

**Aus der Klinik für Chirurgie des Stütz- und Bewegungsapparates
- Sektion für Unfallchirurgie, Labor für Biomechanik -
der Universität zu Lübeck
Direktor: Prof. Dr. med. Christian Jürgens**

**Vergleichende biomechanische Testung konventioneller
Osteosyntheseverfahren bei Processus coronoideus ulnae Frakturen
gegenüber einer neuentwickelten anatomisch vorgeformten winkelstabilen
Titanplatte am Kunstknochen**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der Universität zu Lübeck
- Aus der Sektion Medizin -

vorgelegt von
Jörn Bogun
aus Dresden

Lübeck 2013

1. Berichterstatter/Berichterstatterin: PD Dr. med. Arndt Peter Schulz

2. Berichterstatter/Berichterstatterin: Prof. Dr. med. Stefan Farke

Tag der mündlichen Prüfung: 02.04.2014

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 02.04.2014

- Promotionskommission der Sektion Medizin -

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
1.1	Fragestellung und Zielsetzung	6
1.2	Anatomische Grundlagen	7
1.2.1	Anatomie und Funktion des Ellenbogengelenkes	7
1.2.2	Anatomie und Funktion des Processus coronoideus ulnae	14
1.3	Klinische Grundlagen	16
1.3.1	Frakturentstehung	16
1.3.2	Frakturklassifikation	19
1.3.3	Diagnostik	20
1.3.4	Frakturbehandlung	22
1.4	Mechanische Grundlagen	28
1.4.1	Prinzip der Winkelstabilität	28
1.4.2	Titan und Titanlegierungen	29
1.4.3	Begriffsdefinitionen	31
2	Material und Methoden	34
2.1	Das Osteosynthesematerial	34
2.1.1	Koronoid-Platte	34
2.1.2	AO-Platte	35
2.1.3	Kanülierte Schrauben	35
2.2	Der Kunstknochen	36
2.3	Das Frakturmodell	37
2.4	Der Testaufbau	37
2.4.1	Konstruktion des Prüfstandes	38
2.4.2	Probenpositionierung	39
2.4.3	Testaufbau für die quasistatische Testung	40
2.4.4	Testaufbau für die dynamische Testung	41
2.4.5	Testaufbau für die Zerstörungsprüfung	43
2.5	Versagenskriterien	44
2.6	Statistische Methoden	44

3	Durchführung	45
3.1	Kürzen der Kunstknochen	45
3.2	Einbetten der Kunstknochen	45
3.3	Anfertigung der Osteosynthesen	46
3.3.1	Koronoid-Plattenosteosynthese	46
3.3.2	AO-Plattenosteosynthese	47
3.3.3	Schraubenosteosynthese	49
3.4	Durchführung der Osteotomien	50
3.5	Quasistatische Testung	50
3.6	Dynamische Testung	52
3.7	Zerstörungsprüfung	53
4	Ergebnisse	55
4.1	Ergebnisse der Quasistatischen Testung	55
4.2	Ergebnisse der Dynamischen Testung	57
4.3	Ergebnisse der Zerstörungsprüfung	59
5	Diskussion	62
5.1	Kunstknochen	63
5.2	Frakturmodell	64
5.3	Osteosynthesen	65
5.4	Testaufbau	67
5.5	Versagenskriterien	69
5.6	Statistik	69
5.7	Durchführung	70
5.8	Ergebnisse	71
5.8.1	Quasistatische Testung	71
5.8.2	Dynamische Testung	72
5.8.3	Zerstörungsprüfung	73
6	Zusammenfassung	75
7	Literaturverzeichnis	76
8	Anhang	85
9	Danksagung	86
10	Lebenslauf	87

1 Einleitung

Der Trend der osteosynthetischen Versorgung, insbesondere gelenknaher Frakturen, wandelt sich in den letzten Jahren hin zu anatomisch vorgeformten winkelstabilen Titanplatten. Erste winkelstabile Systeme kamen bereits seit Mitte der 80er Jahre an der Wirbelsäule zur Anwendung. Für die Osteosynthese von Röhrenknochen werden diese seit Anfang der 90er Jahre eingesetzt.

Sie überzeugen durch ihre Vorteile bei der Versorgung von anspruchsvollen Mehrfragmentfrakturen und bei osteoporotischem Knochen. Dabei lässt sich durch die anatomische Vorformung eine größere Abstützung der Frakturfragmente nach der Reposition erzielen. Die Winkelstabilität der eingebrachten Schrauben sorgt für eine höhere Stabilität bei der Fixation der einzelnen Fragmente insbesondere bei rein spongiöser Verankerung der Schrauben im metaphysären Bereich.

Insgesamt kann dadurch eine höhere Primärstabilität der Osteosynthese erreicht werden. Das wiederum ermöglicht eine frühzeitigere funktionelle Beübung der betroffenen Gelenke, wodurch dauerhafte Bewegungseinschränkungen mit den entsprechenden Funktionseinbußen im Alltag vermieden werden können.

Es wurden bereits vielfältige Implantate für die häufigsten Frakturen entwickelt und finden heutzutage standardmäßig im unfallchirurgischen Alltag ihre Anwendung.

Bei selteneren Frakturen jedoch besteht durchaus noch Entwicklungsbedarf für derartige Implantate. So stehen für die Versorgung von Processus coronoideus Frakturen am Ellenbogengelenk bisher nur die ante- oder retrograde Schraubenosteosynthese mittels kanülierten Titan-Kleinfragmentschrauben und eine L-förmige Miniplatte aus Stahl zur Verfügung [48] [59]. Selten kommt auch eine Nahtfixation in Lassotechnik über retrograde Bohrkanäle zur Anwendung [62]. Wünschenswert wäre jedoch insbesondere für die Versorgung mehrfragmentärer Frakturen und bei osteoporotischem Knochen eine anatomisch vorgeformte Platte, die durch eine flächenhafte Abstützung des Koronoids, kombiniert mit einer winkelstabilen Verankerung nicht nur ein Osteosyntheseversagen verhindert, sondern auch eine übungsstabile Versorgung ermöglicht. Außerdem sollten benachbarte anatomische Strukturen weitestgehend geschont und eine Refixation von Kapsel- und Bandstrukturen erleichtert werden.

Aus dieser Motivation heraus wurde in der Sektion für Unfallchirurgie der Klinik für Chirurgie des Stütz- und Bewegungsapparates des Universitätsklinikums Lübeck

eine entsprechende Platte entwickelt und von der Firma Litos (Ahrensburg / Deutschland) als Pilotserie zur Testung hergestellt.

1.1 Fragestellung und Zielsetzung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die neu entwickelte Platte biomechanisch auf ihre Eignung zu testen sowie die ihr prognostizierten Vorteile gegenüber den beiden oben genannten konventionellen Methoden zu verifizieren.

Dies soll nach bewährten und allgemein anerkannten Methoden der Ingenieurwissenschaften, hier speziell der Biomechanik, erfolgen.

Ein extra für diese konkrete Fragestellung im hiesigen Biomechaniklabor entwickelter Prüfstand soll dabei zur Anwendung kommen.

Erklärtes Ziel ist es auch die Platte durch eventuelle Modifikationen zur Marktreife zu führen und nach Abschluss des Testdurchlaufs die Zertifizierung nach dem Medizinproduktegesetz für die allgemeine Zulassung zu erreichen.

1.2 Anatomische Grundlagen

1.2.1 Anatomie und Funktion des Ellenbogengelenkes

Das Ellenbogengelenk (*Articulatio cubiti*) wird von den drei miteinander artikulierenden Knochen Humerus, Ulna und Radius gebildet.

Dabei unterscheidet man drei Teilgelenke:

- Das *Articulatio humeroulnaris*, das mit der von Processus coronoideus und Processus olecrani umfassten Trochlea humeri ein Scharniergelenk bildet,
- das *Articulatio humeroradialis*, welches zwischen Capitulum humeri und Capitulum radii ein Drehscharniergelenk bildet und
- das *Articulatio radioulnaris proximalis*, das zwischen Capitulum radii und der Incisura radialis ulnae, stabilisiert durch das Ligamentum anulare radii, ein Radgelenk bildet. (siehe Abb. 1)

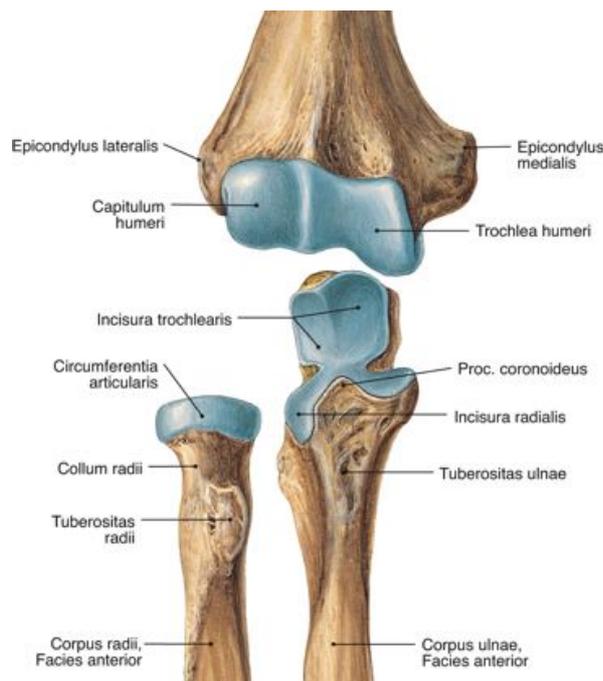


Abb. 1 Ellenbogengelenk von ventral: Skelettanteile

(aus Sobotta „Atlas der Anatomie des Menschen“ Elsevier 2007)

Alle drei Teilgelenke werden von einer Gelenkkapsel umgeben und bilden zusammen eine Funktionseinheit, die sowohl die Beugung und Streckung als auch die Umwendbewegung im Ellenbogengelenk ermöglicht.

Die Gelenkkapsel wird durch drei Bandstrukturen verstärkt:

- Das *Ligamentum collaterale ulnare* zieht fächerförmig vom Epicondylus humeri medialis als Pars anterior zum Processus coronoideus und als Pars posterior zum Olecranon.
- Das *Ligamentum collaterale radiale* zieht vom Epicondylus humeri laterale mit zwei Schenkeln vorn und hinten in das Ligamentum anulare.
- Das *Ligamentum anulare radii* umgreift zirkumferent das Radiusköpfchen und inseriert ventral und dorsal in der Incisura radialis ulnae. (siehe Abb. 2)

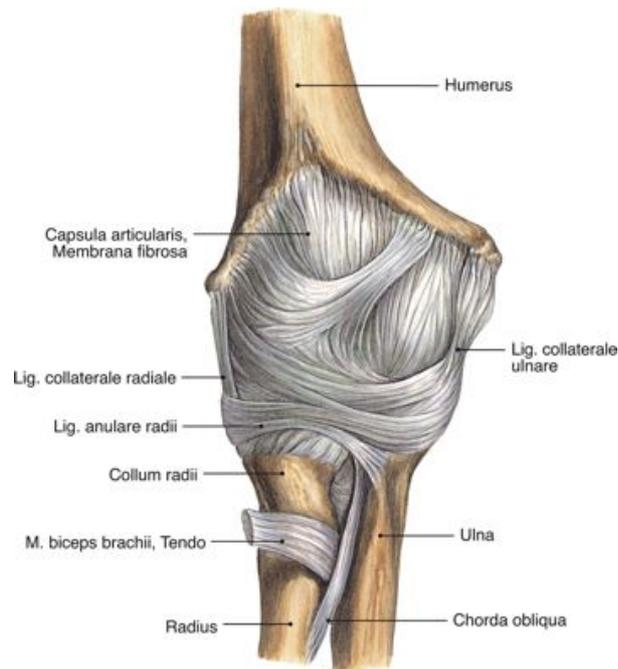


Abb. 2 Ellenbogengelenk von ventral: Kapsel und Bänder

(aus Sobotta „Atlas der Anatomie des Menschen“ Elsevier 2007)

Die Stabilisierung des Gelenkes wird sowohl ossär durch die Kongruenz des Humeroulnar- und des Humeroradialgelenkes als auch ligamentär durch die ulnaren und radialen Kollateralbänder gewährleistet.

