Aus der Klinik für Unfallchirurgie/Orthopädie, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des St. Vinzenz-Hospitals Köln Akademisches Lehrkrankenhaus für die Universität zu Köln Chefarzt: Professor Dr. med. D. Pennig und aus der Chirurgischen Klinik des St. Elisabeth Krankenhauses Köln-Hohenlind Akademisches Lehrkrankenhaus für die Universität zu Köln

Chefarzt: Professor Dr. med. C. Krieglstein

# Rekonstruktion von Olecranonfrakturen: Experimentelle Testung zweier Osteosyntheseverfahren und erste klinische Ergebnisse mit einem neuen Implantat

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln

> vorgelegt von Rüdiger Schadt aus Köln

promoviert am 28.04.2010

## Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. J. Klosterkötter

- 1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. med. T. C. Koslowsky
- 2. Berichterstatter: Universitätsprofessor Dr. rer. nat. J. Koebke

## Erklärung:

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin / eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für die Arbeit erhalten, die in Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Für die dieser Arbeit zugrunde liegenden Experimente wurden die Rekonstruktionen am Kunstknochenmodell durch die Unfallchirurgen Herr Dr. med. T.C. Koslowsky, Herr Dr. med. K. Mader, Herr Dr. med. S. Heck, Herr Dr. med. U. Böhm, Herr Dr. med. J. Heidemann und Herr Dr. med. A. Wulke durchgeführt.

Die in dieser Arbeit angegebenen Experimente zur biomechanischen Testung der Rekonstruktionen am Kunstknochen sind nach entsprechender Anleitung durch Herrn Dr. med. J. Dargel von mir selbst durchgeführt worden.

Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Daten zur klinischen Nachuntersuchung der Patienten wurden von mir selbst erhoben.

Teile dieser Arbeit sind bereits veröffentlicht im Artikel "Olecranon fracture fixation with a new implant: biomechanical and clinical considerations" in Injury 2009 Jun; 40(6): 618-624.

Meinen Eltern Helene und Helmut Schadt

## Inhaltsverzeichnis:

1	Einleitung	1
	1.1 Herkunft des Wortes	1
	1.2 Embryologische Entwicklung	1
	1.3 Anatomie und Biomechanik des Ellenbogengelenkes	2
	1.3.1 Articulatio cubiti	2
	1.3.2 Articulatio humero-ulnaris	3
	1.3.3 Articulatio humero-radialis	6
	1.3.4 Articulatio radio-ulnaris proximalis	6
	1.3.5 Gelenkkapsel und Bandapparat	7
	1.4 Häufige Verletzungen des unterarmseitigen	
	Ellenbogengelenkes	10
	1.4.1 Olecranonfraktur	10
	1.4.2 Radiuskopffraktur	10
	1.4.3 Ellenbogenluxation	11
	1.4.4 Radiuskopfluxation/Monteggiaverletzung	11
	1.4.5 Kombinations- und Komplexverletzungen	11
	1.5 Unfallmechanismus	12
	1.6 Klassifikationen der Olecranonfraktur	14
	1.6.1 AO-Klassifikation	14
	1.6.2 Colton-Klassifikation	16
	1.6.3 Schatzker-Klassifikation	17
	1.6.4 Mayo-Klassifikation	18
	1.7 Begleitverletzungen	20
	1.7.1 Knöcherne Begleitverletzungen	20
	1.7.2 Begleitverletzungen von Haut und Weichteilen	20

1.7.3 Begleitverletzungen von Nerven und Gefäßen	21
1.8 Diagnostik	22
1.8.1 Klinische Untersuchung	22
1.8.2 Apparative Diagnostik	23
1.9 Therapieoptionen	24
1.9.1 Konservative Therapie	24
1.9.2 Operative Therapie	24
1.9.2.1 Fragmentexzision und Readaptation	
der Trizepssehne	24
1.9.2.2 Zuggurtungsosteosynthese	25
1.9.2.3 Plattenosteosynthese	27
1.9.2.4 Intramedulläre Schraubenosteosynthese	28
1.9.2.5 Intramedullärer Nagel	29
1.9.2.6 Weitere Implantate	30
1.9.2.7 Resorbierbares Osteosynthesematerial	30
1.10 Problemstellung	31
2 Material und Methode	33
2.1 Experimentelle Testung am Kunstknochen	33
2.1.1 Verwendete Implantate	34
2.1.2 Durchführung der Rekonstruktion am Kunstknochen	35
2.1.3 Rekonstruktion mittels FFS	35
2.1.4 Rekonstruktion mittels Zuggurtung	37
2.1.5 Messung der Rekonstruktionszeit	38
2.1.6 Messung der Qualität der Reposition	39
2.2 Biomechanische Testung	39
2.2.1 Versuchsanordnung	
	39
2.2.2 Biomechanische Testprotokolle	39 40

2.3 Patientenkollektiv	42
2.3.1 Rekrutierung der Patienten	42
2.3.2 Altersverteilung im Patientenkollektiv	43
2.3.3 Operative Versorgung	44
2.3.4 Postoperatives Behandlungskonzept	48
2.3.5 Auswertung der Funktionellen Ergebnisse	49
2.3.5.1 Morrey-Score	49
2.3.5.2 DASH-Score	52
2.3.5.3 Radiologische Auswertung	53
3 Ergebnisse	54
3.1 Ergebnisse der Rekonstruktion am Kunstknochen	54
3.1.1 Rekonstruktionszeit	54
3.1.2 Qualität der Reposition	54
3.2 Ergebnisse der biomechanischen Testung	56
3.2.1 Versagensmomente der Konstruktion	56
3.2.2 Verformung bei Versagen der Konstruktion	57
3.3 Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung	59
3.3.1 Verteilung der Frakturtypen nach Mayo	59
3.3.2 Radiologische Auswertung	60
3.3.3 Auswertung der Bewegungsausmaße und Scores	61
4 Diskussion	64
4.1 Kunstknochenmodell	64
4.2 Verwendete Implantate	65
4.3 Durchführung der Rekonstruktion	67
4.4 Ergebnisse der experimentellen Testung	67
4.4.1 Qualität der Reposition und Rekonstruktionszeit	67

4.4.2 Stabilität der Rekonstruktion	68
4.5 Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung	69
4.6 Schlussfolgerung	72
5 Zusammenfassung	73
6 Literaturverzeichnis	74
7 Anhang : Nachuntersuchungsbogen Olecranonfraktur	82
8 Lebenslauf	87

## <u>1 Einleitung</u>

#### **1.1 Herkunft des Wortes**

Das Wort "Olecranon" stammt aus dem Griechischen und bedeutet sinngemäß "Punkt des Ellenbogens". Nach den Aufzeichnungen des Geschichtsschreibers Suidas aus dem 10. Jahrhundert n.Chr. wurde das Wort erstmals durch den griechischen Schriftsteller Aristophanes zwischen 450 und 385 v. Chr. erwähnt. Es handelt sich um eine Zusammenführung von Ulna "Arm vom Ellenbogen bis zum Handgelenk" und cranium "oberer Anteil bzw. Kopf".

## **1.2 Embryologische Entwicklung**

Die Extremitäten entstehen gegen Ende der vierten Woche als Auswüchse der ventrolateralen Körperwand. Die Armknospen sind am 26. Tag nach der Befruchtung sichtbar (71, 73). Zwei Drittel des Olecranons werden von einem frühembryonal angelegten, perichondralen Ossifikationszentrum des Schaftes ausgehend bereits im kindlichen Alter zunehmend verknöchert. Der Epiphysenkern, der sich zwischen dem 4. und 11. Lebensjahr im Olecranon bildet, trägt nur zur Ausformung der Ellenhakenspitze bei, und seine sich zwischen dem 13. und 17. Lebensjahr schließende Epiphysenfuge markiert eine knorpelarme bzw. knorpelfreie Linie im Gelenk (63). Nach Brossmann et al. (13) endet die proximale Ulna bis zum 10.-11. Lebensjahr plump, erst jenseits dieser Altersspanne tritt dann ein röntgenologisch nachweisbarer kleiner Olecranonkern auf, der auch mehrfach angelegt sein kann.

## 1.3 Anatomie und Biomechanik des Ellenbogengelenkes

## 1.3.1 Articulatio cubiti

Im Unterschied zu den meisten anderen Knochenverbindungen des menschlichen Körpers sind im Ellenbogengelenk drei Knochen miteinander beweglich verbunden. Deshalb kann es als Articulatio composita, als zusammengesetztes Gelenk unter Beteiligung des distalen Humerus, der proximalen Ulna und des Radiuskopfes bezeichnet werden (69, 93). Funktionell kann diese Einheit als zweiachsiges Drehscharniergelenk aufgefasst werden (82).

Eine Übersicht über die Anatomie der am Ellenbogengelenk beteiligten Knochen gibt Abbildung 1.



Abbildung 1: Articulatio cubiti (91)

Das Ellenbogengelenk stellt räumlich eine Einheit dar, welche von einem gemeinsamen Kapsel-Band-Apparat umschlossen wird. Funktionell besteht es jedoch aus drei Teilgelenken. Die Bewegungen der Beugung und Streckung (Flexion und Extension) erfolgen vor allem im Humeroulnar- und im Humeroradialgelenk, die Umwendbewegung (Pronation und Supination) im proximalen Radioulnargelenk. Die Stabilitätssicherung des Gelenkes erfolgt zum einen über die Bandführung, zum anderen durch die knöchernen Komponenten (99, 100).

#### 1.3.2 Articulatio humero-ulnaris

Das Humeroulnargelenk (Abb.2) ist das Hauptgelenk des Ellenbogengelenkes und besitzt im Wesentlichen eine Hauptachse im Sinne eines Winkel- bzw. Scharniergelenkes, in dem die Streck- und Beugebewegung des Unterarmes gegen den Oberarm erfolgt. Hierbei stellt der Humerus mit der Trochlea humeri den Gelenkkopf, der mit der halbmondförmigen Gelenkpfanne der Incisura trochlearis ulnae artikuliert. Im Zentrum der Incisura trochlearis findet sich meist ein kleines knorpelfreies Areal. Dieses stellt ein Residuum der zwischen dem 13. bis 17. Lebensjahr verknöchernden Epiphysenfuge dar (63). Die ulnarseitige Gelenkfläche wird ventral durch den Processus coronoideus und dorsal durch das Olecranon gebildet. Bei endgradiger Streckung fügt sich das Olecranon in die Fossa olecrani des distalen Humerus und dient somit als mechanisches Hindernis gegen die Überstreckung des Ellenbogengelenkes. Bei endgradiger Beugung fügt sich der Processus coronoideus in die Fossa coronoidea ein (38, 82). Somit wird deutlich, dass im Humeroulnargelenk im Vergleich zu anderen Gelenken des menschlichen Körpers eine relativ starre, knöcherne Führung besteht (92).

Die Frage der Nebenbewegungen im Humeroulnargelenk im Sinne einer von der reinen Extension und Flexion abweichenden Bewegung, welche einem Scharniergelenk nicht möglich ist, wird in der Literatur seit ca. 260 Jahren diskutiert (24). N. Uslu konnte 1993 zeigen, dass das Humeroulnargelenk am ehesten als Schraubengelenk bezeichnet werden kann, welches einen unregelmäßigen Steigungswinkel hat, seinen Drehsinn wechseln kann und aufgrund der

3

Krümmungsradiendifferenzen Wackelbewegungen erlaubt (94). Neuere elektromagnetische Bewegungsmessungen konnten zeigen, dass die schraubenförmige Achsabweichung über den normalen Bewegungsumfang der Extension und Flexion 3 bis 6 Grad beträgt und es dabei zu einer Translation von 1,4 bis 2 mm kommt (10).



Abbildung 2: Articulatio humero-ulnaris (61)

An der Stabilisierung und Bewegung des Ellenbogens sind sowohl Oberarm- als auch Unterarmmuskeln beteiligt. Die ventral gelegenen Beugemuskeln des Oberarmes sind stärker als die dorsal lokalisierten Strecker. Das Verhältnis beträgt hierbei ca. 1,6:1. Hierdurch ist auch bedingt, dass der in Ruhestellung herabhängende Arm im Ellenbogengelenk leicht gebeugt ist.

An der ventralen Seite des Oberarmes liegen die drei wesentlichen Beuger, denen nur ein dorsaler Strecker gegenübersteht. An der Ulna setzt der eingelenkige Musculus brachialis, am Radius der zweigelenkige M. biceps brachii an. Die Beugergruppe wird außerdem durch den M. brachioradialis am Unterarm ergänzt. Die beiden radialseitigen Beuger bekommen dadurch, dass sie am rotierenden Radius angreifen, zusätzlich eine Supinationswirkung. In geringem Maß tragen auch

die Unterarmmuskeln Pronator teres und Extensor carpi radialis longus zur Beugung im Ellenbogengelenk bei.

Der dreiköpfige M. triceps brachii ist der einzige Strecker des Oberarmes. Er setzt mit seiner breiten Sehne am Olecranon an. Zwischen Trizepssehne und Olecranon liegt die Bursa subtendinea m. tricipitis brachii. Inkonstant ist auch eine Bursa intratendinea olecrani im Sehnenansatz angelegt. Am Radius setzen keine Strecker an. Er wird passiv mitgeführt. Am lateralen Epicondylus entspringend und am Olecranon und der Ulna ansetzend liegt der M. anconeus, welcher gelegentlich auch als vierter Tricepskopf bezeichnet wird. Eine schematische Darstellung der an der Beugung und Streckung des Ellenbogengelenkes hauptsächlich beteiligten Muskulatur zeigt Abbildung 3.



Abbildung 3: Beuge- und Streckmuskulatur am Ellenbogengelenk (93)

#### 1.3.3 Articulatio humeroradialis

Im Humeroradialgelenk werden außer der Scharnierbewegung von Streckung und Beugung des Ellenbogens auch noch die Supinations- und Pronationsbewegungen durch Drehung des Radiuskopfes im Ligamentum anulare radii ausgeführt. Dem Bau der Gelenkkörper nach liegt hier ein Kugelgelenk vor (82, 93). Durch Fixation des Radius an die Ulna durch das Ligamentum anulare radii im proximalen Radioulnargelenk wird jedoch der dritte Freiheitsgrad des Kugelgelenkes blockiert. Die verbleibenden Bewegungsgrade sind die Scharnierbewegung, bei der der Radiuskopf auf dem Capitulum humeri gleitet, und die Drehbewegung , bei der sich der Radiuskopf auf dem Capitulum humeri dreht (82). Somit erhält das Gelenk den Charakter eines Drehwinkelgelenkes (93). Der konvexe Gelenkkörper ist das halbkugelförmige Capitulum humeri, welches am vorderen unteren Ende der Humerusendfläche gelegen ist. Die flache Gelenkpfanne wird durch die Konkavität des Radiuskopfs gebildet.

#### 1.3.4 Articulatio radioulnaris proximalis

Hier steht die überknorpelte Circumferentia articularis radii wie ein Rad in der Incisura radialis ulnae. Durch das Ligamentum anulare radii, welches mit der Gelenkkapsel verbunden ist, wird die kleine Pfanne zu einem Ring ergänzt. In diesem Ring erfolgt die Drehung des Radiuskopfes um die diagonale Unterarmachse, die vom Radiuskopf schräg durch den Unterarm bis zum Caput ulnae verläuft. Funktionell handelt es sich um ein einachsiges Drehgelenk (82), das von einigen Autoren auch als Zapfengelenk (93) oder Radgelenk bezeichnet wird (69). Unter mechanischen Gesichtspunkten ist es mit einem Kugellager vergleichbar. Zusammen mit dem distalen Radioulnargelenk wird somit die Umwendbewegung der Elle gegen die Speiche ermöglicht. Proximales und distales Radioulnargelenk sind somit funktionell als Einheit anzusehen (69). Diese funktionelle Einheit und deren Stellung bei Pronation und Supination sind in Abbildung 4 dargestellt.

6





## 1.3.5 Gelenkkapsel und Bandapparat

Die Gelenkkapsel umgreift die überknorpelten Gelenkflächen aller drei Teilgelenke. Sie inseriert beugeseitig am proximalen Rand der Fossa coronoidea und Fossa radialis, zieht über den Processus coronoideus und den Radiuskopf hinweg und ist distal des Processus coronoideus an der Ulna und dem Ligamentum anulare radii verankert. Auf der Streckseite zieht die Kapsel vom proximalen Teil der Fossa olecrani zur Ulna und zum Ligamentum anulare radii. Das Olecranon selbst und die beiden Epicondylen liegen außerhalb des Gelenkraumes. Zwischen Olecranon und der Subcutis ist regelmäßig die Bursa subcutanea olecrani angelegt. Der Gelenkraum besitzt insgesamt vier Recessus: den Recessus coronoideus, Recessus olecrani, Recessus anularis und den Recessus sacciformis. Den Ansatz der Gelenkkapsel ventral und dorsal, sowie der Kapselapparat und die das Gelenk stabilisierenden Ligamente zeigen Abbildung 5 und 6.



Abbildung 5: Gelenkkapsel und Bandapparat des Ellenbogengelenkes (73, 91)



Abbildung 6: Bandapparat des Ellenbogens von medial (91)

In den lateralen und medialen Anteilen der Gelenkkapsel eingebettet liegen die Seitenbänder, welche fächerförmig von den Epicondylen des Humerus zu Radius und Ulna ausstrahlen. Das Ligamentum collaterale ulnare ist das stärkere der beiden Seitenbänder und verhindert die seitliche Ablenkung der Ulna. Das Band geht vom Epicondylus humeri ulnaris aus und teilt sich in eine kräftige Pars anterior zum Rand des Processus coronoideus und eine flächige Pars posterior zum Seitenrand des Olecranon. Die beiden Bandschenkel sind durch Querzüge der Pars transversa verbunden. Das Ligamentum collaterale radiale ist entsprechend der größeren Beweglichkeit des Radius so angelegt, dass es die Kreiselbewegung des Radius nicht behindert. Es zieht mit einem vorderen und hinteren Schenkel in das Ligamentum anulare radii und strahlt medial in die Ulna ein. Im Bereich des Ringbandes ist die Gelenkkapsel durch den Recessus sacciformis so erweitert, dass die Drehung des Radius nicht eingeschränkt wird.

## 1.4 Häufige Verletzungen des unterarmseitigen Ellenbogengelenkes

Die verschiedenen Komponenten des Ellenbogengelenkes sind bei unterschiedlichen Traumamechanismen unterschiedlich häufig von knöchernen Verletzungen betroffen. Mit zunehmender Intensität des Traumas treten Begleitverletzungen des Kapsel-Band-Apparates hinzu. Die Stellung des Ellenbogengelenkes zum Zeitpunkt des Traumas hat einen Einfluss auf die resultierende knöcherne Verletzung.

