

Das DHS-Prinzip in der Versorgung proximaler Humerusfrakturen

Von der Medizinischen Fakultät  
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen  
zur Erlangung des akademischen Grades  
einer Doktorin der Medizin  
genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Gertraud Gradl

aus  
München

Berichter: Herr Universitätsprofessor  
Dr. med. Hans-Christoph Pape

Herr Professor  
Dr. med.habil. Thomas Mittlmeier

Tag der mündlichen Prüfung: 27. November 2009

„Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Hochschulbibliothek online  
verfügbar.“

**Diese Arbeit ist meinen Eltern in  
tiefer Dankbarkeit gewidmet**

## **Inhaltsverzeichnis**

1.	Einleitung .....	1
1.1	Anatomische Grundlagen .....	5
1.2	Ätiologie .....	14
1.3	Epidemiologie .....	14
1.4	Diagnostik .....	15
1.5	Klassifikation .....	18
1.6	Therapie .....	24
1.7	Nachbehandlung .....	31
2.	Zielsetzung .....	33
3.	Material und Methoden .....	34
3.1	Phase A .....	34
3.2	Phase B .....	44
3.3	Statistische Auswertung .....	52
4.	Ergebnisse .....	53
5.	Diskussion .....	60
6.	Zusammenfassung .....	72
7.	Literatur .....	73
	Danksagung .....	85
	Erklärung zur Datenaufbewahrung .....	87
	Lebenslauf .....	89

## **Abkürzungsverzeichnis**

Abb.: Abbildung

AO: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

bzw.: beziehungsweise

N: Newton

mm: Millimeter

M.: Musculus

A : Arteria

N.: Nervus

## 1. Einleitung

Frakturen des proximalen Humerus zählen zu den häufigsten Knochenbrüchen des alten Menschen (Hall & Rosser 1963; Horak & Nilsson 1975; Jensen et al. 1983).

Bei mit dem Alter zunehmend auftretender Osteoporose und dadurch bedingter Verminderung der Knochenmasse und Verschlechterung der Mikroarchitektur des Knochengewebes mit entsprechend reduzierter Festigkeit und erhöhter Frakturneigung (Ringe 1995) sieht sich der Chirurg mit einer Vielzahl von Problemen konfrontiert bei der Wahl des Implantates, der Nachbehandlung und der Vermeidung postoperativer Komplikationen (Gallagher et al. 1980; Horak et al. 1987; Rose et al. 1982).

Minimalinvasive Verfahren haben den Vorteil einer geringeren Gewebetraumatisierung. Ein deutlicher Nachteil der minimalinvasiven Techniken ist jedoch die fehlende Winkel- und Rotationsstabilität (Mückter et al. 2001) und die daraus resultierende Notwendigkeit einer postoperativen Immobilisierung zur Verhinderung einer sekundären Fragment-Dislokation (Hessmann et al. 1998; Kocialkowski & Wallace 1990; Koval et al. 1996; Ruch et al. 2000; Schai et al. 1993).

Winkelstabile Implantate haben zunehmend an Bedeutung gewonnen in der Frakturversorgung. Es gibt zahlreiche Berichte über die höhere Stabilität dieser Implantate in der Versorgung von Frakturen des Humeruskopfes (Hessmann et al. 2003; Köstler et al. 2003; Kuner & Siebler 1987; Mittlmeier et al. 2005; Seide 2006).

Ein spezifisches Problem dieser Implantate scheint jedoch das Phänomen des cut out rigider Verriegelungsschrauben durch den Humeruskopf aufgrund des Absinkens des Kopfes im Rahmen der Frakturheilung zu sein (Abb. 1 und 2).

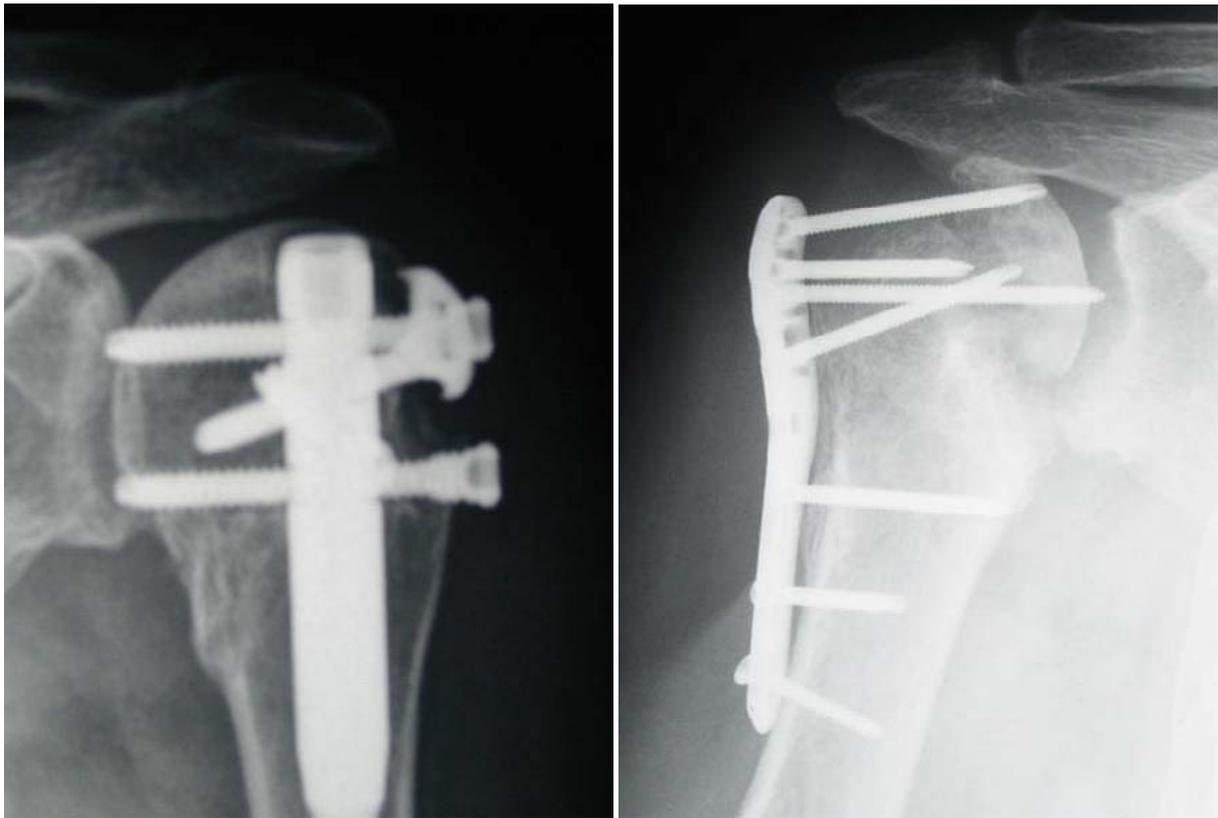


Abbildung 1: Winkelstabiles Implantat: glenohumerales cut out (3 Monate postoperativ)

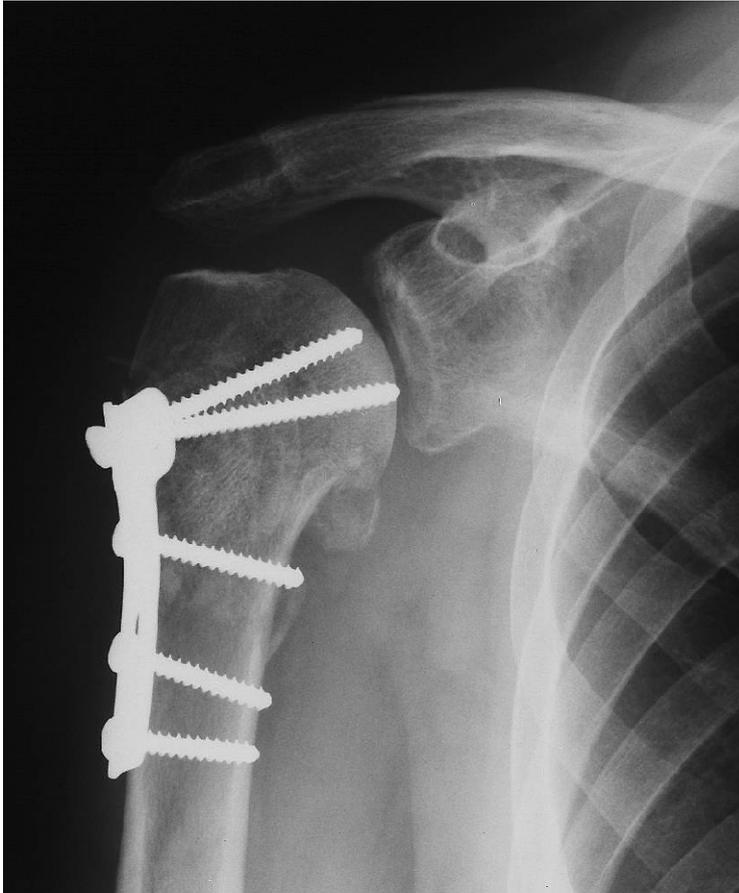


Abbildung 2: Nicht winkelstabiles Implantat: Ausweichen der Schrauben in kranio-caudaler Richtung

Weitere Schwierigkeiten ergeben sich häufig in der Fixierung des Tuberculum majus, da dieses oft nach dorsal ausgebrochen ist und somit mittels konventioneller Implantate nicht gefasst wird sondern über eine zusätzlich eingebrachte Schraube fixiert werden muß. Diese Fixierung gelingt jedoch zumeist nur bei Vorhandensein guter Knochensubstanz, wie sie bei älteren Patienten häufig nicht anzutreffen ist. (Abb. 3)



Abbildung 3: Sekundäre Dislokation des Tuberculum majus

## 1.1 Anatomische Grundlagen

### Das Schultergelenk

Das Schultergelenk ist das beweglichste Kugelgelenk des Körpers. Die Bewegung des Gelenks wird im Wesentlichen durch Muskelkräfte geführt und gesichert.

Die relativ flache Gelenkpfanne, Cavitas glenoidalis, wird durch eine ringsumlaufende faserknorpelige Pfannenlippe, das Labrum glenoidale, vergrößert. Der Oberarmkopf ist halbkugelförmig und seitlich auf den Schaft aufgesetzt, er liegt nur mit seiner unteren Hälfte der Pfanne an. Alle vom Rumpf und vom Schulterblatt kommenden Muskeln umhüllen Pfanne und Kopf (Abb.4).

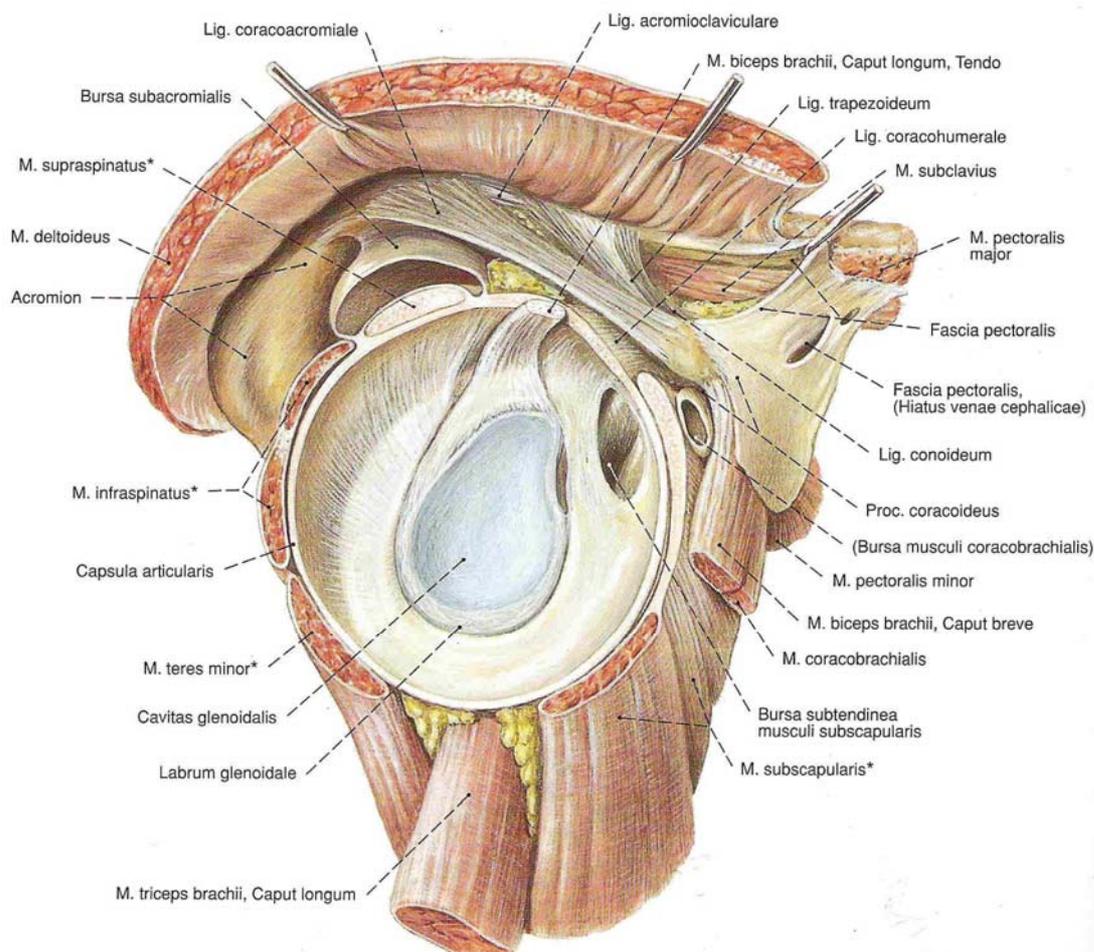


Abbildung 4: Anatomische Darstellung des Schultergelenks (Putz & Pabst 2007)

## Die Muskulatur des Schultergürtels

Das Schultergelenk wird im Wesentlichen durch vier Muskeln geführt, deren Endsehnen der Kapsel eng anliegen bzw. mit ihr verwachsen sind. Diese Muskeln werden als Rotatorenmanschette zusammengefasst (Abb. 5):

M. subscapularis (ventral)

M. supraspinatus (kranial)

M. infraspinatus und M. teres minor (kraniodorsal)

Eine zweite, äußere Muskelmanschette bildet der M. deltoideus (Drenckhahn D 1994).

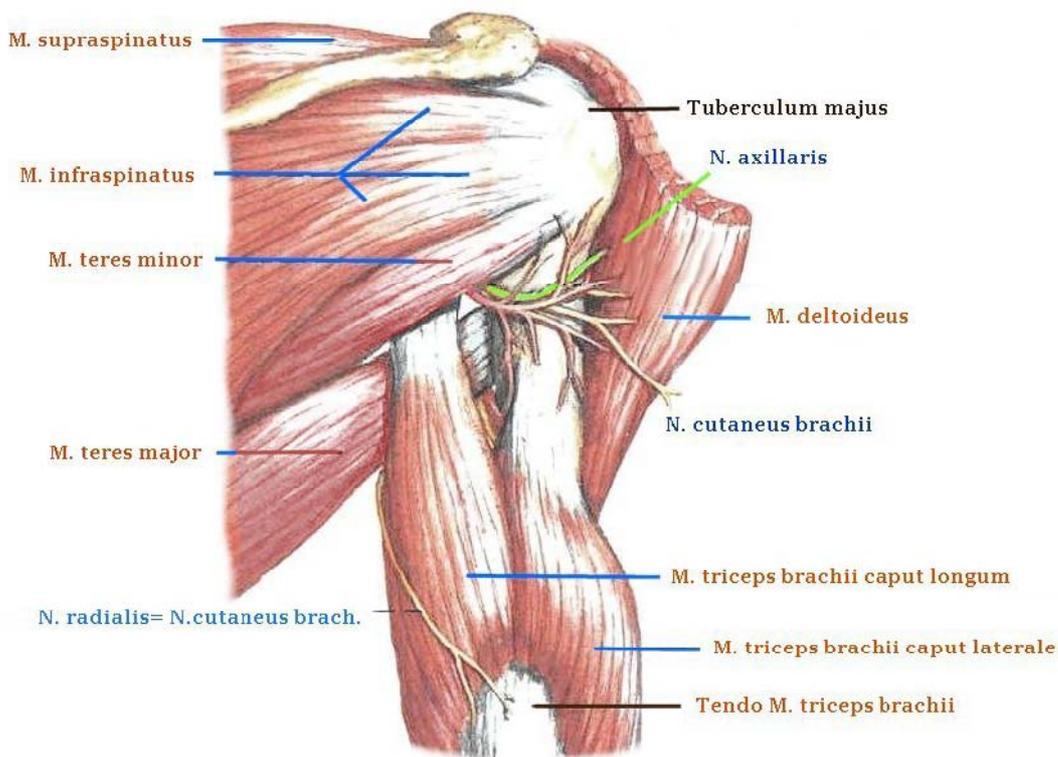


Abbildung 5: Die Muskulatur des Schultergürtels ((Putz & Pabst 2007)

## **Die Blutversorgung des Humeruskopfes**

Der Schultergürtel und die obere Extremität gehören zum Versorgungsbereich der A. subclavia. Die Arterie verläuft unterhalb des Plexus brachialis im Sulcus A. subclaviae der ersten Rippe und gelangt durch die Skalenuslücke in das Trigonum clavipectorale. Nach Unterquerung der Klavikula wird diese Arterie als A. axillaris bezeichnet und führt bis zum Unterrand des M. pectoralis major.

Von der A. axillaris aus zweigen einige Gefäße ab, die für die Versorgung des Humeruskopfes von Bedeutung sind. Dazu gehören die A. Circumflexa anterior humeri et A. Circumflexa posterior humeri, die zum Schultergelenk und zum M. deltoideus führen (Schiebler et al. 1995) (Abb. 6).

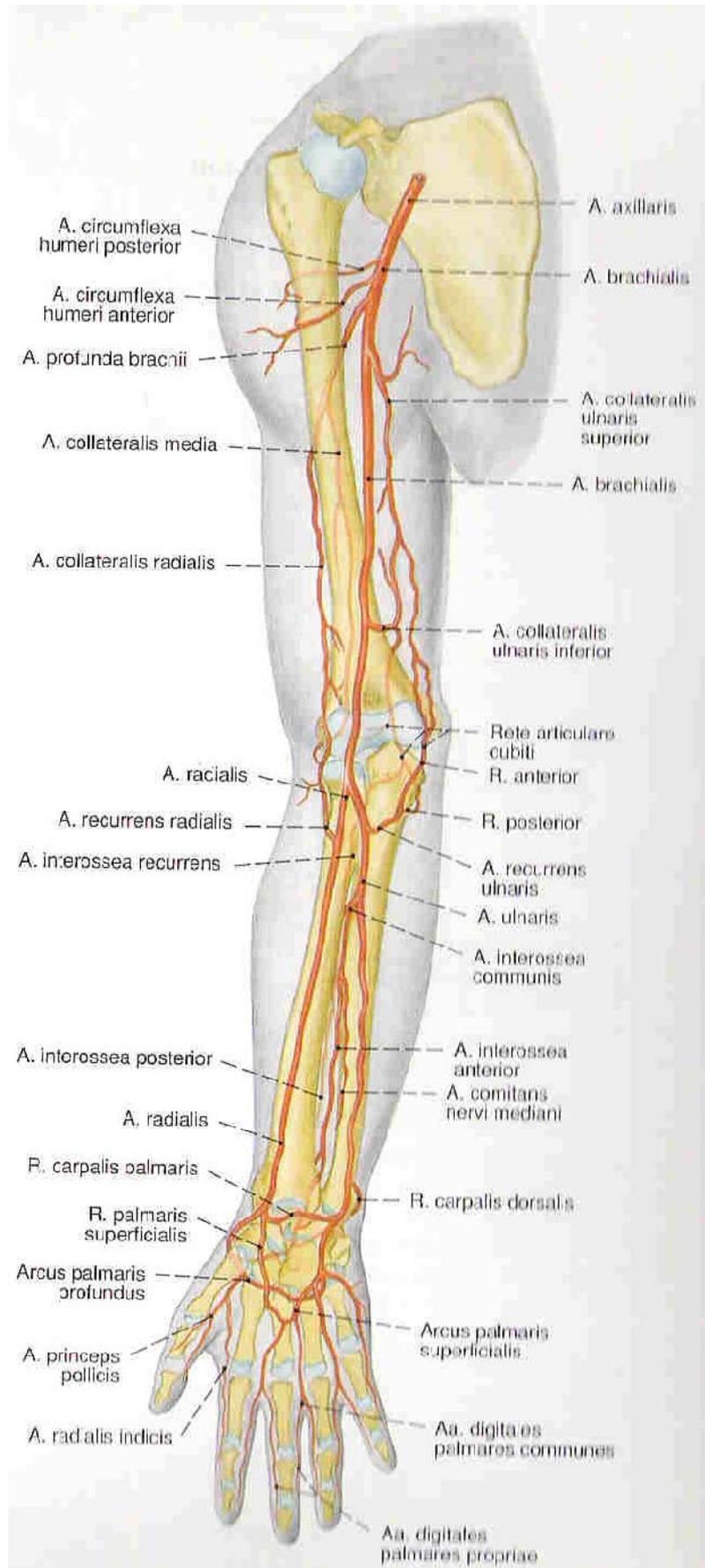


Abbildung 6: Die Blutversorgung des Humerus ((Putz & Pabst 2007)

Grundsätzlich gibt es kein zentrales, den Humeruskopf versorgendes Gefäß. Die Blutversorgung erfolgt ausschließlich über die A. circumflexa anterior humeri und die A. circumflexa posterior humeri, wobei die A. circumflexa anterior humeri den Hauptteil der arteriellen Versorgung übernimmt. Diese Arterie gibt einen Ast, die A. arcuata, ab, die im Sulcus intertubercularis in den Kopf eindringt und ihn im Wesentlichen versorgt. Die Tubercula werden durch Mikroanastomosen am Ansatzbereich der Rotatorenmanschette versorgt (Gerber 1990; Szyszkowitz & Schippinger 1999).

## **Nervale Strukturen der Schulterregion**

Die Schulter und der Arm werden vom Plexus brachialis innerviert. Der Plexus brachialis, das so genannte Armgeflecht, setzt sich aus den Rr. anteriores der Spinalnerven mit den Segmenten C5 bis Th1 und kleineren Bündeln aus C4 und Th2 zusammen.

Die Rr. anteriores formieren sich zu drei Trunci, den Truncus superior, medius et inferior. Nachdem sie durch die Skalenuslücke oberhalb der A. subclavia in den Bereich der Clavicula gelangt sind, schließen sie sich zu drei Fasciculi zusammen, den Fasciculi lateralis, medialis et posterior. Nach topographischen Gesichtspunkten teilt man den Plexus brachialis in einen supra- und einen infraclavikulären Teil ein. Der infraclavikuläre Teil entspricht den drei starken Faszikeln.