Dabei wird das Gelenk gegen Varusstress in 0° Extension zu 55% und in 90° Flexion sogar zu 75% durch das Humeroulnargelenk, insbesondere den Processus coronoideus, stabilisiert. Valgusstress hingegen wird in Extension zu etwa gleichen Anteilen vom medialen (ulnaren) Kollateralband, der anterioren Kapsel und dem Radiusköpfchen kompensiert. In Flexion ist das mediale Kollateralband mit 55% der wesentliche Stabilisator. Distraktionskräfte werden in

Extension zu 85% durch die anteriore Kapsel und in Flexion zu 78% durch das mediale Kollateralband abgefangen. [68]

Die ventrodorsale Zentrierung erfolgt dynamisch durch das Gleichgewicht der Zugkräfte der gelenknah ansetzenden Flexoren (M. biceps brachii, M. brachialis, M. brachioradialis, M. pronator teres, M. extensor carpi radialis) und Extensoren (M. triceps brachii, M. anconeus, M. flexor und extensor carpi ulnaris) sowie in Streckstellung durch die dann angespannte Gelenkkapsel [5]. (siehe Abb. 3)

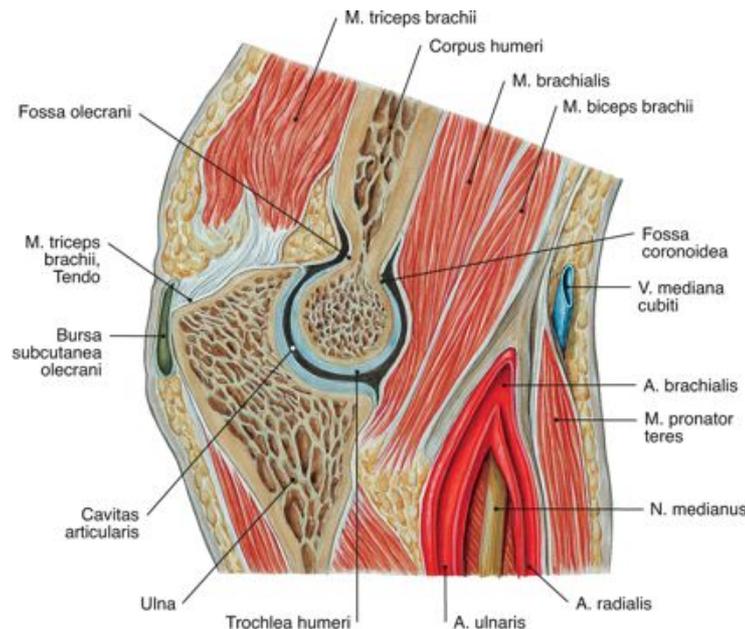


Abb. 3 Ellenbogengelenk sagittaler Schnitt: Muskulatur

(aus Sobotta „Atlas der Anatomie des Menschen“ Elsevier 2007)

Insgesamt wirken 24 verschiedene Muskeln auf das Ellenbogengelenk ein.

In unmittelbarer Nähe zum Gelenk verlaufen die drei Nerven des Arms N. radialis, N. medianus und N. ulnaris sowie die A. brachialis, die sich hier in ihre beiden Äste A. radialis und A. ulnaris teilt und die V. cephalica, die V. basilica und die V. mediana cubiti. Dies ist von hoher Bedeutung für die Präparation der chirurgischen Zugangswege.

Das Ellenbogengelenk erlaubt die Bewegung in zwei Ebenen. Zum einen die Extension/Flexion, die um eine transversale, durch die Trochlea humeri und das Capitulum radii verlaufende Achse erfolgt, zum anderen die Pronation/Supination, die um eine im Unterarm proximal durch das Capitulum radii und distal durch das Caput ulnae verlaufende Längsachse erfolgt.

Physiologisch beträgt der Bewegungsumfang der Extension/Flexion nach der Neutral-Null-Methode 0-0-145° und der Pronation/Supination 75-0-85°.

Die meisten Alltagsbewegungen erfordern jedoch nur einen Bewegungsumfang von 0-30-130° für die Extension/Flexion und 50-0-50° für die Pronation/Supination entsprechend der 100° Regel nach Morrey [69].

Die humeroulnare Gelenkachse weist in der Frontalebene eine Valgus-Kippung von 4-8° auf und ist in der Horizontalebene 3-8° innenrotiert. Außerdem ist die Gelenkfläche in der Sagittalebene 30-35° zur Humerusschaftachse nach ventral geneigt. [64] (siehe Abb. 4)

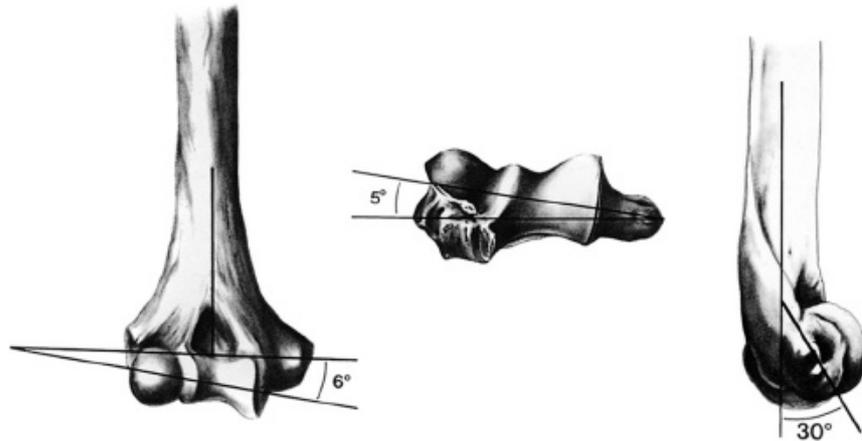


Abb. 4 Gelenkachsenkippung Trochlea humeri

(aus Morrey & Sanchez-Sotelo „*The Elbow and its Disorders*“ Saunders 1993)

Aus der Kombination der valgischen Kippung der humeroulnaren Gelenkachse und der Krümmung der proximalen Ulna (siehe Abb. 5) resultiert in voller Streckung eine Valgusstellung des Ellenbogengelenkes von 11° [33] [51].

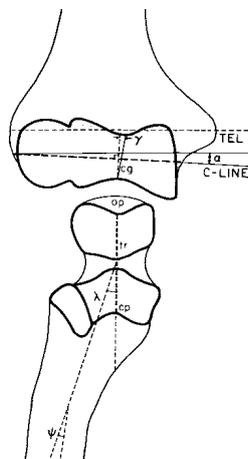


Abb. 5 Krümmungswinkel Alpha und Phi an der proximalen Ulna

(aus Shiba & Sorbie et al. "Geometry of the humeroulnar joint" Journal of Orthopaedic Research 1988)

Die Gelenkflächenneigung der Trochlea humeri, die sogenannte C-Linie, und der Trochleafurche führen bei zunehmender Beugung des Ellenbogengelenkes zu einer Varusstellung von ca. 6° bei 120° Flexion [71]. (siehe Abb. 6)

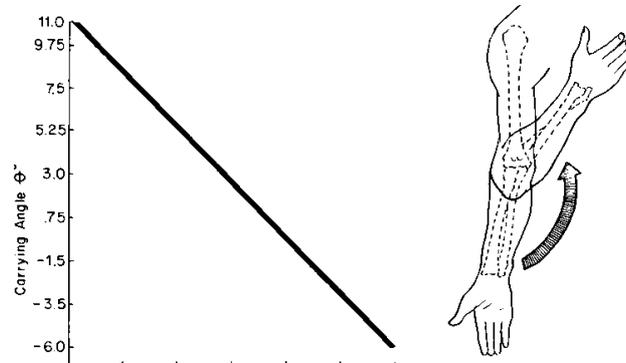


Abb. 6 Linearer Wechsel der Armachse in der Frontalebene bei zunehmender Beugung (aus Morrey & Chao "Passive motion of the elbow joint" Journal of Bone and Joint Surgery 1976)

Die Gelenkfläche der proximalen Ulna umfasst einen Winkel von 180°. Jedoch sind nur durchschnittlich 79° am Koronoid und 76° am Olecranon mit Knorpel überzogen. Die dazwischen liegende, etwa 25° umfassende, Incisura trochlearis ist bei 64% der Erwachsenen knorpelfrei [102] [109].

Die Trochlea humeri ist medial auf 216° und lateral auf 250° mit Knorpel überzogen. Unter Berücksichtigung des vollen Bewegungsausmaßes des Ellenbogengelenkes findet daher ein vollständiger Knorpel-Kontakt zwischen den Gelenkflächen nur zwischen 55° und 115° Flexion statt. Darüber oder darunter reicht entweder das Koronoid oder das Olecranon zunehmend über den knorpeligen Teil der Trochlea hinaus. [102] (siehe Abb. 7)

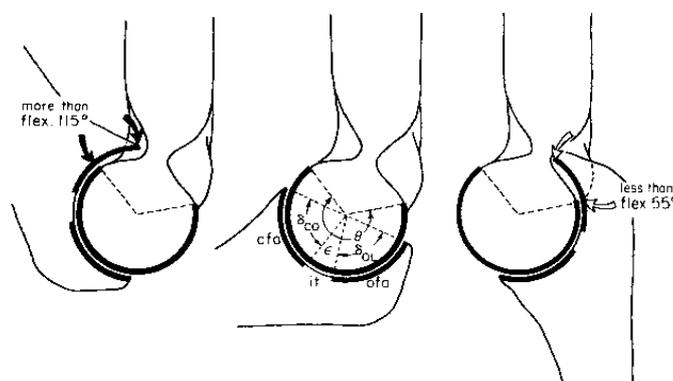


Abb. 7 Verhältnis der Knorpelflächen am humeroulnaren Gelenk (aus Shiba & Sorbie et al. "Geometry of the humeroulnar joint" Journal of Orthopaedic Research 1988)

Eine weitere Arbeit fand heraus, dass der Kontakt des Trochleaknorpels zur ventralen Fläche der Inzisur von 30° bis 90° relativ konstant war, sich jedoch bei 120° Flexion um etwa 30 % der gesamten Gelenkfläche reduzierte, was einer weitgehenden Entlastung des Processus coronoideus in dieser Beugstellung entspricht [30].

In jeder Stellung des Ellenbogengelenkes trifft die über die Ulna auf das Gelenk einwirkende Resultierende etwas volar der tiefsten Stelle der Inzisur auf, so dass die Trochlea in die Inzisur gedrückt wird [87]. Dies bestätigt sich auch durch die Analyse der Muskelwirkungen auf das Ellenbogengelenk [3]. (siehe Abb. 8)

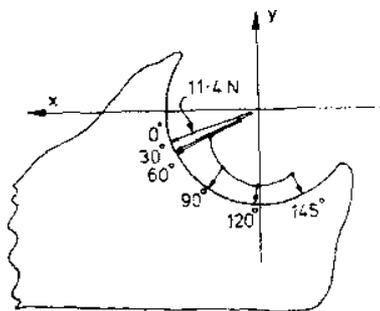


Abb. 8 Resultierende Richtung der Gelenkkraft humeroulnar in Abhängigkeit der Gelenkstellung (aus Amis & Dowson et al. "Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions" Journal of Biomechanics 1980)

Die auf das Ellenbogengelenk einwirkende Belastung beträgt bei 90° gebeugtem Unterarm allein durch die Lagerkraft des Unterarmgewichts etwa das 1,5 - 2-fache desselben [86]. Ursächlich dafür sind die kurzen Hebelarme zwischen Gelenkdrehachse und gelenknahen Muskelansätzen. Dementsprechend sind zur Kompensation von Gewichtskräften, die über den Unterarm als Hebelkraft wirken, höhere Muskelkräfte erforderlich [5]. Diese resultieren dann in einer hohen Druckbelastung im Ellenbogengelenk [13].