## 1.4.1 Olecranonfraktur

Isolierte Frakturen des Olecranon zeigen sich in ca. 10% der Frakturen im Bereich des Ellenbogens (52, 85). Ursächlich sind meist direkte Anpralltraumen des gebeugten Ellenbogens mit niedriger Energie, wie ein Sturz aus einer Höhe von weniger als 2 Metern. Bei Hochenergie-Traumen zeigen sich dislozierte oder Mehrfragmentfrakturen, häufig mit weiteren knöchernen oder ligamentären Begleitverletzungen.

Die Besonderheit dieser Fraktur besteht in der hohen Tendenz zur Dislokation, die in den besonderen anatomischen Gegebenheiten begründet liegt. Die Fraktur steht unter ständiger Einwirkung von Biegungs- und Zugkräften durch den an der Spitze des Olecranons ansetzenden M. triceps brachii. Daher sind undislozierte Frakturen, welche einem konservativen Therapiekonzept zugänglich sind, äußerst selten.

## 1.4.2 Radiuskopffraktur

An der Gesamtheit aller Frakturen haben Radiuskopf- und Radiushalsfrakturen einen Anteil von 1,7 bis 5,4% (47). Im Bereich des Ellenbogens stellen sie 33% der Frakturen dar (66). Der typische Unfallmechanismus besteht in einem Sturz auf den ausgestreckten oder gering flektierten Arm mit Unterarm in Pronationsstellung. So konnte auch Amis (4) in einer Untersuchung zur Stellung des Ellenbogens zum Traumazeitpunkt und der daraus resultierenden Verletzungsmuster zeigen, dass es bei einem Sturz auf den gestreckten oder den bis zu einer 80 Grad gebeugten Unterarm eine Tendenz zum Auftreten von Radiuskopf- und Coronoidfrakturen gibt. Bei der axialen Stauchung in Extensionsstellung ist der Radiuskopf einer besonderen Belastung ausgesetzt, da 60% der Kraftübertragung über das humeroradiale Gelenk und nur 40 % über das humeroulnare Gelenk erfolgen (34).

#### 1.4.3 Ellenbogenluxation

Die Luxation des Ellenbogengelenkes ist bei Erwachsenen die zweithäufigste Luxationsform nach der Schulterluxation. Im Kindesalter ist sie die häufigste Luxation. Am häufigsten kommt es zu einer dorsalen Luxation in ca. 85% der Fälle, seltener sind seitliche, vordere oder divergierende Luxationsformen (90). Die häufigsten knöchernen Begleitverletzungen im Rahmen einer Ellenbogenluxation sind die Radiuskopffraktur, die Olecranonfraktur, Frakturen des Processus coronoideus oder der Epicondylen des distalen Humerus.

#### 1.4.4 Radiuskopfluxation/ Monteggiaverletzung

Isolierte Luxationen des Radiuskopfes sind selten. Häufiger kommt es zur Luxation des Raduiskopfes in Kombination mit einer Fraktur der Ulna. Diese Verletzung wurde erstmals von Monteggia 1814 beschrieben. Insgesamt handelt es sich um eine seltene Verletzung des Ellenbogengelenkes. Nur in 0,7% der Ellenbogenverletzungen liegt eine Monteggiaverletzung vor. Bezogen auf alle Ulnafrakturen liegt die Inzidenz der Monteggiaverletzung bei 7% (6).

## 1.4.5 Kombinations- und Komplexverletzungen

Aufgrund des anatomischen Aufbaues des Ellenbogengelenkes und der Vulnerabilität der einzelnen Komponenten in Abhängigkeit vom Funktionstand des Gelenkes in der Extension/Flexion sind bei entsprechender Intensität des Traumas Kombination- und Komplexverletzungen häufig. Dies betrifft nicht nur die knöchernen, sondern auch die ligamentären Komponenten des Gelenkes.

So liegen beispielsweise bei Trümmerfrakturen des Radiuskopfes in bis zu 80% der Fälle knöcherne Begleitverletzungen vor, insbesondere im Bereich der proximalen Ulna (96).

Neben der Kombination von knöchernen Verletzungen kommt es auch zur Kombination von Frakturen des Ellenbogengelenkes mit einer Ellenbogenluxation, wobei die persistierende Luxationsstellung zur zügigen Sicherung der Diagnose führt, jedoch stattgehabte Luxationen mit Spontanreposition diagnostische Schwierigkeiten bereiten können. Eine unbehandelte Luxation kann durch eine chronische Gelenkinstabilität zu bleibenden Beschwerden und zur posttraumatischen Arthrose führen.

11

## 1.5 Unfallmechanismus

Das typische Trauma, das zu einer Olecranonfraktur führt, ist der Sturz auf den gebeugten Ellenbogen im Sinne eines direkten Anpralltraumas. Dabei wirkt die Trochlea humeri wie ein Keil auf das Olecranon ein (39). Die Zange des Olecranon frakturiert dabei an der schwächsten Stelle. Diese liegt am tiefsten Punkt der Incisura trochlearis, die hier häufiger eine quere knorpelfreie Zone aufweist und beim Erwachsenen als anatomisch präformierte Schwachstelle anzusehen ist (62). Beim direkten Anpralltrauma wird die Oberarmrolle gelegentlich so in die Incisura trochlearis eingestanzt, dass neben dem proximalen Hauptfragment gelenkflächennah weitere Fragmente entstehen. Dieser Unfallmechanismus ist in Abbildung 7 schematisch dargestellt. Die Pfeile markieren die Krafteinwirkungen zum Zeitpunkt des Traumas.



Abbildung 7: Schematische Darstellung des Unfallmechanismus bei direktem Anprall (76)

Als weiterer Unfallmechanismus ist die abrupte Beugung oder Streckung des Ellenbogens beschrieben, wobei es zu Abrissfrakturen des Ellenhakens kommen kann. Dies kommt vor allem bei Hochleistungssportlern, z.B. bei Speer-, Diskus- oder Hammerwerfern oder auch bei Baseballwerfern vor (54).

Ein anderer Mechanismus ist der Sturz auf die Hand bei gestrecktem Arm. Hierbei kann es zu einer Überstreckung im Ellenbogengelenk kommen. Bei Anschlag der Olecranonspitze in der Fossa olecrani des distalen Humerus treten Hebelkräfte auf, welche oft zu einer Schrägfraktur des Olecranon mit Riss der ventralen Gelenkkapsel

führen (63). Abbildung 8 zeigt die schematische Darstellung dieses Unfallmechanismus und des daraus resultierenden Verletzungsbildes.



Abbildung 8: Schematische Darstellung des Unfallmechanismus der Überstreckung (76)

Beim Anpralltrauma kann die reflektorische Kontraktion des M. triceps brachii zu einer weiteren Dislokation des abgesprengten proximalen Fragmentes führen.

Trümmerfrakturen und Luxationsfrakturen sind meist Folge eines Hochgeschwindigkeitstraumas bei dem Art, Wucht und Richtung der Krafteinwirkung unterschiedlich sein können und je nach Widerstandskraft der Knochenstrukturen unterschiedliche Zerstörungsbilder auftreten. Die Anzahl und Lage der Fragmente variiert dabei stark. In Abbildung 9 ist ein mögliches Verletzungsmuster einer Trümmerfraktur dargestellt, wobei die Pfeile die aus unterschiedlichen Richtungen auf den Ellenbogen und den Unterarm einwirkenden Kräfte markieren.



Abbildung 9: Schematische Darstellung des Unfallmechanismus einer Trümmerfraktur (76)

#### 1.6 Klassifikationen der Olecranonfraktur

In der Literatur finden sich unterschiedliche Einteilungen der Olecranonfraktur. Derzeit gibt es keine allgemeingültige Standardeinteilung. Obwohl aus rein anatomischer Sicht das Olecranon proximal am Ansatz der Trizepssehne beginnt und am tiefsten Punkt der Incisura trochlearis endet, werden im klinischen Sprachgebrauch auch weiter distal gelegene Frakturen im Bereich des gelenkbildenden Anteiles der Processus coronoideus als Olecranonfrakturen bezeichnet und klassifiziert (20, 63).

#### 1.6.1 AO-Klassifikation

Im System der AO-Klassifikation (Abb.10) werden den einzelnen anatomischen Regionen zunächst Ziffern zugeordnet. Der Unterarm mit Radius und Ulna erhält hierbei die Ziffer 2. Im zweiten Schritt erfolgt mit einer zweiten Ziffer die Eingrenzung auf den proximalen (Ziffer 1), diaphysären (Ziffer 2) oder distalen (Ziffer 3) Anteil der anatomischen Region. Somit werden Frakturen am proximalen Unterarm in der AO-Klassifikation unter der Nummerierung 21 geführt. Radius und Ulna werden als ein gemeinsamer Gelenkanteil betrachtet, wobei der Radius den lateralen und die Ulna den medialen Anteil darstellt (73, 77).

Bei Frakturen vom Typ A handelt es sich stets um extraartikuläre Verletzungen. Die weitere Eingruppierung richtet sich nach dem betroffenen Knochen. Beim Typ A1 handelt es sich um eine isolierte extraartikuläre Ulnafraktur, beim Typ A2 um eine isolierte extraartikuläre Radiusfraktur und beim Typ A3 liegt eine extraartikuläre Fraktur beider Unterarmknochen vor.

Bei den Frakturen der Gruppe B liegt eine Fraktur der Gelenkfläche eines der beiden Unterarmknochen vor. Beim Typ B1 liegt eine Fraktur der Gelenkfläche der Ulna mit intaktem Radius vor, Typ B2 beschreibt die Fraktur der Gelenkfläche des Radius bei intakter Ulna und unter Typ B3 werden die intraartikulären Frakturen eines der beiden Unterarmknochen bei gleichzeitiger extraartikulärer Fraktur des anderen Unterarmknochens zusammengefasst.

Bei der Fraktur vom Typ C liegen intraartikuläre Frakturen beider Unterarmknochen vor. Beim Typ C1 handelt es sich um einfache Frakturen, beim Typ C2 liegt an einem Knochen eine einfache Fraktur, am anderen eine Mehrfragmentfraktur vor. Der Typ

C3 beschreibt eine Verletzung mit Mehrfragmentfrakturen der Gelenkflächen beider Unterarmknochen (77).



Abbildung 10: AO-Klassifikation der Olecranonfrakturen (77)

Dieser Klassifikation liegt zwar eine übergeordnete Struktur zugrunde, jedoch ist sie schwer reproduzierbar und bietet wenig Bezug zu den erforderlichen Therapiekonzepten (101).

## 1.6.2 Colton-Klassifikation

Eine der ersten systematischen Klassifikationen der Olecranonfraktur stammt von Colton aus den Jahr 1873 (70). Er teilte die Frakturen in vier Gruppen ein (Abb.11). Gruppe A als Gruppe der Abrissfrakturen umfasst die Frakturen der Olecranonspitze ohne Gelenkbeteiligung, Gruppe B die Frakturen mit Schräg- bzw. Querverlauf des intraartikulären Frakturspaltes, Gruppe C fasst die Trümmerbrüche zusammen und Gruppe D die Luxationsfrakturen vom sogenannten Monteggia-Typ (17).



Abbildung 11: Colton Klassifikation (73)

## 1.6.3 Schatzker-Klassifikation

Die von Schatzker entwickelte Klassifikation (Abb.12) bezieht mechanische Überlegungen bezüglich des Frakturtyps und die sich daraus ergebende Notwendigkeit der internen Stabilisierung mit ein (48). Die Lage der Fraktur zu den Kollateralbändern ist maßgebend (63). Anfänglich im angelsächsischen Sprachraum weit verbreitet wird diese Klassifikation auch in Europa zunehmend akzeptiert (87).



Abbildung 12: Schatzker Klassifikation (87)

Nach oben gezeigtem Schema erfolgt die Fraktureinteilung in die Typen A bis F.

Typ A, Querfraktur: Die Fraktur verläuft quer vom tiefsten Punkt der Incisura trochlearis zur Gegenseite.

Typ B, Querfraktur im Impaktion der Gelenkfläche: Der Bruch zeigt ein typisches intermediäres Fragment.

Typ C, proximale Schrägfraktur: Die Fraktur verläuft vom ventralen Anteil der Incisura trochlearis aus schräg nach distal.

Typ D, Mehrfragmentfraktur: Die Frakturlinien sind atypisch. Die Trümmerzone ist variabel und oftmals zeigt sich ein den Processus coronoideus tragendes Fragment.

Typ E, distale Schrägfraktur: Die Fraktur zieht vom Processus coronoideus nach distal.

Typ F, Luxationsfraktur mit Abscherung des Processus coronoideus: Die Fraktur liegt am oder etwas proximal des Processus coronoideus. Binden die Bänder nur noch den Ellenhaken an den distalen Oberarm an, erklärt sich die Luxation des Unterarmes nach palmar hin (63).

## 1.6.4 Mayo-Klassifikation

Eine in aktuellen Veröffentlichungen häufig verwendete Einteilung ist die Mayo-Klassifikation (Abb.13). Bei ihr stellt das Bestehen bzw. das Ausmaß der Fragmentdislokation das Hauptkriterium zur Einteilung dar.

Die Typ I Frakturen nach Mayo sind die nicht dislozierten Frakturen. Nur eine Stufenbildung von weniger als 2mm kann hier toleriert werden. Beim Typ IA liegt ein einziges Frakturfragment vor, beim Typ IB handelt es sich um eine Mehrfragmentfraktur.



Abbildung 13: Mayo Klassifikation Typ I A (links) und Typ I B (rechts) (73)

Der Typ II nach Mayo (Abb.14) fasst die dislozierten Frakturen zusammen. Die Dislokation der Fragmente ist größer als 2 mm, die Bandstrukturen sind jedoch intakt und der Unterarm hat eine stabile Verbindung zum Oberarm. Auch hier beschreibt der Typ II A die Fraktur mit einem Fragment und der Typ II B die Mehrfragmentfraktur.





Der Typ III nach Mayo (Abb.15) beschreibt die dislozierte und ligamentär instabile Fraktur. Es handelt sich hier um Luxationsfrakturen mit deutlicher Dislokation der Fragmente und oftmals bestehenden Verletzungen des Kapselbandapparates. Häufig handelt es sich um Trümmerfrakturen (Typ III B), aber auch die Luxationsfraktur mit nur einem Fragment ist möglich. Weitere Begleitverletzungen wie die Radiuskopffraktur sind möglich.





## 1.7 Begleitverletzungen

#### 1.7.1 Knöcherne Begleitverletzungen

Mögliche knöcherne Begleitverletzungen sind die Radiuskopffraktur, die Luxation des Radiuskopfes, die Monteggiafraktur oder Frakturen des distalen Humerus .

Die begleitende Fraktur des Radiuskopfes wird meist durch einen Sturz auf den halbgebeugten Unterarm verursacht. Die von der Trochlea humeri bestimmte Kraftachse ist dabei gegen den distalen Anteil der Olecranongelenkfläche gerichtet. Hierbei treten keine reinen Biegungs-, sondern auch Stauchungskräfte auf, die zur Olecranonfraktur führen. Eine so entstehende relative Verkürzung der Ulna kann zu einer Mitbeteiligung des Radiuskopfes oder dessen Luxation führen (79). Im Gegensatz dazu entsteht die reine Radiuskopffraktur meist durch Sturz auf den gestreckten Arm, seltener durch direkten Schlag (90). Durch die punktuelle Drucküberlastung vor allem der medialen Anteile des Radiuskopfes kommt es bei derartigem Trauma zur Fraktur (7).

Dislozierte Frakturen des Radiuskopfes beeinträchtigen die Pro- und Supinationsbewegung und auch die Flexions- und Extensionsbewegung und haben im Rahmen einer Kombinationsverletzung einen wesentlichen Einfluss auf die Prognose nach Olecranonfrakturen. Insbesondere Radiuskopffrakturen beeinflussen die Stabilität und das Bewegungsausmaß nach Versorgung (101). So kann die unkritische Radiuskopfresektion gerade bei instabilen Ellenbogenverletzungen zu erheblichen Folgeproblemen führen (44, 57).

## 1.7.2 Begleitverletzungen von Haut und Weichteilen

Das Olecranon ist einer der exponiertesten Knochenpunkte des Körpers mit nur dünnem Weichteilmantel. Da ein direktes Anpralltrauma häufigste Frakturursache ist, sind auch lokale Weichteilschäden nicht selten. Bei Frakturen mit begleitendem Weichteilschaden bestimmt die korrekte Versorgung die Prognose, da die Bruchheilung bei infektfreiem und gut durchblutetem Weichteilmantel in der Regel unproblematisch ist. Wichtig ist die exakte Evaluation des Ausmaßes und des Schweregrades der Weichteilschädigung, die häufig erst mittels chirurgischem

20

Debridement erfolgen kann. Ziel ist es, die irreversible Schädigung der Hautdurchblutung mit nachfolgender Nekrose zu erkennen und zu vermeiden (90). Die Behandlung einer offenen Fraktur ist ein chirurgischer Notfall. Daher sollte auch der Weichteilmantel beurteilt werden. Bezüglich des Weichteilschadens werden drei Hauptgruppen in die Beurteilung mit einbezogen. Neben der äußeren Haut sind dies auch die Muskeln und Sehnen, sowie das neurovasculäre System (75). Die Einteilung der offenen Frakturen erfolgt nach Gustilo und Anderson in drei Schweregrade (32, 33).

## 1.7.3 Begleitverletzungen von Nerven und Gefäßen

Von den nervalen Strukturen des Armes verläuft der Nervus ulnaris nach Austritt aus dem Sulcus nervi ulnaris am distalen Humerus im Weiteren olecranonnah und ist hier bei Frakturen gefährdet. Eine primäre Nervenschädigung stellt eine Indikation zur sofortigen operativen Versorgung dar. Bei Spätrevisionen richtet sich das Vorgehen nach der jeweiligen Situation.

Zeigt sich bei einer ellenbogennahen Fraktur ein peripherer Pulsausfall mit Nachweis einer Gefäßläsion, ist auch dies eine Indikation zur sofortigen operativen Versorgung. Vor Behebung des Gefäßschadens erfolgt die Stabilisation der Fraktur. Zirkulationsstörungen mit Ursache im Bereich der Ellenbeuge können zur Volkmann-Kontraktur führen (90).

## 1.8 Diagnostik

## 1.8.1 Klinische Untersuchung

Da sich über dem Olecranon in aller Regel nur ein dünner Weichteilmantel befindet, ist diese Region einer klinischen Untersuchung sehr gut zugänglich. Bei der Untersuchung ist auf die Stellung der Olecranonspitze zu den beiden Epicondylen des Humerus zu achten. Diese drei Knochenpunkte (Abb.16) bilden beim Gesunden bei gestrecktem Ellenbogen eine Linie und bei 90 Grad gebeugtem Ellenbogen ein gleichschenkliges Dreieck (Hütersches Dreieck) (73).



