Aus dem Department Orthopädie und Traumatologie

Klinik für Traumatologie

der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau

und dem AO Forschungsinstitut, Davos

Entwicklung einer Testmethodik für Osteosynthesen bei intraartikulärer distaler Humerusfraktur mit metaphysärer Trümmerzone bei verminderter Knochenmineraldichte

INAUGURAL DISSERTATION

zur

Erlangung des Medizinischen Doktorgrades

der Medizinischen Fakultät

der Albert-Ludwigs-Universität

Freiburg im Breisgau

Vorgelegt im Januar 2004

von Ivo Schuster

geboren in Giessen

Dekan:	Prof. Dr. med. Christoph Peters
1. Gutachter	Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Berton Rahn Vize Direktor AO-ASIF Forschungsinstitut Davos, Schweiz
2. Gutachter	Prof. Dr. med. Norbert Südkamp Geschäftsführender Ärztlicher Direktor der Klinik für Traumatologie Department Orthopädie und Traumatologie Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau, Deutschland

Jahr der Promotion 2005

Gewidmet meiner Mutter

und meinem Vater

INHALTSVERZEICHNIS

1 EINLEITUNG UND KLINISCHER HINTERGRUND 1

2 ZIEL 5

3 MEDIZINISCHE HINTERGRUNDINFORMATION 6

3.1 ANATOMIE 6
3.2 KLASSIFIKATION DER DISTALEN HUMERUSFRAKTUREN 9
3.3 PROBLEMSTELLUNG BEI DER AO 13 C2.3-FRAKTUR 12

4 MATERIAL UND METHODE 16

4.1 BEGRIFFSDEFINITIONEN 16
4.2 KNOCHEN 19
4.3 RÖNTGEN 20
4.4 MESSUNG DER KNOCHENMINERALDICHTE 21
4.5 GRUPPENBILDUNG 23
4.6 FRAKTURMODELL 25
4.7 IMPLANTATE UND OSTEOSYNTHESE 26
4.8 EINBETTUNG (POTTING) 29
4.9 ENTWICKLUNG DER TESTVORRICHTUNG 30
4.10 PILOTSTUDIE ZUR ERMITTLUNG DES LASTNIVEAUS 35
4.11 LASTFÄLLE 37
4.12 VERSAGENSDEFINITIONEN 39
4.13 DATENERFASSUNG UND DATENAUSWERTUNG 40

5 ERGEBNISSE 43

5.1 STATISCHE TESTUNG UNTER EXTENSIONS- UND FLEXIONSBELASTUNG 43
5.2 ZYKLISCHE TESTUNG UNTER FLEXIONSBELASTUNG 45

6 DISKUSSION 52

6.1 KNOCHEN 52
6.2 GRUPPENBILDUNG 52
6.3 FRAKTURMODELL 55
6.4 IMPLANTATE UND OSTEOSYNTHESE 57
6.5 EINBETTUNG (POTTING) 60
6.6 ENTWICKLUNG DER TESTVORRICHTUNG 61
6.7 ERMITTLUNG DES LASTNIVEAUS 63
6.8 LASTFÄLLE 65

6.9 VERSAGENSDEFINITIONEN 70
6.10 DISKUSSION DER ERGEBNISSE 73
6.10.1 Ergebnisse der statischen Testungen 73
6.10.2 Ergebnisse des zyklischen Tests unter Flexionsbelastung 76
7 SCHLUSSFOLGERUNGEN 81
8 ZUKUNFTSPERSPEKTIVEN 82
8.1 LCP-REKONSTRUKTIONSPLATTE 82
8.2 NEUE IMPLANTATE 83
8.3 ELLENBOGEN-ENDOPROTHESE 84
10 REFERENZEN 86
11 VERZEICHNISSE 92
11.1 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS 92
11.2 ABBILDUNGSVERZEICHNIS 93
11.3 TABELLENVERZEICHNIS 96
DANKSAGUNG 97
CURRICULUM VITAE 98

1 EINLEITUNG UND KLINISCHER HINTERGRUND

Das Ellenbogengelenk ist durch seine zentrale Position in der Gelenkkette des Armes massgeblich am Bewegungsumfang der oberen Extremität beteiligt. Die Funktionseinschränkung des Ellenbogengelenkes führt über die Einbeziehung der Nachbargelenke zu unproportional starker Gebrauchsminderung des gesamten Armes (Kinzl und Fleischmann 1991, Korner et al. 2002). Etwa ein Drittel der Ellenbogenfrakturen betreffen den distalen Humerus. Diese distalen Humerusfrakturen repräsentieren je nach Autor 2% bis 3% aller knöchernen Verletzungen des Erwachsenen (Orozco 2000, Jupiter und Morrey 1993, Kinzl und Fleischmann 1991). Sie weisen eine Inzidenz von 5.7 pro 100.000 Einwohner pro Jahr auf (Robinson et al. 2003). Nach Robinson et al. (2003) zeigen sich bezüglich des Auftretens distaler Humerusfrakturen zwei Häufigkeitsgipfel: der erste bei männlichen Personen im Alter von 12 bis 19 Jahren und der zweite bei Frauen im Alter von über 80 Jahren. Vollständige Gelenkfrakturen (AO 13 Gruppe C) machen 37% der distalen Humerusfrakturen des Erwachsenen aus und treten typischer Weise bei Patienten hohen Alters mit verminderter Knochenmineraldichte auf (Robinson et al. 2003, Lill und Josten 2000, Schemitsch et al. 1994, Jupiter und Morrey 1993). Da die Lebenserwartung in den westlichen Industrieländern zunimmt und der demographische Wandel eine prozentuale Zunahme der Menschen in hohem Lebensalter (über 60 Jahre) zeigt, ist in Zukunft häufiger von der operativen Behandlung des alten Menschen auszugehen. Diesbezüglich beobachteten Palvanen et al. (1998) sowohl eine ansteigende Prävalenz als auch eine ansteigende Inzidenz distaler Humerusfrakturen in Finnland. Nach deren Prognose verdreifacht sich die Prävalenz distaler Humerusfrakturen bis zum Jahre 2030 im Vergleich zum Jahre 1995, falls der seit 1970 bestehende Trend der Bevölkerungsalterung anhält. Somit könnte das schwierige Problem der Behandlung dieser Frakturen in Zukunft zusehends häufiger werden (Garcia et al. 2002, Palvanen et al. 1998).

Lorenz Böhler behandelte Frakturen des distalen Humerus in der Mitte des zwanzigsten Jahrhunderts konservativ mit Traktion, geschlossener Reposition und Immobilisation im Gipsverband. Diese längere Ruhigstellung des Ellenbogengelenkes hat allerdings eine posttraumatische Kapselschrumpfung und Narbenbildung zur Folge, welche zwangsläufig

zu einem weitgehend irreversiblen Funktionsverlust führen (Lill und Josten 2000, Schemitsch et al. 1994, Waddell et al. 1988). Ein wesentliches Kriterium zur Erreichung guter funktioneller Ergebnisse ist der frühzeitige Beginn physiotherapeutischer Übungsmassnahmen (Bauer und Hoellen 1997, Henley et al. 1987). Nach zahlreichen klinischen Studien hat sich in den letzten 30 Jahren die Therapie der distalen Humerusfrakturen durch offene Reposition und innere Fixation (ORIF) nach den AO Prinzipien durchgesetzt (Letsch und Schmit-Neuerburg 2003, Lill und Josten 2000, Bauer und Hoellen 1997, AO Sammelstudie Lob et al. 1984). Hierbei ist neben einer exakten Rekonstruktion des Gelenkblockes die Erreichung übungsstabiler Verhältnisse anzustreben. Die grösste Stabilität, und damit die Möglichkeit zur frühen postoperativen Bewegung, bietet derzeit die Doppelplatten-Osteosynthese mit 3.5 mm Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration. Dies haben sowohl klinische als auch biomechanische Studien gezeigt (Holdsworth 2001, Korner et al. 2004, Jacobson et al. 1997, Schemitsch et al. 1994, Sanders et al. 1992, Helfet und Hotchkiss 1990, Lob et al. 1984).

Trotz der Fortschritte in der Osteosynthesetechnik stellen distale Humerusfrakturen noch immer eine technisch äusserst anspruchsvolle Herausforderung in der Ellenbogenchirurgie dar. Insgesamt gesehen führt die derzeitige Standard-Osteosynthese mit zwei Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration noch immer in einem zu hohen Masse zu nicht zufrieden stellenden Ergebnissen. Nach Holdsworth (2001) beklagt keine Autorengruppe weniger als 15% schlechte Ergebnisse bei der Versorgung von distalen Humerusfrakturen. Södergård und Kollegen beschreiben eine Komplikationsrate von 35% (Södergård et al. 1992b). Komplikationen wie Pseudarthrose, Implantatversagen, Funktionseinschränkung, Infektion, heterotope Ossifikation und Läsionen des Nervus ulnaris gefährden ein gutes Ergebnis der operativen Versorgung. Die Häufigkeit der Entwicklung einer Pseudarthrose wird in der Literatur mit 2 bis 10% beschrieben (Helfet et al. 2003, Bauer and Hoellen 1997, Södergård et al. 1992b). Ein Versagen der Doppelplatten-Osteosynthese wird in verschiedenen klinischen Studien in 5 bis 15% der Fälle beobachtet (Södergård et al. 1992a, Södergård et al. 1992b, Henley et al. 1987, Letsch et al. 1989). Dieses Versagen führt zwangsläufig zur Instabilität der Osteosynthese

und wurde von Letsch und Schmit-Neuerburg (2003) sowie von Helfet und Rosen (1988) als Hauptursache für eine Pseudarthrose am distalen Humerus identifiziert.

Ein besonderes Problem stellt die Versorgung alter Menschen dar, da regelmässig die Kombination aus Osteoporose und metaphysärer Trümmerzone besteht (Södergård et al. 1992a, Horne 1980, Schemitsch et al. 1994). Jupiter und Morrey (1993) sowie Sanders et al. (1992) beschreiben die Frakturen unmittelbar proximal der trochlearen Gelenkrolle (AO 13 C2-Frakturen) als die häufigsten und mitunter die am schwierigsten zu behandelnden distalen Humerusfrakturen. Robinson et al. (2003) bezeichneten diese speziellen Frakturen als „problem fractures“. Diesbezüglich beobachteten Pajarinen und Bjorkenheim (2002), dass ein Alter von über 50 Jahren sowie eine verringerte Knochenmineraldichte bei diesen vollständigen Gelenkfrakturen mit einem erhöhten Risiko für ein schlechtes postoperatives Ergebnis einhergeht. In anbetracht der häufig enttäuschenden funktionellen Ergebnisse nach operativer Versorgung von kompletten Gelenkfrakturen des distalen Humerus (AO 13 Gruppe C), empfehlen manche Autoren den Schritt zurück zur konservativen Therapie (Södergård et al. 1992a, Bauer und Hoellen 1997, Seiler und Trentz 1988). Cobb und Morrey (1997) und Frankle et al. (2003) sowie Gambirasio et al. (2001) halten für diese komplizierten Frakturen bei Patienten hohen Alters sogar einen primären Gelenkersatz für denkbar, was die Ineffizienz der aktuellen Osteosynthesetechniken widerspiegelt. Beim jüngeren Patienten bietet die Ellenbogen-Endoprothese nach Cobb und Morrey (1997) allerdings eindeutig keine Alternative zur offenen Reposition und inneren Fixation.

Aus dieser Notwendigkeit heraus wurden in den letzten Jahren neue Implantate entwickelt (Kleinfragment-Rekonstruktionsplatten mit winkelstabiler Schraubenverankerung, anatomisch vorgeformte distale Humerusplatten mit Kopfverriegelungsschrauben), um eine gelenkerhaltende Behandlung auch bei komplexen Frakturen des distalen Humerus zu bieten. Um eine eventuelle Verbesserung der biomechanischen Eigenschaften dieser neuen Implantate untersuchen und eindeutig nachweisen zu können ist ein vergleichender Test mit den bislang verwendeten Rekonstruktionsplatten notwendig. Das Problem bei der biomechanischen Testung dieser Implantate besteht jedoch darin, dass klinisch auftretende Versagensmuster unter in-vitro Bedingungen an biomechanischen Testmaschinen häufig nicht exakt simuliert werden können. Die klinische Aussagekraft solcher Testergebnisse ist

dann zu relativieren. Es ist also sinnvoll und notwendig, ein Testverfahren zu entwickeln, welches unter physiologisch nachvollziehbaren Belastungen ein in der Klinik auftretendes Versagensmuster produziert. Mit einer solchen Testmethodik können dann die biomechanischen Eigenschaften der unterschiedlichen Knochen-Implantat-Konstrukte miteinander verglichen werden. Aus klinischer Sicht scheint es nahe liegend, für den biomechanischen Test die physiologisch auftretende Belastung zu wählen. Es ist aber zu erwarten, dass dies nach Doppelplatten-Osteosynthese nur, wie in der Klinik beobachtet, zu einem Implantatversagen von 5% bis 15% (Södergård et al. 1992a, Henley et al. 1987, Letsch et al. 1989) führt. Solch eine „geringe“ Versagensrate lässt dann keine eindeutigen Aussagen über die Vorzüge neuer Implantate zu. Daher kann es im biomechanischen Test sinnvoll und notwendig sein, sich nicht direkt an den physiologisch auftretenden Kräften zu orientieren. Dieses typische Problem biomechanischer Studien wurde bei der Entwicklung der Testvorrichtung berücksichtigt, um Unterschiede zu erkennen und eindeutig darstellen zu können. Hiermit leistet diese Arbeit einen wichtigen Beitrag zur Optimierung der Osteosynthese bei vollständigen Gelenkfrakturen des distalen Humerus.

2 ZIEL

Das Ziel der vorliegenden Arbeit est es, ein geeignetes Testverfahren zur Beurteilung der biomechanischen Eigenschaften unterschiedlicher Implantate zur operativen Versorgung von distalen Humerusfrakturen zu entwickeln. Es sollen die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes bei einer Belastung im elastischen Bereich und die Knochen-Implantat-Verankerung bei zyklischer Langzeitbelastung ermittelt werden. Da es sich bei der zu testenden distalen Humerusfraktur bevorzugt um Frakturen des alten Patienten handelt, sollen hierfür Testknochen mit verringerter Knochenmineraldichte verwendet werden. Der Test soll in 40-80% der Fälle zu einem klinisch relevanten Versagensmuster der Osteosynthese im biomechanischen Versuchslabor führen, um eine Aussage über die Vorzüge oder Nachteile neuer Implantate im direkten Vergleich zur Standard-Osteosynthese machen zu können. Es ist ein wesentliches Ziel dieser Arbeit, das Testverfahren so zu gestalten, dass die physiologischen Belastungen der frühen postoperativen Physiotherapie im Zeitraum der Frakturheilung simuliert werden. Lediglich ein Parameter, die Grösse der eingeleiteten Kraft, soll zugunsten der Aussagekraft des Tests so festgelegt werden, dass Unterschiede zwischen den verschiedenen Osteosynthesetechniken eindeutig erkennbar werden.

Ein weiteres Ziel dieser Arbeit besteht darin, das Versagensmuster der Doppelplatten-Osteosynthese mit 3,5 mm Titanium Rekonstruktionsplatte in 90°-Konfiguration zu analysieren und zu dokumentieren. Diese Form der Osteosynthese stellt zum gegenwärtigen Zeitpunkt die Standardversorgung nach distaler Humerusfraktur mit einfacher Gelenkbeteiligung und metaphysärer Trümmerzone dar. Die in den Testungen ermittelten biomechanischen Eigenschaften der Standard-Osteosynthese sollen später als „Basisdatensatz“ zum Vergleich mit den Eigenschaften neuer Implantate dienen. Es ist ein wesentliches Ziel dieser Arbeit, langfristig zu einer Verbesserung der operativen Behandlung nach distalen Humerusfrakturen und damit zu einer Optimierung der Patientenversorgung beizutragen.

3 MEDIZINISCHE HINTERGRUNDINFORMATION

3.1 Anatomie

Das Ellenbogengelenk stellt ein zusammengesetztes Gelenk dar, welches aus drei Einzelgelenken besteht. Das Humeroulnargelenk, welches den Humerus mit der Ulna verbindet, stellt das Hauptgelenk dar. Es besitzt eine ausgesprochene Knochenführung und ist von seiner Funktion her als Scharniergelenk zu betrachten. Das zweite, direkt mit dem distalen Humerus kommunizierende Gelenk ist das Humeroradialgelenk, welches den Humerus mit dem Radiuskopf verbindet und ein Kugelgelenk darstellt. Beide Gelenke werden von einer Kapsel umgeben. Ein drittes, funktionell mit dem Humeroradialgelenk eine Einheit bildendes Gelenk, ist das proximale radio-ulnare Gelenk, welches Radius und Ulna miteinander verbindet. Das Ellenbogengelenk erlaubt eine Bewegung um zwei Achsen: die Flexion-Extension mit einem Beugewinkel von $\Psi = 0°\text{-}146°$ um eine quer verlaufende Achse (humero-ulnare Gelenkachse) und die Pronation-Supination mit einem Bewegungsumfang von 71° Pronation und 81° Supination. Diese Bewegung erfolgt um eine Achse, welche proximal durch den Radiuskopf und distal durch den Ulnakopf verläuft.

Die Gelenkfläche des distalen Humerus wird radial durch das nahezu halbkugelförmige Capitulum humeri und ulnar durch die spulenförmige Trochlea humeri gebildet. In der Ansicht von ventral findet sich proximal des Capitulum humeri die Fossa radialis und proximal von der Trochlea die etwas grössere Fossa coronoidea. In der Ansicht von dorsal ist die Fossa olecrani zu erkennen, welche durch den Gelenkblock, den medialen Pfeiler und den lateralen Pfeiler begrenzt wird. Intraoperativ ist darauf zu achten, dass alle Fossae frei von Implantationsmaterial bleiben, um eine durch dieses verursachte mechanische Bewegungseinschränkung im Ellenbogengelenk zu vermeiden. Die anatomischen Strukturen des Ellenbogensgelenkes sind in Abbildung 1 dargestellt.

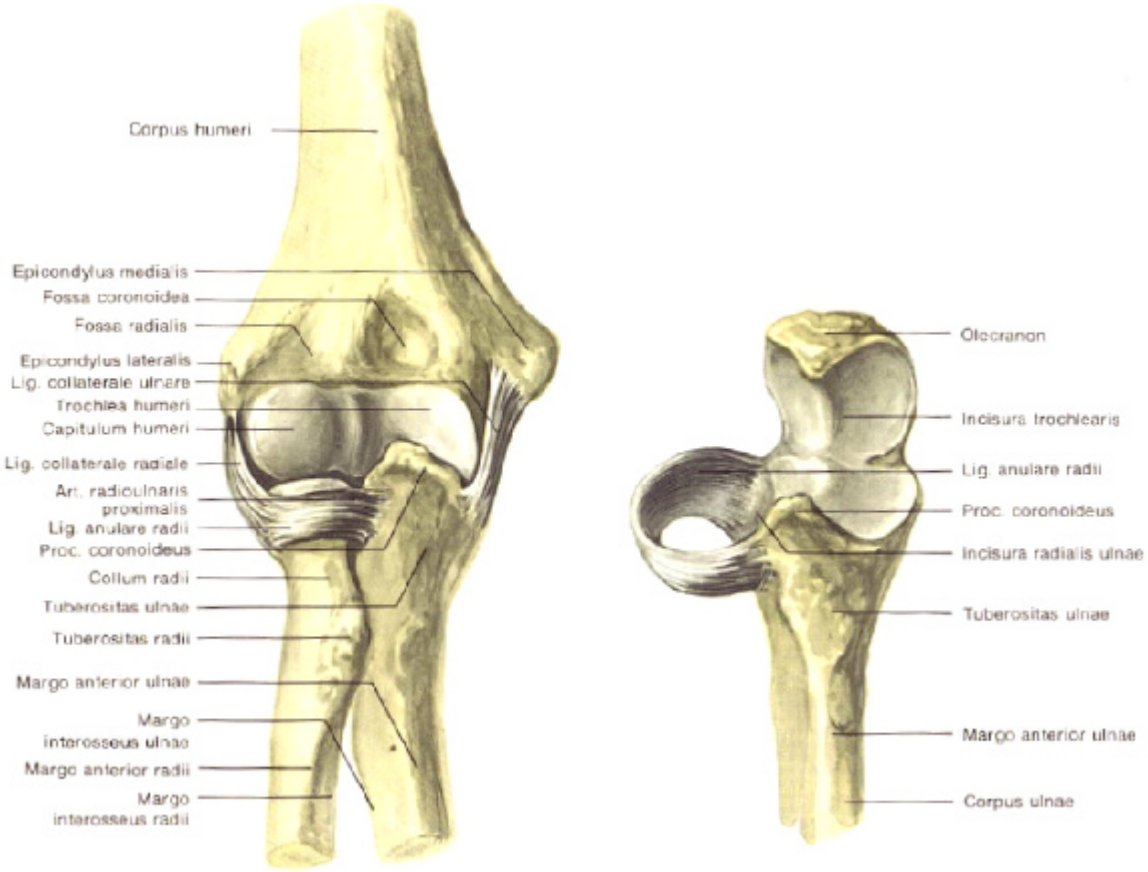

Abbildung 1: Darstellung der ossären und ligamentären Anatomie eines rechten Ellenbogengelenkes von ventral (aus Bertolini und Leutert 1978).

Die humero-ulnare Gelenkachse des Gelenkblockes weist in Frontalansicht einen Winkel von 4°-8° in Valgusrichtung zur Horizontalachse auf und ist in der Coronaransicht 3°-8° innenrotiert (Abbildung 2). Die Verbindung der Gelenkfläche mit dem Humerusschaft erfolgt durch einen medialen und einen lateralen Pfeiler. Diese sind in Sagittalansicht um 30-35° nach ventral geneigt (Abbildung 2).

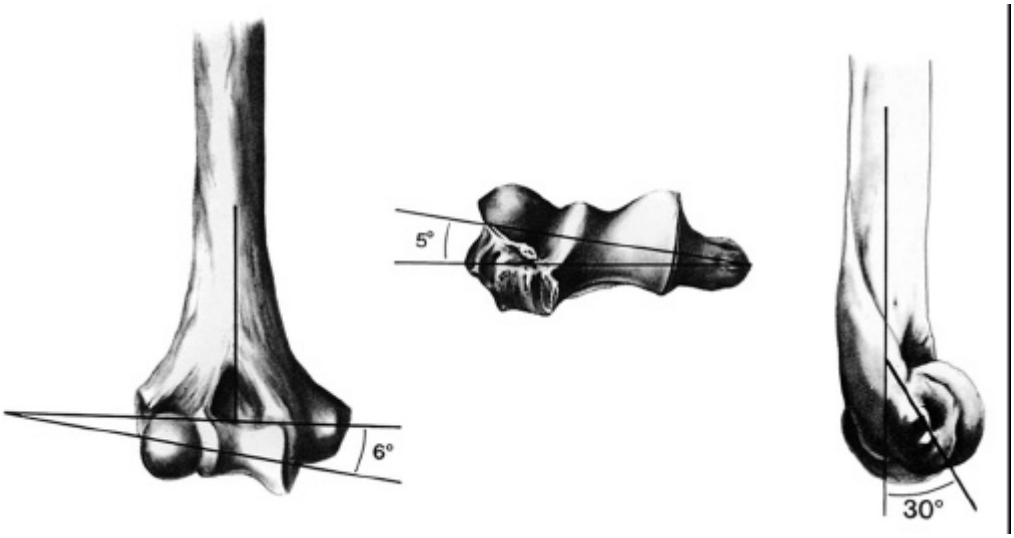

Abbildung 2: Physiologische Winkel am distalen Humerus. Die humero-ulnare Gelenkachse zeigt in Frontalansicht eine Valgus-Neigung von 6° zur Horizontalachse (links) und in Coronaransicht eine Innenrotation von 5° zur Horizontalachse (Mitte). Medialer und lateraler Pfeiler sind in Sagittalansicht um 30° zur Humerusschaftachse nach ventral geneigt (rechts). Die anatomische Varianz dieser Winkel ist zu berücksichtigen (aus Morrey 1993).

Das Ellenbogengelenk wird neben der knöchernen Führung durch die Gelenkkapsel und den Kapselbandapparat stabilisiert, wobei die seitliche Stabilisierung durch das mediale und das laterale Kollateralband gegeben ist (Abbildung 1). Die ventro-dorsale Stabilisierung erfolgt durch die Gelenkkapsel sowie durch die Muskelgruppe der Flexoren und der Extensoren. Medial und lateral der Kondylen sind die Epikondylen angelagert. Am Epicondylus medialis haben die Unterarmbeuger und am Epicondylus lateralis die Unterarmstrecker ihren Ursprung. Die enge nachbarschaftliche Beziehung von Nerven und Gefässen muss bei Verletzungen des Ellenbogengelenks bedacht werden. Besonderen

Gefährdungen ist der Nervus ulnaris, welcher medial der Trochlea humeri im Sulcus ulnaris verläuft und der Nervus radialis bei seiner Überquerung des Humerus zwei Querfinger proximal des Epicondylus lateralis ausgesetzt (Bernstein et al. 2000, Morrey 1993, Dorow und Markgraf 1996, Platzer 1991).

3.2 Klassifikation der distalen Humerusfrakturen

Die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) teilt die distalen Humerusfrakturen in 3 Gruppen ein (AO Klassifikation). Es werden extraartikuläre (Gruppe A) und intraartikuläre Frakturen unterschieden, wobei die intraartikulären Frakturen ihrerseits in monokondyläre (Gruppe B) und bikondyläre Frakturen (Gruppe C) unterteilt werden (Müller et al. 1991 Manual der Osteosynthese, Abbildung 3). Bei alten Patienten sind die C-Frakturen (intraartikulär-bikondyläre Frakturen) am häufigsten repräsentiert (Robinson et al. 2003, Jupiter und Morrey 1993, Lill und Josten 2000). Die C-Frakturen werde je nach Schweregrad der Gelenkbeteiligung und Ausmass der metaphysären Trümmerzone in neun Untergruppen eingeteilt (Abbildung 4).

Im angelsächsischen Sprachraum findet auch die Klassifikation nach Riseborough und Radin (1969) oder die Klassifikation nach Mehne und Matta (Ring und Jupiter 1999, Jupiter und Morrey 1993) Anwendung.

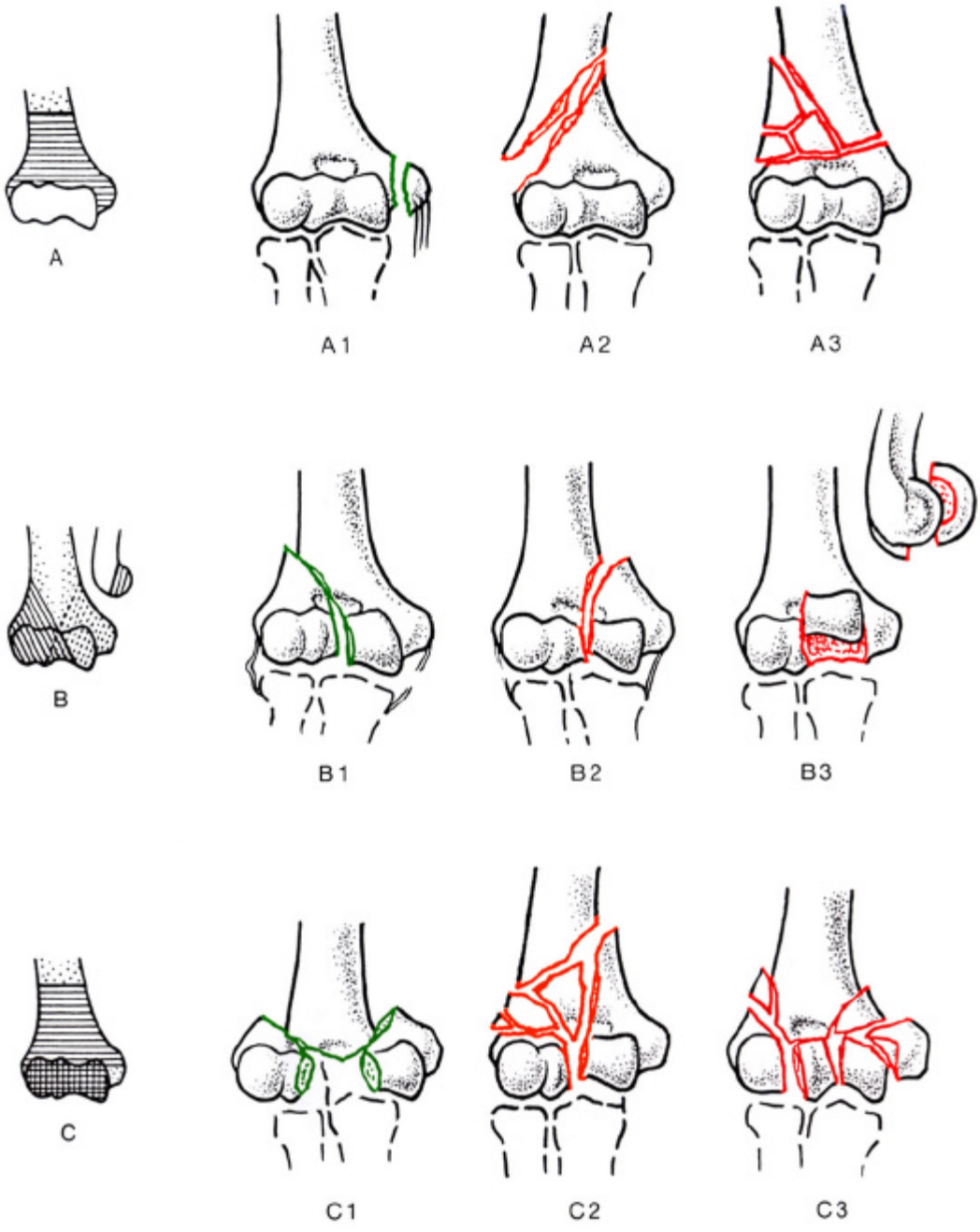

Abbildung 3: AO Klassifikation der distalen Humerusfrakturen nach Müller et al. 1991.

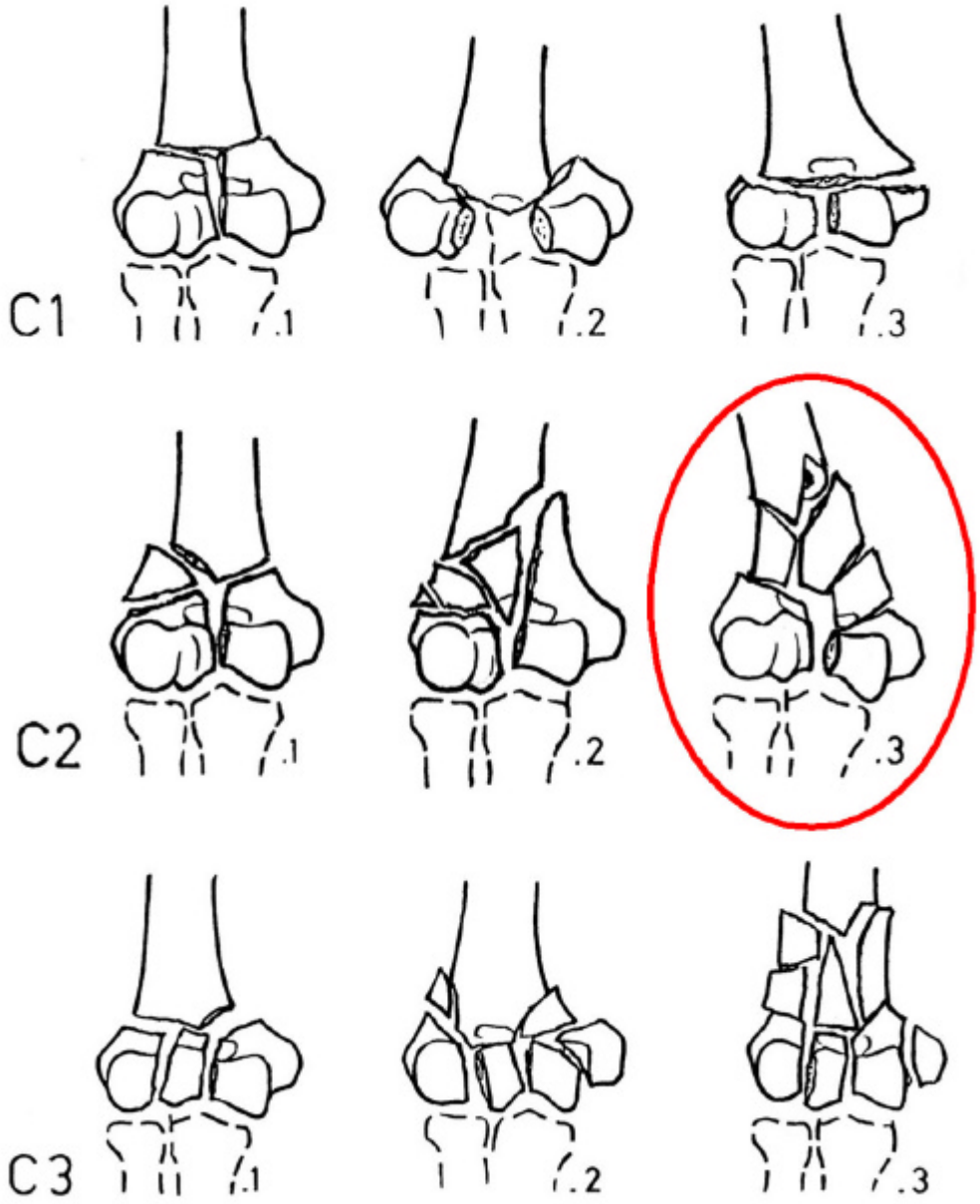

Abbildung 4: *Untergruppierung der intraartikulär-bikondylären Frakturen (C Gruppe) in der AO Klassifikation (aus Jupiter und Morrey 1993):*
C1: artikulär einfach, metaphysär einfach;
C2: artikulär einfach, metaphysär mehrfragmentär;
C3: artikulär und metaphysär mehrfragmentär.
Die in der vorliegenden Arbeit als Frakturmodell gewählte vollständige Gelenkfraktur mit metaphysärer Trümmerzone (AO 13 C2.3) ist rot markiert.

