200/100.000 und Jahr. In Deutschland gibt es pro Jahr etwa 200.000 distale Radiusfrakturen (Raschke 2009).



**Abb. 1:** distale Radiusextensionsfraktur mit Gelenkbeteiligung Typ 23 C2.1

Auf Grund der großen Anzahl an distalen Radiusfrakturen und der potentiellen posttraumatischen Einschränkung der manuellen Fähigkeiten, besteht verstärktes medizinisches und wissenschaftliches Interesse bestmöglicher Behandlungsergebnisse. In Betracht gezogen werden muss auch die Bedeutung eines intakten oder wiederhergestellten Handgelenkes hinsichtlich seiner sozioökonomischen und sozialen Bedeutung, da die manuellen Fertigkeiten von

zentraler Bedeutung für viele Aktivitäten des täglichen Lebens sind und einen Großteil der menschlichen Selbsthilfefähigkeit ausmachen.

Weitere wesentliche Aspekte sind die mit distalen Radiusfrakturen immer einhergehende Beeinträchtigung des komplexen Konstrukts Handgelenk, welches aus radiokarpalem, ulnokarpalem und distalem Radioulnargelenk besteht (Rikli und Regazzoni 1999) und die gehäufte Mitverletzung von Nachbarstrukturen z.B. an Sehnen, Bändern, Disci oder dem Karpus. Dementsprechend beeinflussen zahlreiche Faktoren eine Therapieentscheidung und das Outcome. Die Begleitverletzungen lassen sich klinisch häufig schwer nachweisen und werden entsprechend auch häufig nicht erkannt. Pechlaner et al. konnten bei ihren experimentell erzeugten distalen Radiusfrakturen in 63% zumeist mehrfache Begleitverletzungen nachweisen (Pechlaner et al. 2002). Auch andere Autoren haben in bis zu  $\frac{2}{3}$  aller distalen Radiusfrakturen Begleitverletzungen gefunden (Loos 2005).

### **3.3 Funktionelle Aspekte von frakturbedingten Fehlstellungen im Radiocarpalgelenk**

Die Behauptung von Abraham Colles, dass auch grobe Fehlstellungen nach distaler Radiusfraktur wenige Beschwerden verursachen und mit einer befriedigenden Funktion einhergehen würden (Colles 1814), ist Gegenstand zahlreicher wissenschaftlicher Diskussionen. Es gibt durchaus Nachuntersuchungen, die zeigen dass gerade alte Menschen mit geringerem funktionellen Anspruch trotz Ausheilung einer Radiusfraktur in Fehlstellung und röntgenmorphologischen Arthrosezeichen, gute funktionelle Ergebnisse haben (Young und Rayan 2000).

Schon längere Zeit ist aber nachgewiesen und akzeptiert, dass es einen Zusammenhang zwischen anatomischer Wiederherstellung des Handgelenkes und dessen Funktion gibt. Die Stellung der Radiusepiphyse beeinflusst die komplexe karpale Kinematik und die Kraftübertragung auf die radiale Gelenkfläche sowie die Kongruenz im distalen Radioulnargelenk entscheidend (Rikli und Regazzoni 1999, Kihara et al. 1995, McQueen und Caspers 1988, Trumble et al. 1994). Kihara et al. beschrieben in ihrer Arbeit auch die resultierende Inkongruenz im distalen Radioulnargelenk, die als Folge einer Dorsalverkipfung der distalen

Radiusgelenkfläche von mehr als 10° zu einer deutlich eingeschränkten Pro- und Supination führt (Kihara et al. 1995). Aro und Koivunen und ebenso Trumble et al. postulierten insbesondere die Wiederherstellung der radialen Länge als prognostischen Faktor (Aro und Koivunen 1991, Trumble et al. 1994). Erwiesen ist ebenso, dass verbleibende intraartikuläre Stufen zumindest ab 2mm zum Teil schon kurzfristig zu symptomatischen Arthrosen führen (Knirk und Jupiter 1986). In dieser Nachuntersuchung wiesen Knirk und Jupiter nach durchschnittlich 6,7 Jahren bei 91% der Patienten mit Frakturausheilung in Inkongruenz des Radiocarpalgelenkes eine posttraumatische Arthrose nach (Abb. 2), aber nur bei 11% der Patienten mit Ausheilung in anatomischer Kongruenz (Knirk und Jupiter 1986). Dabei muss ergänzend bedacht werden, dass es sich um eine auf Röntgendiagnostik gestützte Auswertung handelte und mit CT- und/oder gar MRT-basierter Nachuntersuchung noch schlechtere radiologische Ergebnisse festgestellt worden wären.



**Abb. 2:** distale Radiusfraktur verheilt in Verkürzung und Fehlstellung mit posttraumatischer Arthrose

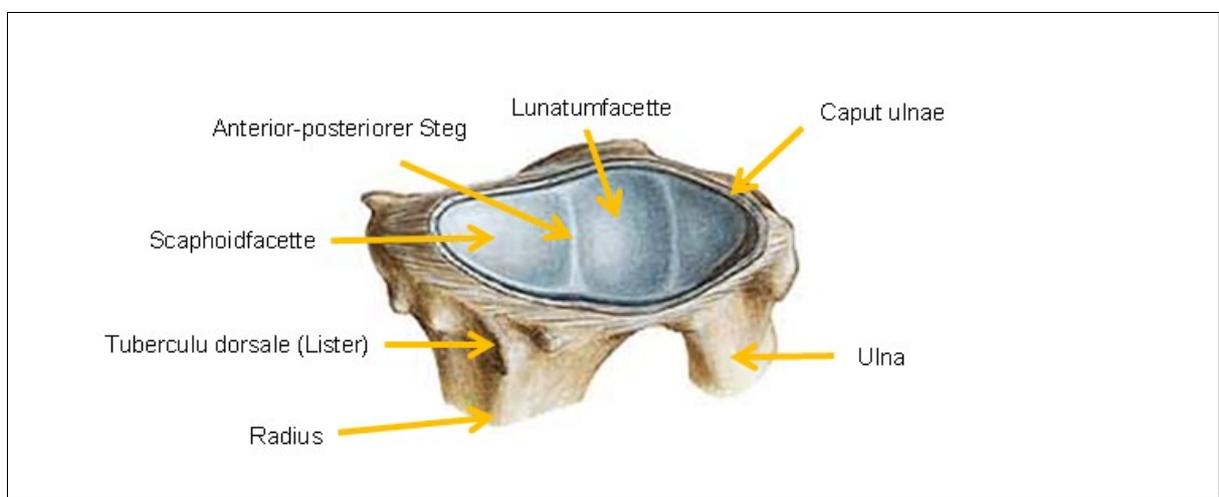
Akzeptable Ausheilungsergebnisse und entsprechende Anforderungen an die gewählte Therapiemethode bei distaler Radiusfraktur sind nach Ruch und Papadonikolakis eine Radiusverkürzung bis 3mm im Vergleich zur Gegenseite,

intraartikuläre Stufen von weniger als 2mm, eine Palmarinklination bis  $0^\circ$  und Verringerung der Ulnarinklination des distalen Radius um weniger als  $5^\circ$  (Ruch und Papadonikolakis 2006) beziehungsweise nach Mentzel et al., Gelenkstufen von weniger als 1mm, sowie eine radiale Verkürzung von weniger als 2mm und eine Neigung der Radiusgelenkfläche im seitlichen Strahlengang von nicht mehr als  $5^\circ$  nach dorsal. Andernfalls waren signifikante Funktionseinschränkungen des Handgelenkes nachweisbar (Mentzel et al. 2001). Zusammenfassend lässt sich sagen, dass posttraumatische Fehlstellungen zur Vermeidung von Funktionseinschränkungen und Prävention von posttraumatischer Arthrose nur in sehr engen Grenzen toleriert werden sollten. Das Ausmaß der posttraumatischen Deformierung wird dabei neben der Frakturmorphologie und der Reposition letztlich entscheidend von der Retentionsfähigkeit der externen (Gipsverband, Fixateur externe) oder internen (Osteosynthese) Fixierung beeinflusst.

### 3.4 Anatomie, Klassifikation und Biomechanik

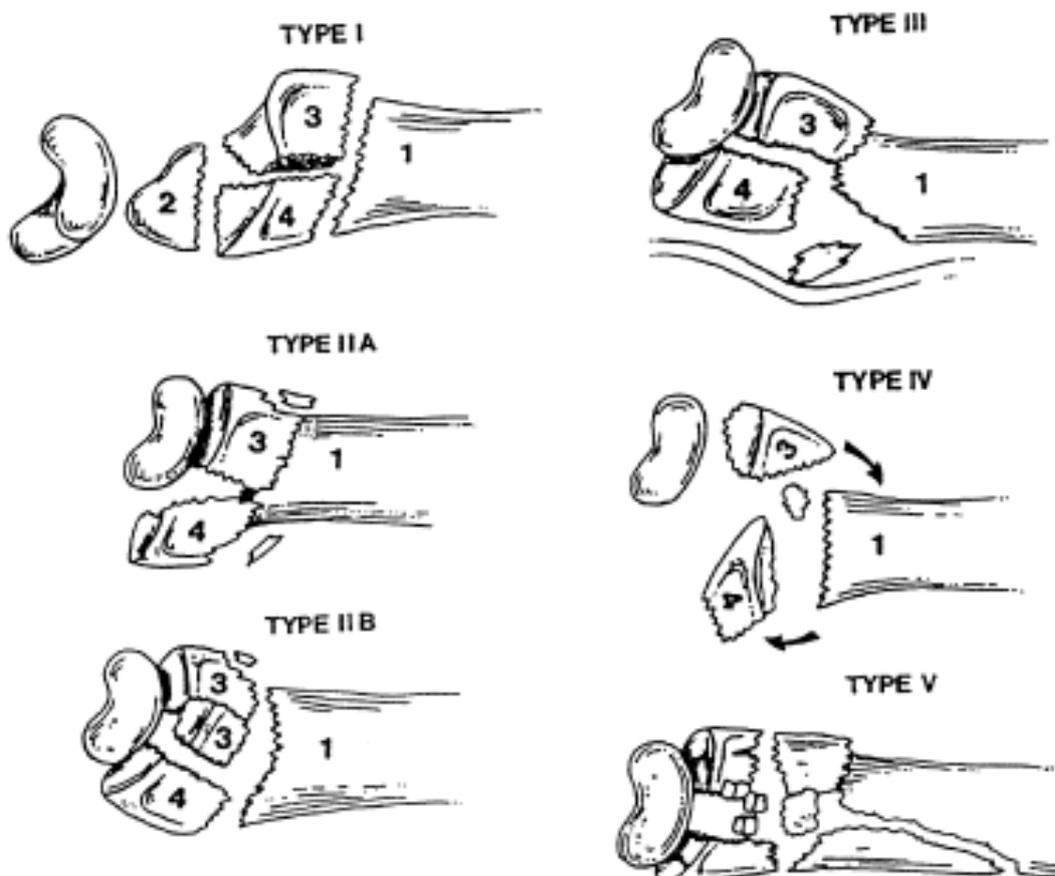
Zum Verständnis der Therapieansätze sind die funktionelle Anatomie des Handgelenkes und dessen biomechanisches Zusammenspiel essentiell.

Das distale Ende des Radius hat drei 3-dimensional konkave artikulierende Bereiche – die Fossa scaphoidea, die Fossa lunata und die Incisura ulnaris radii. Die Scaphoid- und Lunatumfacette werden durch einen anterior-posterioren Steg voneinander getrennt (Abb. 3).



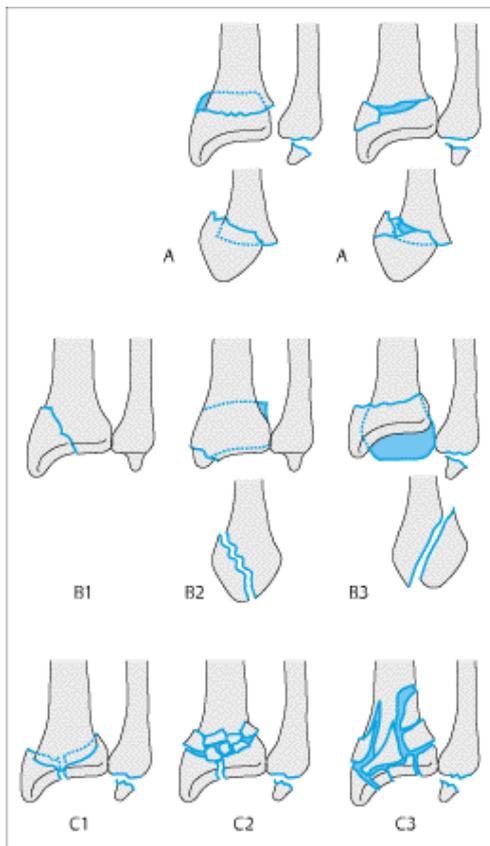
**Abb. 3:** Gelenkfacetten am distalen Radius für Os scaphoideum und lunatum (Sobotta 2000)

Die Zonen dickerer metaphysärer Kortikalis stärken den Knochen segmental so, dass einige Bereiche geschützt sind und sich andererseits vorhersagbare Frakturverläufe zwischen Fossa scaphoidea und Fossa lunata einstellen (Simic und Weiland 2003). Anhand der intraartikulären Frakturverläufe und der dann logischen Beteiligung des Bandapparates sowie der Fragmentdislokation und ableitend von der Richtung der Gewalteinwirkung, hat Melone eine praktikable Einteilung (Abb. 4) der Gelenkfrakturen des distalen Radius mit jeweiliger Versorgungsstrategie inauguriert (Melone 1986). Im Focus stand dabei das auch als „die punch“ Fragment („lange Gerade“ Mechanismus; Boxsport) bezeichnete *dorsomediale radiale* Fragment. Da dieses Fragment in der Regel aus einer hochrasanten axialen Gewalteinwirkung resultiert, werden in dieser Klassifikation vorwiegend Radiusfrakturen jüngerer Patienten abgebildet, während die deutlich zunehmenden Altersfrakturen nicht hinreichend beschrieben werden.



**Abb. 4:** Einteilung der distalen Radiusfraktur nach Melone I – V (Melone 1986, Melone 1993)

Komplexer und ebenfalls auf Grundlage der Pathophysiologie, -mechanik und Morphologie hat Fernandez die distalen Radiusfrakturen eingeteilt (Fernandez 2001). Auch weitere Klassifikationen u.a. von Thomas (Thomas 1957), Castaing (Castaing 1964), Frykman (Frykman 1967) oder Sarmiento et al. (Sarmiento et al. 1975) können aber die Gesamtheit der distalen Radiusfrakturen mit der Ableitung von Versorgungsstrategien nicht so komplex abbilden wie die AO-Klassifikation nach Müller (Müller 1991), welche sich weitläufig durchgesetzt hat. Die AO-Klassifikation (Abb. 5) ist das detaillierteste und integrativste System zur Beschreibung der Frakturschwere und Behandlungsmöglichkeiten (Oestern und Huls 1994), weist aber dennoch Limitationen auf wie z.B. die fehlende Beschreibung des Dislokationsgrades (Simic und Weiland 2003).



**Abb. 5:** Einteilung der distalen Radiusfraktur nach AO (Müller 1991)

Weitere Hilfe für das Verständnis vor allem der Pathomechanik von Handgelenkfrakturen gibt das Drei-Säulen-Konzept (Rikli und Regazzoni 1996). Dabei besteht die radiale Säule aus dem Processus styloideus radii und der Fossa

scaphoidea, die intermediäre Säule aus der Fossa lunata und der Incisura ulnaris und die ulnare Säule aus distaler Ulna und TFCC.

Entsprechend den Untersuchungen von Werner und Trumble werden dabei 82% der Kraft im Handgelenk radiocarpal (radiale und intermediäre Säule) und 18% ulnocarpal (ulnare Säule) übertragen (Werner et al. 1992, Trumble et al. 1994). Mit drucksensiblen Filmen konnte herausgefunden werden, dass die radiocarpale Kraftweitergabe wiederum zu 56% über die Fossa scaphoidea und damit auf die radiale Säule und zu 44% über die Fossa lunata und damit intermediäre Säule erfolgt (Blevens et al. 1989, Short et al. 1987).

Aus diesem 3-Säulenmodell und den entsprechenden Druck- respektive Kraftverteilungsverhältnissen wurden die aktuellen Versorgungskonzepte begründet und das Plattendesign weiter optimiert (Abb.6).



**Abb. 6:** Die VA-LCP Volare Distale Zwei-Säulen-Radiusplatte projiziert auf das 3-Säulenmodell (Rikli und Regazzoni 1996) ermöglicht sowohl Fixation als auch Abstützung der beiden Säulen des distalen Radius; Quelle: [www.synthes.com](http://www.synthes.com)

### 3.5 historische und aktuelle Entwicklungen in der Versorgung von distalen Radiusfrakturen

#### 3.5.1 Die „Vor-Platten-Ära“

Um posttraumatische Fehlstellungen zu vermeiden, hat sich die Therapiestrategie während der vergangenen Dekaden gewandelt. Bis Anfang der 1980er Jahre wurde die distale Radiusfraktur überwiegend konservativ behandelt, operative Therapieansätze setzten sich ab Mitte der 1980er Jahre zunehmend durch. Dabei wurden die Frakturen anfangs vorwiegend geschlossen reponiert und mit K-Drähten versorgt und/oder ein externer Fixateur angebracht. Mit K-Drähten konnten Frakturfragmente gezielt adressiert und das Repositionsergebnis zwar schon besser gehalten werden als im alleinigen Gipsverband, aber diese Osteosynthesen waren immer noch nicht übungs- oder belastungsstabil (Abb. 7).