Abbildung 16: Hütersches Dreieck (73)

Bei Verdacht auf das Vorliegen einer Fraktur zeigt sich meist neben einer Schwellung und Hämatombildung auch ein Spalt im Verlauf des Olecranon tastbar, welcher durch den Zug der Sehne des M. triceps brachii entsteht. Als indirektes Zeichen zeigt sich ein schmerzhafter, partieller oder totaler Ausfall der Beweglichkeit und fehlende Kraft bei Streckung des Armes gegen Widerstand. Die Prüfung sollte hierbei am horizontalen Oberarm mit senkrecht herunterhängendem Unterarm erfolgen, da bei hängendem Oberarm die Streckung des Unterarmes durch die Schwerkraft erfolgt (8).

Die klinische Stabilitätsprüfung des Ellenbogengelenkes zum Ausschluss einer ligamentär instabilen Mayo Typ III Verletzung erfolgt erst in Narkose nach operativer Versorgung der Fraktur.

## 1.8.2 Apparative Diagnostik

An apparativer Diagnostik ist meist die konventionelle Röntgenaufnahme in zwei Ebenen für die Beurteilung der Frakturen des Olecranon ausreichend, sofern die Einstellung in beiden Ebenen korrekt ist (68). Damit es nicht zu Überlagerungen von Radius und Ulna in der anterior-posterioren Aufnahme kommt, muss sich der Unterarm in Supinationsstellung befinden. Die Aufnahme im seitlichen Strahlengang erfolgt bei 90 Grad gebeugtem Ellenbogen.

Differentialdiagnostisch müssen bei Frakturen des Olecranon begleitende Verletzungen des Radiuskopfes erwogen werden: Zum einen Radiuskopffrakturen, zum anderen Radiuskopfluxationen (Monteggia-Verletzung). Diese sind häufig mit Mehrfragmentfrakturen der Ulna verbunden (101).

Zur Diagnostik von seltenen pathologischen Veränderungen des Olecranon und der Epicondylen des Humerus kann ein Röntgenbild im axialen Strahlengang angefertigt werden, eine sogenannte Tangentialaufnahme (73). Damit lassen sich beispielsweise knöchernen Veränderungen im Bereich des Sulcus nervi ulnaris als Ursache für eine Druckläsion des N. ulnaris darstellen.

Eine weiterführende Diagnostik mittels Computertomographie ist insbesondere bei Trümmerfrakturen oder Verdacht auf Begleitverletzungen sinnvoll. Sie liefert gerade bei komplexen Ellenbogenverletzungen wertvolle Informationen und deckt nicht selten erst die komplette Pathologie des Gelenkes auf. Weiterhin liefert sie wichtige Informationen zur präoperativen Planung.

Bei Kindern können in Ausnahmefällen bei unklaren Befunden Vergleichsaufnahmen mit der gesunden Seite zur besseren Beurteilung angefertigt werden (40).

23

#### 1.9 Therapieoptionen

#### 1.9.1 Konservative Therapie

Für nicht dislozierte Frakturen vom Typ Mayo I beschreiben einige Autoren ein konservatives Vorgehen. Die Konzepte der Behandlung zeigen hier eine große Bandbreite mit einer initialen Ruhigstellung des Ellenbogens für 7-10 Tage, gefolgt von einer Mobilisation unter Vermeidung der aktiven Streckung gegen Widerstand für 6-8 Wochen (11, 72), bis hin zur Ruhigstellung im Oberarmgips für 3-4 Wochen und anschließender Vermeidung der Beugung über 90 Grad bis zum Nachweis der knöcherne Durchbauung nach 6-8 Wochen. Eine engmaschige radiologische Verlaufskontrolle 1, 2 und 4 Wochen nach dem Trauma ist erforderlich, um eine sekundäre Dislokation zu erkennen und diese Patienten dann der operativen Versorgung zuzuführen (14). Auf der anderen Seite sehen diese Autoren durchaus das hohe Risiko der posttraumatischen Ellenbogensteife nach langer Immobilisation und den Vorteil der frühfunktionellen Therapie nach operativer, übungsstabiler Osteosynthese (15, 72).

#### 1.9.2 Operative Therapie

Das Ziel der Frakturbehandlung ist es, eine frühzeitige aktive Ellenbogenbeweglichkeit wiederherzustellen und eine Einsteifung des Gelenkes zu vermeiden. Daher ist die offene Reposition und stabile innere Fixation mit dem Ziel der anatomische Rekonstruktion der Gelenkfläche der Goldstandard in der Behandlung der Olecranonfraktur (25, 41, 43).

In der Literatur sind zahlreiche Methoden der operativen Versorgung von Olecranonfrakturen beschrieben: Hier sind angefangen von der Exzision des Fragmentes und Readaptation der Trizepssehne (23, 43) über die Zuggurtung in verschiedenen Modifikationen (75, 99), intramedulläre Schrauben (46), Plattenosteosynthesen, speziell entwickelte intramedulläre Olecranonnägel (28) oder Olecranonspangen (22) zu nennen.

#### 1.9.2.1 Fragmentexzision und Readaptation der Trizepssehne

Einige Autoren sehen die Indikation zur Exzision des proximalen Frakturfragmentes und die Readaptation der Trizepssehne bei älteren Patienten mit problematischer Weichteilsituation, bei extraartikulären Abrissfrakturen und bei ausgedehnter Zertrümmerung des proximalen Fragmentes (14, 18, 23).

Die Nachteile dieser Behandlung liegen im Risiko einer Schwäche des M. triceps, der Instabilität und der Ellenbogenarthrose aufgrund eines erhöhten intraartikulären Druckes mit nachfolgender Steife des Ellenbogens (1, 14, 19).

Bezüglich des Ausmaßes einer Resektion des proximalen Olecranonanteils bestehen unterschiedliche Ansichten. Es wird von McKeever et al. 1949 beschrieben, dass eine Resektion von bis zu 80% des Olecranon bei intaktem Coronoid und intakten anterioren Weichteilstrukturen ohne Einfluss auf die Stabilität des Ellenbogens bleiben soll (67). Neuere Ergebnisse aus der Mayo Klinik aus dem Jahre 2003 zeigen, dass eine Resektion auf 30% des proximalen Anteils des Olecranon beschränkt bleiben sollte (51). Um die Minderung der Extensionskraft im Ellenbogen so gering wie möglich zu halten, sollte die Readaptation der Trizepssehne in einer möglichst posterioren Position erfolgen (19). Als Vorteile der Methode werden angeführt, dass die Rate an Revisionseingriffen aufgrund von lokalem Komplikationen, zu denen auch die Materialentfernung aufgrund von Schmerzen über dem Implantat oder Implantatmigration gezählt werden, bei der Exzision mit 4 % deutlich niedriger liegt als in einer Vergleichsgruppe nach Zuggurtungsosteosynthese bei 23% (25). Dennoch verbleibt nach Exzision von nur 6mm des posteriomedialen Olecranon bereits eine messbare Valgusinstabilität und eine Steigerung des intraartikulären Druckes (51), wohingegen die Osteosynthese zu eine anatomischen Rekonstruktion mit normalen Druckverhältnissen im Gelenk führt (67).

#### 1.9.2.2 Zuggurtungsosteosynthese

Zur osteosynthetischen Versorgung der Olecranonfraktur ist die innere Fixation mittels Zuggurtung derzeit eine verbreitete und anerkannte Methode, deren Prinzip erstmalig durch Weber und Vasly 1963 beschrieben wurde (100). Später wurde diese Methode durch die Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese weiterentwickelt, indem die Kirschnerdrähte in schrägem Verlauf in der Gegenkortikalis der proximalen Ulna verankert wurden, um die Stabilität zu erhöhen und die Tendenz der Implantatwanderung des Materials zu minimieren (35, 80). Das zugrundeliegende biomechanische Prinzip besteht in der Umwandlung von Zugkräften in Kompressionskräfte durch die Zuggurtung (14). Die einzelnen Schritte der Zuggurtung nach den Richtlinien der Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese zeigte

25

Abbildung 17. Eine detailierte schematische Darstellung des Osteosyntheseergebnisses zeigt Abbildung 18.



Abbildung 17: Technik der Zuggurtung nach Richtlinien der Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese (73)



Abbildung 18: Zuggurtungsosteosynthese des Olecranon aus Manual AO Foundation (75)

## 1.9.2.3 Plattenosteosynthese

In der Literatur sind die unterschiedlichsten Platten- und Schraubenkombinationen zur Versorgung von Olecranonfraktur beschrieben. Gemeinsam ist der Nachteil, dass es aufgrund der Größe des Implantates zu einem größeren Zugang und einem damit verbundenen ausgedehnterem Weichteiltrauma kommt. Der Vorteil der Plattenosteosynthese Biomechanik. Sie verbindet ist die günstige eine Zuggurtungsfunktion mit einer Abstützung (78). guten Auch ist die Plattenosteosynthese günstig bei komplexeren Verletzungen der proximalen Ulna (Abb.19). So kann beispielsweise ein größeres Coronoidfragment ggf. auch über die Platte fixiert werden. Nachuntersuchungen zeigen gute klinische Ergebnisse mit einem Follow-up von 2,2 Jahren mit bis zu 92% guten oder exzellenten Resultaten im Mayo Elbow Performance Index und knöcherner Ausheilung in 94% (2). Trotz der Größe des Implantates sind lokale Komplikationen seltener als bei der Zuggurtung. Die Rate der beschwerdebedingten Materialentfernungen liegt zwischen 9% (2) und 20 % (16).



Abbildung 19: Schematische Darstellung der Plattenosteosynthese (37)

## 1.9.2.4 Intramedulläre Schraubenosteosynthese

Die Versorgung von Olecranonfrakturen mittels intramedullärer Schraubenosteosynthese wurde erstmals 1942 von MacAusland beschrieben (64). Bei Anwendung dieser Technik wird das proximale Fragment reponiert und die Schraube durch das Fragment im Verlauf der Längsachse der Ulna in den Markraum eingebracht. Hierbei sollte die Länge der Schraube und die Weite des Gewindes so gewählt sein, dass es zum Verklemmen der Schraube zwischen den beiden Cortices kommt um ausreichende Stabilität zu erreichen. Da nur eine Schraube eingebracht wird, besteht das Risiko der Fixation des Fragmentes in einer Rotationsfehlstellung oder einer sekundären Rotationsfehlstellung. Durch andere Autoren wurde die Schraubenosteosynthese bei Trümmerfrakturen oder reduzierter Knochenqualität durch Kombination mit einer Cerclage ergänzt (46).
### 1.9.2.5 Intramedullärer Nagel

Der intramedulläre Nagel (Abb.20) ist im Prinzip der intramedullären Schraube vergleichbar, hat aber durch die Möglichkeit der Verriegelung eine Rotationsstabilität. Im Vergleich zur Zuggurtung zeigte sich eine größere Steifigkeit und eine höhere Haltekraft des Implantates am Leichenpräparat (70). Als Vorteil des Verfahrens wird das im Vergleich zur Plattenosteosynthese geringere Weichteiltrauma angeführt. Nicht dislozierte Frakturen können geschlossen reponiert werden. Darüber hinaus wird die intramedulläre Lage bei frakturbegleitendem Weichteilschaden als vorteilhaft angesehen. In einer Nachuntersuchung von 80 Patienten nach intramedullärer Nagelosteosynthese bei Olecranonfrakturen zeigte sich bei einem durchschnittlichen follow-up von 15 Monaten bei 64,4% ein exzellentes und bei 28,8% ein gutes Ergebnis nach dem Murphy-Score. 4,1% der Resultate wurde als befriedigend und 2,7% als schlecht gewertet (28).



Abbildung 20: Postoperatives Röntgenbild nach Osteosynthese mit intramedullärem Nagel

#### 1.9.2.6 Weitere Implantate

Neben den oben genannten Osteosyntheseverfahren und deren Kombination, z.B. der intramedullären Schraube mit einer Zuggurtung, gibt es auch Untersuchungen zu speziellen Implantatformen. Ein Beispiel ist die "olecranon sled". Bei diesem schlittenförmigen Implantat kommen zwei Drahtanteile ähnlich den Kirschnerdrähten der Zuggurtung in der Ulna zu liegen. Die Enden sich jedoch umgebogen und mit einem auf dem Knochen aufliegenden Plattenanteil verbunden. Biomechanisch nutzt dieses Implantat ebenfalls das Prinzip der Zuggurtung mit Umwandlung vom Zugkräften in Kompressionskräfte. Durch die starre Verbindung des intraossär gelegenen Anteils mit dem restlichen Implantat soll einer Migration und den daraus folgenden Beschwerden vorgebeugt werden. Im Vergleich zur Zuggurtung konnte für dieses Implantat eine gleichwertige Haltefestigkeit gezeigt werden (22).

### 1.9.2.7 Resorbierbares Osteosynthesematerial

Auch in der Versorgung von Olecranonfrakturen findet resorbierbares Osteosynthesematerial Anwendung. Wie in anderen Bereichen auch fehlen hier die Langzeitergebnisse. Erste Untersuchungen zeigen jedoch keine signifikanten Unterschiede der Ergebnisse zwischen resorbierbarem Implantat und der konventionellen Zuggurtung (50). Ein schwerwiegendes Argument ist der Kostenvorteil des resorbierbaren Implantates bei Entfallen der Kosten für die Materialentfernung. Für die Olecranonfraktur zeigte eine amerikanische Studie, dass erst ab einer Materialentfernungsrate von über 46% das resorbierbare Implantat kosteneffektiver ist (9).

#### 1.10 Problemstellung

Obwohl die Olecranonfraktur als eine unproblematische Fraktur im Bereich des Ellenbogengelenkes beschrieben wird und die Resultate der operativen Versorgung im Allgemeinen hinsichtlich Wiederherstellung der Beweglichkeit, Kraft und Frakturheilung als gut zu bewerten sind (49), werden doch in nicht unerheblichem Maße postoperative Probleme beschrieben (45, 65, 83). Infektionen, verzögerte Frakturkonsolidierung und Läsionen des Nervus ulnaris werden mit einer Häufigkeit von bis zu 10% angegeben.

In der Behandlung der Olecranonfraktur gilt die Zuggurtung als klassisches operatives Verfahren (85, 99). Diese weithin akzeptierte Methode erscheint nach Literatureinsicht jedoch keineswegs als problemlos. Helm (36) berichtet, dass in dem von ihm untersuchten Patientenkollektiv nach Zuggurtungsosteosynthese in 82% der Fälle eine Materialentfernung erforderlich wurde. Spezielle Probleme werden durch die subkutane Lage der Enden der Kirschnerdrähte verursacht. Ihre Migration kann für eine sekundäre Dislokation der Fraktur, Weichteilprobleme, persistierende lokale Schmerzen und für Reinterventionen verantwortlich sein (84). Trotz dieser beschriebenen Probleme ist die Zuggurtungsosteosynthese derzeit der Goldstandard Behandlung der dislozierten Olecranonfraktur in der und neue Osteosyntheseverfahren müssen mit dieser verglichen werden.

Die Verwendung von Feingewindeschrauben (FFS Orthofix<sup>™</sup>, Bussolengo, Italien) wurde für die Versorgung der Radiuskopffraktur und der Innenknöchelfraktur mit guten klinischen und experimentellen Ergebnissen publiziert (27, 57, 58). Auch das biologische und biomechanische Verhalten dieser Implantate wurde als vielversprechend beschrieben (26, 86). Feingewindeschrauben sind selbstbohrende und selbstschneidende Implantate, die sich nach proximal mit einer sogenannten Schulter im Implantat konisch im Durchmesser vergrößern. Das Prinzip des Implantates liegt in der Möglichkeit der direkten Fragmentfixation als sogenannte "one-step-procedure". Eine temporäre Fixierung, z.B. mittels K-Draht, mit dem möglichen Nachteil eines Repositionsverlustes entfällt. Vor dem Hintergrund dieser Resultate in der Fixierung kleiner knöcherner Fragmente am menschlichen Bewegungsapparat und deren experimenteller Testung am Kunstknochen erfolgte

nun die biomechanische Testung und klinische Anwendung des Implantates zur Versorgung der Olecranonfraktur.

Ziel dieser Arbeit ist es, die konventionelle Zuggurtungsosteosynthese mit der osteosynthetischen Versorgung durch die Feingewindeschrauben FFS zu vergleichen. Hierzu erfolgte die experimentelle Testung beider Verfahren am standardisierten Kunstknochenmodell einer Mayo Typ IIa Fraktur und die Erhebung erster klinischer Ergebnisse durch eine Nachuntersuchung von 30 Patienten, die mit dem neuen Implantat versorgt wurden. Die Messparameter der experimentellen Testung waren die zur Rekonstruktion benötigte Zeit, die Qualität des Repositionsergebnisses und die Stabilität der Konstrukte.

# 2 Material und Methode

# 2.1 Experimentelle Testung am Kunstknochen

Für die vergleichende Testung der beiden Osteosyntheseverfahren standen 48 Ulna-Kunstknochen von gleicher Größe und Kunststoffdichte zur Verfügung. Zur besseren Handhabung wurde das distale Ende der Ulna zur Osteosynthese in einem Schraubstock fixiert. In Anlehnung an die Mayo-Klassifikation wurde eine Mayo Typ Ila Fraktur erzeugt. Dies erfolgte mit einer herkömmlichen Elektrosäge mit einer Sägeblattstärke von 0,3 mm an allen 48 Kunstknochen in gleicher Art und Weise. Da die so entstanden Flächen der Fragmentenden glatt waren und so die für eine Fraktur typischen Knochenkanten zur Reposition nicht vorlagen, erfolgte die Markierung mit einem Stift um Orientierungshilfe bei der Reposition und Rekonstruktion zu geben.

Abbildung 21 zeigt eine standardisiert erzeugte Mayo Typ IIa Fraktur:



Abbildung 21: Standardisierte Mayo Typ IIa Olecranonfraktur am Kunstknochenmodell (mit Filzstiftmarkierung als Orientierungshilfe zur Reposition)

# 2.1.1 Verwendete Implantate:

Am Kunstknochenmodell kamen für die beiden zu vergleichenden Osteosyntheseverfahren folgende Implantate zur Anwendung (Abb.22): zum einen zwei Feingewindeschrauben mit einem Durchmesser von 2,2 mm und einer Länge von 50 mm (FFS Orthofix<sup>™</sup>, Bussolengo, Italien) mit je einer Unterlegscheibe, zum anderen für die klassische Zuggurtung zwei Kirschnerdrähte der Stärke 1,6 mm und einer Länge von 60 mm mit einem Zuggurtungsdraht der Stärke 1,2 mm, der auf eine Länge von 30 cm vorgekürzt wurde (Koenigsee Implantate, Aschau, Deutschland).



Abbildung 22 zeigt die beiden unterschiedlichen verwendeten Implantate: links zwei 2,2 mm dicke Feingewindeschrauben mit jeweils einer Unterlegscheibe; rechts zwei 1,6 mm Kirschnerdrähte mit einem 1,2 mm Draht zur Durchführung der Zuggurtung.