3.3 Problemstellung bei der AO 13 C2.3-Fraktur

Die schwierigen Frakturen des distalen Humerus (Gruppe C2 und C3) repräsentieren ein Spektrum, welches mit steigendem Schweregrad und sinkender Knochenqualität stetig höhere Ansprüche an die Osteosynthese stellt (Self et al. 1995). Diese Frakturen des distalen Humerus sind optimal behandelt mit offener Rekonstruktion und innerer Fixation, gefolgt von früher postoperativer Physiotherapie (Boyer et al. 2003). Der Erfolg der Osteosynthese hängt allerdings von der rigiden inneren Fixation der Frakturfragmente ab. Ohne adäquate Stabilität kann es zur Pseudarthrose oder zur Fehlstellung des Gelenkblockes kommen (Helfet und Hotchkiss 1990). Helfet und Rosen (1988) beobachteten bei ihrer Nachuntersuchung von 33 Pseudarthrose-Fällen des distalen Humerus, dass 75% der Pseudarthrosen durch das Versagen der inadäquaten chirurgischen Versorgung verursacht waren. Auch Jupiter und Morrey (1993) berichten, dass nach ihrer Erfahrung eine inadäquate Osteosynthese die häufigste Ursache für die Entwicklung einer Pseudarthrose am distalen Humerus sei. Robinson et al. (2003) beschreiben die vollständigen Gelenkfrakturen des distalen Humerus mit metaphysärer Trümmerzone (AO 13 C2 und C3) als bekannte „Problemfrakturen“. Die Häufigkeit und der Schweregrad dieser technisch anspruchsvollen Problemfrakturen nehmen im Alter zu (Robinson et al. 2003). Die Indikation zum konservativen, rekonstruktiven oder prothetischen Vorgehen hängen im Wesentlichen von drei Kriterien ab: vom Frakturtyp, von der Knochenqualität des distalen Humerus, sowie von der Erfahrung des behandelnden Chirurgen.

Die Gelenkanatomie am distalen Humerus ist generell kompliziert (Jupiter und Morrey 1993) und je komplexer der vorliegende Frakturtyp ist, desto höher sind auch die Ansprüche an die Osteosynthese. Der suprakondyläre Frakturspalt der AO 13 C2.3-Fraktur liegt nur knapp oberhalb der Gelenkfläche, was zu sehr kleinen distalen Frakturfragmenten führt. Diese bieten nur wenig Raum zur Schraubenplatzierung und Implantatanbringung. Dadurch ist es sehr schwierig, die distalen Frakturfragmente stabil zu fixieren (Simonis et al. 2003, Chadwick 2000, Schemitsch 1994). Aus diesem Grund betrifft die ausbleibende Verheilung typischerweise den suprakondylären Frakturspalt (Helfet et al. 2003). Der intraartikuläre Frakturspalt hingegen verheilt normalerweise ohne Probleme (Helfet et al. 2003).

Es ist allgemein anerkannt, dass die Knochenqualität mit zunehmendem Alter stark abnimmt (Resch 2003) und je schlechter die Knochenqualität ist, desto schwieriger wird es, eine stabile Knochen-Implantat-Verankerung zu erreichen. Die Gelenkfläche des distalen Humerus ist lediglich durch Spongiosa-Knochen unterstützt. Aufgrund dieser wenig massiven Knochenstruktur kommt es beim alten Patienten beziehungsweise beim Patienten mit bekannter Osteoporose häufig zu einer zusätzlich erschwerenden metaphysären Trümmerzone (Södergård et al. 1992, Schemitsch et al. 1994). Die Häufigkeit und der Schweregrad der distalen Humerusfrakturen nehmen im Alter zu (Jupiter und Morrey 1993) und der prozentuale Anteil der Menschen über 65 Jahren an der Bevölkerung steigt an. Aus diesen Gründen ist bei der Implantatentwicklung eine Orientierung am alten Menschen beziehungsweise am Menschen mit verringerter Knochenmineraldichte sehr sinnvoll und auch notwendig.

Aufgrund der geringen Fallzahlen gibt es auch in Traumazentren nur wenige Chirurgen, welche umfassende Erfahrung und Routine in der operativen Behandlung von distalen Humerusfrakturen aufweisen können (Lill und Josten 2000, Södergård et al. 1992, Jupiter und Morrey 1993, Jacobson et al. 1997). Es sind nur wenige klinische Studien über das Trauma-Management und die funktionellen Resultate nach operativer Versorgung distaler Humerusfrakturen in der Literatur zu finden und die Anzahl der nachuntersuchten Patienten ist meist gering. Gerade deshalb ist es für den Chirurgen wichtig, Prinzipien und klare Richtlinien für die standardisierte Versorgung von Patienten mit dieser Problemfraktur am distalen Humerus zu schaffen.

Die momentane Standard-Osteosynthese der vollständigen Gelenkfrakturen des distalen Humerus stellt die Doppelplatten-Osteosynthese mit zwei Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration dar. Der Erfolg der Osteosynthese hängt von der rigiden Fixation der Frakturfragmente ab. Klinische Studien (Korner et al. 2003a, Pereles et al. 1997) haben gezeigt, dass die Doppelplatten-Osteosynthese auch beim alten Patienten mit verringerter Knochenmineraldichte prinzipiell gute Resultate erzielen kann. John und Rosso (1993) schlussfolgern aus ihren Erfahrungen, dass ein hohes Alter keine Kontraindikation für eine offene Rekonstruktion und innere Fixation (ORIF) bei distalen Humerusfrakturen darstellt. Eine Komplikationsrate von bis zu 35% (Södergård 1992b), ein mechanisches Versagen der Osteosynthese in bis zu 15% der Fälle (Södergård 1992a, Henley et al. 1987, Lob et al.

1984) und das Auftreten einer posttraumatischen Pseudarthrose in bis zu 10% der Fälle (Helfet et al. 2003) beweisen, dass aus klinischen Gesichtspunkten noch ein Verbesserungspotential der Doppelplatten-Osteosynthese besteht. Dieses sollte ausgereizt werden, um die Komplikationsrate zu reduzieren und um die Doppelplatten-Osteosynthese zu optimieren. Die gelenkerhaltende Massnahme der Doppelplatten-Osteosynthese ist prinzipiell stets dem endoprothetischen Gelenkersatz vorzuziehen und bietet dem Patienten langfristig eine bessere Prognose. Beim alten Patienten mit verringerter Knochenmineraldichte muss im Falle eines Versagens der Osteosynthese notgedrungen eine Immobilisation im Gipsverband durchgeführt werden. Dies führt durch eine Verklebung der Gelenkkapsel zur Versteifung des Ellenbogengelenkes mit der Folge einer funktionellen Bewegungseinschränkung des Ellenbogengelenkes. Ansonsten kann die primäre konservative Therapie mit der Ruhigstellung des Ellenbogengelenkes im Gipsverband bei vollständigen Gelenkfrakturen keine Behandlungsoption darstellen, da das funktionelle Resultat für den Patienten mässig ausfällt. Eine Notlösung beim alten Patienten mit verringerter Knochenmineraldichte ist der endoprothetische Gelenkersatz. Frankle et al. (2003) erzielten bei Frauen über 65 Jahren mit vollständigen Gelenkfrakturen des distalen Humerus durch eine Ellenbogen-Endoprothese ausschliesslich exzellente und gute Resultate nach dem Mayo Elbow Performance Score. Weitere Vorteile der Ellenbogen-Endoprothese liegen in der relativ kurzen Operationszeit (nur etwa halb so lange wie bei der Doppelplatten-Osteosynthese) und der unkomplizierten Implantation (Müller et al. 2003). Beim jüngeren Patienten (unter 65 Jahren) stellt der endoprothetische Gelenkersatz allerdings definitiv keine Alternative dar, da der Patient diese nur eingeschränkt belasten darf und langfristig die Prothesenauslockerung droht. Darüber hinaus liegen bislang noch keine Langzeitergebnisse (über 10 Jahre) für die Ellenbogen-Endoprothese vor. Sie eignet sich somit nur für wenige ausgewählte Patienten, wie zum Beispiel alte Patienten, welche unter einer Arthrose des Ellenbogengelenkes leiden.

Unter klinischen Gesichtspunkten stellt ein Patient mit einem biologischen Alter unter 65 Jahren mit einer vollständigen Gelenkfraktur und verringerter Knochenmineraldichte den kritischen Problemfall dar. Dieser Patient ist einerseits zu jung und hat einen zu hohen Belastbarkeitsanspruch an einen primären endoprothetischen Gelenkersatz, andererseits bietet aber die momentane Standard-Osteosynthese unter diesen Voraussetzungen keine

optimal rigide innere Fixation der Frakturfragmente. An diesem Punkt stellt sich die klinisch relevante Frage, ob diese „Lücke“ der operativen Versorgung durch die Entwicklung und Evaluation neuer Implantate geschlossen werden kann.

4 MATERIAL UND METHODE

4.1 Begriffsdefinitionen

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten biomechanischen Begriffe der Stabilität eines Implantates oder eines Knochen-Implantat-Konstruktes werden häufig sowohl von Medizinern als auch von Ingenieuren verwendet. Die Auslegung der sich oft überkreuzenden und nicht immer übereinstimmenden Termini orientieren sich hier in Anlehnung an Perren (1992) an den medizinischen Begriffsdefinitionen. Bei der reinen Beschreibung mechanischer Bedingungen werden technische Definitionen nach Böge (1984) verwendet.

Stabilität

Die Stabilität ist ein Überbegriff, welcher die biomechanischen Eigenschaften eines Knochen-Implantat-Konstruktes beschreibt. Diese setzen sich aus der Steifigkeit [N/mm], der Festigkeit (Maximalbelastung in [N]) und dem Verhalten des Knochen-Implantat-Konstruktes bei zyklischer Dauerbelastung zusammen. Letzteres stellt die Hauptbelastung des Knochen-Implantat-Konstruktes bei postoperativer physiotherapeutischer Nachbehandlung dar und wird aus diesem Grund zur Beurteilung der Eignung einer Osteosynthese herangezogen.

Steifigkeit

Als Steifigkeit wird die elastische Verformung der geometrischen Struktur eines Körpers unter einer einwirkenden Kraft bezeichnet (Böge 1984). Sie wird in der Technik durch die Steigung der im Kraft-Weg-Diagramm entstehende Kurve beschrieben. Eine plastische Verformung des Knochen-Implantat-Konstruktes ist dazu nicht notwendig. Die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes wird durch die mechanischen Eigenschaften des beteiligten Implantationsmaterials, durch dessen Anordnung im Raum (Implantat-

Konfiguration), durch die Knochen-Implantat-Verankerung und die Kraftrichtung bestimmt.

Festigkeit

Die Festigkeit ist als die Grösse der Belastung in Newton definiert, bei welcher das Knochen-Implantat-Konstrukt durch Schraubenausriss, plastische Deformation. Bruch des Implantates oder des Knochens versagt. Sie stellt den mechanischen Widerstand dar, welchen das Knochen-Implantat-Konstrukt einer Einmalbelastung bis zum Versagen entgegenbringt. Die Testung der Festigkeit schliesst aufgrund des notwendigen Konstruktversagens nachfolgende biomechanische Tests aus.

Elastizität

Als Elastizität bezeichnet man die Eigenschaft eines Körpers, nach Entlastung in seine Ursprungslage zurückzukehren. In der Technik wird die Elastizität eines Konstruktes oder Materials durch ε ausgedrückt und gibt die Längenänderung zur Ursprungslänge des Körpers wieder.

Deformation

Die elastische (reversible) Deformation bezeichnet die Gesamtänderung einer geometrischen Körperstruktur, welche diese vom Zustand fehlender Belastung zum Zustand der Belastung erfährt. Kehrt die Körperstruktur bei Entlastung nicht komplett in die Ursprungslage zurück, wird die verbleibende Differenz zur Ursprungslage als plastische (irreversible) Deformation bezeichnet.

Settling

Das Settling beschreibt die Auslockerung des Implantates während der zyklischen Testung und stellt ein Mass für die irreversible Deformation dar. Im Graphen wird es durch den zunehmenden Abstand des Amplitudenbandes von der Ausgangslinie ersichtlich. Das Settling wird je nach durchgeführtem Test in Grad [°] oder Abstand [mm] angegeben.

Amplitude

Die Amplitude ist eine charakterisierende Grösse für eine Schwingung. Sie ist die Auslenkung einer physikalischen Grösse, zum Beispiel einer elektrischen Spannung, aus der Ruhelage (Nullpunkt) bis zu einem positiven oder negativen Wert. Die Amplitude wird in einer physikalischen Grösse angegeben, beispielsweise als Spannung [V], Weg [m] oder Temperatur [° Celsius] und hat mehrere Kriterien zur Bewertung (Spitzenamplitude, Spitzen-Spitzen-Amplitude u.a.). Während der zyklischen Testung ist die Amplitude ein Mass für die Steifigkeit und die elastische Deformation des Knochen-Implantat-Konstruktes. Ein Anstieg der Amplitude im Verlauf des zyklischen Tests bedeutet eine abnehmende Steifigkeit und vermehrte elastische Deformation des Knochen-Implantat-Konstruktes.

Kraft

Die Kraft [N] wird als das Produkt aus Masse und Beschleunigung definiert. Sie wirkt immer entlang einer Wirklinie (Vektor). Als resultierende Kraft bezeichnet man eine berechnete Ersatzkraft, welche die Summe mehrerer Einzelkräfte (Beträge und Orientierung) verkörpert. Um die Wirkung mehrerer Kräfte auf einen Körper darstellen zu können, ist die Kenntnis der resultierenden Kraft notwendig.

Vektor

Ein Vektor gibt die Orientierung einer Grösse (hier Kraft) im Raum an. Für die genaue Beschreibung einer Kraft ist neben der Kenntnis ihres Betrages immer auch die Orientierung im Raum entscheidend, welche durch den Vektor angegeben wird.

4.2 Knochen

Für die vorliegende Studie wurden acht humane, frische und nicht fixierte Oberarmknochen verwendet. Diese wurden nach der Bewilligung durch die Ethik-Kommission der Universität Leipzig im Pathologischen Institut der Universität Leipzig/ Deutschland entnommen. Nach Entfernung des Weichteilgewebes wurden die Knochenpräparate in Konservierungbeuteln luftdicht verpackt, mit Alter, Geschlecht und Seite beschriftet und bei -20°C tiefgefroren. Alle im AO Forschungsinstitut Davos eingetroffenen Oberarmknochen wurden in Zellulose eingepackt, mit Ringer-Laktat® Lösung (Firma Braun AG, Melsungen, Deutschland) benetzt, in Plastik eingeschweisst und anschliessend beschriftet. Sie wurden bei -20°C tiefgefroren gelagert und nur zur Osteotomie mit anschliessender Operation und zur Einbettung in die Kunststoffmasse kurzfristig aufgetaut. Vor Beginn der biomechanischen Testung wurden die Knochen-Implantat-Konstrukte mindestens zwölf Stunden bei sieben Grad Celsius im Kühlschrank vollständig aufgetaut. Ein Austrocknen der Knochenpräparate und eine damit verbundene mögliche Veränderung ihrer mechanischen Eigenschaften wurde durch die physiologische Kochsalzlösung verhindert. Von allen eingetroffenen Humeri wurden Röntgenbilder angefertigt und es wurde eine periphere quantitative Computer Tomographie (pQCT) durchgeführt, um ihre Knochenmineraldichte zu bestimmen.

4.3 Röntgen

Für die Stabilität der Knochen-Implantat Verankerung ist die knöcherne Struktur des distalen Humerus von grosser Bedeutung. Zum Ausschluss von früheren Knochenbrüchen oder pathologischen Veränderungen (Zysten, Tumoren) wurde von allen Knochen vor Aufnahme in das Projekt Röntgenbilder mit posterior-anteriorem und medio-lateralem Strahlengang angefertigt. Durch diese Wahl des Strahlenganges war stets der wichtigste Knochenbereich, das Capitulum, sehr nahe am Röntgenfilm und somit scharf abgebildet. Weitere Röntgenbilder (Strahlengang: posterior-anterior, medio-lateral, kranio-kaudal) wurden nach der Anbringung der Implantate, sowie als abschliessendes Kontroll-Röntgenbild nach der biomechanischen Testung angefertigt. Die Röntgenaufnahmen wurden mit einem Röntgen-Generator Esotron HF 50 (Firma Schweizer AG, Zürich, Schweiz) und einer Röntgen-Röhre Typ DX 96 H20 (Comet, Bern) durchgeführt. Alle Aufnahmen eines Knochens wurden bei 55 kV und 10 mAs auf einen 18 x 24 cm Film (Kodak IS-1, Eastman Kodak Company, Windsor, Colorado, USA) projiziert und mit dem Entwickler Optimax (E. Schweizer AG, Zürich, Schweiz) angefertigt. Eine optisch sichtbare Läsion galt als Ausschlusskriterium für den Knochen.

4.4 Messung der Knochenmineraldichte

Zur Ermittlung der Knochenmineraldichte (Bone Mineral Density BMD) wurde eine periphere quantitative Computer Tomographie mit dem Gerät Densiscan® 1000 (SCANCO Medical AG, Bassersdorf, Schweiz) durchgeführt. Bei der Messung rotieren Sender und Empfänger in der CT-Röhre um den Knochen. Alle 5 Grad wird die Abschwächung des Röntgenstrahles durch den Knochen gemessen. Aus diesen Daten wird vom Programm ein zweidimensionales Bild des Knochenquerschnittes erstellt. Um eine vergleichbare Positionierung der Schnitte zu gewährleisten, wurden die Knochen nach der humero-ulnaren Gelenkachse in der CT-Röhre positioniert.

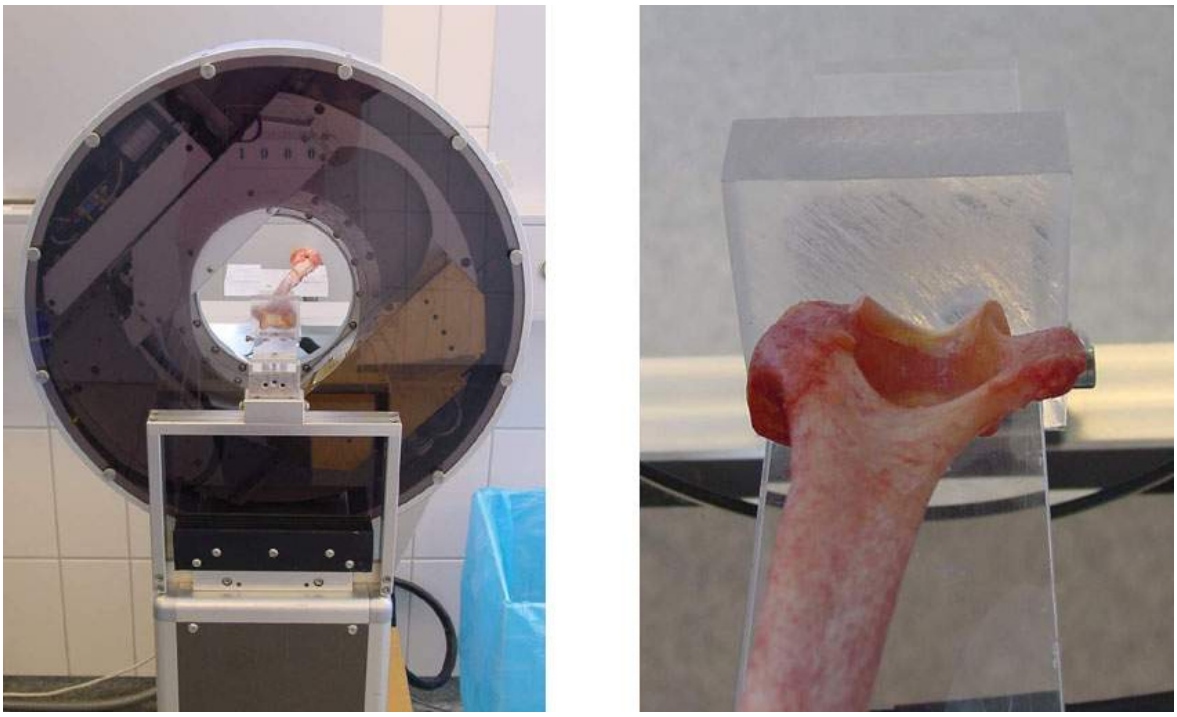

Abbildung 5: Übersicht und Ausrichtung des Oberarmknochens im pQCT-Gerät Densiscan® 1000.

Nach einem sogenannten „Scout View“ (Voransicht) wird an der distalen Gelenkfläche die Referenzlinie parallel zur humero-ulnaren Gelenkachse angelegt. Der erste Schnitt findet 5 mm proximal der Referenzlinie statt. Es folgen 15 weitere Schnitte mit einer Schichtdicke von 1 mm.

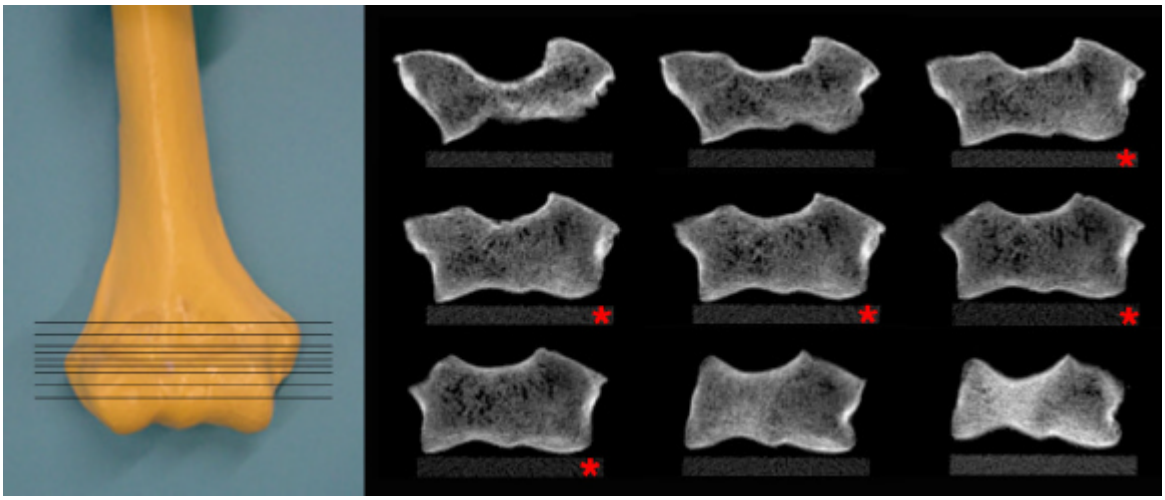

Abbildung 6: Beispiele verschiedener Querschnittansichten des distalen Humerus im pQCT (links oben = proximal, rechts unten = distal) bei unterschiedlicher Schnitthöhe (links am Knochenmodell eingezeichnet). Die fünf zur Ermittlung der trabekulären Knochenmineraldichte (BMD-Werte) ausgewählten Schnitte sind mit einem roten Stern gekennzeichnet.

Um die anatomische Varianz der verschiedenen Humerusknochen zu beachten, wurden aus diesen insgesamt 16 Schnitten jeweils diejenigen fünf Knochenquerschnitte mit der grössten Querschnittsfläche ausgewählt (Abbildung 6). Zur Bestimmung der trabekulären Knochenmineraldichte wurden die inneren 50 Volumen % dieser fünf Knochenquerschnitt-Scheiben mit einem Millimeter Stärke als ROI’s (region of interest) ausgewählt. Mit Hilfe einer vom Hersteller vorgegebenen Formel wurden aus den Graustufen der ROI im CT Bild der BMD-Wert des jeweiligen Schnittes in g/cm³ ermittelt. Der Mittelwert aus den fünf Schnitten ergab den endgültigen BMD-Wert des Knochens. Dieser gibt Auskunft über die trabekuläre Knochenmineraldichte am distalen Humerus.

4.5 Gruppenbildung

Bei allen am AO Institut Davos eingetroffenen Humeri (n = 110) wurde eine periphere quantitative Computer Tomographie angefertigt und somit die trabekuläre Knochenmineraldichte bestimmt (4.4 Messung der Knochenmineraldichte). So entstand eine Datenbank mit der Knochenmineraldichte von insgesamt 110 Oberarmknochen. Das Alter der Individuen der Gesamtgruppe betrug zum Todeszeitpunkt im Durchschnitt 73.8 Jahre (Minimum: 40, Maximum: 96 Jahre) und die Knochenmineraldichte im Median 0.2758 g/cm³ (Minimum 0.1042 g/cm³, Maximum 0.6076 g/cm³). Von diesen wurden die in der vorliegenden Arbeit verwendeten acht Oberarmknochen so ausgewählt, dass die mediane Knochenmineraldichte der Testgruppe die mediane Knochenmineraldichte der Gesamtgruppe um 12% unterschreitet (Abbildung 7). Die Knochenmineraldichte der acht Individuen der Testgruppe betrug im Median 0.2441 g/cm³ (Minimum: 0.1042 g/cm³, Maximum: 0.3618 g/cm³) und das Alter zum Todeszeitpunkt im Durchschnitt 73 Jahre (Minimum: 46, Maximum: 92 Jahre). Es handelte sich um 2 Präparate von männlichen (Alter zum Todeszeitpunkt im Durchschnitt: 67 Jahre) und 6 Präparate von weiblichen Individuen (Alter zum Todeszeitpunkt im Durchschnitt: 74.7 Jahre). Die Testgruppe repräsentiert dadurch das Patientenkollektiv mit der grössten Häufigkeit vollständiger Gelenkfrakturen des distalen Humerus: die Patientinnen im hohen Alter (über 65 Jahre) mit verringerter Knochenmineraldichte.

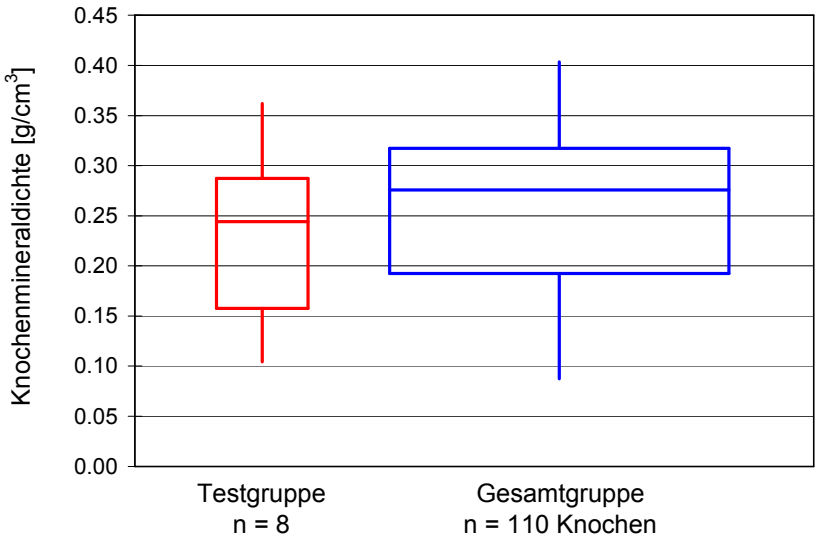

Abbildung 7: Boxplot der Testgruppe (rot) und der Gesamtanzahl der 110 gescannten Oberarmknochen (blau).

4.6 Frakturmodell

Für alle Knochen der Testgruppe wurde als Standard-Fraktur eine vollständige Gelenkfraktur des distalen Humerus mit einfacher Gelenkbeteiligung und metaphysärer Trümmerzone (entsprechend AO 13 C2.3) gewählt. Hierfür wurde bei allen Humeri an der breitesten Stelle der Fossa coronoidea und 5 mm proximal dazu eine zur humero-ulnaren Gelenkachse parallele Linie markiert. Durch diese beiden Linien und senkrecht zur Humerusschaftachse wurde mit einer Kreissäge (DIADISC® 5200, MUTRONIC Präzisionsgerätebau GmbH & Co, Rieden am Forggensee, Deutschland) ein standardisierter Frakturspalt (Gap) mit einer Höhe von 5 mm gesetzt. Mit einem 0.5 mm starken Sägeblatt wurden anschliessend die Kondylen am tiefsten Punkt der Trochlea-Einsenkung in sagittaler Richtung, senkrecht zur humero-ulnaren Gelenkachse durchtrennt.

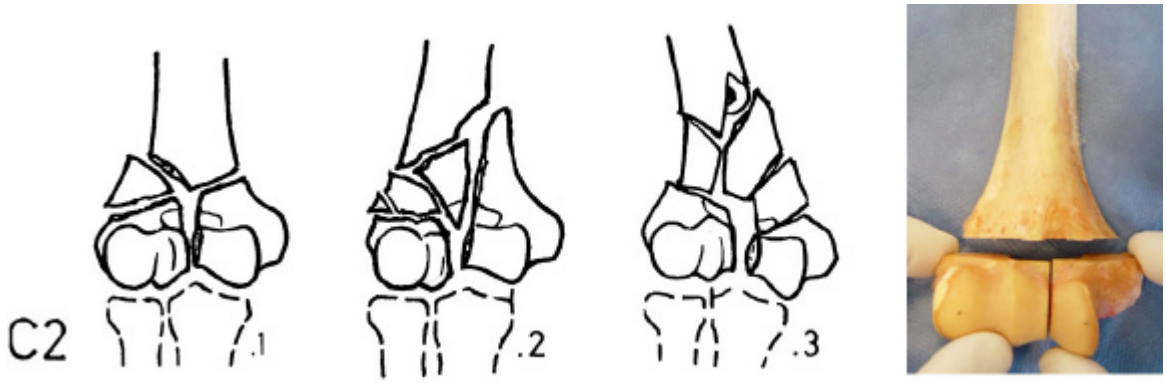

Abbildung 8: Untergruppierung der Frakturen des distalen Humerus mit einfacher Gelenkbeteiligung und unterschiedlichem Grad der metaphysären Trümmerzone (AO 13 C 2) [links]. Darstellung des verwendeten Frakturmodells mit einfacher Gelenkbeteiligung und ausgeprägter metaphysärer Trümmerzone (AO 13 C2.3) [rechts].