**Abb. 7:** K-Draht-Osteosynthese und Gips (links) und Fixateur externe (rechts) bei distaler Radiusfraktur

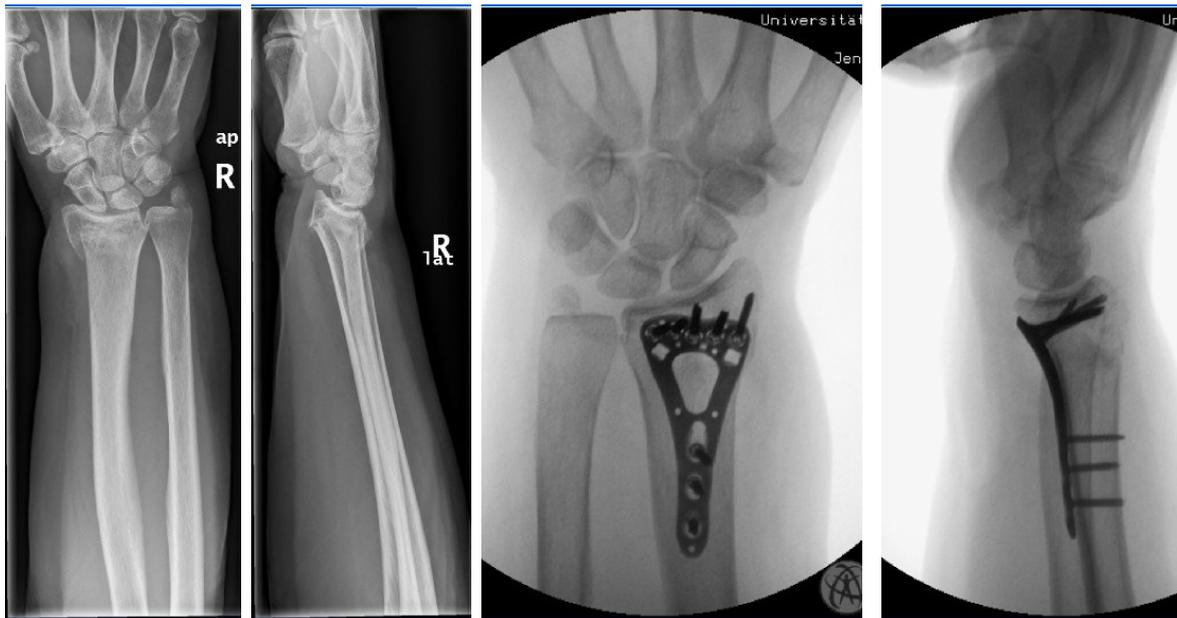
Mit externem Fixateur (Abb. 7) erreichte man wieder etwas mehr Retentionssicherheit, weiterhin aber ohne Möglichkeit einer funktionellen Nachbehandlung. Da beim Fixateur externe die Reposition und Retention entscheidend durch die Ligamentotaxis (Bandzug) erreicht wird, besteht bei nachlassendem Bandzug wiederum ein erhöhtes sekundäres Dislokationspotential.

### 3.5.2. Die Plattenosteosynthese am distalen Radius

Auf Grund dieser Unzulänglichkeiten erfolgte seit den späten 1980er Jahren verstärkt die offene Reposition und interne Plattenfixation (Letsch et al. 1987). Vor Einführung von winkelstabilen Plattensystemen konnten distale Radiusfrakturen nur - entsprechend der abstützenden Funktion der Platte - auf der Seite der Abkipfung implantiert werden (Ruch und Papadonikolakis 2006). Es erfolgten somit bei Flexionsverletzungen zunehmend palmare Plattenosteosynthesen und bei Extensionsfrakturen häufiger dorsale Plattenosteosynthesen (Tscherne und Jahne 1990, Oestern und Huls 1994). Nicht winkelstabile Platten erzielen ihre reponierende und abstützende Wirkung durch engen Platten-Knochenkontakt und hoher Kompression.

#### 3.5.2.1 Die volare Plattenosteosynthese

Die Einführung der winkelstabilen Implantate war für alle knochenchirurgischen Fächer ein entscheidender Fortschritt. Zusätzlich zu der abstützenden Funktion von Osteosyntheseplatten konnten winkelstabile Schrauben-Platten-Systeme wesentlich besser Zug- und Scherkräften widerstehen. Die winkelstabile Platte ist ein Fixateur interne mit sehr guter Kraftübertragung zwischen Platte und Knochen durch die Schraubenkopfverankerung in der Platte. Dadurch muss die Platte auch nicht mehr direkt dem Knochen anliegen, was die periostale Durchblutung erheblich verbessert. Im Speziellen konnte durch die Entwicklung der winkelstabilen Radiusplatten erreicht werden, dass auch instabile distale Radiusextensionsfrakturen mittels volarer Plattenosteosynthese (Abb. 8) gut reponiert und stabilisiert werden konnten (Osada et al. 2003, Osada et al. 2004, Leung et al. 2003).



**Abb. 8:** distale Radiusextensionsfraktur; Unfallaufnahmen (links) und nach volarer Plattenosteosynthese (rechts) jeweils in 2 Ebenen

### 3.5.2.2 Die dorsale Plattenosteosynthese

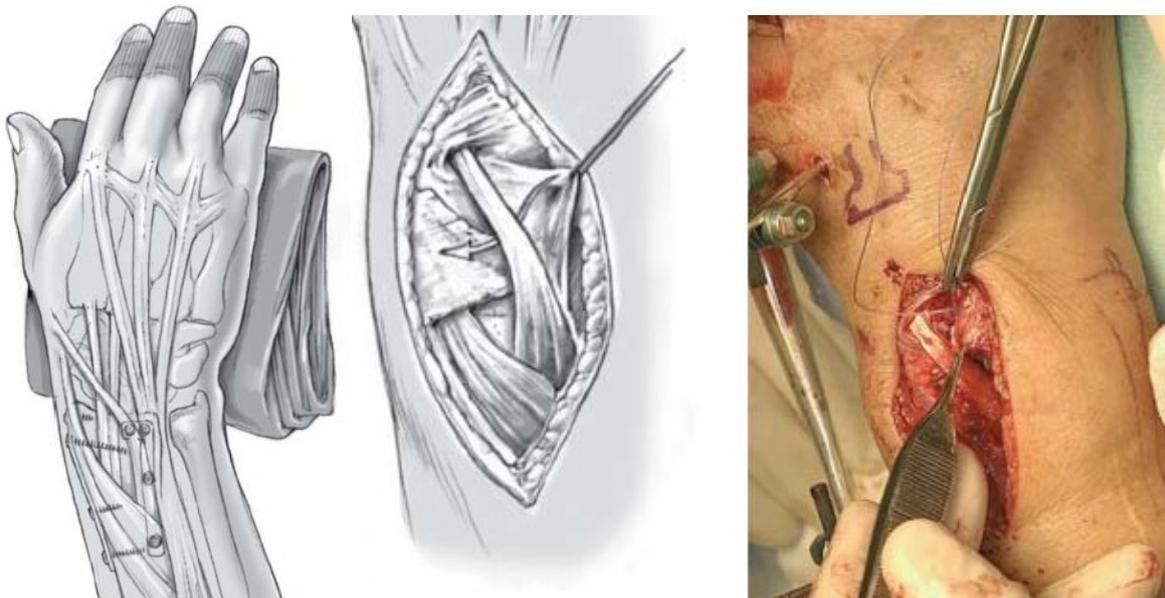
Trotz des höheren operationstechnischen Anspruches im Vergleich zum volaren Operationszugang, bietet der dorsale Zugang zum distalen Radius zahlreiche Vorteile. So gestattet er u.a. die Inspektion der proximalen Handwurzel, des skapholunären Bandes, der dorsalen Trümmerzone und der distalen Radiusgelenkfläche (Rikli et al. 2007). Diese operative Option ist v.a. bei C2- und C3-Frakturen mit dislozierten dorsolunären Schlüsselfragmenten notwendig, da bei diesen Frakturen das Repositionsergebnis aufgrund der mehrfragmentären Situation durch Einsehen der Gelenkfläche überprüft werden kann (Jakob et al. 2000).

Zudem müsste, zumindest bei Vorliegen einer dorsalen Trümmerzone, die dorsale Plattenpositionierung der volaren Plattenosteosynthese biomechanisch überlegen sein, da die Platte hier eine Abstützfunktion erfüllt (Peine et al. 2000, Osada et al. 2003, Liporace et al. 2005, Gondusky et al. 2011).

Die meisten Autoren beschreiben allerdings die dorsale Plattenosteosynthese als operativ anspruchsvoll und postulieren im Vergleich zur ventralen Plattenosteosynthese am distalen Radius die höhere Zugangsmorbidität. Axelrod

und McMurtry berichteten von 25% Materialentfernungen nach dorsaler Plattenosteosynthese auf Grund von Strecksehnenproblemen im Sinne einer Tenosynovitis (Axelrod und McMurtry 1990). In einer anderen Arbeit wird von dorsalen Plattenentfernungen in 11 von 33 Fällen berichtet, davon allerdings nur bei 7 Patienten wegen Sehnenirritationen und Bewegungseinschränkungen im Handgelenk (Herron et al. 2003). Durch die winkelstabile volare Plattenosteosynthese wurde die dorsale Plattenosteosynthese daher auch zunehmend in den Hintergrund gedrängt.

Mittlerweile wurden aber filigranere 2,0 mm und 2,4 mm Plattendesigns entwickelt, die zu deutlich weniger Weichteilirritationen führen (Rikli und Regazzoni 1999, Uzdil 2007). Auch die OP Technik wurde verbessert, so dass in der Regel ein Retinakulum-Flap zur Implantatdeckung genutzt wird und die Extensor pollicis longus Sehne subkutan verlagert wird (Abb. 9), was ebenfalls Sehnenarrosionen und -rupturen vorbeugt (Rikli et al. 2005).



**Abb. 9:** dorsale Plattenosteosynthese am distalen Radius, EPL Sehne subkutan verlagert, Retinakulum-Flap (Rikli et al. 2005)

Entsprechend dieser operationstechnischen und implantatspezifischen Entwicklungen und Verbesserungen, sollten damit biomechanische Aspekte verstärkt fokussiert werden, um die unveränderten Ziele der Frakturversorgung mit bestmöglicher Reposition, Retention, Vermeidung posttraumatischer Fehlstellungen

und Arthrose sowie frühzeitigem Beginn der funktionellen Nachbehandlung zu erreichen. Das rückt die dorsale Plattenosteosynthese wieder in den wissenschaftlichen Fokus (Abb. 10).



**Abb. 10:** distale Radiusextensionsfraktur AO 23 C 2.1; Unfallaufnahmen (links) und nach dorsaler Plattenosteosynthese (rechts) jeweils in 2Ebenen, sagittaler CT Schnitt präoperativ (Mitte)

### 3.5.3 uniaxiale und polyaxiale Schrauben-Platten Verbindung

Wie bereits unter 3.5.2.1 beschrieben, hat die Einführung der Winkelstabilität völlig neue und verbesserte operative Möglichkeiten der Frakturversorgung eröffnet. Durch das Fixateurprinzip mit starrer Verbindung zwischen der Knochenschraube und der Osteosyntheseplatte als Kraftträger, war eine Frakturschienung ohne Reibekontakt gewährleistet (Perren 2002, Bühren und Augat 2008). Verschiedene Methoden der Schraubenkopfverblockung in der Platte wie z.B. *Kaltverschweißung* oder Gewinde am Schraubenkopf und im Plattenloch, gewährleisteten diese Winkelstabilität. Biege-, Torsions- und Ausreißkräften wird wesentlich besser widerstanden. Bei uniaxialen winkelstabilen Systemen ist die Richtung der Schraube allerdings vorgegeben, häufig im 90° Winkel zur Platte. Ein nächster Entwicklungsschritt bestand in der polyaxial winkelstabilen Verschraubung, bei der in begrenztem Umfang unterschiedliche Schraubenrichtungen möglich sind. Damit ist eine gezieltere und differenziertere Fixierung einzelner Frakturfragmente möglich geworden bei ebenso winkelstabilem Platten-Schrauben-Interface (Bühren und Augat 2008).

Für uniaxial winkelstabile volare und dorsale Platten gibt es zahlreiche biomechanische und in vivo Studien, die überwiegend gute Ergebnisse im Vergleich zu älteren Plattensystemen erbringen (Drobetz und Kutscha-Lissberg 2003, Orbay und Touhami 2006, Blythe et al. 2006, Boswell et al. 2007, Figl et al. 2010, Chou et al. 2011). Dennoch werden weiterhin Komplikationen wie beispielsweise intraartikuläre Schraubenlagen und Repositionsverlust beobachtet (Antoni et al. 2012).

Eine Weiterentwicklung der Winkelstabilität stellte auch bei Radiusplatten die polyaxiale Schraubenverriegelung dar. Die multidirektionale Schraubenplatzierung soll vor allem eine stabilere zentrale und dorsale Abstützung der Radiusgelenkfläche gewährleisten. Es wird eine noch bessere Stabilisierung der 2 radialen Säulen propagiert. Die Schraubenpositionierung kann der Fraktur angepasst werden – mit besonderer Berücksichtigung der Problematik des ulnaren Kantenfragments und Frakturen des Processus styloideus radii (Krimmer 2008). Trotz der propagierten Vorteile, existieren zum aktuellen Zeitpunkt nur wenige biomechanische Arbeiten zur polyaxialen volaren Radiusplatte (Hoffmeier et al. 2009, Rausch et al. 2011) und ist keine Arbeit zu dorsalen polyaxialen Radiusplatten zu finden.

## 4. Ziele der Arbeit

Die optimale osteosynthetische Versorgung der distalen Radiusfraktur ist weiterhin Gegenstand einer regen Diskussion (Boswell et al. 2007, Chou et al. 2011, Gondusky et al. 2011). Es scheint zwar, dass die dorsale Plattenosteosynthese der distalen Radiusfraktur mit der Einführung der volaren winkelstabilen Plattenosteosynthese immer weiter in den Hintergrund gedrängt wird (Orbay und Touhami 2006, Willis et al. 2006, Kamei et al. 2010). Dennoch ergibt sich bis jetzt trotz einer Vielzahl von biomechanischen Studien keine klare Evidenz für die Positionierung der Platte. (Osada et al. 2003, Blythe et al. 2006, Hart et al. 2007).

Ein weiterer Entwicklungsschritt wurde durch die Einführung der variablen Winkelstabilität markiert. Diese scheint zwar operationstechnische Vorteile zu bringen, vermag aber mitunter keine ausreichende Stabilität zu erzeugen (Hoffmeier et al. 2009).

Mit dieser biomechanischen Studie sollten somit anhand einer intraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23 C2.1) entweder durch eine winkelstabile volare Platte oder winkelstabiles dorsales Plattensystem – beide jeweils mit polyaxialer Verriegelungsmöglichkeit der Schrauben osteosynthetisch stabilisiert - folgende Fragen geklärt werden:

1. Kann mit einer polyaxialen Verriegelungsmöglichkeit ein Osteosyntheseversagen ausgeschlossen werden?
2. Ergeben sich biomechanische Vorteile einer dorsalen Plattenposition gegenüber der volaren Verplattung?

Die Null-Hypothesen lauteten:

1. Die polyaxiale Verriegelungsoption führt zu einer suffizienten Frakturretention bei dem untersuchten Frakturmodell.
2. Die dorsale variabel winkelstabile Doppelplattenosteosynthese ist einer volaren variabel winkelstabilen Plattenosteosynthese biomechanisch zumindest gleichwertig oder überlegen.

## **5 Material und Methode**

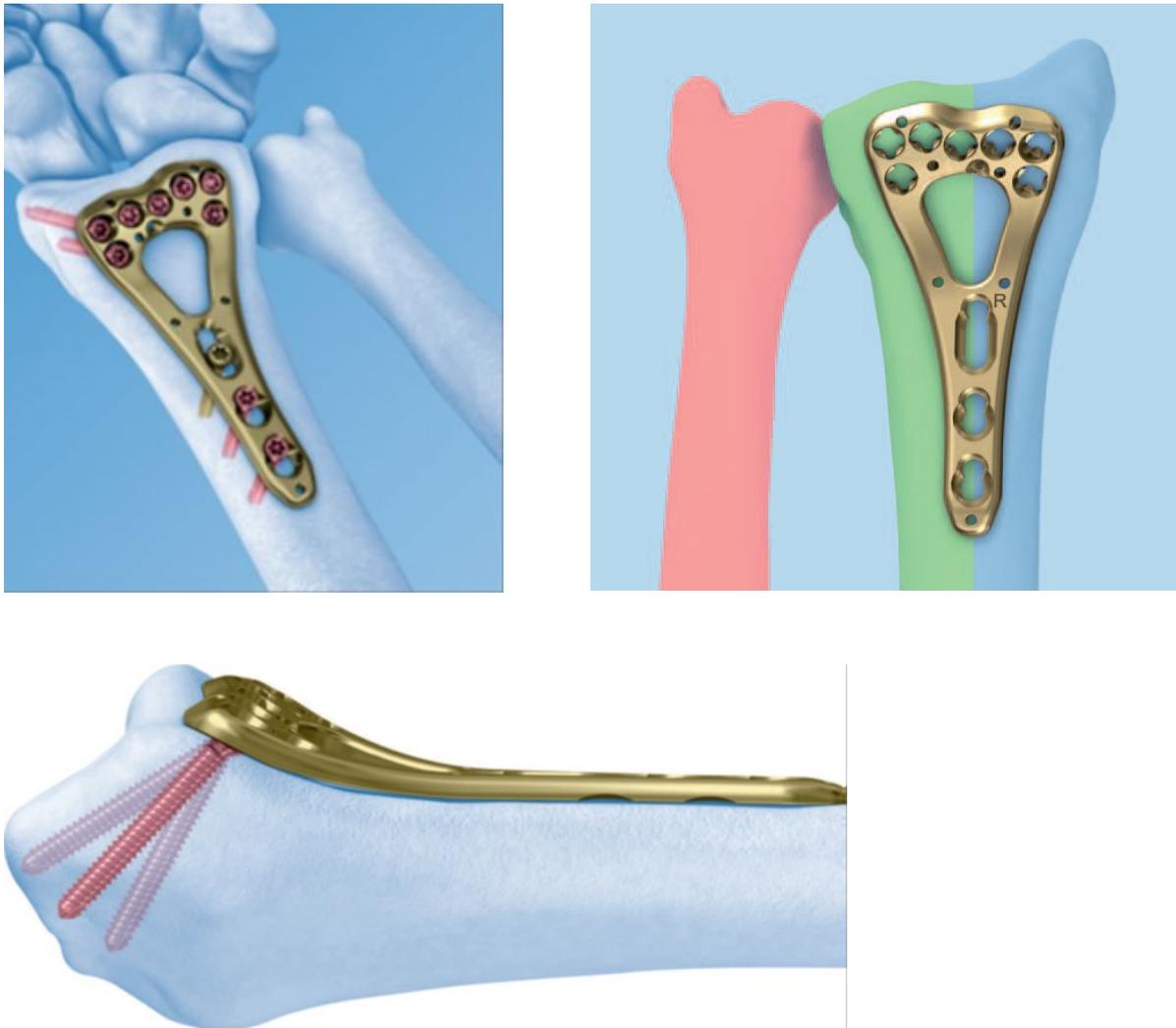
### **5.1 Knochenpräparate**

Zur Verfügung standen 6 Paare kryokonservierte humane Radii (Durchschnittsalter 74 Jahre, Range 64-82 Jahre, 2 männliche und 4 weibliche Knochenpaare). Diese wurden bei -21°C gelagert. Die Knochendichte wurde durch DEXA-Messung nach Explantation der Leichenknochen erhoben. Weiterhin wurden andere Knochenpathologien ausgeschlossen. Die Zuordnung der Radii wurde so gewählt, dass diese 12 Knochen den beiden Gruppen so zugeteilt wurden, dass jeweils 3 linke und 3 rechte Radii in jeder Gruppe vertreten waren.