#### 2.1.2 Durchführung der Rekonstruktion am Kunstkochen

Um eine vergleichbare Qualität der zu testenden Rekonstruktionen zu gewährleisten, wurden diese durch sechs ausgebildete Unfallchirurgen durchgeführt, welche ihre unfallchirurgische Facharztausbildung mindestens seit zwei Jahren abgeschlossen hatten. einer randomisierten Studie führte jeder In Unfallchirurg acht Rekonstruktionen der Mayo Тур lla Frakturen am Kunstknochen-Olecranonfrakturmodell durch. Jeder Testchirurg führte vier Rekonstruktionen mittels Zuggurtungsosteosynthese nach Richtlinien der Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese (75) und vier Rekonstruktionen mittels zweier 2,2 mm Feingewindeschrauben mit Unterlegscheibe (FFS) durch. Die Reposition des proximalen Fragmentes an die im Schraubstock fixierte Ulna war sowohl manuell als auch mittels Einzinkerhaken erlaubt. Bei den glatten Schnittflächen der experimentell erzeugten Fraktur am Kunstknochen war eine weitere Fixation erst nach anatomisch korrekter Reposition zulässig. Die Prüfung der Qualität des Repositionsergebnisses wurde erst nach definitiver Fixation durch die beiden oben genannten Implantate beurteilt. Die Repositionshilfsmittel und die verwendete Bohrmaschine waren bei allen Rekonstruktionen gleich.

#### 2.1.3 Rekonstruktion der Olecranonfraktur am Kunstknochen mittels FFS

Zunächst erfolgte die Reposition des Frakturfragmentes manuell oder unter Zuhilfenahme des Einzinkerhakens. Die vor dem Erzeugen der Fraktur aufgebrachten Markierungen dienten als Orientierungshilfe bei der Reposition. Zu Beginn des Experiments befand sich in der Bohrmaschine bereits die erste Feingewindeschraube der Stärke 2,2 mm und Länge 50 mm mit einer Unterlegscheibe eingespannt. Diese wurde nun vom dorsocranialen Ende des Olecranon in aufsteigend verlaufender Richtung bis in die palmare Kortikalis des Kunstknochens als "Ein-Schritt-Fixation" eingebracht. Durch Diskonnektieren des Bohrfutters von der Bohrmaschine konnte die Griffigkeit des Implantates im Kunstknochen überprüft und gegebenenfalls manuell nachgezogen werden. Eine zweite Feingewindeschraube von gleicher Stärke und Länge und ebenfalls mit

Unterlegscheibe wurde in gleicher Weise und in parallelem Verlauf zum ersten Implantat im Kunstknochen platziert. Die überstehenden Implantatenden wurden ca. 1-2 mm oberhalb des Kunstknochen unmittelbar oberhalb der Unterlegscheibe mit dem Bolzenschneider abgekniffen. Eine derartige Rekonstruktion am Kunstknochen wurde von jedem der sechs Unfallchirurgen viermal für dieses Implantat durchgeführt. Abbildung 23 zeigt die Rekonstruktionsschritte mit dem FFS-Implantat.



Abbildung 23: Rekonstruktion der Olecranonfraktur am Kunstknochen mit dem FFS-System

#### 2.1.4 Rekonstruktion der Olecranonfraktur am Kunstknochen mittels Zuggurtung:

Zunächst erfolgte die Reposition des Frakturfragmentes manuell oder unter Zuhilfenahme des Einzinkerhakens. Die bereits vor dem Erzeugen der Fraktur aufgebrachten Markierungen dienten als Orientierungshilfe bei der Reposition. Zu Beginn des Experiments befand sich in der Bohrmaschine bereits der erste Kirschnerdrahtes der Stärke 1,6 mm und Länge 60 mm eingespannt. Die Versorgung erfolgte nach den Richtlinien der Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese (75). Das Einbringen des ersten K-Drahtes der Stärke 1,6mm erfolgte von der Olecranonspitze über die Fraktur bis durch die palmare Kortikalis der proximalen Ulna. Es erfolgte nun das Zurückbohren des K-Drahtes um ca. 1cm, um diesen im Verlauf nach Umbiegen wieder in die vorherige Position vorschlagen zu können. Der K-Draht wurde ca. 2 cm oberhalb des Kunstknochens abgekniffen. Ein zweiter Kirschnerdraht von gleicher Stärke und Länge wurde dann lateral in parallelem Verlauf zum ersten Implantat eingebracht und auf gleicher Länge abgekniffen. In Abwandlung zur AO-Technik wurde hierbei auf die Zuhilfenahme des Zielgerätes verzichtet. Anschließend wurde mit dem 2,0 mm Bohrer ca. 40 mm distal der Fraktur und 5mm von der Kortikalis entfernt ein Bohrkanal mit querem Verlauf zum Ulnaschaft erzeugt und ein Zuggurtungsdraht der Stärke 1,2 mm durchgezogen. Dieser wurde in typischer Achtertour um die Enden der beiden Kirschnerdrähte herumgeführt. Der Zug auf das Konstrukt wurde durch zwei Verdrillungen des Zuggurtungsdrahtes mit zwei Zangen auf beiden Seiten aufgebaut. Hierbei erfolgte der Aufbau der Spannung durch gleichzeitiges Verdrillen in gleicher Richtung. Die bereits gekürzten Enden der beiden Kirschnerdrähte wurden um 180 Grad umgebogen und dann mit dem Stößel im Kunstknochen versenkt, wobei der am Ende des K-Drahtes gebildete Haken den Zuggurtungsdraht umfasste. Eine derartige Rekonstruktion am Kunstknochen mittels Zuggurtung wurde von jedem der sechs Unfallchirurgen viermal durchgeführt. Die Rekonstruktionsschritte der Zuggurtung am Kunstknochen-Olecranonfrakturmodell sind in Abbildung 24 dargestellt.



Abbildung 24: Rekonstruktion der Olecranonfraktur am Kunstknochen mit Zuggurtungsosteosynthese

# 2.1.5 Messung der Rekonstruktionszeit

Für die Zeitmessung wurde eine herkömmliche digitale Uhr mit einer Messgenauigkeit von einer Sekunde verwendet. Die Zeitnahme wurde gestartet, nachdem das distale Ende der Ulna im Schraubstock fixiert war, das Olecranonfrakturfragment auf dem Operationstisch lag und das erste Implantat, Kirschnerdraht oder FFS, in die Bohrmaschine eingespannt war.

#### 2.1.6 Messung der Qualität der Reposition

Zur Beurteilung der Qualität der Reposition wurde der Versatz in mediolateraler und anteroposteriorer Ebene gemessen. Die Messung der Qualität des Repositionsergebnisses erfolgte zweimalig von zwei unterschiedlichen Untersuchern mit einem digitalen Hand-Caliptometer mit einer Messgenauigkeit von 0,25 mm (Mitutoyo Corporation, number CD-15, Japan).

### 2.2 Biomechanische Testung

### 2.2.1 Versuchsanordnung

Zur biomechanischen Stabilitätstestung wurde der Ulna-Kunstknochen quer zu seiner Belastungsachse in einen konventionellen Schraubstock eingespannt, welcher fest mit dem Boden der elektrohydraulischen Materialtestungsmaschine (model Z020; Zwick, Ulm, Deutschland) verbunden war. Ein horizontal verlaufendes Stahlrohr mit einem Durchmesser von 20 mm, welches den funktionellen Ersatz der Trochlea humeri darstellte, wurde in entsprechender Stellung in der Incisura trochearis der Kunstknochen-Ulna platziert. Nun wurde ein Bohrloch mit einem Durchmesser von 3,0 mm am äußersten Ende des Olecranon in Längsrichtung zum Schaftverlauf erzeugt. Ein 1,5 mm starker Draht wurde zurechtgebogen und u-förmig durch das Bohrloch geführt, mit den beiden freien Enden in Richtung zum mobilen Teil der Materialtestungsmaschine. Die beiden freien Drahtenden wurden mittels einer Klemmvorrichtung sicher mit dem Testgerät verbunden. Somit konnten Zugkräfte an der Olecranonspitze erzeugt werden, welche den Zug der Trizepssehne an einem in 90 Grad-Winkel fixierten Unterarm imitierten. Diese Versuchsanordnung ist in Abbildung 25 dargestellt.



Abbildung 25: Aufbau der biomechanischen Testung (Materialtestungsmaschine model Z020; Zwick, Ulm, Deutschland)

Der Abstand zwischen der osteosynthetisch versorgten Fraktur und dem Ansatzpunkt der Kraftapplikation wurde gemessen und hieraus das anliegende Biegemoment ermittelt.

# 2.2.2 Biomechanische Testprotokolle

Für die biomechanische Testung wurden die zu testenden Rekonstruktionen randomisiert in drei unterschiedliche Belastungsgruppen eingeteilt. Jeder Gruppe wurden 8 Rekonstruktionen mit FFS-System und 8 mit Zuggurtung randomisiert zugeteilt.

In Gruppe I wurden die Test-Rekonstruktionen einer einzelnen, kontinuierlichen Belastung bei einer Zuggeschwindigkeit von 200mm/min bis zum Versagen der Konstruktion ausgesetzt, dies nach Anlegen einer Vorlast von 10 N. Die maximale Kraft bei Versagen der Konstruktion wurde als der Punkt definiert, an dem die Belastungs-Verformungs-Kurve einen klaren Abfall zeigte. Die Messergebnisse der anliegenden Kräfte wurden in Biegemomente umgewandelt, welche sich aus dem Abstand der Fraktur zum Punkt der Kraftapplikation ergaben. Zum Zeitpunkt des Versagens der Konstruktion wurde die Dislokation gemessen.

In Gruppe II wurden die Test-Rekonstruktionen zyklisch 300-mal mit einer gleichbleibenden, wiederkehrenden Kraft zwischen 10 und 500 N bei einer Frequenz von 0,5 Hz bei einer Zuggeschwindigkeit von 200mm/min belastet. Im Anschluss an dieses Protokoll wiederkehrender Belastung erfolgte die einzelne, kontinuierliche Belastung bis zum Versagen der Konstruktion, dies nach Anlegen einer Vorlast von 10 N in Anlehnung an das Vorgehen in Gruppe I. Das Ausmaß der Deformierung wurde in dieser Gruppe nach jeweils 50 Zyklen gemessen und die maximalen Biegemomente anhand der Kraft-Verformungskurve ermittelt.

In Gruppe III wurden die Test-Rekonstruktionen einer zyklischen, treppenförmigen Belastung mit ansteigender Zuglast ausgesetzt. Beginnend mit einer Vorlast von 10N erfolgte die zyklische Belastung mit einer Frequenz von 0,5 Hz bei einer Zuggeschwindigkeit von 200mm/min und die Zuglast wurde beginnend mit 200 N schrittweise um 10 N pro Zyklus gesteigert. Die maximale Belastung erfolgte bis 500 N.

Im Anschluss an dieses Protokoll wiederkehrender Belastung erfolgte die einzelne, kontinuierliche Belastung bis zum Versagen der Konstruktion ausgesetzt, dies nach Anlegen einer Vorlast von 10 N in Anlehnung an das Vorgehen in Gruppe I.

### 2.2.3 Statistische Auswertung:

Die Daten bezüglich der Zeitmessungen, der Qualität der Rekonstruktion und der biomechanischen Testung wurden mittels Kolomorov Smirnov Test ausgewertet. Es erfolgte die Berechnung der Mittelwerte ± Standardabweichungen. Die statistische Auswertung der Unterschiede in den biomechanischen Prüfparametern (Drehmoment, Verformung) zwischen den verschiedenen Implantaten innerhalb der Prüfgruppen und die Auswertung der Unterschiede zwischen den Testchirurgen erfolgten unter Anwendung des Student-T-Testes für unabhängige Stichproben. Es wurde ein Signifikanzniveau von p<0.05 festgelegt.

### 2.3 Patientenkollektiv

### 2.3.1 Rekrutierung der Patienten

Es erfolgte die Sichtung der OP-Bücher der Jahre 2002 bis 2005, sowohl der Klinik für Chirurgie des St. Elisabeth-Krankenhauses Köln-Hohenlind, als auch der Klinik für Unfallchirurgie/Orthopädie, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Vinzenz-Hospitals in Köln-Nippes. In die Nachuntersuchung eingeschlossen wurden Frakturen des Olecranon, welche ausschließlich mit dem Feingewindeschrauben FFS System (Orthofix<sup>™</sup>, Bussolengo, Italien) osteosynthetisch versorgt wurden. Ausschlusskriterien waren jede andere Osteosynthesetechnik wie beispielsweise Zuggurtung oder Plattenosteosynthese und Materialkombinationen. Ebenfalls nicht Nachuntersuchung osteosynthetische in die eingeschlossen wurden Erstversorgungen veralteter Olecranonfrakturen, Revisionseingriffe aufgrund Materialversagen nach auswärtiger primärer osteosynthetischer Versorgung, sowie Ellenbogenluxationsfrakturen mit Olecranonfraktur und aleichzeitiger Begleitverletzungen von Radiuskopf oder distalem Humerus.

Somit konnten letztlich 30 Patienten mit durch FFS-Osteosynthese versorgter Olecranonfraktur in die Nachuntersuchung eingeschlossen werden: Zehn Patienten aus der Klinik für Chirurgie des St. Elisabeth-Krankenhauses Köln-Hohenlind und zwanzig Patienten aus der Klinik für Unfallchirurgie/Orthopädie, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des St. Vinzenz-Hospitals in Köln.

Zur klinischen Untersuchung standen 24 Patienten zur Verfügung. Dies entspricht 80% der in die Nachuntersuchung eingeschlossenen Patienten. Sechs Patienten waren nicht erreichbar. Von diesen war eine Patientin zwischenzeitlich verstorben, ein Patient unbekannt verzogen, zwei Patienten waren auch nach mehrfachen Versuchen telefonisch und schriftlich nicht zu erreichen, eine Patientin befand sich in einem derzeit zu schlechten Allgemeinzustand und in stationärer geriatrischer Behandlung und ein Patient lehnte die Nachuntersuchung ohne weitere Begründungen ab.

## 2.3.2 Altersverteilung im Patientenkollektiv

Das durchschnittliche Alter der nachuntersuchten Patienten lag bei 53,6 Jahren bei einer Streuung zwischen 18 und 86 Jahren. Die Verteilung über die Altersgruppen zeigte Abbildung 26.



Abbildung 26: Altersverteilung im Patientenkollektiv

Bezüglich der Geschlechtsverteilung handelte es sich bei den Verletzten um 13 Frauen und 11 Männer. In 42% der Fälle war die dominante Seite von der Fraktur betroffen. Die osteosynthetische Versorgung erfolgte als elektiver Eingriff im Durchschnitt 4 Tage nach dem Trauma.

### 2.3.3 Operative Versorgung

Der operative Eingriff wurde in allen untersuchten Fällen in gleicher Weise durchgeführt. Über einen dorsalen Zugang erfolgte die Darstellung der Fraktur. Die Reposition des proximalen Fragmentes wurde unter Zuhilfenahme eines Einzinkerhakens durchgeführt und die Fixation erfolgte mittels zweier FFS der Stärke 2,2 mm und Länge 50 mm mit Unterlegscheibe. Vom dorsocranialen Ende des Olecranon wurden die beiden Implantate in parallelem Verlauf eingebracht und in der ventralen Gegenkortikalis der proximalen Ulna verankert. Die Implantate mit selbstschneidendem Gewinde wurden direkt mit der Bohrmaschine eingebracht. Im Vergleich zur konventionellen Schraubenosteosynthese war keine temporäre Kirschnerdraht-Fixation erforderlich.

Es erfolgte die Kürzung der Implantatenden unterhalb des Hautniveaus, üblicherweise 1-2 mm oberhalb der Unterlegscheibe zur Vermeidung von Hautirritationen. Hier kam ein spezielles Abkneifsystem (wire-plier, Aesculap) zum Einsatz, um scharfe Implantatenden zu vermeiden. Mit dieser Technik sollen Implantatprobleme vermieden werden. Eine Materialentfernung ist nicht obligat erforderlich.

In den Abbildungen 27 bis 31 sind die zentralen Schrittes der Osteosynthese von der Reposition über das Einbringen der FFS-Implantate als "one-step-procedure" bis zum Kürzen der Implantate mit dem speziellen Abkneifsystem intraoperativ dargestellt. Die Abbildungen 32 und 33 zeigen eine typisches präoperatives und postoperatives Röntgenbild.



Abbildung 27: Über einen dorsalen Zugang wurde die Olecranonfraktur dargestellt. Nach Säuberung des Bruchspaltes und sparsamen deperiostieren der Bruchränder zeigte sich noch die dehiszente Fraktur mit dem Einzinkerhaken zur Reposition platziert.



Abbildung 28: Durch Zug am Einzinkerhaken wurde die Fraktur reponiert und das erste FFS-Implantat befindet sich in der Bohrmaschine eingespannt und kann nun ohne weitere temporäre Fixation und ohne Vorbohren eingebracht werden.



Abbildung 29: Ein zweites FFS-Implantat wurde parallel zum ersten eingebracht, das Bohrfutter von der Bohrmaschine diskonnektiert und die Griffigkeit des Implantates im Knochen von Hand geprüft. Das Bohrfutter wird nun entfernt.



Abbildung 30: Intraoperativer Situs nach Implantation der beiden FFS-Implantate.



Abbildung 31: Kürzung der Implantatenden unterhalb des Hautniveaus, 1-2 mm oberhalb der Unterlegscheibe zur Vermeidung von Hautirritationen mit dem Abkneifsystem (wire-plier, Aesculap).



Abbildung 32: Präoperatives Röntgenbild einer Mayo Typ IIa Olecranonfraktur einer 70-jährigen Patientin.



Abbildung 33: Postoperatives Röntgenbild mit 2 FFS-Implantaten.

# 2.3.4 Postoperatives Behandlungskonzept

Postoperativ erfolgte die Ruhigstellung in einem Oberarmgips für 6 Tage. Der Beginn der physiotherapeutischen Behandlung mit passiver und aktiver Bewegungsübung erfolgte ab dem 6. postoperativen Tag. Eine Medikation mit Indomethacin 50 mg zweimal täglich unter Magenschutz mit Protonenpumpeninhibitor wurde den Patienten für 4 Wochen zunächst als Analgesie und weiterhin zur Prophylaxe heterotropher Ossifikationen empfohlen.

### 2.3.5 Auswertung der funktionellen postoperativen Ergebnisse

Die Auswertung der funktionellen postoperativen Ergebnisse erfolgte zum einen nach dem DASH-Score (Disability of arm, shoulder and hand) zur Beurteilung der Gesamtfunktionalität der verletzten Extremität (39), zum anderen nach dem Morrey-Score, welcher speziell auf die Funktionsprüfung nach Ellenbogenverletzung ausgelegt ist. Die Prüfung des Bewegungsumfanges der Gelenke erfolgte mit einem üblichen Winkelmesser.