Der N. medianus entsteht mit einer lateralen Wurzel, der Radix lateralis aus dem Fasciculus lateralis und einer medialen Wurzel, der Radix medialis, die aus dem Fasciculus medialis entspringt. Die Vereinigung der beiden Wurzeln findet vor der A. axillaris statt und wird als Medianusgabel bezeichnet. Von hier aus läuft der N. medianus gemeinsam mit der A. brachialis am Septum intermusculare brachii mediale entlang in die Ellenbeuge. Dieser Nerv versorgt fast alle Flexoren am Unterarm und einige Handmuskeln (Abb. 7).

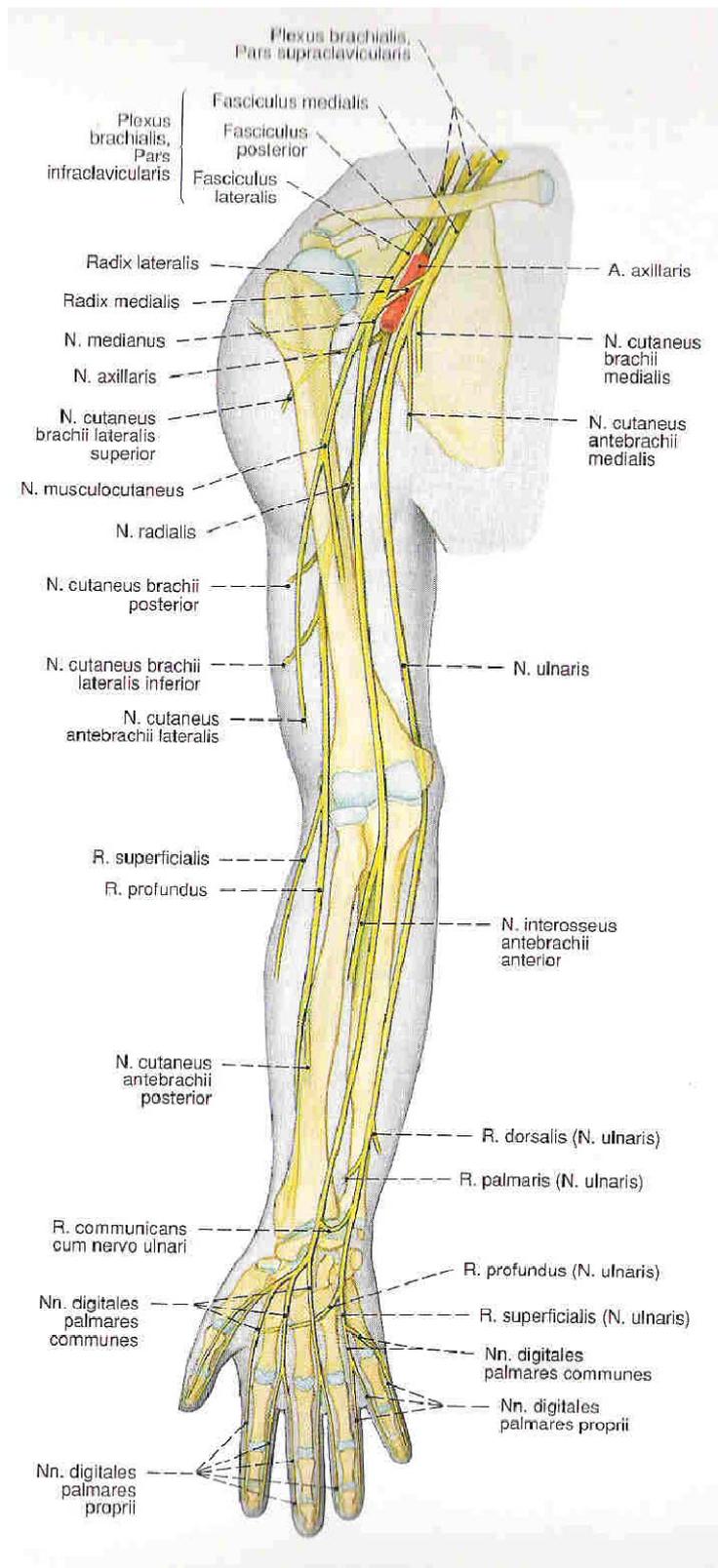


Abbildung 7: Nervale Strukturen der Schulter und des Oberarmes ((Putz & Pabst 2007)

Die sensiblen Autonomgebiete des N. medianus an der Hand sind die Endglieder des Zeige- und Mittelfingers. Der N. ulnaris geht ausschließlich aus dem Fasciculus medialis hervor und läuft auf der medialen Seite des Oberarms hinter dem Septum intermusculare brachii mediale zum Sulcus n. ulnaris an der Unterseite des Epicondylus medialis, wo er dicht unter der Haut liegt. Das Versorgungsgebiet des Nervs liegt im Bereich der Hand- und Fingermuskeln, das Autonomgebiet liegt am Endglied des Kleinfingers. Aus dem dritten Faszikel, dem Fasciculus posterior, entspringen sowohl der N. axillaris als auch der N. radialis. Der N. axillaris verläuft durch die laterale Achsellücke, dann unter dem M. deltoideus und das Collum chirurgicum des Humerus begleitet von der A. circumflexa humeri posterior und zwei gleichnamigen Venen.

Hier innerviert er den M. deltoideus und den M. teres minor und innerviert sensibel die oberen seitlichen und dorsalen Hautgebiete des Oberarmes. Bei Lähmungen dieses Nervs ist die Abduktionsfähigkeit im Schultergelenk herabgesetzt. Bei gleichzeitigem sensiblen Ausfall des Nervs treten Sensibilitätsstörungen seitlich über dem M. deltoideus auf. Der N. radialis verläuft dorsal am Humerus schraubenförmig im Sulcus n. radialis zusammen mit der A. profunda brachii zwischen Caput mediale et laterale des M. triceps brachii nach kaudal.

Im Versorgungsgebiet dieses Nervs liegen motorisch die Streckergruppe des Ober- und Unterarmes, sensibel die Haut über der Streckseite des Ober- und Unterarmes sowie dorsal die Haut der Grund- und Mittelglieder der radialen zweieinhalb Finger (Schiebler et al. 1995). Bei Verletzungen im Bereich des proximalen Humerus muß somit besonders mit Verletzungen des Plexus brachialis und des N. axillaris gerechnet werden. Bei Mehrfragment-Frakturen wird die Häufigkeit mit 30% angegeben (Cofield 1988; Jostkleigrewe & Ludolph 1986; Kuner & Siebler 1987; Kwasny & Maier 1991). Aus diesem Grunde sollte immer vor Behandlungsbeginn eine genaue Prüfung von Sensibilität und Motorik erfolgen (Cofield 1988).

### **Die Muskulatur und ihre Bedeutung für die Fragmentfehlstellung**

Kommt es zu einer Fraktur des Collum chirurgicum, so zieht der M. pectoralis major das distale Fragment nach medial. Da bei dieser Frakturart die Tubercula unversehrt bleiben, kann die Rotatorenmanschette das Kopffragment in neutraler Stellung halten. Wird das Tuberculum majus abgesprengt, entsteht durch den Zug der Mm. supraspinatus, infraspinatus et teres minor eine Dislokation des Fragmentes nach kranial und nach dorsal. Es kommt zum Längsriß in der Rotatorenmanschette. Nicht selten kommt es zu einer Verkeilung des dislozierten Tuberculum majus unter dem Akromion, was zur Behinderung der Abduktion führt. Dislozierte Drei-Segment-Frakturen bedeuten in jedem Fall eine Rotationsfehlstellung des Kopfes. Wenn zum Bruch des Collum chirurgicum zusätzlich das Tuberculum majus frakturiert, dreht die Sehne des M. subscapularis den Kopf am Tuberculum minus nach hinten.

Kommt es zur Fraktur des Tuberculum minus, dann ziehen die Mm. infraspinatus et teres minor das Tuberculum majus nach hinten-außen und die Gelenkfläche rotiert nach ventral (Habermeyer & Schweiberer 1991).

## 1.2 Ätiologie

Zu den häufigsten Unfallursachen für Humeruskopffrakturen zählen der Sturz auf den ausgestreckten Arm, ein direkter Schlag von der Seite sowie die exzessive Rotation des abduzierten Armes (Habermeyer & Schweiberer 1991).

Bei älteren Patienten, insbesondere bei Frauen, kommt als prädisponierender Faktor die Osteoporose hinzu, so dass bereits geringe Traumata zu ausgedehnten Frakturen führen können (Jensen et al. 1982; Rose et al. 1982; Nguyen et al. 2000). Häufig spielen beim alten Menschen beispielsweise neben einem schlechten Allgemeinzustand auch ein insulinpflichtiger Diabetes und neuromuskuläre Schwäche eine große Rolle für die Ursache des Sturzes (Kelsey 1992).

Bei jüngeren Patienten hingegen sind oft größere Gewalteinwirkungen beteiligt wie beispielsweise Rasanztraumen bei Verkehrs- und Sportunfällen, Arbeitsunfälle sowie Sturz aus grösserer Höhe oder Treppensturz (Rose et al. 1982; Nguyen et al. 2000).

Besonders schwere Frakturformen werden bei Skiunfällen beobachtet (Frankenberger et al. 1981).

Die Studien von Towfigh et al. (Towfigh et al. 1993) und Siebler et al. (Siebler et al. 1985) zeigen die größte Häufung bei häuslichen Unfällen, gefolgt von Verkehrsunfällen, Sportunfällen und Arbeitsunfällen. (Abb. 8)

## 1.3 Epidemiologie

Etwa 5% aller Frakturen im Erwachsenenalter, betreffen den proximalen Humerus, sie machen etwa 47% der Oberarmfrakturen aus (Rose et al. 1982; Neer 1970; Bigliani 1990; Lind et al. 1989). Besonders häufig betroffen sind ältere Patienten, da die Gefahr einer Fraktur des proximalen Humerus signifikant mit einem herabgesetzten Mineralsalzgehalt des Knochens steigt (Szyszkowitz & Schippinger 1999; Kelsey et al. 1992; Selley et al. 1991).

Bei Kindern und Jugendlichen machen sie etwa 4% aller kindlichen Frakturen aus (Ehalt 1961; Magerl 1979; Neer 1965; Renné 1974).

Die Häufigkeit und der Schweregrad der Frakturen nehmen mit dem Lebensalter zu, dabei sind Frauen etwa doppelt so häufig betroffen wie Männer im vergleichbaren Alter (Horak & Nilsson 1974; Rose et al. 1982; Court-Brown 2001).

## 1.4 Diagnostik

### 1.4.1 Klinische Untersuchung

Eine genaue Anamnese hilft, den Unfallmechanismus zu ermitteln. Meist gibt der Patient durch die Beschreibung des Unfallherganges schon eingehende Hinweise, die Rückschlüsse auf die Frakturform zulassen. Es besteht ein Druckschmerz über dem Humerus, und besonders bei Abduktionsfrakturen kann eine deutliche Deformität zu sehen sein. Im Verlauf wird ein sich, der Schwerkraft folgend, nach distal ausbreitendes Hämatom sichtbar (Mc Rae 1995) (Abb. 8).



Abbildung 8: Frakturhämatom

Abnorme Beweglichkeit und Krepitation sowie sichtbare Knochenfragmente zeichnen sich als sichere Zeichen einer Fraktur aus. Der Bewegungsumfang des Schultergelenkes ist bei einer Fraktur des Oberarmkopfes schmerzhaft eingeschränkt. Die Abduktion bleibt jedoch weiterhin eingeschränkt möglich, da sich die Skapula

sofort mitdreht und so die Einschränkung im Humeroglenoidalgelenk ausgleicht (Debrunner 1988). Nerven- und Gefäßstatus sind zu überprüfen (Habermeyer 1997).

#### 1.4.2 Röntgenologische Untersuchung

Dabei ist es von entscheidender Bedeutung mindestens 2 aufeinander senkrecht stehende Ebenen (Abb. 9) des proximalen Humerus abzubilden, da sonst eine Einschätzung der Frakturmorphologie nicht möglich ist, die Fraktursituation unterschätzt und daraus falsche Schritte zur Behandlung eingeleitet werden (Szyszkowitz & Schippinger 1999). Die von Neer als „Trauma series“ bezeichnete Röntgenserie beinhaltet eine a.-p.-Projektion eine axiale und eine laterale Scapulaaufnahme, die unter Umständen noch besseren Aufschluß über die Frakturmorphologie geben (Neer 1990).

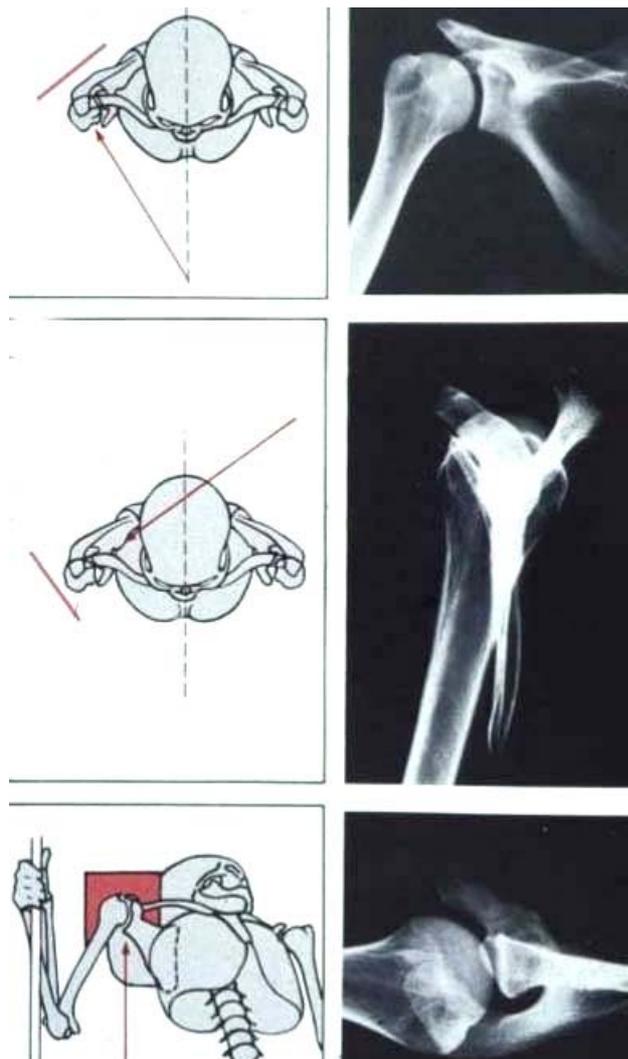


Abbildung 9: Radiologische Frakturdiagnostik

### 1.4.3 Sonographie

Im Rahmen der Primärdiagnostik bei radiologisch fraglicher Fragmentdislokation sowie bei persistierenden Beschwerden nach proximalen Humeruskopffrakturen ist eine sonographische Untersuchung (Abb. 10) empfehlenswert (Bigliani et al. 1998; Jerosch & Müller 1991).

Begleitverletzungen wie Rupturen der Rotatorenmanschette oder der langen Bizepssehne oder ein Hämathros können nachgewiesen werden (Bohndorf & Imhof 1998).

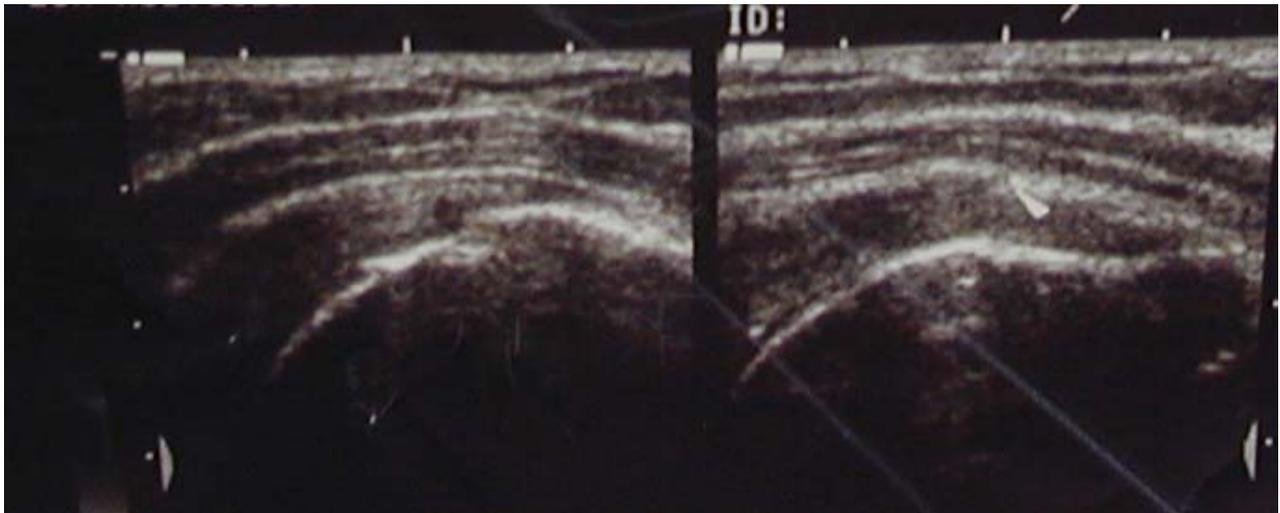


Abbildung 10: Sonographie der Schulter

### 1.4.4 Computertomographie

Die Indikation ergibt sich bei komplexen Mehrfragmentfrakturen (Abb. 11). Auch für die Operationsplanung ergeben sich bei höhergradigen Frakturen mit Kopfimpression und Beteiligung der Kalotte wertvolle Informationen hinsichtlich der Wahl des Osteosyntheseverfahrens (Habermeier 1997).

Eine 3D-Rekonstruktion kann zusätzlich eine Ergänzung in der Diagnostik darstellen, um vor allem die Fraktur in der axialen Ebene zu beurteilen, insbesondere falls ein Nativröntgen z. B. aus Schmerzgründen nicht möglich oder unzureichend zu beurteilen ist (Szyszkowitz & Schippinger 1999).

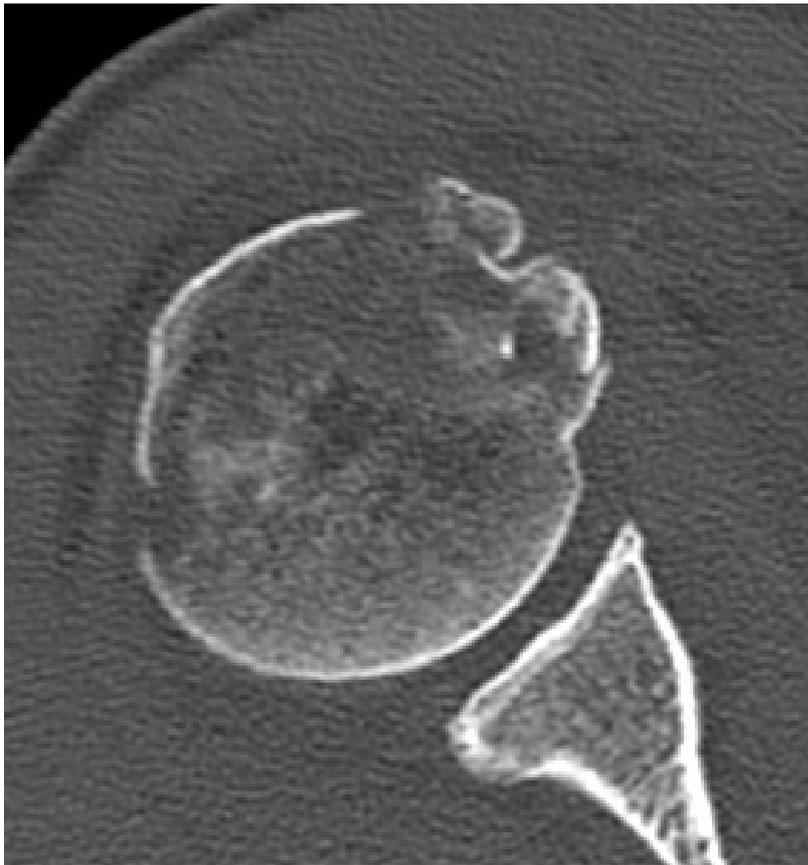


Abbildung 11: Computertomographie der Schulter

## 1.5 Klassifikation

### 1.5.1 Die Klassifikation nach NEER

Das Wissen über die Pathologie der proximalen Humerusfrakturen wurde durch die Klassifikation von Neer (Neer 1970) erweitert, die besonders den Zusammenhang zwischen Frakturformen und Gefährdung der Kopfdurchblutung aufzeigt (Abb. 12). Neer stellte eine Beziehung zwischen Frakturformen und Weichteilschäden, wie Verletzungen der Rotatorenmanschette und Gelenkkapsel, her. Er beobachtete, wie bereits Codmann im Jahre 1934 (Codman 1934), daß die Frakturlinien meist zwischen vier Hauptsegmenten liegen: Humeruskopf, Schaft, Tuberculum majus, Tuberculum minus. Die Neer-Einteilung berücksichtigt unverschobene und minimal dislozierte Brüche nicht, da sie stets konservativ versorgt werden. Neer unterteilt nur noch in Zwei-, Drei- und Vier-Fragment-Brüche, unabhängig davon, welches Fragment betroffen ist. Die Prognose verschlechtert sich mit der Anzahl der Fragmente. Diese Einteilung gilt auch für Luxationsfrakturen. Impressionsfrakturen der Kopfkalotte oder

---

deren Trümmerbrüche („head splitting fractures“) werden nicht eingeteilt und extra aufgeführt.

#### Gruppe I: Minimale Dislokation

In dieser Gruppe sind alle Frakturformen aufgeführt, unabhängig von der Anzahl ihrer Fragmente, bei denen die Fragmente nicht weiter als 1 cm disloziert sind und keine Abkipfung von mehr als 45° besteht.

#### Gruppe II: Fraktur durch das Collum anatomicum

Eine solitäre Fraktur durch das Collum anatomicum ist äußerst selten und kann leicht übersehen werden.

Da dislozierte Brüche im anatomischen Hals die Blutversorgung unterbrechen können, besteht somit auch ein hohes Risiko einer avaskulären Kopfnekrose (Gerber et al. 1990; Szyszkowitz & Schippinger 1999).

#### Gruppe III: Fraktur durch das Collum chirurgicum

Bei der sehr häufigen Fraktur durch das Collum chirurgicum ist die Rotatorenmanschette intakt und hält den Kopf in neutraler Position dadurch sind diese Frakturen eine Domäne der konservativen Therapie (Habermeyer & Schweiberer 1991).

#### Gruppe IV: Abriß des Tuberculum majus

Ein Abriß des Tuberculum majus tritt häufig nach Schulterluxationen sowie bei Stromverletzungen oder Krampfanfällen auf (Müller & Walde 1980; Thomas 1966). Meist ist das Tuberculum majus nur wenig disloziert. Wird es jedoch durch den Zug der Supraspinatussehne unter das Akromion gezogen, kommt es zum Impingement (Habermeyer & Schweiberer 1991).

Der Abriß des Tuberculum majus geht immer mit einem longitudinalem Einriß der Rotatorenmanschette einher (Habermeyer & Schweiberer 1991). Kommt es zusätzlich zu dieser Fraktur auch noch zu einem Bruch im Collum chirurgicum, so wird das Kopffragment durch den M. subscapularis nach innen rotiert und der Riß in der Rotatorenmanschette vergrößert. Die ansetzende Muskulatur wirkt dann einer geschlossenen Reposition entgegen (Neer 1970).