Die Durchführung der Versuche erfolgte im Biomechanischen Labor der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der FSU Jena und am AO-Institut Davos die Messung der Knochendichte.

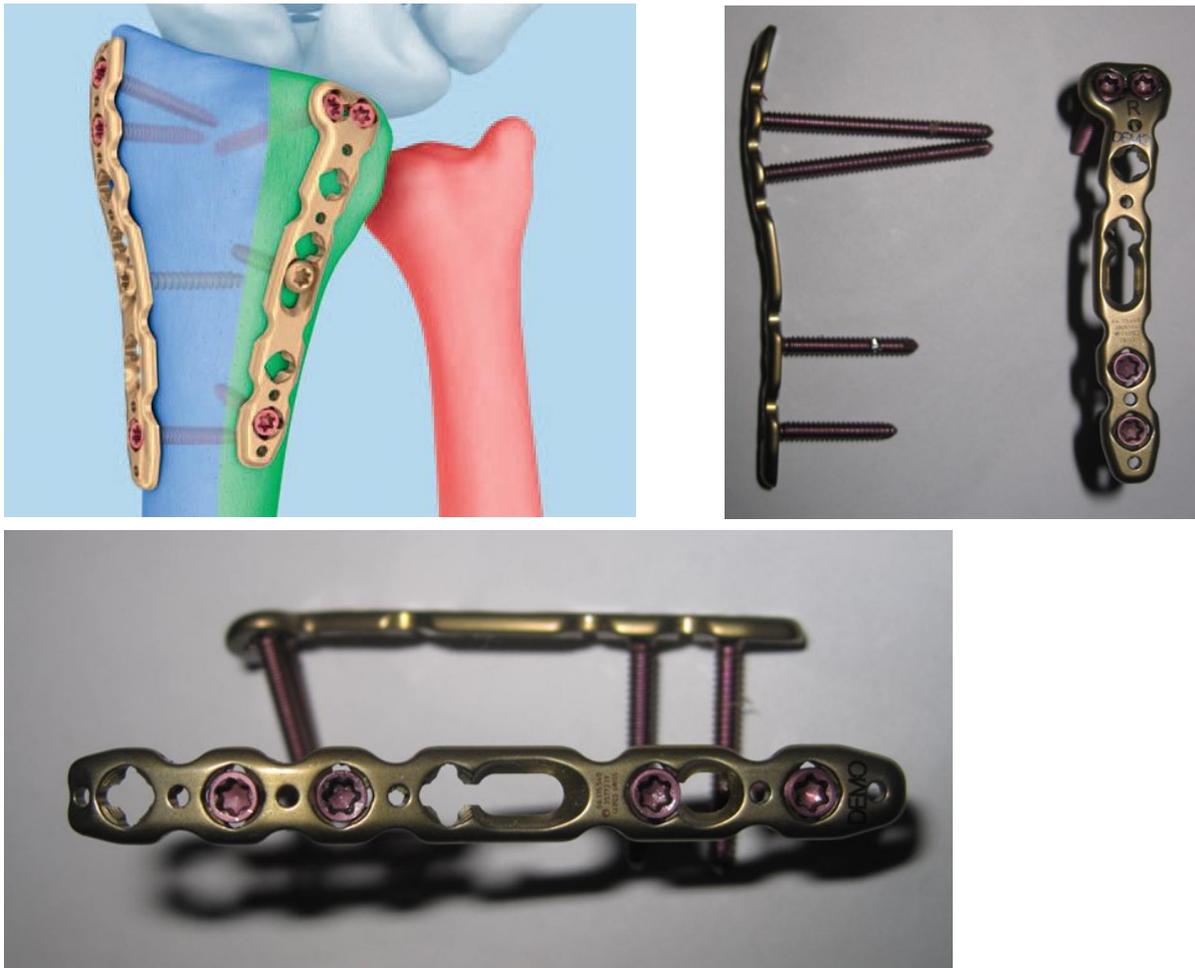
## 5.2 Implantate

Für die volare Osteosynthese stand das LCP Volare Distale 2,4 mm Zwei-Säulen-Radiusplattensystem mit variablem Winkel (Synthes GmbH, Oberdorf, Schweiz) zur Verfügung (Abb. 11).



**Abb. 11:** LCP Volare Distale Zwei-Säulen-Radiusplatte 2,4 mm mit variablem Winkel; OP-Anleitung Fa. Synthes

Die dorsalen Osteosynthesen erfolgten mit 2 Platten des LCP Dorsale distale Radiusplatte-Systems 2,4 mm mit variablem Winkel (Synthes GmbH, Oberdorf, Schweiz) für die radiale und intermediäre Säule (Abb. 12).



**Abb. 12:** verwendetes dorsales Plattensystem: Variable Angle LCP Dorsal Distal Radius Plate 2,4 mm; OP-Anleitung Fa. Synthes

Die volare Platte und auch das dorsale Plattensystem existieren jeweils in einer Links- und Rechtsausführung. Alle Platten und Schrauben sind aus demselben Titan-Aluminium-Nitrit (TAN) hergestellt.

Beide Platten stabilisieren die radiale und intermediäre Säule des distalen Radius. Weiterhin sind beide Platten anatomisch vorgeformt. Dadurch sollen sich beide Plattensysteme optimal an den Knochen anlagern. Dies soll, wie auch die polierten, glatten Ränder zur Minimierung von Weichteilirritationen beitragen.

Die Schrauben und der polyaxiale winkelstabile Verriegelungsmechanismus sind bei beiden Plattensystemen identisch (Abb. 13). Die Verriegelung erfolgt dadurch, dass ein konischer Schraubenkopf mit Feingewinde in ein vierfach unterbrochenes Schraubengewindeloch eingedreht wird. Laut Herstellerangaben ist mit dieser Technik eine Angulation bis 15° in jede Richtung möglich (OP-Anleitung Fa. Synthes).

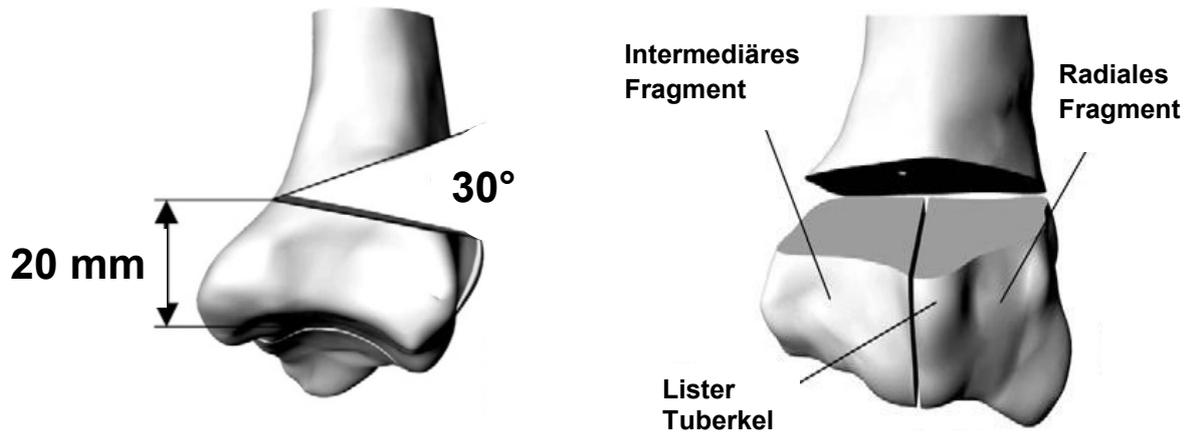


**Abb. 13:** Zu sehen sind ein konischer Schraubenkopf (links) mit Feingewinde, ein vierfach unterbrochenes Schraubengewindeloch (Mitte) und die daraus resultierende Möglichkeit der 15° Angulation (rechts).

### 5.3 Frakturmodell, Implantation und Einbettung

Alle Knochen wurden bei Raumtemperatur aufgetaut. Verbliebene Weichteile wurden scharf abpräpariert, anschließend die Zielfraktur gesetzt und die Osteosynthese durchgeführt.

Das Frakturmodell war bereits etabliert (Rausch et al. 2011, Windolf et al. 2010). An allen Radii wurden zunächst die geplanten Osteotomielinien vermessen und mit Permanentmarker angezeichnet. Dann wurde die Gelenkkomponente der Fraktur mit Bandsäge (CMI, Obi-Merchandise Center GmbH, Wermelskirchen, Deutschland) geschnitten, wobei im First zwischen Fossa lunata und Fossa scaphoidea 20 mm in Längsachse der Radii nach proximal gesägt wurde. Dadurch wurde die radiale von der intermediären Säule separiert und die C-Komponente der Fraktur hergestellt (Abb. 14). Die weiteren Schritte unterschieden sich dann je nach Implantat, wobei jeweils nach Herstellerangaben mit dem entsprechenden Instrumentarium gearbeitet wurde, und alle Schrauben mit empfohlenem Drehmoment von 0,8 Nm angezogen wurden.



**Abb. 14:** Osteotomielinien und Frakturmodell AO 23 C2.1

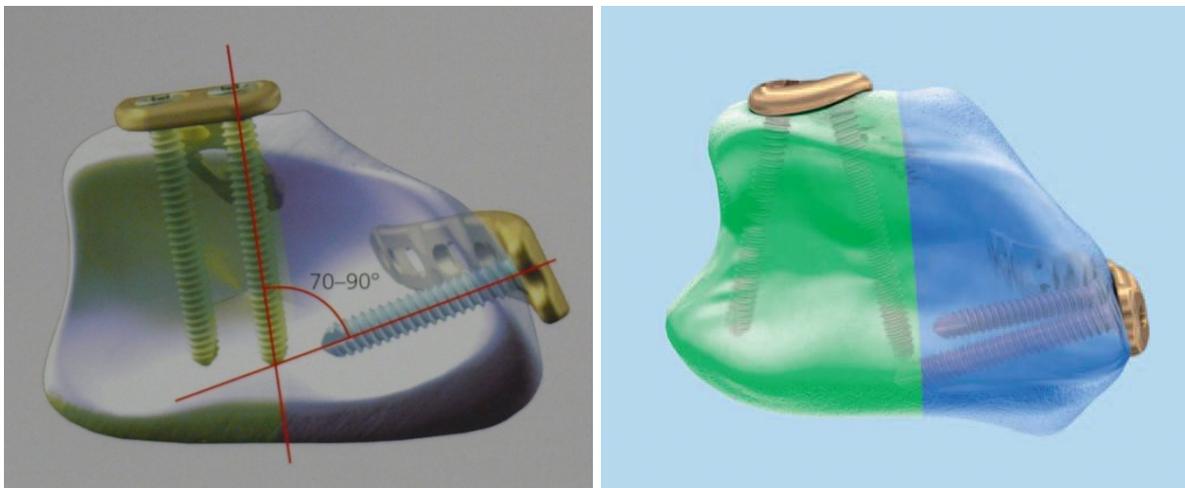
### 5.3.1. Durchführung der Volaren Plattenosteosynthese

Nach radio-ulnarer Kompression der axialen Osteotomie mit spitzer Repositionszange wurde die Platte angelegt und die distale Schraubenreihe besetzt, so dass beide Gelenkfragmente mit je 2 variabel winkelstabilen subchondralen Schrauben fixiert wurden. Nachfolgend wurde proximal im Langloch über dem Schaftbereich eine bikortikale Schraube platziert. Dann wurde ein nach dorsal offener 30° Keil 20 mm proximal der Fossa lunata herausgesägt, wobei entsprechend identische Sägeschnitte anhand der Markierungen und 30°-Kippung der Bandsägenarbeitsplatte von dorsal nach ventral erfolgten. Alle Knochen wurden jetzt bei gelockelter Langlochschaube manuell axial komprimiert und die Langlochschaube wieder angezogen. Zur Fixierung am proximalen Fragment wurde die Platte am Schaft dann noch mit 2 bikortikalen Schrauben besetzt.

### 5.3.2. Durchführung der dorsalen Plattenosteosynthese

Der weiterer Ablauf der dorsalen Plattenosteosynthese nach Durchführung des Längsschnittes gestaltete sich wie folgt: Die radiale Platte des dorsalen Plattensystems wurde distal unter radio-ulnarer Kompression der axialen Osteotomie ebenfalls mit 2 Schrauben besetzt, wovon nur die distale Schraube unmittelbar

subchondral zu liegen kam. Nun wurde proximal im Langloch über dem Schaftbereich eine bikortikale Schraube platziert. Dann wurde, wie bereits oben beschrieben, ein nach dorsal offener 30° Keil 20 mm proximal der Fossa lunata herausgesägt, wobei die Sägerichtung diesmal von ulnar nach radial verlief. Alle Knochen wurden jetzt bei gelockerter Langlochschaube manuell axial komprimiert und die Langlochschaube wieder angezogen. Die radialen Platten wurden im Schaftfragment dann noch mit 2 bikortikalen Schrauben besetzt. Abschließend wurde die dorsale intermediäre Platte in der Längsachse entsprechend den Empfehlungen des Herstellers in einem Winkel von ca. 90° zur radialen Platte positioniert (Abb. 15) und sowohl distal subchondral als auch proximal mit jeweils 2 Schrauben fixiert.



**Abb. 15:** Das dorsale Plattensystem weist einen Winkel zwischen 70 und 90° zueinander auf (links), uniaxiale (links) und polyaxiale Schraubenpositionierung (rechts); OP-Anleitung Fa. Synthes

### 5.3.3. Einbettung

Der nächste Arbeitsschritt war die distale und proximale Fixierung der osteosynthetisch versorgten Radii zum späteren Einspannen in die Universaltestmaschine.

Um hier eine standardisierte axiale Krafteinleitung zu gewährleisten wurde zur Einbettung der Proben eine Fixationsvorrichtung verwendet. Die Radii wurden hierzu entlang ihrer Längsachse zwischen radialem Anteil der Fossa lunata und dem Mittelpunkt des Radiusköpfchens exakt vertikal ausgerichtet. Dann wurde ein Aluminiumzylinder proximal bei 120 mm am Radiuschaft anmodelliert und mit

Knetmasse abgedichtet. Nun konnte der Aluminiumzylinder mit PMMA (Technovit 3040; Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) ausgegossen werden. Anschließend wurde der Radiuschaft hinter dem Zylinder auf eine Gesamtlänge von 120 mm gekürzt.

Die distale Radiusgelenkfläche musste nun angeraut werden, damit auch hier der kaltpolymerisierende Kunststoff Technovit (Technovit 3040; Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) anmodelliert werden konnte und unter Einpressen einer Matrize aus 2 Kugeln mit Abstandhalter aushärtete (Abb. 16). Die Matrize war so beschaffen, dass sie über der Fossa lunata und Fossa scaphoidea jeweils eine kleine Konkavität in den Knochenzement eingepresst hatte. Das erfolgte zur späteren differenzierten Krafteinleitung auf die beiden distalen Gelenkfragmente bei den Testungen in der Universalprüfmaschine.



**Abb. 16:** operierte, instrumentierte und fixierte Präparate mit dorsalem Plattensystem (links), mit volarer Platte (Mitte), separate Einbettung der Fossa scaphoidea und lunata (rechts)

Während der gesamten Einbettung wurde darauf geachtet, dass weder das Osteosynthesematerial noch der Frakturspalt durch Technovit mit fixiert wurden.