4.7 Implantate und Osteosynthese

Nach der Durchführung der Osteotomien wurde die Doppelplatten-Osteosynthese mit herkömmlichen 3.5 mm Rekonstruktionsplatten (Synthes) aus Reintitan, entsprechend der derzeitig verwendeten Standard-Osteosynthese bei Trümmerfrakturen des distalen Humerus, nach den AO Prinzipien durchgeführt. Aus Gründen der Standardisierung des Studienablaufes wurde postero-lateral eine Rekonstruktionsplatte mit sechs Schraubenlöchern (Länge 70 mm, Breite 10 mm, Höhe 3.5 mm) und medial eine Rekonstruktionsplatte mit sieben Schraubenlöchern (Länge 82 mm, Breite 10 mm, Höhe 3.5 mm, Abbildung 9) verwendet. Die interfragmentäre Kompression des Gelenkblockes wurde mit selbst schneidenden Kortikalisschrauben (Synthes) mit einem Durchmesser von 3.5 mm durchgeführt. Die Rekonstruktionsplatten wurden mit herkömmlichen Kortikalisschrauben (Synthes) mit einem Durchmesser von 3.5 mm befestigt.

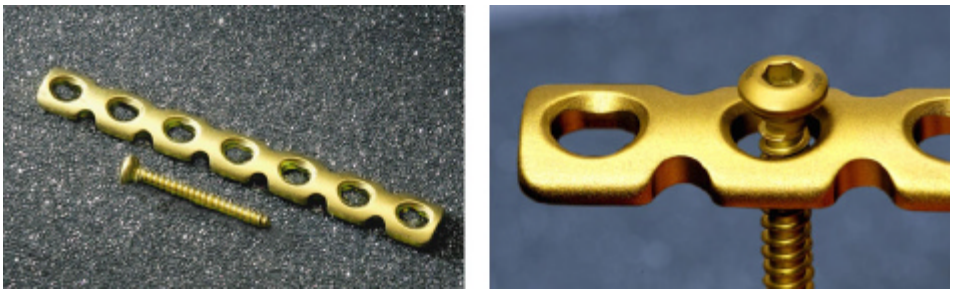

Abbildung 9: 3.5 mm Rekonstruktionsplatte mit 3.5 mm Kortikalisschraube (nicht selbstschneidend).

Alle Osteosynthesen wurden durch den Chirurgen Dr. med. Jan Korner (Klinik für Unfallchirurgie, Universität Mainz) mit Assistenz von Ivo Schuster durchgeführt. Der erste Schritt der Osteosynthese des distalen Humerus war die Rekonstruktion der Gelenkfragmente. Diese wurden anatomisch korrekt aneinander gesetzt. Der entstandene Gelenkblock wurde durch eine Repositionszange gehalten und temporär mit einem, in der humero-ulnaren Gelenkachse eingebrachten, Kirschner Draht fixiert. Da das laterale Fragment mehr Länge zur Schraubenverankerung bot, erfolgte die interfragmentäre Kompression durch eine, parallel zur humero-ulnaren Gelenkachse, ventral in die

Gelenkrolle eingebrachte Zugschraube von medial nach lateral (Abbildung 10). Um das AO Zugschraubenprinzip zu gewährleisten, wurde der Bohrkanal der Zugschraube medial des intraartikulären Frakturspaltes mit einem 3.5 mm Spiralbohrer (Synthes) und lateral des intraartikulären Frakturspaltes mit einem 2.5 mm Spiralbohrer (Synthes) angefertigt. Eine selbst schneidende Kortikalisschraube wurde eingebracht und mit einem Drehmomentschraubenzieher (Torqueleader RS Quickset, BRÜTSCH/ RÜEGGER AG Zürich, Schweiz) standardisiert mit 1.5 Nm angezogen. Nach Einbringen der Zugschraube zur interfragmentären Kompression wurde dorsal im Gelenkblock, nach Vorbohrung mit dem 2.5 mm Spiralbohrer eine Stellschraube eingebracht und ebenso mit einem Drehmoment von maximal 1.5 Nm angezogen. Anschliessend wurde der Kirschner Draht entfernt.

Der rekonstruierte Gelenkblock wurde nun gemeinsam mit einer 5 mm starken Kunststoff-Abstandsscheibe am Humerusschaft mit zwei Kirschner Drähten temporär fixiert (Abbildung 10). Die Rekonstruktionsplatte mit sieben Schraubenlöchern wurde medial und diese mit sechs Schraubenlöchern postero-lateral (90°-Konfiguration) mit speziellen Plattenbiegezangen anmodelliert. Die Rekonstruktionsplatten wurden nach den Empfehlungen von Jupiter und Morrey (1993) sowie McKee und Jupiter (2003) möglichst weit nach distal angeformt. Alle Bohrkanäle wurden mit 2.5 mm Spiralbohrer (Synthes) vorgebohrt und proximal des suprakondylären Frakturspaltes wurde das Gewinde mittels 3.5 mm Gewindeschneider (Synthes) vorgeschnitten. Aus Gründen der Standardisierung wurden alle Platten proximal mit drei bikortikal verankerten Schrauben angebracht. Das distale Konstrukt bot bei beiden Rekonstruktionsplatten nur Platz für je zwei Schrauben, welche monokortikal subchondral verankert wurden, um eine Penetration in den Gelenkspalt auszuschliessen. Nach fertig gestellter Doppelplatten-Osteosynthese wurden die Kirschner Drähte und die 5 mm Kunststoffscheibe entfernt. Abschliessend wurden ventral überstehende Schrauben der proximalen Verankerung mit einer Eisensäge manuell abgetrennt.

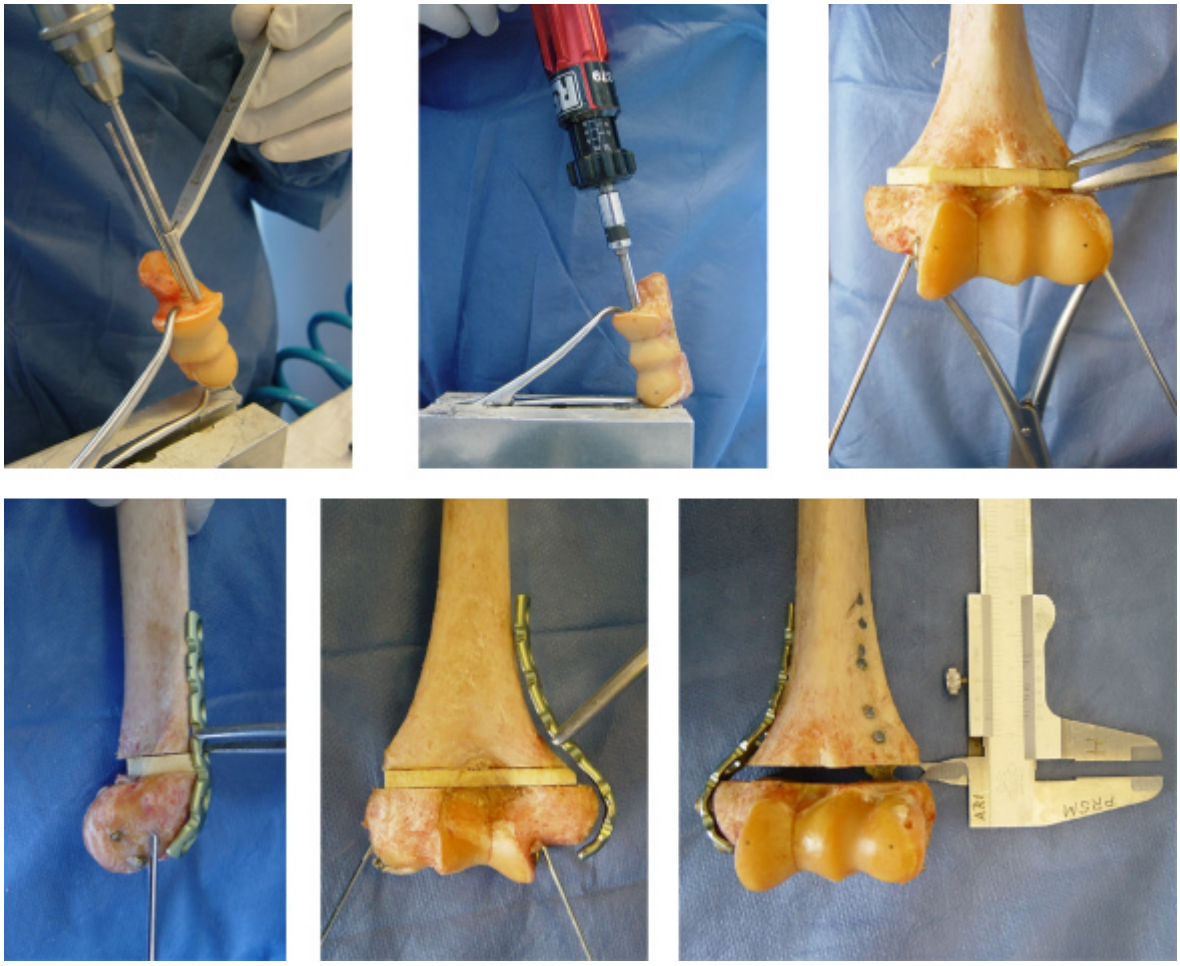

Abbildung 10: Operationstechnik: Vorbohrung für die Zugschraube nach anatomisch korrekter Repositionierung und temporärer Fixation des Gelenkblockes durch eine Repositionszange und einen Kirschner Draht (oben links). Standardisierte interfragmentäre Kompression durch Festziehen der Zugschraube mit 1.5 Nm durch einen Drehmomentschraubenzieher (oben mittig). Temporäre Fixation des Gelenkblockes und einer 5 mm starken Kunststoff-Abstandsscheibe am Humerusschaft durch zwei Kirschner Drähte (oben rechts). Anmodellieren der postero-lateralen und der medialen Rekonstruktionsplatte durch spezielle Plattenbiegezangen (unten links und unten mittig). Abgeschlossene Doppelplatten-Osteosynthese mit zwei 3.5 mm Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration und suprakondylärem Frakturspalt von 5 mm Höhe (unten rechts).

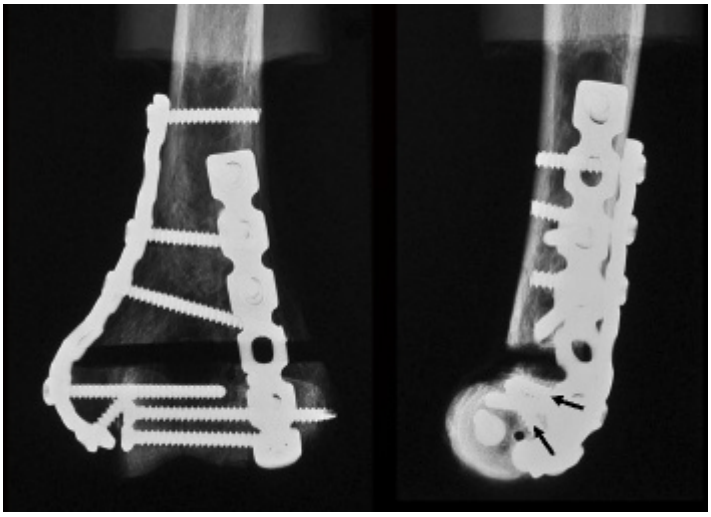

Abbildung 11: Schraubenplatzierung: Proximal des suprakondylären Frakturspaltes wurden je Rekonstruktionsplatte drei Kortikalisschrauben bikortikal verankert. Distal des suprakondylären Frakturspaltes wurden je zwei Kortikalisschrauben pro Rekonstruktionsplatte eingebracht (Schrauben der postero-lateralen Rekonstruktionsplatte sind mit einem schwarzen Pfeil markiert) sowie zwei Schrauben zur interfragmentären Kompression.

4.8 Einbettung (Potting)

Um eine problemlose Positionierung und Kraftübertragung von der Material Testmaschine MTS Bionix 858 auf das Knochen-Implantat-Konstrukt zu gewährleisten, wurden die Knochen nach erfolgter Osteosynthese proximal eingebettet. In einer Haltevorrichtung (Stativplatte und Universalklemme aus Stahl, Firma Bochem Laborbedarf, Wellburg, Deutschland), welche eine Ausrichtung des Knochens in allen Richtungen zuliess, wurde der Knochen in der Frontalebene parallel zur humero-ulnaren Gelenkachse und in der Sagittalebene senkrecht zur Humerusschaftachse ausjustiert. Beides erfolgte mit Hilfe eines rechten Winkels (Abbildung 12). Als Einbettform diente ein Zylinder (Chrom-Nickel-Stahllegierung, Innendurchmesser 44 mm, Höhe 65 mm). Die ausgerichteten Knochen wurden proximal so tief in diesen Zylinder versenkt, dass der Abstand von der humero-ulnaren Gelenkachse bis zum Beginn des Zylinders 75 mm betrug. Bei diesem Abstand wurde keine der Rekonstruktionsplatten von der Einbettmasse bedeckt. Das Anrühren der Einbettmasse, Zweikomponenten-Acryl-Kunststoff (Beracryl, W. Troller AG, Fulenbach, Schweiz), wurde an einem Arbeitsplatz mit Abluft-Abzugshaube durchgeführt (Verhältnis flüssiges Monomer und Pulver 50:50, mittlere Viskosität). Nach

erneuter Kontrolle der Knochen-Ausrichtung wurde das Beracryl in den Einbettzylinder gegossen. Die Aushärtungszeit betrug zwanzig Minuten, die Zeit bis zur Abkühlung auf Raumtemperatur drei Stunden.

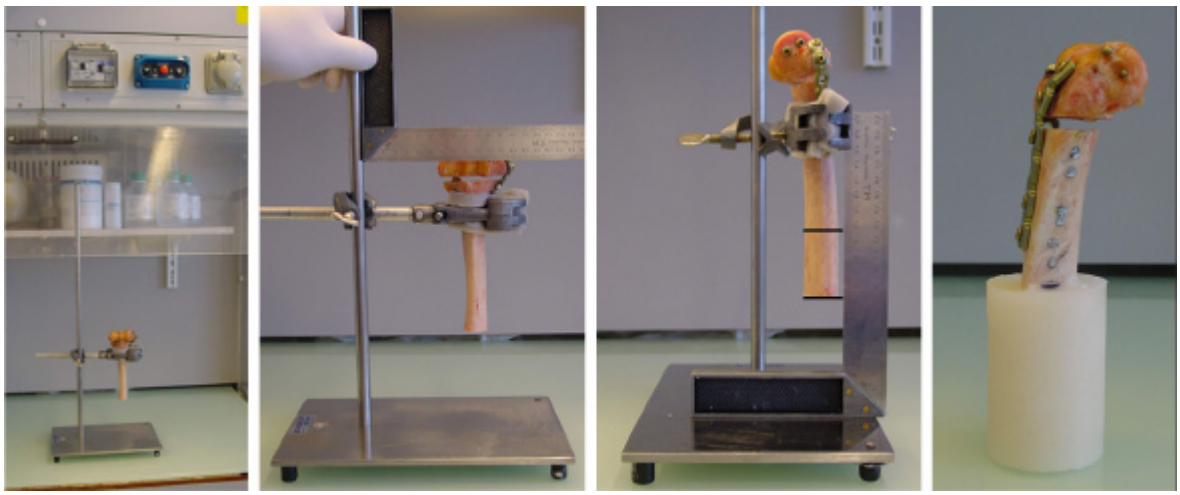

Abbildung 12: Übersicht des Arbeitsplatzes mit Abzugshaube (links). Die Ausrichtung des Knochen-Implantat-Konstruktes erfolgt zum einen nach der humero-ulnaren Gelenkachse (Mitte links) und zum anderen nach der Humeruslängsachse (erkennbar am proximalen Teil des distalen Humerus (Mitte rechts)). Durch die Anatomie des distalen Humerus, welcher im Vergleich zur Humeruslängsachse nach ventral divergiert, erscheint der eingebettete Testknochen in der Ansicht von lateral leicht nach ventral geneigt (rechts).

4.9 Entwicklung der Testvorrichtung

Nach den Arbeiten von Friedrich Pauwels (1963) wirkt bei senkrecht gehaltenem Oberarm während der Armbeugung von der Streckstellung (Beugewinkel $\Psi = 6°$) zur Beugestellung ($\Psi = 136°$) eine gesamtresultierende Kraft R am distalen Humerus. Die Radiuskomponente der gesamtresultierenden Kraft hat in Streckstellung ($\Psi = 6°$) eine longitudinal-proximale Richtung mit $\Phi = -6°$ nach dorsal zur Humerusschaftachse. In der Beugestellung des Armes ($\Psi = 136°$) verläuft die Radiuskomponente von anterior-proximal nach posterior-distal mit $\Phi = -136°$ nach dorsal zur Humerusschaftachse. Die Art der Artikulation zwischen Caput radii und Capitulum humeri führt dazu, dass der am Capitulum wirkende Kraftvektor stets in Richtung der Radiusachse verläuft. Er steht senkrecht auf der Gelenkfläche des Capitulum und verläuft durch die humero-ulnare Gelenkachse. Die

Unlakomponente der gesamtresultierenden Kraft hat in Streckstellung des Armes ($\Psi = 6°$) eine longitudinal-proximale Richtung mit $\Phi = 17°$ nach ventral zur Humerusschaftachse. In Beugestellung ($\Psi = 136°$) verläuft sie von anterior-distal nach posterior-proximal mit $\Phi = -38°$ nach dorsal zur Humerusschaftachse. Ihr Kraftvektor steht ebenso senkrecht auf der Gelenkfläche der Trochlea-Einsenkung und verläuft durch die humero-ulnare Gelenkachse.

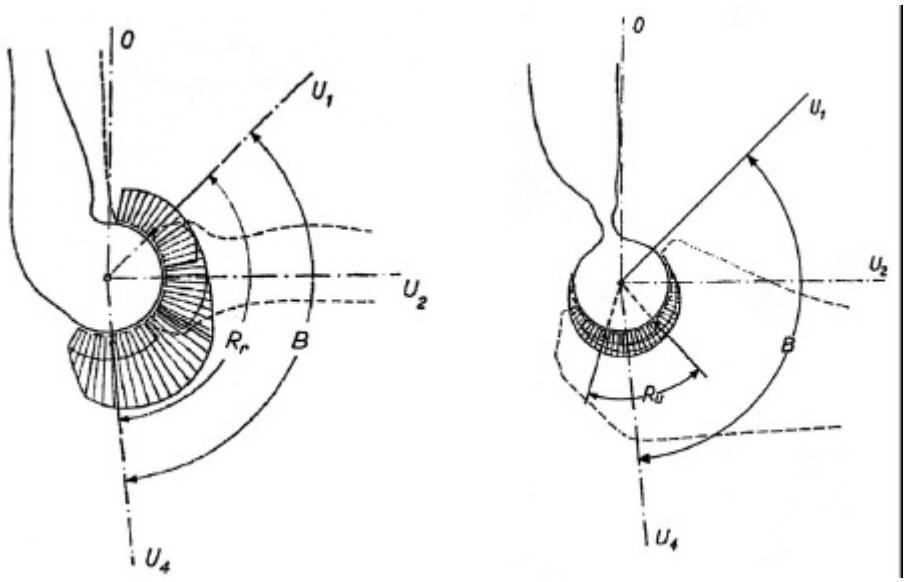

Abbildung 13: Nach Friedrich Pauwels (1963): Spannungsverteilung am Gelenkknorpel und Richtung der Radius- bzw. Ulnakomponente der gesamtresultierenden Kraft R am distalen Humerus bei verschiedenen Beugewinkeln im Ellenbogengelenk. Links: Capitulum humeri. Rechts: Trochlea humeri. O: senkrechte Oberarmachse; U1 bis 4: Position der Unterarmachse in verschiedenen Beugestellungen; Rr: Wirkungsbereich der Radiuskomponente der gesamtresultierenden Kraft R, Ru: Wirkungsbereich der Ulnakomponente der gesamtresultierenden Kraft R; B: Bewegungsumfang des Unterarms (hier: Streckstellung U4 mit $\Psi = 6°$ bis Beugestellung U1 mit $\Psi = 136°$).

Die Grösse der am distalen Humerus einwirkenden Kraft ist abhängig von der Gewichtskraft des Unterarms (Eigengewicht plus ein in der Hand gehaltenes Gewicht). Auf die Ermittlung der im Test verwendeten Grösse der eingeleiteten Kraft geht das Kapitel 4.10 (Pilotstudie zur Ermittlung des Lastniveaus) näher ein. Die Druckverteilung zwischen Capitulum und Trochlea-Einsenkung steht nach Halls und Travill (1964) sowie Morrey (1993) im Verhältnis 60 zu 40. Auch nach Pauwels (1963) ist die Beanspruchung des Humeroradialgelenkes grösser als diese des Humeroulnargelenkes (Abbildung 13).

Die Abbildung 14 zeigt die geplanten Grössenverhältnisse und die geplante Orientierung der Kraftvektoren am Capitulum und in der Trochlea-Einsenkung, welche bei zyklischer Dauerbelastung im dynamischen Test appliziert werden sollen. Diese stellen die Flexionsbelastung am distalen Humerus dar, welche bei der Beugung des gestreckten Armes ($\Psi = 6°$) am distalen Humerus stattfindet. Die Grundlage dieser eingeleiteten Kräfte basiert auf den Theorien und Rechnungen von Friederich Pauwels (1963)(Abbildung 13).

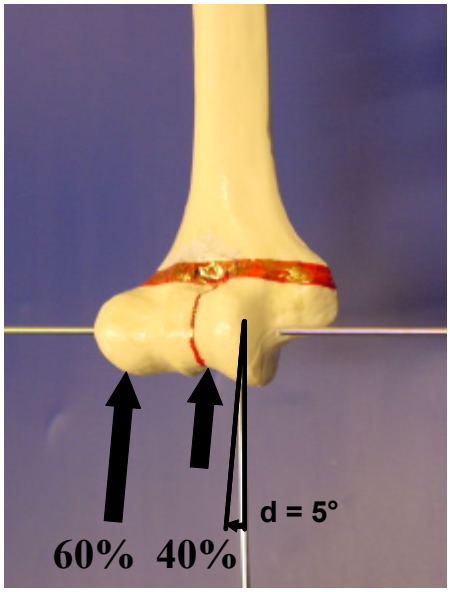

Abbildung 14: Skizze der geplanten Krafteinleitung im zyklischen Test unter Flexionsbelastung. Grössenverhältnisse und Orientierung der Kraftvektoren am Modellknochen mit eingezeichneter AO 13 C2.3-Fraktur. Der Winkel d beschreibt den Winkel der eingeleiteten Kräfte zur Humeruslängsachse bei Ansicht in der Sagittalebene. Er beträgt 5°.

Im Folgenden wird beschrieben, welche technischen Hilfsmittel notwendig waren, um diese Vorstellungen in der Testvorrichtung umzusetzen.

Der jeweilige Testknochen wurde am eingebetteten Ende in der Haltevorrichtung am Druckstempel der Prüfmaschine (MTS Bionix 858) fixiert. Die biaxiale Prüfmaschine kann eine Axial- oder Torsionsbewegung ausführen. Bei den durchgeführten Testungen wurde der Stempel der Testmaschine stets in axialer Richtung belastet. Durch die verschiebbare sowie schwenkbare Haltevorrichtung am Druckstempel wurde eine Krafteinleitung in verschiedenen Winkeln am distalen Humerus ermöglicht (siehe Abbildung 19).

Die gewünschte Druckverteilung zwischen Capitulum und Trochlea-Einsenkung im Verhältnis 60 zu 40 wurde durch eine Wippe realisiert. Senkrecht zur Wippenachse verschiebbare Stempel wurden auf der Wippe so justiert, dass der Abstand Capitulumstempel/ Trochleastempel zum Wippenzentrum das Verhältnis 40 zu 60 ergab. Der kleinere Hebelarm erzeugte eine grosse Kraftübertragung auf das Capitulum und der grosse Hebelarm eine kleinere Kraftübertragung auf die Trochlea-Einsenkung.

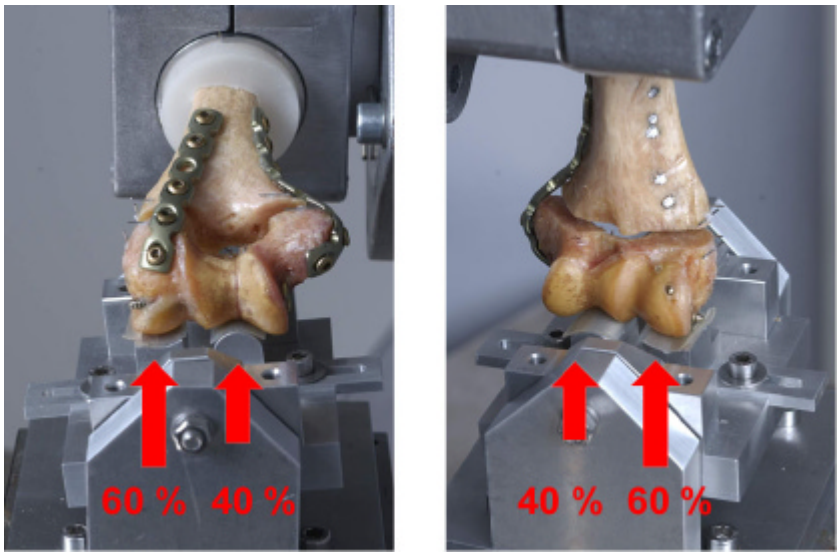

Abbildung 15: Durch die Wippe realisierte Druckverteilung zwischen Capitulum und Trochlea-Einsenkung von 60% zu 40% bei der Krafteinleitung unter Extensionsbelastung (links, Ansicht von dorso-kaudal) und unter Flexionsbelastung (rechts, Ansicht von ventral).

Durch die verschiebbaren Stempel konnte auf die anatomische Varianz der verschiedenen Testknochen (der Abstand zwischen Capitulum und Trochlea-Einsenkung war häufig unterschiedlich) eingegangen werden. Die Oberfläche der Stempel wurde nach den mittleren Capitulum-Radien und Trochlea-Einsenkungs-Radien der Knochen der Testgruppe angefertigt. Um punktuelle Druckspitzen auf der Gelenkfläche zu verhindern, wurde auf die Stempel ein 0.5 mm starkes Silikonplättchen aufgeklebt.

Oberhalb der Wippenachse wurde auf die Wippe ein Ausgleichsgewicht geschraubt. Dieses hielt das Drehmoment, welches durch das Wippeneigengewicht an der Wippenachse entstand, weitgehend neutral (siehe Versuchsaufbau in Abbildung 21).

Die biaxiale Testmaschine MTS Bionix 858 belastete bei den durchgeführten Testungen stets in senkrechter Richtung. Sie drückte von oben nach unten auf die Lastzelle der Maschine. Dazwischen befand sich oben die Haltevorrichtung mit dem ausgerichteten Knochen und unten die Lastzelle mit der Wippe. Die bei Belastung entstehenden Querkräfte am Knochen-Implantat-Konstrukt wurden durch einen XY-Tisch neutralisiert. So wurde sichergestellt, dass nur in der geforderten Richtung eine Kraft eingeleitet wurde.

Abbildung 16: Übersicht der Testmaschine MTS mit schwenk- und verschiebbarer Haltevorrichtung für den Testknochen (oben) und Lastzelle mit XY-Tisch und Wippe (unten). Die beiden Kameras des zweidimensionalen optischen Messsystems sind rechts zu sehen.

4.10 Pilotstudie zur Ermittlung des Lastniveaus

Anhand den Ergebnissen der Vorversuche mit drei Humerusknochen mit höherer Knochenmineraldichte als der Median der Gesamtgruppe (Vorversuchsknochen 1 = 0.3122 g/cm^3, Vorversuchsknochen 2 = 0.3347 g/cm^3, Vorversuchsknochen 3 = 0.2820 g/cm^3, Median der Gesamtgruppe = 0.2758 g/cm³) wurde die Grösse der eingeleiteten Kraft für den statischen sowie für den zyklischen Test festgelegt.

Der erste Vorversuchsknochen wurde in Flexionsbelastung bis zum Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes belastet (Abbildung 17). Die erste Abweichung von der Linearität der Kraft-Weg-Kurve fand ab 150 N statt und signalisierte dadurch die erste irreversible Veränderung des Knochen-Implantat-Konstruktes. Der erste Schraubenausriss trat bei 335 N auf. Im Bereich bis 50 N Belastung war die Kraft-Weg-Kurve linear.

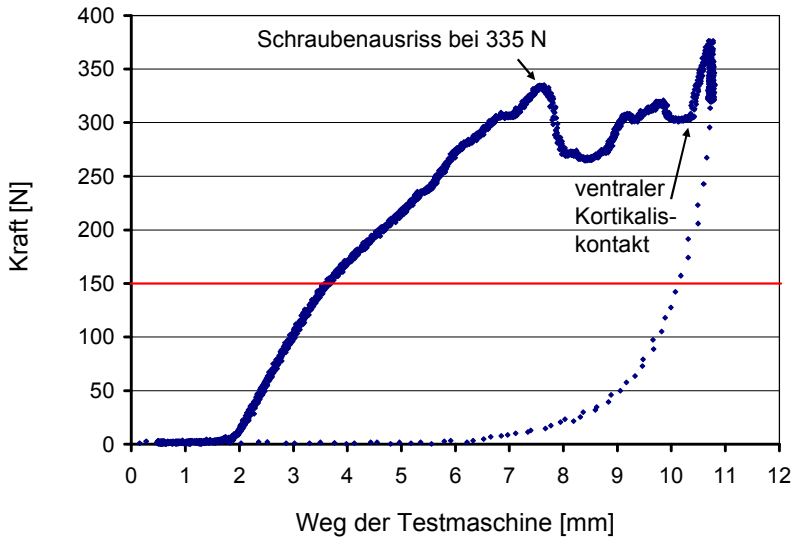

Abbildung 17: Kraft-Weg-Kurve des ersten Vorversuchsknochens unter Flexionsbelastung. Der Weg der Testmaschine wurde stetig gesteigert bis zum Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes durch ventralen Kortikaliskontakt. Bis 150 N verlief die Kraft-Weg-Kurve linear und der erste Schraubenausriss fand bei 335 N statt.

Um in diesem linearen Bereich der Kraft-Weg-Kurve zu bleiben, wurde für die Testung der Steifigkeit eine maximale Kraft von 50 N gewählt. Dadurch konnte eine plastische

Deformation des Knochen-Implantat-Konstruktes im statischen Test ausgeschlossen werden. Für die Errechnung der Steifigkeit wurde das Intervall von 20 N bis 40 N verwendet. Es war das Ziel der Testmethodik ein Versagen nach zyklischer Dauerbelastung nachzustellen und nicht die einfache Überbelastung zu demonstrieren. Daher wurde die Grösse der eingeleiteten Kraft für den zyklischen Test unter Flexionsbelastung, weit unterhalb der Kraft des beobachteten Schraubenausrisses bei 335 N, auf 150 N festgelegt. Bei einem Unterarmeigengewicht von 1.5 kg und der Verzehnfachung dieser an der Hand wirkenden Gewichtskraft bei der Kraftübertragung auf den distalen Humerus, ergibt sich theoretisch ebenso eine wirkende Kraft von 150 N (15 N x 10 = 150 N).

Der zweite Vorversuchsknochen wurde in Extensionsbelastung bis zum Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes belastet (Abbildung 18). Bis 50 N konnte die Linearität der Kraft-Weg-Kurve bestätigt werden und die erste Abweichung fand bei 70 N statt. Daher wurde auch unter Extensionsbelastung die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes im Intervall von 20 N bis 40 N berechnet und eine maximale Kraft von 50 N eingeleitet.

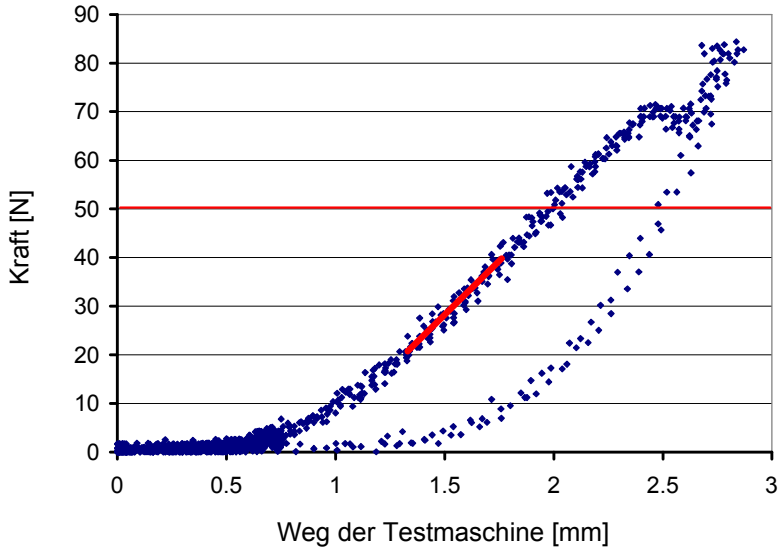

Abbildung 18: Kraft-Weg-Kurve des zweiten Vorversuchsknochens unter Extensionsbelastung. Es zeigte sich eine Linearität der Kraft-Weg-Kurve bis zur Kraft von 50 N. Aus der Steigung der rot markierten Strecke wurde im Intervall von 20 N bis 40 N die Steifigkeit errechnet.