#### Gruppe V: Abriß des Tuberculum minus

Nach Habermeyer (Habermeyer & Schweiberer 1991) ist dies die seltenste Bruchform am Oberarmkopf. Eine Zwei-Segment-Fraktur dieser Gruppe ist relativ unkompliziert (Neer 1970).

Kommt es hingegen zu einer Fraktur des Collum chirurgicum, so kann der M. supraspinatus das Kopffragment nach außen rotieren, wodurch der auch hier immer vorhandene Längsriß in der Rotatorenmanschette vergrößert wird (Habermeyer & Schweiberer 1991). Als Komplikation der konservativen Behandlung von Tuberculum minus Frakturen wird die Pseudarthrose beschrieben.

#### Gruppe VI: Luxationsfrakturen

Böhler (Böhler 1929) stellte bereits 1929 fest, daß es schwierig, wenn nicht unmöglich sei, eine geschlossene Reposition und Retention durchzuführen. Die avaskuläre Kopfnekrose und primäre neurologische Ausfälle stellen häufige Komplikationen, dar (Böhler 1929; Kuner & Siebler 1987). Bei der Untersuchung der Luxationsrichtung überwiegen die axilläre und subkorakoidale Luxation, während die posteriore nur selten auftritt (Meißner 1987).

Die Prognose einer Luxationsfraktur wird im Wesentlichen durch die Anzahl der Fragmente bestimmt. Dies gilt für die Funktion als auch für das Auftreten einer Kopfnekrose (Kuner & Siebler 1987). Bei Zwei- und Drei-Segment-Frakturen dieser Gruppe ist eine ausreichende Blutversorgung über eines der beiden Tubercula und die anhängenden Weichteile gewährleistet, nicht jedoch bei den Vier-Segment-Frakturen (Neer 1970).

#### Drei-Segment-Frakturen der Gruppen V und VI

Wie schon oben erwähnt weisen diese Frakturen eine Rotation- und Dislokationsfehlstellung auf. Deshalb läßt sich durch alleinige geschlossene Reposition kein anatomisches Ergebnis erzielen (Cofield 1988; Yamano 1986).

#### Vier-Segment-Frakturen der Gruppe V

Mehr-Segment-Frakturen des proximalen Humerus (besonders die Vier Segment-Frakturen) sind Problemverletzungen, die häufig mit schlechten klinischen Ergebnissen ausheilen. Schmerzen und Funktionseinschränkungen werden durch Schrumpfung der Gelenkkapseln, Schädigung der Rotatorenmanschette, verbliebene

Subluxationen, Pseudarthrosen, Infekte und avaskuläre Nekrosen hervorgerufen (Sturzenberger et al. 1982).

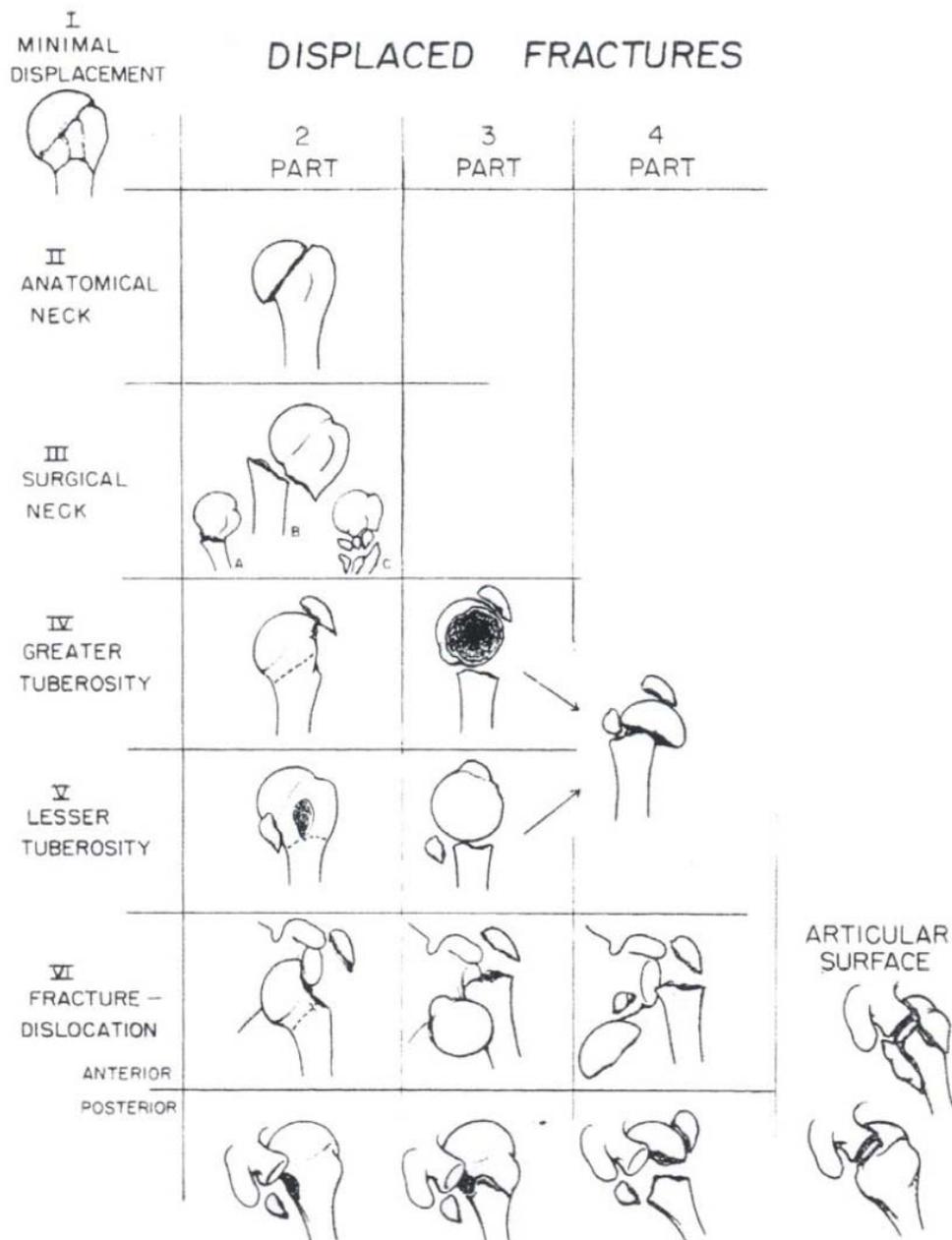


Abbildung 12: Die Klassifikation nach Neer (Neer 1970)

### **1.5.2 Die Klassifikation der ARBEITSGEMEINSCHAFT FÜR OSTEOSYNTHESEFRAGEN (AO)**

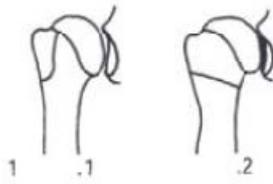
Diese Klassifikation wurde im Jahre 1983 von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) entwickelt (Abb. 13). Hierzu wurde eine anhand von 730 chirurgisch behandelten Oberarmkopffrakturen entwickelte Gliederung, die dislozierte und nicht dislozierte Brüche und auch seltene Brüche erfaßt, verwendet. Die AO Klassifikation unterscheidet drei große Gruppen, aufgeteilt in Gruppe A, B und C.

Gruppe A, die extraartikuläre Zwei-Segment-Frakturen umfaßt, beschreibt ein sehr geringes oder fehlendes Nekroserisiko. In der Gruppe B (extraartikuläre Drei-Segment-Frakturen) wird ein fakultatives Nekroserisiko angegeben. Frakturen der Gruppe C, die Frakturen durch das Collum chirurgicum beschreibt, gehen immer mit einer hohen Nekroserate einher (Haupt et al. 1989).

Die drei Gruppen unterteilen sich wieder in die Untergruppen 1, 2, und 3. Diese Unterteilung beschreibt das Ausmaß der Dislokation, eine weitere Unterteilung differenziert die Frakturen bezüglich Segmentzahl und Dislokationsrichtung (Hempfling 1991).

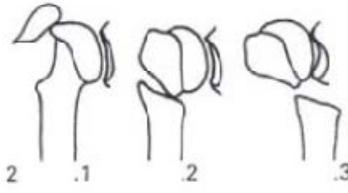
**A = extrakapitale Fraktur, 2 Segmente betroffen**

**A1 Minimal disloziert**



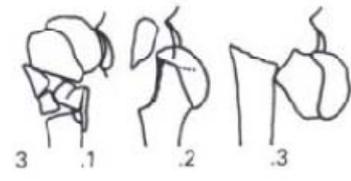
- .1 Tuberc.
- .2 Coll. chir.

**A2 Disloziert**



- .1 Tuberc. disloziert
- .2 Coll. chir. gekippt oder impaktiert
- .3 Coll. chir. disloziert

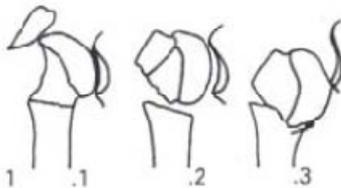
**A3 Disloziert, kompliziert**



- .1 Coll. chir. metaphys. mehrfragmentiert
- .2 Tuberc. disloziert mit Luxation
- .3 Coll. chir. mit Luxation

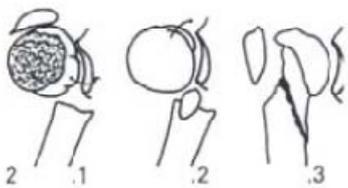
**B = extrakapitale Fraktur, 3 Segmente betroffen**

**B1 Verbindung zwischen 2 von 3 Segmenten erhalten**



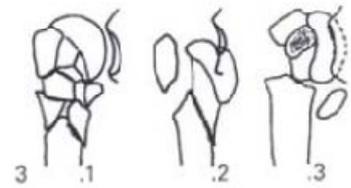
- .1 Tuberc. disloziert, Coll. chir. undisloziert
- .2 Coll. chir. disloziert, Tuberc. undisloziert
- .3 Varusimpaktion, Tuberc. min. disloziert

**B2 3 Segmente disloziert**



- .1 Coll. chir. und Tuberc. majus disloziert
- .2 Coll. chir. und Tuberc. minus disloziert
- .3 Kopf mit medialem metaphys. Anteil, Tuberc. maj. ± disloziert

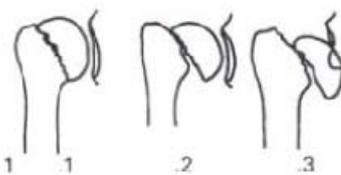
**B3 3 Segmente disloziert, kompliziert**



- .1 Metaphys. mehrfragmentiert inkl. Tuberc. maj. oder min.
- .2 Coll. chir. und Tuberc. maj. disloziert mit Luxation
- .3 Coll. chir. und Tuberc. min. disloziert mit Luxation

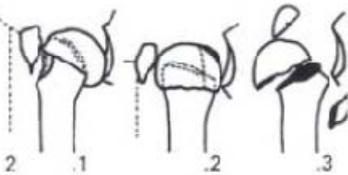
**C = Fraktur am Collum anatomicum obligat**

**C1 Collum anatomicum isoliert**



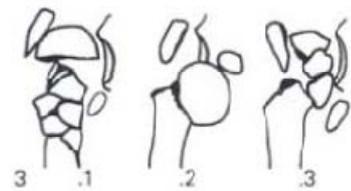
- .1 Coll. anat. undisloziert
- .2 Coll. anat. disloziert
- .3 Coll. anat. luxiert

**C2 4 Segmente impaktiert oder disloziert**



- .1 Mäßige Valgusimpaktion, Tuberc. maj disloziert
- .2 Schwere Valgusimpaktion, Tubercula disloziert
- .3 Coll. anat. und Tubercula disloziert, laterale Subluxation der Epiphyse

**C3 4 Segmente disloziert, kompliziert**



- .1 Coll. anat. und Tubercula disloziert, Metaphys. mehrfragmentiert
- .2 Coll. anat. und Tubercula disloziert, luxiert nach vorne od. hinten
- .3 Coll. anat. und Tubercula disloziert, epiphysär mehrfragmentiert

Abbildung 13: Die Klassifikation der AO

## **1.6 Therapie**

Die Wahl der optimalen Behandlung hängt von vielen Faktoren ab. Es muß zwischen der Behandlung nach biologischen und mechanischen Prinzipien und den Bedürfnissen der Patienten abgewogen werden (Kuner & Siebler 1987).

Die meisten nicht oder minimal dislozierten Frakturen heilen zufrieden stellend unter konservativer Therapie (Szyszkowitz & Schippinger 1999; Lill et al. 2001). Dislozierte, instabile oder Trümmerfrakturen sollten operativ behandelt werden (Koval et al. 1997; Trupka et al. 1997; Szyszkowitz & Schippinger 1999; Lill & Josten 2000).

Die für Gelenk- und gelenknahe Frakturen anderer Skelettabschnitte gültige Forderung nach anatomischer Reposition und stabiler Fixation läßt sich am Humerus aus anatomischen und mechanischen Gründen nur bedingt realisieren. Größere Achsabweichungen können gegebenenfalls funktionell ausgeglichen werden (Kuner & Siebler 1987; Laer von 1991).

### **1.6.1 Konservative Therapie**

Nach Neer können Frakturen mit einer Dislokation von weniger als 1cm und/oder einer Abkipfung von weniger als 45° konservativ behandelt werden (Neer 1970). Dies trifft auf 65-85% aller proximalen Humerusfrakturen zu (Habermeyer 1997; Szyszkowitz et al. 1993; Hawkins & Angelo 1987).

Die Ruhigstellung erfolgt z.B. im Gilchrist Verband in Adduktion und Innenrotation. In dieser Stellung ist der M.pectoralis, der den stärksten Einfluß auf den proximalen Humerusschaft im Sinne der ventromedialen Dislokation aufweist, maximal entspannt. Mit Nachlassen des Frakturschmerzes nach 7 bis 10 Tagen schließt sich die frühfunktionelle Übungsbehandlung an (Habermeyer 1997; Habermeyer & Schweiberer 1991; Wiedemann et al. 1996; Kuner 1992; Szyszkowitz et al. 1993).

## 1.6.2 Operative Therapie

Absolute Operationsindikationen sind laut Towfigh et al. (Towfigh et al. 1993):

- offene Humeruskopffrakturen
- dislozierte Frakturen des Tuberculum majus, da sich dieses durch den Zug der Supraspinatussehne unter dem Akromion verkeilt
- nicht reponierbare Luxationsfrakturen
- Frakturen mit extremer Dislokation oder fehlendem Kontakt der Hauptfragmente nach erfolglosem Repositionsversuch
- konservativ nicht reponierbare Frakturen infolge Interponat
- irreponible und instabile Epiphysenlösungen und Epiphysenbrüche
- pathologische Frakturen

Das Ziel der operativen Therapie ist die stabile Reposition und Fixierung um eine sofortige frühfunktionelle Nachbehandlung zu ermöglichen (Cofield 1988; Szyszkowitz et al. 1993).

Geschlossene Verfahren haben ein geringeres Nekroserisiko. Bezüglich des Funktionsgewinnes haben offene Verfahren z.B. bei dislozierten Mehr-Segment-Frakturen jedoch eine bessere Prognose (Habermeyer & Schweiberer 1989).

Biomechanik und Weichteilschonung müssen bei der Wahl des Implantates Berücksichtigung finden (Habermeyer & Schweiberer 1991).

### 1.6.2.1 Lagerung des Patienten

Es hat sich gezeigt, dass die so genannte Liegestuhlposition (Abb. 14) für die Frakturversorgung am besten geeignet ist. Dabei wird der Arm frei beweglich abgedeckt und auf einer abnehmbaren Armschiene gelagert. Es ist von großem Vorteil, wenn der Operationstisch ein abnehmbares Schulterteil aufweist, da damit das Schultergelenk für etwaige Bildwandlerkontrollen wesentlich besser zugänglich ist (Szyszkowitz & Schippinger 1999).



Abbildung 14: „Beach chair“ Position

### 1.6.2.2 Zugang

Für die Mehrzahl der Frakturen bewährt sich der deltopektorale Zugang, da damit am meisten Überblick über die Fraktursituation gewonnen werden kann.

Bei der Reposition der Frakturfragmente ist es oft von Vorteil, den Arm  $60\pm 70$  Grad zu abduzieren, um damit den M. deltoideus zu entspannen. Bei isolierten Frakturen der Tuberkula gewinnt man bessere Übersicht durch den anterosuperioren Zugang oder durch eine Inzision am lateralen Akromionrand entlang der Langerschen Hautspannungslinien mit Splitting des M. deltoideus am Übergang vom vorderen zum mittleren Drittel. Bei gedeckten Verfahren erfolgt die Implantation von meist kanülierten Schrauben über mehrere kleine laterale bzw. vordere Stichinzisionen unter sorgfältiger Schonung des N. axillaris (Szyszkowitz & Schippinger 1999).

Erweitert wird der Zugang durch ein Abtrennen des M. deltoideus von seinem Ursprung an Klavikula und Akromion. Dieser wird dann nach lateral geschlagen. So kann das Tuberculum majus schonend dargestellt werden (Müller et al. 1992).

Bei einer isolierten Fraktur des Tuberculum majus ist ein rein pectoraler Zugang häufig ausreichend.

### 1.6.2.1 Minimalosteosynthese

Verschiedene Verfahren wie die Zuggurtung mit Draht- oder PDS-Cerclagen, Kirschnerdrähte zur Adaptation oder als intramedulläre Kraftträger, Schrauben, Helix wire sowie verschiedene retrograde flexible Nägel werden unter diesem Begriff zusammengefasst (Abb. 15). Das gemeinsame Ziel dieser Osteosyntheseverfahren, die einzeln oder in Kombination einsetzbar sind ist die größtmögliche Weichteilschonung (Tingart et al. 2001; Habermeyer 1997; Szyszkowitz & Schippinger 1999; Weber & Matter 1997).



Abbildung 15: Kirschner Draht Osteosynthese

### 1.6.2.2 Plattenosteosynthese

Bei der Plattenosteosynthese (Abb. 16) handelt es sich um ein Verfahren, das Vorteile bezüglich der Reposition und Stabilität der Osteosynthese bietet (Hessmann & Rommens 2001).

Aufgrund des höheren Risikos der Humeruskopfnekrose und mechanischer Nachteile (Kuner & Siebler 1987; Lill et al. 1997) mit entsprechend schlechten Ausheilungsergebnissen im osteoporotischen Knochen (Robinson & Christie 1993;

Speck et al. 1996) wurde die Minimalosteosynthese von einigen Autoren favorisiert (Jaberg & Jakob 1987; Kasperczyk et al. 1993; Müntz & Kuner 1992; Resch & Thöni 1992; Speck & Regazzoni 1997; Wachtl et al. 2000; Weber & Matter 1998).

Mit der Entwicklung weniger invasiver Operationstechniken und winkelstabiler Implantate findet die Plattenosteosynthese wieder häufiger Verwendung in der Therapie der Humeruskopffraktur (Hessmann & Rommens 2001; Lill et al. 2004; Gautier & Sommer 2003; Lill et al. 2001).

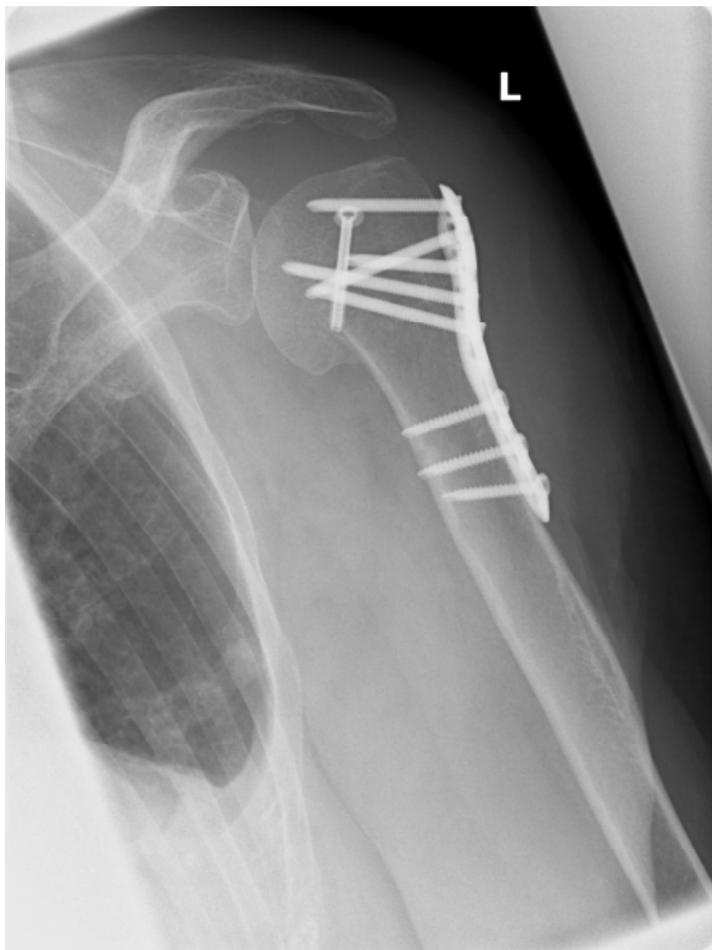


Abbildung 16: Plattenosteosynthese

### 1.6.2.3 Marknagelung

Die Technik der Marknagelung wurde bereits 1945 von Küntscher beschrieben.

Seit einiger Zeit stehen winkelstabile Verriegelungsnägel (Abb. 17) zur Verfügung die minimal invasiv implantierbar sind und eine hohe Primärstabilität auch im

osteoporotischen Knochen erzielen (Mittlmeier et al. 2003; Stedtfeld et al. 2003; Mathews & Lobenhoffer 2004). In einer Studie von Hessmann et al. konnte gezeigt werden, dass intramedulläre Kraftträger eine höhere Stabilität als die winkelstabilen Platten aufweisen. Durch die kompressionslose Fixation der Fragmente sind Nägel besonders gut beim osteoporotischen Knochen anzuwenden, denn dort könnte die Kompression zu Instabilität führen (Hessmann 2005).



Abbildung 17: Winkelstabiler Marknagel

#### 1.6.2.4 Prothetische Versorgung

Die primäre Implantation einer Humeruskopfendoprothese (Abb. 18) ist zu erwägen bei 4-Fragment-Frakturen, Mehrfragmentluxationsfrakturen, Humeruskopftrümmerfrakturen, ausgedehnten Humeruskopfimpansionsfrakturen mit mehr als 50% Kopfdefekt sowie bei älteren Patienten mit schlechter Knochenqualität und extensiver Trümmerzone sowie auch bei 3- und 2- Fragmentfrakturen mit großer Dislokation (Compito et al. 1994; Hawkins 1993; Moeckel 1992; Resch & Thöni 1992).

Es herrscht Einigkeit in der Literatur, dass bessere Ergebnisse erzielt werden, wenn der Ersatz des Kopfes als primäre Versorgung erfolgt. Jedoch sollte sich das Verfahren auf den älteren Menschen beschränken (Habermeyer 1997; Trupka 1997).