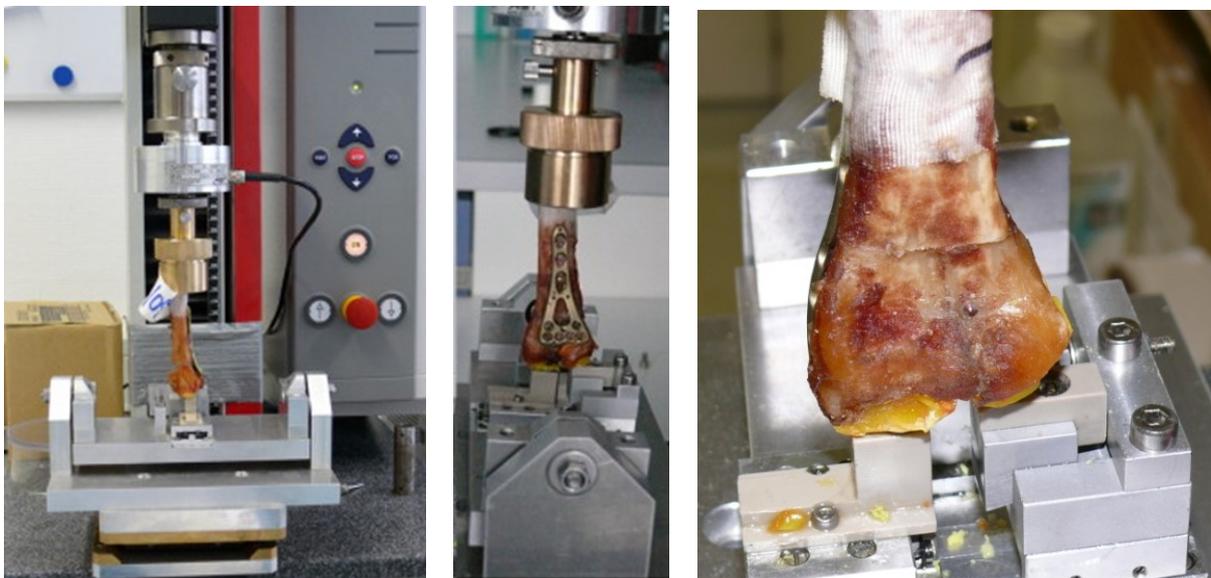
#### 5.4 Testaufbau

Zur Anwendung kam ein bereits etabliertes Test Set-up das in Kooperation mit dem AO-Institut Davos verwendet wurde (Rausch et al. 2011, Windolf et al. 2010). Die Krafteinleitung auf die Proben erfolgte über eine Ausgleichsunterlage auf die distale Radiusgelenkfläche. Dieser Kompensator wurde verwendet, um eine möglichst definierte Lastverteilung zwischen Fossa scaphoidea und Fossa lunata von 60:40 zu

erzeugen, entsprechend der von Viegas et al. beschriebenen Verteilung der Krafteinleitung am Radiocarpalgelenk (Viegas et al. 1989). Diese schiefe Wippe ermöglichte eine annähernd physiologische Kraftverteilung zwischen den Fragmenten. Am Interface zwischen Einbettung und Kompensator wurden Metallkugeln verwendet, um eine Rotationsfreiheit der Fragmente zu gewährleisten. Weiterhin erlaubte die Verwendung einer Führungsschiene auf dem Kompensator die Dislokation der Gelenkfragmente in frontaler Richtung. Somit konnte ein potentiell Aufklaffen der Gelenkfragmente (ROM) provoziert werden. Der Testaufbau wurde auf einem x-y-Tisch installiert, um die Ruherichtung festzulegen.

## 5.5 Biomechanische Testung

Alle Tests erfolgten an einer servohydraulischen Universaltestmaschine (Zwick1.0; Zwick GmbH, Ulm, Deutschland) (Abb. 17). Die Testmaschine wurde zu Beginn mit eingespanntem Kunstknochen während eines Probelaufes auf Funktionsfähigkeit überprüft.

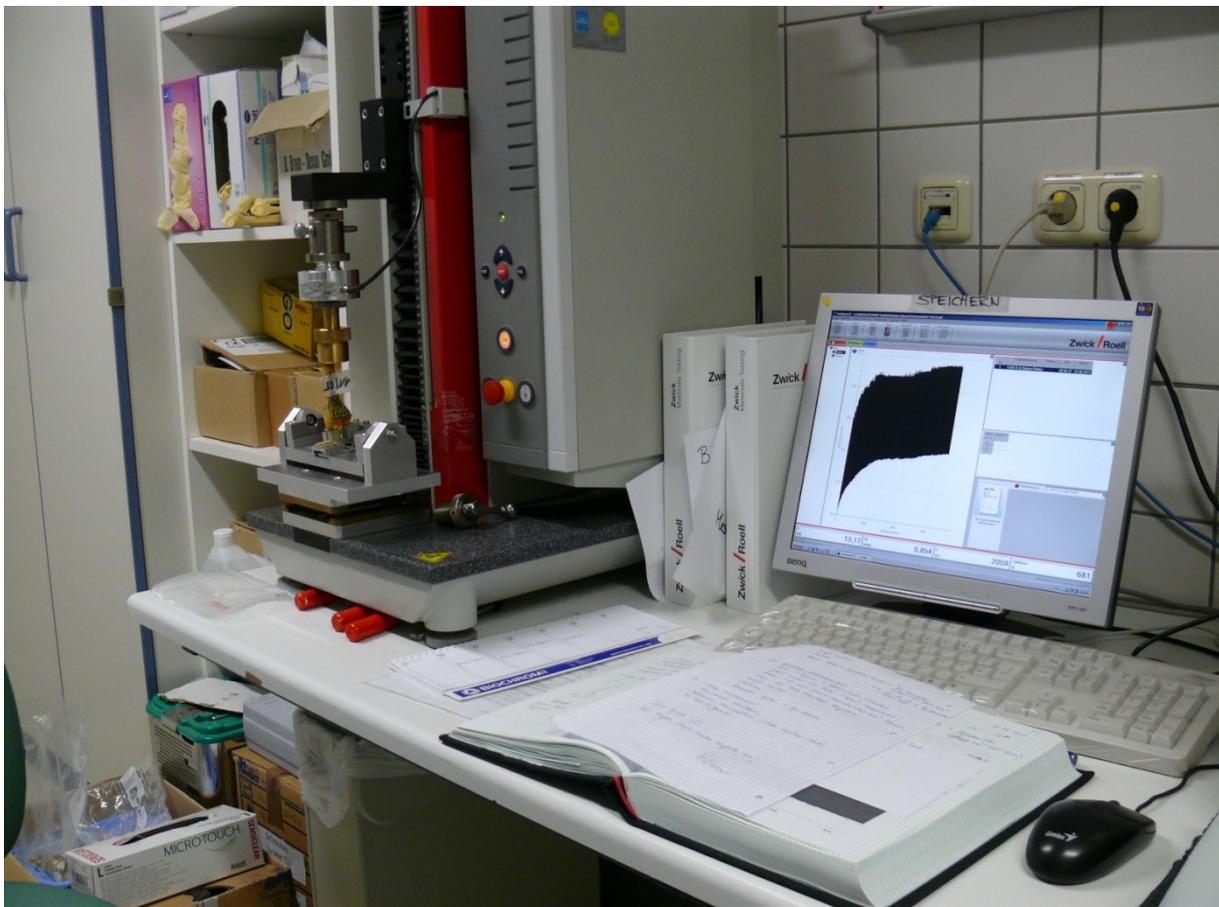


**Abb. 17:** servohydraulische Universaltestmaschine (Zwick1.0; Zwick GmbH, Ulm, Deutschland)

Dann durchlief jede Probe einen 3-teiligen Messzyklus, bestehend aus dem initialen statischen Test, dem dynamischen Test und dem finalen statischen Test.

Der initiale und finale statische Test bestanden aus jeweils 3 Setzzyklen und 3 Messzyklen mit je  $150\text{ N}$  und einer Frequenz von  $0,2\text{ Hz}$ . Mit dem statischen Test wurde somit zu Beginn und am Versuchsende die Steifigkeit bestimmt.

Der dynamische Test bestand aus 5000 Zyklen. Hier erfolgte die sinusoidale Kräfteinleitung mit  $150\text{ N}$  und einer Frequenz von  $0,2\text{ Hz}$  (Abb. 18). Der dynamische Test erfolgte zur Erhebung der Auslenkung der Gelenkfragmente zueinander (Range of Motion; ROM) und des Repositionsverlustes. Mit 5000 Zyklen und einer Kraft von  $150\text{ N}$  wurde gearbeitet, da dies der durchschnittlichen physiologischen Belastung über einen 6 wöchigen Heilverlauf nach osteosynthetisch versorgter Radiusfraktur entspricht (Putnam et al. 2000).



**Abb. 18:** servohydraulische Universaltestmaschine (Zwick1.0; Zwick GmbH, Ulm, Deutschland) mit simultaner Kurvenaufzeichnung des dynamischen Tests bestehend aus 5000 Zyklen einer sinusoidalen Kräfteinleitung mit  $150\text{ N}$  und einer Frequenz von  $0,2\text{ Hz}$

## 5.6 Datenerhebung und Statistik

Die erhobenen Messwerte der statischen und dynamischen Tests wurden mit der Prüfsoftware testXpert®II (Zwick1.0; Zwick GmbH, Ulm, Deutschland) aufgezeichnet. Die Steifigkeiten errechneten sich aus der Kraftdifferenz geteilt durch die Längenänderung. Dabei wurde die Längenänderung zwischen 50 und 100 N aus den erhobenen Werten extrahiert und somit die Steifigkeit =  $(50 \text{ N})/(dL)$  bestimmt.

Für die Range of Motion wurden die Messwerte bei Zyklus 3 und Zyklus 5000 zugrunde gelegt und jeweils die Differenz der Längenänderung zwischen 0 und 150 N errechnet.

Das Setzverhalten entsprach der Differenz aus maximaler Längenänderung im Zyklus 5000 abzüglich der maximalen Längenänderung im Zyklus 3.

Die statistische Analyse erfolgte mit der SPSS Software Version 16.0.1 für Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Die Normalverteilung wurde mittels Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk Test ermittelt. Der t-Test wurde zum Vergleich normalverteilter Proben verwendet. Bei nicht normalverteilten Proben wurde der Mann-Whitney U Test bei nicht korrelierenden Proben und der Wilcoxon Test bei korrelierenden Proben verwendet. Als Signifikanzlevel wurde  $p < 0.05$  festgelegt.

## 6 Ergebnisse

### 6.1 Allgemeines Testverhalten der Osteosynthesekonstrukte

Der gesamte Versuchsablauf gestaltete sich planmäßig und es konnten alle anvisierten Daten von allen Osteosynthesekonstrukten erhoben werden. Es ergab sich in keinem Fall ein Implantatversagen, kein Implantatverbiegen oder -bruch, kein Cutting Out der Schrauben bzw. der Osteosynthese und ebenso keine Lockerung der Knochenfixation (Abb. 19). Makroskopisch bestanden bei keiner Probe Auffälligkeiten oder Änderungen im Vergleich zum Ausgangszustand.



**Abb. 19:** Radius mit dorsaler (links) und volarer (rechts) Osteosynthese nach Testung

Die Knochendichtewerte beider Gruppen waren z.T. niedrig normal. Bis auf ein osteoporotisches Knochenpaar (T-Score -2,95 rechts und -2,65 links) entsprachen alle anderen Radii unter Ausklammerung von nicht bekannten Cofaktoren rein vom T-score her keiner therapiebedürftigen Osteoporose (Tab.1). Die Knochenmineraldichten (BMD) der beiden untersuchten Gruppen unterschieden sich

mit 0,55 gHA/ccm (SD 0,09) dorsal und 0,56 gHA/ccm (SD 0,09) volar nicht signifikant ( $p=0,81$ ) (Abb.20).

**Tab. 1:** BMD-Werte und T-.Score der jeweiligen Proben

<b>ID</b>	<b>Osteosynthese</b>	<b>BMD (g /cm<sup>2</sup>)</b>	<b>total T-Score</b>
06/07 R	dorsale Platte	0,55	-0,60
11/05 L	dorsale Platte	0,52	-1,05
14/06 L	dorsale Platte	0,52	-0,55
24/06 R	dorsale Platte	0,42	-2,95
27/06 L	dorsale Platte	0,65	-0,70
34/01 R	dorsale Platte	0,64	-0,90
<b>Mittelwert</b>	<b>dorsale Platte</b>	<b>0,55</b>	<b>-1,13</b>
06/07 L	2-Säulen-Platte	0,53	-0,85
11/05 R	2-Säulen-Platte	0,53	-0,90
14/06 R	2-Säulen-Platte	0,57	-0,10
24/06 L	2-Säulen-Platte	0,43	-2,65
27/06 R	2-Säulen-Platte	0,67	-0,40
34/01 L	2-Säulen-Platte	0,65	-0,65
<b>Mittelwerte</b>	<b>2-Säulen-Platte</b>	<b>0,56</b>	<b>-0,93</b>

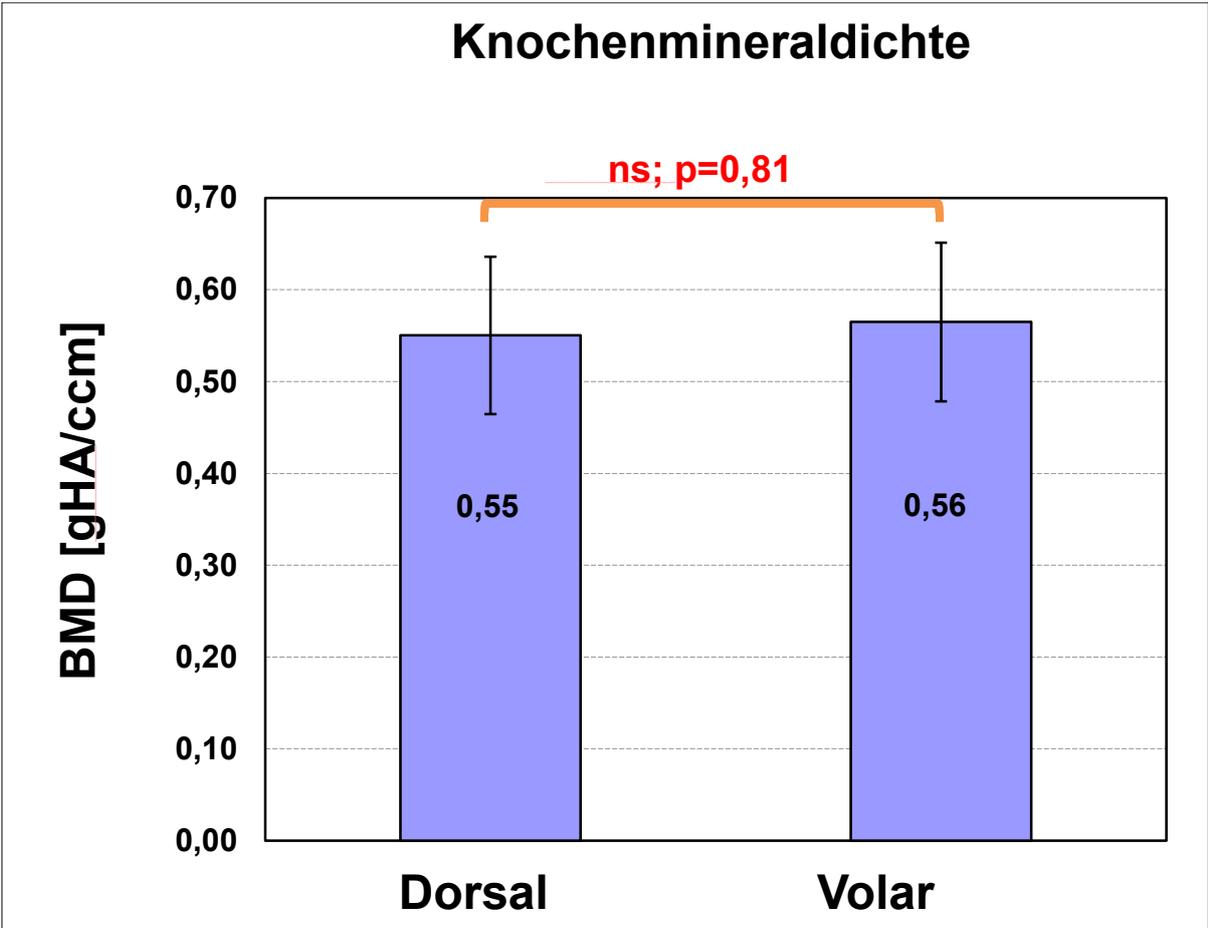


Abb. 20: Mittelwerte der Knochendichte der Spenderknochen beider Gruppen

## 6.2 Ergebnisse der statischen Testungen

### 6.2.1 Steifigkeit der Osteosynthesen

Die initiale Steifigkeit der dorsalen Gruppe war mit 272 N/mm (SD 74,4) etwas geringer als die der volaren Gruppe mit 318,5 N/mm (SD 72,3), wobei allerdings keine Signifikanz ( $p=0,47$ ) erhoben werden konnte.