So treten bei der Flexion aus voller Extension heraus insbesondere am Beginn der Bewegung Werte vom annähernd 24-fachen der peripher auf Handniveau einwirkenden Kraft auf. Bei der isometrischen Extension aus der Flexion heraus wirken Gelenkkräfte vom bis zu 21-fachen. [3] (siehe Abb. 9)

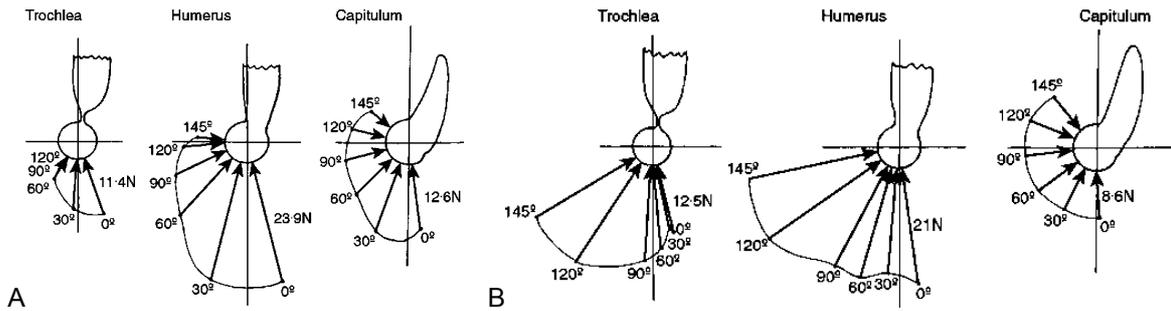


Abb. 9 Resultierende Gelenkkraft in Abhängigkeit der Krafrichtung während der Flexion (A) und während der Extension (B) (aus Amis & Dowson et al. "Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions" Journal of Biomechanics 1980)

Geometrischen Analysen der Gelenkanatomie zeigten, dass das Koronoid und das Olecranon jeweils ein eigenes, voneinander abweichendes Zentrum ihres Krümmungsradius haben [102]. Dies führt dazu, dass es die in idealisierter Weise angenommene homogene Kraftverteilung im Gelenk so nicht gibt [29]. Sie wird vielmehr durch die physiologische Inkongruenz [30] bei niedrigeren Kräften bizenstrisch auf die ventralen und dorsalen Regionen der Cavitas articularis verteilt, so dass sich bei Flexion unter geringer Druckbelastung ein nur partieller Kontakt der Gelenkflächen ergibt. Mit steigender Druckbelastung kommt es zur Zunahme der Kontaktflächengröße [29]. (siehe Abb.10)

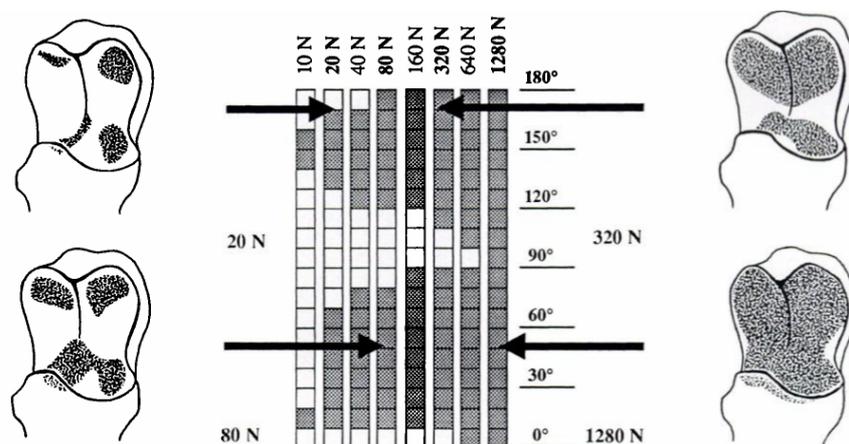


Abb. 10 Größe und Verteilung der humeroulnaren Kontaktflächen bei steigender Externer Druckbelastung in 90° Flexion (aus Eckstein & Lohe et al. "Stress distribution in the trochlear notch - a model of bicentric load transmission through joints" Journal of Bone and Joint Surgery 1994)

Der Prozentsatz der Kontaktfläche variiert dabei in Abhängigkeit vom Typ der Ausbildung einer knöchernen Querfurche in der Mitte der Inzisur. Bei komplett geteilter ventraler und dorsaler Gelenkfläche besteht ein breiterer Kontakt, als bei unvollständig ausgebildeter oder fehlender Querfurche. [28]

Die physiologische Inkongruenz wird auch bedingt durch die variable Knorpeldicke, die in der ventralen und dorsalen Inzisur am stärksten ausgeprägt ist und zentral bei etwa zwei Drittel der Erwachsenen durch mangelnde Druckbelastung zu einer Resorption des Knorpels und partiellen Ersatz durch Knochen führt [61]. Die Schichtdicke des Knorpels beträgt demnach ventral 1,25 bis 1,35 mm, dorsal ca. 1,0 mm und in Höhe der Querfurche weniger als 0,25 mm. [81] (siehe Abb. 11)

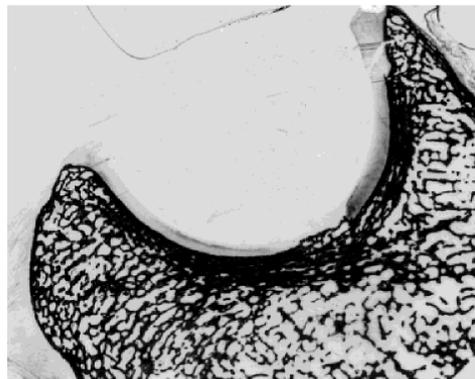


Abb. 11 Dünnschichtpräparat mit knöcherner Querfurche, Knorpeldicke und subchondraler Knochenklorsierung in den mechanisch am stärksten beanspruchten Gelenkabschnitten (aus Milz & Eckstein et al. „*Thickness distribution of the subchondral mineralization zone of the trochlear notch and its correlation with the cartilage thickness: an expression of functional adaptation to mechanical stress acting on the humeroulnar joint?*“ The Anatomical Record 1997)

1.2.2 Anatomie und Funktion des Processus coronoideus ulnae

Wie aus Kadaveruntersuchungen bekannt ist, beträgt die Höhe des Processus coronoideus durchschnittlich 17 mm bzw. 18 mm mit einer Standardabweichung von 2,5 mm bzw. 1,9 mm [1] [16]. Er bildet den ventralen Anteil des Humeroulnargelenks. Folgende drei Strukturen inserieren an ihm:

- Anteriore Gelenkkapsel
- Mediales Kollateralband
- Musculus brachialis

Er stabilisiert das Gelenk nach dorsal und gegen Varusstress und ist der Hauptüberträger axialer Kräfte bei einer Ellenbogenbeugung von 60-105° [22].

Außerdem neutralisiert er die von den Flexoren und Extensoren erzeugten, nach dorsal gerichteten, Kräfte [7] [50].

In biomechanischen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass eine isolierte Frakturbeteiligung des Processus coronoideus mit über 50% seiner Höhe bei intaktem Kapsel-Band-Apparat zu einer klinisch relevanten Ellenbogengelenk-Instabilität mit daraus resultierender dorsaler Luxation des Gelenkes führt [11] [22] [65]. Bei einer Kombinationsverletzung mit Radiusköpfchenverlust genügt sogar bereits ein frakturbedingter Höhenverlust des Processus coronoideus von 25%, um eine dorsale Luxation zu ermöglichen [11]. Dementsprechend fand auch eine klinische Studie bei der sogenannten „Terrible Triad“ Verletzung des Ellenbogengelenks, als Kombination von Fraktur des Processus coronoideus und des Radiusköpfchens sowie Ruptur des lateralen (radialen) Kollateralbandes mit resultierender dorsaler Gelenkluxation, nur eine durchschnittliche Frakturhöhe von 7 mm bei durchschnittlich 19 mm hohem Processus coronoideus. Nur einer von 32 Patienten hatte einen Abbruch von > 50% der Koronoidhöhe. [25]

In 0° Extension macht das Humeroulnargelenk, insbesondere der Processus coronoideus, 55% der Varusstabilität aus, in 90° Flexion beträgt der Anteil sogar 75% [7] [24] [68]. Dies zeigt die Bedeutung der Intaktheit des Humeroulnargelenks, respektive des Processus coronoideus für die Stabilität des Ellenbogens [37].

43% der vom Unterarm in den Humerus einwirkenden axialen Kräfte werden über den Processus coronoideus übertragen, 57% über das Radiusköpfchen [34]. Letzteres ist für bis zu 75% der Valgusstabilität verantwortlich [7]. Außerdem kommt dem Radiusköpfchen im Fall einer Fraktur des Processus coronoideus mit Instabilität eine wesentliche Bedeutung als sekundärem Stabilisator zu [62]. Insgesamt betrachtet jedoch ist der Processus coronoideus der wichtigste artikuläre Stabilisator am Ellenbogengelenk [70]. So bleibt das Ellenbogengelenk bei intaktem Processus coronoideus trotz kompletter Radiusköpfchen-Resektion stabil gegen sagittale Belastungen [11]. Allerdings kann der Verlust des Radiusköpfchens die Belastung des Processus coronoideus insbesondere extensionsnah nahezu verdoppeln [3].

Medial am Processus coronoideus setzt das anteriore Bündel des ulnaren

Seitenbandkomplexes an [31]. Es spannt sich während der Beugung an und trägt als stärkster Anteil des ulnaren Seitenbandapparates mit 55-70% zur Valgusstabilität bei [7] [77] [78] [80]. Bei isolierter Durchtrennung des ulnaren Bandapparates resultiert eine größere Valgusinstabilität als bei alleiniger Radiusköpfchenresektion [72].

1.3 Klinische Grundlagen

1.3.1 Frakturentstehung

Frakturen des Processus coronoideus ulnae (PCU) entstehen in der Regel im Zusammenhang mit einer dorsalen Luxation des Ellenbogengelenks [92] [110]. Diese stellt mit einem Anteil von 20% nach der Schulterluxation die zweithäufigste Luxation der großen Gelenke beim Erwachsenen dar [37] [95]. Die Inzidenz der Ellenbogenluxation beträgt 5-13/100000 Einwohner [37] [45] [47] [107]. Männer sind häufiger als Frauen betroffen. Die Hälfte der Fälle lässt sich auf Sportunfälle zurückführen [7] [37] [95]. 80-90% der Ellenbogenluxationen erfolgen nach dorsal [49] [53] [73]. Bei 2-11% der Luxationen kommt es zu einer Abrissfraktur des Processus coronoideus [92] [110]. Das entspricht einer Inzidenz von 1-2/100000 Einwohner.