Abbildung 18: Humeruskopf Endoprothese

## 1.7 Nachbehandlung

Sowohl bei der konservativen als auch bei der operativen Therapie steht die frühfunktionelle Nachbehandlung im Vordergrund (Abb. 19). Allerdings muss auch bei beiden Therapieformen die Schulter ruhig gestellt werden. Dazu wird in den meisten Fällen ein Gilchrist-Verband genutzt. Die Physiotherapie beginnt je nach Operation mitunter schon am zweiten postoperativen Tag (Damanakis et al.1996).

Bei der konservativen Therapie startet man frühestens nach 7 Tagen (Wiedemann & Schweiberer 1992).

Die krankengymnastische Behandlung sollte immer im schmerzfreien Intervall stattfinden. Begonnen wird mit einfachen hauptsächlich passiven Pendelübungen, die abhängig vom Schmerz gesteigert werden. Parallel werden Anspannungsübungen zur Stärkung der Muskulatur durchgeführt.

Weiter wird dann die langsame Abduktion aktiv und passiv trainiert. In den ersten 6 postoperativen Wochen sollten dabei 90° nicht überschritten werden. Erst wenn diese Bewegung ohne Schmerzen ausreichend durchgeführt werden kann, wird auch die Rotation in die Übungen mit aufgenommen (Wiedemann & Schweiberer 1992).

Begleitend können lokale Kryotherapie und Medikamente zur Schmerz- und Entzündungsbekämpfung eingesetzt werden (Damanakis et al.1996).



Abbildung 19: Physiotherapeutische Übungsbehandlung

## **2. Zielsetzung**

Die vorliegende Arbeit evaluiert anhand einer Kadaver Studie sowie einer biomechanischen Testung die Eigenschaften eines neu entwickelten winkelstabilen Implantates für die Versorgung proximaler Humerusfrakturen.

Zu untersuchen war zunächst ob eine minimal invasive Implantation der neu entwickelten H-DHS-Platte möglich ist unter besonderer Berücksichtigung der Frage nach einer möglichen Verletzung neurovaskulärer Strukturen, der Rotatorenmanschette und der Gelenkkapsel.

Des Weiteren sollte anhand einer biomechanischen Testung des neuen Implantates im Vergleich zu einem winkelstabilen Standard Implantat die Steifigkeit der H-DHS-Platte analysiert werden und Last-Obergrenzen, die zum Versagen der Osteosynthese führen ermittelt werden.

Besonderes Interesse galt zudem der Möglichkeit der stabilen Fixierung des Tuberculum majus im Vergleich zu einem Standard Implantat auch bei reduzierter Knochenqualität.

### **3. Material und Methoden**

Das angewandte Studien Design umfasste zwei Phasen. Der erste Teil der Studie (Phase A) diente der Evaluation der minimal invasiven Operationstechnik der neu entwickelten H-DHS-Platte für den proximalen Humerus.

In Phase B erfolgte eine biomechanische Testung des Implantates im direkten Vergleich mit einem winkelstabilen Standard Implantat.

#### **3.1 Phase A**

##### **Die H-DHS- Platte**

Bei der H-DHS-Platte handelt es sich um ein neu entwickeltes CE zertifiziertes Titan-Implantat mit einer Plattenstärke von 3,7mm und einer anatomischen Angulation, um die Platte unterhalb der Tuberkula am lateralen Humerus ansetzen zu können. Das Implantat sieht gewindetragende Plattenlöcher vor, womit eine monoaxial winkelstabile Fixation erreicht wird. Die Schrauben in der Platte sind in einer hexagonalen Formation angeordnet, um ein besseres Ausreißverhalten der Schrauben zu erzielen. Es sind zusätzliche Aussparungen für temporäre Kirschnerdrähte und für Zuggurtungsnahte vorgesehen. Die zentrale Schraube ist als Teleskopschraube vorgesehen, welche in einer Hülse läuft, diese aber durch einen Verblockungsmechanismus nicht verlassen kann. Diese Schraube soll dem Chirurgen die Möglichkeit geben auch subchondral eine winkelstabile Verankerung zu erreichen. Die Schraube ermöglicht eine dynamische Längen Anpassung, falls es im Rahmen der Frakturheilung zu einem Sinterungsprozess kommt, oder eine partielle/komplette Humeruskopfnekrose zu einer Volumenabnahme des Humeruskopfes führt (Abb. 20 und 21).



Abbildung 20: H-DHS-Platte

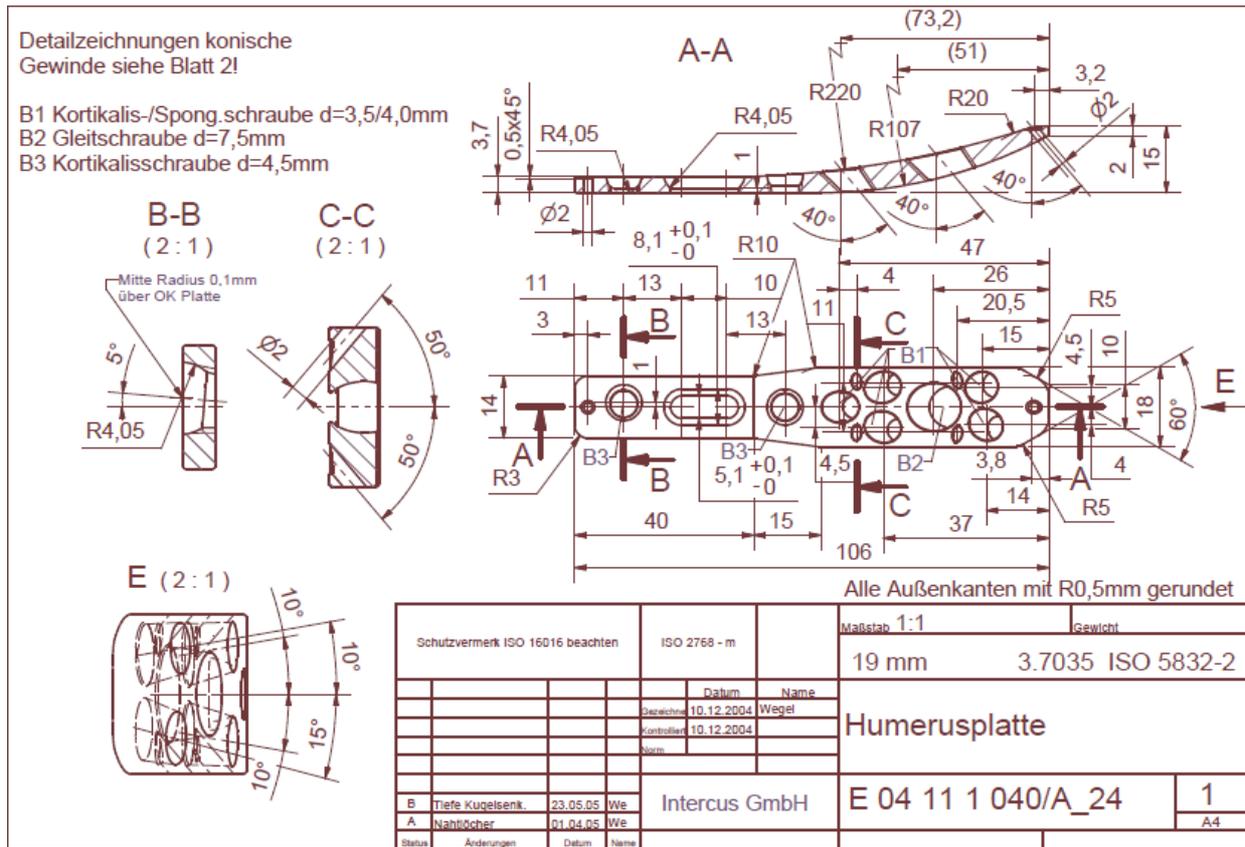


Abbildung 21: Schematische Darstellung

Die Platte wurde an 8 unverletzten Formalin fixierten Kadaver Schultern minimalinvasiv eingebracht. Keine der Schultern wies Narben aufgrund früherer Verletzungen oder Operationen, die die lokale Anatomie beeinträchtigt haben könnten oder zu Fibrosierungen geführt haben könnten, die die Präparation der zu untersuchenden Strukturen stören würden.

Zur Simulation einer realistischen OP-Situation erfolgte die Lagerung der Leichen in „beach chair Position“. Sämtliche Schritte der Osteosynthese erfolgten unter Bildwandler Kontrolle.

Hierzu wurde zunächst ein Hautschnitt über dem Ansatz des M. deltoideus am distalen Oberarm angelegt. (Abb. 22)



Abbildung 22: Zugang

Nach Präparation des Muskelansatzes wurde die Platte mit Hilfe eines Zielbügels submuskulär auf dem Periost nach proximal geschoben und auf die dorso-laterale Fläche des Humerus aufgelegt (Abb. 23).



Abbildung 23: Percutanes Einbringen des Implantates

Nach primärer Stabilisierung mittels Kirschner Drähten erfolgten die Bohrungen für die Fixierungsschrauben über den Zielbügel unter Verwendung von Gewebeschutzhülsen.

Über den Zielbügel wurden dann nach Ausmessen der Länge 6 3.5mm Kortikalis Schrauben zur Fixierung der Platte am Schaft eingebracht (Abb. 24 und 25).

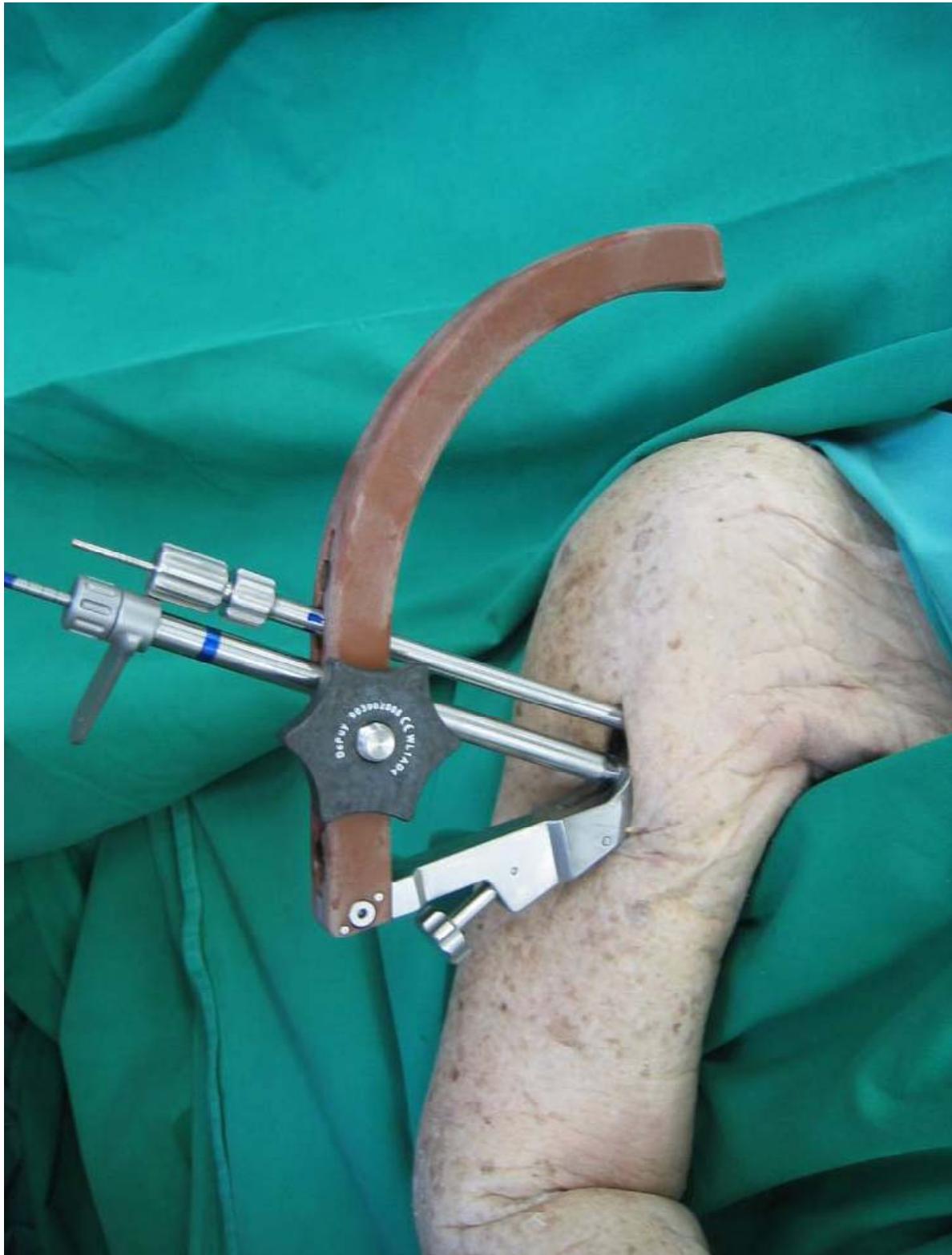


Abbildung 24: Fixieren der Platte am Schaft

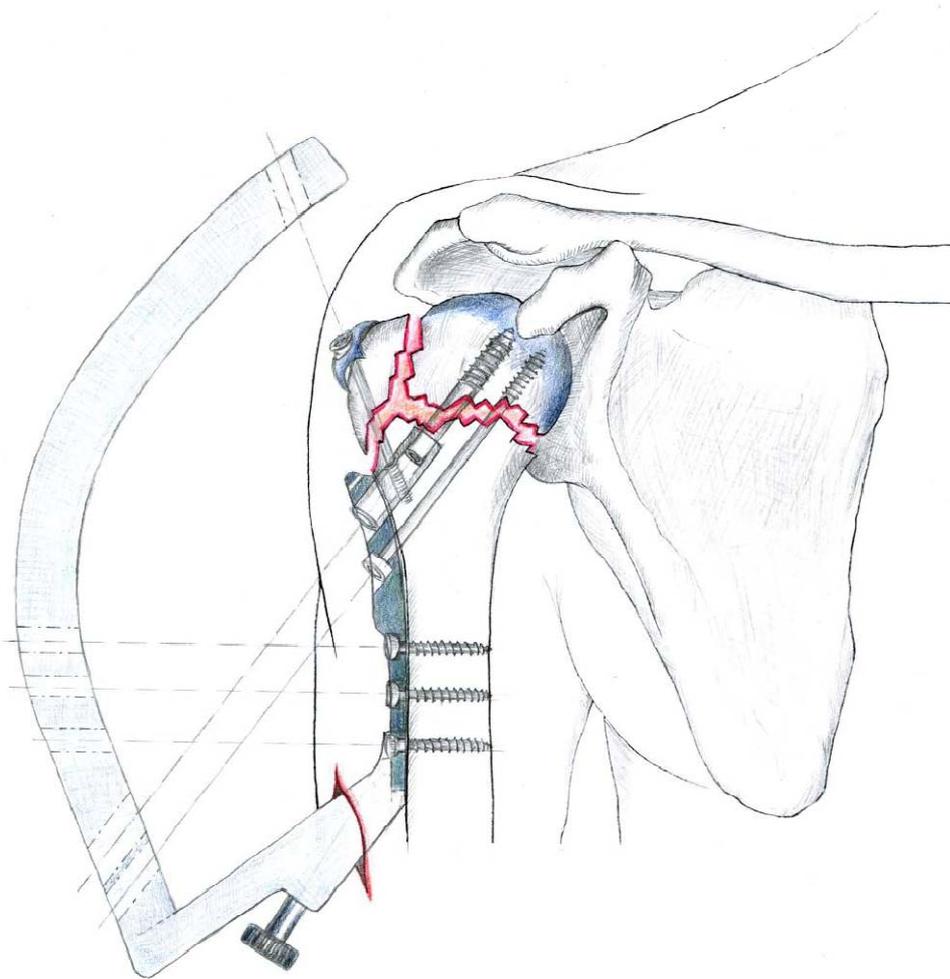


Abbildung 25: Schematische Darstellung

Unter der Vorstellung eine Reduktion des Weichteiltraumas zu erzielen erfolgte die Verankerung im Knochen distal der Gelenkkapsel. Winkelstabile Schrauben wurden anschließend in den Humeruskopf eingebracht unter Verwendung einer Kombinations-Schraube (Kombination aus Hülse und Schraube, Durchmesser der Hülse: 10mm, Durchmesser der Schraube: 7.5mm). Nach Einbringen der DHS Schraube erfolgte die Instrumentierung des Tuberculum majus abermals über den Zielbügel. Eine Drehung der, für die Teleskopschraube verwendeten Hülse ermöglicht hierbei dem Chirurgen Schrauben in verschiedenen Winkeln zwischen 9 und 3 Uhr, wobei sich die Humerusschaftachse auf Höhe der Mitte des Tuberculum majus bei 12 Uhr befindet, einzubringen (Abb. 26).



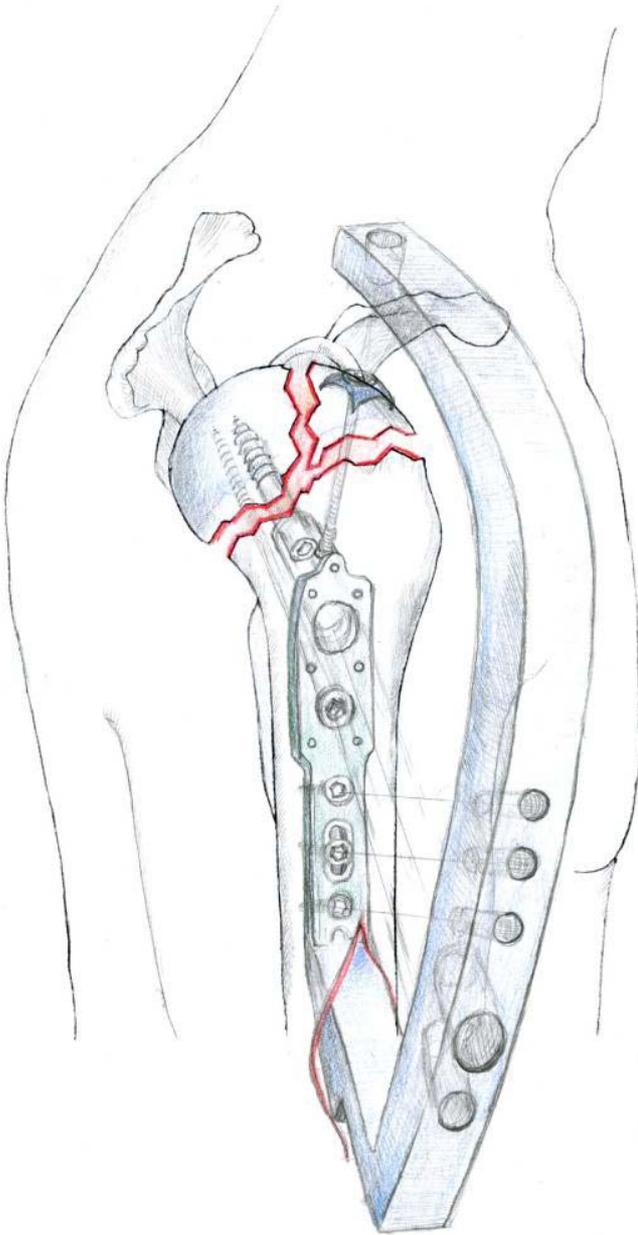


Abbildung 26: Fixierung des Tuberculum majus

Die in genannter Weise instrumentierten Humeri wurden durch einen unabhängigen Untersucher aus dem Institut für Anatomie präpariert. Es folgte die Darstellung des Verlaufs der Nn. radialis et axillaris im Verhältnis zur Platte sowie der Gelenkkapsel und der Rotatorenmanschette. Ziel hierbei war es, neben der Lagebeziehung zu dem Fremdmaterial auch mögliche nervale und muskuläre Verletzungen durch die Operationstechnik aufzuzeigen.

### **3.2. Phase B**

Die biomechanischen Untersuchungen wurden an vier nicht formalinfixierten humanen Humeruspaaren vorgenommen. Das durchschnittliche Alter der Knochenspender betrug > 70 Jahre es handelte sich um zwei Männer und zwei Frauen. Knochenpaare mit besonders ausgeprägter Osteoporose sowie Proben mit offensichtlichen makroskopischen Fehlbildungen wurden von der Studie ausgeschlossen.

Die Präparate wurden als komplette Humeri entnommen. Die Muskulatur wurde am Präparat belassen.

Am Vorabend des Versuchs wurde das Präparat in einen Kühlschrank mit 4°C umgelagert, so dass es bis zum nächsten Morgen soweit angetaut war, dass mit der endgültigen Präparation begonnen werden konnte. Während der Präparation wurde das Präparat ständig durch Besprühen mit 0,9%iger NaCl-Lösung feuchtgehalten. Sämtliche Proben waren ohne äußerlich erkennbare Fehlbildungen und im Paarvergleich ohne relevante Unterschiede.

Zum Transport und während der Leerzeiten des Versuchs war das Präparat mit in 0,9% NaCl-Lösung getränkten Tüchern umwickelt.

Nach Entfernung der Muskulatur wurden mit einer oszillierenden Säge Neer IV/3 Frakturen mit einem 5mm breiten Osteotomiespalt zur Simulation einer metaphysären Trümmerzone erzeugt. Es wurde zunächst eine Schrägosteomie entlang des Collum chirurgicum vorgenommen mit Resektion eines zirkulären Knochensegmentes mit einer Breite von 5mm. Sodann erfolgte die Osteotomie des Tuberculum majus. Die Vergleichbarkeit der Frakturen zwischen links – und rechtsseitiger Extremität wurde optisch überprüft (Abb. 27).

Die zur photographischen Dokumentation eingebrachte Knetmasse wurde vor Beginn der biomechanischen Testung entfernt.





Abbildung 27: Neer IV/3 Fraktur mit 5mm Osteotomiespalt

Nach dem Zufallsprinzip erfolgte an je einer Extremität die Osteosynthese mittels der H-DHS-Platte während die kontralaterale Extremität mit der Philos Platte versorgt wurde. Für die Untersuchung standen jeweils vier Exemplare zur Verfügung. Beide Implantate wurden entsprechend der Hersteller Empfehlungen angebracht.

Die Proben wurden zur Dokumentation der Implantatlage und des Repositionsergebnisses photographiert und geröntgt (Abb. 28 und 29).