### 2.3.5.1 Morrey-Score

Beim Ellenbogen-Score nach Morrey handelt es sich um ein klinisches Score-System, welches zu 42% subjektive und zu 58% objektive Daten bezüglich der Funktionalität und der Behandlungsergebnisse nach Ellenbogenverletzungen in die Gesamtbewertung einfließen lässt.

Zentrale Punkte der Funktionsbewertung sind Schmerz, Bewegungsausmaß, Kraft, Instabilität und Funktion. Diese Kriterien fließen jedoch mit unterschiedlicher Gewichtung in den Score ein. Zentraler Punkt ist die Beweglichkeit mit 37% Kriteriengewichtung im Score, gefolgt von der Schmerzsituation des Patienten mit 30%. Die Beurteilung der Kraft fließt zu 15%, die der Funktion zu 12% und die der Instabilität zu 6% in die Kriteriengewichtung des Scores ein. In der Gesamtauswertung kann bei optimaler Funktion im Ellenbogengelenk ein maximaler Score-Wert von 100 Punkten erreicht werden.

### Bewertung der Schmerzsituation

Zur Ermittlung des Punktwertes zur Schmerzsymptomatik wird neben der Schmerzintensität auch die Schmerzqualität und das Ausmaß einer erforderlichen Schmerztherapie erhoben. Die den Punktwerten zugeordnete Schmerzsituation zeigt Tabelle 1. Tabelle 1: Bewertung der Schmerzen nach dem Morrey-Score:

Punkte	Schmerzsituation
0	Komplette Behinderung durch starke Schmerzen
5	Starke ständige Schmerzen, deutlich limitierte Aktivität
10	Mittelstarke bis starke Schmerzen, regelmäßige Medikation
15	Moderater Schmerz, gelegentliche Aktivität, leichte Medikation
25	Leichter Schmerz, kontinuierliche Aktivität, keine Medikation
30	Kein Schmerz

# Bewertung der Kraft

Die Bewertung des Kraftausmaßes erfolgt für die Bewegungen Flexion, Extension, Pronation und Supination.

Eine maximale Kraft bei Flexion wurde mit 5 Punkten bewertet. 4 Punkte entsprechen einer noch guten Kraft, 3 Punkte mäßiger Kraft, 2 Punkte schwacher Kraft, 1 Punkt minimaler Kraft und 0 Punkte einer Paralyse.

Bei Flexion erfolgt die Bewertung von 0-5 Punkten, bei Extension von 0-4 Punkten und bei Pronation und Supination von 0-3 Punkten.

# Bewertung der Beweglichkeit

Nach Messung der Ellenbogenbeweglichkeit hinsichtlich Extension, Flexion, Pronation und Supination nach der Neutral-Null-Methode werden den erreichten Winkelmaßen entsprechende Punktewerte zugeordnet. Bei Extension werden bis zu einer Streckhemmung von 10 Grad volle 8 Punkte vergeben, bei Streckhemmung von 70-90 Grad 0 Punkte. Bei Beurteilung der Flexion ist das Punktespektrum von 0 Punkten bei Flexion bis 30 Grad bis zu 17 Punkten bei Flexion über 120 Grad hinaus verteilt. Pronation und Supination werden mit je 0,1 Punkten pro Winkelgrad Beweglichkeit bewertet bis zu einen Maximalwert von 6 Punkten.

#### Bewertung der Stabilität

Zur Ermittlung der Stabilität des Ellenbogengelenkes wurde das Gelenk bei der klinischen Untersuchung in anterior-posteriorer und medio-lateraler Richtung belastet und die Stabilität des Bandapparates beurteilt. Bei Fehlen von jeglichen Zeichen einer Instabilität wurden 3 Punkte vergeben. War eine Verschiebung von 5 mm oder eine Aufklappbarkeit von bis zu 5 Grad möglich, wurde dies mit 2 Punkten bewertet. Ein Gelenk mit mittelschwerer Instabilität mit einer Verschieblichkeit von bis zu 10 mm oder einer Aufklappbarkeit von bis zu 10 Grad erreichte nur noch einen Punkt und bei noch höhergradigen Instabilitäten konnte kein Punkt im Kriterium Stabilität erreicht werden.

## Bewertung der Funktion

Für die subjektive Bewertung der Funktion des verletzten Ellenbogens im alltäglichen Gebrauch können anhand von 12 Beispielfragen im Morrey-Score jeweils 0-1 Punkte in <sup>1</sup>/<sub>4</sub> Punkt-Schritten vergeben werden. Die Fragen beziehen sich auf unterschiedliche Bereiche des Alltages wie Körperpflege, Sport, Arbeit und andere Situationen des täglichen Lebens. Der genaue Wortlaut der Fragen ist dem "Nachuntersuchungsbogen Olecranonfraktur" im Anhang zu entnehmen.

Bei uneingeschränkter, schmerzfreier und kraftvoller Beweglichkeit des verletzten Ellenbogens kann in der Gesamtauswertung des Morrey-Score ein maximaler Wert von 100 Punkten erreicht werden. Eine Gesamtpunktzahl zwischen 100 und 95 wird als exzellentes Ergebnis gewertet, bei 95-80 Punkten ist das Ergebnis gut und bei 80-50 Punkten noch zufriedenstellend. Bei einem Punktwert unter 50 muss von einem schlechten Behandlungsergebnis gesprochen werden.

### 2.3.5.2 DASH-Score

Von der "American Academy of Orthopaedic Surgeons" (AAOS) wurde gemeinsam mit dem "Institute of Work and Health" und dem "Council of Musculoskeletal Speciality Societies" (COMSS) der DASH-Score (Disability of Arm, Shoulder an Hand) entwickelt. Dieser liegt seit 1999 in deutscher Übersetzung vor.

Es handelt sich dabei und einen sogenannten "self-report"-Fragebogen, in dem der Patient Fragen zu seinem derzeitigen Zustand bezogen auf die Globalfunktion der oberen Extremität erfasst.

Somit erfolgt hiermit eine Beurteilung weg von rein funktionell-anatomischen Kriterien hin zu einer Erfassung der Änderung der Lebensqualität des Patienten. Es werden nicht nur diagnosespezifische Daten, sondern auch Daten hinsichtlich der Wiedererlangung von Routineaktivitäten des täglichen Lebens erhoben (39).

Der DASH-Fragebogen bezieht sich auf die obere Extremität und besteht aus drei Teilen, wobei Teil A die Funktionseinschränkung untersucht und Teil B die aktuelle Beschwerdesymptomatik widerspiegelt. Teil C dient optional der Beurteilung spezieller Anforderungen von Sportlern und Musikern an die Funktion der oberen Extremität und wurde in unserem Krankengut nicht erfasst.

Zur Auswertung des DASH-Fragebogens werden zu den 30 Fragen den Antworten Punktwerte von 1 bis 5 zugeordnet und summiert. Von dem Ergebnis wird die Minimalpunktzahl von 30 subtrahiert und dieser Wert durch die Bandbreite von 1,2 dividiert. Somit ergeben sich Score-Werte von 0 bis 100. Ein DASH-Score von 0 entspricht dabei einer optimalen Funktion ohne Behinderung und ein DASH-Score von 100 steht für maximale Beschwerden und Funktionseinbußen.

Der genaue Wortlaut des Fragebogens ist dem Anhang "Nachuntersuchungsbogen Olecranonfraktur" zu entnehmen.

## 2.3.5.3 Radiologische Auswertung

Die radiologische Auswertung erfolgte bezüglich des Repositionsergebnisses und der intraartikulären Stufenbildung anhand der postoperativen Verlaufsaufnahmen in a.p. und seitlichem Strahlengang unter Verwendung der Computer-Software (Morphomet<sup>™</sup>, Bode, Deutschland). Die Beurteilung postoperativer arthrotischer Veränderungen erfolgte unter Zugrundelegung der Broberg und Morrey Kriterien (12) mit Einstufung in Grad 0 (absent) bei Fehlen von Arthrosezeichen, Grad 1 (mild) bei geringer, Grad 2 (moderate) bei mäßigen und Grad 3 (severe) bei deutlichen degenerativen Veränderungen des Gelenkes.

# <u>3 Ergebnisse</u>

# 3.1 Ergebnisse der Rekonstruktion am Kunstknochen

### 3.1.1 Rekonstruktionszeit

Bei der Messung der Zeit zur Rekonstruktion der Olecranonfraktur am Kunstknochen zeigte sich ein signifikant geringerer Zeitaufwand bei der Verwendung des FFS-Implantates mit durchschnittlich 114 Sekunden (SD $\pm$ 22,6) in Vergleich zur Zuggurtungsosteosynthese mit durchschnittlich 229 Sekunden (SD $\pm$ 23,8) (p<0,05).

## 3.1.2 Qualität der Reposition

Bezüglich der Qualität der Reposition zeigte sich nach Rekonstruktion der Standardfraktur am Olecranon eine verbleibende Stufenbildung von weniger als einem Millimeter bei beiden Implantaten ohne signifikanten Unterschied.

Hinsichtlich Rekonstruktionszeit und Qualität des Rekonstruktionsergebnisses zeigten sich unter Anwendung des Student-T-Test mit Bonferroni-Korrektur keinerlei signifikante Unterschiede zwischen den sechs Unfallchirurgen, die die Rekonstruktion durchführten.

Abbildungen 34 und 35 zeigen die Rekonstruktionsergebnisse bezüglich der Rekonstruktionszeit und der Qualität des Rekonstruktionsergebnisses.



Abbildung 34: Vergleich der durchschnittlichen Rekonstruktionszeiten zwischen den beiden Implantaten. Für die FFS-Implantate zeigte sich eine signifikant schneller Rekonstruktionszeit.



Abbildung 35: Vergleich der durchschnittlichen Stufenbildung nach Rekonstruktion zwischen den beiden Implantaten. Hier zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

Die Abbildungen 36 und 37 zeigen das optische und radiologische Ergebnis.



Abbildung 36: Optisches und radiologisches Ergebnis nach Rekonstruktion einer Standard-Mayo IIa Fraktur am Kunstknochenmodell mittels FFS.



Abbildung 37: Optisches und radiologisches Ergebnis nach Rekonstruktion der Standard-Mayo IIa Fraktur am Kunstknochenmodell mittels Zuggurtung.

## 3.2 Ergebnisse der biomechanischen Testung

### 3.2.1 Versagensmomente der Konstruktion

In Gruppe I erfolgte die kontinuierliche Belastung bis zum Versagen der Konstruktion. Hierbei zeigten sich für die Zuggurtung höhere durchschnittliche maximale Biegemomente, die zum Versagen der Olecranonkonstrukte aufgewendet werden mussten, im Vergleich zur Fixation mittels FFS (p=0,23). Auch in Gruppe III, also in der Serie mit zyklischer Belastung unter ansteigender Zuglast und anschließender Belastung bis zum Versagen der Konstruktion, zeigten sich für die Zuggurtung höhere Biegemomente im Vergleich zur Fixation mittels FFS (p=0,056). Diese Unterschiede zwischen den beiden Fixationsmethoden waren jedoch nicht signifikant.

Im Gegensatz dazu waren in Gruppe II (Serie mit zyklischer Belastung bei gleichbleibender Zuglast und anschließender Belastung bis zum Versagen der Konstruktion) die durchschnittlichen maximalen Biegemomente, die zum Versagen der Konstrukte aufgewendet werden mussten, höher für die FFS Rekonstruktionen im Vergleich zur Zuggurtung. Dieser Unterschied lag im nicht signifikanten Bereich (p=0,84).

Die Ergebnisse sind in Tabelle 2 und in Abbildung 38 dargestellt.



Durchschnittliche Versagensmomente der Konstruktion

Abbildung 38: Darstellung der durchschnittlichen Kräfte bei Versagen der Rekonstruktionen in den drei Belastungsgruppen: Kontinuierliche Belastung bis zum Versagen (Gruppe I), zyklische Belastung mit gleichbleibender Zuglast und anschließender Belastung bis zum Versagen (Gruppe II) und zyklische Belastung mit ansteigender Zuglast und anschließender Belastung bis zum Versagen (Gruppe II) und zyklische Belastung mit ansteigender Zuglast und anschließender Belastung bis zum Versagen (Gruppe II). Es zeigte sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Implantaten in den jeweiligen Untergruppen.

#### 3.2.2 Verformung bei Versagen der Konstruktion

Bei der Auswertung der Verformung der Konstrukte zum Zeitpunkt des Konstruktionsversagens zeigte sich in Gruppe I nach kontinuierlicher Belastung bis zum Versagen eine geringere Verformung bei den FFS Rekonstruktionen im Vergleich zur Zuggurtung. Dieser Unterschied war statistisch signifikant (p=0,017). In der Gruppe II nach zyklischer Belastung mit gleichbleibender Zuglast und anschließender Belastung bis zum Versagen der Konstruktion zeigte sich ebenfalls

eine geringere Verformung der Konstruktion bei den FFS Rekonstruktionen im Vergleich zur Zuggurtung. Dieser Unterschied war jedoch nicht signifikant (p=0,08). In Gruppe III nach zyklischer Belastung der Rekonstruktionen mit ansteigender Zuglast und anschließender Belastung bis zum Versagen war die Verformung in der Serie der FFS Rekonstruktionen größer als in der Vergleichsserie der Zuggurtungen. Auch diese Unterschiede zeigten keine Signifikanz (p=0.074). Diese Ergebnisse sind in Abbildung 39 und Tabelle 2 dargestellt.



Durchschnittliche Verformung bei Versagen der Konstruktion

Abbildung 39: Durchschnittliche Verformung bei Versagen der Osteosynthesekonstruktion in den drei Belastungsgruppen: Kontinuierliche Belastung (Gruppe I), zyklische Belastung mit gleichbleibender Zuglast (Gruppe II) und zyklische Belastung mit ansteigender Zuglast (Gruppe III). In Gruppe I zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Implantaten (\*p<0.03)

		Kraft [N	Nmm]	Verschiebung [mm]	
Gruppe I	Zuggurtung	19.3 ±	3.8	1.81 ±	0.5*
	FFS	13.1 ±	3.8	1.17 ±	0.4
Gruppe II	Zuggurtung	15.7 ±	3.7	1.56 ±	0.6
	FFS	17.1 ±	2.4	1.16 ±	0.3
Gruppe III	Zuggurtung	16.8 ±	4.9	1.57 ±	0.3
	FFS	12.7 ±	2.7	1.67 ±	0.8

Tabelle 2: Übersicht der Ergebnisse der biomechanischen Testung (\*p<0,05)

# 3.3 Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung

### 3.3.1 Verteilung der Frakturtypen nach Mayo

Insgesamt konnten im Rahmen unserer Nachuntersuchung 24 Patienten mit Olecranonfraktur zur klinischen Nachuntersuchung einbestellt werden. Die Einteilung der Frakturen der nachuntersuchten Patienten erfolgte nach der Mayo-Klassifikation. Hierbei zeigten sich 3 Frakturen vom Typ Mayo IA, 12 Frakturen vom Typ Mayo IIA, 7 Frakturen vom Typ Mayo IIB und bei 2 Patienten lag eine Mayo Typ IIIB Fraktur vor. Die Verteilung der Frakturtypen im Patientenkollektiv zeigt Abbildung 40.



Abbildung 40: Verteilung der Frakturtypen nach Mayo in Prozent

Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum betrug 25 Monate bei einer Streuung zwischen 12 bis 74 Monaten nach osteosynthetischer Versorgung. Eine anatomisch korrekte Reposition der Fraktur konnte in allen Fällen erreicht werden. Bei den 24 nachuntersuchten Patienten kam es in keinem Fall zur Pseudarthrosenbildung oder sekundärer Dislokation der Fraktur. Oberfläche Wundinfektionen wurden in 2 Fällen beobachtet, welche jedoch unter oraler antibiotischer Therapie und verlängerter Immobilisation des Gelenkes ausheilten. Eine operative Revision war in keinem Fall erforderlich.

# 3.3.2 Radiologische Auswertung

Durch Auswertung der postoperativen Röntgenbilder zeigten sich erstgradige (mild) arthrotische Veränderungen bei 4 der nachuntersuchten Patienten und zweitgradige (moderate) Veränderungen bei einem Patienten. Diese radiologischen Befunde zeigten keine Korrelation im klinischen Nachuntersuchungsergebnis.

### 3.3.3 Auswertung der Bewegungsausmaße und Scores

In der Auswertung der klinischen Untersuchungen erreichten die Patienten ein durchschnittliches Bewegungsausmaß in Extension und Flexion von 136,3 Grad mit einer Spannbreite zwischen 120 und 145 Grad. Die durchschnittliche Flexion nach osteosynthetischer Versorgung lag bei 136,5 Grad (130-140 Grad). Die meisten Patienten erlangten die volle Steckfähige der Ellenbogen wieder. Bei verbleibendem Streckdefizit betrug dieses im ungünstigsten Fall 15 Grad. Im Durchschnitt des Patientenkollektives verblieb ein Streckdefizit von 1,7 Grad. Die postoperative Umwendbewegung war ebenfalls nur geringgradig eingeschränkt. Die durchschnittliche Pronation lag bei 85,8 Grad, die durchschnittliche Supination bei 86 Grad, jeweils mit einer Spannbreite von 80-90 Grad, sodass bei keinem Patienten eine schlechtere Umwendung als 80-0-80 Grad resultierte.

Nach dem Morrey-Score zeigten 23 Patienten ein exzellentes Ergebnis, in einem Fall war das Ergebnis als gut zu bewerten. Der durchschnittliche Wert des Morrey-Score lag bei 98,9 (91-100).

Bei der Auswertung mittels des DASH-Scores, welcher die gesamte Funktionalität der oberen Extremität beurteilt, zeigte sich ein durchschnittlicher Wert von 1,6 (0-11,7).

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zeigten sich keine Instabilitäten oder Deformitäten des Ellenbogengelenkes.

Eine Übersicht über die Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung des gesamten Patientenkollektivs und eine gesonderte Auswertung nach dem Frakturtyp nach Mayo mit den Daten zu durchschnittlichem Bewegungsumfang, Extension, Extensionsverlust, Pronation und Supination, sowie die frakturbezogene Altersverteilung, das Follow-up und die Ergebnisse im Morrey und DASH-Score zeigt Tabelle 3.