Der typische Unfallmechanismus ist dabei die indirekte Gewalteinwirkung beim Sturz auf den gestreckten Arm [60]. Dabei wird der Processus coronoideus gegen die Trochlea humeri gedrückt. Die resultierenden Scherkräfte führen zu einem Abriss des Processus. Dies entspricht der klassischen Vorstellung des Hyperextensionstraumas. [4] [52] (siehe Abb. 12)

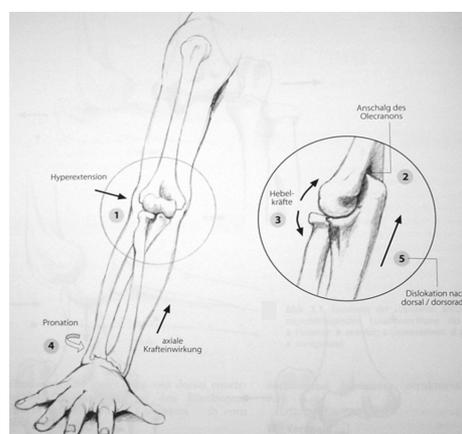


Abb. 12 Unfallmechanismus Hyperextensionstrauma

(aus Josten & Lill „Ellenbogenverletzungen“ Steinkopff 2002)

Nach dem Modell der posterolateralen Rotationsverletzung von O'Driscoll et al. kommt es beim Sturz auf den gestreckten Arm, der unter dem Körpergewicht bei Drehbewegung des Oberkörpers passiv gebeugt wird, unter dem resultierenden Valgusstreß bei etwa 40° Supination und 50-60° Flexion sowie gleichzeitiger sagittaler Belastung regelhaft zu einer dorsolateralen Ellenbogengelenkluxation. Dies konnte auch in biomechanischen Untersuchungen am Kadaverpräparat belegt werden. Es wird postuliert, dass es nahezu immer zu einer Zerreißung der lateralen Bänder kommt, während der mediale Bandapparat deutlich seltener rupturiert. Diese Zerreißungen ligamentärer und kapsulärer Strukturen entstehen aus einer Rotationskomponente, die dem „Ringkonzept“ nach O'Driscoll et al. folgend zu einer von lateral nach medial fortlaufenden Schädigung der kapsuloligamentären Strukturen führt. Dadurch kommt es zunächst zu einem Riss des lateralen kollateralen Ligaments, im weiteren zu einem von lateral nach medial laufenden Riss der Kapsel und letztlich zum Riss des medialen kollateralen Ligaments. [80] (siehe Abb.13)

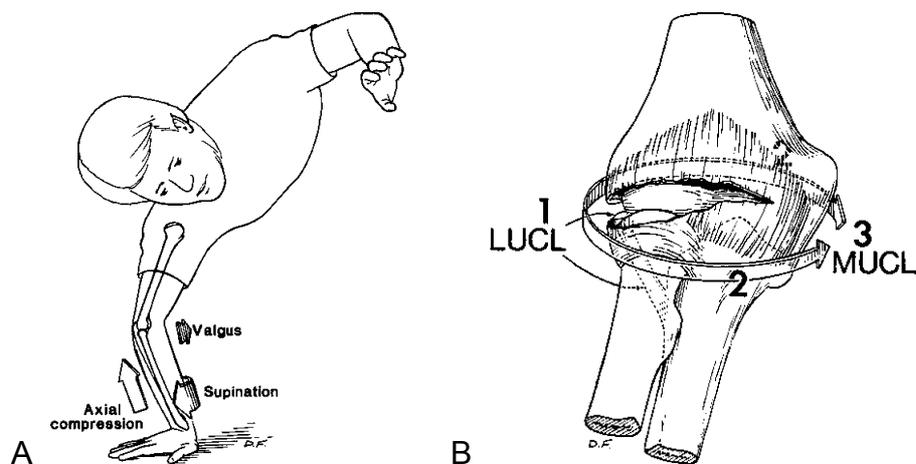


Abb. 13 Unfallmechanismus posterolaterale Rotationsverletzung (A) und Reihenfolge der dabei rupturierten Bandstrukturen (B) (aus O'Driscoll & Morrey et al. „*Elbow Subluxation and Dislocation - a Spectrum of Instability*“ Clinical Orthopaedics and Related Research 1992)

Treten diese Läsionen ohne knöcherne Begleitverletzungen auf und verursachen keine signifikante Instabilität, können sie in der Regel konservativ behandelt werden, da das Humeroulnargelenk durch die formschlüssige Kongruenz der Trochlea humeri in der Incisura trochlearis im wesentlichen ossär stabilisiert wird und die Ergebnisse denen der operativen Therapie entsprechen [46] [60].

Eine vergleichende Studie ergab zumindest für die operative Rekonstruktion des Bandapparates keine funktionell besseren Ergebnisse. Eine relevante chronische Instabilität der konservativ behandelten Gelenkluxationen konnte nicht nachgewiesen werden. [45]

Begleitend kann es außerdem in bis zu 10% der Luxationen zu einer Radiusköpfchenfraktur kommen. Reißt außerdem noch das laterale Kollateralband, so spricht man von der „Terrible Triad“ des Ellenbogengelenkes. [57] [111]

Isolierte Radiusköpfchenfrakturen treten sogar häufiger auf, da die axiale Krafteinleitung in den Humerus mit 57% radial gegenüber 43% ulnar zu Ungunsten des Radiusköpfchens verschoben ist [34] und es den Locus minoris resistentiae für die Luxation des Ellenbogengelenkes darstellt [83].

Zusätzlich wird die Frakturform noch vom Grad der Beugung während der axialen Krafteinleitung beeinflusst. So wird eine Fraktur des Processus coronoideus mit zunehmender Beugung unwahrscheinlicher. [4]

Bei einer klinischen Verlaufsbeobachtung von 18 Patienten mit unterschiedlichen Verletzungsmustern am Ellenbogengelenk wurden Frakturen der anteromedialen Anteile des Processus coronoideus festgestellt. Diese entsprachen in ihrer Größenausdehnung 16 mal dem Typ II und zwei mal dem Typ III nach Regan und Morrey. [91] Trotz noch ausreichender Größe des verbliebenen Processus kam es bei sechs Patienten zu einer chronischen Instabilität mit Subluxation unter Varusstreß und Ausbildung einer Arthrose mit schlechtem funktionellen Ergebnis. Demnach scheint auch die Frakturform einen Einfluss auf die Gelenkstabilität zu haben. [25]

1.3.2 Frakturklassifikation

Die Frakturen des Processus coronoideus ulnae werden entsprechend der Klassifikation nach **Regan & Morrey** in drei verschiedene Typen eingeteilt [91]. (siehe Abb. 14) Diese unterscheiden sich nach der Größe des Frakturfragments und der daraus resultierenden Instabilität. Hieraus lässt sich das entsprechende therapeutische Vorgehen ableiten. (siehe Kapitel 1.3.4)

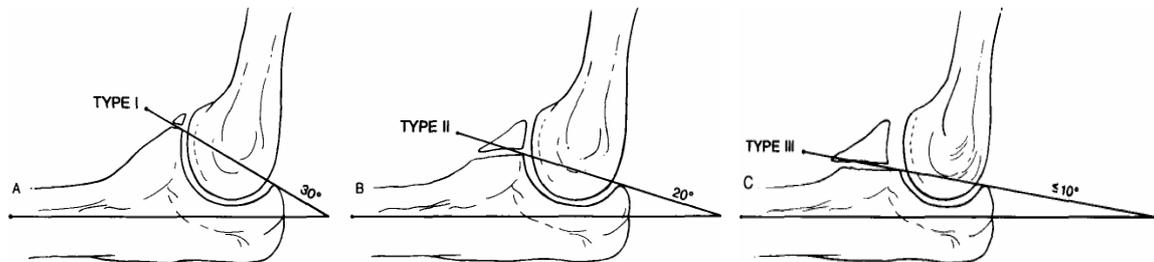


Abb. 14 Frakturklassifikation nach Regan & Morrey

(aus Cobb & Morrey "Use of distraction arthroplasty in unstable fracture dislocations of the elbow" Clinical Orthopaedics and Related Research 1995)

Typ I : Koronoidspitze

Typ II : $\leq 50\%$ der Koronoidhöhe

Typ III : $> 50\%$ der Koronoidhöhe

Aus den neueren biomechanischen Erkenntnissen, basierend auf den Untersuchungen von **O'Driscoll et al.** zur Frakturstehung, resultiert eine weitere Differenzierung der Frakturklassifikation [77]. (siehe Abb. 15)

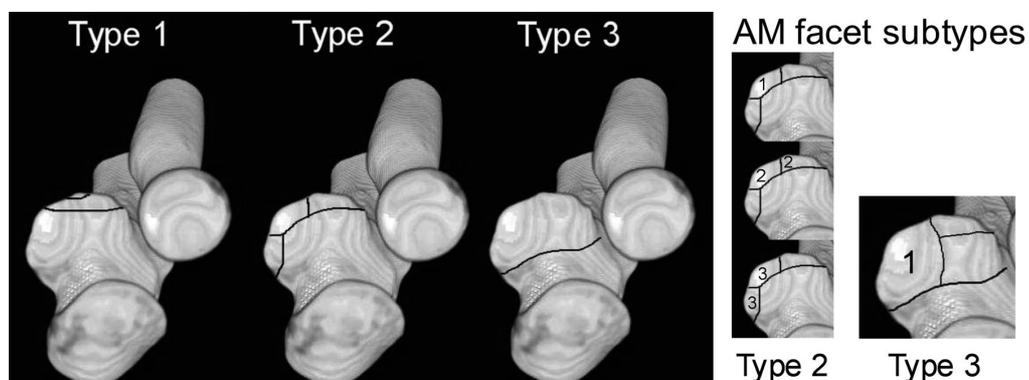


Abb. 15 Frakturklassifikation nach O'Driscoll et al. (AM = anteromedial)

(aus O'Driscoll et al. „Difficult elbow fractures - pearls and pitfalls“ Instructional Course Lecture 2003)

Diese ergibt sich aus der Feststellung, dass das Koronoid gegenüber der Ulnaschaftachse medialisiert ist (siehe Abb. 16) und die anteromediale Facette dementsprechend besonders gegenüber varisch einwirkenden Kräften und posteromedialen Rotationskräften exponiert ist. Dies führt zu den als Typ II klassifizierten Frakturen.

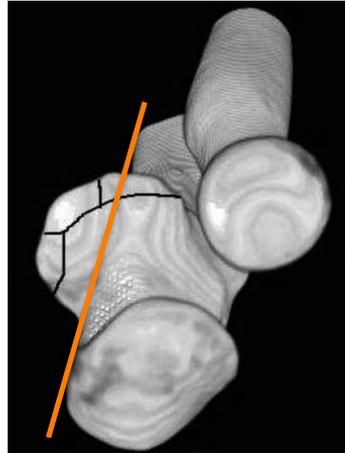


Abb. 16 Medialisierung des Koronoids gegenüber der Ulnaschaftachse

(aus O'Driscoll et al. „*Difficult elbow fractures - pearls and pitfalls*“ Instructional Course Lecture 2003)

Die Typ I Frakturen (Koronoidspitze) und Typ III Frakturen (Koronoidbasis) haben den queren Frakturverlauf gemeinsam, der sich auf Scherkräfte und posterolaterale Rotationskräfte zurückführen lässt.

Die Anzahl der Frakturfragmente wird in keiner der Klassifikationen berücksichtigt, obwohl sie für die Wahl des Osteosyntheseverfahrens bzw. die Indikation zum Koronoid-Ersatz entscheidend ist. (siehe Kapitel 1.3.4)

1.3.3 Diagnostik

Die Diagnostik gliedert sich wie üblich in die Erhebung der Anamnese, gefolgt von der klinischen Untersuchung und der Bildgebung.

Anamnese

Anamnestisch hinweisend ist, wie oben ausführlich erläutert, der Sturz auf den ausgestreckten Arm.

Klinische Untersuchung

Bei der klinischen Untersuchung finden sich typischerweise keine Kontusionsmarken am Ellenbogen, da es sich in der Regel um ein indirektes Trauma handelt. Palpatorisch lässt sich ein Druckschmerz über der proximalen Ulna auslösen, ggf. kombiniert mit Krepitationen.

Neben der Prüfung der aktiven und passiven Beweglichkeit ist die Stabilitätsprüfung der Kollateralbänder mittels Valgus- und Varusstress von hoher klinischer Bedeutung. Dabei wird sowohl in vollständiger Streckung als auch bei ca. 30° Beugung von lateral bzw. medial sanfter Druck auf das Gelenk ausgeübt und auf eine vermehrte Aufklappbarkeit geachtet. Dies ist jedoch schmerzbedingt oft nur in Narkose möglich. [23] [93] [104]

Bildgebung

Die bildgebende Basisdiagnostik erfolgt durch das konventionelle Röntgen. Hierbei stellen die a.p. Aufnahme in Streckung und Supination sowie die seitliche Aufnahme in 90° Beugung die Standardaufnahmen dar. [8] (siehe Abb. 17) Aufgrund schmerzbedingter Schonhaltung und eventueller Bewegungsblockaden sind sie jedoch oft nur in Behelfstechnik möglich.