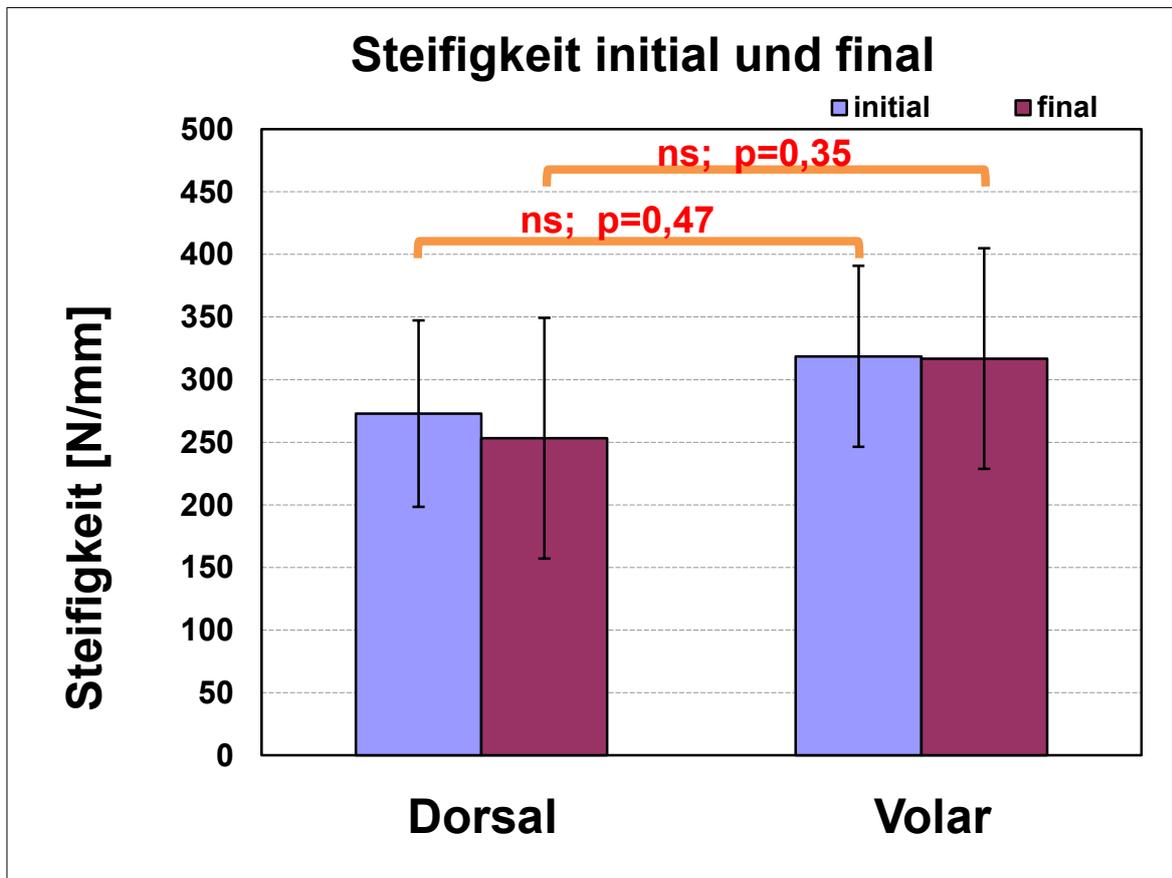
Auch die finale Steifigkeit wies keine signifikanten ( $p=0,35$ ) Unterschiede zwischen den beiden Operationsverfahren auf.

Die volaren Konstrukte waren initial ebenso steif (initiale Steifigkeit 318,5 N/mm; SD 72,3) wie nach der Testphase (finale Steifigkeit 316,8 N/mm; SD 88,1).

Die Steifigkeit der dorsalen Konstrukte verringerte sich marginal (initiale Steifigkeit 272,8 N/mm; SD 74,4 und finale Steifigkeit 253,2 N/mm; SD 96,1) (Tab. 3 und Abb. 21).

**Tab. 2:** Übersichtsdarstellung der initialen und finalen Steifigkeiten

ID	Osteosynthese	Steifigkeit <sup>initial</sup>	Steifigkeit <sup>final</sup>
06/07 R	dorsale Platte	326,70	322,60
11/05 L	dorsale Platte	382,80	280,90
14/06 L	dorsale Platte	227,30	82,00
24/06 R	dorsale Platte	217,40	200,00
27/06 L	dorsale Platte	188,46	302,50
34/01 R	dorsale Platte	294,10	331,10
<b>Mittelwert</b>	<b>dorsale Platte</b>	<b>272,79</b>	<b>253,18</b>
06/07 L	2-Säulen-Platte	277,80	166,70
11/05 R	2-Säulen-Platte	208,30	277,80
14/06 R	2-Säulen-Platte	312,50	326,70
24/06 L	2-Säulen-Platte	369,20	427,40
27/06 R	2-Säulen-Platte	416,70	345,10
34/01 L	2-Säulen-Platte	326,70	357,10
<b>Mittelwerte</b>	<b>2-Säulen-Platte</b>	<b>318,53</b>	<b>316,80</b>



**Abb. 11:** graphische Darstellung der initialen und finalen Steifigkeiten

Es zeigte sich keine Korrelation zwischen den Knochendichtewerten und den Steifigkeiten.

## 6.3 Ergebnisse der dynamischen Testungen

### 6.3.1 Range of Motion

Bezüglich der ROM ergaben sich nur bei der finalen Bestimmung signifikante Unterschiede. Die ROM der volaren Gruppe zu Beginn der dynamischen Testung betrug 0,45 mm (SD 0,08), die der dorsalen Gruppe 0,53 mm (SD 0,12). Dieser 15%ige Unterschied der ROM war nicht signifikant ( $p=0,302$ ).

Am Ende der dynamischen Testreihe war die ROM volar mit 0,40 mm (SD 0,05) wiederum geringer als dorsal mit 0,52 mm (SD 0,11). Das bedeutet eine 23%ig niedrigere ROM der volaren Osteosynthesen am Testende und war nun signifikant ( $p=0,049$ ) (Abb. 22 und 23).

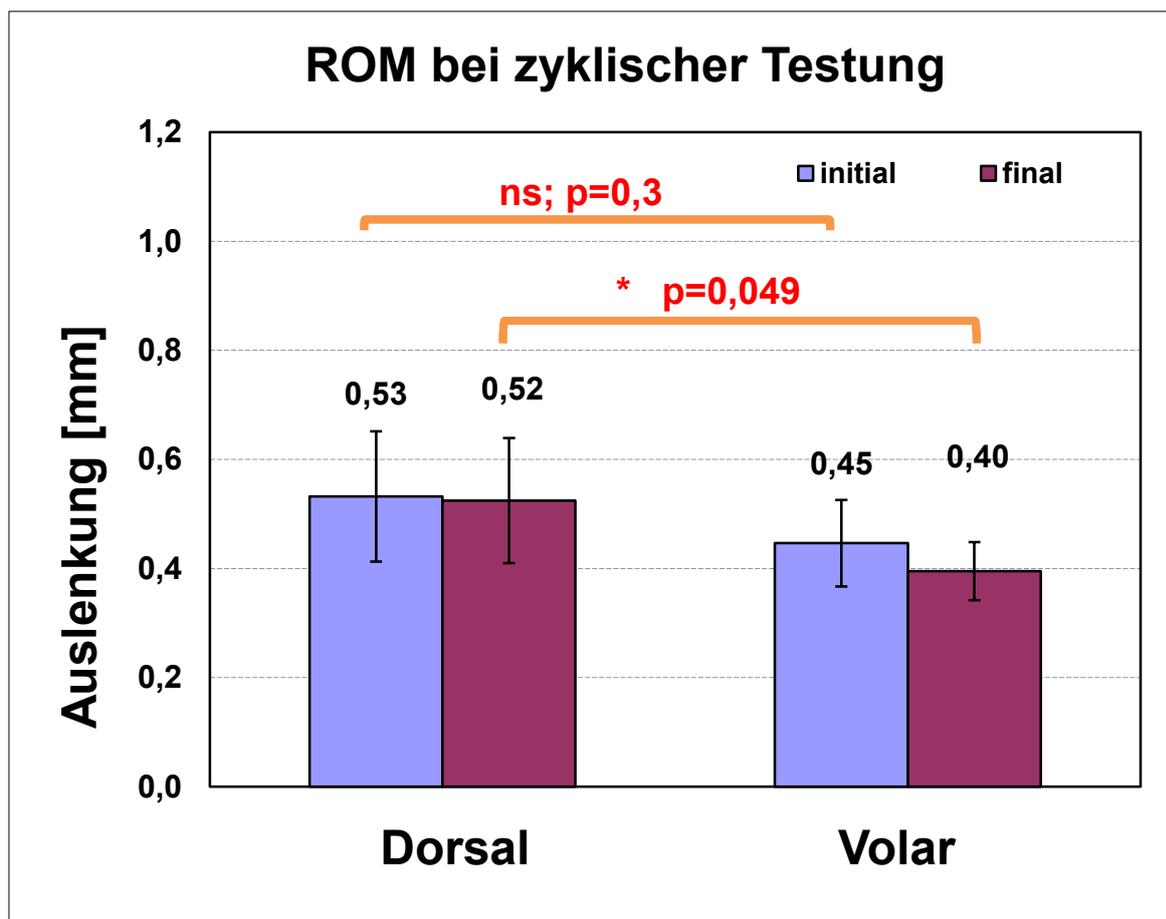
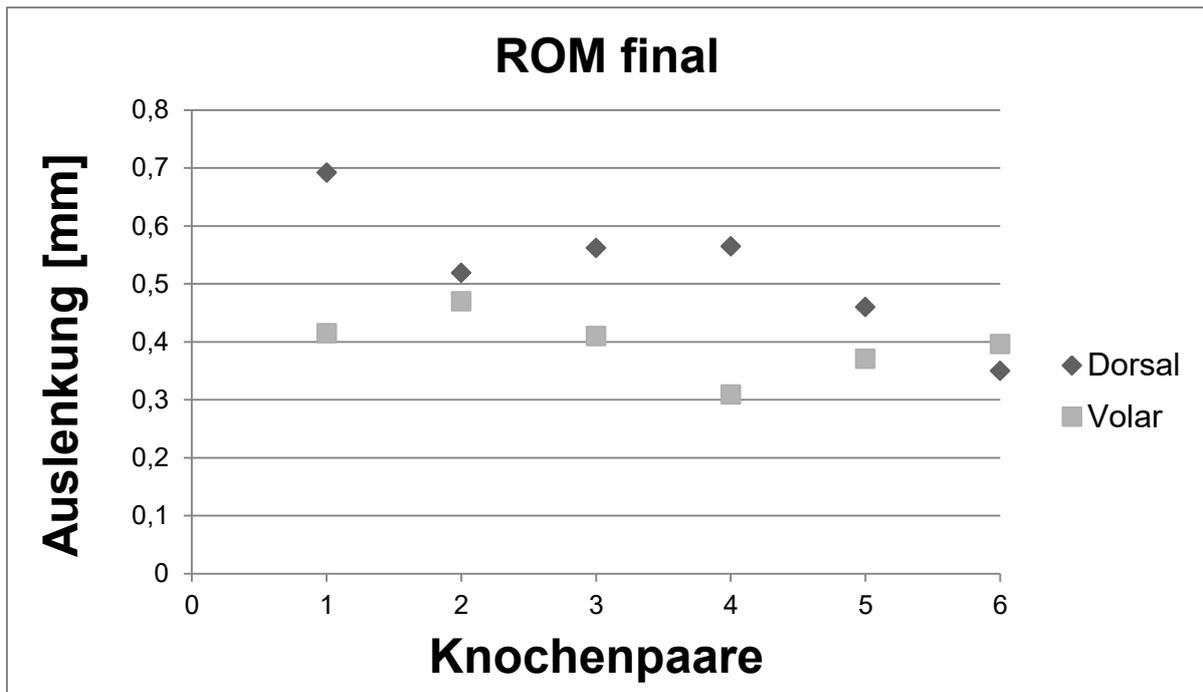
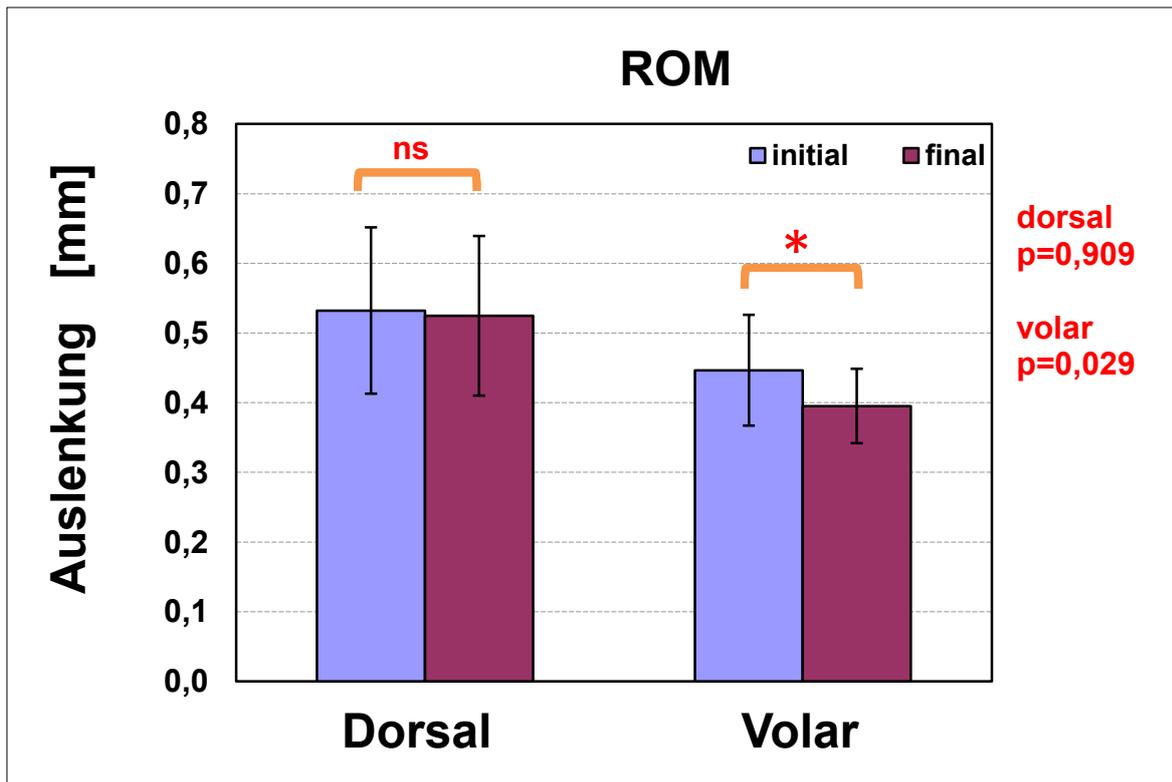


Abb. 22: graphische Darstellung der initialen und finalen ROM



**Abb. 23:** ROM der jeweiligen Knochenpaare am Versuchsende in mm Auslenkung für die dorsale versus volare Osteosynthesetechnik

Innerhalb der Gruppe der volaren Osteosynthesen zeigt sich eine signifikante Abnahme der ROM zwischen initialer und finaler zyklischer Testung ( $p=0,029$ ), bei der dorsalen Gruppe kam es hier zu keiner signifikanten Änderung ( $p= 0,909$ ) (Abb. 24).



**Abb. 24:** initiale und finale ROM beider Gruppen

### 6.3.2 Repositionsverlust durch Setzverhalten

Der Repositionsverlust fiel mit 0,47 mm (SD 0,26) in der volaren Gruppe geringer aus als in der dorsalen Gruppe mit 0,54 mm (SD 0,39). Dieser Unterschied war nicht signifikant ( $p=0,598$ ) (Abb. 25).

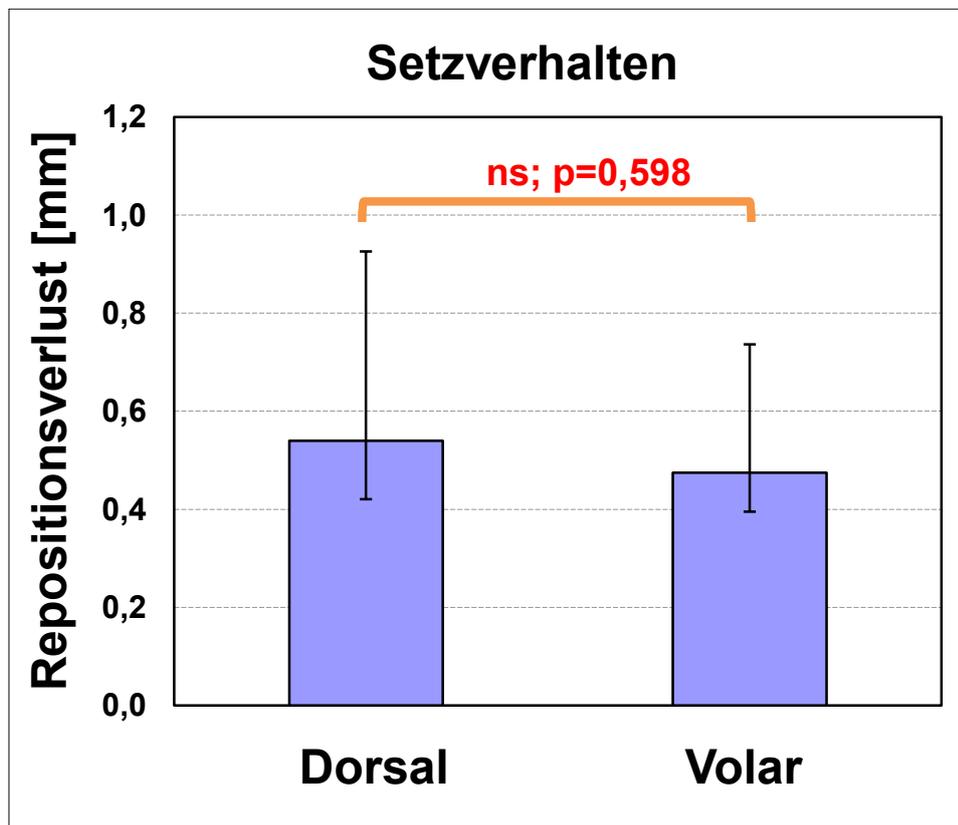


Abb. 25: Setzverhalten der Osteosynthesen

## 7 Diskussion

### 7.1. Die Problemstellung im aktuellen Kontext

Instabile distale Radiusfrakturen werden heutzutage überwiegend operativ behandelt. Das trifft insbesondere auf Typ C Frakturen zu, die in der Regel mit deutlicher Deformierung, Dislokation und Instabilität einhergehen. Dabei bestehen sehr strenge Kriterien an das Ausheilungsergebnis, da bereits Gelenkstufen  $>1$  mm, sowie eine radiale Verkürzung von  $>2$  mm und eine dorsopalmare Verkipfung von  $>10^\circ$  eine Präarthrose darstellen (Mentzel et al. 2001). Um diesen Kriterien gerecht zu werden, ist zum einen eine optimale Reposition notwendig zum anderen eine entsprechende Retentionsmöglichkeit.