	Mayo I A	Mayo II A	Mayo II B	Mayo III B	Gesamt
Anzahl der Fälle	3	12	7	2	24
Alter (Jahre)	64,3	56	45,1	53	53,6
	43-87	25-86	18-67	38-68	18-86
Follow up (Monate)	24	28,6	19,6	26,5	25,2
	12-38	12-74	13-46	13-40	12-74
Durchschnittlicher	135	135	138,6	137,5	136,3
Flexion/Extension	125-140	125-140	120-145	135-140	120-145
Durchschnittliche	136,7	135,4	137,9	137,5	136,5
	135-140	130-140	130-140	135-140	130-140
Durchschnittlicher	3,3	1,7	1,4	0	1,7
Extension	0-10	0-15	0-10		0-15
Durchschnittliche Propation	85	85,4	87,1	85	85,8
rionation		80-90	80-90	80-90	80-90
Durchschnittliche	86,7	85,4	87,1	85	86,0
Supmation	85-90	80-90	80-90	80-90	80-90
Morrey Score	99,7	98,9	98,1	100	98,9
	99-100	91-100	95-100		91-100
DASH Score	1,4	2,0	1,0	1.25	1,6
	0-4,2	0-11,7	0-3,3	0-2,5	0-11,7

Tabelle 3: Übersicht über die Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung

Obwohl radiologisch in keinem der Fälle eine Auswanderung der Implantate gesehen klagten 4 Patienten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde, über Beeinträchtigung durch die in situ befindlichen Implantate. In Zusammenschau mit den postoperativen Röntgenbildern muss bei diesen Patienten davon ausgegangen werden, dass der Überstand der Implantate zu lang gewählt wurde (länger als 2mm). Aufgrund Weichteildeckung des Olecranon der geringen wurde eine Materialentfernung im Durchschnitt 9 Monate nach osteosynthetischer Versorgung und nach knöcherner Ausheilung der Fraktur durchgeführt, um der lokalen Schmerzsymptomatik entgegenzuwirken und das Risiko weiterer implantatbezogener Probleme wie Irritation des Weichteilmantels oder Materialperforation zu minimieren.

#### **4 Diskussion**

Olecranonfrakturen zählen zu den unproblematischen Frakturen mit intraartikulärer Beteiligung. Zum gegenwärtigen Zeitpunkt werden die meisten dislozierten Olecranonfrakturen mittels offener Reposition und Zuggurtungsosteosynthese behandelt (49). Das Ziel dieser Arbeit war es dieses etablierte Verfahren im Bezug auf das Handling, die biomechanischen Ergebnisse und die klinische Anwendung gegen ein neues Implantat (FFS Orthofix<sup>™</sup>, Bussolengo, Italien) zu testen. Die Laborexperimente erfolgten am standardisierten Kunstknochenmodell einer Mayo Typ IIa Olecranonfraktur. Erste klinische Ergebnisse wurde durch Nachuntersuchung von 24 Patienten gewonnen, bei denen Olecranonfrakturen mit Feingewindeschrauben versorgt wurden.

#### 4.1 Kunstknochenmodell

Für das Frakturmodell, an dem die Stabilitätstestungen durchgeführt wurden, wählten keinen Leichenellenbogen, sondern ein Kunstknochenmodell um, wir die Testbedingungen zu vereinheitlichen. Die unterschiedliche Größe der Ellen des Leichenknoches (98) führt zu einer unterschiedlichen Größe der proximalen Frakturfragmente. Dies beeinflusst die Durchführung der Rekonstruktion durch die unterschiedliche Größe der zu fixierenden Fragmente und hat somit Auswirkungen auf die zu untersuchenden Testgrößen wie die benötige Zeit pro Osteosynthese und die Qualität des Repositionsergebnisses. Darüber hinaus beeinflusst die unterschiedliche Knochendichte des Leichenknochens in Abhängigkeit vom Alter des Spenders und dessen körperlicher Aktivität die Messergebnisse bezüglich der Stabilität der Fixationssysteme. Ein Kraft-Dichte-Quotient wäre nötig, um die unterschiedliche Dichte auszugleichen.

Obwohl nach unserem Kenntnisstand bisher in keiner Untersuchung synthetischer Knochen am Olecranon verwendet wurde, ist das Material bereits zur Simulation an verschiedenen anderen Körperregionen eingesetzt worden: Landsman und Chang (60) überprüften die Aussagefähigkeit am Kunstknochenmodell des ersten Mittelfußknochens. Sie konnten zeigen, dass das Kunstknochenmodell zwar nicht die selben mechanische Eigenschaften wie der Leichenknochen simulieren kann, es aber dennoch in Studien verwendet werden kann, wenn es um die Beurteilung der relativen Stabilität geht. Von Ali (3) wurde ein Kunstknochenmodell der Tibia aus
Hartschaum vorgestellt. Eine bicondyläre Tibiaplateaufraktur wurde sowohl an diesem Modell, als auch am Leichenknochen erzeugt, um beide Modelle zu vergleichen. Es erfolgte die doppelte Plattenosteosynthese und anschließende mechanische Testung. Es konnte gezeigt werden, dass die Kraft bei Versagen der Konstruktion in Kunstknochenmodell eine geringere Streuungsbreite aufwies als dies Leichenknochen der Fall war. Daher empfiehlt der Autor beim das Kunstknochenmodell für die Testung verschiedener Fixationssysteme. Koslowsky (56) verwendete das Kunstknochenmodell zur vergleichenden Testung

von vier Osteosyntheseverfahren am Modell einer Mason Typ III Radiuskopffraktur. Es wurden jeweils 24 Rekonstruktionen mit dem FFS System (FFS Orthofix™, Bussolengo, Italien), mit einer T-Miniplatte, mit vier 2mm Schrauben oder mit 2mm K-Drähten durchgeführt. Somit konnte die biomechanische Testung von insgesamt 96 Rekonstruktionen erfolgen.

### 4.2. Verwendete Implantate

Die Verwendung von selbstbohrenden, selbstschneidenden Feingewindeschrauben wurde in mehreren klinischen und experimentellen Arbeiten veröffentlicht: Klinische Untersuchungen an Radiuskopf (56), Innenknöchel (57) und am MFK V (55) zeigten gute und sehr gute Ergebnisse. Die sogenannte Ein-Schritt-Fixation wurde unter anderem für die erfolgreiche Anwendung verantwortlich gemacht. Gicquel (30) berichtet in einer Serie von sechs pädiatrischen Patienten mit Olecranonfraktur über exzellente Ergebnisse durch eine Versorgung mittels Feingewindedrähten über einen kleinen Zugang von 10mm. Obwohl in dieser Serie nicht dieselben Implantate wie in unserer Untersuchung zum Einsatz kamen, ermutigten uns diese Ergebnisse zur Anwendung der Feingewindeschrauben in der osteosynthetischen Versorgung von dislozierten Olecranonfrakturen des Erwachsenen.

Die biomechanische Testung der FFS Implantate begann mit Rovinsky (86), der die mechanischen Fähigkeiten der Feingewindeschrauben am synthetischen Schaumstoffblock analysierte. Er konnte zeigen, dass die Feingewindeschrauben eine signifikant größere Haltekraft im Vergleich zu K-Drähten aufweisen. Zwar sind die Haltekräfte im Ausreißversuch für die Feingewindeschrauben geringer im Vergleich zur Spongiosaschraube. Bei versetzter axialer Belastung der Konstrukte am Innenköchelmodell im Sinne eines Supinations-Adduktionstraumas zeigte sich

jedoch kein Unterschied in den Versagenskräften, dies jedoch bei signifikant kürzerer Rekonstruktionszeit für die selbstbohrende und selbstschneidende Feingewindeschraube.

Koslowsky (56, 58)führte die biomechanische Testung FFS von am Kunstknochenmodell einer standardisierten Mason Typ III Radiuskopffraktur durch. Er berichtete über die Technik der Anwendung und erste klinische Erfahrungen mit dass dem Implantat und konnte zeigen, mit dem FFS System am Kunstknochenmodell eine bessere Qualität der Reposition erreicht werden konnte als mit einer T-Miniplatte, mit vier 2mm Schrauben oder mit 2mm K-Drähten. Mit den Feingewindeschrauben konnte die gleiche Stabilität der Rekonstruktion wie mit den 2mm Schrauben oder mit den 2mm K-Drähten erreicht werden. So konnte gezeigt werden, dass durch den Einsatz von Feingewindeschrauben ein Ein-Schritt-Fixationssystem zur Readaptation von auch sehr kleinen Fragmenten zur Verfügung steht. Das Implantat kann ohne vorherige temporäre Kirschnerdraht-Fixation oder Vorbohrung eingebracht werden.

Von Gausepohl (26) wurden die Feingewindeschrauben des FFS Systems gegen konventionelle Spongiosa- und Kortikalisschrauben am Rinderkochen getestet. Die 2,2 mm Feingewindeschraube zeigte im Rinderknochen dieselbe Haltkraft wie eine Kortikalisschraube. 3.5 mm Somit konnte gezeigt werden, dass die Feingewindeschrauben relativ zu ihrem Durchmesser eine höhere Haltekraft bieten. Histologische Aufarbeitungen zeigten eine deutliche Impaktierung der Knochensubstanz zwischen den Windungen des Feingewindedrahtes. Dieser Effekt war in Vergleich bei der konventionellen Schraube deutlich geringer ausgeprägt. Obwohl dies bisher nicht abschließend getestet wurde, könnte diese "verdichtende" Knochen-Implantat-Übergang Impaktion Spongiosa am von der Feingewindeschrauben der Grund für den erfolgreichen Einsatz dieses Implantates auch bei der Versorgung am osteoporotischen Knochen sein.

Die bisherigen klinischen und biomechanischen sowie histologischen Ergebnisse der Implantate in der Fragmentfixation unterschiedlicher Frakturtypen erlauben den Transfer des Implantates auf einen anderen Frakturtyp, was im Weiteren diskutiert werden wird.

### 4.3 Durchführung der Rekonstruktion

Die Technik der klinischen Anwendung des FFS-Feingewindeschrauben-Systems erfolgte unter Berücksichtigung der Anwendungshinweise (27) und wurde mit der konventionellen Zuggurtung nach den Richtlinien der Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese (75) verglichen. In Anlehnung an Rovinsky (86) und Koslowsky (56) erfolgte die Messung der zur Osteosynthese benötigten Zeit, der Qualität des Repositionsergebnisses und der Stabilität des Fixationssystemes.

Um die Beeinflussung des Ergebnisses durch einen unterschiedlichen Erfahrungsstand der Testchirurgen zu minimieren, wurden die Osteosynthesen von 6 unterschiedlichen Unfallchirurgen durchgeführt, die nach Abschluss der Ausbildung mindestens 2 Jahre operative Tätigkeit nachweisen konnten. Darüber hinaus zeigte der Vergleich der operativen Ergebnisse keine Unterschiede zwischen den sechs Unfallchirurgen bei beiden Fixationssystemen.

### 4.4 Ergebnisse der experimentellen Testung

### 4.4.1 Qualität der Reposition und Rekonstruktionszeit

Im Vergleich zur konventionelle Zuggurtungsosteosynthese konnte mit dem FFS-System dieselbe Qualität des Repositionsergebnisses erreicht werden. In der Versorgung von Mehrfragmentfrakturen wie der Radiuskopffraktur vom Typ Mason III konnte gezeigt werden, dass mit dem FFS-Implantat eine deutlich bessere Reposition als mit anderen Osteosyntheseverfahren erreicht werden kann. Hier summiert sich die Stufenbildung bei der Reposition mehrerer Fragmente. Da es sich in unserem Frakturmodell um eine einfache Fraktur mit nur einem Fragment handelt, wird mit beiden Implantaten ein ähnlich gutes Ergebnis erzielt.

Im Vergleich der beiden getesteten Rekonstruktionsverfahren zeigte sich eine signifikant kürzere Operationszeit für das FFS-Implantat. Der Grund für die kürzere Operationszeit liegt in der Ein-Schritt-Fixationstechnik, bei der kein Zwischenschritt zwischen Reposition der Fraktur und definitiver Fixation erforderlich ist. Eine kurze Operationszeit bei gutem Repositionsergebnis spricht für ein, wenn auch schwierig zu messendes, gutes sogenanntes Handling des Implantates. Ein weiterer wesentlicher Grund für die verkürzte Operationszeit scheint die hohe Primärstabilität des Implantates zu sein. Ein Grund der im übrigen dazu führt, dass auf eine spätere

additive Drahtcerclage, wie sie bei der Zuggurtung verwendet wird, verzichtet werden kann.

#### 4.4.2 Stabilität der Rekonstruktion

Stabilität der beiden Fixationstechniken wurde durch Die Messung der Biegemomente und durch Messung der Dislokation bei Versagen des Kunstknochen-Rekonstruktion-Konstrukts beurteilt. Der Frakturspalt wurde zu dem Zeitpunkt vermessen, zu dem das gesamte Konstrukt versagte. Hieraus wurden Aussagen über die Stabilität des Konstrukts bis zu seinem Komplettversagen gewonnen. Um die Krafteinwirkungen auf die Osteosynthese entsprechend der alltäglichen Belastungen zu simulieren, erfolgte die Stabilitätstestung in drei Gruppen. In der ersten Gruppe wurden die Biegemomente und die Dislokation bei Versagen der Konstruktion in einer kontinuierlichen Belastung bis zum Versagen getestet. In der zweiten Gruppe wurden die Testobjekte bei gleichbleibender Vorlast zunächst zyklischen Belastungen mit definierter Kraft ausgesetzt und anschließend bis zum Versagen belastet und in der dritten Gruppe erfolgte die zyklische Belastung bei schrittweiser Steigerung der Zuglast mit anschließender Belastung bis zum Versagen der Konstruktion. In allen drei Gruppen konnten bezüglich der Biegemomente keine Unterschiede zwischen den Rekonstruktionsverfahren signifikanten beiden festgestellt werden. Beide Konstrukte mit unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren waren ähnlich stabil. Kleinere Abweichungen zwischen den Implantaten konnten zwar gezeigt werden, lassen aber keine wesentlichen Rückschlüsse zu. Auch in der zyklischen Testung konnten die Konstrukte bei einer Belastung bis 500N nicht zerstört werden. Auch hier zeigte sich prinzipiell die gleiche Stabilität beider Verfahren. Ein Unterschied konnte nur in der Reststabilität aufgezeigt werden.

In Gruppe I, bei kontinuierlicher Belastung bis zum Versagen, zeigte sich der einzige signifikante Unterschied zwischen beiden Verfahren bezüglich der Dislokation zum Zeitpunkt des Konstruktversagens. Hier konnte für das FFS-System ein geringeres Ausmaß der Dislokation als für die Zuggurtung festgestellt werden. Eine mögliche Erklärung für diese Unterschiede könnte die größere Primärstabilität des FFS-Systems sein. Das manuelle Festziehen des Zuggurtungsdrahtes schneidet hier durch verbleibende Wellen im Draht schlechter ab. Dieser Unterschied zeigte sich in den Gruppen II und III nicht. Dieser fehlende Unterschied zwischen FFS-Implantat und Zuggurtung wäre durch die Umwandlung von Zug- in Druckbelastung erklärbar.

Nach diesem AO-Prinzip kommt es bei der Zuggurtung unter zyklischer Belastung zu einer Kompression der Fragmente und so zu einer zusätzlichen Stabilisierung. Dies macht sich dadurch bemerkbar, dass die initialen Unterschiede in Gruppe I in den Gruppen II und III nivelliert werden.

Als weiterer Punkt lässt sich aus diesen Daten am Kunstknochenmodell folgern, dass wegen der prinzipiell gleichen Stabilität beider Implantate eine zusätzliche Cerclage nicht nötig erscheint, obwohl dies trotz der biomechanisch unsinnigen Kombination aus statischem und dynamischem Verfahren zumindest plausibel erscheinen könnte.

### 4.5 Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung

Obwohl im Rahmen von klinischen Nachuntersuchungen im Allgemeinen gute Ergebnisse gezeigt werden konnten (85, 97), wird auch in nicht unerheblichem Ausmaß über implantatbezogene Probleme berichtet. Die Auswanderung der Kirschner-Drähte kann zu Irritationen der Haut führen oder eine Irritation des Nervus ulnaris verursachen. Neben einer Beeinträchtigung der Wundheilung und einer hierdurch lokalen Schmerzproblematik ist auch eine hohe Rate an Materialentfernungen bedingt (16, 28, 83, 84). In diesem Zusammenhang beschreiben Helm et al. (36), dass in dem von ihnen nachuntersuchten Patientenkollektiv nach Zuggurtungsosteosynthese in 82% der Fälle eine Materialentfernung erforderlich war.

Einige Untersuchungen konnten zeigten, dass implantatbedingte Schmerzen in 24% und funktionelle Einschränkungen in bis zu 32% der Fälle auftraten. Auch nach Materialentfernung klagten noch 13% der Patienten über Schmerzen und 15% über funktionelle Einschränkungen (85). In einer randomisierten, prospektiven Studie von Hume und Wiss (42) wurden 41 Patienten mit dislozierter Olecranonfraktur entweder mittels Zuggurtung oder mittels Plattenosteosynthese versorgt. In der Gruppe der Zuggurtungsosteosynthese klagten 8 Patienten (42%) über durch das Osteosynthesematerial verursachte Beschwerden, wobei dies in der Gruppe der Plattenosteosynthese nur bei einem Patienten der Fall war.

Diese implantatbezogenen Probleme mögen mit dafür verantwortlich sein, dass eine Reihe von unterschiedlichen weiteren Implantaten zur Versorgung der Olecranonfraktur entwickelt und untersucht wurden. Hierzu zählen die Verwendung von resorbierbaren Zugurtungsmaterialien anstelle des konventionellen Drahtes (21),

die dorsale Plattenosteosynthese des Olecranon (31, 92), der kurze intramedulläre Olecranonnagel (28, 70) und ein Olecranon-Schlitten (22). Alle diese Implantate wurden in klinischen Studien untersucht und an verschiedenen Leichenknochen biomechanisch getestet.

Für die konventionelle Zuggurtungsosteosynthese berichtet Villanueva (97) über guten bis exzellente Ergebnisse bei 86% der Patienten. Andere Autoren berichten bei korrekter Anwendung der Zuggurtung in bis zu 97% über gute oder exzellente Ergebnisse (102). Karlson (52) stellt Langzeitergebnisse von 61 Patienten nach operativer Versorgung einer Olecranonfraktur vor. In diesem Patientenkollektiv waren 29 Patienten mit einer achtertourigen Cerclage und 30 mit einer Zuggurtungsosteosynthese nach den Kriterien der AO versorgt worden. Gute und exzellente Ergebnisse konnten hier in 96% der Fälle gezeigt werden bei nur geringgradiger Einschränkung von Extension und Flexion und nur vereinzelten subjektiven Beschwerden. Der hohe Grad an radiologisch nachgewiesenen arthrotischen Veränderungen ist am ehesten auf den langen Nachuntersuchungszeitraum zurückzuführen und stand in keinem Zusammenhang mit der klinischen Gelenkfunktion (52). Der Vergleich unterschiedlicher Modifikationen der AO-Zuggurtungsosteosynthese konnte keine Überlegenheit gegenüber der konventionellen Technik zeigen (103).