Abbildung 28: Experimentell erzeugte Neer IV/3 Fraktur und Osteosynthese mittels Philos Platte

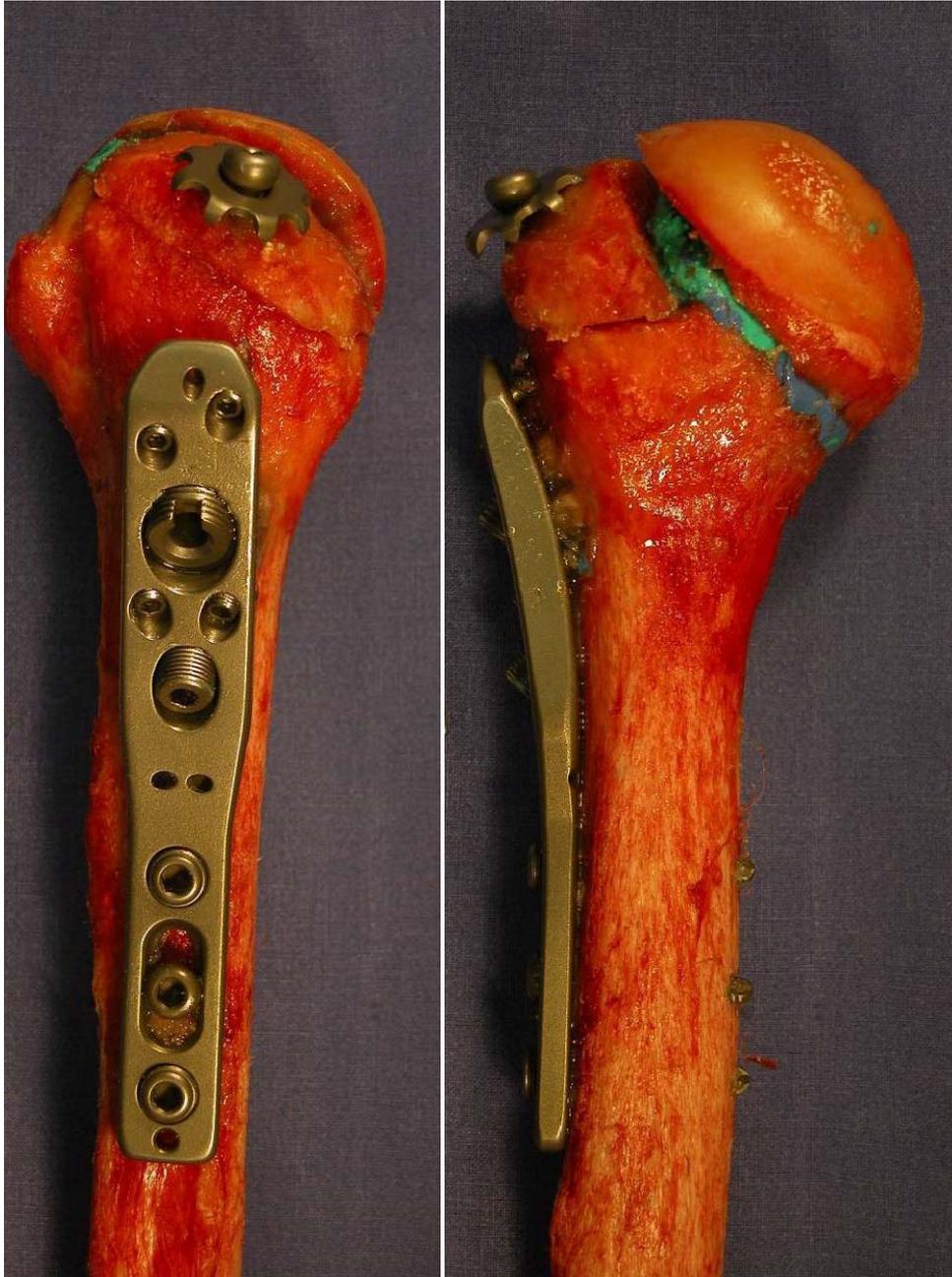


Abbildung 29: Experimentell erzeugte Neer IV/3 Fraktur und Osteosynthese mittels HDHS Platte

Nach Entfernung der Kondylen wurden die Humeri in mit Polymethylmetacrylat gefüllten Stahlzylindern in einem Winkel von  $30^\circ$  fixiert um eine kombinierte Krafteinleitung zu erhalten aus Kompression und Biegung. Zur Erhöhung der Gesamtstabilität wurden in den distalen Humerusschaft zwei kleine Spax-Schrauben (Schneider & Klein GmbH, Landscheid, Deutschland) eingebracht.

Beim Eingießen der Implantate wurde sorgfältig darauf geachtet, dass das Material nicht mit den Implantaten in Berührung kam. Der Humeruskopfes wurde in eine

quaderförmige Schale aus Aluminium eingegossen. Am obersten Punkt des Humerus erfolgte dann eine Bohrung auf der Schale in der der Applikator aufsetzte.

Die biomechanische Testung erfolgte an einer zweiachsigen, servohydraulischen Universalprüfmaschine (MTS, Bionix 858.2). Mit dieser Materialprüfmaschine lassen sich kraft- und weggesteuert axiale und rotatorische Momente aufbringen.

Die Stahlzylinder wurden dabei auf einem beweglichen Tisch (Bewegungsumfang +/- 3cm) platziert. Dadurch wirkt die Kraft senkrecht zum Tisch und die Entstehung einer rotatorischen Komponente mit der Erzeugung weiterer Kräfte wird verhindert.

Über einen zylinderförmigen Applikator wurde eine axiale Kraft auf den Humeruskopf ausgeübt. Der Applikator setzte hierbei in einer Mulde auf dem anatomisch höchsten Punkt der Humerusgelenkfläche an. (Abb. 30)

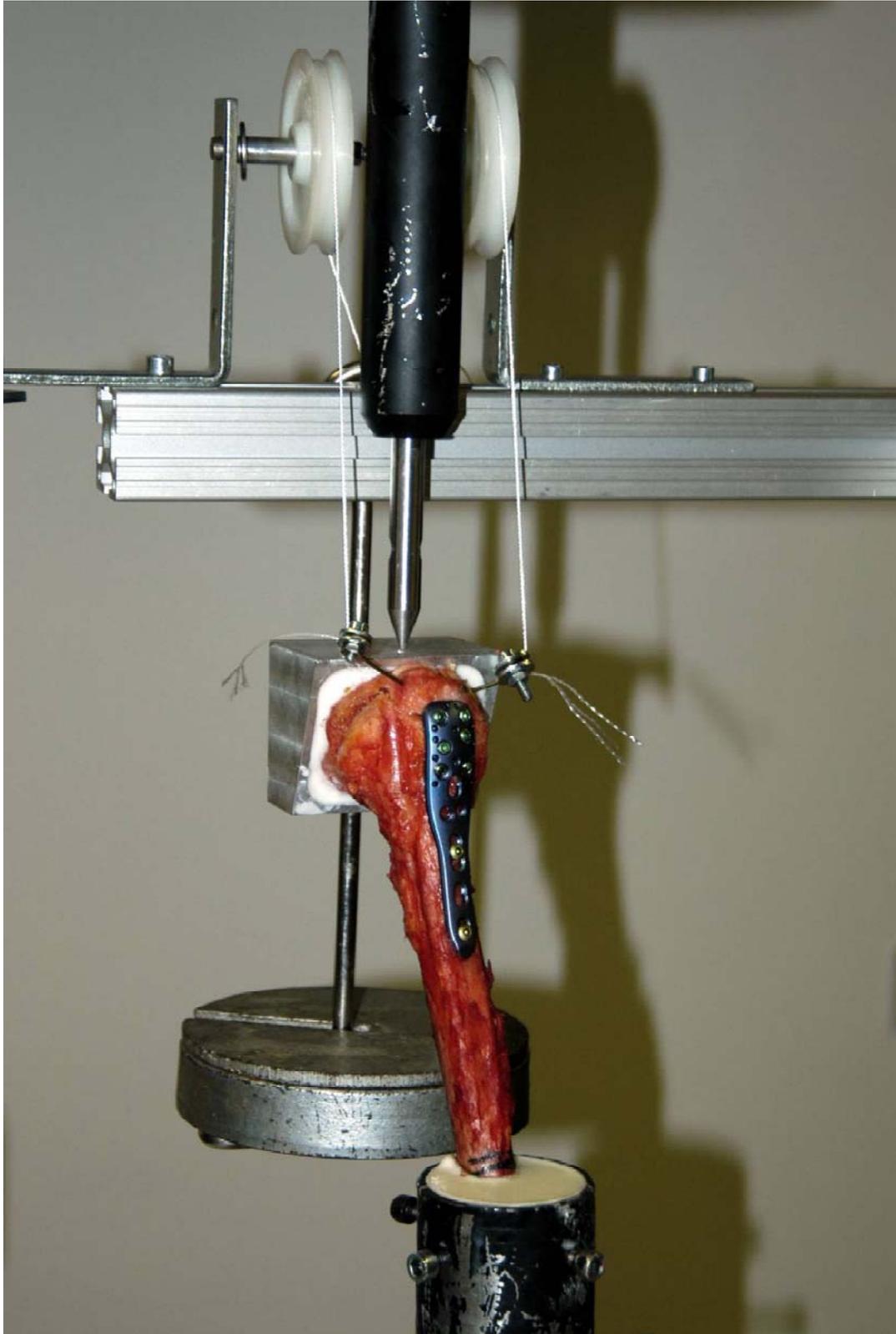


Abbildung 30: Versuchsanordnung

Jede Osteosynthese wurde dabei einer sinusoidalen axialen Last ausgesetzt bei einer Frequenz von einem Hertz.

Die Belastung wurde mit 50 Zyklen einer Last von minimal 25N bis maximal 50N begonnen.

Die Präparate wurden dann kontinuierlich bis zur Versagensgrenze belastet durch Erhöhung der maximalen Last um 50N alle 50 Zyklen bis auf 3000N.

Die Steifigkeit der Implantate wurde anschließend durch Division der applizierten Last durch die relative Abweichung der Probe berechnet. (Abb. 31)

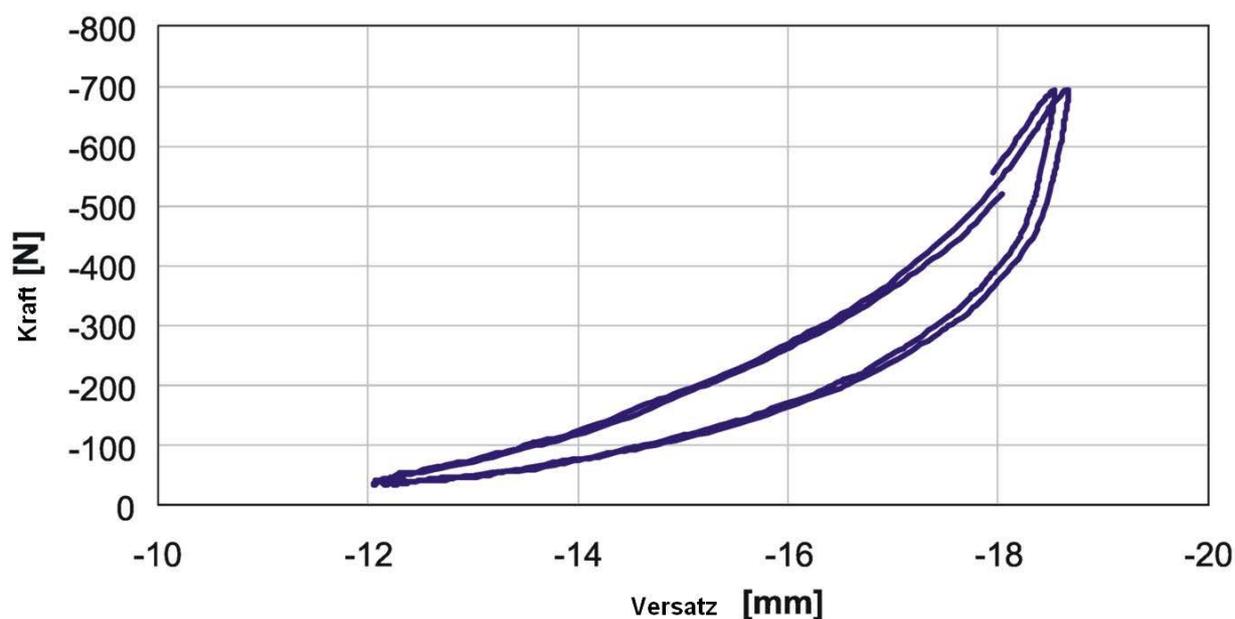


Abbildung 31: Steifigkeit

Die Versagensgrenze war hierbei definiert als eine Dislokation des Humeruskopfes um 20mm.

Darüber hinaus wurde zur Simulation des Zuges der Supraspinatus Sehne eine über eine Umlenkrolle nach oben gerichtete Last von 30N am Tuberculum majus fixiert (Abb. 32).

Die getesteten Präparate wurden hinsichtlich des Versagensmodus und im Hinblick auf eine Dislokation des Tuberculum majus untersucht. Für jedes Präparat wurde das Last- Verbiegungs-Verhalten aufgezeichnet und durchschnittliche Werte für die Verbiegung und die maximale Last bis zum Versagen wurden für beide Implantatgruppen bestimmt.

### **3.3. Statistische Auswertung**

Die Auswertung der Daten erfolgte unter Verwendung des parameterfreien Mann-Whitney Tests für paarweise Proben. Anhand des Kolmogorov – Smirnov Tests wurde die Normalverteilung der Daten ausgeschlossen.

Die Werte wurden angegeben als Mittelwert +/- Standardabweichung.

## 4. Ergebnisse

### Phase A

In Phase A wurden vier paarige Schultern nach erfolgter minimal invasiver Osteosynthese mittels der H-DHS-Platte von einem Mitarbeiter des Anatomischen Institutes präpariert. Durch den bereits beschriebenen minimalinvasiven Zugang und die submuskuläre Plattenlage konnte der Musculus deltoideus, anders als bei der Verwendung des Standardzugangs in seiner Gesamtheit erhalten werden. Der muskuläre Ansatz des M. deltoideus war in 7 von 8 Schultern zu  $\frac{1}{3}$  der Ansatzfläche in 1 Fall zu  $\frac{1}{2}$  der Ansatzfläche eingekerbt. In keinem der Fälle kam es zu einem Impingement von Muskelfasern unter die Platte (Abbildung 32 und 33).



Abbildung 32: Submuskuläre Lage der H-DHS-Platte



Abbildung 33: Präparat Schulter und obere Extremität nach Osteosynthese und Implantatentfernung einer H-DHS-Platte (.. Ansatz M.deltoideus)

Nach Dissektion des M. deltoideus wurde der N. axillaris mit Begleitgefäßen präpariert (Abbildung 34). Der Nervus axillaris konnte in seinem Verlauf durch die laterale Achsellücke unter dem M. deltoideus und um das Collum chirurgicum humeri begleitet von Arteria circumflexa humeri posterior und gleichnamigen Venen verfolgt werden. Makroskopisch zeigte sich in keinem der 8 Präparate eine Verletzung des Nerven oder der Gefäße.

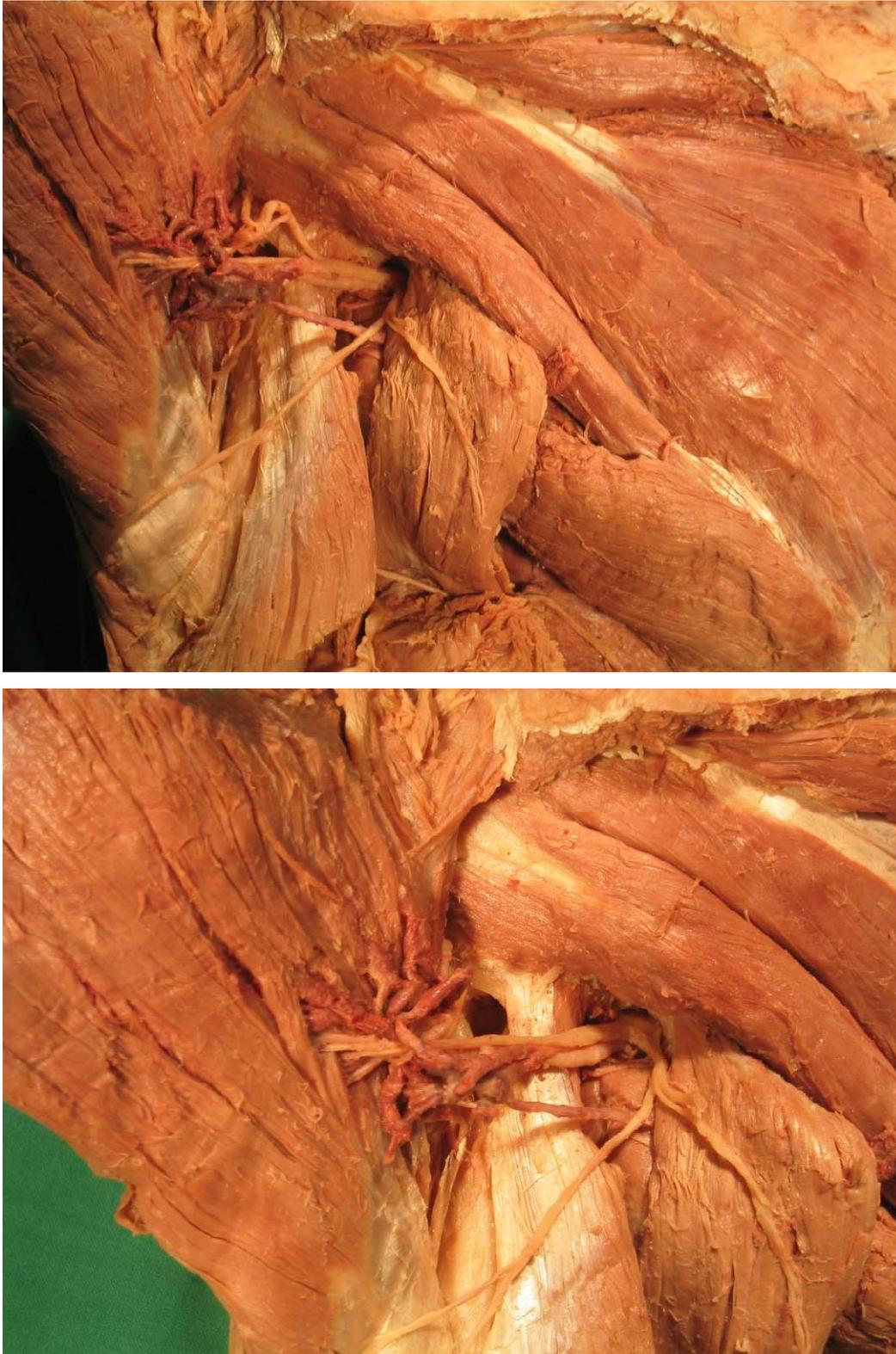


Abbildung 34: Anatomische Präparation des N. axillaris nach Osteosynthese

Die schichtweise Präparation der Weichteile um das Implantat zeigte jedoch, dass das proximale Ende der Platte in unmittelbarer Nähe des Nerven zu liegen kommt (Abb. 35).

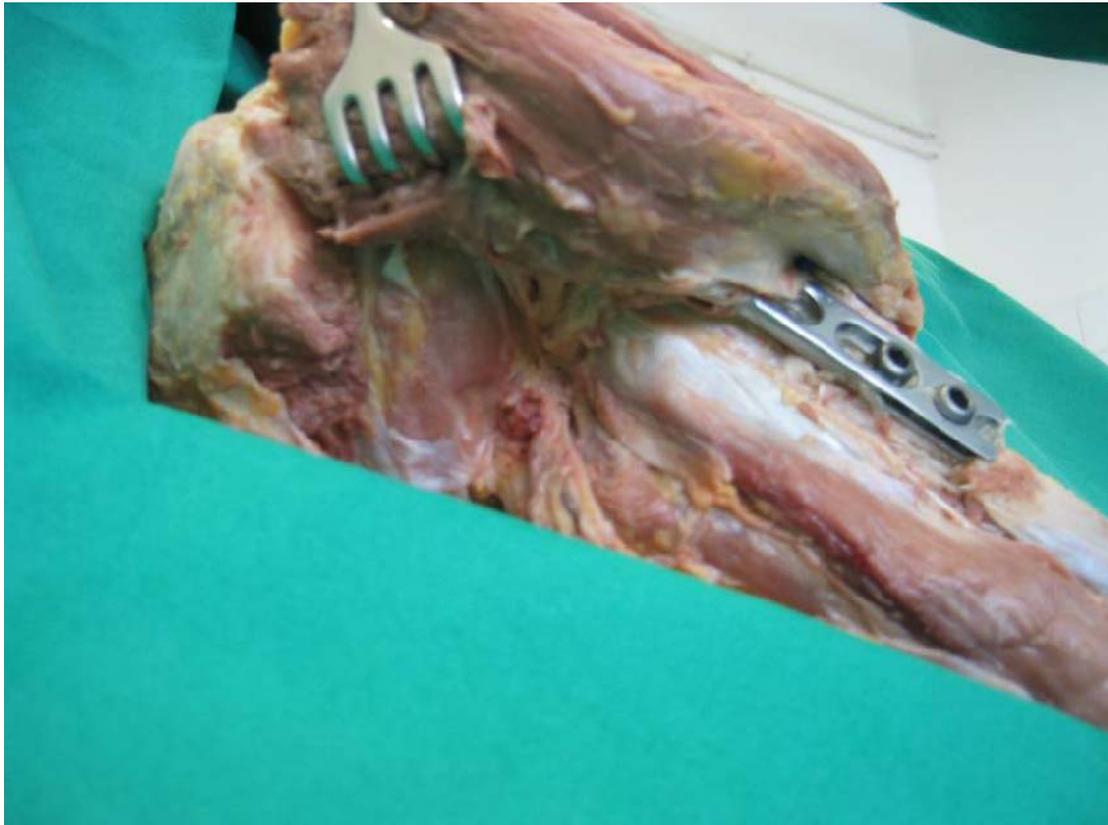


Abbildung 35: Verlauf des N. axillaris in Beziehung zum Implantat

Die anatomische Präparation der 8 Kadaverschultern zeigte, dass durch den minimalinvasiven Zugang und die submuskuläre Positionierung des Implantates keine Schädigung des Nervus axillaris, der Gelenkkapsel oder der Rotatorenmanschette hervorgerufen wird.

Durch den bereits beschriebenen minimalinvasiven Zugang und die submuskuläre Plattenlage konnte der Musculus deltoideus anders als bei der Verwendung des Standardzugangs in seiner Gesamtheit erhalten werden. In 8 von 8 Fällen gelang es, die Platte distal der Gelenkkapsel zu platzieren und somit jeglichen Kontakt mit der Rotatorenmanschette und daraus resultierende Verletzungen derselben zu verhindern.

## Phase B

Abbildung 36 zeigt eine Beispielkurve für die Änderung von Kraft, Versatz und Steifigkeit über die Anzahl der Zyklen.