Umfangreiche Untersuchungen haben inzwischen für ein tiefes Verständnis hinsichtlich der Biomechanik der Frakturentstehung gesorgt, ebenso für biomechanische Voraussetzungen zur bestmöglichen Fraktur-reposition und -retention. Folgerichtig ist die Entwicklung von Implantaten zur Versorgung der distalen Radiusfraktur weit voran geschritten. Aber es besteht weiterer Optimierungsbedarf der Implantateigenschaften, da z.B. auch bei winkelstabilen Implantaten noch ein Repositionsverlust oder Implantatversagen auftreten kann (Gondusky et al. 2011).

Aktuelle distale volare und dorsale Radiusplatten berücksichtigen die biomechanischen Erkenntnisse zum 3-Säulenmodell (Rikli und Regazzoni 1996).

Die vorliegende Arbeit sollte am Modell einer distalen Radiusfraktur Typ 23 C 2.1 nach AO nachweisen, dass volare Platten und dorsale Doppelplattensysteme der neuesten Generation jeweils mit polyaxialer winkelstabiler Verschraubungsoption, eine gute Retention gewährleisten und dass dabei, entsprechend dem Prinzip der Abstützung, die dorsale Plattenlage und variabel winkelstabile Fixierung einer volaren Osteosynthese mit variabel winkelstabiler Verschraubung überlegen ist.

Beide in dieser Arbeit getesteten Plattensysteme stabilisieren die radiale und intermediäre Säule des distalen Radius, über die 82% der radiocarpalen Kraftüberleitung stattfinden (Werner et al. 1992, Trumble et al. 1994).

Die inzwischen weit verbreitete winkelstabile Verriegelung hat ihre biomechanische Überlegenheit hinlänglich bewiesen (Orbay 2005, Trease et al. 2005, Rudig et al.

2009). Durch die variabel winkelstabile Schraubenoption ergibt sich eine selektivere Fragmentfixierung und Retentionsoption. Entsprechend kann die aktuellste Implantatengeneration mit variabler winkelstabiler Verriegelungsoption Systemen mit monoaxialer Verriegelung sogar noch überlegen sein (Rausch et al. 2011). Ob die dorsale Plattenlage, die bei den typischen instabilen Extensionsfrakturen dem Prinzip der Abstützung folgt, wirklich biomechanische Vorteile erbringt, ist allerdings weiterhin Gegenstand der Diskussion (Peine et al. 2000, Osada et al. 2003, Liporace et al. 2005, Gondusky et al. 2011). Gondusky et al. haben keinen biomechanischen Vorteil dorsaler gegenüber volarer Platten und zwischen winkelstabilen und nicht winkelstabilen Versorgungen gefunden (Gondusky et al. 2011). Die Gruppe arbeitete aber auch nur mit einem A-Fraktur Model und hatte keine Knochendichtewerte zur Verfügung. Die getesteten Implantate waren zudem nicht oder nur uniaxial winkelstabil.

Dagegen konnten Liporace et al. eine *50-200% ig* größere Steifigkeit von ventralen Osteosynthesen im Gegensatz zu dorsalen T-Plattenversorgungen feststellen (Liporace et al. 2005). Das Ergebnis verwundert allerdings auch hier aufgrund der unterschiedlichen Schraubenfixierungsoptionen nicht. Es wurden volare winkelstabile Osteosynthesen mit einer dorsalen nicht winkelstabilen T-Platte verglichen. Auch bei Osada et al. zeigte die volare Versorgung die größte Rigidität bei in vitro Versuchen am distalen Radius mit metaphysärer Defektzone (Osada et al. 2003). Die getesteten Platten boten aber allesamt keine winkelstabile Fixierung, in den dorsalen Gruppen hatten Osada et al.  $\pi$  und anatomische dorsale Platten verwendet. Peine et al. wiederum hatten 3 dorsale Plattensysteme untereinander verglichen und dabei nachgewiesen, dass das uniaxial winkelstabile Doppelplattensystem im Vergleich zur dorsalen T- oder  $\pi$ -Platte eine signifikant größere Steifigkeit und tendenziell die geringste Deformierung aufwies (Peine et al. 2000). Eine Weiterentwicklung dieses Doppelplattensystems mit variabel winkelstabiler Schraubenfixierung wurde in dieser Arbeit verwendet.

Trotz der Vielzahl von Studien zur Osteosynthese von distalen Radiusfrakturen, gab es bisher keine biomechanische Vergleichsuntersuchung zwischen ventraler und dorsaler polyaxialer Plattenosteosynthese an einem C- Frakturmodell.

## **7.2 Bewertung der Knochen**

Die in den Versuchen verwendeten Radii stammten vor allem von Frauen über 60 Jahre und entsprechen so dem typischen Patienten im klinischen Alltag mit eingeschränkter Knochendichte. Wie im Ergebnissteil beschrieben, waren die Mittelwerte der Knochenmineraldichten (BMD) der beiden untersuchten Gruppen mit 0,55 gHA/ccm (SD 0,09) dorsal und 0,56 gHA/ccm (SD 0,09) volar nicht signifikant ( $p=0,81$ ) verschieden (Abb.17). In beiden Gruppen wies ein Radius eine pathologische Knochenmineraldichte auf.

Damit spiegeln die verwendeten Knochen die Risikogruppe der von uns untersuchten Fraktur wieder. Weiterhin entsprechen sie denen von anderen biomechanischen Studien zum Thema (Klos et al. 2010, Rausch et al. 2011).

Die Knochendichtewerte der hier verwendeten Radii lassen sich nur eingeschränkt mit denen weiterer Arbeitsgruppen vergleichen. In anderen Arbeiten wurde die Knochendichte entweder mittels DEXA gemessen (Krukhaug et al. 2009, Yetkinler et al. 1999), die Knochenqualität nur grob radiologisch eingeschätzt (Liporace et al. 2005) oder nicht untersucht (Osada et al. 2003, Peine et al. 2000).

## **7.3 Das Frakturmodell unter Berücksichtigung der Biomechanik**

Das Kadavermodell einer intraartikulär einfachen Fraktur mit metaphysärer Trümmerzone ist gut geeignet, um die unterschiedlichen Osteosynthesprinzipien zu vergleichen (Disegi und Wyss 1989, Trease et al. 2005, Willis et al. 2006, Knox et al. 2007, Hart et al. 2007) und entspricht dem derzeitigen Problemfeld (Windolf et al. 2010). Das dabei von uns gewählte Modell ist bereits in der Literatur etabliert (Windolf et al. 2010, Rausch et al. 2011).

Die sagittale Frakturkomponente wurde so simuliert, dass die radiale und intermediäre Säule voneinander separiert waren. Dies entspricht annähernd dem typischen klinisch gesehenen Frakturverlauf (Isani und Melone 1988, Rikli und Regazzoni 1996).

An dieser Stelle ist jedoch festzuhalten, dass unser Kadavermodell nur als grobe Vereinfachung der physiologischen Wirklichkeit aufzufassen ist. Limitierend ist das Fehlen sämtlicher Weichteile und der distalen Ulna. Gerade das von uns mehrfach

zitierte 3 Säulenmodell nach Rikli und neuere Untersuchungen der Kraftübertragung am Handgelenk zeigen eine nicht zu vernachlässigende Bedeutung auch des ulnaren Pfeilers bei der Kraftüberleitung (Rikli und Regazzoni 1996).

#### **7.4 Biomechanische Testung**

Die getesteten Implantate sind hinsichtlich ihres Materials und der Schraubengrößen sowie der Verblockungsmechanismen identisch und gewährleisten somit eine gute Vergleichbarkeit verschiedener Osteosyntheseprinzipien.

Die Zyklenzahl der dynamischen Testung wurde in Anlehnung an die Arbeiten von Liporace et al. gewählt (Liporace et al. 2005, Liporace et al. 2006). Diese entspricht annähernd einer physiologischen Belastung während einer frühfunktionellen Nachbehandlung über 6 Wochen (Brand et al. 1981, Werner et al. 1986, Werner et al. 1992, Putnam et al. 2000).

Mehrere Studien konnten zeigen, dass die auf den distalen Radius wirkende Kompressionskraft bei leichter aktiver Hand-, Finger- und Greifbewegung zwischen 90 und 250 N liegt (Osada et al. 2004, Yetkinler et al. 1999, Chao et al. 1989). Die gewählte Kraft von 150 N liegt also im Zielbereich, entspricht vorangegangenen Studien (Blythe et al. 2006) und wurde nach eigenen Vortests so gewählt, da hier in der Mehrzahl 5000 Zyklen erreicht werden konnten (Rausch et al. 2011, Gondusky et al. 2011).

#### **7.5 Diskussion Testaufbau**

Der verwendete biomechanische Testaufbau gilt als etabliertes und standardisiertes Verfahren (Windolf et al. 2010, Rausch et al. 2011).

Die wissenschaftliche Recherche zeigt, dass es äußerst wenige biomechanische Arbeiten mit dem Model einer intraartikulären distalen Radiusfraktur vom C-Typ gibt. Das in der vorliegenden Arbeit verwendete Testsetup war zudem aus biomechanischer Sicht im Vergleich zu anderen Arbeitsgruppen (Kamei et al. 2010, Taylor et al. 2006) noch weitaus komplexer, da bei den meisten Testsetups keine differenzierte und somit keine physiologische Krafteinleitung erfolgt, sondern die Kraft

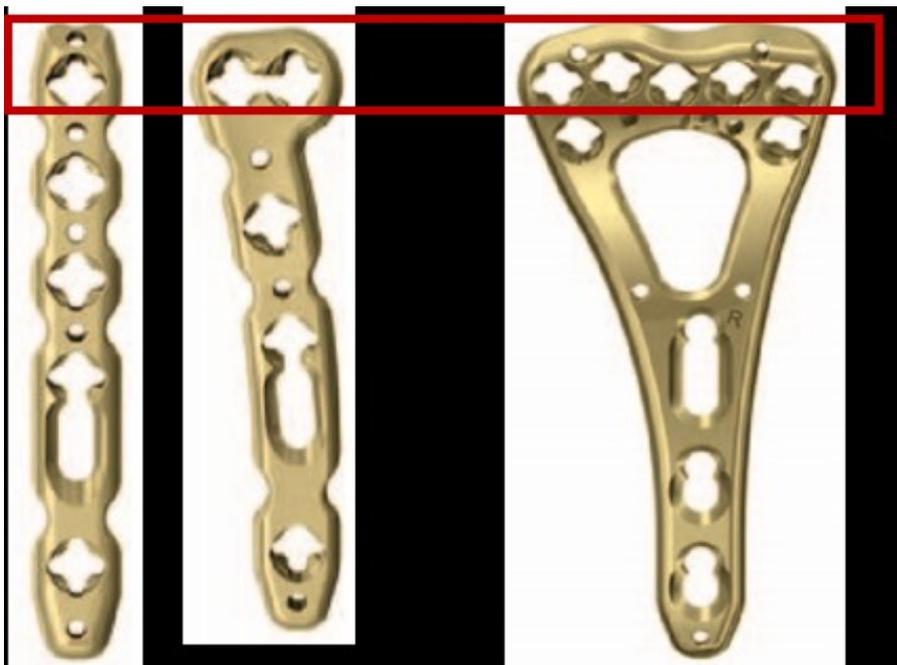
nur axial über eine PMMA eingebettete distale Radiusgelenkfläche wirkte oder nur mit Modellen einer extraartikulären Fraktur gearbeitet wurde (Drobetz et al. 2006, Osada et al. 2004, Liporace et al. 2005, Blythe et al. 2006, Krukhaug et al. 2009, McCall et al. 2007). Diesbezüglich bildet das in der vorliegenden Arbeit verwendete Modell der Krafterleitung im Verhältnis 60:40 über die Fossa scaphoidea und Fossa lunata die Realität weitaus besser ab (Viegas et al. 1989). Des Weiteren konnte nur durch die im vorliegenden Versuch separate Einbettung der Fossa scaphoidea und Fossa lunata mit der Wahrung des „Frakturspaltes“ realitätsnah das Modell einer 23 C 2.1 Fraktur getestet werden. Durch die Metallkugeln am Interface zwischen Einbettung und Kompensator konnte eine Rotationsfreiheit der Gelenkfragmente gewährleistet werden und durch die Verwendung einer Führungsschiene auf dem Kompensator die potentielle Dislokation dieser Gelenkfragmente in frontaler Richtung.

Die Ermittlung und Ausrichtung der Knochenachse erfolgte in Anlehnung an Trease et al. (Trease et al. 2005). Die in-vivo auf die Radiusgelenkfläche einwirkende Kraft durch die Handwurzelknochen wurde dabei durch zwei Metallkugeln simuliert, die getrennt voneinander auf einer Gleitschiene gelagert waren, um eine separate Belastung der radialen Säule (Fossa scaphoidea) und der intermediären Säule (Fossa lunata) zu gewährleisten und ein Aufklaffen der intraartikulären Fraktur zu ermöglichen. Die annähernd physiologische Kraftverteilung zwischen den Fragmenten wurde in der vorliegenden Untersuchung durch eine schiefe Wippe ermöglicht (Hara et al. 1992). Damit war der Stress auf den distalen Radius und das Osteosynthesekonstrukt im Vergleich zu den zitierten Arbeiten theoretisch wesentlich anatomischer abgebildet.

## **7.6 Bewertung der Ergebnisse**

Mit der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass die volare und die dorsale variabel winkelstabile Plattenosteosynthese mit den getesteten Implantaten hinsichtlich ihrer biomechanischen Eigenschaften vergleichbar sind. Damit wurde unsere Null-Hypothese, dass die dorsale variabel winkelstabile Doppelplattenosteosynthese einer volaren variabel winkelstabilen Plattenosteosynthese biomechanisch überlegen ist, nicht bewiesen.

Dieses Ergebnis ist v.a. durch die vergleichbare initiale und finale Steifigkeit in beiden Gruppen begründet, welche sich nicht signifikant unterschieden. Dies spricht für ebenbürtige Implantateigenschaften und einen guten Halt der Osteosynthesen. Wir sehen unsere Hypothese, dass die polyaxiale Verriegelungsoption zu einer suffizienten Frakturretention bei dem untersuchten Frakturmodell führt, klar bestätigt. Bei der volaren Versorgung kam es zu einer signifikanten Abnahme der ROM, also einer geringeren Beweglichkeit der distalen Gelenkfragmente zueinander. Dies lässt sich am ehesten durch eine spongiöse Verdichtung und bessere subchondrale Abstützung im Testverlauf erklären. Somit zeigte sich bezüglich der ROM dann auch bei Testende eine schwach signifikante Überlegenheit der volaren Platten gegenüber den dorsalen Versorgungen. Dies erscheint auch aus dem Grund nachvollziehbar, dass entsprechend der vorhandenen Schraubenoptionen bei der volaren Platte insgesamt 4 Schrauben und bei dem dorsalen Plattensystem nur 3 Schrauben unmittelbar subchondral platziert waren.



**Abb. 26:** rot umrandet: distale Plattenlochreihe zur Platzierung der unmittelbar subchondral liegenden Schrauben; links: dorsales Plattensystem bestehend aus dorsoradialer und dorsoulnarer Platte: Variable Angle LCP Dorsal Distal Radius Plate 2,4 mm  
rechts: LCP Volare Distale Zwei-Säulen-Radiusplatte 2,4 mm mit variablem Winkel; OP-Anleitung Fa. Synthes

Das sich wiederum keine signifikanten Differenzen im Repositionsverlust ergaben, lässt den Schluss zu, dass neben den ebenbürtigen Implantateigenschaften bei

variabel winkelstabilen distalen Radiusplatten, auch das Prinzip der direkten Abstützung (dorsale Platte) dem Prinzip des Haltens (volare Platte) vergleichbar ist. Insgesamt gestaltet sich ein Vergleich unserer Ergebnisse mit der Literatur schwierig. Eine vorangegangene Arbeit erbrachte unter Verwendung des gleichen Testsetups vergleichbare Resultate für die getestete volare Platte was für die Reproduzierbarkeit der vorliegenden Ergebnisse spricht (Rausch et al. 2011). Andere biomechanische Arbeiten nutzen aber entweder andere Frakturmodelle oder andere Testaufbauten (Dodds et al. 2002, Osada et al. 2003, Liporace et al. 2005, Blythe et al. 2006, Chen et al. 2006, Liporace et al. 2006, Hart et al. 2007, Kandemir et al. 2008, Kamei et al. 2010, Klos et al. 2010, Gondusky et al. 2011, Leung et al. 2003, Peine et al. 2000, Willis et al. 2006).