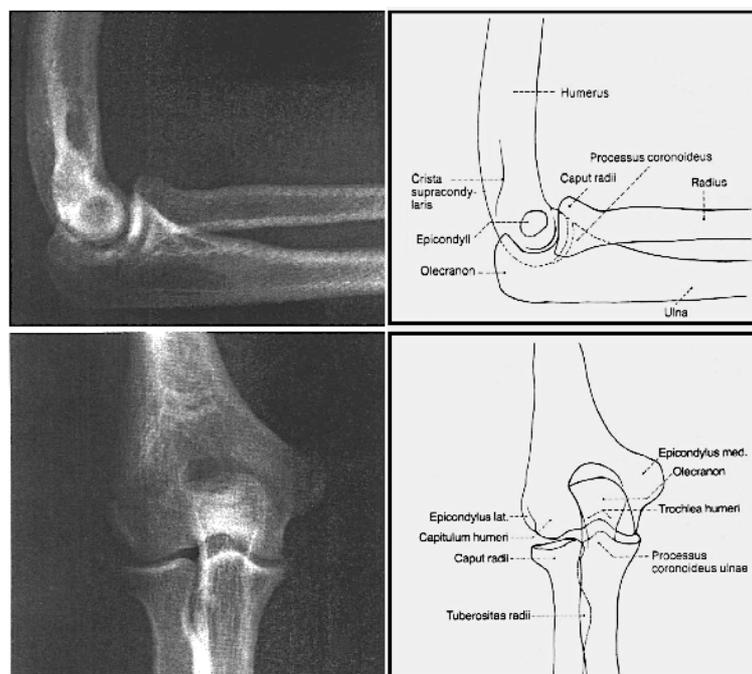


Abb. 17 Standard-Röntgenaufnahmen Ellenbogengelenk a.p. und seitlich
(aus Rauber & Kopsch „Anatomie des Menschen“ Thieme 1987)

Man achtet insbesondere auf die Koronoidlinie, die als vordere Begrenzungslinie der Fossa coronoidea verläuft und in der Verlängerung nach kaudal den Vorderrand des Capitulum humeri tangieren soll [113]. Ein weiteres Hinweiszeichen auf eine Fraktur stellt das sogenannte „Fettpolsterzeichen“ („fat pad sign“) dar. Dieses kommt im seitlichen Röntgenbild als dreieckige Aufhellung vor dem distalen Humerus zur Darstellung und entspricht den der ventralen Gelenkkapsel aufliegenden Fettpolstern, die sich bei erhöhtem intraartikulären Volumen verstärkt kontrastieren [105].

Eine Zusatzaufnahme, wie die Koronoidaufnahme, kann helfen, selbiges überlagerungsfrei darzustellen.

Bei Frakturverdacht mit eingeschränkter Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch projektionsbedingte Überlagerungen und zur besseren präoperativen Beurteilung einer komplexen Fraktursituation ist häufig noch die Durchführung einer Computertomografie notwendig.

Sollte der Verdacht auf eine ausgeprägte Bandinstabilität mit operativer Konsequenz bestehen, ist auch die Durchführung einer Magnetresonanztomografie sinnvoll. [40]

1.3.4 Frakturbehandlung

In Abhängigkeit des Frakturtyps ist die konservative oder die operative Frakturbehandlung indiziert.

Bei einer Untersuchung von Terrible Triad-Verletzungen betrug die mittlere Frakturfragmenthöhe etwa 7 mm. Dies entspricht 35% der Koronoidhöhe bei einer durchschnittlichen Gesamthöhe von 19 mm. [26]

Etwa 23-61% der Koronoidfrakturen müssen operativ versorgt werden [2] [91]. Bei grenzwertigen Therapieentscheidungen konservativ vs. operativ sollte auch bedacht werden, dass eine komplette Ruhigstellung des Ellenbogengelenks für mehr als drei Wochen zur dauerhaften Bewegungseinschränkung aufgrund der sich bildenden Kontrakturen führen kann [45] [56] [60] [67]. Dies spricht im Zweifelsfalle für die operative Therapie, da hierbei aufgrund der Möglichkeit zur frühfunktionellen Beübung eine prolongierte Ruhigstellung vermieden werden kann.

Die jeweils geeignete Art der Osteosynthese wird durch Frakturform und Fragmentgröße vorgegeben. Zur Verfügung stehen die anterograde, respektive retrograde Verschraubung [75], die konventionelle Mini-Plattenosteosynthese [48] [59] und die transossäre Naht in Lasso-Technik [62] [75].

Ist eine Osteosynthese aufgrund einer Mehrfragmentfraktur mit zu kleiner Fragmentgröße nicht möglich, so ist der Versuch des Koronoid-Ersatzes mittels kortikospongiossem Block oder einem Teil des resezierten Radiusköpfchens indiziert [48] [59]. Wenngleich Verlaufskasuistiken dieser Ersatzoperationen eine hohe Resorptionsquote des Ersatzknochens aufzeigen [84].

Es existieren Einzelfallberichte über einen Koronoid-Ersatz durch Osteotomie und dorsalen Versatz des Olecranon [59] bzw. durch Transplantation der Olecranonspitze [63].

Im Falle einer chronischen Instabilität ist in Ausnahmefällen auch der totale endoprothetische Ersatz des Ellenbogengelenkes zu erwägen [66] [84] [97].

Typ I Frakturen sind als stabil zu betrachten und bedürfen als isolierter Verletzung keiner operativen Therapie [2] [57]. Ist jedoch das Frakturfragment nach intraartikulär eingeschlagen, empfiehlt sich die Fragmententfernung, welche arthroskopisch assistiert erfolgen kann [9] [55] [76] [82].

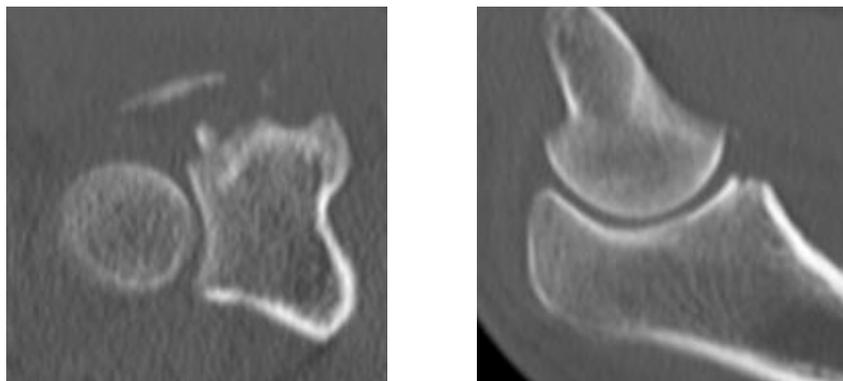


Abb. 18 Frakturbasis an der Koronoidspitze: Reagan I / Typ 1 nach O`Driscoll

(Quelle: Unfallchirurgie Uniklinik Lübeck)

Typ II Frakturen können sowohl stabil als auch instabil sein. Stabile Frakturen können konservativ behandelt werden, instabile Frakturen erfordern die offene Reposition und interne Fixation. Insbesondere bei einer anteromedialen Schrägfraktur des Koronoids mit Beteiligung des Tuberculum sublimis ist eine operative Versorgung erforderlich, da hier die für die Stabilität entscheidende

Insertion der Pars anterior des Ligamentum collaterale mediale betroffen ist [24] [25] [31].

Jedoch auch bei gleichzeitiger dislozierter Radiusköpfchenfraktur bis hin zum vollständigen Verlust des Radiusköpfchens kommt es bereits bei einer Frakturhöhe von 25% der Koronoidhöhe zu einer deutlichen Instabilität des Ellenbogengelenkes [11].

Bei der Terrible Triad-Verletzung des Ellenbogengelenks (s.o.) ist aufgrund der resultierenden Instabilität ebenfalls die operative Versorgung indiziert [44] [97]. Dabei ist eine Kombination aus Naht des ulnaren und ggf. auch radialen Bandapparates mit Koronoid-Osteosynthese notwendig [11] [57].

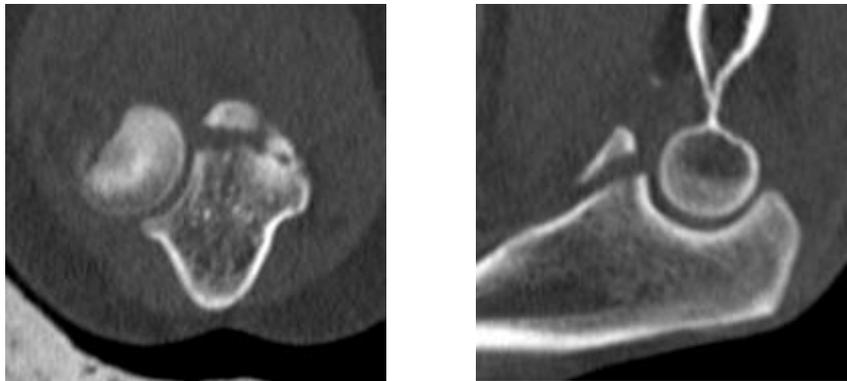


Abb. 19 Schräg-ulnare Frakturbasis: Reagan II / Typ 2 nach O`Driscoll

(Quelle: Unfallchirurgie Uniklinik Lübeck)

Typ III Frakturen sind per se als instabil zu betrachten und erfordern in jedem Fall die operative Stabilisierung [1] [42] [90] [91] [111] [113].

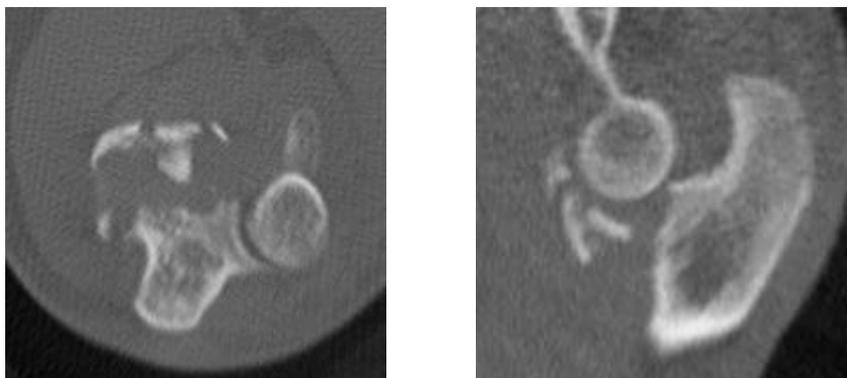


Abb. 20 Horizontale Frakturbasis: Reagan III / Typ 3 nach O`Driscoll

(Quelle: Unfallchirurgie Uniklinik Lübeck)

Zugangswege

Prinzipiell sind die vier, im Folgenden ausführlich dargestellten, operativen Zugangswege möglich [85].

Bei der isolierten Processus coronoideus Fraktur empfiehlt sich ein **medialer (ulnarer) Zugang**, der die direkte Darstellung des Koronoids erlaubt. Je nachdem, ob eher die Koronoidspitze oder die Basis osteosynthetisch versorgt werden soll, ist ein Split zwischen dem M. flexor carpi radialis und dem M. palmaris longus oder das beiseite Halten des gesamten Flexoren- und Pronatorenpaketes möglich. (siehe Abb. 21) Der N. medianus verläuft ulnarseitig des Ansatzes des M. brachialis, so dass er hier durch sorgfältige Präparation und Vermeidung des Einsatzes von hebelnden OP-Haken vor operativ bedingten Schädigungen geschützt werden muss. Bei kräftig ausgeprägter Beugemuskulatur ist es möglich, diese an ihrem Ursprung am Epicondylus humeri ulnaris oder etwa 1 cm distal davon partiell abzulösen und am Ende der Operation zu refixieren. Dieser Zugang kann bedarfsweise zwischen dem N. ulnaris und dem N. medianus, die nahezu parallel nach distal verlaufen, erweitert werden. Die gesamte, hinter dem Ansatz des M. brachialis befindliche Vorderfläche des Processus coronoideus ist somit erreichbar. Auch der ulnare Seitenbandapparat mit seinem Ansatz am anteromedialen Koronoidrand ist direkt zugänglich. Als Orientierung für die angestrebte Plattenlage dient die mediale Kante der Ulna. Typische Frakturen der anteromedialen Koronoidfacette können so auch mit ihren Ausläufern entlang der Margo medialis ulnae versorgt werden. Dieser Zugang ist damit für alle Mehrfragmentfrakturen und Kombinationsverletzungen von Koronoid und Bandapparat sehr gut geeignet. [38] [59] [96] [106]