Der dritte Vorversuchsknochen wurde mit den gewählten Kräften in Flexions- und Extensionsrichtung belastet. Dabei wurden die Ergebnisse der ersten beiden Vorversuchsknochen reproduziert und die gewählten Kräfte somit bestätigt.

4.11 Lastfälle

Es wurden folgende drei Lastfälle mit der Materialprüfmaschine (Material Testsystem MTS Bionix 858) durchgeführt: Messung der Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes in Extensionsbelastung und in Flexionsbelastung, sowie Beurteilung der Knochen-Implanat-Verankerung im zyklischen Test unter Flexionsbelastung.

Der Testknochen wurde bei Testbeginn nach der humero-ulnaren Gelenkachse ausgerichtet und in der Haltevorrichtung befestigt. Diese wurde beim rechtsseitigen Testknochen bei der Extensionbelastung um 85°, bei der Flexionsbelastung um 5° zur Senkrechten im Uhrzeigersinn gedreht und festgezogen. Beim linksseitigen Testknochen (siehe Abbildung 19) wurde die Haltevorrichtung um den gleichen Winkel, allerdings gegen den Uhrzeigersinn, gedreht und festgezogen.

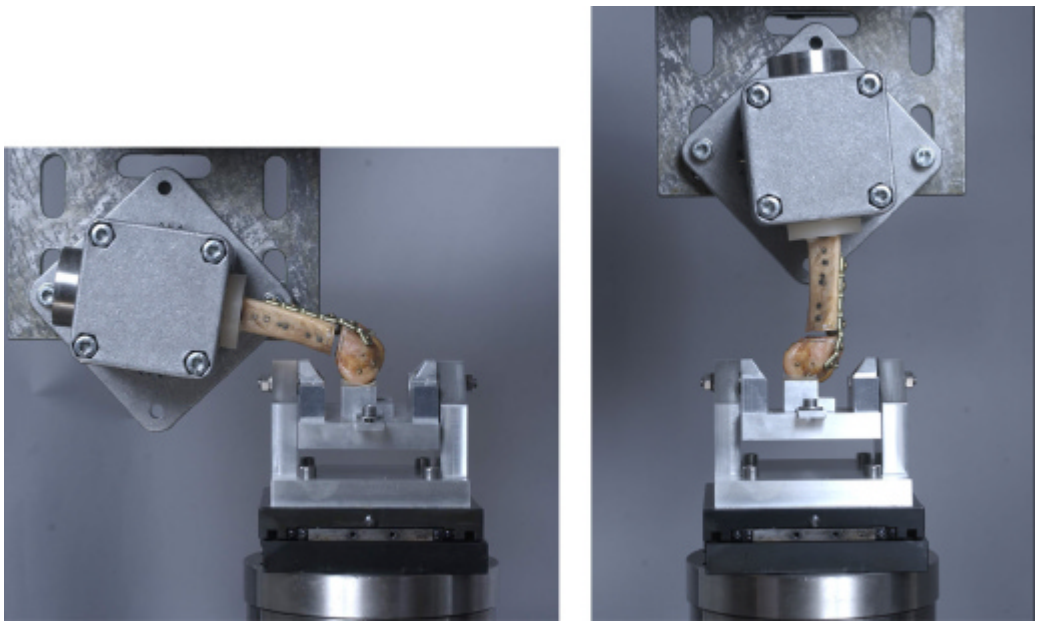

Abbildung 19: Testknochen unter Extensionsbelastung im statischen Test (links). Testknochen unter Flexionsbelastung im statischen Test mit anschliessendem zyklischen Test (rechts). Zur Übersichtsaufnahme der Testmaschine siehe Abbildung 16.

Die beiden statischen Tests wurden weggeregelt und mit einer Absenkungsgeschwindigkeit der Prüfmaschine von 0.1 mm/ sec durchgeführt. Durch die Wippe wurde die eingeleitete Kraft von maximal 50 N im Verhältnis 60% Capitulum und 40% Trochlea-Einsenkung aufgeteilt. Bei Entlastung ist die Prüfmaschine mit 1 mm/ sec auf die neutrale Wegposition zurückgefahren. Aus den von der Prüfmaschine aufgezeichneten Kurven (Kraft über die Zeit und Dislokation über die Zeit) wurde die Kraft-Weg-Kurve erstellt. Die Steigung der linearen Kurve im Kraft-Weg-Diagramm stellt die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes in N/mm dar und wurde im Bereich 20 N bis 40 N berechnet.

Der zyklische Test unter Flexionsbelastung fand unmittelbar im Anschluss an den statischen Test statt. Der Winkel der eingeleiteten Kraft und die Druckverteilung an der Gelenkfläche blieben gleich. Der zyklische Test in Flexionsbelastung wurde kraftgeregelt durchgeführt. Die Grösse der durch die Wippe eingeleiteten Kraft betrug maximal 150 N und minimal 15 N (entsprechend einer Restbelastung von 10%). Es wurden 5000 Zyklen mit einer Frequenz von 1 Hz (Zyklus 1-30: 0.5 Hz, Zyklus 31-5000: 1 Hz) durchgeführt. Die Anzahl der Zyklen wurde aus der Annahme hergeleitet, dass ein aktiver Mensch, nach Beginn der postoperativen Physiotherapie, in den ersten fünf Wochen der Knochenheilung zwölf Stunden am Tag alle fünf Minuten den Arm beugt (12/Stunde, 144/Tag, 1008/Woche 5040/5 Wochen). Das manuell ausgeführte Abstellkriterium während des zyklischen Tests war der ventrale Kortikaliskontakt. Nach 5000 Zyklen stoppte die Prüfmaschine.

4.12 Versagensdefinitionen

Ein Knochen-Implantat-Konstrukt wurde als „versagt“ beurteilt, sobald es eine der von uns vorgegebenen Versagensdefinitionen erreicht hatte.

Definition des Versagens:

a) Ein Schraubenausriss der distalen, lateralen Kortikalisschraube von mindestens 1,25 mm (entsprechend der Höhe einer Gewindesteigung einer 3,5 mm Kortikalisschraube) galt als Versagen der Knochen-Implantat-Verankerung.

b) Bei einer tolerierten Frakturspaltbewegung von bis zu zwei Millimetern und einer durchschnittlichen posterior-anterioren Ausdehnung des Frakturspaltes von 25 mm, errechnet sich ein Frakturspalt-Winkel α von 4.57°. Im Folgenden wurde ein Winkel α (Winkel zwischen distalem Fragment und Humerusschaft bei Ansicht in der Sagittalebene, siehe Abbildung 20) von über 5° als Versagensgrenze definiert. Die Grundlage dieser zweiten Versagensgrenze sind die Berechnungen der Frakturspaltbewegung und der davon abhängigen Knochenbruchheilung (Perren 2001b, Claes et al. 1997, Perren 1992, Goodship und Kenwright 1985).

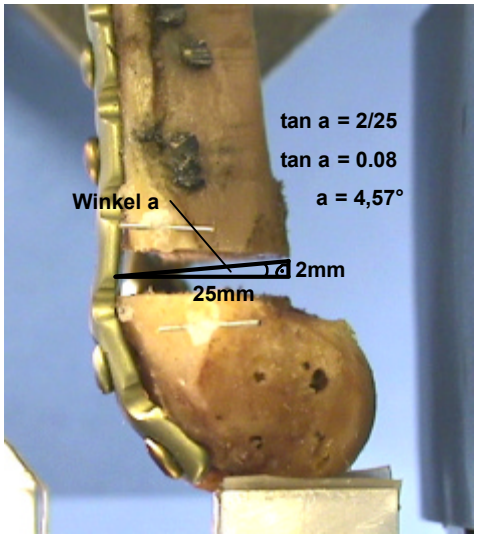

Abbildung 20: Der Winkel a stellt den Winkel zwischen distalem Fragment und Humerusschaft bei Ansicht in der Sagittalebene dar. Die Winkelberechnung zur Versagensdefinition ergibt auf der Grundlage einer tolerierten Frakturspaltbewegung von 2 mm in axialer Richtung einen maximal zulässigen Winkel von 5°.

c) Für den Fall, dass es bereits während des zyklischen Tests zum ventralen Kortikaliskontakt kommet, wird dies als Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes definiert und die Prüfmaschine wird manuell gestoppt. Der Kortikaliskontakt wird durch ein während der Entlastungsphase in den Frakturspalt eingebrachtes Blatt Papier geprüft. Ist dieses unter Belastung nicht mehr herauszuziehen, gilt der Kortikaliskontakt als gesichert.

Weitere Versagenskriterien sind ein Implantat- oder Knochenbruch, ein laterales Abkippen des Gelenkblockes (Winkel $\varphi > 10°$), eine Öffnung des intraartikulären Frakturspaltes (Winkel > 5°) oder eine intraartikuläre Stufenbildung über 1 mm.

4.13 Datenerfassung und Datenauswertung

Die Datenaufnahme und –archivierung der Absolutbewegungen (Absenkung der MTS) erfolgte in allen Lastfällen durch das Messdatenerfassungs-System ADwin gold V3.2 (Jäger computergesteuerte Messtechnik GmbH, 64653 Lorch, Deutschland). Die Analyse, Auswertung und graphische Darstellung erfolgte mit dem Mathematik- und Statistikprogramm Matlab (Firma The Math Works, USA) und Microsoft Excel.

Zu jedem getesteten Knochen wurde ein Testprotokoll angefertigt. Alle mechanischen Testungen wurden durch eine Videokamera (Digital Video Camera Recorder DCR-PC 120 E, Sony) aufgezeichnet. Die Relativbewegungen zwischen den verschiedenen Fragmenten wurden durch zwei um 90° zueinander versetzte Kameras (Kappa, Typ CF 15DSP RGB, Ansicht von lateral und dorsal) aufgezeichnet. Das Programm Axio Vision® 3.1 (Carl Zeiss GmbH, München, Deutschland) ermöglichte die Archivierung der Bilder und die spätere digitale Bildanalyse. Um die gewünschten Winkel und Abstände genau ausmessen zu können, wurde auf den jeweiligen Testknochen mit Sekundenkleber ein Markersystem (durchtrennte Stecknadeln) aufgeklebt.

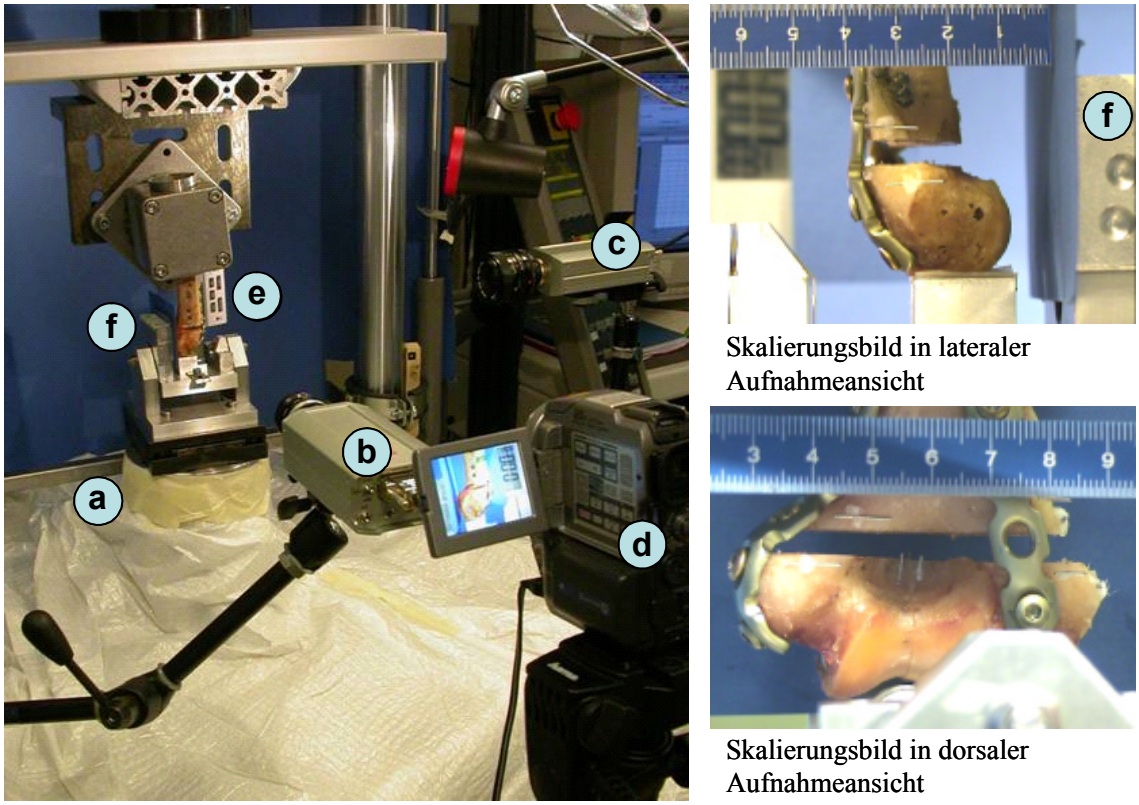

Abbildung 21: Übersicht Versuchsaufbau: a) Prüfmaschine mit Haltevorrichtungen und Testknochen, b) Aufnahmeansicht von lateral, c) Aufnahmeansicht von dorsal, d) Videokamera, e) Synchronisationsuhr, f) Ausgleichsgewicht auf der Wippe.

Vor Beginn des zyklischen Tests wurde ein Skalierungsbild angefertigt (siehe Abbildung 21). Mit der Software Axio Vision® 3.1 konnte damit später ein Skalierungsfaktor errechnet werden und ein Massstab angegeben werden. Während des zyklischen Tests wurde der Zeitpunkt des Bildaufnahmevorganges durch ein 10 Volt Triggersignal des Material Testsystems an beide Axio Vision® Computer gesteuert. Es wurden in beiden Ansichten Bilder bei der Belastung 2 N, 50 N, 150 N (erster Zyklus), 150 N (beim Zyklus 3, 10, 30, 100, 300, 600, 1000, 1500, 2000, 2500, 3000, 4000, 5000) und in Entlastung nach der zyklischen Testung angefertigt.

Folgende fünf Bilder des Testknochens im zyklischen Test wurden ausgewertet: je ein Bild in beiden Ansichten mit der Belastung 2 N, 50 N, 150 N (erster Zyklus), 150 N (nach 5000 Zyklen) und bei neutraler Kraft nach Ende des Tests. Versagte das Knochen-Implantat-Konstrukt vor dem Durchlaufen der 5000 Zyklen, wurde das erste Bild nach Versagen ausgewertet. Die ausgemessen Kriterien sind in Abbildung 22 dargestellt.

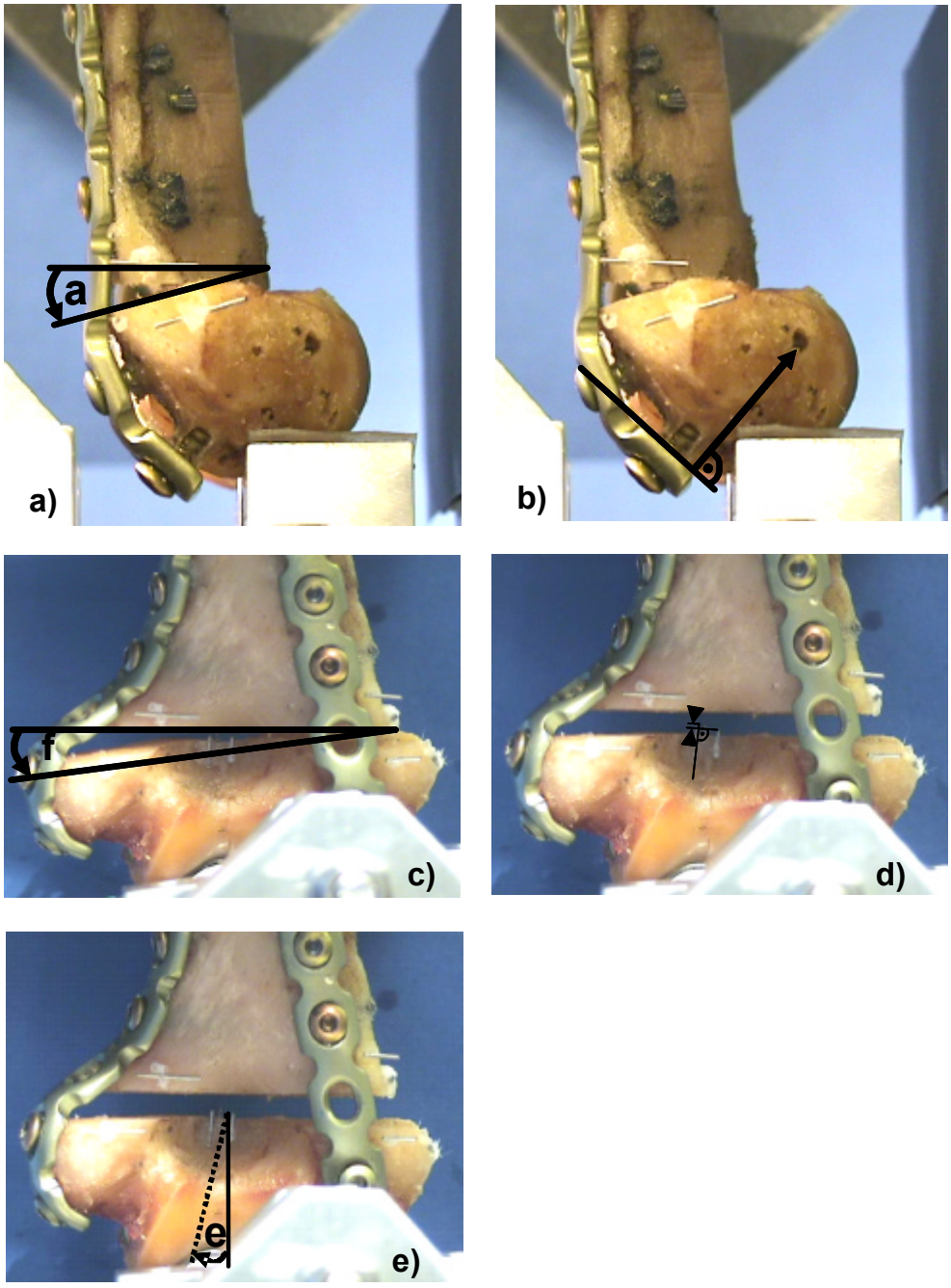

*Abbildung 22: Ausgemessene Grössen mit dem zweidimensionalen Messsystem anhand der aufgeklebten Marker (durchtrennte Stecknadeln): a) Winkel **a** des Frakturspaltes in seitlicher Ansicht; b) Ausriss der distalen, lateralen Schraube am Capitulum; c) Winkel **j** des Frakturspaltes in dorsaler Ansicht; d) Gegenseitige Verschiebung der beiden distalen Fragmente in longitudinaler Richtung; e) Winkel **e** zwischen dem medialen und lateralen Frakturfragement des Gelenkblockes.*

Der Messfehler bei der Datenauswertung betrug für Winkelmessungen ± 0.075° und für die Messung von Abständen ± 0.1 mm.

5 ERGEBNISSE

5.1 Statische Testung unter Extensions- und Flexionsbelastung

Die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes bei Extensionsbelastung betrug im Median 76.5 N/mm (minimal 57 N/mm, maximal 116 N/mm). Bei Flexionsbelastung errechnete sich eine Steifigkeit von im Median 81.5 N/mm (minimal 29 N/mm, maximal 181 N/mm). Da die Gruppengrösse n = 8 betrug wurde die Ergebnisse mit nicht parametrischen Verfahren ausgewertet und der Median sowie die 25% und 75% Quantile angegeben.

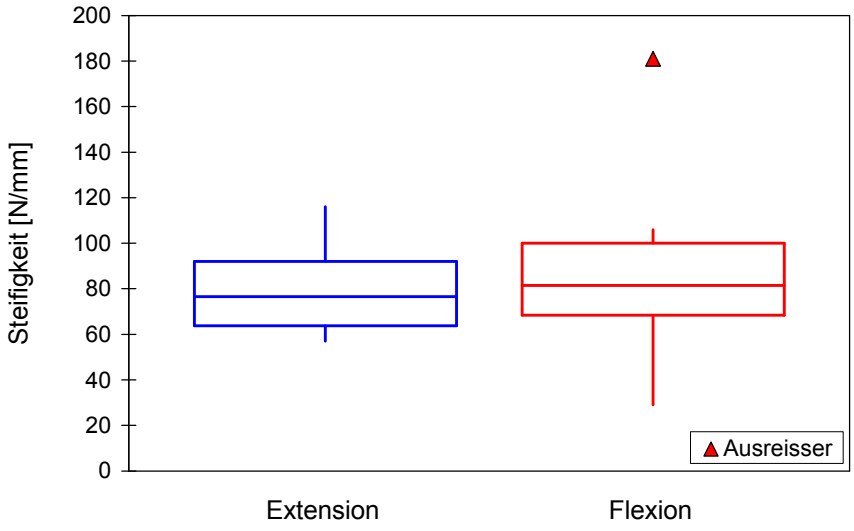

Abbildung 23: Graphische Darstellung der Steifigkeiten der Knochen-Implantat-Konstrukte in N/mm bei Extensionsbelastung (blau) und bei Flexionsbelastung (rot).

Die Steifigkeiten bei Extensionsbelastung wiesen keine Abhängigkeit von der Knochenmineraldichte (BMD-Werte in g/cm³) auf ($R^2 = 0.10$). Die unter Flexionsbelastung ermittelten Steifigkeiten der Testknochen zeigten eine Korrelation von $R^2 = 0.32$ zur Knochenmineraldichte auf. Ein signifikanter Zusammenhang zwischen Knochenmineraldichte und Steifigkeit bei Flexionsbelastung konnte nicht nachgewiesen werden ($p = 0.15$).

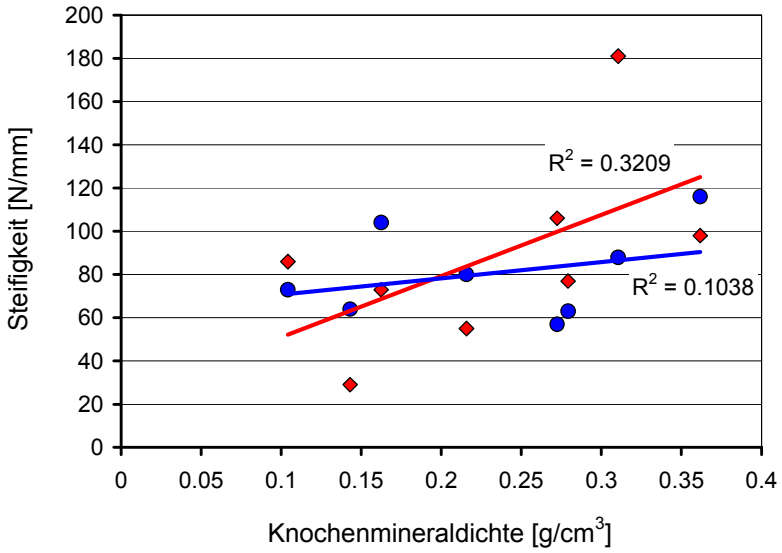

Abbildung 24: Graphische Darstellung der Korrelation zwischen den Steifigkeitswerten in N/mm bei Extensionsbelastung (blau) und bei Flexionsbelastung (rot) und der Knochenmineraldichte.

	Testknochen							
	1	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**
Steifigkeit unter Extension [N/mm]	73	64	104	80	57	63	88	116
Steifigkeit unter Flexion [N/mm]	86	29	73	55	106	77	181	98

Tabelle 1: Tabellarische Darstellung der Steifigkeiten der Testgruppe unter Extensions- und unter Flexionsbelastung.

5.2 Zyklische Testung unter Flexionsbelastung

Die Absolutbewegungen der Knochen-Implantat-Konstrukte wurden durch die Testmaschine aufgezeichnet. Die Amplitude, ein Mass für die elastische Deformation des Knochen-Implantat-Konstruktes, nahm während des zyklischen Tests geringfügig ab. Bei zwei Testknochen (Knochen 2 und 4) konnte keine Amplitude angegeben werden, da diese bereits im ersten Zyklus versagten. Bei weiteren zwei Testknochen (Knochen 1 und 3) wurde der zyklische Test nach Versagen durch ventralen Kortikaliskontakt abgebrochen.

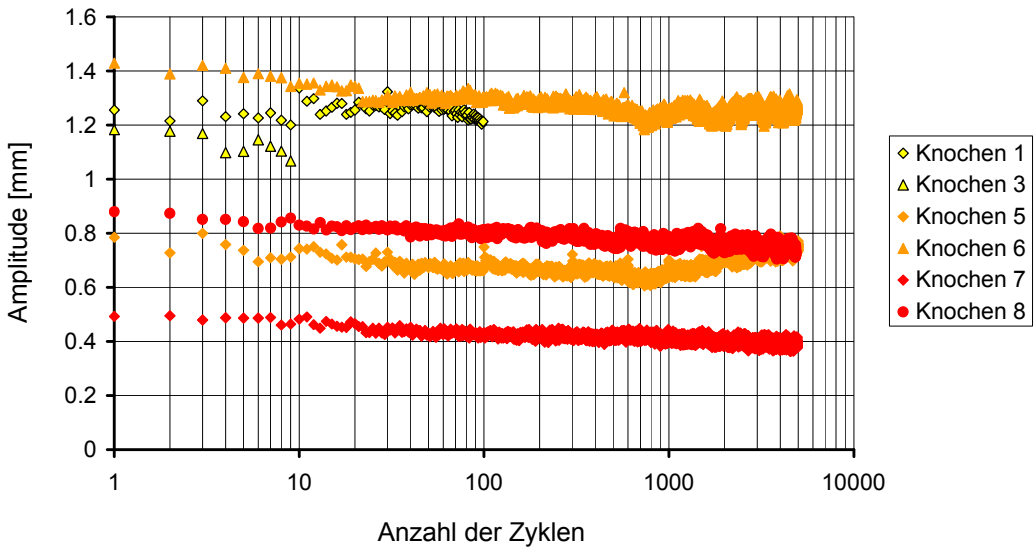

Abbildung 25: Amplituden der Knochen-Implantat-Konstrukte im Verlauf des zyklischen Tests. Zwei Konstrukte (Knochen 2 und 4) sind nicht aufgeführt, da diese bereits im ersten Zyklus versagten. Die Farbe der Graphen repräsentiert die Knochenmineraldichte des zugehörigen Knochens: gelb bedeutet verminderte Knochenmineraldichte, orange mittlere und rot hohe Knochenmineraldichte.

Das Settling, ein Mass für die irreversible Deformation des Knochen-Implantat-Konstruktes, nahm im Verlauf der Zyklen bei sechs von acht Testknochen kontinuierlich zu. Zwei Knochen-Implantat-Konstrukte mit niedriger Knochenmineraldichte (Knochen 2 und 4) wiesen ihr maximales Settling bereits vor Abschluss des ersten Zyklus auf. Die beiden Testknochen mit der höchsten Knochenmineraldichte der Testgruppe (Knochen 7 und 8) zeigten ein sehr geringes Settling von 0.2 mm und 0.32 mm auf. Bei vier Knochen (Nummer 1, 3, 5 und 6) konnte eine ansteigende irreversible Deformation im Verlauf der zyklischen Dauerbelastung beobachtet werden.

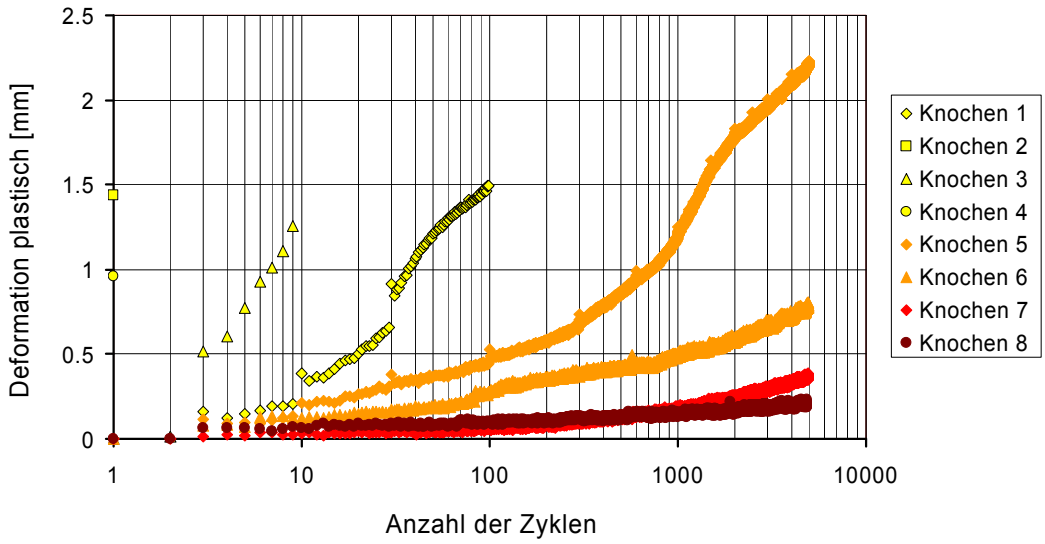

Abbildung 26: Settling (irreversible plastische Deformation) aller Knochen-Implantat-Konstrukte im Verlauf des zyklischen Tests. Die Farbe der Punkte und Graphen steht wie in Abbildung 25 für die Knochenmineraldichte des zugehörigen Testknochens. Es zeigt sich ein eine sinkende irreversible Deformation bei steigender Knochenmineraldichte.

Vier der getesteten Knochen-Implantat-Konstrukte versagten durch Schraubenausriss der distalen lateralen Kortikalisschraube während des zyklischen Tests (Abbildung 27).

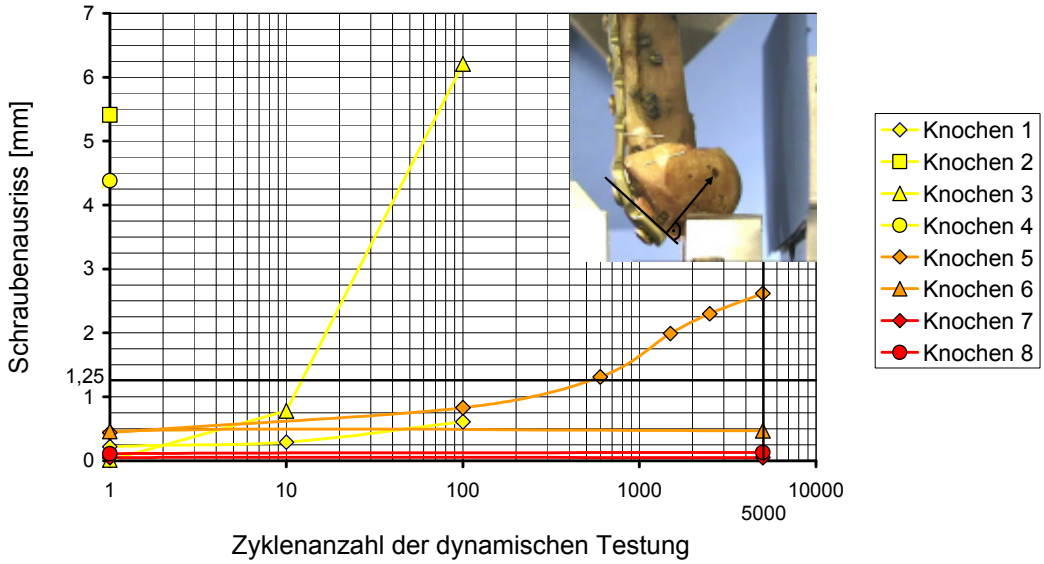

Abbildung 27: Schraubenausriss der distalen lateralen Kortikalisschraube (Entfernung des Capitulum von der postero-lateralen Rekonstruktionsplatte nach ventral) im Verlauf des zyklischen Tests. Ein Schraubenausriss von mindestens 1,25 mm (entsprechend einer Gewindesteigung der Kortikalisschraube) galt als Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes.