Die dorsale Plattenosteosynthese der Olecranonfraktur wurde von Tejwani (92) untersucht. Er stellt klinische und radiologische Ergebnisse von 14 Patienten nach Olecranonfraktur und 6 Patienten nach Olecranonosteotomie vor. Nach einem Nachuntersuchungszeitraum von 12 Monaten wurde keine Pseudarthrosenbildung beobachtet und keiner der Patienten klagte über Probleme durch das Osteosynthesematerial. Auch Bailey (5) sieht in der Plattenosteosynthese eine empfehlenswerte Alternative zur Versorgung der Olecranonfraktur nach retrospektiver Untersuchung bei 25 Patienten. Nach einem durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraum von 34 Monaten zeigten alle Patienten zufriedenstellende Ergebnisse.

Die klinischen Ergebnisse der Behandlung mit dem kurzen intramedullären Olecranonnagel wurden von Gehr und Friedl (28) vorgestellt. Sie sahen bei 64,4% exzellente und bei 28,8% gute funktionelle Ergebnisse.

Die biomechanischen Eigenschaften der Zuggurtungsosteosynthese der Olecranonfraktur sind an verschiedensten Modellen getestet worden. Dietrich (22)

hat die Methode der Zuggurtung mit der "Olecranon-sled" verglichen, einem neuentwickelten, schlittenförmigen Implantat zur Versorgung dieser Fraktur. Er konnte ebenfalls eine gleichwertige Stabilität beider Fixationsverfahren zeigen. Eine erhöhte Haltekraft konnte für die dorsale Plattenosteosynthese bei Olecranonosteotomie gezeigt werden (92) und ebenso für die intramedulläre Nagelung (70) im Vergleich zur Zuggurtung. Ferner konnte gezeigt werden, dass durch die Kombination einer Zuggurtung mit einer 7,3 mm intramedullären Schraube die Stabilität erhöht werden konnte (43). Die Autoren dieser Studie konnten das AO-Prinzip, nach dem am Frakturspalt auftretenden Zugkräfte durch die Zuggurtung in Kompressionskräfte umgewandelt werden, nicht nachweisen.

Da sich keines dieser Verfahren der Zuggurtung eindeutig überlegen zeigen konnte, ist Ziel dieser die derzeit verbreitete, Arbeit. konventionelle Zuggurtungsosteosynthese mit der osteosynthetischen Versorgung durch die Feingewindeschrauben FFS zu vergleichen. Neben der experimentellen Testung beider Verfahren erfassten wir erste klinische Ergebnisse durch eine Nachuntersuchung von 24 Patienten, welche bei Olecranonfraktur mit dem neuen Implantat versorgt worden waren.

Mit einem durchschnittlichen Morrey-Score von 98,9 Punkten und einem durchschnittlichen DASH-Score von 1,6 Punkten zeigten unsere Nachuntersuchungen ähnlich gute bzw. exzellente Ergebnisse, vergleichbar denen anderer Autoren zu den unterschiedlichen Implantaten.

Die hohe Rate an implantatbezogenen Problemen wie Auswanderung der Implantate oder Wundheilungsstörung nach Zuggurtungsosteosynthese (16, 28, 83) konnten in dem von uns nachuntersuchten Patientenkollektiv nicht nachgewiesen werden. Hierbei ist von entscheidender Bedeutung, dass besonderes Augenmerk auf die proximale Länge des Implantates gelegt wurde, um Irritationen der Haut und des Weichteilmantels und lokale Schmerzprobleme zu vermeiden. Bei den vier Patienten, die in der Nachuntersuchung über Hautirritationen und lokale Schmerzen berichteten, zeigten sich die proximalen Enden der Implantate retrospektiv als zu lang. In keinem der von uns nachuntersuchten Fälle zeigte sich ein Auswandern der Implantate. Dies ist unserer Meinung nach auf das im Vergleich zum konventionellen Kirschner-Draht vorliegende Feingewinde der FFS zurückzuführen. Obwohl die verwendeten Implantate klein sind und die Anlage einer Drahtcerclage entfällt, berichteten auch in unserem Patientenkollektiv immerhin 4 von 24 Patienten über

Probleme durch die in situ befindlichen Implantate. Aus diesem Grund empfahlen wir, eine Materialentfernung routinemäßig 9 Monate nach osteosynthetischer Versorgung bei entsprechender knöcherner Durchbauung der Fraktur durchzuführen. Dies lässt sich im Gegensatz zur Zuggurtung über eine Stichinzisionen von ca. 3mm vornehmen.

### 4.6 Schlussfolgerung

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Daten aus den experimentellen Untersuchungen am Kunstknochen gefolgt von den klinischen Ergebnissen vergleichbar gute Resultate in der Behandlung von Olecranonfrakturen liefern wie die konventionelle Zuggurtung. Die schnellere Osteosynthese bei gleicher Repositionsqualität wurde auf die sogenannte "Ein-Schritt-Fixation" und das gute Handling des Implantates zurückgeführt.

Obwohl wir uns bewusst sind, dass die Verwendung eines Kunstknochen-Frakturmodelles kritisch gesehen werden kann, da dieses nicht die vollständigen Eigenschaften von menschlichem Knochen aufweist, ist dessen Verwendung in der vergleichenden Stabilitätsprüfung durchaus zulässig und bringt den Vorteil der einheitlichen Größe und Dichte. Die beiden verwendeten Implantate zeigten hier die gleiche gute Stabilität.

In der ersten klinischen Anwendung ergab die nachuntersuchte Serie vergleichbare Ergebnisse wie für die unterschiedlichen in der Literatur publizierten Implantate, insbesondere wie für die Zuggurtung.

Lokale Probleme durch das Osteosynthesematerial konnten nicht gänzlich vermieden werden, insbesondere wenn die proximalen Enden der Implantate zu lang belassen wurden. Durch den Einsatz von Feingewindeschrauben aber kann ein Auswandern der Implantate vermieden werden und dies bei vergleichbaren klinischen Ergebnissen im Vergleich zur Zuggurtung.

#### 5 Zusammenfassung

Die Olecranonfraktur ist mit 10% aller Verletzungen an der oberen Extremität eine der typischen knöchernen Verletzungen des Ellenbogengelenkes, insbesondere nach direktem Anpralltrauma auf den gebeugten Arm. Obwohl sie als eine unproblematische Fraktur im Bereich des Ellenbogengelenkes beschrieben wird und die Resultate der unterschiedlichen operativen Versorgungen im Allgemeinen als gut zu bewerten sind, werden doch in nicht unerheblichem Maße postoperative implantatbezogene Probleme beschrieben. Die Zuggurtungsosteosynthese gilt derzeit als der Goldstandard in der Behandlung der dislozierten Olecranonfraktur.

Ziel dieser Arbeit ist es, die konventionelle AO-Zuggurtungsosteosynthese mit der osteosynthetischen Versorgung durch die Feingewindeschrauben FFS zu vergleichen. Hierzu erfolgte die experimentelle Testung beider Verfahren am standardisierten Kunstknochenmodell einer Mayo Typ IIa Fraktur, sowie die Erfassung erster klinischer Ergebnisse durch eine Nachuntersuchung von 30 Patienten, die bei Olecranonfraktur mit dem neuen Implantat versorgt wurden.

experimentellen Rekonstruktion die Messparameter in der waren Rekonstruktionszeit, die Qualität der Reposition und die Stabilität der Konstrukte gemessen als kontinuierliche Belastung, zyklische Belastung und zyklische Belastung mit ansteigender Zuglast. lm Vergleich zur konventionellen Zuggurtungsosteosynthese konnte mit dem FFS-System dieselbe Qualität des Repositionsergebnisses erreicht werden und dies in einer signifikant kürzeren Operationszeit. Die Stabilität der Osteosyntheseverfahren war im wesentlichen gleich und zeigte nur bei kontinuierlicher Belastung eine signifikant geringere Verschiebung für die FFS-Rekonstuktionen.

Mit einem durchschnittlichen Morrey-Score von 98,9 Punkten und einem durchschnittlichen DASH-Score von 1,6 Punkten zeigten unsere Nachuntersuchungen ähnlich gute oder exzellente Ergebnisse, vergleichbar denen anderer Autoren zu den unterschiedlichen Implantaten.

FFS-Implantate zeigen eine ähnliche Stabilität und ein besseres Handling in den Kunstknochentests als die konventionelle Zuggurtung. Mit den vergleichbaren guten und sehr guten klinischen Ergebnissen sind sie eine Alternative in der Versorgung dislozierter Olecranonfrakturen.

### 6 Literaturverzeichnis

- 1 An, K.N., Morrey B.F., and Chao, E.Y: The effect of partial removal of the proximal ulna on elbow restraint. Clin Orthop Relat Res 1986; Aug;(209): 270-279
- 2 Anderson, M.L., Larson, A.N., Merten, S.M., and Steinmann, S.P.: Congruent elbow plate fixation of olecranon fractures. J Orthop Trauma 2007; Jul;21(6): 386-93
- 3 Ali, A.M., Saleh, M., Bolongaro S, Yang L. Experimental model of tibial plateau fracture for biomechanical testing. J Biomech 2006;39(7):1355-60
- 4 Amis, A.A., and Miller, J.H.: The mechanism of elbow fractures: an investigation using impact tests in vitro. Injury 1995; Apr;26(3):163-168
- 5 Bailey C.S., MacDermind J., Patterson S.D., King, G.J.: Outcome of plate fixation of olecranon fractures. J Orthop Trauma 2001; Nov;15(8):542-548
- 6 Beck, C., and Dabezies, E.J.: Monteggia fracture-dislocation. Orthopedics 1984; 7:329
- 7 Betz, A.: Die operative Differentialtherapie bei der Radiusköpfchenfraktur. Der Orthopäde 1988; 17, 320- 327
- 8 Böhler, J.: Gelenknahe Frakturen des Unterarms. Der Chirurg 1969; 40, 198-203
- 9 Böstman, O.M.: Metallic or absorbable fracture fixation devices. A cost minimization analysis. Clin Orthop Relat Res 1996; Aug;(329):233-239
- 10 Bottlang, M., Madey, S.M., Steyers, C.M., Marsh, J.L., Brown, T.D.: Assesment of elbow joint kinematics in passiv motion by electromagnetic motion tracking. J Orthop Res 2000; Mar;18(2):195-202
- 11 Boyer, M.I., Galatz, L.M., Borrelli, J,Jr., Axelrod, T.S., and Ricci, W.M.: Intraarticular fractures of the upper extremity: new concepts in surgical treatment. Instr Course Lect 2003;52:591-605
- 12 Broberg MA, Morrey BF: Results of treatment of frcature-dislocation of the elbow. Clin Orthop Relat Res 1987; 216:109-119
- 13 Brossmann, J., Czerny, C., Freyschmidt, J.: Grenzen des Normalen und Anfänge des Pathologischen in der Radiologie des kindlichen und erwachsenen Skeletts: Freyschmidt's "Köhler/Zimmer" 2001; 14. Aufl., Georg Thieme; Stuttgart, New York

- 14 Bucholz, R.W., and Heckmann, J.D. (eds.): Rockwood and Green's fractures in adults. 2001;5<sup>th</sup> ed., Philadelphia, Lippincott, Williams & Wilkins
- 15 Cabenela, M.E., and Morrey, B.F.: Fractures of the olecranon. In: Morrey, B.F.(ed.): The elbow and its disorders. 2000; Philadelphia, W.B. Saunders Co, p. 365-379
- 16 Candal-Couto, J.J., Williams, J.R., Sanderson, P.L.: Impaired forearm rotation after tension-band-wiring fixation of olecranon fractures: evaluation of the transcortical K-wire technique. J Orthop Trauma 2005; Aug;19(7):480-482
- 17 Colton, C.L.: Fracture of the olecranon in adults: classification and management. Injury 1973; Nov;5(2):121-129
- 18 Compton, R., and Bucknell, A.: Resection arthropasty for comminuted olecranon fractures. Orthop Rev 1989; Feb;18(2):189-192
- 19 Didonna, M.L., Fernandez, J.J., Lim, T.H., Hastings, H. 2nd, and Cohen, M.S.: Partial olecranon excision: The relationship between triceps insertion site and extension strength of the elbow. J Hand Surg Am 2003; Jan;28(1):117-122
- 20 Eitel, F., Schweiberer, L.: Olecranonfrakturen. Unfallheilkunde 1983; 86: 143-151
- 21 Elliott, M.J., Ruland, R., Fox, B.: Olecranon fracture fixation utilizing a bioabsorbable tension band construct: analysis of stability with motion in a cadaveric model. J Pediatr Orthop B 2005; Nov;14(6):444-447.
- 22 Dieterich, J., Kummer, F.J., Ceder, L.: The olecranon sled--a new device for fixation of fractures of the olecranon: a mechanical comparison of two fixation methods in cadaver elbows. Acta Orthop 2006; Jun;77(3):440-444.
- 23 Estourgie, R.J., and Tinnemans, J.G.: Treatment of grossly comminuted fractures of the olecranon by excision. Neth J Surg 1982; Jul;34(3):127-9
- 24 Fick, R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln. 3.Teil: Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. 1911; Verlag von Gustav Fischer, Jena
- 25 Gartsman, G.M., Sculco, T.P., and Otis, J.C.: Operative treatment of olecranon fractures. Excision or open reduction with internal fixation. J Bone Joint Surg Am 1981; Jun;63(5):718-721
- 26 Gausepohl, T., Moehring, R., Pennig, D., Koebke, J.: Fine thread versus coarse thread. A comparison of the maximum holding power. Injury 2001; Dec;32 Suppl 4:SD1-7.

- 27 Gausepohl, T., Pennig, D.: The fragment fixation system in intraarticular and periarticular fractures. Orthofix External Fixation in Trauma and Orthopedics. 2000; Springer-Verlag London: p375-395.
- 28 Gehr, J., Friedl, W.: Intramedullary locking compression nail for the treatment of an olecranon fracture. Oper Orthop Traumatol. 2006 Sep;18(3):199-213
- 29 Germann, G., Wind, G., Harth, A.: Der DASH-Fragebogen Ein neues Instrument zur Beurteilung von Behandlungsergebnissen an der oberen Extremität. Handchir Mikrochir Plast Chir 1999; 31:149-152
- 30 Gicquel, P., Giacomelli, M.C., Karger, C., Clavert, J.M.: Surgical technique and preliminary results of a new fixation concept for olecranon fractures in children. J Pediatr Orthop 2003; May-Jun;23(3):398-401
- 31 Gordon, M.J., Budoff, J.E., Yeh, M.L., Luo, Z.P., Noble, P.C.: Comminuted olecranon fractures: a comparison of plating methods. J Shoulder Elbow Surg 2006; Jan-Feb;15(1):94-99.
- 32 Gustilo, R.B., Anderson, J.T.: Prevention of infection in the treatment of one thousand and twenty-five open fractures of long bones. Retrospective and prospective analysis. J Bone Joint Surg Am 1976; Jun;58(4):453-8
- Gustilio, R.B., Mendoza, R.M., Williams, D.N.: Problems in the management of type III (severe) open fractures: a new classification of type III open fractures. J Trauma 1984; 24:742-746
- 34 Halls, A.A., and Travill, A.A.: Transmission of pressure across the elbow joint. Anat Rec 1964; Nov;150:243-7
- 35 Heim, U., Pfeiffer, K.M.: Internal fixation of small fractures: technique recommended by the ASIF- Group. New York: Springer; 1974. p734.
- 36 Helm, H.R., Hornby, R., Miller, S.W.: The complications of surgical treatment of displaced fractures of the olecranon. Injury 1987;18:48-50
- 37 Hertel, P.: Knöcherne Verletzungen des Ellenbogengelenkes. Traumatologie,
  3. Schulter und obere Extremität, Band 10, Urban und Schwarzenberg,
  München 1991
- 38 Herzog, K.: Körperbau und Bewegung. 1981 Ferdinand Enke; Stuttgart
- 39 Hofbauer, F., Licen, D., Roka, R.: Olecranonbrüche und ihre Behandlungsergebnisse. Arch Orthop Unfall-Chir 1976; 84, 235- 247
- 40 Hofmann, A.: Klinische und Röntgendiagnostik der Ellenbogenverletzungen. Schriftreihe Unfallmed 1979; 38, 131- 136

- 41 Horner, S.R., Sadasivan, K.K., Lipka, J.M., and Saha, S.: Analysis of mechanical factors affecting fixation of olecranon fractures. Orthopedics 1989; Nov;12(11):1469-1472
- 42 Hume, M.C., Wiss, D.A.: Olecranon fractures. A clinical and radiographic comparison of tension band wiring and plate fixation. Clin Orthop Relat Res 1992; Dec;(285):229-235.
- 43 Hutchinson, D.T., Horwitz, D.S., Ha, G., Cameron, W.T., Bachus, K.N.: Cyclic loading of olecranon fracture fixation constructs. J Bone Joint Surg 2003; 85-A: 831-837
- 44 Ikeda, M., Sugiyama, K., Kang, C., Takagagi, T., Oka, Y.: Comminuted fractures of the radial head. Comparison of resection and internal fixation. J Bone Joint Surg Am 2005; 87:76-84
- 45 Jensen, C.M., Olsen, B.B.: Drawbacks of traction-absorbing wiring (TAW) in displaced fractures of the olecranon. Injury 1986; 17:174-175
- 46 Johnson, R.P., Roetker, A., Schwab, J.P.: Olecranon fractures treated with AO srew and tension bands. Orthopedics 1986; Vol.9,No.1:66-68
- 47 Johnston, G.W.: A follow-up of one-hundred cases of fracture of the head of the radius with a review of the literature. Ulster.Med.J 1962; Jun 1;31:51-56
- 48 Josten, C., Korner, J.: Frakturen und Luxationen am proximalen Unterarm Trauma Berufskh 2000; 2 Suppl 2: 194-198
- 49 Jupiter, J.B., Mehne, D.K.: Trauma of the adult elbow of the distal humerus. In: Skelettal trauma. Fractures, dislocations ,ligamentous injuries (eds. Browner, B.D., Jupiter, J.B., Levine, A.M., Trafton, P.G.) Philladelphia: WB Saunders 1992;1: 1125-1176
- 50 Juutilainen, T., Pätiälä,H., Rokkanen, P., and Tötmälä, P.: Biodegradable wire fixation in olecranon and patella fractures combined with biodegradable screw or plug and compared with metallic fixation. Arch Orthop Trauma Surg 1995; 114(6):319-323
- 51 Kamineni, S., Hirahara, H., Pomianowski, S., Neale, P.G., O'Driscoll, S.W., ElAttrache, N., An, K.N., and Morrey, B.F.: Partial posteromedial olecranon resection: a kinematic study. J Bone Joint Surg Am 2003; Jun;85-A(6):1005-1011
- 52 Karlsson, M.K., Hasserius, R., Karlsson, C., Besjakov, J., Josefsson, P.O.: Fractures of the olecranon: a 15- to 25-year followup of 73 patients. Clin Orthop Relat Res 2002; Oct;(403):205-212