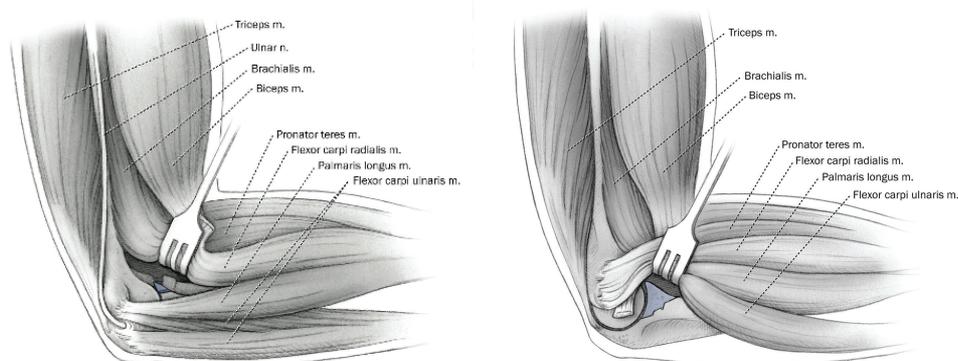


Abb. 21 Medialer (ulnarer) Zugang

(aus Ring & Doornberg „Fracture of the Anteromedial Facet of the Coronoid Process - Surgical Technique“ Journal of Bone and Joint Surgery 2006)

Sollte die Notwendigkeit zur gleichzeitigen Versorgung einer Radiusköpfchenfraktur bestehen, ist auch ein **lateraler (radialer) Zugang** im sogenannten Kocher-Intervall zwischen M. anconaeus und M. carpi ulnaris möglich. Hierbei sollten zuerst lose Fragmente des Radiusköpfchens entfernt werden und dann unter nun verbesserter Zugangsmöglichkeit zunächst das Koronoid versorgt werden. Über diesen Zugang ist jedoch nur die anterograde Verschraubung möglich, da eine radiale Plattenanlage an das Koronoid anatomisch nicht zugänglich ist. Außerdem behindert der Ansatz des M. brachialis eine Erweiterung des Zugangs nach medial. Somit können die häufigen Processus coronoideus-Frakturen mit Beteiligung der anteromedialen Koronoidfacette nicht adressiert werden. Auch für eine Versorgung des medialen Seitenbandapparates ist dieser Zugang ungeeignet. Er kommt deshalb nur in Ausnahmefällen zur Anwendung. [57]

Die anterograde Verschraubung ist auch über einen **ventralen Zugang**, der S-förmig in der Mitte der Ellenbeuge verläuft, möglich [54]. Dabei können die Schrauben unter Beachtung der Verläufe des N. radialis und des N. medianus sowie der beugeseitig verlaufenden A. und V. brachialis bzw. cubiti nach ansatznaher Längsspaltung des M. brachialis eingebracht werden. Auch das Einbringen von Minifragmentplättchen ist über diesen Zugang möglich. Je größer die einzubringende Platte jedoch ist, desto größer ist auch die Schädigung des Muskelansatzes des M. brachialis, dem wichtigsten Beugemuskel des Ellenbogengelenkes.

Für die retrograde Verschraubung ist ein **dorsaler Zugang** erforderlich, der aufgrund der unmittelbar unter der Haut liegenden Ulna kaum das Risiko einer zugangsbedingten Nerven- oder Gefäßschädigung bietet. Jedoch eignet sich dieses Verfahren nur bei einfachen, gering dislozierten Frakturen mit einer minimalen Fragmentgröße von 25% der Koronoidhöhe. [57] [108]

Nachbehandlung

Die postoperative Behandlung umfasst in der Regel eine initiale Ruhigstellung in einer dorsalen Oberarmcastschiene für circa fünf bis sieben Tage. Die passive physiotherapeutische Beübung, idealerweise mittels CPM-Motorschiene sollte jedoch so früh wie möglich beginnen [79] [98]. Im Anschluss kann die aktiv-assistive physiotherapeutische Beübung beginnen. Bei übungstabiler Osteosynthese ist die schmerzadaptierte frühfunktionelle Beübung mit einer Bewegungslimitierung von Extension/Flexion 0-30-120° bei freier Pronation/Supination möglich. Komplexe Verletzungen des Ellenbogengelenkes mit verbleibender Instabilität erfordern ein individuell angepasstes Nachbehandlungskonzept. Das Heben und Tragen schwerer Lasten ist für insgesamt sechs Wochen zu vermeiden. Axiale Belastungen (z.B. Liegestütze) sollten für drei Monate nicht durchgeführt werden. [17]

Aufgrund der Anfälligkeit des Ellenbogengelenkes für die postoperative Ausbildung von periartikulären Ossifikationen sollten zur Prophylaxe dieser über einen Zeitraum von drei Wochen 50 mg Diclofenac drei mal täglich eingenommen werden [43].

Komplikationen

Mögliche mit der Fraktur und deren Behandlung assoziierte Komplikationen sind:

- Implantatversagen
- Persistierende Instabilität
- Nerven- und Gefäßschäden
- Kompartmentsyndrom
- Bewegungseinschränkungen
- Posttraumatische Arthrose
- Periartikuläre Ossifikationen
- Infektion/Osteomyelitis

[14] [25] [39] [42] [46] [53] [67]

1.4 Mechanische Grundlagen

1.4.1 Prinzip der Winkelstabilität

Winkelstabilität zeichnet sich durch eine kraft- und formschlüssige Verbindung zwischen einem Kraftträger (Platte) und einer Schraube (Spongiosa- oder Kortikalisschraube) aus. Dabei sind die Kontaktflächen beider Elemente (Schraubenkopf mit Plattenbohrloch) im Idealfall fest und bewegungsfrei miteinander verbunden. [101] (siehe Abb. 22)

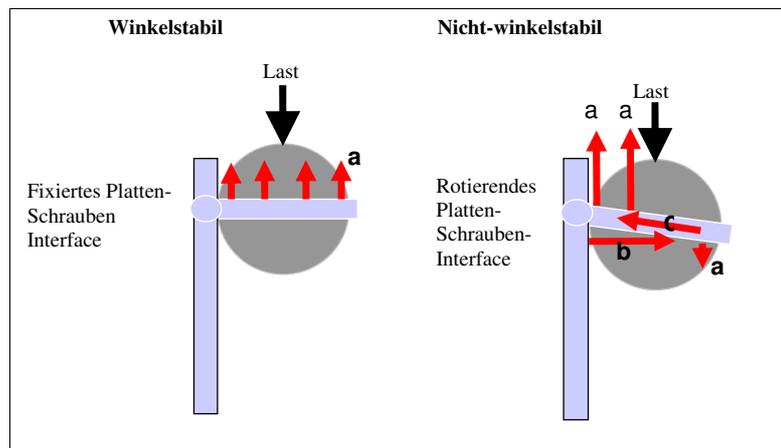


Abb. 22 Prinzip der Winkelstabilität: Belastung des Knochens über die Kontaktflächen mit der Schraube als Ganzes (a), der Platte (b) und den Gewindegängen der Schraube (c) (aus Seide et al. „Locked vs. unlocked plate osteosynthesis of the proximal humerus - a biomechanical study“ Clinical Biomechanics 2007)

Man unterscheidet unidirektionale und multidirektionale Winkelstabilität. Bei ersterer wird ein Gewinde im Bereich des Schraubenkopfes in ein entsprechend kongruentes Gewinde im Plattenbohrloch eingedreht. Hierbei ist der Einschraubwinkel von vornherein festgelegt.

Bei der multidirektionalen Winkelstabilität hingegen ist der Einschraubwinkel variabel und frei wählbar, er wird durch die Bohrrichtung im darunterliegenden Knochen festgelegt. Erzielt wird das zum einen durch ein extra Gewinde mit engeren Gewindegängen am Schraubenkopf und zum anderen durch ein speziell geformtes Plattenbohrloch, welches die fixe Verbindung mit dem Schraubenkopf mittels Kaltverformung ermöglicht. [112] (siehe Abb. 23)

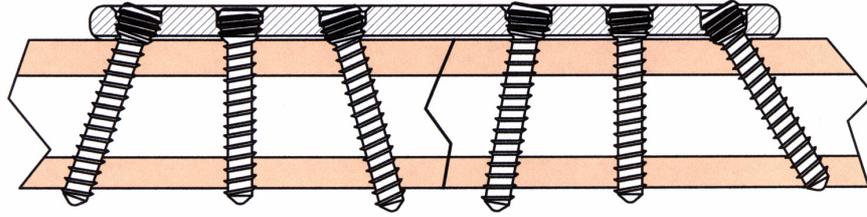


Abb. 23 Multidirektional winkelstabilen Implantat

(aus Wenzl „Untersuchung zur Leistungsfähigkeit eines multidirektional winkelstabilen Plattenfixateur interne Systems“ Habilitationsschrift Medizinische Universität zu Lübeck 2002)

Aufgrund der beim festen Einschrauben auftretenden mechanische Verformung von Plattenbohrloch und Schraubenkopf sollte dieser Vorgang möglichst nur einmal durchgeführt werden, da sonst die Winkelstabilität gefährdet wird.

1.4.2 Titan und Titanlegierungen

Für medizinische Anwendungen haben sich cp-Titan (cp = commercially pure, d.h. Reintitan) und die Legierungen TiA16V4 und TiA16Nb7 als geeignet erwiesen. [116]

Mechanische Eigenschaften

Titan hat eine geringere Steifigkeit als rostfreie Stähle. Dies ist bei gleicher Implantat-Geometrie für die optimale Anpassung des Implantats an den elastischen Knochen von Bedeutung. Außerdem weist es eine höhere Kerbempfindlichkeit, d.h. Brüchigkeit an Einkerbungen, als rostfreie Stähle auf. Letzteres führt unter anderem dazu, dass zur Vermeidung von Sollbruchstellen Einschränkungen beim Implantat-Design bestehen. Außerdem besitzt Titan aufgrund der vergleichsweise hohen Rauigkeit eine hohe Knochenadhärenz, was zu einer entsprechenden Knochen- und Weichteiltraumatisierung bei der späteren Materialentfernung führen kann.

Die Dauerfestigkeit von TiA16V4 ist rund doppelt so hoch wie bei rostfreien Stählen und gegossenen CoCr-Legierungen.

TiA16V4 Titan hat eine höhere Festigkeit als cp-Titan. Dafür ist es spröder und durch den Gehalt von Aluminium und Vanadium biologisch bedenklicher. Reintitan

hingegen ist biologisch inert und weist eine höhere Duktilität, d.h. Verformbarkeit bei Überlastung, auf. [115]

	Zugfestigkeit [MPa]	Dehnung [%]	Biegewechselfestigkeit [MPa]	Streckgrenze [MPa]	Elastizitätsmodul [GPa]
cp-Titan Grade 2	345	20	250-350	290	105
Ti-6Al-4V ELI	950	10-15	580	850	110
Stainless Steel 1.4441	490-600	40	280/400	190-220	200

Tabelle 1 Vergleich der mechanischen Eigenschaften der verwendeten Implantat-Werkstoffe (aus Breme & Biehl „*Metallic Biomaterials. Handbook of Biomaterial Properties.*“ Chapman & Hall 1998) [12]

Korrosionsbeständigkeit

Bezüglich der Korrosionsbeständigkeit zeigte ein Vergleich zwischen cp-Titan und TiA16V4-Legierungen, dass die Legierung eine dickere Oxidschicht als das reine Metall aufweist. In-vitro Untersuchungen haben gezeigt, dass eine thermische Behandlung von Titanoberflächen das Herauslösen von Metallionen verhindert, da sich eine Oberflächenstruktur auf dem Titan bildet. In mehrjährigen klinischen Anwendungen wurde bei Implantaten aus cp-Titan und TiA16V4-Legierungen bisher keine Spalt- und Lochfraßkorrosion beobachtet, auch Spannungsrisskorrosion trat nicht auf. [115]

Biokompatibilität

Ein wichtiger Faktor für die Biokompatibilität von Titan ist die Bildung einer stabilen und reinen TiO₂-Schicht. Der Einfluss der Oberflächenstruktur auf die Gewebereaktion wurde in vivo untersucht. Bei TiA16V4-Implantaten fand man eine messbare Bindung zwischen Implantat und Knochen bei Oberflächenrauigkeiten > 22 µm. [103] [116]

1.4.3 Begriffsdefinitionen

Die Anwendung der in der vorliegenden Arbeit verwendeten biomechanischen Termini zur Beschreibung der Stabilität eines Implantates oder eines Knochen-Implantat-Konstrukts erfolgt auf Grundlage der im Folgenden aufgeführten technischen Definitionen nach Böge [10].