Bereits 2000 haben Peine et al. mit noch nicht winkelstabilen Implantaten herausgearbeitet, dass ein dorsales Doppelplattensystem einer dorsalen T-Platte und einer dorsalen  $\pi$ -Platte hinsichtlich der Steifigkeit und Vermeidung eines sekundären Repositionsverlustes, überlegen ist. Diese 3 dorsalen Plattensysteme wurden im Unterschied zu der vorliegenden Arbeit am Modell einer extraartikulären distalen Radiusextensionsfraktur getestet. Das distale Fragment war dabei fixiert und wurde in der ersten Versuchsphase mit  $40\text{ N}$  bis zu  $30^\circ$  in verschiedene Richtungen ausgelenkt und in einer zweiten Versuchsphase mit 100, 200, 300 und dann  $400\text{ N}$  axial gestaucht (Peine et al. 2000). Dies entspricht nicht den Belastungen während einer 6-wöchigen Frakturnachbehandlung.

Bei Dodds et al. werden intraartikuläre distale Radiusfrakturen mit dorsaler Doppelplattenosteosynthese und fragmentspezifischer K-Draht-Fixierung gegen Fixateur externe mit fragmentspezifischer K-Draht-Fixierung verglichen, wobei auch hier die dorsale Osteosynthese biomechanisch überlegen war.

Die Krafteinleitung erfolgte über Sehnenzug der am Präparat belassenen Hauptflektoren und –extensoren mit nur wenigen Zyklen (Dodds et al. 2002). Auch hier bildet der Versuchs- und Testaufbau die Realität der Frakturbelastung während der Heilungsphase nicht ab.

Auch Osada et al. haben beim biomechanischen Vergleich von 6 distalen Radiusplatten ein Knochenspenderpräparat mit Weichteilen und eine Krafteinleitung über den fixierten Karpus gewählt (Osada et al. 2003). Diese Arbeitsgruppe verwendete ein Model einer extraartikulären instabilen distalen Radiusfraktur mit volarer und dorsaler Defektzone und postulierte, dass sich nur ohne knöcherne

Fragmentabstützung relevant die biomechanischen Eigenschaften der Platten bestimmen lassen. Alle getesteten Platten waren nicht winkelstabil. Dabei zeigte die volare SCS/V Stahlplatte (Avanta, Com., San Diego, CA) im Vergleich mit dorsaler  $\pi$ -Platte, dorsalen Titanplatte, dorsaler T-Platte und volarer Titanplatte mit  $210 \pm 64,4$  N/mm die höchste Steifigkeit, den geringsten Repositionsverlust mit  $1,18 \pm 1,68$  mm bei 250 N und mit  $1666,9 \pm 578,9$  N die größte Kraft bis zum Implantatversagen. Damit verdeutlichen unsere Ergebnisse mit ca. 50% höheren Steifigkeitswerten in beiden Gruppen bei insgesamt als instabiler zu bewertendem Frakturmodell den Implantatefortschritt auch wenn wir bei dorsaler Defektzone auf ventrale knöcherne Abstützung geachtet hatten, da dies nach unserer Auffassung die Realität bei distalen Radiusextensionsfrakturen eher abbildet.

Willis et al. haben am Kunstknochen mit artifizierter extraartikulärer distaler Radiusfraktur gezeigt, dass winkelstabile volare Radiusplatten den nicht winkelstabilen hinsichtlich Steifigkeit und Repositionsverlust überlegen sind, aber die winkelstabile  $\pi$ -Platte bei diesem Frakturmodell nochmals bessere Steifigkeitswerte und weniger Repositionsverlust bei 250 N axialer Kompression und jeweils mit 50 N durchgeführtem dorsalem und volarem Auslenken (Willis et al. 2006) aufweist.

Auch mit den Ergebnissen von Hart et al. lassen sich unsere Werte trotz gleichem Frakturmodell einer distalen, artikulär einfachen Radiusextensionsfraktur AO 23 C2.1, schlecht vergleichen. Die finale Aussage, dass eine volare uniaxial winkelstabile Platte mit einer dorsalen uniaxial winkelstabilen  $\pi$ -Platte hinsichtlich der Steifigkeiten vergleichbar ist, aber in der volaren Gruppe signifikant weniger Repositionsverlust zu verzeichnen ist, beruht auf einem Kunstknochenmodell und undifferenzierter distaler Krafteinleitung trotz Gelenkfraktur (Hart et al. 2007).

Bei Kamei et al., die 5 volare winkelstabile Platten am Knochenspendermodell einer C3 *fraktur* mit 250 N axialer Krafteinleitung auf den Karpus nach 1000, 2000 und 3000 Zyklen verglichen haben, konnte kein Implantatversagen festgestellt werden. Alle finalen Steifigkeiten waren im Gegensatz zu unseren Ergebnissen signifikant höher als initial (Kamei et al. 2010). Die Steifigkeitswerte der von Kamei et al. getesteten volaren uniaxial winkelstabilen Platten lagen zwischen  $131 \pm 40$  N initial und  $313 \pm 94$  N/mm final und damit dann zumindest final im Bereich der von uns verwendeten volaren 2 Säulen Platte (initiale Steifigkeit  $318,5 \pm 72,3$  N/mm, finale Steifigkeit  $316,8 \pm 88,1$  N/mm). Am *Ehesten* ist bei Kamei et al. die sowohl volar als auch dorsal vorliegende metaphysäre Defektzone und das instabilere C3.2

Frakturmodell für die geringeren initialen Steifigkeiten ursächlich. Die final signifikant erhöhten Steifigkeiten erklären Kamei et al. mit einer erfolgten spongiösen Verdichtung und besseren subchondralen Abstützung im Testverlauf. Dass die Steifigkeiten in unseren Versuchen von initial zu final nicht größer geworden sind, könnte 2 Ursachen haben: 1. die volare kortikale Abstützung in unserem Testaufbau und 2. der womöglich bessere initiale Halt der Osteosynthesen bei polyaxialer Winkelstabilität.

Im Vergleich zu den beschriebenen Arbeiten zum Thema, bildet die vorliegende Arbeit klar das aktuelle Problemfeld ab, vergleicht die biomechanischen Eigenschaften von zwei häufig miteinander konkurrierenden Osteosynthesetechniken am distalen Radius mit aktuellen und damit vergleichbaren modernen Implantaten. Der verwendete Mechanismus der differenzierten Krafteinleitung durch die Doppelkugelmatrix auf die distale frakturierte Radiusgelenkfläche ist der Realität deutlich näher als die undifferenzierte Krafteinleitung. Die gewonnenen Ergebnisse sind insgesamt vergleichbar mit den weiteren Untersuchungen zum Thema.

## 7.7 Ausblick

Aus biomechanischer Sicht ist am Spenderknochenmodell einer intraartikulären distalen Radiusfraktur die volare Plattenosteosynthese mit der 2,4 mm VA LCP 2-Säulenplatte der dorsalen Doppelplattenosteosynthese mit 2,4 mm VA LCPs ebenbürtig und gewährleisten beide polyaxialen Systeme eine sichere Retention von instabilen distalen Radiusfrakturen. Somit stehen im klinischen Alltag andere Überlegungen wie die Frakturmorphologie, karpale Begleitverletzungen und auch die Vorlieben des Operateurs bei der Wahl des Osteosyntheseverfahrens im Vordergrund. Klinische Studien sind notwendig, um weitere Therapieempfehlungen ableiten zu können.

Andererseits ist vorstellbar, dass bei höhergradig instabilen distalen Radiusfrakturen – wie z.B. ausgeprägte dorsale und volare Trümmerzone und /oder C3-Frakturen – das diskutierte Prinzip der direkten Abstützung doch relevant wird und somit sowohl biomechanisch als auch repositionsbedingt eine dorsale variabel winkelstabile 2-Plattenversorgung der volaren Osteosynthese überlegen sein kann. Diese Hypothese muss auch im Kontext zum deutlichen Rückgang der vorwiegend Implantat bedingten Komplikationen bei Anwendung von dorsalen 2-Platten-Systemen (Jakob et al. 2000) im Vergleich zu älteren dorsalen Plattensystemen betrachtet werden.

Bei äußerst komplexen distalen Radiusfrakturen mit Beeinträchtigung der Gelenkfläche und Metaphyse (z.B. Subgruppe C3.2 nach AO), sind weiterhin kombinierte volare und dorsale Plattenosteosynthesen oder Kombinationen von Osteosynthesetechniken beschrieben, einschließlich Spongiosaplastik und differenzierten Techniken der Gelenkflächenrekonstruktion (Ring et al. 2005, Pillukat et al. 2012).

Andererseits bestünde bei entsprechend osteoporotischer Knochensubstanz in vivo bei winkelstabilen volaren Platten die Möglichkeit, auch die vorletzte Schraubenreihe zu besetzen, womit ein noch stabileres 3-dimensionales Geflecht unter der Radiusgelenkfläche geschaffen wird, die auch bei hochgradiger Instabilität die Reposition halten kann (Orbay 2005).

Ohne weitere biomechanische und klinische Studien lassen sich diese Annahmen nicht beweisen und somit Therapieempfehlungen nicht verallgemeinern.

## 8 Schlussfolgerungen

Die optimale osteosynthetische Versorgung der distalen Radiusfraktur wird weiterhin Gegenstand einer regen Diskussion sein. Die Einführung der variablen Winkelstabilität hat neue Optionen der Frakturversorgung geschaffen, die hinsichtlich ihrer biomechanischen Eigenschaften aber bisher unzureichend verglichen sind.

Die Null-Hypothesen unserer Arbeit lauteten:

1. Die polyaxiale Verriegelungsoption führt zu einer suffizienten Frakturretention bei dem untersuchten Frakturmodell.
2. Die dorsale variabel winkelstabile Doppelplattenosteosynthese ist einer volaren variabel winkelstabilen Plattenosteosynthese biomechanisch zumindest gleichwertig oder überlegen.

Auch nach den in dieser Arbeit erhobenen Erkenntnissen, ergibt sich keine klare Evidenz für die Positionierung der Platte, aber es konnte am Modell einer intraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23 C2.1) nachgewiesen werden, dass mit einer polyaxialen Verriegelungsmöglichkeit sowohl bei dorsaler als auch volarer Plattenosteosynthese eine sichere Frakturretention erreicht werden kann. Damit erweist sich unsere *1. Nullhypothese als korrekt* – die polyaxiale Verriegelungsoption führt zu einer suffizienten Frakturretention.

Aus biomechanischer Sicht ergeben sich dabei keine Vorteile einer dorsalen Plattenposition gegenüber der volaren Verplattung. Wir hatten dies aber aufgrund der anzunehmenden Abstützwirkung erwartet und als zweite Hypothese postuliert, dass eine dorsale Frakturstabilisierung die stabilere Versorgungsoption ist. Dies ist nicht der Fall, aber die dorsale variabel winkelstabile Doppelplattenosteosynthese ist einer volaren variabel winkelstabilen Plattenosteosynthese mit den getesteten Implantaten bei o.g. Frakturmodell biomechanisch zumindest gleichwertig.

## 8 Literaturverzeichnis

- Antoni A, Kainz H, Dall'Ara E, Kropik K, Hertz H, Weninger P. 2012. Herausforderung distale Radiusfraktur im höheren Alter
- Aro HT, Koivunen T. 1991. Minor axial shortening of the radius affects outcome of Colles' fracture treatment. *J Hand Surg Am*, 16 (3):392-398.
- Axelrod TS, McMurtry RY. 1990. Open reduction and internal fixation of comminuted, intraarticular fractures of the distal radius. *J Hand Surg Am*, 15 (1):1-11.
- Blevens AD, Light TR, Jablonsky WS, Smith DG, Patwardhan AG, Guay ME, Woo TS. 1989. Radiocarpal articular contact characteristics with scaphoid instability. *J Hand Surg Am*, 14 (5):781-790.
- Blythe M, Stoffel K, Jarrett P, Kuster M. 2006. Volar versus dorsal locking plates with and without radial styloid locking plates for the fixation of dorsally comminuted distal radius fractures: A biomechanical study in cadavers. *J Hand Surg Am*, 31 (10):1587-1593.
- Boswell S, McIlff TE, Trease CA, Toby EB. 2007. Mechanical characteristics of locking and compression plate constructs applied dorsally to distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, 32 (5):623-629.
- Brand PW, Beach RB, Thompson DE. 1981. Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand. *J Hand Surg Am*, 6 (3):209-219.
- Bühren V, Augat P. 2008. Neues aus der Unfallchirurgie. *Bayerisches Ärzteblatt*, 63 (9):512-516.
- Castaing J. 1964. [Recent Fractures of the Lower Extremity of the Radius in Adults]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 50:581-696.
- Chao EYS, An K-N, Cooney WP, Linscheid RL. 1989. Muscle and joint forces in the hand. In: Chao EYS, Hrsg. *Biomechanics of the Hand*. 1te Aufl. Singapore: World Scientific, 53-72.
- Chen L, Dai Q, Wongworawat MD. 2006. A biomechanical comparison between two volar locking plate systems for distal radius fractures. *Orthopedics*, 29 (10):927-929.
- Chou YC, Chen AC, Chen CY, Hsu YH, Wu CC. 2011. Dorsal and volar 2.4-mm titanium locking plate fixation for AO type C3 dorsally comminuted distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, 36 (6):974-981.

- Colles A. 1814. On the fracture of the carpal extremity of the radius. *Edinb Med Surg J.* 1814;10:181. *Clin Orthop Relat Res*, 445:5-7.
- Disegi JA, Wyss H. 1989. Implant materials for fracture fixation: a clinical perspective. *Orthopedics*, 12 (1):75-79.
- Dodds SD, Cornelissen S, Jossan S, Wolfe SW. 2002. A biomechanical comparison of fragment-specific fixation and augmented external fixation for intra-articular distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, 27 (6):953-964.
- Drobetz H, Kutscha-Lissberg E. 2003. Osteosynthesis of distal radial fractures with a volar locking screw plate system. *Int Orthop*, 27 (1):1-6.
- Drobetz H, Bryant AL, Pokorny T, Spitaler R, Leixnering M, Jupiter JB. 2006. 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*, 31 (4):615-622.
- Fernandez DL. 2001. Distal radius fracture: the rationale of a classification. *Chir Main*, 20 (6):411-425.
- Figl M, Weninger P, Jurkowitsch J, Hofbauer M, Schauer J, Leixnering M. 2010. Unstable distal radius fractures in the elderly patient--volar fixed-angle plate osteosynthesis prevents secondary loss of reduction. *J Trauma*, 68 (4):992-998.
- Frykman G. 1967. Fracture of the distal radius including sequelae--shoulder-hand-finger syndrome, disturbance in the distal radio-ulnar joint and impairment of nerve function. A clinical and experimental study. *Acta Orthop Scand:Suppl* 108:103+.
- Gondusky JS, Carney J, Erpenbach J, Robertson C, Mahar A, Oka R, Thompson M, Mazurek M. 2011. Biomechanical comparison of locking versus nonlocking volar and dorsal T-plates for fixation of dorsally comminuted distal radius fractures. *J Orthop Trauma*, 25 (1):44-50.
- Hara T, Horii E, An KN, Cooney WP, Linscheid RL, Chao EY. 1992. Force distribution across wrist joint: application of pressure-sensitive conductive rubber. *J Hand Surg Am*, 17 (2):339-347.
- Hart AJ, Seepaul T, Hewitt RJ, Ang S, Hansen U, Amis AA. 2007. The palmar locking compression plate is biomechanically comparable to the dorsal pi plate for dorsally comminuted, intraarticular wrist fractures. *J Hand Surg Eur Vol*, 32 (4):388-393.

- Herron M, Faraj A, Craigen MA. 2003. Dorsal plating for displaced intra-articular fractures of the distal radius. *Injury*, 34 (7):497-502.
- Hoffmeier KL, Hofmann GO, Muckley T. 2009. The strength of polyaxial locking interfaces of distal radius plates. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24 (8):637-641.
- Isani A, Melone CP, Jr. 1988. Classification and management of intra-articular fractures of the distal radius. *Hand Clin*, 4 (3):349-360.
- Jakob M, Rikli DA, Regazzoni P. 2000. Fractures of the distal radius treated by internal fixation and early function. A prospective study of 73 consecutive patients. *J Bone Joint Surg Br*, 82 (3):340-344.
- Kamei S, Osada D, Tamai K, Kato N, Takai M, Kameda M, Nohara Y. 2010. Stability of volar locking plate systems for AO type C3 fractures of the distal radius: biomechanical study in a cadaveric model. *J Orthop Sci*, 15 (3):357-364.
- Kandemir U, Matityahu A, Desai R, Puttlitz C. 2008. Does a volar locking plate provide equivalent stability as a dorsal nonlocking plate in a dorsally comminuted distal radius fracture?: a biomechanical study. *J Orthop Trauma*, 22 (9):605-610.
- Kihara H, Short WH, Werner FW, Fortino MD, Palmer AK. 1995. The stabilizing mechanism of the distal radioulnar joint during pronation and supination. *J Hand Surg Am*, 20 (6):930-936.
- Klos K, Rausch S, Loffler M, Frober R, Hofmeier K, Lenz M, Hofmann GO, Muckley T. 2010. A biomechanical comparison of a biodegradable volar locked plate with two titanium volar locked plates in a distal radius fracture model. *J Trauma*, 68 (4):984-991.
- Knirk JL, Jupiter JB. 1986. Intra-articular fractures of the distal end of the radius in young adults. *J Bone Joint Surg Am*, 68 (5):647-659.
- Knox J, Ambrose H, McCallister W, Trumble T. 2007. Percutaneous pins versus volar plates for unstable distal radius fractures: a biomechanic study using a cadaver model. *J Hand Surg Am*, 32 (6):813-817.
- Krimmer H. 2008. Neues und Zukünftiges in der Versorgung von Radiusfrakturen. *Trauma und Berufskrankheit* 10 (2):259-262.
- Krukhaug Y, Gjerdet NR, Lundberg OJ, Lilleng PK, Hove LM. 2009. Different osteosyntheses for Colles' fracture: a mechanical study in 42 cadaver bones. *Acta Orthop*, 80 (2):239-244.