- 53 Knußmann, R.: Vergleichende Biologie des Menschen. 1996; 2. Aufl., Gustav Fischer; Stuttgart, Jena, Lübeck
- 54 König, S., Kwasny, O., Kilga, M., Hertz, H.: Olecranonfrakturen. Acta Chir Austr 1990; 84 Suppl: 36- 40
- 55 Koslowsky, T.C., Gausepohl, T., Mader, C., Heck, S., Pennig, D.: Treatment of displaced proximal fifth metatarsal fractures using a new one-step-fixation technique. J Trauma, 2009, im Druck
- 56 Koslowsky, T.C., Mader, K., Dargel, J., Koebke, J., Hellmich, M., Pennig, D.: Reconstruction of a Mason type-III fracture of the radial head using four different fixation techniques. J Bone Joint Surg 2007;89-B, No.11, 1545-1550
- 57 Koslowsky, T.C., Mader, K., Gausepohl, T., Pennig, D.: Reconstruction of Mason type-III and type-IV radial head fractures with a new fixation device: 23 patients followed 1-4 years. Acta Orthop 2007; Feb;78(1):151-156
- 58 Koslowsky, T.C., Mader, K., Kirchner, S., Gausepohl, T., Pennig, D.: Treatment of medial malleolar fractures using fine threaded K – wires. A new operative technique. J Trauma 2007; 62 (1) : 258-261.
- 59 Krämer, K.-L., Maichl, F.-P.: Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie. 1993; Thieme; Stuttgart, New York
- 60 Landsmann, A., Chang, T.: Can synthetic bone models approximate the mechanical properties of cadaveric first metatarsal bone ? J Foot Ankle Surg 1998; 37:122-127
- 61 Leonhardt, H., Tillmann, B., Töndury, G., Zilles, K., (Hrsg.): Rauber/Kobsch Anatomie des Menschen (Band 1), Thieme, Stuttgart 1987
- 62 Lorenz, R.: Gibt es die typische Olecranonfraktur? Fortschr Röntgenstr 1981; 135, 6: 699- 703
- 63 Lugger, L.-J., Russe, O.: Olecranonfrakturen, Ursachen und Formen Hefte Unfallheilkd 1982; 155, 83- 96
- 64 Mac Ausland, W.R.: The treatment of fractures of the olecranon by longitudinal screw or nail fixation. Ann Surg 1942;116:293-296
- 65 Macko, M.D., Szabo, R.M.: Complications of tension-band wiring of the olecranon fractures. J Bone Joint Surg 1985; 67-A :1397-1401

- 66 Mason, M.L.: Some observations on fracture of the head of the radius with a review of hundred cases. Br.J.Surg 1954; Sep;42(172):123-132
- 67 McKeever, F.M., and Buck, R.M.: Fracture of the olecranon process of the ulna: treatment by excision of fragment and repair of triceps tendon. JAMA 1947; 135:1-5
- 68 Meuli, H. Ch.: Röntgenbeurteilung des Ellenbogengelenks. Der Orthopäde 1981; 10: 256- 263
- 69 Moll, K.J., Moll, M.: Anatomie. 1995; 14. Aufl., Jungjohann; Neckarsulm, Lübeck, Ulm
- 70 Molloy, S., Jasper, L.E., Elliott, D.S., Brumback, R.J., Belkoff, S.M.: Biomechanical evaluation of intramedullary nail versus tension band fixation for transverse olecranon fractures. J Orthop Trauma 2004; Mar;18(3):170-174
- 71 Moore, K.L.: Grundlagen der medizinischen Embryologie. 1996; 2. Aufl., Ferdinand Enke; Stuttgart
- 72 Morrey, B.F.: Currents concepts in the treatment of fractures of the radial head, the olecranon, and the coronoid. J Bone Joint Surg 1995; 77-A: 316-327
- 73 Morrey, B.F.: The elbow and it's disorders. 2009; 4. Aufl., W.B. Saunders; Philadelphia
- 74 Müller, M.E., Allgöwer, M., Schneider, R., Willenger, H.: Manual of internal fixation. Techniques recommended by the AO-group. 1979; 2<sup>nd</sup> ed. New York: Springer Verlag
- 75 Müller, M.E., Allgöwer, M., Schneider, R., and Henegger, H.W. (eds.): Manuanl of internal fixation: Techniques recommended by the AO-ASIF Group. 1991; 3<sup>rd</sup> ed. New York, Springer Verlag
- 76 Müller, M., E., Allgöwer, A., Willenegger, H.: Techniken der operativen Frakturbehandlung. Springer, Berlin 1963
- 77 Müller, M.E., Nazarian, S., Koch, P., Schatzker, J: Classification of fractures. 1990; Springer; Berlin, Heidelberg, New York
- 78 Nowinski, R.J., Nork, S.E., Segina, D.N., and Benirschke, S.K.: Comminuted fracture-dislocations of the elbow treated with an AO wrist fusion plate. Clin Orthop Relat Res 2000; Sep;(378):238-44
- 79 Oestern, H.-J., Tscherne, H., Olecranonfracturen, Therapie und Ergebnisse. Unfallheilkunde 1982; 155, 97- 109

- 80 Prayson, M.J., Williams, J.L., Marshall, M.P., Scilaris, T.A., Lingenfelter, E.J.: Biomechanical comparison of fixation methods in transverse olecranon fractures. J Orthop Trauma 1997; 11(8): 565-572
- 81 Rohen, J.W.: Topographische Anatomie. 2000; 10. Aufl., Schattauer; Stuttgart
- 82 Rohen, J.W., Lütjen-Drecoll, E.: Funktionelle Anatomie des Menschen. 2001; 10. Aufl., Schattauer; Stuttgart
- 83 Romero, J.M., Miram, A., Jensen, C.H.: Complication and reoperation rate after tenson-band wiring of the olecranon fractures. J Orthop Sci 2000; 5:318-320
- 84 Rommens, P.M., Kuchle, R., Schneider, R.U., Reuter, M.: Olecranon fractures in adults: factors influencing outcome. Injury 2004; Nov;35(11):1149-1157.
- 85 Rommens, P.M., Schneider, R.U., Reuter, M.: Functional results after operative treatment of olecranon fractures. Acta Chir Belg 2004; Apr;104(2):191-197.
- 86 Rovinsky, D., Haskel, A., Liu, Q., Paiement, G.D., Robinovitch, S.: Evaluation of a new method of small fragment fixation system in a medial malleolus fracture model. J Orthop Trauma 2000; 14: 420-425
- 87 Schatzker, J.: Fractures of the distal end of the humerus, In: Schatzker, J., Tile, M. [Hrsg]: The rationale of operative fracture care. 1987; Springer; Berlin, Heidelberg, New York
- 88 Schiebler, T.H., Schmidt, W., Zilles, K.: Anatomie. 1995; 6. Aufl., Springer; Berlin, Heidelberg, New York
- 89 Schweiberer, L.: Begleitverletzungen Diskussionsbemerkungen, Hefte Unfallheilkd 1982; 155, 80- 81
- 90 Siewert, J.R.: Chirurgie. 2001; 7. Aufl. Springer; Berlin, Heidelberg, New York
- 91 Sobotta, J.: Atlas der Anatomie des Menschen, Band 1, Urban und Schwarzenberg, München 1993
- 92 Tejwani, N.C., Garnham, I.R., Wolinsky, P.R., Kummer, F.J., Koval, K.J.: Posterior olecranon plating: biomechanical and clinical evaluation of a new operative technique. Bull Hosp Jt Dis 2002-2003;61(1-2):27-31
- 93 Tittel, K.: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. 2000;13. Aufl., Urban & Fischer; München, Jena
- 94 Uslu, N.: Nebenbewegungen im Humeroulnargelenk. Dissertation aus dem Zentrum Anatomie der Universität zu Köln, 1993

- 95 Viernstein, K., Keyl, W.: Die Fragmentexstirpation bei Olekranonfrakturen Z Orthop 1966; 102, 119-125
- 96 van Riet, R.P., Morrey, B.F., O'Driscoll, S.W., and van Glabbeek, F.: Associated injuries complicating radial head fractures. A demographic study. Clin.Orthop.Relat.Res 2005; Dec;441:351-5
- 97 Villanueva, P., Osorio, F., Commessatti, M., Sanchez-Sotelo, J.: Tension-band wiring for olecranon fractures: analysis of risk factors for failure. J Shoulder Elbow Surg 2006; May-Jun;15(3):351-356.
- 98 Wang, A.A., Mara, M., Hutchinson, D.T.: The proximal ulna: An anatomic study with relevance to olecranon osteotomy and fracture fixation. J Shoulder Elbow Surg 2003; May-Jun;12(3):293-296.
- 99 Weber, B.G.: Grundlagen und Möglichkeiten der Zuggurtungsosteosynthese. Der Chirurg 1964; 35, 81- 86
- 100 Weber, B.G., Vasey, H.: Osteosynthese bei Olecranonfraktur. Unfallmedizinische Berufskrankheiten 1963; 2: 90-96
- 101 Wentzensen, A.: Proximale Ulna- und Olekranonfraktur. Trauma Berufskrankh 2000; 2 (Suppl 1), 57- 60
- 102 Wolfgang, G., Burke, F., Bush, D., Parenti, J., Perry, J., LaFollet, B., and Lillmars, S.: Surgical treatment of displaced olecranon fractures by tension band wiring technique. Clin Orthop Relat Res 1987; Nov;(224):192-204
- 103 Wu, C.C., Tai, C.L., and Shih, C.H.: Biomechanical comparison for different configurations of tension band wiring techniques in treating an olecranon fracture. J Trauma 2000; Jun;48(6):1063-1067

## 7 Anhang : Nachuntersuchungsbogen Olecranonfraktur

<u>Patientendaten</u>			
Name, Vorname:			
Geburtsdatum:			
Geschlecht:	weiblich	männlich	
Unfalltag:			
Frakturtyp:			
Begleitverletzung:			
Operationstag:			
Operation:			
Verletzte Seite:	rechts	links	
Händigkeit:	rechts	links	
Unfallursache:	Freizeit/Alltagsunfall	Sportunfall	Arbeitsunfall

Tag der Nachuntersuchung:

## Score nach Morrey

### Schmerz: (30 Punkte)

Schmerzsituation	Punkte	
Keine Schmerzen	30	
Leichter Schmerz, kontinuierliche Aktivität, keine Medikation	25	
Moderater Schmerz, gelegentliche Aktivität, leichte Medikation	15	
Mittelstarke bis starke Schmerzen, regelmäßige Medikation	10	
Starke ständige Schmerzen, deutlich limitierte Aktivität	5	
Komplette Behinderung durch starke Schmerzen	0	
Erreichter Wert		
Kraft: (15 Punkte)		
Kraftsituation	Punkte	
Flexion	0-5	
Extension	0-4	
Pronation	0-3	
Supination	0-3	
Erreichter Wert		
Beweglichkeit: (37 Punkte)	•	

Extension	Punkte	
0-10 Grad	8	
10-30 Grad	7	
30-50 Grad	5	
50-70 Grad	2	
70-90 Grad	0	
Erreichter Wert		

Flexion	Punkte	
0-30 Grad	0	
30-50 Grad	3	
50-70 Grad	6	
70-90 Grad	9	
90-100 Grad	11	
100-110 Grad	13	
110-120 Grad	15	
>120 Grad	17	
Erreichter Wert		

Pronation/Supination		
0,1 Punkt pro Grad Pronation	max. 6	
0,1 Punkt pro Grad Supination,	max. 6	
Erreichter Wert		

### Innstabilität: (6 Punkte)

Anterior/Posterior	Punkte	
Keine	3	
Mild, <5mm, <5 Grad	2	
Moderat, <10mm, < 10 Grad	1	
Stärker, >10mm, >10 Grad	0	
Erreichter Wert		

Medial/Lateral	Punkte	
Keine	3	
Mild, <5mm, <5 Grad	2	
Moderat, <10mm, < 10 Grad	1	
Stärker, >10mm, >10 Grad	0	
Erreichter Wert		

# Funktion: (12 Punkte)

Funktion	Punkte	
Hosentasche benutzen	1	
Aufstehen vom Stuhl	1	
Analhygiene	1	
Axilla der Gegenseite waschen	1	
Essen mit Besteck	1	
Haare kämmen	1	
Tragen von ca. 5 kg mit anliegendem Arm	1	
Anziehen	1	
Ziehen	1	
Werfen	1	
Verrichten normaler Arbeiten	1	
Sportliche Betätigung	1	
Erreichter Wert		

# Ansprechen der Therapie.

Vergleich der Beschwerden	Punkte	
Viel besser	3	
Besser	2	
Gleich	1	
Schlechter	0	
Nicht zu erheben		
Erreichter Wert		

### Gesamtwert im Morrey-Score: Beurteilung:

95-100 Punkte	Exzellent
80-95 Punkte	Gut
50-80 Punkte	Mäßig
< 50 Punkte	Schlecht

## DASH-Score

Schwierigkeiten	Keine	Wenig	Merklich	Erheblich	Nicht	
_			aber		möglich	
			machbar		_	
Marmeladenglas öffnen	1	2	3	4	5	
Schreiben	1	2	3	4	5	
Schlüssel umdrehen	1	2	3	4	5	
Mahlzeit zubereiten	1	2	3	4	5	
Schwere Türe aufstoßen	1	2	3	4	5	
Etwas auf ein Regal über	1	2	3	4	5	
Kopfhöhe stellen						
Schwere Hausarbeit	1	2	3	4	5	
(Boden putzen, Wände						
abwaschen)						
Garten- oder Hofarbeiten	1	2	3	4	5	
Betten machen	1	2	3	4	5	
Einkaufstüte oder	1	2	3	4	5	
Aktenkoffer tragen						
Schwere Gegenstände	1	2	3	4	5	
tragen >10kg						
Glühbirne über Kopf	1	2	3	4	5	
auswechseln						
Haare waschen und	1	2	3	4	5	
föhnen						
Rücken waschen	1	2	3	4	5	
Pullover anziehen	1	2	3	4	5	
Lebensmittel mit Messer	1	2	3	4	5	
schneiden						
Freizeitaktivitäten mit	1	2	3	4	5	
wenig körperlicher						
Anstrengung (Karten						
spielen, Stricken)						
Freizeitaktivitäten mit	1	2	3	4	5	
mehr körperlicher						
Anstrengung (Tennis,						
Heimwerken)						
Freizeitaktivitäten mit	1	2	3	4	5	
freier Bewegung des						
Armes (Badminton,						
Frisbee, Squash)						
Am Straßenverkehr	1	2	3	4	5	
teilnehmen, öffentliche						
Verkehrsmittel benutzen,						
Platzwechsel						
Sexuelle Aktivitäten	1	2	3	4	5	

In welchem Ausmaß haben Ihre Schulter- Arm- oder Handprobleme Ihren normalen sozialen Kontakt zu Familie, Freunden, Nachbarn oder anderen Gruppen während der letzten Woche beeinflusst?

überhaupt nicht	kaum	merklich	deutlich	extrem	
1	2	3	4	5	

Waren Sie in der vergangenen Woche durch Ihre Schulter- Arm- oder Handprobleme in Ihrer Arbeit oder anderen täglichen Aktivitäten eingeschränkt?

überhaupt nicht	kaum	merklich	deutlich	extrem	
1	2	3	4	5	

Einschätzung der Schwere folgender Symptome in der letzten Woche:

	keine	wenig	mittel	erheblich	extrem	
Schmerzen in Schulter,	1	2	3	4	5	
Arm oder Hand						
Schmerzen in Schulter,	1	2	3	4	5	
Arm oder Hand nach						
bestimmten Tätigkeiten						
Kribbeln (Nadelstiche) in	1	2	3	4	5	
Schulter, Arm oder Hand						
Schwächegefühl in	1	2	3	4	5	
Schulter, Arm oder Hand						
Steifheit in Schulter, Arm	1	2	3	4	5	
oder Hand						

Hatten Sie in der letzten Woche Schlafstörungen wegen der Schmerzen in Schulter, Arm oder Hand?

keine	wenig	merkliche	erhebliche	nicht schafen können	
1	2	3	4	5	

Durch meine Probleme in Schulter, Arm oder Hand fühle ich mich weniger fähig, mein Selbstvertrauen ist eingeschränkt und ich kann mich weniger nützlich machen.

Stimme	Stimme nicht	Weder	Stimme zu	Stimme sehr	
überhaupt	zu	Zustimmung		zu	
nicht zu		noch			
		Ablehnung			
1	2	3	4	5	

Auswertung: (Summe-30)/1.2

### Gesamtwert im DASH-Score:

## <u>8 Lebenslauf</u>

Persönliche Daten:	Rüdiger Schadt
Geburtsdatum:	05.10.1974
Geburtsort:	Köln
Eltern:	Helmut Schadt, Bankangestellter Helene Schadt geb. Schiffer
Familienstand: Konfession:	ledig römisch-katholisch

## Schulausbildung und Studium:

1981-1985 1985-1991 1991-1994	Clemens-Grundschule, Kerpen-Horrem Leibniz-Gymnasium, Kerpen-Horrem Gutenberg-Gymnasium, Bergheim Abschluss: Allgemeine Hochschulreife
1994-1995 1995-2001	Zivildienst, Sana-Krankenhaus, Hürth Studium der Humanmedizin an der Universität zu Köln Ärztliche Vorprüfung 09/1997 I. Abschnitt der ärztlichen Prüfung 09/1998 II. Abschnitt der ärztlichen Prüfung 09/2001
2001-2002	Praktisches Jahr am St. Elisabeth-Krankenhaus Köln-Hohenlind, Wahlfach: Urologie III. Abschnitt der ärztlichen Prüfung 12/2002
Berufliche Tätigkeit:	
01/2003-06/2004	Tätigkeit als Arzt im Praktikum, Abteilung für Chirurgie St. Elisabeth-Krankenhaus, Köln-Hohenlind, Chefarzt Prof. Dr. med. Siedek
07/2004-12/2005	Tätigkeit als Assistenzarzt in Weiterbildung in der Klinik für Chirurgie des St. Elisabeth-Krankenhaus, Köln- Hohenlind
01/2006-09/2007	Tätigkeit als Assistenzarzt in Weiterbildung in der Klinik für Chirurgie des St. Elisabeth-Krankenhaus, Köln- Hohenlind
Seit 10/2007	Chefarzt PD Dr.med. Krieglstein Tätigkeit als Assistenzarzt in Weiterbildung in der Klinik für Hand-, Unfall-, und Wiederherstellungschirurgie und Orthopädie des St. Vinzenz-Hospital, Köln Chefarzt Prof. Dr.med. Pennig