Die Abbildung 28 und die Abbildung 29 zeigen die Winkel α und φ aller Knochen-Implantat-Konstrukte der Testgruppe im Verlauf des zyklischen Tests. Der Beginn des zyklischen Tests ist jeweils durch ein Dreieck gekennzeichnet und das Ende durch einen Kreis. Das Karo stellt die irreversible plastische Verformung im Entlastungszustand nach Ende des zyklischen Tests dar.

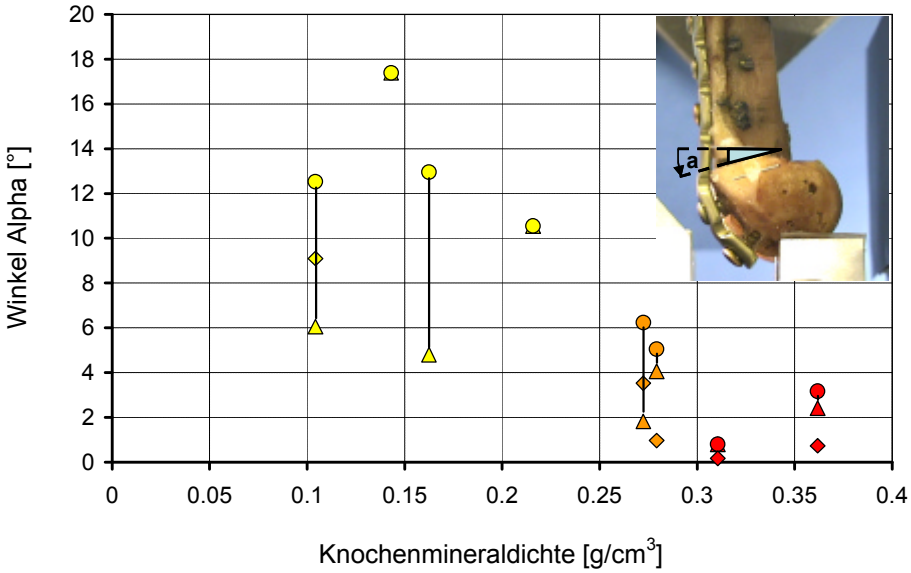

Abbildung 28: Winkel α zwischen Gelenkblock und Humerusschaft in lateraler Ansicht. Das Dreieck entspricht dem Beginn der zyklischen Testung und der Kreis steht für das Ende des zyklischen Tests. Die senkrechte Gerade verdeutlicht die Änderung des Winkels α im Verlauf des zyklischen Tests. Das Karo stellt die irreversible Deformation im Entlastungszustand nach Abschluss der Testung dar. Es zeigt sich bei zunehmender Knochenmineraldichte eine geringe Änderung des Winkels α.

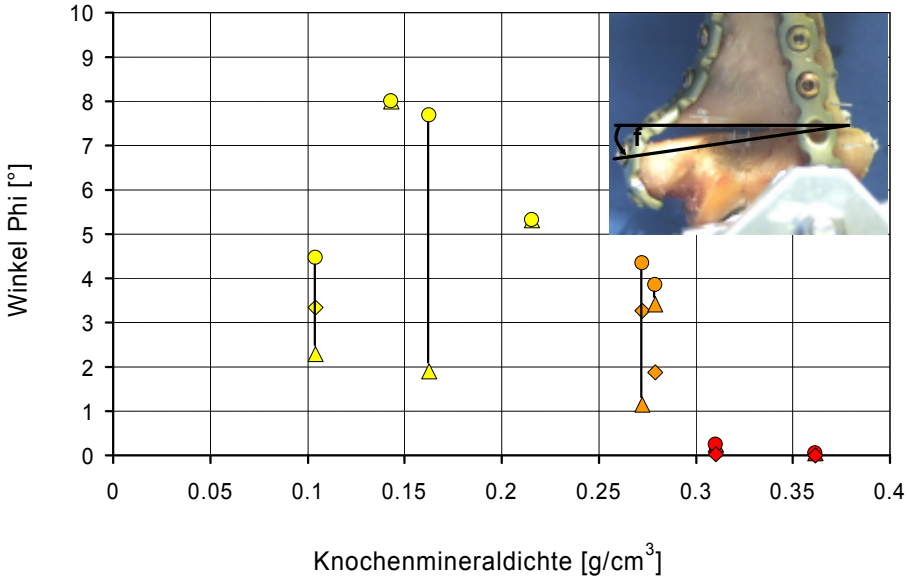

Abbildung 29: Winkel β zwischen Gelenkblock und Humerusschaft in dorsaler Ansicht. Zuordnung der Zeichen wie in Abbildung 28. Es zeigt sich bei ansteigender Knochenmineraldichte eine abnehmende Änderung des Winkels β.

Eine Änderung des Winkels ε oder eine Verschiebung der distalen Frakturfragmente in longitudinaler Richtung (Dislokation) wurde nicht beobachtet (Abbildung 30 und Abbildung 31). Alle Messpunkte liegen innerhalb des Messfehlers.

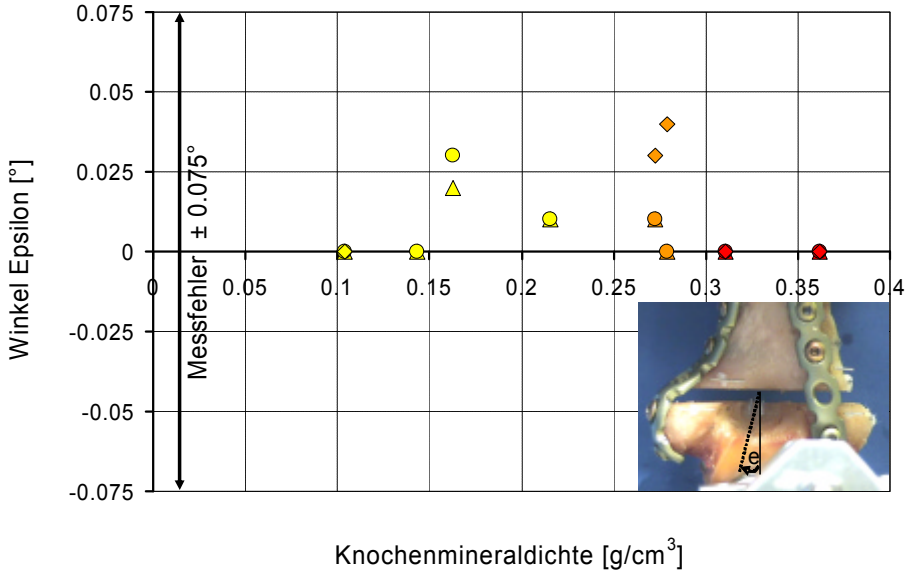

Abbildung 30: Winkel ε zwischen dem medialen und lateralen Frakturfragment des Gelenkblockes.

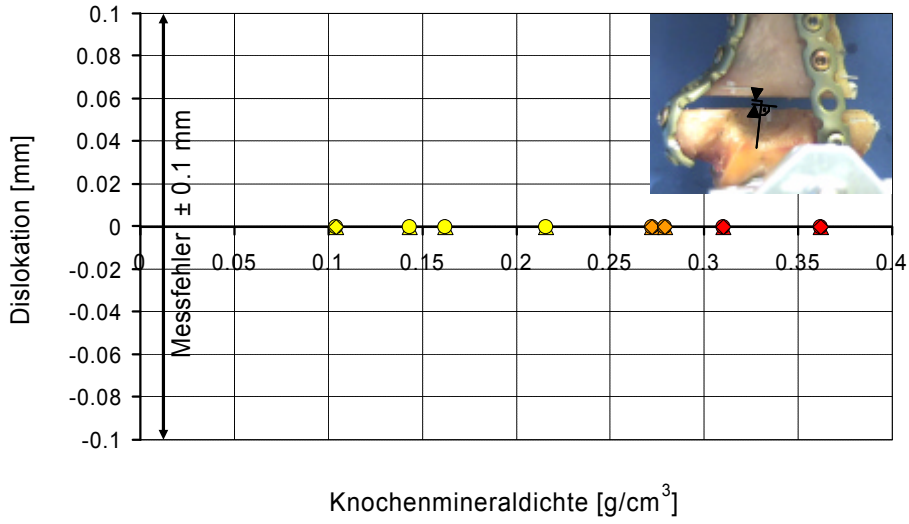

Abbildung 31: Verschiebung (Dislokation) der beiden Frakturfragmente des Gelenkblockes gegeneinander in longitudinaler Richtung.

Drei Knochen-Implantat-Konstrukte (Knochen 1, 2 und 4) versagten zu Beginn des zyklischen Tests und weitere zwei (Knochen 3 und 5) nach wiederholter Belastung im Verlauf des Tests. Der Testknochen 6 bestand zwar den zyklischen Test, zeigte aber doch ein beachtliches Settling in Abbildung 26 auf. Die zwei Testknochen mit den höchsten Knochenmineraldichte-Werten (Knochen 7 und 8) durchliefen alle 5000 Zyklen ohne Beanstandungen.

Knochen	Knochenmineraldichte [g/cm^3]	Schraubenausriss [mm]	Winkel α [degree]	Ventraler Kortikaliskontakt	Anzahl der Zyklen bis zum Versagen bei Anwendung aller Versagenskriterien	Irreversible Deformation [mm]	Elastische Deformation [mm]	Amplitude bei Testende [mm]	Amplitude bei Testbeginn [mm]	Winkel φ [degree]	Winkel ε [degree]	Verschiebung [mm]
1	0.1042	0.71	5.5	Ja	1	3.0685	4.6646	1.1829	1.2554	4.47	0	0
2	0.1431	5.41	8	Ja	1	-	-	-	-	8	0	-
3	0.1625	6.21	7.7	Ja	10	4.9072	3.5866	1.0674	1.1826	7.68	0.03	0
4	0.2158	4.38	5.3	Ja	1	-	-	-	-	5.31	0.01	-
5	0.2724	1.31	3.52	Nein	600	2.7847	3.8048	0.7462	0.7609	4.33	0.03	0
6	0.2792	0.45	4.85	Nein	Kein Versagen	1.2756	2.8919	1.2714	1.4203	3.85	0.04	0
7	0.3105	0	0.16	Nein		0.7721	1.2356	0.3886	0.4918	0.25	0	0
8	0.3618	0.13	0.06	Nein		0.9262	1.8864	0.7383	0.8871	0.06	0	0

Tabelle 2: Ergebnisse der zyklischen Testung in tabellarischer Form. Die rot hinterlegten Felder kennzeichnen die Kriterien, welche zum Versagen des jeweiligen Knochen-Implantat-Konstruktes führten. Die vor Beginn der zyklischen Testung festgelegten Versagenskriterien waren ein Schraubenausriss der distalen, lateralen Schraube am Capitulum = 1.25 mm, ein Winkel α des Frakturspaltes = 5° und ein ventraler Kortikaliskontakt des Knochen-Implantat-Konstruktes. Ebenfalls rot hinterlegt ist die resultierende Anzahl der Zyklen bis zum Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes bei Anwendung aller Versagenskriterien.

Zusammenfassung der Ergebnisse der zyklischen Testung

Insgesamt versagten fünf Knochen-Implantat-Konstrukte mit verringerter und mittlerer Knochenmineraldichte während des zyklischen Tests nach den festgelegten Versagenskriterien (Tabelle 2). Vier Knochen-Implantat-Konstrukte (Knochen 2, 3, 4 und 5) versagten durch einen Ausriss der distalen lateralen Kortikalisschraube um mindestens 1.25 mm (entsprechend einem Gewindegang), ein weiteres (Knochen 1) durch einen Winkel α von über 5° (Abbildung 28). Zwei dieser fünf Testknochen (3 und 5) zeigten eine kontinuierliche Schrauben im Verlauf des zyklischen Tests bis hin zum Versagen durch Schraubenausriss (Abbildung 26). Die drei Knochen-Implantat-Konstukte mit der höchsten Knochenmineraldichte hielten den Belastungen im zyklischen Test bis zum Testende nach 5000 Zyklen stand.

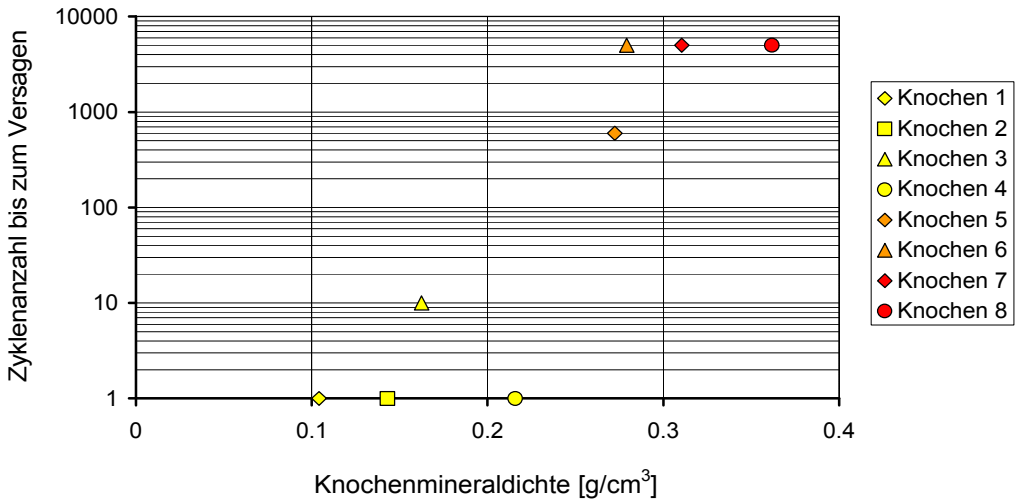

Abbildung 32: Anzahl der durchlaufenen Zyklen bis zum Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes in Abhängigkeit von der Knochenmineraldichte. Die Farben markieren die Knochenmineraldichte (gelb = verringert, rot = hoch).

Es konnte folgendes Versagensmuster beobachtet werden: Das distale Konstrukt sank erst in longitudinaler Richtung nach proximal zusammen und kippte im Folgenden nach ventral ab (anteriore Dislokation). Die Doppelplatten-Osteosynthese versagte am suprakondylären Frakturspalt. Am intraartikulären Frakturspalt zeigte sich unabhängig von der Knochenmineraldichte im Verlauf des zyklischen Tests keine Veränderung.

6 DISKUSSION

Im Folgenden werden Vor- und Nachteile der im Kapitel Material und Methode beschriebenen Untersuchungen erläutert und die klinische Bedeutung der ermittelten Ergebnisse wird im Kontext mit der relevanten Literatur kritisch diskutiert.

6.1 Knochen

Die Veränderungen der Umgebungsbedingungen wurden bei allen Knochenpräparaten möglichst klein gehalten. Alle verwendeten humanen Knochen wurden gleich behandelt, um eine Beeinflussung der Testergebnisse zu minimieren. Um frühere Knochenbrüche oder pathologische Veränderungen (Tumoren, Zysten) der Oberarmknochen auszuschliessen, wurden Röntgenbilder in drei Ebenen angefertigt. Eine Beeinträchtigung der knöchernen Struktur am distalen Humerus würde die Stabilität der Knochen-Implantat-Verankerung beeinflussen. In anderen biomechanischen Studien wurde diese Fehlerquelle nicht ausgeschlossen (Helfet und Hotchkiss 1990, Self et al. 1995, Schemitsch et al. 1994, Fornasiéri et al. 1997). Nur die Arbeitsgruppe um Jacobson (1997) fertigte ein Röntgenbild zum Ausschluss von „groben strukturellen Abnormitäten“ an.

6.2 Gruppenbildung

Die Aussage, dass die Knochenqualität mit zunehmendem Alter stark abnimmt, ist allgemein akzeptiert (Resch 2003) und wird intraoperativ durch den subjektiven Eindruck des Chirurgen bestätigt. Daher wird man sich in Zukunft bei der Implantatentwicklung, im Hinblick auf die demographische Bevölkerungsentwicklung, an den Erfordernissen des alten und sehr alten Menschen orientiert müssen (Resch 2003). Auch Chadwick (2000) und Self et al. (1995) beobachteten insbesondere bei Frauen im hohen Alter regelmässig eine schlechte Knochenqualität des distalen Humerus. Unter diesen Umständen muss die Osteosynthese höheren Ansprüchen nachkommen, um eine frühe postoperative Übungsbewegung zu ermöglichen. Eine evidente, quantitative Einschätzung der

Knochenqualität am distalen Humerus durch nicht-invasive Untersuchungsmethoden ist derzeit in der Literatur nicht beschrieben. Die Definition der Osteoporose bezieht sich auf den gesamten Organismus (Peck WA 1993). Eine Osteoporose-Definition speziell für die Lokalisation „distaler Humerus“ existiert bislang nicht. Daten einer Kontrollgruppe über die Knochenmineraldichte am distalen Humerus wurden bislang weder in-vivo noch ex-vivo beschrieben. Daher musste in der vorliegenden Arbeit eine Möglichkeit gefunden werden, um die verringerte Knochenmineraldichte bei den verwendeten distalen Oberarmknochen nachzuweisen. Dies wurde durch die Bestimmung der trabekulären Knochenmineraldichte mittels peripherer quantitativer Computer Tomographie (pQCT) realisiert.

Das Alter der Gesamtgruppe distaler Oberarmknochen betrug im Durchschnitt 73,8 Jahre (Minimum: 40, Maximum: 96). Bedingt durch das Donationsverfahren am Pathologischen Institut der Universität in Leipzig fand eine Vorselektion der Präparate statt. Man kann aufgrund des hohen Alters sicherlich davon ausgehen, dass die mittlere Knochenmineraldichte der Gesamtgruppe nicht repräsentativ für die Gesamtbevölkerung ist. Es ist anzunehmen, dass die Knochenmineraldichte der verwendeten Oberarmknochen sehr wahrscheinlich niedriger war, als diese eines repräsentativen Bevölkerungsdurchschnittes. Nachdem aus der Gesamtgruppe nochmals die Knochen mit geringerer Knochenmineraldichte ausgewählt wurden, konnte somit belegt werden, dass Knochen mit nachweislich verringerter Knochenmineraldichte getestet wurden. Aus der Gesamtgruppe können in Zukunft weitere Testgruppen derart ausgewählt werden, dass diese bezüglich der Knochenmineraldichte mit der hier getesteten Gruppe vergleichbar sind.

Helfet und Hotchkiss (1990) sowie Self et al (1995) berücksichtigten in ihren biomechanischen Vergleichsstudien die Knochenmineraldichte der getesteten Knochen nicht. Jacobson et al. (1997) machten keine Angaben zur Knochenmineraldichte ihrer Testknochen. Sie bestimmten die mechanischen Eigenschaften der intakten Knochen und stellten anhand der Ergebnisse vergleichbare Testgruppen zusammen. Fornasiéri et al. (1997) nutzten Knochenpaare, um zwei Osteosynthesetechniken miteinander zu vergleichen. Diese etablierte Methode geht von einer vergleichbaren Knochenqualität der paarigen Oberarmknochen aus. Schemitsch et al. (1994) versuchten Unterschiede der

Knochenmineraldichte auszugleichen, indem sie die fünf verschiedenen Osteosynthesen in randomisierter Reihenfolge an jeden der acht Testknochen angebrachten.

Bei der kritischen Betrachtung der Anzahl an Testknochen pro Gruppe muss berücksichtigt werden, dass die Rekrutierung humaner Knochenpräparate aus ethischen Gründen streng limitiert ist. Den statistischen Anforderungen kann dadurch nicht immer entsprochen werden. In der vorliegenden Arbeit wurden acht distale Oberarmknochen nach Doppelplatten-Osteosynthese mit 3.5 mm Rekonstruktionsplatten (90°-Konfiguration) in einer Testgruppe beurteilt. Mit dieser Gruppengrösse von $n = 8$ sollte jedoch ein akzeptabler Kompromiss zwischen ethischer Vertretbarkeit und statistischer Aussagekraft zustandekommen. In vorangegangenen biomechanischen Studien am distalen Humerus (Helfet und Hotchkiss 1990, Self et al 1995, Jacobson et a. 1997) betrug die Anzahl der Knochen pro Gruppen zwischen 2 und 6 Präparaten. Lediglich Fornasiéri et al. (1997) testeten mit einer Gruppengrösse von acht Präparaten. Schemitsch et al. (1994) führten 58 biomechanische Testungen an insgesamt nur acht Knochen durch. Durch die Mehrfachtestung der Knochen sind Verfälschungen der Resultate durch vorangegangene irreversible Veränderungen nicht auszuschliessen.

6.3 Frakturmodell

Die in der Klinik beobachteten Frakturen des distalen Humerus sind aufgrund des Alters der Patienten, des Unfallmechanismus und der anatomischen Varianz sehr unterschiedlich. In der vorliegenden Arbeit wurde die distale Humerusfraktur mit einfacher Gelenkbeteiligung und metaphysärer Trümmerzone (AO 13 C2.3) als Frakturmodell gewählt. Diese Fraktur wird insbesondere beim alten Patienten als häufige und sehr schwierig zu behandelnde Problemfraktur beschrieben (Lill und Josten 2000, Jupiter und Morrey 1993, Sanders et al. 1992). Sie stellt bei ihrer Versorgung den Grenzfall zwischen der Indikation zur Doppelplatten-Osteosynthese, zum alternativen primären endoprothetischen Gelenkersatz oder notgedrungenen zur konservativen Behandlung dar.

Um isoliert die biomechanischen Eigenschaften (Steifigkeit, Schraubenauslockerung) der Knochen-Implantat-Verankerung zu ermitteln, musste ein kortikaler Kontakt während des statischen und zyklischen Tests ausgeschlossen werden. Dazu wurde eine metaphysäre Distanzosteotomie von 5 mm gesetzt, welche die metaphysäre Trümmerzone der AO 13 C2.3-Fraktur simulierte. Die Höhe der horizontalen Osteotomie richtete sich in dieser Studie nach anatomischen Strukturen. Der erste Schnitt wurde, weit distal, an der maximalen Breite der Fossa coronoidea durchgeführt. Der zweite Schnitt fand 5 mm proximal des ersten Schnittes statt. Der intraartikuläre Frakturspalt wurde in sagittaler Richtung durch den tiefsten Punkt der Trochlea-Einsenkung gesägt. Somit ergab sich das standardisierte Frakturmodell einer tief gelegenen, intraartikulären distalen Humerusfraktur mit metaphysärer Trümmerzone und sehr kleinen distalen Frakturfragmenten. Durch die Orientierung an anatomischen Strukturen wurde die anatomische Varianz der verschiedenen Testknochen berücksichtigt.

In vorhergehenden biomechanischen Studien (Helfet und Hotchkiss 1990, Jacobson et al. 1997, Schemitsch et al. 1994) wurden hauptsächlich die im Jugendalter häufigen suprakondylären Humerusfrakturen ohne Gelenkbeteiligung (AO 13 A2 und AO 13 A3) getestet. Lediglich Self et al. (1995) verglichen verschiedene Doppelplatten-Osteosynthesen bei vollständigen Gelenkfrakturen des distalen Humerus (AO 13 C3.3). Die Höhe des Frakturspaltes betrug bei anderen biomechanischen Studien (Helfet und Hotchkiss 1990, Jacobson et al. 1997, Schemitsch et al. 1994, Self et al. 1995) zwischen 2

und 10 mm. Der Frakturspalt simulierte auch dort die metaphysäre Trümmerzone und diente dem Ausschluss der interfragmentären Kompression und deren Effekt auf die Stabilität der Konstruktes (Helfet und Hotchkiss 1990). Die Arbeitsgruppe um Fornasiéri (1997) testete eine Y-Fraktur (AO 13 C1.2) ohne Distanz-Osteotomie. Einige Arbeitsgruppen setzten den suprakondylären Frakturspalt sehr hoch (4 cm proximal der distalen Gelenklinie) und damit in Knochengewebe grösserer Knochenmineraldichte. Dadurch ergaben sich grosse distale Fragmente, welche viel Raum zur späteren Schraubenplatzierung aufwiesen. Dieses Frakturmodell stellt jedoch eine klinisch weniger problematische Fraktur dar (Robinson et al. 2003) und wurde daher für die Beantwortung der klinischen Fragestellung in der vorliegende Studie als ungeeignet bewertet. Self et al. (1995) sowie Helfet und Hotchkiss (1990) setzten den Frakturspalt 2 cm proximal der distalen Gelenklinie und erhielten dadurch ein Frakturmodell mit sehr kleinen distalen Fragmenten. Bei all diesen biomechanischen Studien (Helfet und Hotchkiss 1990, Jacobson et al. 1997, Schemitsch et al. 1994, Self et al. 1995, Fornasiéri et al. 1997) wurde das Frakturmodell nicht standardisiert anhand anatomischer Strukturen festgelegt. Dies bedeutet, dass das Frakturmodell je nach Knochengrösse stets etwas unterschiedlich ausfiel und die anatomische Varianz der unterschiedlichen Testknochen nicht berücksichtigt wurde.

6.4 Implantate und Osteosynthese

Die Standardtherapie der distalen Humerusfrakturen ist nach der AO Sammelstudie (Lob et al. 1984) und anderen klinischen sowie biomechanischen Studien die Doppelplatten-Osteosynthese in 90°-Konfiguration (Boyer et al. 2003, Lill und Josten 2000, Letsch und Schmit-Neuerburg 2003, Helfet und Hotchkiss 1990, Schemitsch et al. 1994, Jacobson et al. 1997). Welche Platten (Rekonstuktionsplatten, DCP = dynamic compression plate, Drittelrohrplatten, Rekonstruktionsplatten mit winkelstabiler Schraubenverankerung, Acumed® Platten) zur Doppelplatten-Osteosynthese verwendet wird, liegt im Ermessen des behandelnden Chirurgen.

Aus klinischer Sicht muss ein ideales Implantat verschiedenen Ansprüchen genügen, um zur operativen Versorgung distaler Humerusfrakturen geeignet zu sein. Es muss neben leichter Anformbarkeit, unter Berücksichtigung der anatomischen Verhältnisse, auch eine gute Körper-Verträglichkeit aufweisen (Perren 2001). Das Implantat selbst und die Knochen-Implantat-Verankerung müssen adäquate biomechanische Eigenschaften (Steifigkeit, Beständigkeit gegen Schraubenauslockerung bei zyklischer Belastung) aufzeigen, um eine starre innere Fixation im Zeitraum der Frakturheilung zu gewährleisten. Weder die Kirschnerdraht-Osteosynthese noch die gekreuzte Schrauben-Osteosynthese kommen diesen Anforderungen nach (Holdsworth 2001, McKee und Jupiter 2003, Helfet und Hotchkiss 1990). Aus diesem Grund werden diese mittlerweile im klinischen Alltag nur noch sehr selten eingesetzt. Bei der Verwendung von Drittelrohrplatten hat sich eine erhöhte Häufigkeit von Implantatversagen, insbesondere bei Frakturen mit metaphysärer Trümmerzone und im Rahmen einer zyklischen Dauerbelastung, gezeigt (Boyer et al. 2003, Lill und Josten 2000, John 1994, Södergård 1992b, Holdsworth und Mossad 1990, Henley 1987, Letsch 1988). Sie werden mittlerweile nicht mehr für die operative Versorgung vollständiger Gelenkfrakturen des distalen Humerus empfohlen. Nach der biomechanischen Studie von Jacobson et al. (1997) und der Empfehlung von Boyer et al. (2003) ist auch eine Doppelplatten-Osteosynthese mit medialer Rekonstruktionsplatte und postero-lateraler DCP (dynamic compression plate) denkbar. Schemitsch et al. (1994) und Fornasiéri et al. (1997) ziehen ebenso die Doppelplatten-Osteosynthese mit postero-medialer Rekonstruktionsplatte und lateraler buttress „J“ Platte in Betracht. O’Driscoll et

al. (2002) beschreiben die Verwendung von medial und lateral vorgeformten Platten des „Mayo Congruent Plate Systems“ (Acumed®, Portland, OR). Das derzeitige Standardimplantat ist jedoch die 3,5 mm Rekonstruktionsplatte aus Titan (Holdsworth 2001, Letsch und Schmit-Neuerburg 2003, Lill und Josten 2000). Die Anordnung der Rekonstruktionsplatten auf der Medialseite des ulnaren Pfeilers und auf der Dorsalseite des radialen Pfeilers ergibt die biomechanisch stabilste Form der Osteosynthese (Letsch und Schmit-Neuerburg 2003, Lill und Josten 2000, Boyer et al. 2003, Jacobson et al. 1997, Schemitsch et al. 1994, Helfet und Hotchkiss 1990). Aus diesen Gründen wurde in der vorliegenden Arbeit die derzeitige Standard-Osteosynthese mit zwei 3,5 mm Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration nach der AO-Technik als Osteosynthese gewählt (Holdsworth 2001).

Entsprechend der AO-Technik wurde bei der Osteosynthese der Testknochen zuerst die Gelenkfläche stufenlos rekonstruiert. Anschliessend wurde das distale Konstrukt mit 2 Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration am Humerusschaft fixiert. Die interfragmentäre Kompression wurde durch eine ventral eingebrachte Zugschraube von medial nach lateral ausgeübt, da das laterale Fragment mehr Länge zur Schraubenverankerung in der knöchernen Struktur bot. Diese und eine weitere, dorsal in der Gelenkrolle, eingebrachte Stellschraube wurden aus Gründen der Standardisierung der Osteosynthesetechnik mit einem Drehmoment von 1.5 Nm angezogen. Zur Standardisierung des Frakturspaltes wurde bei der temporären Fixation des distalen Konstruktes mit Kirschner-Drähten an den Humerusschaft eine 5 mm starke Kunststoffscheibe zwischengelegt. Die Rekonstruktionsplatten wurden medial und postero-lateral, unter Berücksichtigung der Winkel am distalen Humerus in sagittaler, frontaler und coronarer Ebene, anmodelliert. Bei tief gelegenen Frakturen des distalen Humerus verbleibt im distalen Konstrukt nur wenig knöcherne Struktur zur Schraubenverankerung. Um diese optimal zu nutzen, wurden die Rekonstruktionsplatten bis knapp an die Knorpel-Knochengrenze der Gelenkfläche angeformt, ohne die Gelenkflächen dadurch einzuschränken (Letsch und Schmit-Neuerburg 2003, McKee und Jupiter 2003, O’Driscoll et al. 2002, Holdsworth 2001, Jupiter und Morrey 1993). Zur Standardisierung der Osteosynthesetechnik wurden proximal des Frakturspaltes stets 6 Schrauben bikortikal und distal 4 Schrauben unikortikal eingebracht. Die Gelenkfläche wurde durch die distalen

Schrauben nicht penetriert. Durch die strenge Standardisierung der Arbeitsschritte wurde eine gute Reproduzierbarkeit und die Minimierung von Störeinflüssen durch Ausführungsunterschiede bei der Osteosynthese erreicht.

Im klinischen Alltag erfordert diese Osteosynthesetechnik durch die distale Anmodellierung der ulnaren Rekonstruktionsplatte bis in den Sulcus nervi ulnaris eine subcutane anteriore Transposition des Nervus ulnaris. Sensible und motorische Defizite durch Irritation des Metalls und sekundäre Fibrosierung können dadurch vermieden werden. Nach Seiler und Trentz (1988) ist bei komplexen Frakturen durch eine Vorverlagerung des Nervus ulnaris ein sekundärer Schaden vermeidbar. Andere Autoren, wie Wang et al. (1994) sowie Gupta und Khanchandani (2002), empfehlen eine routinemässige Transposition des Nervus ulnaris. Bei unkomplizierten Frakturen, beim Knochen ohne verringerte Knochenmineraldichte und sicherer Verankerung des distalen Fragmentes ist dieses Vorgehen nicht unbedingt erforderlich. Die Entscheidung darüber muss vom Operateur individuell getroffen werden (Seiler und Trentz 1988). Bei der Durchführung der Doppelplatten-Osteosynthese wurde berücksichtigt, dass die Fossa olecrani, Fossa coronoidea und Fossa radii frei von Implantationsmaterial blieben, um eine funktionelle Einschränkung des Bewegungsbogens auszuschliessen.

Die in dieser Arbeit verwendete Doppelplatten-Osteosynthese stellt derzeit die Standardtherapie der distalen Humerusfrakturen dar (Holdsworth 2001). Sie weist jedoch, insbesondere beim Knochen mit verminderter Knochenmineraldichte, eine Schwachstelle bei der Knochen-Implantat-Verankerung der beiden distalen lateralen Schrauben auf. Während der Beugung aus der Position des gestreckten Armes werden diese beiden Schrauben einer Zugbelastung ausgesetzt und es droht die Schraubenauslockerung oder sogar der Schraubenausriss. Ein Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes mit folgender Pseudarthrose oder Verheilung in Fehlstellung wurde auch in klinischen Studien beschrieben (Helfet et al. 2003, Letsch und Schmit-Neuerburg 2003, Bauer und Hoellen 1997, Letsch et al. 1989, Henley et al. 1987).