Stabilität

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

Steifigkeit

Als Steifigkeit [N/mm] wird die elastische Verformung der geometrischen Struktur eines Körpers unter einer einwirkenden Kraft bezeichnet. Sie wird in der Technik durch die Steigung der im Kraft-Weg-Diagramm entstehende Kurve beschrieben. Eine plastische Verformung des Knochen-Implantat-Konstrukts ist dazu nicht notwendig. Die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstrukts wird durch die mechanischen Eigenschaften des beteiligten Implantatmaterials, durch dessen Anordnung im Raum (Implantat-Konfiguration), durch die Knochen-Implantat-Verankerung und die Krafrichtung bestimmt.

Festigkeit

Die Festigkeit [N] ist als die Größe der Belastung in Newton definiert, bei der das Knochen-Implantat-Konstrukt durch Schraubenausritt, plastische Deformation, Bruch des Implantates oder des Knochens versagt. Sie stellt den mechanischen Widerstand dar, den das Knochen-Implantat-Konstrukt einer Einmalbelastung bis zum Versagen entgegenbringt. Die Testung der Festigkeit schließt aufgrund des dazu notwendigen Konstruktversagens nachfolgende biomechanische Tests aus.

Streckgrenze

Die Streckgrenze R_{eS} ist ein Werkstoffkennwert und bezeichnet diejenige Spannung, bis zu der ein Werkstoff bei einachsiger und momentenfreier Zug- (Druck-)beanspruchung keine sichtbare plastische Verformung zeigt. Bei Überschreiten der Streckgrenze kehrt das Material nach Entlastung nicht mehr in die ursprüngliche Form zurück, sondern eine Probenverlängerung verbleibt. [114]

Elastizität

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

Deformation

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

Settling

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

Amplitude

Die Amplitude ist eine charakterisierende Größe für eine Schwingung. Sie ist die Auslenkung einer physikalischen Größe aus der Ruhelage (Nullpunkt) bis zu einem positiven oder negativen Wert. Die Amplitude wird in einer von der Verwendung abhängigen physikalischen Größe angegeben und hat mehrere Kriterien zur Bewertung (Spitzenamplitude, Spitzen-Spitzen-Amplitude u.a.). Während der zyklischen Testung ist die Amplitude ein Maß für die Steifigkeit und

die elastische Deformation des Knochen-Implantat-Konstrukts. Ein Anstieg der Amplitude im Verlauf des zyklischen Tests bedeutet eine abnehmende Steifigkeit und vermehrte elastische Deformation des Knochen-Implantat-Konstrukts.

Kraft

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

Vektor

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

2 Material und Methoden

2.1 Das Osteosynthesematerial

2.1.1 Koronoid-Platte

Die in der Sektion für Unfallchirurgie der Klinik für Chirurgie des Stütz- und Bewegungsapparates des Universitätsklinikums Lübeck von Dr. med. J. Kiene in Zusammenarbeit mit der Firma Litos (Ahrensburg / Deutschland) neu entwickelte Koronoid-Platte weist als wesentliche innovative Merkmale die anatomische Vorformung und die Winkelstabilität auf. Sie besteht aus Reintitan vom Grade 2. Die geometrische Form orientiert sich an der Anatomie des Processus coronoideus und der proximalen Ulna mit dem Ansatz des Musculus brachialis. Zur Schonung des Letzteren ist der Übergang des Koronoidbereichs der Platte zum Schaftbereich kurviert und seitlich versetzt. Der Koronoidbereich ist entsprechend der Anatomie breit ausgeformt. Die Dicke weist im Verlauf Schwankungen, entsprechend der unterschiedlichen Ansprüche an die Festigkeit bei den zu erwartenden Belastungen, auf. So ist der Schaftbereich 1,5 mm dick ausgeformt, im Koronoidbereich beträgt die Dicke bis zu 2,5 mm. Die Gesamtlänge liegt bei 59 mm. Im Schaftbereich befinden sich drei Bohrlöcher, das mittlere ist als Langloch und dementsprechend nicht winkelstabil geformt. Proximal bzw. distal davon befindet sich jeweils ein winkelstabiles Loch. Im Koronoidbereich sind drei winkelstabile Bohrlöcher quer zur Längsachse angeordnet, unterhalb dieser befindet sich ein zusätzliches Bohrloch mit metrischem Gewinde zur Aufnahme eines retrograd einzubringenden M4-Bolzens. Des Weiteren befinden sich hier noch drei Mini-Löcher zur Aufnahme von 1,4 mm Kirschnerdrähten, die eine temporäre Transfixation der Platte am Knochen bzw. die Refixation von Kapsel- und Bandanteilen an der Platte ermöglichen sollen.



Abb. 24 Koronoid-Platte (Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

2.1.2 AO-Platte

Die AO-Platte der Firma Synthes (Umkirch / Deutschland) mit der Bezeichnung L-Platte 2.7, oblique, right, 3+2 holes besteht aus Edelstahl des metallurgischen Typs 1.4441.

Sie ist L-förmig, nicht jedoch für eine spezifische anatomische Region vorgeformt. Im Querschnitt weist sie eine leicht konvexe Wölbung zur besseren Anformung an den Knochen auf. Die Dicke beträgt durchgängig 1,2 mm, die Länge 33 mm.

Im Schaftbereich befinden sich drei einfache Bohrlöcher, im Koronoidbereich zwei.



Abb. 25 AO-Platte (Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

2.1.3 Kanülierte Schrauben

Die Asnis III 4.0 Schrauben der Firma Stryker (Kiel / Deutschland) bestehen aus der Titanlegierung Ti-6Al-4V ELI. Sie sind kanüliert, haben ein Teilgewinde und weisen einen Gewindedurchmesser von 4 mm auf. Des Weiteren besitzen sie eine selbstschneidende Gewindespitze. Es wurden variable Längen von 28-34 mm verwendet.



Abb. 26 Kanülierte Schrauben (Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

2.2 Der Kunstknochen

Aus Gründen der besseren Reproduzierbarkeit, Vergleichbarkeit und Verfügbarkeit wurde statt eines humanen Knochenpräparates, welches natürliche Schwankungen in Größe und Knochendichte aufgewiesen hätte, ein speziell für biomechanische Testungen produzierter, anatomisch geformter Kunstknochen der Firma Sawbones (Malmö / Schweden) verwendet. (siehe Abb. 27)

Dabei handelt es sich um einen Komposit-Kunstknochen der vierten Generation mit der Produktnummer 3426. Er weist analog zum normalen Knochen eine Kortikalis/Spongiosa-Struktur auf. Dabei wird die Kortikalis durch eine äußere Hülle aus Epoxydharz und die Spongiosa mittels innenliegendem Polyurethanschaum simuliert. Laut Herstellerangaben besitzt er nachgewiesenermaßen die gleichen physikalischen Eigenschaften wie ein humaner Knochen mit normaler Knochendichte [18] [19] [27] [35] [117].

Bei dem verwendeten Kunstknochen handelt es sich um eine linke Ulna. Da alle verwendeten Knochen aus einer Gussform stammen, lassen sich produktionsbedingte Streuungseinflüsse nahezu ausschließen.

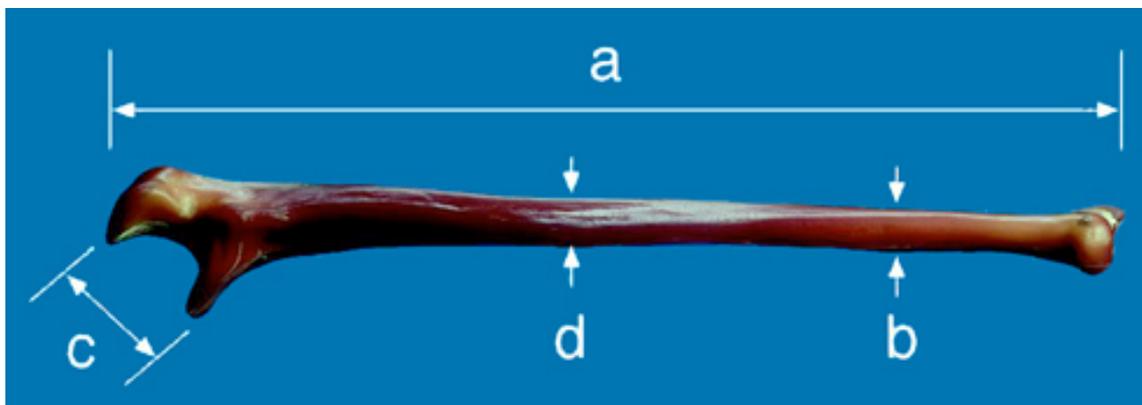


Abb. 27 4th Generation Composite Ulna: a = 270 mm b = 4.7 mm c = 30 mm d = 16 mm
(Quelle: Online-Katalog Fa. Sawbones (Malmö / Schweden) - Datenblatt im Anhang)

2.3 Das Frakturmodell

Entsprechend der Frakturklassifikation nach Regan & Morrey sind Typ III Frakturen, d.h. die Frakturfragmentgröße beträgt mehr als 50% der Koronoidhöhe, instabil und müssen osteosynthetisch versorgt werden [91].

Daraus ergibt sich bereits die Mindesthöhe des Frakturfragments für die geplante Untersuchung. Bei Durchführung der Osteotomie in 50% Koronoidhöhe hätte die Kraft jedoch genau auf den Osteotomiespalt eingewirkt, was nicht der Intention des Versuchsaufbaus entsprach. Um zu gewährleisten, dass es zur ausschließlichen Krafteinwirkung der lastaufnehmenden Welle auf das Fragment kommt, wurde eine Fragmenthöhe von 75% der Koronoidhöhe gewählt.

Dies ermöglichte über die damit verbundene Volumenvergrößerung des Fragments auch eine optimierte Verankerung der Schrauben im Fragment. Nicht zuletzt wurde dadurch auch das Handling des per se schon recht kleinen Koronoids bei der Durchführung der Osteosynthesen verbessert.

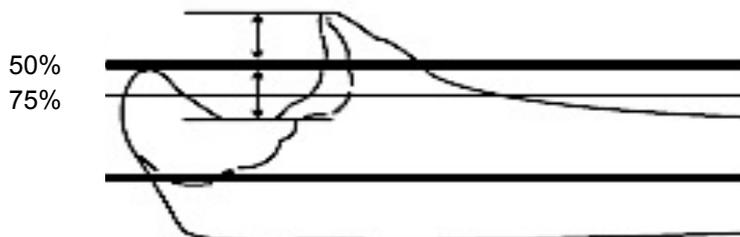


Abb. 28 Frakturmodell mit Osteotomie bei 75% Koronoidhöhe

(modifiziert nach Regan & Morrey "Fractures of the coronoid process of the ulna" Journal of Bone and Joint Surgery 1989)

2.4 Der Testaufbau

Die geplante Testeinrichtung sollte es ermöglichen, definierte Belastungen auf die Knochen-Implantat-Konstrukte einwirken zu lassen. Größe und Orientierung der eingeleiteten Kraft sowie die Anzahl der Zyklen sollten bei der quasistatischen und bei der dynamischen Testung den physiologischen Belastungen während der Frakturheilung entsprechen. Bei der Zerstörungsprüfung hingegen sollte eine maximale Krafteinwirkung bis zum Versagen der Knochen-Implantat-Konstrukte möglich sein.

2.4.1 Konstruktion des Prüfstandes

Der Prüfstand für die quasistatische und dynamische Testung der drei verschiedenen Osteosynthesen wurde im hiesigen Biomechaniklabor speziell für die Testung von Koronoidfrakturen mittels CAD-Konstruktion entwickelt.