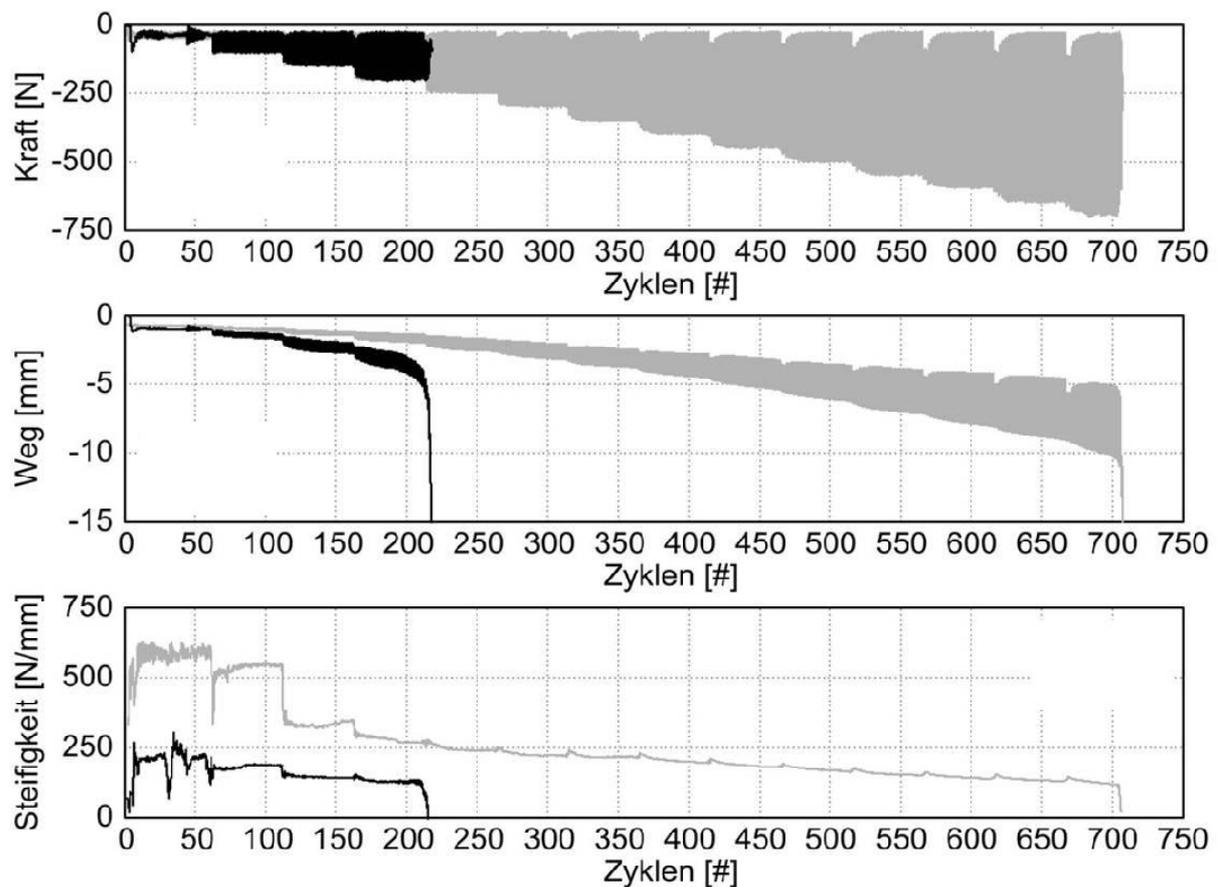


Abbildung 36: Beispielkurve: Philos (schwarz) vs. H-DHS (grau)

Bei der Testung der Steifigkeit der Implantate unter zyklischer Axialbelastung erwies sich die H-DHS Platte mit einer durchschnittlichen Steifigkeit von  $300.9 \pm 28.8 \text{ N/mm}$  (range: 100.4-606.6N/mm) als signifikant steifer ( $p=0,006$ ) gegenüber der Philos Platte mit einem durchschnittlichen Wert von  $184.2 \pm 23.4 \text{ N/mm}$  (range: 67.7 – 345.8N/mm) (Abb. 37).

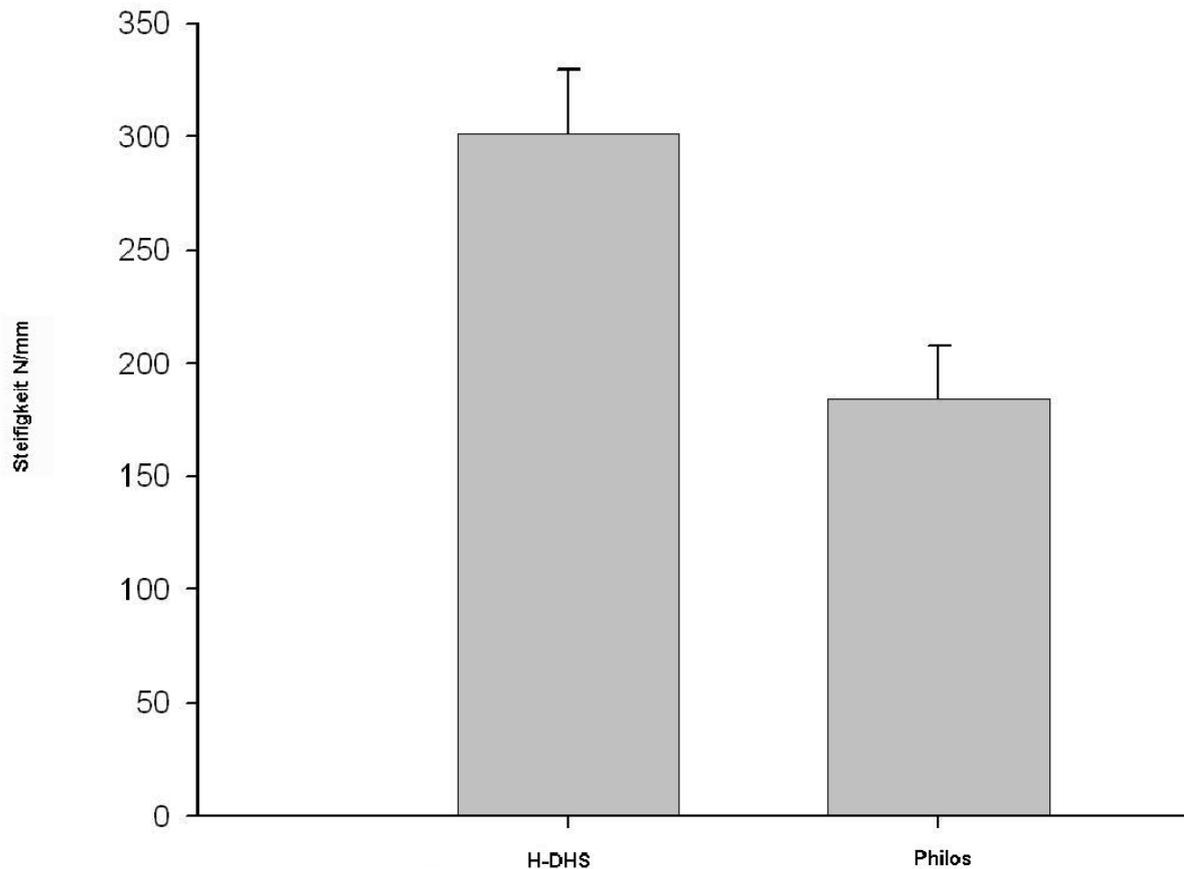


Abbildung 37: Steifigkeit der Implantate im Vergleich

Die Belastung der Proben bis zur Versagensgrenze zeigte, dass eine plastische Verformung der mit der H-DHS Platte versorgten Humeri mit Versagen der Osteosynthese erst in höheren Lastbereichen - 290 +/- 58,6N (range: 180 - 610N) als bei der Philosplatte auftrat (Abb. 38). Diese zeigte ein Versagen der Osteosynthese bei 205 +/- 8,6N (range: 180 - 220N). Was sich jedoch statistisch als nicht signifikant erwies ( $p=0,2$ ).

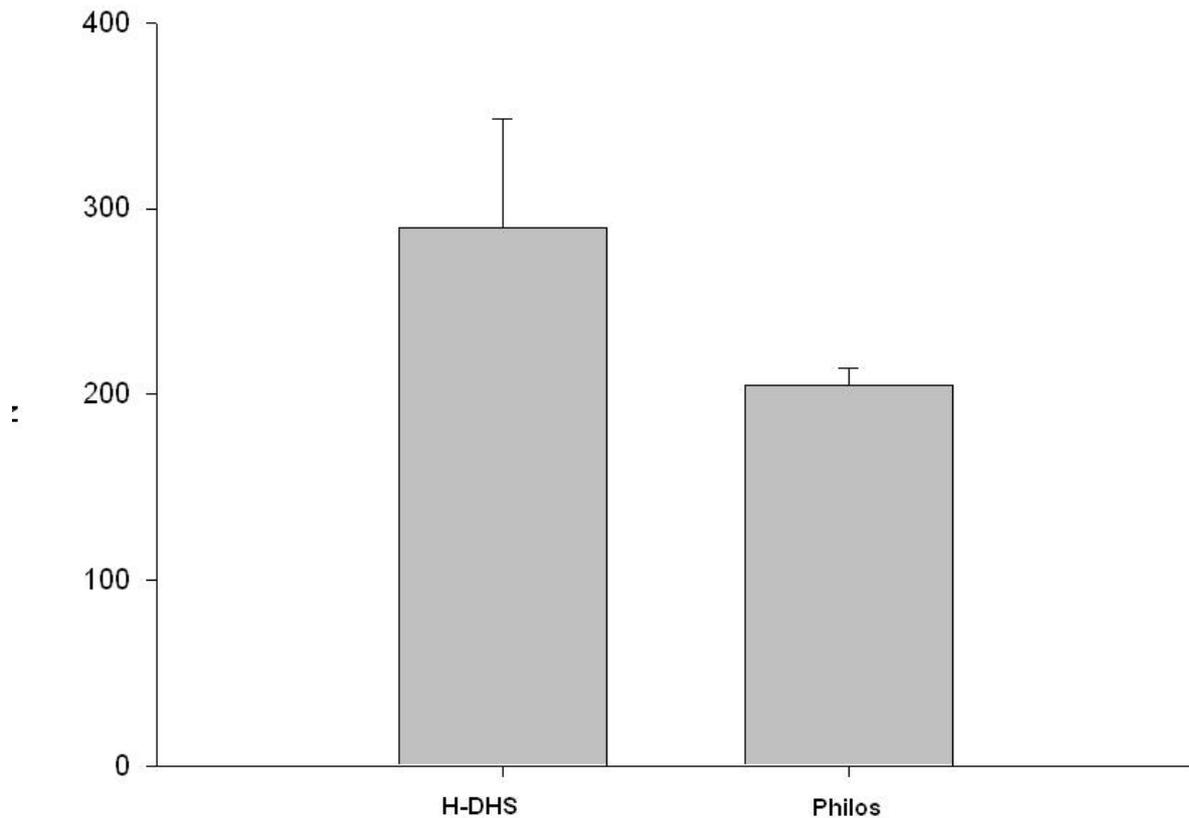


Abbildung 38: Versagen der Implantate im Vergleich

Das Versagen der Osteosynthese führte in beiden Gruppen in selber Art und Weise zu einer Varus-Dislokation des Humeruskopfes. In keinem der Fälle wurde ein Osteosyntheseversagen im Sinne eines Implantatbruches oder einer Schraubenlockerung verzeichnet.

Der zweite zu untersuchende Parameter – die Dislokation des Tuberculum majus – fand sich in keinem der mittels H-DHS Platte versorgten Knochen. Bei den mittels Philos Platte versorgten vier Humeri konnte in zwei von vier Fällen eine Dislokation des Tuberculum majus nachgewiesen werden.

## 5. Diskussion

Für die Stabilisierung der Oberarmkopffraktur sieht sich der Chirurg mit einer Vielzahl teilweise sehr unterschiedlicher Verfahren konfrontiert. Zu den derzeit angewandten Verfahren zählen intramedulläre Nägel, Platten, Zuggurtung, percutane oder minimal invasive Verfahren wie Drahtung oder Schrauben sowie die Endoprothetik.

Die operative Behandlung dislozierter proximaler Humerusfrakturen und Humeruskopfrümmerfrakturen hat sich in den letzten Jahren weiterentwickelt.

Die Tendenz, die Invasivität einer Operation zu minimieren ist eine logische Entwicklung, betrachtet man das Bestreben eines jeden Chirurgen, das durch die Operation verursachte Trauma möglichst gering zu halten (Sommer & Bereiter 2005).

Einige Autoren hatten daher minimalinvasive Osteosyntheseverfahren propagiert (Kasperczyk et al. 1993; Kocialkowski & Wallace 1990; Schai et al. 1993; Stableforth 1984) die die Fraktur mit Schrauben, Zuggurtungen, Kirschner Drähten, intramedullären Implantaten oder PDS-Nähten stabilisieren.

Diesen Verfahren wurde „biologische Überlegenheit“ attestiert gegenüber der Platten Osteosynthese, da sie weniger Weichteiltrauma verursachen.

Ein deutlicher Nachteil der minimalinvasiven Techniken ist die fehlende Winkel- und Rotationsstabilität (Mückter et al. 2001) und die daraus resultierende Notwendigkeit einer postoperativen Immobilisierung zur Verhinderung einer sekundären Fragment-Dislokation (Hessmann et al. 1998; Kocialkowski & Wallace 1990; Koval et al. 1996; Ruch et al. 2000; Schai et al. 1993).

Winkelstabile Implantate haben zunehmend an Bedeutung gewonnen in der Frakturversorgung. Es gibt zahlreiche Berichte über die höhere Stabilität dieser Implantate in der Versorgung von Frakturen des Humeruskopfes (Hessmann et al. 2003; Köstler et al. 2003; Kuner & Siebler 1987; Mittlmeier et al. 2005; Seide 2006).

Ein spezifisches Problem dieser Implantate scheint jedoch das Phänomen des cut out rigider Verriegelungsschrauben durch den Humeruskopf aufgrund des Absinkens des Kopfes im Rahmen der Frakturheilung zu sein.

Kettler et al. (Kettler et al. 2006) fanden in einer Nachuntersuchung von 176 dislozierten proximalen Humerusfrakturen welche mittels winkelstabiler Plattenosteosynthese (Philos Platte) stabilisiert worden waren in 14 Fällen (8%) eine Sinterung des Humeruskopfes mit konsekutiver Perforation der Schrauben in das Glenohumeralgelenk. In weiteren 30 Fällen (14%) wurde eine postoperative Implantatfehlage mit Überstand der Schraubenspitzen in das Gelenk festgestellt.

Dies tritt auch bei Fällen einer partiellen Humeruskopfnekrose mit dadurch bedingtem Volumenverlust des Kopfes auf sowie bei älteren Patienten mit reduzierter Knochenqualität (Fankhauser 2005; Köstler 2002; Lill 2003; Resch 2003).

Platziert man die Schrauben initial korrekt, also unmittelbar subchondral, so führt das zu einer langsamen Penetration der Schrauben durch den Knorpel in das Glenohumeralgelenk (Mittlmeier et al. 2005).

Die Empfehlung würde daher lauten, kürzere Schrauben zu verwenden und die Bohrtechnik dahingehend zu verändern, dass der Bohrer die Gelenkfläche des Humeruskopfes nicht perforiert. Dies birgt jedoch den Nachteil, daß eine optimale Abstützung der Schrauben unter Berücksichtigung der Fixierung des Knochens nur erzielt werden kann wenn die Schrauben unmittelbar subchondral versenkt werden. Dies liegt vermutlich in der höheren Dichte spongiösen Knochens in dieser Region unmittelbar angrenzend an den sehr dichten subchondralen Knochen, begründet (Liew et al. 2000; Köstler 2002). Mit der Verwendung kürzerer Schrauben würde man das glenohumerale cut out der Schrauben vermutlich ausreichend vermeiden können andererseits jedoch an Primärstabilität einbüßen und damit eine nachfolgende Varus Dislokation riskieren.

Hessmann et al. (Hessmann et al. 2004) untersuchten an acht Kadaver Humeruspaaren das Verhalten winkelstabiler Plattensysteme mit elastischen Eigenschaften im Hinblick auf eine mögliche Senkung des Risikos des Implantatversagens im osteoporotischen Knochen. Hierbei zeigte sich im Vergleich zu einem winkelstabilen System mit rigiden Schraubeneigenschaften, dass sich das elastische System durch ein geringeres Steifigkeitsverhalten, eine größere Verformung unter Dauerbelastung und einen geringeren Widerstand gegen Kräfte bis 500N

auszeichnete und dadurch keinen Vorteil für die Stabilisierung proximaler Humerusfrakturen bot.

Die H-DHS Platte versucht auf die genannten Probleme einzugehen durch die Bereitstellung einer zentralen Schraube, die in die subchondrale Schicht des Humeruskopfes eingebracht werden kann.

Da die Schraube zusätzlich zur Winkelstabilität über das DHS Prinzip verfügt, wird ein cut out vermieden.

Im Sinne des derzeitigen Paradigmenwechsels hin zu einer „Biologischen Frakturversorgung“ mit anatomischer Reposition, stabiler Fixierung und dem Verzicht einer ausgedehnten Freilegung der Fragmente mit konsekutivem Weichteiltrauma (Perren 2002) müssen neben der Entwicklung neuer Osteosyntheseverfahren auch alternative Zugangswege erschlossen werden, die das Weichteiltrauma und das Risiko der Verletzung neurovaskulärer Strukturen minimieren.

Verletzungen des Nervus axillaris sind eine wohlbekanntes Komplikation nach plattenosteosynthetischer Versorgung. In der Literatur bewegen sich die Angaben zwischen 0 und 5%. (Duparc et al. 1997; Riemer & D`Ambrosia 1992; Kontakis et al. 1999; Burkhead et al.; Röderer et al. 2007).

Jedoch auch minimal invasive Verfahren und hierbei insbesondere die perkutane Kirschner Draht Osteosynthese bergen das Risiko der Verletzung neurovaskulärer Strukturen (Blum & Rommens 2002; Rowles & McGrory 2001). Kocialkowski geht sogar so weit zu sagen, dass Kirschner Drähte ein hohes Potential der Drahtwanderung bergen und daher im Bereich der Schulter vermieden werden sollten (Kocialkowski & Wallace 1990)

Wie Rowles und McGrory (Rowles & McGrory 2001) in einer anatomischen Studie an zehn Leichenschultern zeigen konnten kam es trotz mehrfacher Kontrolle der Lage der Drähte unter Durchleuchtung in zwei Fällen zu einer Penetration der Drähte durch den Humeruskopf in die Gelenkfläche.

Der für die Stabilität wichtige anteriore Draht (Naidu et al. 1997; Koval et al. 1996) erwies sich als schwierig einzubringen, da je nach Winkel und Lage des Eintrittspunktes die Vena cephalica, die Biceps Sehne oder der Nervus musculocutaneus in Gefahr geraten. Der behandelnde Chirurg sieht sich so mit dem Problem konfrontiert, zusätzliche Stabilität nur mit dem Risiko einer potentiellen Nerven – Sehnen – oder Gefäßverletzung erzielen zu können.

Kürzlich wurde die winkelstabile intramedulläre Nagelung für die Versorgung proximaler Humerusfrakturen etabliert und zeigte viel versprechende klinische Ergebnisse (Ikpeme 1994; Mathews 2004; Stedtfeld 2003; Blum 2003; Lin 1998; Rajasekhar 2001; Seidel 1991; Mittlmeier 2003). Auch hier konnte in mehreren anatomischen Studien eine potentielle Gefährdung des Nervus axillaris nachgewiesen werden (Port et al. 1997; Lin J et al. 1999).

So fanden Albritton et al eine Distanz der proximalen Verriegelungsschrauben von lediglich 2.6mm zum Nerven (Albritton et al. 2003).

Die H-DHS Platte wird weit entfernt von der Fraktur am Ansatz des Musculus deltoideus eingebracht, was dem Ziel, die Zugangsmorbidität zu reduzieren Rechnung trägt. Im Sinne der Vermeidung weiterer Gewebetraumatisierung wurde auch auf eine Spaltung des Muskels verzichtet und die Platte stattdessen submuskulär nach proximal auf die dorsolaterale Fläche des Humerus geschoben.

Diese Vorgehensweise birgt nun jedoch gegebenenfalls ebenfalls das Risiko einer Verletzung des Nervus axillaris oder Nervus radialis.

Die Empfehlung lautet daher bei einer Schnittführung lateral des deltoideopectoralen Übergangs nach distal, den Schnitt auf 3-5cm vom Acromion aus zu begrenzen um eine Verletzung des Nervus axillaris zu vermeiden (Abbot 1949; Burkhead et al. 1992, Hollinshead 1982; Kontakis et al. 1999).

Die anatomische Präparation der mit der H-DHS Platte versorgten Kadaverschultern in Studienabschnitt A zeigte eindeutig, dass keine Verletzung von Ästen des Nervus axillaris oder Nervus radialis während des Einbringens der Platte und der Schrauben eingetreten war.

Wir konnten daher zeigen, dass ein submuskulärer Zugang von weiter distal ein sicheres Verfahren zum Einbringen einer Platte auf den Humerusschaft darstellt und dadurch eine extrakapsuläre Osteosynthese ermöglicht.

Das Einbringen der Platte erfolgte an kompletten Leichen, das heißt es wurde keine Exartikulation im scapulothorakalen Gelenk vorgenommen. Eine Exartikulation könnte zu einem Nachlassen der Spannung des Plexus brachialis und anderer neurovaskulärer Strukturen führen und die Lageverhältnisse des Implantates zu den genannten Strukturen verfälschen. (Rowles & McGrory 2001) Wie auch andere Autoren (Rowles & McGrory 2001, Röderer G et al. 2007) führten wir die Osteosynthese an intakten, das heißt nicht frakturierten Knochen durch. Das mag nachteilig sein, da es nicht die Situation in der Klinik widerspiegelt.

Dies erfolgte jedoch aus zwei wichtigen Gründen. Das Schaffen einer reproduzierbaren Fraktur erfordert eine ausgedehnte Entfernung des Weichteilmantels und eine direkte Osteotomie des proximalen Humerus mit konsekutiver Störung der lokalen anatomischen Verhältnisse. Natürlich bedingt auch eine reelle Fraktur Verschiebungen in den anatomischen Lagebeziehungen, wir gehen jedoch davon aus, dass dies unter klinischen Bedingungen durch die vor jeder Stabilisierung durchgeführte Reposition wieder ausgeglichen wird.

Eine weitere Schwäche dieser Studie könnte sein, dass lediglich eine makroskopische Inspektion des Nerven und anderer Strukturen erfolgte. Nerven Irritationen, Quetschungen oder Dehnungsverletzungen, die zu einer Störung der Leitfähigkeit führen können, wurden somit nicht erfasst.

Neben der Verletzung nervaler Strukturen spielt auch die Komplikation der avaskulären Nekrose nach osteosynthetischer Versorgung proximaler Humerusfrakturen eine Rolle.

Die drei häufigsten postoperativen Komplikationen nach plattenosteosynthetischer Versorgung des proximalen Humerus sind Impingement des Implantates unter das Acromion, Verlust der Stabilisierung und avaskuläre Nekrose des Humeruskopfes (Kristiansen & Christensen 1986; Sturzenegger et al. 1982; Paavolainen & Bjorkenheim 1983; Kuner & Siebler 1987). Die Durchblutung des proximalen Drittels

des Humerus erfolgt überwiegend aus den Aa. circumflexae humeri, die aus der A. axillaris entspringen, insbesondere der im Sulcus intertubercularis verlaufende Ramus ascendens versorgt einen wesentlichen Teil der Kopfkalotte (Menck et al. 1997).

Die Prognose für die Vitalität der Kopfkalotte wird nicht nur durch die Anzahl der Fragmente und den Frakturverlauf beeinflusst sondern verschlechtert sich insbesondere auch durch ausgedehnte chirurgische Fragmentfreilegung und Manipulation (Kuner & Siebler 1987).