Andere Autorengruppen (Helfet und Hotchkiss 1990, Schemitsch et al. 1994, Fornasiéri et al. 1997) führten die Osteosynthese ebenso nach der AO-Technik durch oder nach den Empfehlungen der Implantathersteller (Jacobson et al. 1987). Self et al. (1995) macht keine Angabe darüber, wie eine Standardisierung der Vorgehensweise umgesetzt wurde. Alle

oben erwähnten biomechanischen Studien am distalen Humerus beschreiben eindeutig Anzahl und Lokalisation der eingebrachten Schrauben. Wie in der vorliegenden Arbeit testen Self et al. (1995) und Helfet und Hotchkiss et al. (1990) tief gelegene distale Humerusfrakturen mit Platz zur Verankerung von nur 4 Schrauben im distalen Fragment. Diese sind die kritischen Problemfrakturen (Robinson et al. 2003, Jupiter und Morrey 1993), bei denen zum gegenwärtigen Zeitpunkt noch nicht eindeutig feststeht, ob die offene Rekonstruktion und innere Fixation oder eine Ellenbogen-Prothese die günstigste Behandlung darstellt.

6.5 Einbettung (Potting)

Alle Testknochen wurden proximal mit dem Zweikomponenten-Acryl-Kunststoff Beracryl in einem Zylinder (Chrom-Nickel-Stahllegierung) achsengerecht eingebettet. Dies ermöglichte eine standardisierte Justierung der Testknochen in der Haltevorrichtung der Testmaschine bei den biomechanischen Tests. Die Höhe der Einbettung betrug 65 mm, wobei alle Implantate frei von der Einbettungsmasse blieben und alle Testknochen proximal in einer Länge von mindestens 55 mm eingebettet wurden. Es war keine Bewegung des Knochens in der zylindrischen Einbettungsmasse möglich. Dadurch und durch die massive Haltevorrichtung wurde eine sehr hohe Steifigkeit der Testvorrichtung gewährleistet und Störeinflüsse auf die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes konnten ausgeschlossen werden. Die Autoren anderer biomechanischer Studien (Helfet und Hotchkiss 1990, Schemitsch et al. 1994, Jacobson et al. 1997, Fornasiéri et al. 1997, Self et al. 1995) haben ebenso eine proximale Einbettung der verwendeten Knochen durchgeführt, allerdings keine standardisierte Achsenausrichtung beschrieben.

6.6 Entwicklung der Testvorrichtung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, eine Testvorrichtung zu entwickeln, welche unter vordefinierter Belastung am operativ versorgten distalen Humerus zum Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes führt. Dabei sollten Orientierung und Aufteilung der eingeleiteten Kraft, sowie die Anzahl der Zyklen im dynamischen Test den physiologischen Belastungen am distalen Humerus während der Frakturheilungsdauer möglichst genau nachgestellt werden. Lediglich die Grösse der eingeleiteten Kraft war nicht physiologisch gewählt, sondern sollte so gross festgelegt werden, dass ein Versagen der Schwachstelle (Knochen-Implantat-Verankerung am Capitulum) der Doppelplatten-Osteosynthese auftritt.

Nach den Arbeiten von Friedrich Pauwels (1963) wirken, bei senkrecht gehaltenem Oberarm während der Armbeugung von der Streckstellung zur Beugestellung, am Capitulum des distalen Humerus Kräfte in longitudinal-proximaler und anterior-posteriorer Richtung (Abbildung 13). Daher wurde die Kraft für die Flexionsbelastung in longitudinal-proximaler Richtung und die Kraft für die Extensionsbelastung in anterior-posteriorer Richtung gewählt. Somit wurden für das Testverfahren zwei physiologisch auftretende Kraftorientierungen festgelegt. Diese spiegeln die reale Belastungssituation am distalen Humerus bei Flexion aus der gestreckten und aus der gebeugten Unterarmposition heraus wider. Der Oberarm steht dabei jeweils parallel zur Gravitationsrichtung. Die exakte Einstellung der Winkel bei Flexionsbelastung und bei Extensionsbelastung wurde durch die schwenkbare und verschiebbare Haltevorrichtung des Testaufbaus gewährleistet.

Die Autorengruppen der bisherigen biomechanischen Studien über distale Humerus-frakturen (Self et al. 1995, Helfet und Hotchkiss 1990, Jacobson et al. 1997, Fornasiéri et al. 1997, Schemitsch et al. 1994) testeten ihre Konstrukte in anterior-posteriorer Richtung, was der in dieser Arbeit durchgeführten Extensionsbelastung entspricht. Jacobson et al. (1997), Fornasiéri et al. (1997), Helfet und Hotchkiss (1990) sowie Schemitsch et al. (1994) führten die Flexionsbelastung in postero-anteriorer Richtung durch. Nach Friedrich Pauwels (1963) existiert keine in dieser Richtung wirkende Kraft am distalen Humerus während der Unterarmbeugung. Die klinischen Folgerungen aus einem Test mit real nicht auftretender Belastungssituation sind daher kritisch zu beurteilen.

Self et al. (1995) und Schemitsch et al. (1994) belasteten ihre Testknochen in axialer Richtung, was der in dieser Arbeit durchgeführten longitudinal-proximalen Kraftrichtung entspricht. Sie setzten somit die distalen lateralen Schrauben am Capitulum ebenso einer Zugbelastung aus.

Die Festlegung der Grösse der eingeleiteten Kraft bedarf besonderer Aufmerksamkeit und wird im folgenden Unterkapitel 6.7 (Ermittlung des Lastniveaus) ausführlich diskutiert.

Nach Friedrich Pauwels (1963) wirkt während der Beugung des Unterarmes aus der Streckstellung stets eine grössere Kraft auf das Capitulum humeri als auf die Trochlea-Einsenkung. Auch Halls und Travill (1964) sowie Morrey (Morrey 2003 persönliche Konversation) befürworten diese Ansicht und beschreiben ein Druckverteilung zwischen Capitulum humeri und Trochlea-Einsenkung von 60% zu 40%. Diese Druckverteilung wurde in der Testvorrichtung durch eine Wippe mit verschiebbaren Stempeln umgesetzt. Um eine punktuelle Kraftübertragung auszuschliessen, wurde auf beide Stempel der Wippe ein 0.5 mm starkes Silikon-Plättchen aufgeklebt. Helfet und Hotchkiss (1990) betteten ihre Testknochen distal in frontaler Ebene in „wood's metal" ein und erhielten dadurch ein Druckverteilung von 50 zu 50. Die Arbeitsgruppe um Schemitsch (1994) fixierte ihre Testknochen distal in einem Rahmen mit waagerecht eingebrachten Schrauben. Dadurch fand eine punktuelle Krafteinleitung am distalen Humerus statt und die Gelenkfläche wurde durch die festgezogenen Schrauben mazeriert. Ob eine gleichmässige, reproduzierbare Druckverteilung erfolgte, blieb ungeklärt. Bei Jacobson et al. (1997) war aufgrund der Fixation des distalen Humerus mit einer Klammer keine Druckverteilung der eingeleiteten Kräfte möglich. Die Arbeitsgruppen um Self (1995) und Fornasiéri (1997) beschreiben die Verteilung der eingeleiteten Kräfte nicht näher.

Um bei der Durchführung der biomechanischen Testung sicherzustellen, dass die Kräfte nur in der gewünschten Richtung eingeleitet werden, wurde die Wippe auf einen XY-Tisch montiert. Dadurch blieb die Richtung der Kraftvektoren während der verschiedenen biomechanischen Tests gleich. Bislang wurde die Verwendung eines XY-Tisches in der Testvorrichtung zum Ausschluss von Störeinflüssen noch nicht in der Literatur beschrieben.

6.7 Ermittlung des Lastniveaus

Die Ermittlung der Grösse der eingeleiteten Kraft bedarf besonderer Aufmerksamkeit. Die physiologisch wirkenden Kräfte am distalen Humerus sind, nach unserem Kenntnisstand, bislang nicht als Absolutwerte in der Literatur beschrieben. Von An et al. (1984a) wurde eine Formel entwickelt mit deren Hilfe, in Abhängigkeit von wesentlichen Einflussgrössen, die am distalen Humerus wirkenden Kräfte berechnet werden können. Dabei gibt es definierbare Einflussgrössen, wie die peripher applizierte Kraft (beispielsweise ein Gewicht in der Hand im Rahmen der Physiotherapie oder das Eigengewicht des Unterarmes), die Position der Humerusachse zur Gravitationsrichtung und der Grad der Ellenbogenbeugung. Allerdings fliessen auch eine Anzahl individuell unterschiedlicher Variablen, wie die Länge und das Eigengewicht des Unterarmes und der Abstand der Muskelinsertion vom humero-ulnaren Drehzentrum, mit ein. Diese Grössen unterliegen der anatomischen Varianz und fallen daher sehr unterschiedlich aus. In der Literatur ist kein Rechenmodell beschrieben, welches die wirkenden Kräfte am Knochen-Implantat-Konstrukt nach Osteosynthese einer vollständigen Gelenkfraktur des distalen Humerus aufdeckt.

Im biomechanischen Test ist es nicht immer sinnvoll, eine physiologische Kraftgrösse zu wählen. Diese führt, was im klinischen Alltag ja erfreulich ist, im biomechanischen Testlabor zu einer zu geringen Versagensrate und lässt somit keine sichere Aussage zu unterschiedlichen Implantat-Eigenschaften zu. Die Grösse der Kraft muss im biomechanischen Test jedoch genau definiert festgelegt werden. Wählt man diese zu hoch, werden alle Knochen-Implantat-Konstrukte versagen. In diesem Fall ist keine Aussage über die Eignung des verwendeten Implantates in Abhängigkeit von der Knochenmineraldichte der getesteten Knochen möglich. Wählt man die Grösse der eingeleiteten Kraft zu niedrig, entspricht sie nicht mehr einer realistischen Belastung am distalen Humerus und somit nicht mehr einer klinisch relevanten Situation. Darüber hinaus führt eine zu niedrige Kraft im biomechanischen Test nicht zum Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes. Deshalb würde man im Vergleich verschiedener Implantate keine Vorteile erkennen und zu keinem klinisch anwendbaren Ergebnis kommen. Die Kunst besteht darin, eine ausreichend hohe und doch noch klinisch denkbare Kraft zu wählen,

sodass ein Versagen in 40% bis 80% der Fälle eintritt. Ist dieses typische Problem biomechanischer Studien gelöst, können neue Implantate mit der derzeitigen Standard-Versorgung verglichen werden und eine eventuelle Verbesserung der biomechanischen Eigenschaften kann eindeutig belegt werden.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Grösse der eingeleiteten Kraft anhand von Vorversuchen festgelegt. Dazu wurden Testknochen gewählt, deren Knochenmineraldichte geringfügig oberhalb der medianen Knochenmineraldichte der Gesamtgruppe distaler Oberarmknochen lag (4.10 Pilotstudie zur Ermittlung des Lastniveaus). Für die statischen Tests zur Bestimmung der Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes wurde eine maximale Kraft von 50 N gewählt. Mit dieser geringen Kraft konnte eine Zerstörung der knöchernen Struktur ausgeschlossen werden. Nach Schraubenausriss bei 335 N an einem der Vorversuchsknochen wurde für den zyklischen Test eine Kraft von 150 N gewählt. Nach An et al. (1984a) beträgt die wirkende Kraft am distalen Humerus etwa das 10fache der Gewichtskraft einer Masse, welche in der Hand gehalten wird. Bei einem angenommenen Unterarmeigengewicht von 1.5 kg ergibt sich danach am distalen Humerus eine wirkende Kraft von 150 N. Diese Überlegung führt nur zu einem idealisierten, theoretischen Wert, da zahlreiche Parameter die resultierende Kraft am distalen Humerus beeinflussen und die vom Unterarmeigengewicht ausgehende Gewichtskraft nicht alleinig in der Hand wirkt. Trotzdem erscheint eine eingeleitete Kraft von 150 N beim zyklischen Test als durchaus realistisch. Mit dieser gewählten Kraft wurde im Testverfahren ein Versagen in fünf der acht Fälle erreicht, ohne offensichtlich überhöhte Kräfte einzuleiten. Helfet und Hotchkiss (1990) belasteten in ihrem zyklischen Test das Knochen-Implantat-Konstrukt mit einer Kraft von 200 N. Die Arbeitsgruppe um Self (1995) belastete den distalen Humerus in der zyklischen Testung indirekt durch ein am Unterarm befestigtes 5 pound Gewicht. Die resultierende Grösse der am distalen Humerus wirkenden Kraft wurde nicht beschrieben. Die anderen Autoren (Schemitsch 1994, Fornasiéri 1997 und Jabcobson et al. 1997) biomechanischer Studien führten keine zyklische Testung durch.

Self et al. (1995) sowie Helfet und Hotchkiss et al. (1990) leiteten bei ihren statischen Tests eine Kraft von 200 N ein, Schemitsch et al. (1994) eine Kraft von 150 N. Dies sind zu hohe Kräfte für den Test der Steifigkeit, da sie den linearen Bereich der Kraft-Weg-Kurve überschreiten. Die damit verbundene Zerstörung der knöchernen Struktur des

distalen Humerus hat eine negative Auswirkung auf die biomechanischen Eigenschaften des Knochen-Implantat-Konstruktes im anschliessenden zyklischen Test. Die Arbeitsgruppe um Fornasiéri (1997) führte ihre statischen Tests mit einer maximalen Kraft von 50 N durch. Jacobson et al. (1997) gab für seine weggeregelt durchgeführten statischen Tests keine maximale Kraft als Abstellkriterium an.

6.8 Lastfälle

Zur Ermittlung der biomechanischen Eigenschaften eines Knochen-Implantat-Konstruktes können verschiedene Testungen (Steifigkeit, Festigkeit, Versagen bei zyklischer Testung) herangezogen werden. Eine Zerstörung der knöchernen Struktur durch die Ermittlung der Festigkeit oder das Versagen im zyklischen Test schliesst allerdings eine weitere Testung aus. Daher ist die Auswahl einer geeigneten Testreihenfolge, welche die physiologische Belastung am distalen Humerus simuliert, von wesentlicher Bedeutung für eine optimale Testung. In der vorliegenden Arbeit wurden folgende drei Lastfälle durchgeführt: Messung der Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes in Extensionsbelastung und in Flexionsbelastung, sowie Beurteilung der Knochen-Implanat-Verankerung im zyklischen Test unter Flexionsbelastung.

Da die Steifigkeiten im linearen Bereich der Kraft-Weg-Kurve ermittelt wurden (maximale Kraft 50 N), blieb die knöcherne Struktur unzerstört. Dadurch waren die Voraussetzungen für den folgenden zyklischen Test, nicht vorgeschädigte Knochen zu verwenden, erfüllt. Die ermittelten Steifigkeiten dienen als Basisdaten zum Vergleich mit den Steifigkeiten zukünftig getesteter Implantate zur operativen Versorgung von distalen Humerusfrakturen (Rekonstruktionsplatten mit winkelstabiler Schraubenverankerung, Prototypen neuer Implantate).

In klinischen Beobachtungen wird ein allmähliches Implanatversagen durch Schraubenauslockerung, Fraktur des Knochens oder Bruch des Implantates mit Abkippung des distalen Frakturfragmentes nach ventral oder nach dorsal beschrieben. Perren (1992) begründet die langfristige Implantatauslockerung mit einer geringsten Instabilität der Osteosynthese und nicht sichtbarer permanenter Beweglichkeit, welche eine ausgeprägte

Knochenresorption zur Folge haben. Dadurch kommt es zur biologischen Lockerung des Knochen-Implantat-Konstruktes mit weiterer Schraubenauslockerung oder zum Bruch des Implantates. Sofern in der postoperativen Phase keine weiteren Traumata geschehen, liegt die Hauptbelastung des Knochen-Implantat-Konstruktes während der Nachbehandlung in den Übungen der Physiotherapie sowie in den alltäglichen Bewegungen unterschiedlicher Intensität. Dabei wird vor allem mit einem in der Hand gehaltenen Gewicht wiederholt eine Beugung im Ellenbogengelenk durchgeführt (Nirschl 1993). Aus den klinischen Beobachtungen bei Implantatversagen mit erneuter Verschiebung des Gelenkblockes nach ventral oder dorsal, kann gefolgert werden, dass am distalen Humerus in Abhängigkeit vom Beugewinkel sowohl ein Flexionsstress als auch ein Extensionsstress bestehen muss. Diese Beobachtung bestätigt Friedrich Pauwels (1963) Theorie, dass im Rahmen der Beugung im Ellenbogengelenk Kräfte wirken, welche abwechselnd eine Flexionsbelastung und eine Extensionsbelastung darstellen. Die Kraftvektoren dieser beiden Belastungen stehen stets senkrecht zur Gelenkfläche und gehen durch die humero-ulnare Gelenkachse. Die in anterior-posteriorer Richtung wirkende Kraft bei Extensionsbelastung führt, nach Versagen der Abstützungsfunktion der postero-lateralen Rekonstruktionsplatte, zur Dislokation des distalen Fragmentes nach dorsal. Die Ursache für das Auftreten einer Dislokation des Gelenkblockes nach ventral bei aktiver Ellenbogenbeugung ist durch die exzentrische Lage der humero-ulnaren Gelenkachse begründet. Sie befindet sich in der Sagittalebene im Bereich der Verlängerung der ventralen Kortikalis des Humerusschaftes (Morrey 1993). Die in longitudinal-proximaler Richtung wirkende Kraft bei Flexionsbelastung führt daher zu einer Zugbelastung an den beiden distalen lateralen Schrauben und nach Schraubenausriss am Capitulum zur Dislokation des rekonstruierten Gelenkblockes nach ventral. Welche dieser beiden Belastungen hauptsächlich zum Versagen der Osteosynthese beiträgt, ist derzeit noch ungeklärt. Es kann jedoch vermutet werden, dass die Abwechslung von Flexions- und Extensionsbelastung bei häufiger Wiederholung, wie sie in der physiotherapeutischen Nachbehandlung auftritt, zur langsamen aber kontinuierlichen Schraubenauslockerung führen kann.

Das Capitulum erfährt nach Pauwels (1963) in Streckstellung des Ellenbogengelenkes eine erheblich höhere Beanspruchung als in Beugestellung. Die in diesem Testverfahren gewählte Flexionsbelastung in longitudinal-proximaler Richtung stellt nicht die grösste

Belastung am distalen Humerus bei aktiver Ellenbogenbeugung dar (Pauwels 1963, Groh 1973). Allerdings tritt bei dieser Flexionsbelastung an den beiden distalen lateralen Schrauben die kritische Zugbelastung mit drohendem Schraubenausriss und Abkippung des distalen Fragmentes nach ventral auf. Das Problem dieser Schwachstelle der Doppelplatten-Osteosynthese in 90°-Konfiguration soll durch die Entwicklung neuer Implantate gelöst werden. Daher war es in der vorliegenden Arbeit sinnvoll, die kritische, zum Versagen führende Belastungsrichtung für den zyklischen Test zu wählen. Bei der Extensionsbelastung hat die postero-laterale Platte eine Abstützfunktion für das Capitulum. Aufgrund der grossen Fläche, welche sich dem Capitulum zur Abstützung anbietet und der stabilen Verankerung mit drei, einer Zugbelastung ausgesetzten, bikortikalen Schrauben im Humerusschaft, ist eine Dislokation des Gelenkblockes nach dorsal kaum zu erwarten (Diederichs 2003).

Torsionskräfte wirken nur in geringem Masse am distalen Humerus. Unter physiologischen Bedingungen nimmt das Schultergelenk den Grossteil der an der oberen Extremität eingeleiteten Torsionskräfte auf. Lediglich bei einer Aussenrotation im Schultergelenk von über 90° kann es am distalen Humerus zu einer gesteigerten Torsionsbelastung kommen, da die Grenze der physiologischen Schulterbelastbarkeit, insbesondere der ventralen Kapsel und des Musculus subscapularis, erreicht wird. Bei steigendem Widerstand durch die Abnahme der Elastizität dieser beiden anatomischen Strukturen, kann es theoretisch zu hohen Torsionskräften am distalen Humerus kommen. Einige Arbeitsgruppen (Jacobson et al. 1997, Self et al. 1995, Fornasiéri et al. 1997, Helfet und Hotchkiss 1990) führten in ihren biomechanischen Studien eine Torsionsbelastung durch. Diederichs (2003) zeigte in seiner biomechanischen Studie, dass sich bei der Torsionsbelastung von unterschiedlichen Osteosynthesen zur Versorgung von AO 13 A3.3-Frakturen keine signifikanten Unterschiede ergeben. Die Torsionsbelastung stellt keine Hauptbelastung bei der Beugung des Unterarmes aus der Streckstellung dar. Daher war es nicht notwendig eine solche, klinisch nicht wesentliche, Belastung im biomechanischen Test durchzuführen. Auch Morrey (persönliche Konversation 2003) ist der Ansicht, dass eine Torsionsbelastung am distalen Humerus nicht speziell wichtig ist, insbesondere solange das Glenohumeralgelenk intakt ist.

In der Literatur über die am Ellenbogengelenk wirkenden Kräfte gibt es keinen Hinweis darauf, dass es unter physiologischen Bedingungen während der Beugung im Ellenbogengelenk zu klinisch bedeutsamen Valgus- oder Varusbelastungen am Frakturspalt kommt. Lediglich durch die Kraftübertragung vom Radiuskopf zum Capitulum humeri und von der Incisura trochlearis ulnae zur Trochlea humeri im Verhältnis 60 zu 40 ergibt sich eine geringfügige Valgusbelastung am distalen Humerus. Diese wird durch das mediale Kollateralband und die medial gelegenen Faserzüge der Gelenkkapsel neutralisiert. Valgus- und Varusstress spielen daher bei der Kontraktion der ellenbogenüberziehenden Muskeln keine wesentliche Rolle, solange der Tragewinkel im physiologischen Bereich liegt und die gelenkbildenden knöchernen Strukturen intakt sind (An et al. 1984b). Aus diesem Grund und der offensichtlich fehlenden klinischen Relevanz wurde in der vorliegenden Arbeit auf die Testung in Varus- und Valgusstress verzichtet.

Die Hauptbelastung am Knochen-Implantat-Konstrukt bei noch nicht abgeschlossener Frakturheilung stellt im klinischen Alltag die zyklische Dauerbelastung durch die postoperative Physiotherapie dar (Perren 1992). Die frühen, vom Physiotherapeuten kontrollierten, Übungsmassnahmen sind unbedingt notwendig, um eine Verklebung der Gelenkkapsel und die dadurch folgende Versteifung im Ellenbogengelenk zu verhindern. Daher muss eine Osteosynthese am frakturierten distalen Humerus diesen zyklischen Dauerbelastungen im Zeitraum der Frakturheilung standhalten, um gute funktionelle Ergebnisse zu erzielen. Weder in den Studien von Fornasiéri et al. (1997) und Jacobson et al. (1997), noch in der Arbeit von Schemitsch et al. (1994) wurden die Implantate im biomechanischen Test einer zyklische Dauerbelastung ausgesetzt. Um jedoch eine Aussage treffen zu können, wie sich das Knochen-Implantat-Konstrukt unter repetitiven Mikrobewegungen verhält, wie sie im Rahmen der postoperativen physiotherapeutischen Übungsmassnahmen auftreten, muss eine zyklische Testung vorgenommen werden (Helfet und Hotchkiss 1990). Nach Self et al. (1995) spiegelt der zyklische Test die während der Frakturheilungsphase am wahrscheinlichsten auftretende Art der Belastung am distalen Humerus wider. Dies wurde in der vorliegenden Arbeit berücksichtigt und ein kraftgeregelter zyklischer Test in der kritischen Belastungsrichtung, welche einem Flexionsstress entspricht, durchgeführt. Die kraftgeregelte Steuerung wurde gewählt, da sie die klinisch auftretende Belastungssituation einer wirkenden Kraft am distalen Humerus

bei aktiver Ellenbogenbeugung widerspiegelt. Eine weggeregelte Steuerung hingegen gibt konsequent einen definierten Weg (Biegung, Verformung) vor, was nicht der klinischen Realität bei zyklischer Dauerbelastung am distalen Humerus entspricht.

Die in der vorliegenden Arbeit gewählte Anzahl der Zyklen im dynamischen Test geht aus Vorberechnungen hervor und basiert auf der Grundlage physiologischer Gegebenheiten. Innerhalb der ersten 4 Wochen nach Osteosynthese einer Fraktur wird die Stabilität der Fraktur ausschliesslich durch den kortikalen Kontakt der Frakturflächen und die Belastbarkeit der Osteosynthese gewährleistet (Kenwright und Gardner 1998). Bei den extrem instabilen Trümmerfrakturen des distalen Humerus, wie hier als Frakturmodell gewählt, ist ein kortikaler Kontakt ausgeschlossen. Dadurch hängen die gesamten biomechanischen Eigenschaften nun ausschliesslich vom verwendeten Implantations-material, der Implantat-Konfiguration und der Knochen-Implantat-Verankerung ab. Die Osteosynthese muss also so lange einer zyklischen Belastung in der postoperativen Frakturheilungszeit standhalten, bis die Kallusbildung und die Ossifikation einen Teil der einwirkenden Belastung aufnehmen. Die Angaben in der Literatur, wann dies erreicht wird, differieren stark, da die Frakturlokalisation, die knöcherne Durchblutungssituation, die mechanische Beanspruchung und die Stimulation am Frakturspalt einen Einfluss auf die Kallusbildung haben (Claes et al. 1997). Man geht jedoch mehrheitlich davon aus, dass nach einer Zeit von 4 bis 6 Wochen (in der vorliegenden Arbeit wurden 5 Wochen als Berechnungsgrundlage gewählt) bereits eine mechanische Entlastung der Osteosynthese durch Kallusbildung auftritt (Cordey et al. 1980, Richardson et al. 1994, Stürmer 1996, Claes et al. 2000). Unter der Annahme, dass ein aktiver Mensch sein Ellenbogengelenk zwölf Stunden am Tag alle fünf Minuten mit einer definierten Belastung beugt, resultiert im Zeitrahmen von 5 Wochen eine Gesamtanzahl von 5040 Belastungen. Die verwendeten 5000 Zyklen repräsentieren den Betrag möglicher Ellenbeugungen bis zum Beginn der Brückenkallusbildung, also bis zu dem Zeitpunkt, an welchem der neu gebildete Knochen bzw. dessen Vorstufen, einen Teil der am Implantat wirkenden Kräfte bereits aufnimmt. Södergård und Kollegen (Södergård 1992a) haben in ihrer Nachuntersuchung von 61 Patienten mit vollständigen Gelenkfrakturen des distalen Humerus ein Implantatversagen in 29.5% der Fälle beschrieben. Bei diesen 18 Patienten fand das Versagen des Implantates meist drei Wochen (1 bis 6 Wochen) nach der operativen Versorgung statt. Dies bestätigt

aus klinischen Gesichtspunkten die Annahme, dass 5 Wochen (entsprechend 5000 Zyklen) einen realistischen Belastungszeitrahmen darstellen.

Der Begriff der Festigkeit beschreibt die biomechanische Eigenschaft des Knochen-Implantat-Konstruktes unter einer einmaligen Maximalbelastung, welche die physiologisch auftretenden Kräfte oft weit überschreitet. Die Auslockerung der Osteosynthese tritt aber in der Klinik normalerweise allmählich auf und nur selten als einmalige Überbelastung, wie etwa im Rahmen eines postoperativen Sturzes auf den Ellenbogen (Helfet und Hotchkiss 1990). Die Festigkeit eines Knochen-Implantat-Konstruktes beantwortet somit nicht die klinisch relevante Fragestellung nach einem Verhalten der Osteosynthese bei zyklischer Dauerbelastung. Darüber hinaus kann das Knochen-Implantat-Konstrukt nach der Testung der Festigkeit keinen weiteren mechanischen Prüfungen unterzogen werden, da es bis zum Versagen belastet werden muss. Ausserdem ist es möglich, dass ein Knochen-Implantat-Konstrukt eine hohe Festigkeit besitzt, aber unter zyklischer Dauerbelastung früher versagt als ein elastischeres Knochen-Implantat-Konstrukt (Claes et al. 2000). Aufgrund der geringeren klinischen Relevanz im Vergleich zur zyklischen Testung (Helfet und Hotchkiss 1990) sowie aufgrund der begrenzten Anzahl der zur Verfügung stehenden Knochen, wurde in der vorliegenden Arbeit auf die Ermittlung der Festigkeit verzichtet.

6.9 Versagensdefinitionen

Die vollständigen Gelenkfrakturen des distalen Humerus fordern eine exakte offene Reposition und eine starre innere Fixation (Holdworth 2001, O'Driscoll et al. 2002), um den Belastungen bei der postoperativen physiotherapeutischen Nachbehandlung standzuhalten. Nur wenn die Doppenplatten-Osteosynthese diese Ansprüche erfüllt, können gute und sehr gute Ergebnisse erzielt werden. Im klinischen Alltag äussert sich ein Versagen der Osteosynthese durch Schmerzen am Ellenbogen, eine Funktions-einschränkung der Ellenbogenbeweglichkeit sowie ein Instabilitätsgefühl im Gelenk. Im Röntgenbild wird durch postoperative Aufnahmen das Ausmass und die Ursache des Versagens ersichtlich. Um die klinische Situation möglichst realistisch nachzustellen, wurde als erste Versagensdefinition die eindeutig erkennbare Auslockerung der beiden

distalen lateralen Schrauben um mindestens 1.25 mm ausgewählt. Diese stellt ein offensichtliches Versagen der Osteosynthese mit folgender Dislokation des distalen Konstruktes nach ventral dar. Im klinischen Röntgenbild zeigt sich als radiologisches Zeichen der Schraubenlockerung ein schwarzer Randsaum um die betroffene Schraube. Die Gewindesteigung der verwendeten Kortikalisschrauben beträgt 1.25 mm. Ist die Schraube einmal mit allen Zähnen um diese Länge von 1.25 mm in die nächst höhere Furche des in den Knochen geschnittenen Gewindes disloziert, ist dadurch die komplette Knochenstruktur des Schraubenkanals zerstört. Nach diesem Ausriss von 1,25 mm gleicht der ehemalige Gewindegang im Knochen nun nur noch einem Hohlgang mit sehr geringer bis gar keiner Verankerung der Schraube im Knochen. Dieses Versagen der Knochen-Implantat-Verankerung durch Schraubenausriss führt unweigerlich zur Dislokation des Capitulums nach ventral. Dieses Versagen der Osteosynthese stellt die Hauptursache für eine Pseudarthrose am distalen Humerus dar (Helfet und Rosen 1988, Letsch und Schmit-Neuerburg 2003). Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Arbeit ein Schraubenausriss von mindestens 1.25 mm als Versagen der Osteosynthese definiert.

Die zweite Versagensdefinition wurde aufgrund der Frakturspaltbewegung gewählt, welche einen wesentlichen Einfluss auf die Kallusbildung, Revaskularisierung und damit auch auf die Knochenbruchheilung hat (Goodship und Kenwright 1985, Claes et al. 1997, Perren 1992, Perren et al. 2001b). Nach diesen Autoren ist eine Frakturspaltbewegung von 0.5 bis 2 mm (unabhängig von der Bewegungsrichtung) erwünscht und fördert die Knochenbruchheilung. Überschreitet die Frakturspaltbewegung allerdings die Grenze von 2 mm wirkt sich dies negativ auf die Frakturheilung aus und führt zur gestörten Knochenbruchheilung, zur Pseudarthrose oder zur Defektheilung. Die Übertragung dieses Frakturheilungsmodells von der Tibia auf den distalen Humerus ist aufgrund der Untersuchungen von Aro und Chao (1993) zulässig. Die aus der Frakturspaltbewegung resultierende Winkelbewegung wurde auf 5° festgelegt und als Versagensgrenzwert definiert. Dieser Wert ist, wie auch die einfliessende Variable der Frakturspalttiefe in sagittaler Richtung, idealisiert, was durch die grosse anatomische Variationsbreite aber nicht zu verhindern ist. Helfet und Hotchkiss (1990) definierten eine permanente Deformation von mindestens 1 mm als Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes.