- Letsch R, Schmit-Neuerburg KP, Schax M. 1987. [Choice of surgical procedure of the distal radius. Bore wire versus plate]. *Aktuelle Traumatol*, 17 (3):113-119.
- Leung F, Zhu L, Ho H, Lu WW, Chow SP. 2003. Palmar plate fixation of AO type C2 fracture of distal radius using a locking compression plate--a biomechanical study in a cadaveric model. *J Hand Surg Br*, 28 (3):263-266.
- Liporace FA, Kubiak EN, Jeong GK, Iesaka K, Egol KA, Koval KJ. 2006. A biomechanical comparison of two volar locked plates in a dorsally unstable distal radius fracture model. *J Trauma*, 61 (3):668-672.
- Liporace FA, Gupta S, Jeong GK, Stracher M, Kummer F, Egol KA, Koval KJ. 2005. A biomechanical comparison of a dorsal 3.5-mm T-plate and a volar fixed-angle plate in a model of dorsally unstable distal radius fractures. *J Orthop Trauma*, 19 (3):187-191.
- Loos BO, A. Grimm, A. Kopp, J. Bach, AD. Polykandriotis, E. Hennig, FF. Horch, RE. 2005. Die distale Radiusfraktur und ihre Begleitverletzungen am Handgelenk. *Chirurgische Allgemeine Zeitung*, 6 (1):13-19.
- McCall TA, Conrad B, Badman B, Wright T. 2007. Volar versus dorsal fixed-angle fixation of dorsally unstable extra-articular distal radius fractures: a biomechanic study. *J Hand Surg Am*, 32 (6):806-812.
- McQueen M, Caspers J. 1988. Colles fracture: does the anatomical result affect the final function? *J Bone Joint Surg Br*, 70 (4):649-651.
- Melone CP, Jr. 1986. Open treatment for displaced articular fractures of the distal radius. *Clin Orthop Relat Res*, (202):103-111.
- Melone CP, Jr. 1993. Distal radius fractures: patterns of articular fragmentation. *Orthop Clin North Am*, 24 (2):239-253.
- Mentzel M, Hoss H, Ebinger T, Kinzl L, Wachter NJ. 2001. [Problems of malunited fractures of the distal radius]. *Unfallchirurg*, 104 (3):210-214.
- Müller MA, M. Schneider, R. Willenegger, H. 1991. *Manual of Internal Fixation*. 3rd, expanded and completely revised ed. 1991te Aufl. Berlin, Heidelberg, New York: Müller ME, Allgöwer M.
- Oestern HJ, Huls E. 1994. [Differential treatment of fractures of the distal radius]. *Zentralbl Chir*, 119 (8):521-532.
- Orbay J. 2005. Volar plate fixation of distal radius fractures. *Hand Clin*, 21 (3):347-354.

- Orbay JL, Touhami A. 2006. Current concepts in volar fixed-angle fixation of unstable distal radius fractures. *Clin Orthop Relat Res*, 445:58-67.
- Osada D, Viegas SF, Shah MA, Morris RP, Patterson RM. 2003. Comparison of different distal radius dorsal and volar fracture fixation plates: a biomechanical study. *J Hand Surg Am*, 28 (1):94-104.
- Osada D, Fujita S, Tamai K, Iwamoto A, Tomizawa K, Saotome K. 2004. Biomechanics in uniaxial compression of three distal radius volar plates. *J Hand Surg Am*, 29 (3):446-451.
- Pechlaner S, Kathrein A, Gabl M, Lutz M, Angermann P, Zimmermann R, Peer R, Peer S, Rieger M, Freund M, Rudisch A. 2002. [Distal radius fractures and concomitant lesions. Experimental studies concerning the pathomechanism]. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 34 (3):150-157.
- Peine R, Rikli DA, Hoffmann R, Duda G, Regazzoni P. 2000. Comparison of three different plating techniques for the dorsum of the distal radius: a biomechanical study. *J Hand Surg Am*, 25 (1):29-33.
- Perren SM. 2002. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br*, 84 (8):1093-1110.
- Pillukat T, Schadel-Hopfner M, Windolf J, Prommersberger KJ. 2012. [Complex fragmentation of the distal radial articular surface : Reconstruction with subchondral Kirschner wires and bone grafts.]. *Unfallchirurg*,
- Putnam MD, Meyer NJ, Nelson EW, Gesensway D, Lewis JL. 2000. Distal radial metaphyseal forces in an extrinsic grip model: implications for postfracture rehabilitation. *J Hand Surg Am*, 25 (3):469-475.
- Raschke MS, R. 2009. *Alterstraumatologie. Prophylaxe, Therapie und Rehabilitation*. 1te Aufl. München: Urban & Fischer.
- Rausch S, Klos K, Stephan H, Hoffmeier K, Gras F, Windolf M, Gueorguiev B, Hofmann GO, Muckley T. 2011. Evaluation of a polyaxial angle-stable volar plate in a distal radius C-fracture model--a biomechanical study. *Injury*, 42 (11):1248-1252.
- Rikli D, Regazzoni P. 1999. [Distal radius fractures]. *Schweiz Med Wochenschr*, 129 (20):776-785.

- Rikli DA, Regazzoni P. 1996. Fractures of the distal end of the radius treated by internal fixation and early function. A preliminary report of 20 cases. *J Bone Joint Surg Br*, 78 (4):588-592.
- Rikli DA, Businger A, Babst R. 2005. Dorsal double-plate fixation of the distal radius. *Oper Orthop Traumatol*, 17 (6):624-640.
- Rikli DA, Honigmann P, Babst R, Cristalli A, Morlock MM, Mittlmeier T. 2007. Intra-articular pressure measurement in the radioulnocarpal joint using a novel sensor: in vitro and in vivo results. *J Hand Surg Am*, 32 (1):67-75.
- Ring D, Prommersberger K, Jupiter JB. 2005. Combined dorsal and volar plate fixation of complex fractures of the distal part of the radius. *J Bone Joint Surg Am*, 87 Suppl 1 (Pt 2):195-212.
- Ruch DS, Papadonikolakis A. 2006. Volar versus dorsal plating in the management of intra-articular distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, 31 (1):9-16.
- Rudig L, Mehling I, Klitscher D, Mehler D, Prommersberger KJ, Rommens PM, Muller LP. 2009. [Biomechanical study of four palmar locking plates and one non-locking palmar plate for distal radius fractures: stiffness and load to failure tests in a cadaver model]. *Biomed Tech (Berl)*, 54 (3):150-158.
- Sarmiento A, Pratt GW, Berry NC, Sinclair WF. 1975. Colles' fractures. Functional bracing in supination. *J Bone Joint Surg Am*, 57 (3):311-317.
- Short WH, Palmer AK, Werner FW, Murphy DJ. 1987. A biomechanical study of distal radial fractures. *J Hand Surg Am*, 12 (4):529-534.
- Simic PM, Weiland AJ. 2003. Fractures of the distal aspect of the radius: changes in treatment over the past two decades. *Instr Course Lect*, 52:185-195.
- Sobotta J. 2000. *Atlas der Anatomie des Menschen*. 21te Aufl. : Urban und Fischer Verlag.
- Souer JS, Ring D, Matschke S, Audige L, Maren-Hubert M, Jupiter J. 2010. Comparison of functional outcome after volar plate fixation with 2.4-mm titanium versus 3.5-mm stainless-steel plate for extra-articular fracture of distal radius. *J Hand Surg Am*, 35 (3):398-405.
- Taylor KF, Parks BG, Segalman KA. 2006. 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*, 31 (3):373-381.
- Thomas FB. 1957. Reduction of Smith's fracture. *J Bone Joint Surg Br*, 39-B (3):463-470.

- Trease C, McIlff T, Toby EB. 2005. Locking versus nonlocking T-plates for dorsal and volar fixation of dorsally comminuted distal radius fractures: a biomechanical study. *J Hand Surg Am*, 30 (4):756-763.
- Trumble TE, Schmitt SR, Vedder NB. 1994. Factors affecting functional outcome of displaced intra-articular distal radius fractures. *J Hand Surg Am*, 19 (2):325-340.
- Tscherne H, Jahne J. 1990. [Current status of the treatment of distal radius fracture]. *Unfallchirurg*, 93 (4):157-164.
- Uzdil. 2007. Distale Radiusfrakturen. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*, 2 (1):1-20.
- Viegas SF, Patterson R, Peterson P, Roefs J, Tencer A, Choi S. 1989. The effects of various load paths and different loads on the load transfer characteristics of the wrist. *J Hand Surg Am*, 14 (3):458-465.
- Werner FW, Glisson RR, Murphy DJ, Palmer AK. 1986. Force transmission through the distal radioulnar carpal joint: effect of ulnar lengthening and shortening. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 18 (5):304-308.
- Werner FW, Palmer AK, Fortino MD, Short WH. 1992. Force transmission through the distal ulna: effect of ulnar variance, lunate fossa angulation, and radial and palmar tilt of the distal radius. *J Hand Surg Am*, 17 (3):423-428.
- Willis AA, Kutsumi K, Zobitz ME, Cooney WP, 3rd. 2006. 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*, 88 (11):2411-2417.
- Windolf M, Schwieger K, Ockert B, Jupiter JB, Gradl G. 2010. 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*, 41 (2):204-209.
- Yetkinler DN, Ladd AL, Poser RD, Constantz BR, Carter D. 1999. Biomechanical evaluation of fixation of intra-articular fractures of the distal part of the radius in cadavera: Kirschner wires compared with calcium-phosphate bone cement. *J Bone Joint Surg Am*, 81 (3):391-399.
- Young BT, Rayan GM. 2000. Outcome following nonoperative treatment of displaced distal radius fractures in low-demand patients older than 60 years. *J Hand Surg Am*, 25 (1):19-28.

## Abbildungsverzeichnis

**Abb. 1:** distale Radiusextensionsfraktur mit Gelenkbeteiligung Typ 23 C2.1

**Abb. 2:** distale Radiusfraktur verheilt in Verkürzung und Fehlstellung mit posttraumatischer Arthrose

**Abb. 3:** Gelenkfacetten am distalen Radius für Os scaphoideum und lunatum (Sobotta 2000)

**Abb. 4:** Einteilung der distalen Radiusfraktur nach Melone I – V (Melone 1986, Melone 1993)

**Abb. 5:** Einteilung der distalen Radiusfraktur nach AO (Müller 1991)

**Abb. 6:** Die VA-LCP Volare Distale Zwei-Säulen-Radiusplatte projiziert auf das 3-Säulenmodell (Rikli und Regazzoni 1996) ermöglicht sowohl Fixation als auch Abstützung der beiden Säulen des distalen Radius; Quelle: [www.synthes.com](http://www.synthes.com)

**Abb. 7:** K-Draht-Osteosynthese und Gips (links) und Fixateur extern (rechts) bei distaler Radiusfraktur

**Abb. 8:** distale Radiusextensionsfraktur; Unfallaufnahmen (links) und nach volarer Plattenosteosynthese (rechts) jeweils in 2 Ebenen

**Abb. 9:** dorsale Plattenosteosynthese am distalen Radius, EPL Sehne subcutan verlagert, Retinakulumflap (Rikli et al. 2005)

**Abb. 10:** distale Radiusextensionsfraktur AO 23 C 2.1; Unfallaufnahmen (links) und nach dorsaler Plattenosteosynthese (rechts) jeweils in 2 Ebenen, sagittaler CT Schnitt präoperativ (Mitte)

**Abb. 11:** LCP Volare Distale Zwei-Säulen-Radiusplatte 2,4 mm mit variablem Winkel; OP-Anleitung Fa. Synthes

**Abb. 12:** verwendetes dorsales Plattensystem: Variable Angle LCP Dorsal Distal Radius Plate 2,4 mm; OP-Anleitung Fa. Synthes

**Abb. 13:** Zu sehen sind ein konischer Schraubenkopf (links) mit Feingewinde, ein vierfach unterbrochenes Schraubengewindeloch (Mitte) und die daraus resultierende Möglichkeit der 15° Angulation (rechts).

**Abb. 14:** Osteotomielinien und Frakturmodell AO 23 C2.1

**Abb. 15:** Das dorsale Plattensystem weist einen Winkel zwischen 70 und 90° zueinander auf (links), uniaxiale (links) und polyaxiale Schraubenpositionierung(rechts); OP-Anleitung Fa. Synthes

**Abb. 16:** operierte, instrumentierte und fixierte Präparate mit dorsalem Plattensystem (links), mit volarer Platte (Mitte), separate Einbettung der Fossa scaphoidea und lunata (rechts)

**Abb. 17:** servohydraulische Universaltestmaschine (Zwick1.0; Zwick GmbH, Ulm, Deutschland)

**Abb. 18:** servohydraulische Universaltestmaschine (Zwick1.0; Zwick GmbH, Ulm, Deutschland) mit simultaner Kurvenaufzeichnung des dynamischen Tests bestehend aus 5000 Zyklen einer sinusoidalen Krafteinleitung mit 150 N und einer Frequenz von 0,2 Hz

**Abb. 19:** Radius mit dorsaler (links) und volarer (rechts) Osteosynthese nach Testung

**Abb. 20:** Mittelwerte der Knochendichte der Spenderknochen beider Gruppen

**Abb. 21:** graphische Darstellung der initialen und finalen Steifigkeiten

**Abb. 22:** graphische Darstellung der initialen und finalen ROM

**Abb. 23:** ROM der jeweiligen Knochenpaare am Versuchsende in mm Auslenkung für die dorsale versus volare Osteosynthesetechnik

**Abb. 24:** initiale und finale ROM beider Gruppen

**Abb. 25:** Setzverhalten der Osteosynthesen

**Abb. 26:** links: dorsales Plattensystem bestehend aus dorsoradialer und dorsoulnarer Platte: Variable Angle LCP Dorsal Distal Radius Plate 2,4 mm  
rechts: LCP Volare Distale Zwei-Säulen-Radiusplatte 2,4 mm mit variablem Winkel; OP-Anleitung Fa. Synthes

## **Tabellenverzeichnis**

**Tab. 1:** BMD-Werte und T-Score der jeweiligen Proben

**Tab. 2:** Übersichtsdarstellung der initialen und finalen Steifigkeiten

## **Sonstiges**

Die Ergebnisse dieser Arbeit wurden von mir als Frontalvortrag auf dem 53. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Handchirurgie vom 11.-13. Oktober 2012 in Lübeck vorgestellt.

Weiterhin sind die Ergebnisse dieser Arbeit von PD Dr. med. Rausch und mir in Injury, Volume 44, Issue 4, P523-526, April 01, 2013 veröffentlicht worden.

## **Danksagung**

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Thomas Mückley für die Überlassung des Themas, die sehr gute und ausdauernde Betreuung sowie für die sehr gute Anleitung.

Da aus Satzungsgründen ein Betreuerwechsel aufgrund des Ausscheidens von Prof. Dr. med. Thomas Mückley aus der Fakultät notwendig geworden ist, gilt mein großer Dank auch PD Dr. med. Mark Lenz, für die Übernahme der Betreuung und Hilfe bei der finalen Fertigstellung der Arbeit.

Ich danke PD Dr. med. Kajetan Klos, Dr. med. Helen Stephan und PD Dr. med. Sascha Rausch für ihre wertvollen Ratschläge und die ständig anregende Diskussion und Prof. PhD Boyko Gueorguiev für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Ich danke meinen Eltern, meiner verständnisvollen Frau und meinen Kindern für die Geduld, Rücksichtnahme, Liebe, Kraft, Strenge und stetige Aufmunterung.

# Lebenslauf

## Persönliche Daten

Name, Vorname: Schlonski, Olaf  
Geburtsdatum, -ort: 09.11.1972, Gera  
Familienstand: verheiratet, 4 Kinder  
Staatsangehörigkeit: deutsch

## Studium

1992 - 1999 Medizinstudium an FSU Jena; Abschluss ‚gut‘

## Ärztliche Tätigkeit

Seit 01/2015 Leitender Oberarzt, Zentrum für Orthopädie, Unfall- und Wirbelsäulenchirurgie, Thüringen Kliniken Saalfeld  
CA Dr. med. Petereit, CÄ Dr. med. Liepold

01/2014-12/2014 Leitender Arzt für Wirbelsäulenchirurgie SRH Klinikum Suhl; CA Prof. Dr. med. Tiemann

04/2011-12/2013 Oberarzt für Wirbelsäulenchirurgie SRH Klinikum Suhl  
CA PD Dr. med. Ruf

01/2006 – 03/2011 Stationsarzt und Funktionsoberarzt Orthopädie und Unfallchirurgie REK Eisenberg, CA. Prof. Dr. Venbrocks

01/2005 - 12/2005 Thorax- und Gefäßchirurgie SRH-Klinikum Gera,  
CA PD Dr. med. Lesser

07/2000 - 09/2004 Unfall- und Allgemeinchirurgie KH Apolda,  
CA Dr. Späte, CA. Dr. Seifert, CA. Dr. Frosch

## Medizinische Abschlüsse

03/2006 Facharzt für Allgemeinchirurgie

03/2008 Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie

04/2011 Zusatzbezeichnung Spezielle orthopädische Chirurgie

10/2018 Zusatzbezeichnung Spezielle Unfallchirurgie

## Sonstiges

- Zusatzbezeichnungen: Notfallmedizin 2007, Sportmedizin 2007
- Masterzertifikat Wirbelsäulenchirurgie,
- Fachkunde: Strahlenschutz; letzte Aktualisierung 2018
- 1. Vorsitzender des Thüringer Sportärztebundes
- Weiterbildungszertifikat der LÄK Thüringen

## **Ehrenwörtliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

PD Dr. med. Kajetan Klos, PD Dr. med. Sascha Rausch und Prof. PhD Boyko Gueorguiev,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, 25.04.2021

Olaf Schlonski