Minimal invasive Techniken wurden entwickelt um die Traumatisierung der Weichteile und des Knochens zu reduzieren. In einer Studie von Fankhauser et al. mit 29 Patienten im Alter von durchschnittlich 64.2 Jahren trat eine avaskuläre Nekrose in 7.7% der Fälle auf (Fankhauser et al. 2005). Plecko et al. fanden eine Rate von 5% bei 36 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 57.5 Jahren (Plecko & Kraus 2005). Kralinger et al fanden bei einem direkten Vergleich zwischen offener und percutaner Frakturversorgung an 83 Patienten eine Rate der avaskulären Nekrose von 12.3% in der Gruppe der percutan versorgten Patienten gegenüber 50% bei der offenen Versorgung (Kralinger et al. 2006).

Die in anderen biomechanischen Studien am häufigsten beschriebene Fraktur entspricht einer 2-Part Fraktur im Bereich des Collum chirurgicum (Koval et al. 1996; Siffri et al. 2006; Hessmann et al. (2003) was von Siffri als Limitierung seiner Studie angesehen wird, da keine Aussage über das Verhalten der getesteten Implantate im Falle einer komplexen Fraktur oder Frakturen mit Trümmerzone getroffen werden kann.

Wir haben in unserer Studie übereinstimmend mit Wheeler (Wheeler et al. 1997) und Hessmann (Hessmann et al. 2008) eine instabile 3-Fragmentfraktur als Frakturmodell gewählt. Bei diesem Frakturtyp wird das Implantat mehr beansprucht als bei der stabileren subcapitalen 2-Fragmentfraktur, da je instabiler die Fraktursituation ist, desto mehr ist für die Herstellung eines stabilen Knochen-Implantat-Verbundes das Implantatsystem an sich gefordert. Ein weiterer Grund für die Wahl einer 3-Fragmentfraktur war, dass zusätzlich zur Überprüfung der biomechanischen Eigenschaften des Implantates auch die Stabilität der Verankerung des Tuberculum majus geprüft werden sollte.

Darüber hinaus ist dieser Frakturtyp in der Gruppe der komplexen Brüche insbesondere bei älteren Menschen häufig (Court-Brown 2001).

Zur Simulation realitätsnaher Bedingungen ist eine Schwächung des Knochenquerschnittes zur Aufnahme der Spannungen wichtig. Wie auch Hessmann et al. (Hessmann et al. 2004) haben wir in unserer Studie einen Keil mit medialem Defekt gewählt, welches unseres Erachtens nach die reale Situation einer instabilen proximalen Humerusfraktur am besten widerspiegelt.

Bei fehlender medialer Abstützung tendiert die Kopfkalotte zu einer Varusfehlstellung, wie sich auch im postoperativen Verlauf als sekundäre Dislokation häufig beobachtet wird (Hessmann et al. 1999).

Wesentlich mitverursacht wird diese Dislokation durch den Zug der Supraspinatus Sehne, deren Kraft im Experiment mit einem maximalen Biegemoment von 2-4Nm berechnet wurde (Keating et al. 1993).

Wir wählten in unserer Studie bewusst anatomische Präparate da künstliche Knochen eine Reihe von Problemen aufweisen. Gegenüber menschlichen Knochen ist die Variabilität in Form und Struktur bei Kunstknochen minimal jedoch konnten Siffri et al (Siffri et al. 2006) zeigen, dass sich zwei zu vergleichende Implantate bei menschlichen Knochen und saw bones signifikant unterschiedlich bezüglich ihrer Steifigkeit verhielten, so dass insbesondere bei einer simulierten Fraktursituation in der die Stabilisierung wesentlich von der Verankerung im Knochen abhängig ist, Vorsicht geboten ist. Da in unserer Arbeit gerade das Verhalten der Implantate bei osteoporösem Knochen untersucht werden sollte, waren menschliche Knochen hier vorzuziehen.

Auch die Fixierung in Formalin hat Einfluß auf das biomechanische Verhalten von Osteosynthesematerial wie Koval et al. und Swiontkowski et al. zeigen konnten. Koval fand eine auf ein Drittel reduzierte Steifigkeit bei Formalin fixierten gegenüber „fresh frozen“ Leichenschultern (Koval et al. 1996; Swiontkowski et al. 1987).

In der biomechanischen Testung erwies sich die H-DHS Platte als signifikant steifer (300,9+/- 28,8N/mm) bei axialer Belastung als ein winkelstabiles Standardimplantat wie die Philos Platte (184,2 +/- 23,4 N/mm). Das mag an der höheren Stabilität der Fixierung durch die zentrale Gleitschraube liegen sowie an der Tatsache, dass die Platte distal der Fraktur im Humerusschaft verankert wird was zu einem steileren Eintrittswinkel der Fixierungsschrauben führt.

Ein Versagen der Osteosynthese trat auch erst bei höheren Lasten - 290 +/- 58,6N (range: 180 - 610N) auf als im Falle des Referenzimplantates - 205 +/- 8,6N (range: 180 - 220N), obgleich der Unterschied sich als nicht signifikant herausstellte ( $p=0,2$ ).

Wie bereits aufgrund der klinischen Erfahrung vermutet, führte ein Versagen der Implantate zu einer Varusdislokation des Kopffragmentes. Was erneut auf die Notwendigkeit höherer Primärstabilität hinweist.

Koval et al. (Koval et al. 1996) untersuchten das Verhalten von zehn verschiedenen Osteosynthesetechniken an „fresh frozen“ und formalinfixierten Humeri. Im Gegensatz zu unserer Studie wurden hierbei 2-Fragment-Frakturen im Collum chirurgicum gewählt. Der Belastungsmodus entsprach einer axial eingeleiteten Kraft mit primärer Erzeugung von Scherkräften durch Abduktion der Proben um 20°. Die AO T-Platte erreichte hierbei eine Steifigkeit von 163 +/- 24 N/mm bei den formalinfixierten Proben, ein Versagen der Osteosynthese im Sinne eines cut out der Schrauben wurde bei 1750 +/- 130 N beobachtet.

Eine mögliche Erklärung für die so viel höhere Versagensgrenze könnte die Tatsache sein, dass es sich nicht um eine zyklische Belastung handelte sondern um eine statische. Zudem wurde als Frakturmodell eine 2-Fragment-Fraktur gewählt welche gegenüber den von uns untersuchten 3-Fragment-Frakturen eine deutlich stabilere Ausgangssituation bietet.

Duda et al. (Duda et al. 2007) verglichen ähnlich unserer Untersuchung ebenfalls ein neues, minimalinvasives Verfahren mit einem Standard Implantat. Getestet wurden die biomechanischen Eigenschaften des Button Fix System gegenüber denen des Humerus Block als Referenz Implantat.

Anders als in unserer Studie erfolgte die Osteotomie des Kopfes erst nach Einbringen der Implantate und auch hier wurde eine 2-Fragment-Fraktur erzeugt. Getestet wurden Axiale Belastung, Torsion und Varus-Biegung. Versuchsaufbau und erzielte Werte für die Steifigkeiten der Proben ähneln jedoch unseren Ergebnissen.

Das Button Fix System erzielte unter axialer Belastung eine durchschnittliche Steifigkeit von 349 +/- 145N/mm und erwies sich damit als signifikant steifer als das Referenz Implantat mit 179 +/- 70N/mm. Eine Belastung bis zum Versagen wurde nicht durchgeführt.

Ebenfalls vergleichbare Ergebnisse wie wir erzielten Hessmann et al. (Hessmann et al. 2004) in einer Studie an 24 nichtformalinfixierten humanen Humeruspaaren. Die biomechanischen Eigenschaften dreier unterschiedlicher Implantate - Humerusnagel mit Spiralklingenverriegelung (PHN-S), Nagel mit Bolzenverriegelung (PHN-K) und Großfragment T-Platte – wurden hierbei denen der Philos Platte als Referenz Implantat gegenübergestellt. Die Testung der Steifigkeit erfolgte zunächst innerhalb vordefinierter Belastungsobergrenzen von 120 N Axialkraft in Form von 4 sinusförmigen Axialkraftänderungen (10120N, Frequenz 0.1Hz). Die Auswertung der Daten erfolgte durch die Bildung des Quotienten „Kontrolle/Implantat“. Es zeigte sich eine signifikant höhere Steifigkeit des PHN-S im Vergleich zum Referenzimplantat ( $p=0.008$ ). Die Philos Platte erreichte im Mittel 35 (24-68%) % der Steifigkeit der PHN-S-Proben. Gegenüber den anderen Platten erwies sich die Philos Platte ebenfalls als weniger steif jedoch ohne statistische Signifikanz zu erreichen.

Da in dieser Studie bereits unter Dauerbelastung einige Proben versagten war die Anzahl verbleibender Proben für den axialen Versagenstest zu gering um statistische Signifikanz herausarbeiten zu können. Wie auch in unserer Studie kam es jedoch überdurchschnittlich häufig zu einem Versagen der Philos Proben. Die PHN-S Proben hielten im Medianwert einer um 100N größeren Axialkraft stand.

Das auf das Tuberculum majus wirkende Gewicht von 3kg führte in 50% der Fälle (2 von 4) der mit der Philos Platte versorgten Frakturen zu einer Dislokation des Fragmentes. Die zusätzliche Schraubenfixierung des Tuberculum majus war

offensichtlich nicht sicher in der schwachen Knochenmasse des Humeruskopfes zu verankern.

Die H-DHS Platte hingegen erwies sich als in der Lage, das Tuberculum majus sicher zu retinieren. Da die Fixierungsschraube durch ein Schraubenloch in der Titanhülse der Gleitschraube eingebracht wird kann eine sichere Adaptierung des Tuberculum majus geschaffen werden. Dies könnte von großer Bedeutung für den späteren klinischen Einsatz des Implantates sein.

Kettler et al. (Kettler et al. 2006) beobachteten in ihrem Patientenkollektiv von 176 subcapitalen Humerusfrakturen mit 159 primär dislozierten Tubercula in 9% der Fälle innerhalb eines Nachuntersuchungszeitraumes von 24 Monaten eine sekundäre Dislokation des Tuberculum majus. Diese führte zu einer signifikanten Verschlechterung des Constant Score mit im Mittel um um 20 Punkte reduziertem Punktwert.

Als Ausgleich für die teilweise erheblichen Unterschiede in der Knochenqualität und im Mineralsalz Gehalt des Knochens kann eine Bestimmung der Knochendichte anhand einer densitometrischen Untersuchung vorgenommen werden und die Proben vergleichbarer Knochenqualität gleichmäßig auf die verschiedenen Testgruppen aufgeteilt werden.

Alternativ können gepaarte Versuche durchgeführt werden, bei denen im Links – rechts – Vergleich die zu untersuchenden Implantate bezüglich ihrer biomechanischen Eigenschaften in einem standardisierten Frakturmodell miteinander verglichen werden. Sowohl Diederichs (Diederichs et al. 2006) als auch Marti (Marti et al. 2001) stellten in Ihren Untersuchungen innerhalb eines Paares eine sehr gute Korrelation der Knochendichte fest. Die Händigkeit des Knochenspenders, die uns nicht bekannt war, hat bedingt durch die unterschiedliche Belastung Einfluß auf Knochenmasse und Größe (Mosekilde 2000). Haapasalo et al. (Haapasalo et al. 2000) konnten jedoch zeigen, dass der vermehrte Mineralsalz Gehalt der Gebrauchshand hauptsächlich durch die vermehrte Größe des Knochens und nicht etwa durch eine erhöhte Knochendichte bedingt ist.

Grütter (Grütter 1996) konnte zudem nachweisen, dass nicht die Dichte des Knochens für seine Festigkeitseigenschaften entscheidend ist, sondern vielmehr die Querschnittsfläche.

Unter Berücksichtigung dieser Erkenntnisse kann bei einer personenidentischen gepaarten Versuchsanordnung, wie von uns gewählt, innerhalb eines Paares von einer vergleichbaren Querschnittsfläche und somit auch von vergleichbaren Festigkeitseigenschaften ausgegangen werden.

Auf die Durchführung einer Densitometrie kann unseres Erachtens nach in der gewählten Versuchsanordnung somit verzichtet werden.

Wie auch in anderen biomechanischen Studien zu Osteosynthese Verfahren am proximalen Humerus (Koval et al. 1996; Siffri et al. 2006; Kralinger et al. 2007; Williams et al. 1997) erfolgte die Belastung bis zur Versagensgrenze in einer einzigen Technik.

Der genaue Mechanismus der zum Versagen der Osteosynthese führt ist nicht bekannt. Der von uns gewählte Mechanismus stellt lediglich eine mögliche Form der Belastung dar.

Häufig wird die Steifigkeit von Implantaten bezüglich Biegung und Torsion untersucht (Koval et al. 1996; Siffri et al. 2006; Kralinger et al. 2007; Williams et al. 1997).

Studien in denen die axiale Steifigkeit eines Implantates getestet wird sind hingegen selten (Hessmann et al. 2003; Duda et al. 2007; Blum et al. 2000).

Die von uns gewählte Belastungsmodalität entspricht nur partiell der realen Situation.

Unter physiologischen Bedingungen wirken auf den Oberarmkopf eine Vielzahl von unterschiedlich großen Kraftvektoren in multiplen Ebenen und in unterschiedlichen Richtungen ein. Die eigentlichen Kräfte, die auf den Humeruskopf wirken sind eine Kombination aus Kompression, Torsion und Scherkräften. Der Betrag und die Richtung des resultierenden Kraftvektors werden zum einen durch das komplexe

Zusammenspiel der einzelnen Muskeln des Schultergürtels sowie zum anderen auch durch die Position des Humeruskopfes gegenüber dem Glenoid bestimmt (Poppen & Walker 1978; Inman et al. 1944).

Verlust der Reposition und Fixierung könnte durch Ermüdung bedingt sein, welche in einem Kadaver Modell natürlich nicht zu simulieren ist da biologische Reparaturprozesse entfallen.

Für die Interpolation auf die in vivo Situation könnte sich die Absenz der umgebenden Weichteile und der Rotatorenmanschette auswirken, die sowohl stabilisierende als auch destabilisierende Wirkung auf die Fraktur haben. (Koval et al. 1996). Ein Ausgleich wurde jedoch geschaffen durch die zusätzlich auf das Tuberculum majus wirkende Kraft, zur Simulation des Zuges der Supraspinatus Sehne.

Aufgrund der von uns durchgeführten Studie kann geschlussfolgert werden, dass das DHS Prinzip der Fixierungsschrauben die Stabilität der Frakturversorgung bezüglich einer Varusdislokation erhöht. Darüber hinaus ermöglicht das Implantat eine ausreichende Fixierung des Tuberculum majus. Das DHS Prinzip könnte in der Lage sein die Komplikation des glenohumeralen cut out zu reduzieren.

Ferner stellt die minimalinvasive Technik der Plattenosteosynthese mit der HDHS Platte keine Gefährdung des Nervus axillaris dar.

## 6. Zusammenfassung

Trotz der Verwendung winkelstabiler Implantate in der Versorgung proximaler Humerusfrakturen verbleiben viele Probleme wie das „cut out“ der Schrauben, eine sekundäre Dislokation des Tuberculum majus und das Ziel die operative Zugangs Morbidität zu reduzieren, ungelöst. Ziel der vorliegende Arbeit war es zu untersuchen, ob die H-DHS-Platte diese Defizite winkelstabiler Standard Implantate auszugleichen vermag.

In Phase A der Studie wurde die H-DHS-Platte an acht formalinfixierten Leichenschultern unter Verwendung minimal invasiver Technik implantiert. Die Humeri wurden im Anschluß von einem unabhängigen Untersucher präpariert und der Verlauf des Nervus axillaris und Nervus radialis wurden im Verhältnis zur Platte dargestellt.

In Phase B wurden Neer IV/3 Frakturen mit einem 5mm breiten Osteotomie Spalt zur Simulation einer metaphysären Trümmerzone erzeugt.

Für die biomechanische Testung erfolgte nach dem Zufallsprinzip an je einer Extremität die Osteosynthese mittels H-DHS-Platte und an der kontralateralen Extremität mittels Philos Platte.

Die submuskuläre Positionierung der Platte über einen minimal invasiven Zugang führte zu keiner Verletzung des Nervus axillaris oder Nervus radialis bzw. der Gelenkkapsel oder der Rotatorenmanschette.

Mit einer durchschnittlichen Steifigkeit von  $300.9 \pm 28.8 \text{ N/mm}$  erwies sich die H-DHS-Platte als deutlich steifer als die Philos Platte. Die H-DHS Platte zeigte ausserdem erst bei deutlich höheren Lasten ein Versagen der Osteosynthese mit Dislokation bei  $290 \pm 56.6 \text{ N}$  gegenüber  $205 \pm 8.6 \text{ N}$  bei der Philos Platte. Eine Dislokation des Tuberculum majus trat in keinem Fall der mittels H-DHS-Platte versorgten Humeri auf und in zwei Fällen in der Philos Gruppe. Die H-DHS-Platte kann gefahrlos in minimal invasiver Technik implantiert werden und bietet eine hohe Versorgungs- - Stabilität in einem in vitro Fraktur Modell einer proximalen Humerus Fraktur.

## 7. Literatur

1. Abbot L.C., Saunders C.M., Hagey H., Jones EW: Surgical approaches to the shoulder joint. *J. Bone Joint Surg. Am.* (1949) 31:235-255
2. Albritton MJ., Barnes CJ., Basamania CJ., Karas SG: Relationship of the axillary nerve to the proximal screws of a flexible humeral nail system: an anatomic study. *J Orthop Trauma.* (2003) 17:411-414
3. AO Publishing. Müller AO Classification of Fractures, Long Bones. (2006) Ref Type: Slide
4. Bigliani LU., Flatlow EL., Pollock RG: Fractures of the proximal humerus. (1998) In: Rockwood CA, Matsen FA (eds) *The shoulder.* Saunders
5. Blum J., Machemer H., Högner M., Baumgart F., Schlegel U., Wahl D., Rommens PM: Biomechanics of interlocked nailing in humeral shaft fractures. Comparison of 2 nail systems and the effect of interfragmentary compression with the unreamed humeral nail. *Unfallchirurg* (2000) 103: 183-190
6. Blum J., Rommens PM: (2002) Proximale Verriegelung von Humerusnägeln und Verletzungsrisiko des N. Axillaris. *Unfallchirurg* (2002) 105:9-13
7. Böhler L. Die Behandlung von Verrenkungsbrüchen der Schulter. *Deutsche Zeitung für Chirurgie* (1929) 219:238-245
8. Bohndorf K., Imhof H: *Radiologische Diagnostik der Knochen und Gelenke.* (1998) Georg Thieme Verlag
9. Burkhead W., Scheinberg R., Box, G.: Surgical anatomy of the axillary nerve. *J. Shoulder Elbow Surg.* (1992) 1:31–36
10. Codman EA.: *The shoulder, rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa* (1934) Krieger
11. Cofield RH.: Comminuted fractures of the proximal humerus. *Clin Orthop.* (1988) 230:49-57
12. Compito CA., Self EB., Bigliani LU.: Arthroplasty and acute shoulder trauma. *Clin Orthop Related Res.* (1994) 307:27-36
13. Court-Brown C.M., Garg A., McQueen MM.: The epidemiology of proximal humeral fractures. *Acta Orthop. Scand.* (2001) 72:365-371

- 14.Damanakis K., Schaal O., Mann J.,Müller KH.: Ein modifiziertes Behandlungskonzept bei Humeruskopffrakturen des älteren Menschen. Unfallchirurg. (1996) 99:561-568
- 15.Debrunner, A. M. Orthopädie, in: Bern- Stuttgart- Toronto: Hans Huber (1988))
- 16.Diederichs G., Korner J., Goldhahn J., Linke B.: Assessment of bone quality in the proximal humerus by measurement of the contralateral site: a cadaveric analysis. Arch Orthop Trauma Surg. (2006) 126:93–100
- 17.Drenckhahn D. (Hrsg) Benninghoff Anatomie: Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen (1994) Urban und Schwarzenberg
- 18.Duda G N., Epari DR., Babst R., Lambert SM., Matthys R., Südkamp NP.: Mechanical evaluation of a new minimally invasive device for stabilization of proximal humeral fractures in elderly patients. Acta Ortop Scand. (2007) 78:430-435
- 19.Duparc F., Bocquet G., Simonet J., Freger P.: Anatomical basis of the variable aspects of injuries of the axillary nerve (excluding the terminal branches in the deltoid muscle). Surg Radiol Anat. (1997)19:127-132
- 20.Ehalt W.: Verletzungen bei Kindern und Jugendlichen (1961) Enke
- 21.Fankhauser F., Boldin C., Schippinger G., Haunschmid C., Szyszkowitz R.: A new locking plate for unstable fractures of the proximal humerus. Clin Orthop Relat Res. (2005) 430:176-181
- 22.Frankenberger A., Münch E., Wolpert F.: Verletzungen des Schultergürtels beim alpinen Skisport. Fortschr Med. (1981) 99:733-739
- 23.Gautier E., Sommer C.: Guidelines for the clinical application of the LCP. Injury. (2003) 34:63-76
- 24.Gerber C., Hersche O., Berberat C.: The clinical relevance of posttraumatic avascular necrosis of the humeral head. J Shoulder Elbow Surg. (1998) 7:586-590
- 25.Gerber C., Schneeberger A., Vinh T.: The arterial vascularisation of the humeral head. J Bone Joint Surg Am. (1990) 72:1486-1494
- 26.Grütter R.: Die menschliche Tibia im Torsionsversuch.Inauguraldissertation aus dem AO-Forschungsinstitut. Davos (1996)
- 27.Haapasalo H., Kannus P., Sievanen H., Pasanen M., Uusi-Rasi K., Heinonen A., Oja P., Vuori I: Effect of long-term unilateral activity on bone mineral density of female junior tennis players. J Bone Miner Res. (1998) 13:310-319
- 28.Habermeyer P.; Schweiberer L.: Oberarmkopffraktur. Konservative und operative Differentialtherapie. Unfallchirurg (1991) 94:438-446