Dabei wird die Frakturspaltbewegung im elastischen Bereich nicht berücksichtigt, obwohl sich diese ab einem Grenzwert von 2 mm negativ auf die Knochenheilung auswirkt.

Als dritte Versagensdefinition wurde ein ventraler Kortikaliskontakt noch während der zyklischen Testung festgelegt, da die exakten Versagenskriterien erst in der späteren Auswertung bestimmt werden konnten. Es war allerdings davon auszugehen, dass nach Einsinken der gesamten Frakturspalthöhe von 5 mm auch die anderen Versagensgrenzwerte sicher erreicht waren.

Das laterale Einsinken des Gelenkblockes nach proximal führt zu einer Fehlstellung der humero-ulnaren Gelenkachse (Valgus-Fehlstellung am Ellenbogengelenk), aber nicht notwendiger Weise zum Versagen der Osteosynthese. Es findet stets in Kombination mit einer Abkippung des Gelenkblockes nach ventral statt, ist aber weniger stark ausgeprägt und eignet sich daher erst in zweiter Wahl als Versagenskriterium. In dieser Arbeit wurde ein Winkel von maximal 10° Valgusfehlstellung als akzeptabel festgelegt.

Der Erhalt des rekonstruierten Gelenkblockes ist für die Bewegung des Ellenbogengelenkes und zur Vermeidung einer postoperativen Arthrose von essentieller Wichtigkeit. Daher wurde eine Verkantung von über 5° zwischen dem Fragment lateral und medial des intraartikulären Frakturspaltes (Winkel $\varepsilon > 5°$) und eine Stufenbildung am intraartikulären Frakturspalt von über 1 mm (Dislokation > 1 mm) als Versagen definiert.

Da es in einem in-vitro Versuch nicht möglich ist alle Bedingungen der in-vivo Situation (Blutversorgung, Kallusbildung, Remineralisation, Knochenanbaurate) nachzustellen, sind die Testergebnisse, wie bei allen in-vitro Studien, nicht vollständig auf die in-vivo Verhältnisse zu übertragen. Unabhängig davon wurde in der vorliegenden Studie eine klinisch relevante Frage mit einer physiologisch nachvollziehbaren Testmethode in-vitro nachgestellt, was eine Übertragung der Ergebnisse auf die klinische Situation zulässt.

6.10 Diskussion der Ergebnisse

6.10.1 Ergebnisse der statischen Testungen

Mit dem in dieser Arbeit entwickelten Testverfahren wurde die Steifigkeit der Doppelplatten-Osteosynthese in 90°-Konfiguration mit herkömmlichen Rekonstruktionsplatten unter Extensions- und Flexionsbelastung ermittelt. Der Absolutwert der Steifigkeit hat unter klinischen Gesichtspunkten nur eine begrenzte Aussagekraft. Die Ursache dafür liegt in der Tatsache, dass die real wirkenden Kräfte an der Gelenkfläche des distalen Humerus unter physiologischen Belastungen bislang nicht bekannt sind. Zusätzlich stellt sich aus klinischen Gesichtspunkten die Frage, wie steif eine Osteosynthese sein muss, um eine „adäquate“ Stabilität zu bieten. Ein Vergleich der Steifigkeiten von unterschiedlichen Osteosynthesen lässt zumindest eine relative Aussage über den Vorteil einer Osteosynthese zu. Derartige vergleichende biomechanische Studien unter Verwendung unterschiedlicher Implantate wurden am distalen Humerus bereits durchgeführt (Helfet und Hotchkiss 1990, Schemitsch et al. 1994, Self et al. 1995, Jacobson et al. 1997, Fornasiéri et a. 1997). In der vorliegenden Arbeit stellen die ermittelten Steifigkeiten eine Zusatzinformation dar und dienen als Basisdaten der derzeitigen Standard-Osteosynthese (Doppelplatten-Osteosynthese mit Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration). Als solche können sie zum Vergleich mit den ermittelten Steifigkeiten von zukünftig mit diesem Testverfahren beurteilten Osteosynthesen herangezogen werden.

Die Steifigkeiten der 8 Testknochen unter Extensionsbelastung liegen um den Median von 76.5 N/mm (Abbildung 23). Die Abweichungen können durch die unterschiedliche freie Biegelänge der postero-lateralen Rekonstruktionsplatte begründet werden. Die freie Biegelänge entspricht dem Abstand von der distalen Frakturspaltlinie bis zur ersten Kortikalisschraube proximal des Frakturspaltes. Je grösser diese freie Biegelänge ist, desto leichter lässt sich die postero-laterale Platte unter mechanischer Belastung nach dorsal biegen, was in einer geringen Steifigkeit resultiert. Da die Platzierung der Schrauben durch die begrenzte Anzahl der Schraubenlöcher der Rekonstruktionsplatte eingeschränkt ist und sich die Anmodellierung der Platten am distalen Konstrukt orientieren muss, ist diese

Störgrösse nicht vermeidbar. Lediglich ein anderes Implantat mit engeren Schraubenlochabständen könnte die freie Biegelänge minimieren.

In der Regressionsanalyse (*Abbildung 24*) zeigte sich unter Extensionsbelastung keine Abhängigkeit der Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes von der Knochenmineraldichte des Testknochens. Dies bedeutet, dass Testknochen mit verringerter Knochenmineraldichte unter Extensionsbelastung keine geringere Steifigkeit aufweisen als Testknochen mit hoher Knochenmineraldichte. Dies kann durch die grosse Anlegefläche der postero-lateralen Platte verursacht sein, welche durch ihre Abstützungsfunktion für das Capitulum eine Dislokation nach dorsal bei hoher, aber auch bei niedriger, Knochenmineraldichte verhindert. Die proximale Verankerung der postero-lateralen Platte findet mit 3 Schrauben bikortikal am Humerusschaft statt. Da die Kortikalis, im Gegensatz zur Metaphyse und Epiphyse, auch beim Knochen mit verringerter Knochenmineraldichte massiv ausgebildet ist, ergibt sich proximal des Frakturspaltes eine feste Verankerung der Rekonstruktionsplatte. Aus diesen Gründen überrascht die fehlende Korrelation zwischen Steifigkeit unter Extensionsbelastung und Knochenmineraldichte nicht. Aus den gleichen Gründen ist eine Dislokation nach dorsal bei der Doppelplatten-Osteosynthese in 90°-Konfiguration unwahrscheinlich. Diese Ansicht wird durch die biomechanische Arbeit von Diederichs (2003), welcher sogar unter zyklischer Dauerbelastung in Extensionsrichtung kein Versagen nachweisen konnte, bestätigt.

Die Steifigkeiten der acht Testknochen unter Flexionsbelastung liegen um den Median von 81.5 N/mm (Abbildung 23). Nach genauer Betrachtung der Testvideos kann ein Teil der Abweichungen durch eine nicht optimale Anformung der postero-lateralen Rekonstruktionsplatte an den Humerusschaft erklärt werden. Bei einem der Testknochen lag die postero-laterale Platte proximal nicht direkt dem Humerusschaft an. Unter Flexionsbelastung biegt sich die Platte nach ventral und täuscht so eine sehr geringe Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes vor. Diese geringste Instabilität mit permanenter Beweglichkeit kann nach Perren (1992) zur Knochenresorption und langfristig zur Implantatauslockerung führen. Aufgrund dieser entscheidenden klinischen Konsequenzen muss bei Durchführung der Osteosynthese auf eine akribisch genaue Anformung der Rekonstruktionsplatte an das distale Frakturfragment, wie auch an den

Humerusschaft, geachtet werden. Bei einem Testknochen hingegen lag die postero-laterale Platte bereits vor Testbeginn dem Humerusschaft schlüssig an und die gemessene Steifigkeit unter Flexionsbelastung war sehr hoch, was die oben genannte These eindrucksvoll untersteicht.

Drei der Testknochen mit geringer Knochenmineraldichte zeigten eine niedrige Steifigkeit. Die zwei Testknochen mit der höchsten Knochenmineraldichte hingegen wiesen auch eine sehr hohe Steifigkeit auf. Aus dieser Beobachtung könnte man folgern, dass die Knochenmineraldichte in einem gewissen Mass Einfluss auf die Steifigkeit der Knochen-Implantat-Konstrukte hat. In der Regressionsanalyse (*Abbildung 24*) zeigte sich eine Korrelation der Steifigkeit unter Flexionsbelastung zur Knochenmineraldichte von 30% ($R^2 = 0.32$). Dies lässt lediglich die Tendenz erkennen, dass die Steifigkeit unter Flexionsbelastung beim Knochen mit verringerter Knochenmineraldichte geringer ist als beim Knochen mit durchschnittlicher oder hoher Knochenmineraldichte. Dies würde aber bedeuten, dass mit ansteigender Knochenmineraldichte die Steifigkeit unter Flexionsbelastung ebenfalls ansteigt. Diese Tendenz ist allerdings nicht statistisch signifikant ($p = 0.15$) und lässt daher eine generelle Aussage diesbezüglich nicht zu.

6.10.2 Ergebnisse des zyklischen Tests unter Flexionsbelastung

In der vorliegenden Arbeit konnte das Verhalten der Doppelplatten-Osteosynthese in 90°-Konfiguration unter zyklischer Dauerbelastung, wie sie im Rahmen der frühen postoperativen Physiotherapie klinisch auftritt, ermittelt werden. Bislang wurde nur in zwei biomechanischen Studien (Self 1995, Helfet und Hotchkiss 1990), welche sich mit der operativen Versorgung von distalen Humerusfrakturen beschäftigten, ein zyklischer Test durchgeführt. Die Arbeitsgruppe um Self (Self et al. 1995) beschrieb kein Versagen im zyklischen Test und folgerte die klinische Aussage aus der Steifigkeit und Endfestigkeit der Knochen-Implantat-Konstrukte. Helfet und Hotchkiss verglichen 1990 drei verschiedene Osteosynthesen nach Ermittlung der Steifigkeit und Anzahl der Zyklen bis zum Versagen der jeweiligen Osteosynthese. Dabei erwies sich die Doppelplatten-Osteosynthese in 90°-Konfiguration (Drittelrohrplatte oder Rekonstruktionsplatten) als biomechanisch optimal im Vergleich zur gekreuzten Schrauben-Osteosynthese und der dorsalen Y-Platte. Ein Vergleich der biomechanischen Eigenschaften der Standard-Osteosynthese mit in den letzten Jahren neu entwickelten Platten (Rekonstruktionsplatte mit winkelstabiler Schraubenverankerung, anatomisch vorgeformte Platten für den distalen Humerus, Acumed®-Platte) ist bis zum gegenwärtigen Zeitpunkt noch nicht in der Literatur beschrieben. In der vorliegenden Arbeit wurde ein biomechanisches Testverfahren entwickelt, welches die klinisch relevanten Anforderungen an das Knochen-Implantat-Konstrukt berücksichtigt. In diesem zyklischen Test konnte unter den vordefinierten Belastungen ein Versagen in 62.5% der Fälle erreicht werden. Sowohl das entwickelte Testverfahren wie auch die Analyse der biomechanischen Eigenschaften der gegenwärtigen Standard-Osteosynthese, stellen die essentielle Grundlage dar, um neue Implantate unter klinischen Gesichtspunkten im Vergleich zur Standard-Osteosynthese zu evaluieren.

Die Absolutbewegungen der Knochen-Implantat-Konstrukte wurden, während den 5000 Zyklen der dynamischen Testung mit einer maximal eingeleiteten Kraft von 150 N, durch die Testmaschine aufgezeichnet. Es wurde die Amplitude und das Settling ermittelt.

Die Amplitude ist ein Mass für die elastische Deformation (Änderung der Steifigkeit) des Knochen-Implantat-Konstruktes im Verlauf der zyklischen Langzeitbelastung. Verringert sich die Amplitude, so nimmt die Steifigkeit des Implantates zu. Eine abnehmende

Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes wird durch eine Erhöhung der Amplitude repräsentiert. Dies kann zum Beispiel durch eine zunehmende elastische Verformbarkeit der Platte oder durch Schraubenauslockerung verursacht sein. Bei zwei Knochen konnte die Amplitude nicht dargestellt werden, da diese Knochen bereits zu Beginn des ersten Zyklus versagten. Bei den verbleibenden Knochen der Testgruppe blieb die Amplitude im Verlauf der zyklischen Langzeitbehandlung praktisch konstant. Es war lediglich eine sehr geringe, zu vernachlässigende, Abnahme der Amplitude zu sehen. Dies bedeutet, dass die elastische Deformation und die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstruktes im Verlauf der zyklischen Langzeitbelastung unverändert blieben. Bei der postoperativen Physiotherapie tritt allerdings neben der im zyklischen Test eingeleiteten Flexionsbelastung zusätzlich eine alternierende Flexions- und Extensionsbelastung auf. Dies führt dazu, dass das distale Frakturfragment alternierend in longitudinal-proximaler und anterior-posteriorer Richtung belastet wird. In der vorliegenden Arbeit wurde der zyklische Test in lediglich einer Belastungsrichtung durchgeführt, da bislang kein geeigneter Schwenkmechanismus für das Knochen-Implantat-Konstrukt existiert. Daher ist die Aussagekraft der konstant gebliebenen Amplitude im zyklischen Test kritisch zu bewerten. Unter alternierender Flexions-Extensionsbelastung, wie sie real am distalen Humerus im Rahmen der Physiotherapie auftritt, kann nach Schraubenauslockerung ein Schwenkspiel des distalen Gelenkblockes und eine dadurch ansteigende Amplitude vermutet werden. Es war aber nicht das Ziel der vorliegenden Arbeit, eine alternierende Flexions- und Extensionsbelastung anzulegen. Das Ziel bestand vielmehr darin, unter der kritischen Flexionsbelastung eine klinisch denkbare Kraft einzuleiten, um einen Schraubenausriss am Capitulum, dem Schwachpunkt der Osteosynthese, zu provozieren.

Das Settling beschreibt die Auslockerung der Osteosynthese während der zyklischen Testung und stellt ein Mass für die irreversible Deformation des Knochen-Implantat-Konstruktes dar. In der vorliegenden Arbeit wurde das Settling als irrevesible Deformation (Differenz zwischen nicht belastetem Anfangszustand und Entlastungszustand nach dem zyklischen Test) angegeben. Es konnte eine irreversible Deformation des Frakturmodells bei fünf Testknochen gezeigt werden. Zwei Knochen-Implantat-Konstrukte versagten sogar bereits direkt zu Beginn des zyklischen Tests noch vor Erreichen des gewählten Kraftniveaus von 150 N. Da die Amplitude und das Settling durch die Testmaschine

aufgezeichnet wurden, berücksichtigen sie nur die Absolutbewegungen am Knochen-Implantat-Konstrukt. Die Relativbewegungen zwischen distalem Gelenkblock und Humerusschaft wurden aus diesem Grund mit einem zweidimensionalen optischen Messsystem ermittelt. Die Messung der Capitulumentfernung ergab einen Schraubenausriss der distalen lateralen Schraube von mindestens 1.25 mm bei vier der acht getesteten Knochen. Nach einem solchen Schraubenausriss ist ein feste Knochen-Implantat-Verankerung nicht mehr zu erreichen und die Osteosynthese des Frakturmodells hat versagt (6.9 Versagensdefinitionen). Der Winkels α übertraf in fünf von acht Testknochen den vorgegebenen Versagensgrenzwert von 5°. Vier dieser fünf Testknochen versagten bereits durch einen Schraubenausriss von mindesten 1.25 mm bevor sie den Winkelgrenzwert von 5° erreichten.

Die Beobachtung der zyklischen Testung sowie die Auswertung der Absolut- und Relativbewegungen lassen folgendes Versagensmuster der Doppelplatten-Osteosynthese erkennen: Es findet solange ein Zusammensintern des suprakondylären Frakturspaltes an der lateralen Seite statt, bis die beiden distalen lateralen Schrauben einer Zugbelastung ausgesetzt sind. Sobald die Knochen-Implantat-Verankerung dieser Zugbelastung nicht mehr standhalten kann, kommt es zum Schraubenausriss und zur Abkippung des rekonstruierten Gelenkblockes nach ventral. Synchron zu diesem Versagens-Mechanismus, kommt es zusätzlich zu einer elastischen Deformation der postero-lateralen Rekonstruktionsplatte, was ebenso zu einer grossen Frakturspaltbewegung führt. Bei keinem der Testknochen kam es durch die statische Testung oder durch die zyklische Langzeitbelastung zu einer Verschiebung oder Verkantung der beiden Frakturfragmente des Gelenkblockes. Die Rekonstruktion des Gelenkblockes mit interfragmentärer Kompression durch eine Zug- und eine Stellschraube hat sich dadurch als sehr stabil erwiesen. Durch Röntgenbilder mit kranio-kaudalem Strahlengang vor und nach Testung konnte eine durch die Belastungen des biomechanischen Tests verursachte Stufenbildung am intraartikulären Frakturspalt ausgeschlossen werden. Dies bestätigt auch die klinische Beobachtung von Helfet et al. (2003), dass der intraartikuläre Frakturspalt im allgemeinen ohne Probleme verheilt.

Das geringfügige Einsinken des Gelenkblockes an der lateralen Säule ist aus klinischer Sicht weniger problematisch, da dies nur eine geringe Erhöhung des Tragewinkels am

distalen Humerus zur Folge hat. Dieser variiert ohne dies durch die natürliche anatomische Varianz zwischen 2° und 14° (Ericson et al. 2003, Korner et al. 2002). Der Schraubenausriss der beiden distalen lateralen Schrauben hingegen führt zur Dislokation des distalen Gelenkblockes nach ventral und somit zum Versagen der Osteosynthese. Eine übermässige Frakturspaltbewegung (Winkel $\alpha > 5°$) wirkt sich negativ auf die Knochenheilung aus und stellt eine nicht ausreichend rigide innere Fixation dar. In der klinischen Situation resultiert das Versagen der Osteosynthese, gleich ob es durch Schraubenausriss oder übermässige elastische Deformation des Knochen-Implantat-Konstruktes verursacht wurde, in einer ausgeprägten Frakturspaltbewegung. Diese kann als klinische Konsequenz beim Patienten zu einer Pseudarthrose, zu Schmerzen und zur Funktionseinschränkung des Ellenbogengelenkes führen (Letsch und Schmit-Neuerburg 2003). Helfet und Rosen (1988) identifzierten eine Auslockerung der inneren Fixation oder ein Implantatversagen als prinzipielle Ursache für eine Pseudarthrose am distalen Humerus nach operativer Versorgung.

In die Graphik „Zyklenanzahl bis zum Versagen in Abhängigkeit von der Knochenmineraldichte [g/cm³]“ (Abbildung 32) sind die Resultate aus den gemessenen Relativbewegungen eingearbeitet. Aus diesem Graphen kann man schlussfolgern, dass die Doppelplatten-Osteosynthese in 90°-Konfiguration beim Knochen mit hoher Knochenmineraldichte eine rigide innere Fixation ermöglicht. Diese hält der zyklischen Langzeitbelastung in der kritischen Flexionsrichtung langfristig stand und stellt somit eine übungsstabile Osteosynthese dar. Bereits beim Knochen mit durchschnittlicher Knochenmineraldichte ist jedoch ein Bestehen des zyklischen Tests unsicher. Einer der Testknochen erreichte nur sehr knapp vor dem Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes die Anzahl von 5000 Zyklen. Ein weiterer Testknochen versagte nach 600 Zyklen durch Ausriss der distalen lateralen Schraube. Unter klinischen Gesichtspunkten bedeutet dies, dass im Verlauf der postoperativen physiotherapeutischen Nachbehandlung mit einem Versagen der Osteosynthese zu rechnen ist. Beim Knochen mit verringerter Knochenmineraldichte versagt die derzeitige Standard-Osteosynthese mit Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration bereits zu Beginn des zyklischen Tests. Klinisch entspricht dies einem frühzeitigen Versagen der Osteosynthese zu Beginn der physiotherapeutischen Übungsmassnahmen am zweiten postoperativen Tag. Notgedrungen

muss die instabile Fraktur dann im Gipsverband immobilisiert werden, was zur Verklebung der Gelenkkapsel mit folgender Versteifung des Ellenbogengelenkes und zur Bewegungseinschränkung führt. Die Konsequenz davon kann beim Patienten mit hohem funktionellen Anspruch die operative Arthrolyse im Rahmen einer Revisionsoperation sein. Diese stellt besonders beim Patienten hohen Alters erneut einen risikoreichen Eingriff dar. Alternativ zur Osteosynthese wird bei osteoporotischen Knochenverhältnissen oder nicht rekonstruierbarer Zertrümmerung ein endoprothetischer Gelenkersatz beschrieben. Dieser wird allerdings aufgrund der fehlenden Langzeitergebnisse und der hohen Kosten nur sehr selten durchgeführt. Zudem ist der Patient durch eine nur begrenzt zugelassene Belastung der Ellenbogen-Prothese in der Belastbarkeit des Ellenbogengelenkes funktionell eingeschränkt. Langfristig könnte sogar eine Auslockerung des endoprothetischen Gelenkersatzes resultieren.

Beim Knochen mit hoher Knochenmineraldichte stellt die Doppelplatten-Osteosynthese also eine akzeptable und zuverlässige Behandlungsmethode dar. Beim Knochen mit mittlerer und verringerter Knochenmineraldichte besteht jedoch ein eindeutiges Verbesserungspotential bei der Doppelplatten-Osteosynthese mit Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration. Da die Knochenmineraldichte-Werte in der vorliegenden Arbeit nicht repräsentativ für die Gesamtbevölkerung sind, kann man von den Ergebnissen dieser biomechanischen Studie nicht exakt auf die klinische Situation schliessen. Allerdings bestätigt sich die Aussage von Self et al. (1995), dass die Osteosynthese mit zunehmendem Schweregrad der Fraktur und abnehmender Knochenmineraldichte, höhere Anforderungen erfüllen muss. Nur dann kann sie im Zeitraum der Knochenheilung eine rigide innere Fixation und damit eine sichere knöcherne Defektausfüllung ermöglichen. In klinischen Beobachtungen zeigt sich durch eine Pseudarthroserate von bis zu 10%, dass die derzeitige Standard-Osteosynthese der Anforderung einer rigiden inneren Fixation bei vollständiger Gelenkfraktur nicht nachkommen kann. Dieser klinische Problemfall wurde in der vorliegenden Arbeit im biomechanischen Test nachgestellt und dient als „Referenz“ des Testverfahrens. Neu entwickelte Implantate und unterschiedliche Implantatkonfigurationen können nun aufgrund dieser etablierten Testmethodik im direkten Vergleich zur derzeitigen Standard-Osteosynthese evaluiert werden.

7 SCHLUSSFOLGERUNGEN

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Testverfahren für verschiedene Osteosynthesen nach intraartikulärer distaler Humerusfraktur mit metaphysärer Trümmerzone (AO Klassifikation 13 C2) entwickelt. Dieses Testverfahren vermeidet die Einschränkungen der bisherigen biomechanischen Testungen. Es führt unter in-vitro Bedingungen zu einem klinisch beobachteten Versagensmuster der Dislokation nach anterior und berücksichtigt die wesentliche Problemstellung der verminderten Knochenmineraldichte. Die Reproduzierbarkeit der Testergebnisse ist durch die sorgfältige Kontrolle der Variablen und die standardisierte Durchführung der einzelnen Arbeitsschritte gewährleistet. Das Testverfahren bietet damit die Möglichkeit verschiedene Osteosynthesen am distalen Humerus und unterschiedliche Frakturmodelle des distalen Humerus zu testen. Durch die physiologisch nachvollziehbare und geeignete Wahl der eingeleiteten Kraftgrösse im zyklischen Test können aus den Testergebnissen eindeutige Aussagen geschlussfolgert werden. Aus der Analyse des Versagensmusters kann gefolgert werden, dass die Schraubenverankerung am Capitulum die Schwachstelle der Standard-Osteosynthese darstellt. Bei mittlerer und insbesonders bei verminderter Knochenmineraldichte kommt es unter zyklischer Dauerbelastung zum Schraubenausriss am Capitulum und dadurch zum Versagen der Osteosynthese. Beim Knochen mit hoher Knochenmineraldichte scheint auch die Doppelplatten-Osteosynthese mit herkömmlichen Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration eine übungsstabile Fixierung zu bieten. Mit dem in dieser Studie entwickelten und verifizierten Testverfahren können neue Implantate für die Versorgung der vollständigen Gelenkfrakturen des distalen Humerus im direkten Vergleich zur derzeitigen Standard-Osteosynthese evaluiert werden.

8 ZUKUNFTSPERSPEKTIVEN

8.1 LCP-Rekonstruktionsplatte

Rekonstruktionsplatten mit winkelstabiler Schraubenverankerung (locking compression plates, LCPs) weisen biomechanisch im Vergleich zu mit Kortikalisschrauben verankerten Rekonstruktionsplatten unter in-vitro Bedingungen eine wesentlich höhere Steifigkeit bei axialer Belastung (Zug-Druck) und bei Biegebelastung auf. Nach den Untersuchungen von Borgeoud et al. (2000), Tepic und Perren (1995) sowie Seebeck et al. (1999) scheinen die, bislang nicht für die operative Versorgung von distalen Humerusfrakturen etablierten LCPs eine bessere Knochen-Implantat-Verankerung zu gewährleisten. Dies ist insbesondere beim Knochen mit verringerter Knochenmineraldichte von grosser klinischer Relevanz (Korner et al. 2003b). Bislang gibt es erst eine biomechanische in-vitro Studie, welche dieses unter zyklischer Dauerbelastung, wie sie im Rahmen der physiotherapeutischen Nachbehandlung am distalen Humerus auftritt, für die Versorgung von distalen Humerusfrakturen belegt. Korner et al. (2003c) testeten die biomechanischen Eigenschaften der Doppelplatten-Osteosynthese unter Verwendung von LCP-Rekonstruktionsplatten ohne Kombiloch im Vergleich zur Standard-Osteosynthese mit herkömmlichen Rekonstruktionsplatten am Knochen mit verminderter Knochenmineraldichte. Es konnte bei Verwendung der LCP-Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration ein geringeres Versagen der Osteosynthese bei zyklischer Dauerbelastung im physiologisch nachvollziehbaren Bereich und somit eine verbesserte innere Fixation beim Knochen mit verringerter Knochenmineraldichte nachgewiesen werden.

Ein wesentlicher Nachteil der derzeitigen Generation der LCP wird in der festgelegten Richtung der eingebrachten Schrauben gesehen (Sommer 2003). Es muss darauf geachtet werden, dass die Gelenkfläche nicht durch die Kopfverriegelungsschrauben penetriert wird. Darüber hinaus kann es durch die komplexe Anatomie des distalen Humerus und den geringen Raum zur Schraubenplatzierung zu einer gegenseitigen Behinderung der Kopfverriegelungsschrauben kommen. Es müssen dann einzelne Schrauben in der Platte

ausgelassen werden oder kürzer als biomechanisch sinnvoll gewählt werden. Trotz diesen praktischen Problemen und den daraus folgenden Nachteilen ist die LCP-Rekonstruktionsplatte ohne Kombiloch der herkömmlichen Rekonstruktionsplatte in ihren biomechanischen Eigenschaften überlegen. Dies dürfte sich unter klinischen Aspekten insbesondere bei Vorliegen einer metaphysären Trümmerzone und bei verminderter Knochenmineraldichte als vorteilhaft erweisen (Korner et al. 2003c).

8.2 Neue Implantate

In den letzten Jahren wurden neue Implantate (z.B. anatomisch vorgeformte distale Humerusplatten mit Kopfverriegelungsschrauben, Acumed®-Platte) zur Versorgung der distalen Humerusfrakturen entwickelt. Die anatomische Vormodellierung erleichtert intraoperativ die Rekonstruktion der physiologischen Winkel des distalen Humerus (Schemitsch et al. 1994). Zusätzliche Schraubenlöcher am distalen Plattenende ermöglichen die Positionierung weiterer Schrauben und somit die optimale Ausnutzung der geringen zur Verfügung stehenden knöchernen Strukturen am distalen Humerus. Durch die vorgeplante Form der neuen Implantate behindern sich die Kopfverriegelungsschrauben nicht mehr und eine winkelstabile Knochen-Implanat-Verankerung ist gewährleistet. Da die anatomische Varianz der individuell unterschiedlichen distalen Oberarmknochen allerdings sehr hoch ist, bleibt abzuwarten, in wie vielen Fällen die vorgeformten Platten im klinischen Alltag verwendet werden können. Da zum gegenwärtigen Zeitpunkt die Kopfverriegelungsschrauben in ihrer Richtung nicht veränderbar sind, muss darauf geachtet werden, dass die Gelenkfläche nicht penetriert wird. Aufgrund der hohen Entwicklungskosten haben die neuen Implantate einen sehr hohen Preis und ihre Verwendung im klinischen Alltag ist in anbetracht des individuellen Krankenhausbudgets sorgfältig abzuwägen. Nach vollständigen Gelenkfrakturen oder Frakturen des distalen Humerus mit metaphysärer Trümmerzone erscheint die Verwendung dieser neuen Implantate beim Knochen mit verminderter Knochenmineraldichte als hilfreich. Derzeit ist in der Literatur noch keine Studie beschrieben, welche die biomechanischen Eigenschaften der neuen Implantate im Vergleich zum Standard-Implantat oder im Vergleich zur LCP-Rekonstruktionsplatte beurteilt.

8.3 Ellenbogen-Endoprothese

Eine alternative Behandlungsmöglichkeit bei schwer oder nicht rekonstruierbaren Frakturen des distalen Humerus stellt die primäre endoprothetische Versorgung dar. Die Vorteile der Ellenbogen-Endoprothese liegen in den kurzfristig guten Ergebnissen (Frankle et al. 2003) sowie in der relativ kurzen Operationszeit. Diese ist nur etwa halb so lange wie bei Doppelplatten-Osteosynthese, was durch eine technisch unkomplizierte Implantation begründet ist (Müller et al. 2003). Die Nachteile sind eine eingeschränkte Ellenbogenfunktion durch die begrenzte Belastbarkeit des endoprothetischen Gelenkersatzes, die drohende Gefahr der Prothesenauslockerung und die sehr hohen Kosten. Darüber hinaus sind in der Literatur bislang noch keine Langzeitergebnisse für die Ellenbogen-Endoprothese beschrieben.

Die primäre Ellenbogen-Endoprothese ist sicherlich eine gute Therapie für vorselektierte Patienten (z.B. mit schwerer rheumatoider Arthritis im Ellenbogengelenk). Bei intraartikulären Frakturen des distalen Humerus mit metaphysärer Trümmerzone stellt sie jedoch bislang nur eine alternative Notlösung für Patienten im hohen Alter dar (Cobb und Morrey 1997). Falls sich in den nächsten Jahren zeigen sollte, dass die primäre posttraumatische Ellenbogen-Endoprothese auch langfristig exzellente und gute Ergebnisse erzielt und die Kosten für diese Prothese sinken, könnte sie eine denkbare Alternative zur Doppelplatten-Osteosynthese werden.

9 ZUSAMMENFASSUNG

Die vollständigen Gelenkfrakturen des distalen Humerus mit metaphysärer Trümmerzone (AO Klassifikation 13 C2) sind Problemfrakturen und gehören zu den grössten Herausforderungen der Ellenbogenchirurgie. Insbesondere beim Patienten hohen Alters besteht regelmässig die Kombination aus verringerter Knochenmineraldichte und knöcherner Trümmerzone. Das Ziel einer primär übungsstabilen Osteosynthese ist hier äusserst schwierig zu erreichen. Die operative Behandlung mit den derzeitig verfügbaren Osteosynthese-Materialien führt häufig zu funktionell enttäuschenden Ergebnissen. Aus dieser Notwendigkeit heraus wurden in den letzten Jahren neue Implantate zur operativen Versorgung dieser vollständigen Gelenkfrakturen am distalen Humerus entwickelt. Die vorliegende Arbeit hatte das Ziel ein Testverfahren zur Ermittlung der biomechanischen Eigenschaften (Steifigkeit im statischen Test und Verhalten der Knochen-Implantat-Verankerung im zyklischen Test) unterschiedlicher Implantate zu entwickelt. Dieses Testverfahren simuliert unter in-vitro Bedingungen die zyklische Belastungssituation der Physiotherapie am distalen Humerus bei frühfunktioneller postoperativer Bewegung in den ersten fünf Wochen der Frakturheilung. Die neu entwickelte Testmethodik wurde an frischen, humanen, nicht konservierten Testknochen mit einem durchschnittlichen Alter von 73 Jahren und einer verringerten Knochenmineraldichte verifiziert. Die Ergebnisse der zyklischen Testung zeigen, dass bei der Standard-Osteosynthese mit 3.5 mm Titanium Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration ein Verbesserungspotential beim Knochen mit verringerter und ebenso beim Knochen mit durchschnittlicher Knochenmineraldichte besteht. Fünf der acht Testknochen versagten unter zyklischer Dauerbelastung in einem physiologisch nachvollziehbaren Bereich der Krafteinleitung und der Zyklenanzahl. Beim Knochen mit hoher Knochenmineraldichte hingegen stellt die Standard-Osteosynthese unter in-vitro Bedingungen eine stabile innere Fixation dar. Die interfragmentäre Kompression des distalen Frakturspaltes durch eine Zug- und eine Stellschraube bot unabhängig von der Knochenmineraldichte eine ausreichend stabile Fixierung des Gelenkblockes. Mit den durch diese Studie gewonnenen Erkenntnissen können in Zukunft neue Implantate im direkten Vergleich zur derzeitigen Standard-Osteosynthese beurteilt werden. Dadurch wurde – zum Wohle des Patienten - die Grundlage für eine Optimierung der gelenkerhaltenden operativen Versorgung der zunehmenden und technisch sehr anspruchsvollen vollständigen Gelenkfrakturen des distalen Humerus geschaffen.