- 
- 29.Habermeyer P.: Die Humeruskopffraktur. Unfallchirurg. (1997) 100:820-837
- 30.Habermeyer P., Schweiberer L.: Oberarmkopffrakturen. Konservative und operative Differentialtherapie. Unfallchirurg. (1991) 94:438-446
- 31.Habermeyer P., Schweiberer L.: Frakturen des proximalen Humerus. Orthopäde (1989) 18:200-207
- 32.Hall MC., Rosser M.:The structure of the upper end of the humerus with reference to osteoporotic changes in adolescence leading to fracture. Can Med Assoc J. (1963) 88:290
- 33.Haupt PR., Sagan P., Duspiva W.: Perkutane Kirschner-Draht-Osteosynthese proximaler Humerusfrakturen. Chir Praxis (1989) 40:257-264
- 34.Hawkins RJ.: Displaced proximal humeral fractures.Orthopedics. (1993) 16:49-53
- 35.Hawkins RJ., Angelo RL.: Displaced proximal humeral fractures. Selecting treatment, avoiding pitfalls. Orthop Clin North Am. (1987) 18:421-431
- 36.Hempfling H.: Klassifikation von Humeruskopffrakturen. Chir Praxis. (1991) 43:93-98
- 37.Hessmann MH., Baumgaertel F., Gehling H., Klingelhoefter I., Gotzen L.: Plate fixation of proximal humeral fractures with indirect reduction: surgical technique and results utilizing three shoulder scores. Injury (1999) 30:453-462
- 38.Hessmann MH., Gotzen L., Gehling H., Baumgaertel F.,Klingelhoefter I.: Operative treatment of displaced proximal humeral fractures: two-year results in 99 cases. Acta Chir Belg. (1998) 98:212-219
- 39.Hessmann MH., Hansen WS., Krummenauer F., Pol TF., Rommens M.: Locked plate fixation and intramedullary nailing for proximal humerus fractures: a biomechanical evaluation. J Trauma. (2005) 58:1194-201
- 40.Hessmann MH., Rommens PM.: Osteosynthesetechniken bei proximalen Humerusfrakturen. Chirurg (2001) 72:1235-1245
- 41.Hessmann MH., Sternstein W., Blum J., Krummenauer F., Rommens PM.: Die winkelstabile Plattenosteosynthese am proximalen Humerus. Akt.Traumatol. (2003) 33:2-6

- 42.Hessmann MH., Sternstein W., Mehler D.: Are angle-fixed implants with elastic properties advantageous for the internal fixation of proximal humerus fractures? *Biomed Tech.* (2004) 49:345–350
- 43.Hessmann MH., Korner J., Hofmann A., Sternstein W., Rommens PM.: Osteosynthese am proximalen Humerus mittels winkelstabiler Platte oder Doppelplatte: eine vergleichende biomechanische Untersuchung. *Biomed Tech.* (2008) 53:130–137
- 44.Hollinshead W.: *Anatomy for surgeons* (1982) Harper and Row
- 45.Horak J., Nilsson BE.: Epidemiology of fracture of the upper end of the humerus. *Clin Orthop.* (1975) 112:250-253
- 46.Ikpeme JO.: Intramedullary interlocking nailing for humeral fractures: experiences with the Russell-Taylor humeral nail. *Injury.* (1994) 25:447-455
47. Inman VT.,Saunders JB., Abbott LC.: Observations of the function of the shoulder joint. *Clin Orthop Relat Res.* (1996) 330:3-12
- 48.Jaberg H., Jakob RP.: Compound fractures of the proximal humerus. *Orthopäde.* (1987) 16:320-335
- 49.Jensen GF., Christiansen C., Boesen J., Hegedüs V., Transbøl I.:Relationship between bone mineral content and frequency of postmenopausal fractures. *Acta Med Scand.* (1983) 213:61-63
- 50.Jensen GF., Christiansen C., Boesen J., Hegedüs V., Transbol I.: Epidemiology of postmenopausal spinal and long bone fractures. A unifying approach to postmenopausal osteoporosis. *Clin Orthop.* (1982) 166: 75-81
- 51.Jerosch J., Müller G.: Sonographische Befunde bei radiologisch unverschobenen proximalen Humerusfrakturen. *Ultraschall in Med.* (1991) 12:36-40
- 52.Jostkleigrewe F., Ludolph E.: Die Beurteilung des röntgenologischen Verlaufes nach Osteosynthesen. *Chir Praxis.* (1986) 36:243-258
- 53.Kasperczyk WJ., Engel M., Tscherne H.: Die 4- Fragment-Fraktur des proximalen Oberarmes. *Unfallchirurg.* (1993) 96:422-426
- 54.Keating JF., Waterworth P., Shaw-Dunn J., Crossan J.: The relative strengths of the rotator cuff muscles. A cadaver study. *J Bone Joint Surg Br.* (1993) 75:137-140
- 55.Kelsey J. L., Browner W. S., Selley D. G., Nevitt M. C., Cummings S. R.: Risk factors for fractures of the distal forearm and proximal humerus. *Am J Epidemiol.* (1992) 135:477-489

- 
56. Kettler M., Biberthaler P., Braunstein V., Zeiler C., Kroetz M., Mutschler W.: Die winkelstabile Osteosynthese am proximalen Humerus mit der PHILOS-Platte: Darstellung von 225 dislozierten Frakturen. Unfallchirurg (2006) 109:1032-1040
57. Kocialkowski A., Wallace WA.: Closed percutaneous K-wire stabilization for displaced fractures of the surgical neck of the humerus. Injury. (1990) 21:209-212
58. Kontakis G.M., Steriopoulos K., Damilakis J., Michalodimitrakis E.: The position of the axillary nerve in the deltoid muscle. A cadaveric study. Acta Orthop. Scand. (1999) 70:9-11
59. Köstler W., Strohm P.C., Südkamp N.P.: New techniques for bone synthesis on the humerus. Chirurg.(2002) 73:969-977
60. Köstler W., Strohm P.C., Südkamp N.P.: Die proximale Humerusfraktur im hohen Lebensalter. Chirurg. (2003) 74:985-989
61. Koval K., Blair B., Takei R., Kummer F.J., Zuckerman J.D.: Surgical Neck Fractures of the Proximal Humerus: A Laboratory Evaluation of Ten Fixation Techniques. J. Trauma. (1996) 40: 778-783
62. Kralinger F., Irenberger A., Lechner C., Wambacher M., Golser K., Sperner G.: Comparison of open versus percutaneous treatment for humeral head fracture. Unfallchirurg. (2006) 109:406-410
63. Kralinger F., Gschwentner M., Wambacher M.: Proximal humeral fractures: what is semi-rigid? Biomechanical properties of semi-rigid implants, a biomechanical cadaver based evaluation. Arch Ortop Trauma Surg. (2007) 128:205-210
64. Kristiansen B., Christensen SW.: Plate fixation of proximal humeral fractures. Acta Orthop Scand. (1986) 57:320-323
65. Kuner EH.: Die Frakturen des proximalen Humerus. Z Unfallchir Versicherungsmed. (1992) 85:156-162
66. Kuner EH., Siebler G.: Luxationsfrakturen des proximalen Humerus Ergebnisse nach operativer Behandlung. Eine AO-Studie über 167 Fälle. Unfallchirurg (1987) 13:64-71
67. Kwasny O., Maier R.: Die Bedeutung von Nervschäden bei der Oberarmfraktur. Unfallchirurg. (1991) 94:461-467
68. Laer von L.: Humerusschaftfrakturen-proximales Drittel, Frakturen und Luxation im Wachstumsalter (1991) Thieme

- 69.Liew A.S., Johnson J.A., Patterson S.D., King G.J., Chess D.G.: Effect of screw placement on fixation in the humeral head. *J. Shoulder Elbow Surg.* (2000) 9:423-426
- 70.Lill H., Josten C.: Proximal and distal humerus fractures in advanced age. *Orthopäde* (2000) 29:327-341
71. Lill H.: Die T-Plattenosteosynthese bei dislozierten proximalen Humerusfrakturen. *Unfallchirurgie.* (1997) 23:183-190
- 72.Lill H., Bewer A., Korner J.: Konservative Therapie dislozierter proximaler Humerusfrakturen. *Zentralbl Chir.* (2001) 126:205-210
- 73.Lill H., Hepp P., Korner J.: Proximal humeral fractures: how stiff should an implant be? A comparative mechanical study with new implants in human specimens. *Arch Orthop Trauma Surg* (2003) 123:74-81
- 74.Lill H. Hepp P., Rose T., König K., Josten C.: The angle stable locking proximal-humerusplate (LPHP) for proximal humeral fractures using a small anterior-lateral-deltoid-splitting approach -technique and first results. *Zentralbl Chir.* (2004) 129:43-48
- 75.Lin J., Hou SM., Hang YS.: Locked nailing for displaced surgical neck fractures of the humerus. *J Trauma.* (1998) 45:1051-1057
- 76.Lind T., Kroner K., Jensen J.: The epidemiology of fractures of the proximal humerus. *Arch Orthop Trauma Surg.* (1989) 108:285-287
77. Magerl F.: Frakturen am proximalen Humerus. Die Frakturbehandlung bei Kindern und Jugendlichen (1979) Springer Verlag
- 78.Mathews J., Lobenhoffer P.: Ergebnisse der Versorgung instabiler Oberarmkopffrakturen bei geriatrischen Patienten mit einem neuen winkelstabilen antegraden Marknagel. *Unfallchirurg* (2004) 107:372-380
- 79.Mc Rae M.: Praxis der Frakturbehandlung. (1995) Gustav Fischer Verlag
- 80.Meißner A.: Operative Therapie der Humeruskopfluxationsfraktur bei Erwachsenen. *Aktuel Traumatol.* (1987) 17:204-208
- 81.Menck J., Döbler A., Döhler JR.: Vaskularisation des Humerus. *Langenbecks Arch Chir.* (1997) 382:123-127
- 82.Mittlmeier TW., Stedtfeld HW., Ewert A., Beck M., Frosch B., Gradl G.: Stabilization of proximal humeral fractures with an angular and sliding stable antegrade locking nail (Targon PH). *J Bone Joint Surg Am.* (2003) 85:1361-46

- 
- 83.Moeckel BH., Dines DM., Warren RF., Altchek DW.: Modular hemiarthroplasty for fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg Am.* (1992) 74:884-889
- 84.Mosekilde L.: Age-related changes in bone mass, structure, and strength-effects of loading. *Z Rheumatol.* (2000) 59:1-9
- 85.Mückter H., Herzog L., Becker M.: Die winkel-und rotationsstabile Osteosynthese proximaler Humerusfrakturen mit der Humerus-Fixateurplatte. *Chirurg.* (2001) 72:1327-1335
- 86.Müller H. A., Walde H.: Möglichkeiten der operativen Behandlung proximaler Humerusfrakturen und ihre Ergebnisse. *Chir Praxis.* (1980) 27:257-270
- 87.Müller ME., Allgöwer M., Schneider R., Willenegger H.: *Manual der OSTEOSYNTHESE AO-Technik.* (1992) Springer-Verlag
- 88.Münst P., Kuner EH.: Osteosynthesis in dislocated fractures of the humerus head. *Orthopäde.* (1992) 21:121-130
- 89.Naidu SH., Bixler B., Capo JT.: Percutaneous pinning of proximal humerus fractures: a biomechanical study. *Orthopedics.* (1997) 20:1073–1076
- 90.Neer CS 2nd.: Displaced proximal humeral fractures. I. Classification and evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* (1970) 52:1077-1089
- 91.Neer CS 2nd.: Displaced proximal humeral fractures. II. Treatment of threepart and four-part displacement. *J Bone Joint Surg Am.* (1970) 52:1090-1103
- 92.Neer CS II 1990: *Shoulder reconstruction.* Saunders, Toronto, Philadelphia, p. 363
- 93.Neer CS 2nd., Horwitz BS.: Fractures of the Proximal Humeral Epiphyseal Plate. *Clin Orthop Relat Res.* (1965) 41:24-31
- 94.Nguyen TV., Center JR., Sambrook PN., Eisman JA.: Risk factors for proximal humerus, forearm, and wrist fractures in elderly men and women: the Dubbo Osteoporosis Epidemiology Study. *Am J Epidemiol.* (2001) 153:587-595
- 95.Paavolainen P., Bjorkenheim J.M.: Operative treatment of severe proximal humeral fractures. *Acta Orthop. Scand.* (1983) 54:374-379
- 96.Perren SM.: Evolution of the internal fixation of long bone fractures: the scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br.* (2002) 84:1093–1110

97. Plecko M., Kraus A.: Internal fixation of proximal humerus fractures using the locking proximal humerus plate. *Oper Orthop Traumatol.* (2005) 17:2550
98. Poppen NK., Walker PS.: Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clin Orthop.* (1978) 135:165-170
99. Putz R., Pabst R.: *Sobotta – Anatomie des Menschen* (2007) Urban & Fischer bei Elsevier.
100. Rajasekhar C., Ray PS., Bhamra MS.: Fixation of proximal humeral fractures with the Polarus nail. *J Shoulder Elbow Surg.* (2001) 10:7-10
101. Renné J.: *Verrenkungen und Frakturen der oberen Gliedmaßen. Unfallverletzungen bei Kindern* (1974) Springer Verlag
102. Resch H., Thöni H.: Dislocation fractures of the shoulder. Special status and therapeutic concepts. *Orthopäde.* (1992) 21:131-139
103. Resch, H.: Die Humeruskopffraktur. *Der Unfallchirurg.* (2003) 106:602-617
104. Riemer BL., D'Ambrosia R.: The risk of injury to the axillary nerve, artery, and vein from proximal locking screws of humeral intramedullary nails. *Orthopedics.* (1992) 15:697–699
105. Ringe JD.: The risk factors for femoral neck fractures in white women. *Dtsch Med Wochenschr.* (1995) 120:1226-1227
106. Robinson CM., Christie J.: The two-part proximal humeral fracture: a review of operative treatment using two techniques. *Injury.* (1993) 24:123125
107. Röderer G., Gebhard F., Erhardt J.: Die Non-Contact-Bridging (NCB) Platte. *Unfallchirurg.* (2007) 110:505–512
108. Rose S H., Melton LJ 3rd., Morrey BF., Ilstrup DM., Riggs BL.: Epidemiologic features of humeral fractures. *Clin Orthop Relat Res.* (1982) 168:24-30
109. Rowles DJ., McGrory JE.: Percutaneous pinning of the proximal part of the humerus. An anatomic study. *J Bone Joint Surg Am.* (2001) 83:1695-1699
110. Ruch DS., Glisson RR., Woodall Marr A., Russell GB., Nunley JA.: Fixation of three-part proximal humeral fractures: a biomechanical evaluation. *J Orthop Trauma.* (2000) 14:36–40
111. Schai P., Imhof A., Staubli AE.: Differentialdiagnostik und Therapie der mehrfragmentären Humeruskopffraktur: eine Analyse aus drei klinischen Studien. *Z. Unfallchir. Versicherungsmed.* (1993) 86:27-39

- 
112. Schiebler T., Schmidt W., Zilles K.: Schultergürtel und obere Extremität. Anatomie (1997) Springer Verlag
113. Seide K., Triebe J., Faschingbauer M., Schulz A.P.: Locked vs. unlocked plate osteosynthesis of the proximal humerus - A biomechanical study. Clin. Biomech. (2007) 22:176-182
114. Seidel H.: Verriegelungsnagelung des Humerus. Operat Orthop Traumatol. (1991) 3:158-168
115. Selley DG., Browner WS., Nevitt MC., Genant HK., Scott JC., Cumming SR.: Which fractures are associated with low appendicular bone mass in elderly woman? Ann Intern Med. (1991) 115: 837-842
116. Siebler G., Kuner EH.: Spätergebnisse nach operativer Behandlung proximaler Humerusfrakturen bei Erwachsenen. Unfallchirurg (1985) 11:119127
117. Siffri PC., Peindl RD., Coley ER., Norton J., Connor PM., Kellam JF.: Biomechanical Analysis of Blade Plate versus locking plate fixation for a proximal humerus fracture: Comparison using cadaveric and synthetic humeri. J of Trauma. (2006) 20:547-554
118. Sommer Ch., Bereiter H.: Actual relevance of minimal invasive surgery in fracture treatment. Ther Umsch. (2005) 62:145-151
119. Speck M., Lang FJ., Regazzoni P.: Proximal humeral multiple fragment fractures--failures after T-plate osteosynthesis. Swiss Surg. (1996) 2:51-56
120. Speck M., Regazzoni P.: 4-fragment fractures of the proximal humerus. Alternative strategies for surgical treatment. Unfallchirurg. (1997) 100:349353
121. Stableforth PG.: Four-part fractures of the neck of the humerus. J. Bone Joint Surg. (1984) 66: 104-108
122. Stedtfeld HW., Attmanspacher W., Thaler K., Frosch B.: Fixation von Humeruskopffrakturen mit anterograder Marknagelung. Zentralbl Chir. (2003) 128:6-11
123. Sturzenberger M., Forano E., Jakob RP.: Results of surgical treatment of multifragmented fractures of the humeral head. Arch Orthop Trauma Surg. (1982) 100: 249-259
124. Sturzenegger M., Fornaro E., Jakob RP.: Results of surgical treatment of multifragmented fractures of the humeral head. Arch Orthop Trauma Surg. (1982) 100:249-259

125. Swiontkowski MF., Harrington RM., Keller TS.: Torsion and bending analysis of internal fixation techniques for femoral neck fractures: The role of implant design and bone density. *J Orthop Res.* (1987) 5:433-444
126. Szyszkowitz R., Schippinger G.: Fractures of the proximal humerus. *Unfallchirurg* (1999) 102:422-428
127. Szyszkowitz R., Seggl W., Schleifer P., Cundy PJ.: Proximal humeral fractures. Management techniques and expected results. *Clin Orthop.* (1993) 292:13-25
128. Thomas G.: Stromverletzungen am proximalen Humerusende. *Arch Orthop Unfallchir* (1966) 59: 177-181
129. Tingart M., Bähris H., Bouillon B., Tiling T.: The displaced proximal humeral fracture: is there evidence for therapeutic concepts? *Chirurg.* (2001) 72:1284-1291
130. Towfigh H., Bühl W., Obertacke U.: Behandlungsergebnisse nach konservativer und operativer Versorgung von proximalen Oberarmfrakturen. *Akt Traumatol.* (1993) 23:354-360
131. Trupka A., Wiedemann E., Ruchholtz S., Brunner U., Habermeyer P., Schweiberer L.: Dislozierte Mehrfragmentfrakturen des Humeruskopfes. Bedeutet die Luxation des Kopffragments eine Prognoseverschlechterung? *Unfallchirurg* (1997) 100:105-110
132. Wachtl SW., Marti CB., Hoogewoud HM., Jakob RP., Gautier E.: Treatment of proximal humerus fracture using multiple intramedullary flexible nails. *Arch Orthop Trauma Surg.* (2000) 120:171-175
133. Weber E., Matter P.: Operative Behandlung proximaler Humerusfrakturen – Internationale Multizenterstudie. *Swiss Surg.* (1998) 4:95-100
134. Weber E., Matter P.: Operative Behandlung proximaler Humerusfrakturen – Internationale Multizenterstudie. *Swiss Surg.* (1997) 4:95-100
135. Wheeler DL., Colville MR.: Biomechanical comparison of intramedullary and percutaneous pin fixation for proximal humeral fracture fixation. *J Orthop Trauma.* (1997) 5:363–377
136. Wiedemann E., Schweiberer L.: Die geschlossene Behandlung bei Humeruskopffrakturen. Indikation, Technik, Grenzen. *Orthopäde* (1992) 21:105-114

137. Wiedemann E., Trupka A., Ruchholtz S., Brunner U., Schweiberer L.: Welche Kriterien bestimmen das Ergebnis operativ versorgter 3- und 4 Segmentfrakturen des Humeruskopfes? *Swiss Surg.* (1996) 2:25

138. Williams G., Copley L., Ianotti J.: The influence of intramedullary fixation on figure-of-eight-wiring for surgical neck fractures of the proximal humerus: A biomechanical comparison. *J Shoulder Elb Surg.* (1997) 6:423-428

139. Yamano Y.: Comminuted fractures of the proximal humerus treated with Hook Plate. *Arch Orthop Trauma Surg.* (1986) 105:359-363



## **Danksagung**

Für die Überlassung des Themas gilt Herrn Professor Dr. med. T. Mittelmeier mein Dank.

Herrn Prof. Dr. med. H.-C. Pape und Herrn PD Dr. med. Gradl gilt mein ganz besonderer Dank für ihre Hilfe und Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit.

Für die Präparation der Leichenschultern möchte ich mich bei den Mitarbeitern des Institutes für Anatomie der Universität Rostock unter Leitung von Prof. Dr. med. A. Wree und für die Bereitstellung der Leichenknochen für die biomechanischen Testungen bei Herrn Prof. Dr. med. K. Püschels bedanken.

Mein Dank gilt insbesondere auch den Mitarbeitern des Institutes für Biomechanik der Technischen Universität, Hamburg unter Leitung von Prof. Dr. M. Morlock.

In tiefer Dankbarkeit verbunden bin ich meinen Eltern für die unermüdliche Unterstützung während des Studiums und der Anfertigung dieser Arbeit.



**Erklärung § 5 Abs. 1 zur Datenaufbewahrung**

Hiermit erkläre ich, dass die dieser Dissertation zu Grunde liegenden Originaldaten bei mir, Gertraud Gradl, Montzener Str. 56, B-4710 Lontzen hinterlegt sind.



## Lebenslauf

### Persönliche Daten:

Name: Gradl  
Vorname: Gertraud  
Geburtsdatum/-ort: 28.09.1979, München  
Anschrift: Montzener Str. 56  
4710 Lontzen  
Königreich Belgien

### Eltern, Geschwister:

Hans Peter Gradl – Ingenieur  
Heidrun Gradl – Lehrerin  
Maximilian Gradl – Steuerberater,  
Wirtschaftsprüfer  
PD. Dr. med. Hans-Georg Gradl – Facharzt für  
Chirurgie, Unfallchirurgie

### Schulbildung:

08.1986 – 07.1990 Grundschole Vaterstetten  
09.1990 – 06.1999 Gymnasium Vaterstetten, Abschluss Abitur  
01.1996 - 04.1996 Sligo Grammar School, Sligo, Irland

### Hochschulbildung:

11.1999 – 04.2006 Studium der Humanmedizin an der LMU München  
03.2002 Ärztliche Vorprüfung  
03.2003 Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung  
04.2005 Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung  
25.04.2006 Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung  
15.05.2006 Approbation als Ärztin

## Studienbegleitende

## Tätigkeiten: Famulaturen

01.08. – 30.08. 2002	Unfall – und Wiederherstellungschirurgie, Universitätsklinikum Rostock
01.08. – 31.08. 2003	Thoraxchirurgie, Allgemeinchirurgie, Universitätsklinikum Kazan, Tatarstan
26.07. – 26.08. 2004	Rechtsmedizin, Institut für Rechtsmedizin der Universität Rostock
07.09. – 06.10. 2004	Rechtsmedizin, Institut für Rechtsmedizin der Universität München

## Praktisches Jahr:

04.2005 – 08.2005	Chirurgie, Universitätsspital Basel, Schweiz
08.2005 – 11.2005	Pathologie, Institut für Pathologie der LMU, München
11.2005 – 03.2006	Innere Medizin, Krankenhaus München Neuperlach

## Berufliche Tätigkeiten:

01.06.2006 – 31.05.2006	Assistenzärztin in der Klinik für Handchirurgie, Bad Neustadt an der Saale
01.09.2007 – 31.10.2008	Assistenzärztin in der Abteilung für Unfallchirurgie, Krankenhaus Lindau
seit 01.11.2008	Assistenzärztin in der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie – Schwerpunkt Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Aachen

Publikationen und Vorträge:	The DHS principle in the fixation of humeral head fractures. A combined anatomical and biomechanical study.
-----------------------------	--

Im Review Prozess

Beeinflußt ein Vorschaden das funktionelle  
Endergebnis nach operativ

versorgter Radiusfraktur?

Kongress der deutschen Gesellschaft für Handchirurgie  
(DGH) 2008