10 REFERENZEN

1. An KN, Kwak BM, Chao EY, Morrey BF (1984a) Determination of muscle and joint forces. A new technique to solve the indeterminate problem. Journal of Biomechanical Engineering 106: 364-367

2. An KN, Morrey BF, Chao EY (1984b) Carrying angle of the human elbow joint. J Orthop Res 1: 369-378

3. An KN, Morrey BF (1993) Biomechanics of the elbow. In: Morrey BF (ed.) The elbow and its disorders. 2nd edition, Saunders, Philadelphia, London, Toronto, pp. 53-72

4. Aro HT, Chao EY (1993) Bone-healing patterns affected by loading, fracture fragment stability, fracture type and fracture site compression. Clin Orthop: 8-17

5. Bauer GJ, Hoellen IP (1997) Die distale intraartikuläre Humerusfraktur. Diagnostik, Operationstechnik und Ergebnisse. Aktuelle Traumatologie 27: 125-11

6. Bernstein AD, Jazrawi LM, Rokito AS, Zuckerman JD (2000) Elbow joint biomechanics: basic science and clinical applications. Orthopedics 23 (12): 1293-1303

7. Bertolini R, Leutert G (1987) Arm, Gelenke. In: Bertolini R, Leutert G (Hrsg.) Atlas der Anatomie des Menschen. Band 1 Arm und Bein. 1. Aufl. Thieme, Leipzig, S. 40-69

8. Böge A (1984) Grundlagen Statik in der Ebene. In: Mechanik und Festigkeitslehre. 2. Aufl. Friedrich Vieweg Verlag, Braunschweig, S. 1-21

9. Borgeaud M, Cordey J, Leyvraz PE, Perren SM (2000) Mechanical analysis of the bone to plate interface of the LC-DCP and of the PC-FIX on human femora. Injury 31 Suppl 3: C29-C36

10. Boyer MI, Galatz LM, Borrelli J, Axelrod TS, Ricci WM (2003) Intra-articular fractures of the upper extremity: New Concepts in surgical treatment. AAOS Instructional Course Lectures 52: pp. 591-605

11. Chadwick CJ (2000) The treatment of nonunion of the distal Humerus by means of a transcondylar rod. A report of 3 cases. J Shoulder Elbow Surg 9 (3): 244-247

12. Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ (1997) Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. J Orthop Res 15: 577-584

13. Claes L, Wolf S, Augat P (2000) Mechanical modification of callus healing. Chirurg 71: 989-994

14. Cobb TK, Morrey BF (1997) Total elbow arthroplasty as primary treatment for distal humeral fractures in elderly patients. J Bone Joint Surg Am. 79: 826-832

15. Cordey J, Schlapfer F, Cordey P, Divis M, Perren SM (1980) Stripping of the bone screws at insertion. The relation of torque and angular displacement in predicting admissible torque values. Acta Orthop Belg 46: 816-22

16. Diederichs G (2003) Testung mechanischer Eigenschaften verschiedener Implantate bei distalen Humerusfrakturen. Promotionsschrift, Medizinische Fakultät, Universität Leipzig.

17. Dorow C, Markgraf E (1996) Frakturen des distalen Humerus und des proximalen Unterarms. Unfallchirurg 99: 440-449

18. Ericson A, Arndt A, Stark A, Wretenberg P, Lundberg A (2003) Variation in the position and orientation of the elbow flexion axis. J Bone Joint Surg Br 85-B (4): 538-544

19. Fornasiéri C, Staub C, Tourné Y, Rumelhart C and Saragaglia D (1997) Biomechanical comparative study of three types of osteosynthesis in the treatment of supra and intercondylar fractures of the humerus in adults. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 83: 237-242

20. Frankle MA, Herscovici D, DiPasquale TG, Vasey MB, Sanders RW (2003) A comparison of open reduction and internal fixation and primary total elbow arthroplasty in the treatment of intraarticular distal humerus fractures in women older than age 65. Journal of Orthopaedic Trauma 17 (7): 473-480

21. Gambirasio R, Riand N, Stern R, Hoffmeyer P (2001) Total elbow replacement for complex fractures of the distal humerus. An option for the elderly patient. J Bone Joint Surg Br 83: 974-78

22. Garcia JA, Mykula R, Stanley D (2002) Complex fractures of the distal humerus in the elderly. The role of total elbow replacement as primary treatment. J Bone Joint Surg Br 84: 812-6

23. Goodship AE, Kenwright J (1985) The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. J Bone Joint Surg Br 67: 650-655

24. Groh H (1973) Ellenbogenfrakturen beim Erwachsenen. Anatomie und Biomechanik. Hefte zur Unfallheilkunde 114: 13-20

25. Gupta R, Khanchandani P (2002) Intercondylar fractures of the distal humerus in adults. A critical analysis of 55 cases. Injury 33: 511-515

26. Halls AA, Travill A (1964) Transmission of pressures across the elbow joint. Anat Rec. 150: 243-248

27. Helfet DL, Hotchkiss RN (1990) Internal fixation of the distal humerus: a biomechanical comparison of methods. J Orthop Trauma. 4: 260-264

28. Helfet DL, Kloen P, Anand N, Rosen HS (2003) Open reduction and internal fixation of delayed unions and nonunions of fractures of the distal part of the humerus. J Bone Joint Surg 85: 33-40

29. Helfet DL, Rosen H (1988) The operative management of nonunions of the distal humerus. Paper presented at the A.A.O.S Annual Meeting, Atlanta, February 1988

30. Henley MB, Bone LB, Parker B (1987) Operative management of intra-articular fractures of the distal humerus. J Orthop Trauma. 1: 24-35

31. Holdsworth BJ (2001) Humerus: distal. In: Rüedi TP, Murphy WM (Hg.) AO Principles of Fracture Management. Thieme, Stuttgart, New York, pp. 311-325

32. Holdsworth BJ, Mossad MM (1990) Fractures of the adult distal humerus. Elbow function after internal fixation. J Bone Joint Surg Br 72 (3): 362-365

33. Horne G (1980) Supracondylar fractures of the humerus in adults. J Trauma 20: 71-74

34. Jacobson SR, Glisson RR, Urbaniak JR (1997) Comparison of distal humerus fracture fixation: a biomechanical study. J South Orthop Assoc. 6: 241-9

35. John H, Rosso R, Neff U (1993) Operative treatment of distal humeral fractures in the elderly. J Bone Joint Surg Br. 76(5): 793-6

36. Jupiter JB, Morrey BF (1993) Fractures of the distal humerus in the adult. In: Morrey BF (ed.) The elbow and its disorders. 2nd edition, Saunders, Philadelphia, London, Toronto, pp. 328-366

37. Kinzl L, Fleischmann W (1991) The treatment of distal upper arm fractures. Unfallchirurg 94: 455-460

38. Korner J, Lill H, Hepp P (2002) Funktionelle Anatomie und Biomechanik. In: Josten C, Lill H (Hrsg.) Ellenbogenverletzungen. Steinkopff Verlag Darmstadt, S. 1-12

39. Korner J, Diederichs G, Lill H, Josten C, Schneider E, Linke B (2004) Biomechanical analysis of double plate osteosynthesis configurations in distal humerus fractures. J Orthop Trauma. In Press.

40. Korner J, Lill H, Hepp P, Rose T, Josten C, Rommens PM (2003a) Distal humerus fractures in the elderly. Results after ORIF. Osteoporosis international. Submitted, Oct. 2003

41. Korner J, Lill H, Müller LP, Rommens PM, Schneider E, Linke B (2003b) The LCP-concept in the operative treatment of distal humerus fractures. Biological, biomechanical and surgical aspects. Injury 34: S-B20-S-B30

42. Korner J, Schuster I, Arzdorf M, Diederichs G, Linke B (2003c) Improved fracture fixation by LCP implants in poor bone quality. A biomechanical in-vitro study of the distal humerus. European Society of Biomechanics. Submitted Nov 2003

43. Letsch R, Schmit-Neuerburg KP (2003) Distale Humerusfrakturen. In: Schmit-Neuerburg KP, Towfigh H, Letsch R (Hrsg.), Tscherne Unfallchirurgie. Ellenbogen, Unterarm. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, S. 11-36

44. Letsch R, Schmit-Neuerburg KP, Stürmer KM, Walz M (1989) Intraarticular fractures of the distal humerus. Surgical treatment and results. Clin Orthop. 12: 238-244

45. Lill H, Josten C (2000) Proximal and distal humerus fractures in advanced age. Orthopade 29: 327-341

46. Lob G, Burri C, Feil J (1984) Operative treatment of distal intra-articular humerus fractures; results of 412 follow-up cases (AO-collected statistics). Langenbecks Arch Chir 364: 359-361

47. McKee MD, Jupiter JB (2003) Fractures of the distal humerus. In: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG (eds.) Skeletal Trauma. 3rd edition, Saunders, Philadelphia, pp. 1436-1480

48. Morrey BF (1993) Anatomy of the elbow joint. In: Morrey BF (ed.) The elbow and its disorders. 2nd edition, Saunders, Philadelphia, London, Toronto, pp.16-52

49. Morrey BF (2003) Brief an Dr. Jan Korner und Ivo Schuster im Februar 2003

50. Müller LP, Dietz SO, Rommens PM, Morrey BF (2003) Total elbow replacement as primary treatment for complex fractures of the distal osteopenic humerus. Eur J Trauma 29: 63-7

51. Müller ME (1991) The comprehensive classification of fractures of long bones. 13-Humerus distal. In: Müller ME, Allgöwer R, Schneider R, Willenegger H (eds.) Manual of internal fixation. 3rd edition, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, pp. 127-128

52. Nirschl RP, Morrey BF (1993) Rehabilitation. In: Morrey BF (ed.) The elbow and its disorders. 2nd edition, Saunders, Philadelphia, London, Toronto, pp. 173-180

53. O'Driscoll SW, Sanchez-Sotelo J, Torchia ME (2002) Management of the smashed distal humerus. Orthopedic Clinics of North America 33 (1): 19-33

54. Orozco R, Sales JM, Videla M (2000) Segment 13: Humerus, distal. In: Orozco R, Sales JM, Videla M (eds.) Atlas of internal fixation. Fractures of long bones. 1st edition, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, pp. 29-47

55. Pajarinen J, Bjorkenheim JM (2002) Operative treatment of type C intercondylar fractures of the distal humerus: Results after a mean follow-up of two years in a series of 18 patients. J Shoulder Elbow Surg 11 (1): 48-52

56. Palvanen M, Kannus P, Niemi S, Parkkari J (1998) Secular trends in the osteoporotic fractures of the distal humerus in eldery women. European Journal of Epidemiology 14: 159-164

57. Pauwels F (1963) Die Druckverteilung im Ellenbogengelenk, nebst grundsätzlichen Bemerkungen über den Gelenkdruck. Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte 123: 643-667

58. Peck WA (1993) Consensus Development Conference: Diagnosis, prophylaxis and treatment of osteoporosis. The American Journal of Medicine 94: 646-50

59. Pereles TR, Koval KJ, Gallagher M, Rosen H (1997) Open reduction and internal fixation of the distal humerus: Functional outcome in the elderly. J Trauma 43 (4): 578-84

60. Perren SM (1992) Biomechanical basis of fracture treatment. Orthopäde 21: 3-10

61. Perren SM (2001a) Evolution and rationale of locked internal fixator technology. Introductory remarks. Injury 32 (2): 9

62. Perren SM (2001b) Minimally invasive internal fixation history, essence and potential of a new approach. Injury 32 (1): SA1-SA2

63. Platzer W (1991) Humerus. In: Bewegungsapparat. 6. Auflage, Thieme, Stuttgart, New York, S. 112

64. Resch H (2003) Die Humeruskopffraktur. Unfallchirurg 106: 601

65. Richardson JB, Cunningham JL, Goodship AE (1994) Measuring stiffness can define healing of tibial fractures. J Bone Joint Surg Br 76: 389-94

66. Ring D, Jupiter JB (1999) Complex fractures of the distal Humerus and their complications. J Soulder Elbow Surg 8 (1): 85-97

67. Riseborough EJ, Radin EL (1969) Intercondylar T fractures of the humerus in the adult. A comparison of operative and nonoperative treatment in twenty-nine cases. J Bone Joint Surg Am 51: 130-141

68. Robinson CM, Hill RMF, Jacobs N, Dall G, Court-Brown CM (2003) Adult distal humeral metaphyseal fractures: Epidemiology and results of treatment. Journal of Orthopaedic Trauma 17: 38-47

69. Sanders RA, Raney EM, Pipkin S (1992) Operative treatment of bicondylar intraarticular fractures of the distal humerus. Orthopedics 15 (2): 159-163

70. Schemitsch EH, Tencer AF, Henley MB (1994) Biomechanical evaluation of methods of internal fixation of the distal humerus. J Orthop Trauma 8: 468-47

71. Seebeck J, Lill C, Morlock MM, Schneider E (1999) Implantatverankerung im osteoporotischen Knochen mittels monokortikaler Schrauben. Trauma Berufskrankh 1: 411-414

72. Seiler H, Trentz O (1988) Bicondyläre Frakturen. Orthopäde 17: 262-271

73. Self J, Viegas SF, Buford WL, Patterson RM (1995) A comparison of double-plate fixation methods for complex distal humerus fractures. J Shoulder Elbow Surg 4: 11-16

74. Simonis RB, Nunez VA, Khaleel A (2003) Use of the Coventry infant hip screw in the treatment of nonunion of fractures of the distal humerus. J Bone Joint Surg Br 85: 74-7

75. Södergård J, Sandelin J, Bostman O (1992a) Mechanical failures of internal fixation in T and Y fractures of the distal humerus. J Trauma. 33: 687-690

76. Södergård J, Sandelin J, Bostman O (1992b) Postoperative complications of distal humeral fractures. Acta Orthop Scand 63: 85-89

77. Sommer C (2003) Editorial. Injury 34 (2): S-B4-S-B5

78. Stürmer KM (1996) Pathophysiology of disrupted bone healing, Orthopäde 25: 386-393

79. Tepic S, Perren SM (1995) The biomechanics of the PC-Fix internal fixator. Injury 26: 5-10

80. Waddell JP, Hatch J, Richards R (1988) Supracondylar fractures of the Humerus. Results of surgical treatment. J Trauma 28: 1615-1621

81. Wang KC, Shih HN, Hsu KY, Shih CH (1994) Intercondylar fractures of the distal Humerus: routine anterior subcutaneous transposition of the ulnar nerve in a posterior operative approach. J Trauma 36: 770-3

11 VERZEICHNISSE

11.1 Abkürzungsverzeichnis

BMD	Bone Mineral Density (Knochenmineraldichte)
bzw.	beziehungsweise
DCP	Dynamic Compression Plate (dynamische Kompressionsplatte)
LCP	Locking Compression Plate (Platte mit der Möglichkeit zur winkelstabilen Schraubenverankerung)
mm	Millimeter
MTS	Material Testing System Bionix 858 = Material-Testmaschine
N	Newton
ORIF	open reduction and internal fixation = Offene Rekonstruktion und innere Fixation
pQCT	periphere quantitative Computer Tomographie
Winkel α	Winkel zwischen distalem Fragment und Humerusschaft bei Ansicht in der Sagittalebene
Winkel Φ	Winkel der am distalen Humerus einwirkenden Kraft zur Humerusschaftachse (12 Uhr = 0°, negatives Vorzeichen = gegen den Uhrzeigersinn, positives Vorzeichen = im Uhrzeigersinn)
Winkel Ψ	Beugewinkel des Ellenbogengelenkes (Streckstellung entspricht 0°)

11.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung der ossären und ligamentären Anatomie eines rechten Ellenbogengelenkes von ventral (aus Bertolini und Leutert 1978). 7

Abbildung 2: Physiologische Winkel am distalen Humerus. Die humero-ulnare Gelenkachse zeigt in Frontalansicht eine Valgus-Neigung von 6° zur Horizontalachse (links) und in Coronaransicht eine Innenrotation von 5° zur Horizontalachse (Mitte). Medialer und lateraler Pfeiler sind in Sagittalansicht um 30° zur Humerusschaftachse nach ventral geneigt (rechts). Die anatomische Varianz dieser Winkel ist zu berücksichtigen. (aus Morrey 1993)..... 8

Abbildung 3: AO Klassifikation der distalen Humerusfrakturen nach Müller et al. 1991. 10

Abbildung 4: Untergruppierung der intraartikulär-bikondylären Frakturen (C Gruppe) in der AO Klassifikation (aus Jupiter und Morrey 1993): C1: artikulär einfach, metaphysär einfach; C2: artikulär einfach, metaphysär mehrfragmentär; C3: artikulär und metaphysär mehrfragmentär. Die in der vorliegenden Arbeit als Frakturmodell gewählte vollständige Gelenkfraktur mit metaphysärer Trümmerzone (AO 13 C2.3) ist rot markiert. 11

Abbildung 5: Übersicht und Ausrichtung des Oberarmknochens im pQCT-Gerät Densiscan® 1000. 21

Abbildung 6: Beispiele verschiedener Querschnittansichten des distalen Humerus im pQCT (links oben = proximal, rechts unten = distal) bei unterschiedlicher Schnitthöhe (links am Knochenmodell eingezeichnet). Die fünf zur Ermittlung der trabekulären Knochenmineraldichte (BMD-Werte) ausgewählten Schnitte sind mit einem roten Stern gekennzeichnet. 22

Abbildung 7: Boxplot der Testgruppe (rot) und der Gesamtanzahl der 110 gescannten Oberarmknochen (blau). 24

Abbildung 8: Untergruppierung der Frakturen des distalen Humerus mit einfacher Gelenkbeteiligung und unterschiedlichem Grad der metaphysären Trümmerzone (AO 13 C 2) [links]. Darstellung des verwendeten Frakturmodells mit einfacher Gelenkbeteiligung und ausgeprägter metaphysärer Trümmerzone (AO 13 C2.3) [rechts]. 25

Abbildung 9: 3.5 mm Rekonstruktionsplatte mit 3.5 mm Kortikalisschraube (nicht selbstschneidend)..... 26

Abbildung 10: Operationstechnik: Vorbohrung für die Zugschraube nach anatomisch korrekter Repositionierung und temporärer Fixation des Gelenkblockes durch eine Repositionszange und einen Kirschner Draht (oben links). Standardisierte interfragmentäre Kompression durch Festziehen der Zugschraube mit 1.5 Nm durch einen Drehmomentschraubenzieher (oben mittig). Temporäre Fixation des Gelenkblockes und einer 5 mm starken Kunststoff-Abstandsscheibe am Humerusschaft durch zwei Kirschner Drähte (oben rechts). Anmodellieren der postero-lateralen und der medialen Rekonstruktionsplatte durch spezielle Plattenbiegezangen (unten links und unten mittig). Abgeschlossene Doppelplatten-Osteosynthese mit zwei 3.5 mm Rekonstruktionsplatten in 90°-Konfiguration und suprakondylärem Frakturspalt von 5 mm Höhe (unten rechts). 28

Abbildung 11: Schraubenplatzierung: Proximal des suprakondylären Frakturspaltes wurden je Rekonstruktionsplatte drei Kortikalisschrauben bikortikal verankert. Distal des suprakondylären Frakturspaltes wurden je zwei Kortikalisschrauben pro Rekonstruktionsplatte eingebracht (Schrauben der postero-lateralen Rekonstruktionsplatte sind mit einem schwarzen Pfeil markiert) sowie zwei Schrauben zur interfragmentären Kompression. 29

Abbildung 12: Übersicht des Arbeitsplatzes mit Abzugshaube (links). Die Ausrichtung des Knochen-Implantat-Konstruktes erfolgt zum einen nach der humero-ulnaren Gelenkachse (Mitte links) und zum anderen nach der Humeruslängsachse (erkennbar am proximalen Teil des distalen Humerus (Mitte rechts)). Durch die Anatomie des distalen Humerus, welcher im Vergleich zur Humeruslängsachse nach ventral divergiert, erscheint der eingebettete Testknochen in der Ansicht von lateral leicht nach ventral geneigt (rechts). 30

Abbildung 13: Nach Friedrich Pauwels (1963): Spannungsverteilung am Gelenkknorpel und Richtung der Radius- bzw. Ulnakomponente der gesamtresultierenden Kraft R am distalen Humerus bei verschiedenen Beugewinkeln im Ellenbogengelenk. Links: Capitulum humeri. Rechts: Trochlea humeri. O: senkrechte Oberarmachse; U1 bis 4: Position der Unterarmachse in verschiedenen Beugestellungen; Rr: Wirkungsbereich der Radiuskomponente der gesamtresultierenden Kraft R, Ru: Wirkungsbereich der Ulnakomponente der gesamtresultierenden Kraft R; B: Bewegungsumfang des Unterarms (hier: Streckstellung U4 mit Ψ = 6° bis Beugestellung U1 mit Ψ= 136°). 31

Abbildung 14: Skizze der geplanten Krafteinleitung im zyklischen Test unter Flexionsbelastung. Grössenverhältnisse und Orientierung der Kraftvektoren am Modellknochen mit eingezeichneter AO 13 C2.3-Fraktur. Der Winkel δ beschreibt den Winkel der eingeleiteten Kräfte zur Humeruslängsachse bei Ansicht in der Sagittalebene. Er beträgt 5°. 32

Abbildung 15: Durch die Wippe realisierte Druckverteilung zwischen Capitulum und Trochlea-Einsenkung von 60 zu 40 bei der Krafteinleitung unter Extensionsbelastung (links, Ansicht von dorso-kaudal) und unter Flexionsbelastung (rechts, Ansicht von ventral). 33

Abbildung 16: Übersicht der Testmaschine MTS mit schwenk- und verschiebbarer Haltevorrichtung für den Testknochen (oben) und Lastzelle mit XY-Tisch und Wippe (unten). Die beiden Kameras des zweidimensionalen optischen Messsystems sind rechts zu sehen. 34

Abbildung 17: Kraft-Weg-Kurve des ersten Vorversuchsknochens unter Flexionsbelastung. Der Weg der Testmaschine wurde stetig gesteigert bis zum Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes durch ventralen Kortikaliskontakt. Bis 150 N verlief die Kraft-Weg-Kurve linear und der erste Schraubenausriss fand bei 335 N statt. 35

Abbildung 18: Kraft-Weg-Kurve des zweiten Vorversuchsknochens unter Extensionsbelastung. Es zeigte sich eine Linearität der Kraft-Weg-Kurve bis zur Kraft von 50 N. Aus der Steigung der rot markierten Strecke wurde im Intervall von 20 N bis 40 N die Steifigkeit errechnet. 36

Abbildung 19: Testknochen unter Extensionsbelastung im statischen Test (links). Testknochen unter Flexionsbelastung im statischen Test mit anschliessendem zyklischen Test (rechts). Zur Übersichtsaufnahme der Testmaschine siehe Abbildung 16. 37

Abbildung 20: Der Winkel α stellt den Winkel zwischen distalem Fragment und Humerusschaft bei Ansicht in der Sagittalebene dar. Die Winkelberechnung zur Versagensdefinition ergibt auf der Grundlage einer tolerierten Frakturspaltbewegung von 2 mm in axialer Richtung einen maximal zulässigen Winkel von 5°. 39

Abbildung 21: Übersicht Versuchsaufbau: a) Prüfmaschine mit Haltevorrichtungen und Testknochen, b) Aufnahmeansicht von lateral, c) Aufnahmeansicht von dorsal, d) Videokamera, e) Synchronisationsuhr, f) Ausgleichsgewicht auf der Wippe. 41

Abbildung 22: Ausgemessene Grössen mit dem zweidimensionalen Messsystem anhand der aufgeklebten Marker (durchtrennte Stecknadeln): a) Winkel α des Frakturspaltes in seitlicher Ansicht; b) Ausriss der distalen, lateralen Schraube am Capitulum; c) Winkel φ des Frakturspaltes in dorsaler Ansicht; d) Gegenseitige Verschiebung der beiden distalen Fragmente in longitudinaler Richtung; e) Winkel ε zwischen dem medialen und lateralen Frakturfragement des Gelenkblockes. 42

Abbildung 23: Graphische Darstellung der Steifigkeiten der Knochen-Implantat-Konstrukte in N/mm bei Extensionsbelastung (blau) und bei Flexionsbelastung (rot). 43

Abbildung 24: Graphische Darstellung der Korrelation zwischen den Steifigkeitswerten in N/mm bei Extensionsbelastung (blau) und bei Flexionsbelastung (rot) und der Knochenmineraldichte. 44

Abbildung 25: Amplituden der Knochen-Implantat-Konstrukte im Verlauf des zyklischen Tests. Zwei Konstrukte (Knochen 2 und 4) sind nicht aufgeführt, da diese bereits im ersten Zyklus versagten. Die Farbe der Graphen repräsentiert die Knochenmineraldichte des zugehörigen Knochens: gelb bedeutet verminderte Knochenmineraldichte, orange mittlere und rot hohe Knochenmineraldichte. 45

Abbildung 26: Settling (irreversible plastische Deformation) aller Knochen-Implantat-Konstrukte im Verlauf des zyklischen Tests. Die Farbe der Punkte und Graphen steht wie in Abbildung 25 für die Knochenmineraldichte des zugehörigen Testknochens. Es zeigt sich ein eine sinkende irreversible Deformation bei steigender Knochenmineraldichte. 46

Abbildung 27: Schraubenausriss der distalen lateralen Kortikalisschraube (Entfernung des Capitulum von der postero-lateralen Rekonstruktionsplatte nach ventral) im Verlauf des zyklischen Tests. Ein Schraubenausriss von mindestens 1,25 mm (entsprechend einer Gewindesteigung der Kortikalisschraube) galt als Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes. 47

Abbildung 28: Winkel α zwischen Gelenkblock und Humerusschaft in lateraler Ansicht. Das Dreieck entspricht dem Beginn der zyklischen Testung und der Kreis steht für das Ende des zyklischen Tests. Die senkrechte Gerade verdeutlicht die Änderung des Winkels α im Verlauf des zyklischen Tests. Das Karo stellt die irreversible Deformation im Entlastungszustand nach Abschluss der Testung dar. Es zeigt sich bei zunehmender Knochenmineraldichte eine geringe Änderung des Winkels α. 48

Abbildung 29: Winkel φ zwischen Gelenkblock und Humerusschaft in dorsaler Ansicht. Zuordnung der Zeichen wie in Abbildung 28. Es zeigt sich bei ansteigender Knochenmineraldichte eine abnehmende Änderung des Winkels φ. 48

Abbildung 30: Winkel ε zwischen dem medialen und lateralen Frakturfragment des Gelenkblockes. 49

Abbildung 31: Verschiebung (Dislokation) der beiden Frakturfragmente des Gelenkblockes gegeneinander in longitudinaler Richtung. 49

Abbildung 32: Anzahl der durchlaufenen Zyklen bis zum Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes in Abhängigkeit von der Knochenmineraldichte. Die Farben markieren die Knochenmineraldichte (gelb = verringert, rot = hoch). 51

11.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Tabellarische Darstellung der Steifigkeiten der Testgruppe unter Extensions- und unter Flexionsbelastung. 44

Tabelle 2: Ergebnisse der zyklischen Testung in tabellarischer Form. Die rot hinterlegten Felder kennzeichnen die Kriterien, welche zum Versagen des jeweiligen Knochen-Implantat-Konstruktes führten. Die vor Beginn der zyklischen Testung festgelegten Versagenskriterien waren ein Schraubenausriss der distalen, lateralen Schraube am Capitulum = 1.25 mm, ein Winkel α des Frakturspaltes = 5° und ein ventraler Kortikaliskontakt des Knochen-Implantat-Konstruktes. Ebenfalls rot hinterlegt ist die resultierende Anzahl der Zyklen bis zum Versagen des Knochen-Implantat-Konstruktes bei Anwendung aller Versagenskriterien. 50

DANKSAGUNG

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Berton Rahn und Herrn Dr.-Ing. Berend Linke für die Vergabe dieser Forschungsarbeit, die Betreuung am AO Forschungsinstitut in Davos und die konstruktiven Diskussionen.

Für die gute Zusammenarbeit in diesem Forschungsprojekt danke ich allen Mitarbeitern der Gruppe „Research Services“, insbesondere Dipl.-Ing. Michael Arzdorf für die fachkundige Unterstützung sowie Dipl. Techn. Dieter Wahl und Beni Dicht für die praktischen Anfertigungen der Testvorrichtung. Mein herzlicher Dank gilt Dr. med. Jan Korner und Dipl.-Ing. Christoph Sprecher für ihre fachliche und moralische Unterstützung sowie für ihren Rat bei der Datenauswertung und der Erstellung dieser Promotionsschrift. Vielen Dank auch allen weiteren Mitarbeitern des AO Forschungsinstitutes für die entgegengebrachte Freundlichkeit.

Das Implantationsmaterial und zum Teil auch das verwendete Instrumentarium wurden von Synthes-Stratec zur Verfügung gestellt, wofür ich mich bedanke.

An dieser Stelle möchte ich mich recht herzlich bei meinen Freunden Dr. rer. nat. Johny Setiawan, Claudia Karthaus, Hansjörg Rempp, Elisabeth Ritter, Kristine Ohlsen, Christian Rapp, Ricarda Blum und Christian Gerhardt für ihre moralische Unterstützung und den sozialen Rückhalt bedanken.

Meiner Mutter Ursula und meinem Vater Dr. rer. nat. Helmut Schuster, sowie meiner Schwester Dr. med. Svenja Schuster danke ich sehr für ihre Geduld, ihren Rat und ihre beständige Unterstützung während meines Medizinstudiums und der Anfertigung meiner Promotionsarbeit am AO Forschungsinstitut in Davos.

CURRICULUM VITAE

Persönliche Daten:

Name:	Ivo Schuster
Geboren:	23.01.1978 in Giessen
Adresse:	Elsässerstrasse 38, 79110 Freiburg
	Tel.: 0049 761 7696579
Email:	IvoSchuster@gmx.net

Schulische Ausbildung und Werdegang:

1988-1997	Trifelsgymnasium Annweiler
1997	Abitur
1997-1998	Zivildienst beim Deutschen Roten Kreuz, Kreis Landau
1997	Abschlussprüfung zum Rettungssanitäter

Hochschulstudium:

1998-2001	Studium der Humanmedizin an der Universität Freiburg im Breisgau
2000	Ärztliche Vorprüfung
2001	Erstes Staatsexamen
2001-2002	ERASMUS-Studium an der Universität Innsbruck
seit 2002	Studium der Humanmedizin an der Universität Freiburg im Breisgau

Famulaturen:

2001	Kantonspital Luzern (Chirurgie)
2002	Universitätsklinikum Innsbruck (Traumatologie und Neurochirurgie)
2002	Bhaktapur Hospital Kathmandu (Innere Medizin)

Wissenschaftliche Arbeit:

2003-2004:	Experimentelle Grundlagenarbeit in der Biomechanik zur Optimierung der Osteosynthese am distalen Humerus am AO Forschungsinstitut Davos, Schweiz;
	Mitarbeit am Projekt „Wirkende Kräfte am distalen Humerus“;
	Messung der Knochenmineraldichte am distalen und proximalen Humerus mittels pQCT, Erstellung einer Humerusdatenbank.