Der Prüfstand sollte folgende Anforderungen erfüllen:

- Es sollte eine Einspannvorrichtung für die Kunstknochen geben, mit der es möglich sein sollte, die Knochen fest einzuspannen und im Prüfstand in einer vorgegebenen Position zu fixieren. Außerdem sollten sich die Knochen schnell und einfach auswechseln lassen.
- Diese Einspannvorrichtung sollte über ein frei in alle Richtungen bewegliches Gelenk nach oben mit den Testmaschinen zu verbinden sein, so dass eine verlustlose Kraftübertragung gewährleistet ist.
- Über dieses Gelenk sollte es möglich sein, den benötigten Winkel der Stellung der Ulna im Prüfstand einzustellen.
- Weiterhin sollte es eine Lastaufnahme geben, auf der die Ulna mit der Gelenkfläche des Processus coronoideus während der Krafteinleitung formschlüssig aufliegt.
- Mittels eines XY-Verschiebetisches unter der Lastaufnahme sollte diese problemlos in zwei Ebenen justierbar sein. [15]

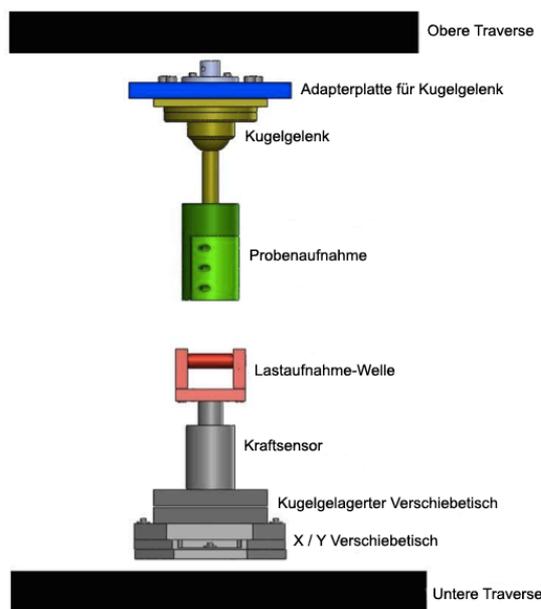


Abb. 29 Prüfstand schematisch

(aus Nina Brockhaus: „Entwicklung einer biomechanischen Methodik für quasistatische und dynamische Testung von Osteosyntheseverfahren am Processus coronoideus ulnae“ Diplomarbeit Fachhochschule Lübeck 2011)

2.4.2 Probenpositionierung

Die Positionierung des Knochens im Prüfstand erfolgte in 0° Extension sowie 5° Valgus. (siehe Abb. 30) Letzteres entspricht dem physiologischen Tragewinkel des Arms. Dieser beschreibt den Winkel zwischen der Längsachse des Oberarms und der Längsachse des Unterarms in der Frontalebene bei vollständig gestrecktem und supiniertem Arm. (siehe Abb. 31) Mit zunehmender Beugung verringert er sich. [6] [41] [52]



Abb. 30 Positionierung des Kunstknochens im Prüfstand (Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

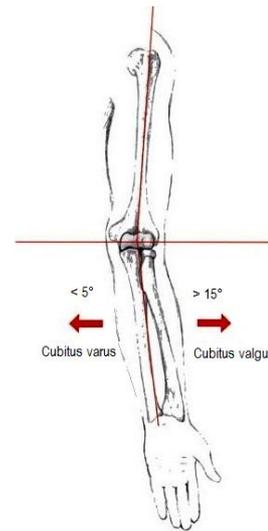


Abb. 31 Physiologischer Tragewinkel des Arms (aus Josten & Lill "Ellenbogenverletzungen" Birkhäuser 2001)

Realisiert wurde die Valgusposition durch das Kugelgelenk der Probenaufnahme. Die Positionierung in 0° Extension ergab sich aus der Absicht, das Koronoidfragment maximal zu belasten. Betrachtet man dazu die Druckverteilung in der Cavitas articularis, so zeigt sich, dass die größte Krafteinwirkung bei maximaler Streckung stattfindet. (siehe Abb. 32)

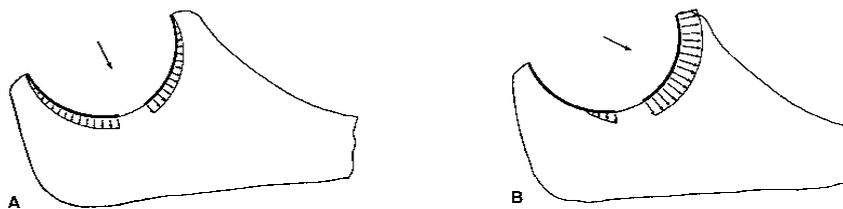


Abb. 32 Lastverteilung in Abhängigkeit des einwirkenden Winkels (aus Morrey „The Elbow and its Disorders“ Elsevier 2000)

Die Welle der Lastaufnahme wurde so in der Incisura trochlearis positioniert, dass die eingeleiteten Kräfte vollständig auf das Frakturfragment einwirkten.

Der Durchmesser der Welle wurde aus der Größe der Trochlea humeri bestimmt und betrug 18 mm. Die Welle wurde auf Rillenkugellagern gelagert, um ein Einrollen in den tiefsten Punkt der Gelenkkonkavität zu ermöglichen und so Biegespannungen bei der Kraffteinleitung zu vermeiden.

2.4.3 Testaufbau für die quasistatische Testung

Kräfteermittlung

Die quasistatische Belastung eines Werkstücks dient der Ermittlung der Steifigkeit desselben. Im vorliegenden Fall sollten die Steifigkeiten der drei verschiedenen Knochen-Implantat-Konstrukte ermittelt werden. Dies sollte zerstörungsfrei erfolgen. Dazu war es zunächst erforderlich aus der Literatur adäquate Kräfte für die Ulna zu eruieren.

Eine vergleichbare biomechanische Untersuchung an der proximalen Ulna existiert nicht. Jedoch fand sich eine Arbeit von Schuster (2008), in der eine analoge Testung von Osteosynthesen am distalen Humerus durchgeführt worden war. Dabei hatte in Extensionbelastung im Bereich bis 50 N ein linearer Kurvenverlauf vorgelegen, ab 70 N war es zur ersten plastischen Verformung gekommen. [99]

Unter der Annahme, dass sich die Kräfte an der proximalen Ulna analog zu denen am, mit ihr artikulierenden, distalen Humerus verhalten würden, ergab sich somit unter Berücksichtigung der Lastverteilung am Unterarm bei axialer Kraffteinleitung von 60% radial zu 40% ulnar, ausgehend von 50 N Gesamtlast, für die quasistatische Testung der Ulna ein Wert von 20 N.

Hardware / Software

Zur Durchführung der quasistatischen Testungen wurde die Materialprüfmaschine 1456 der Firma Zwick (Ulm / Deutschland) verwendet. Die Kraftmessung erfolgte mit dem 2 kN Sensor U2A der Firma HBM (Darmstadt / Deutschland).

Die Messdatenerfassung und -verarbeitung erfolgte mit der Testsoftware TestXpert II V 3.1.



Abb. 33 Kompletter Prüfstand mit eingespannter Probe für die quasistatische Testung (Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

2.4.4 Testaufbau für die dynamische Testung

Kräfteermittlung

Die dynamische Testung eines Werkstücks dient der Ermittlung der Dauerfestigkeit desselben. Dazu wird das zu prüfende Werkstück, im vorliegenden Fall die drei verschiedenen Knochen-Implantat-Konstrukte, einer zyklischen Dauerbelastung definierter Stärke und Frequenz solange ausgesetzt, bis es zum allmählichen Versagen des Konstrukts kommt.

Auch für die dynamische Testung musste zunächst in der Literatur nach geeigneten Kraftwerten recherchiert werden.

In der bereits oben zitierten Arbeit von Schuster (2008) war es unter statischer Belastung am distalen Humerus bei 335 N zum Osteosyntheseversagen durch Schraubenausriss gekommen. Daraufhin wurde die Kraft für die dynamische Testung mit 150 N im sicheren Bereich festgelegt. Begründet wurde dies außerdem mit der Überlegung, dass bei einem Unterarmeigengewicht von 1,5 kg und der hebelarmbedingten Verzehnfachung dieser an der Hand wirkenden Gewichtskraft bei der Kraftübertragung auf den distalen Humerus, sich theoretisch ebenso eine resultierende Kraft von 150 N ($15\text{ N} \times 10 = 150\text{ N}$) ergibt. [99]

Weiterhin fand sich in der Literatur, dass während der normalen Tagesaktivitäten eines gesunden Probanden, wie Ankleiden und Essen, Kräfte von bis zu 300 N auf den Arm wirken. Beim sogenannten Chair Rising Test wurden während des

Hochstützens aus einem Stuhl am Ellenbogen wirkende Kräfte von 1900 N gemessen. Während des Tragens von Gegenständen wirken sogar bis zu 2500 N auf das Ellenbogengelenk. [41] [69] [74]

Eine weitere biomechanische Untersuchung von Osteosynthesen am distalen Humerus wendete eine Kraft von 200 N für die dynamische Testung an [36].

Zusammenfassend ergab sich, unter Ausschluss der für die simulierte unmittelbare postoperative Phase nicht anzunehmenden Extremwerte, ein Mittelwert der in der Literatur gefundenen Kräfte von 216 N. Auf den prozentualen Lastanteil der Ulna von 40% herabgerechnet resultierte somit ein Wert von 86 N für die dynamisch-zyklische Testung.

Zyklusermittlung

Für die Ermittlung einer geeigneten Zyklusanzahl wurde orientierend am Studiendesign von Schuster (2008) folgende Überlegung getroffen:

Im Zeitraum von vier bis fünf Wochen kommt es zur Kallusbildung im Frakturspalt. Danach beginnt die zunehmende Mineralisierung. Während dieser Zeit ist die Osteosynthese der alleinige stabilisierende Faktor für das Repositionsergebnis. [21] [58] [100]

Unter der Annahme, dass ein aktiver Mensch nach Beginn der postoperativen Physiotherapie in den ersten fünf Wochen der Knochenheilung zwölf Stunden am Tag alle fünf Minuten den Arm beugt, ergibt sich eine Häufigkeit von 5040 Beugevorgängen (12 x pro Stunde x 12 Stunden pro Tag x 7 Tage pro Woche x 5 Wochen). Daraus folgend wurde die Zyklusanzahl auf 5000 festgelegt.

Hardware / Software

Zur Durchführung der dynamischen Testungen wurde der pneumatische Prüfstand der Firma DHM (Clausthal-Zellerfeld / Deutschland) in Kombination mit dem PID-Regler Pneusys2 der Firma Syncotec (Clausthal-Zellerfeld / Deutschland) verwendet.

Für die optische Kontrolle des Frakturspaltes im Mikrometerbereich während des Testlaufs wurde die Kamera DigiMicro 2.0 Scale der Firma DNT (Dietzenbach / Deutschland) eingesetzt.

Die Messdatenerfassung und -verarbeitung des Prüfstandes erfolgte mit der Testsoftware SysCon easyTest, die der Kamera mit der Software Microcapture.

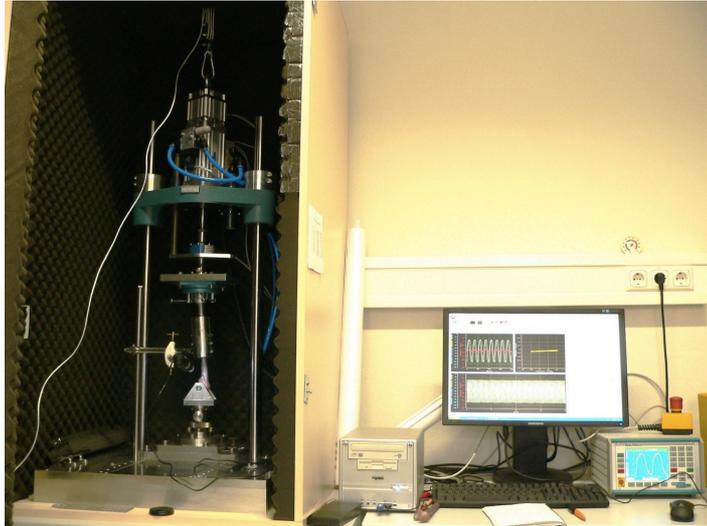


Abb. 34 Kompletter Messstand mit eingespannter Probe für die dynamische Testung
(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

2.4.5 Testaufbau für die Zerstörungsprüfung

Die Zerstörungsprüfung eines Werkstücks dient der Ermittlung der Festigkeit desselben. Sie erfolgt mittels kontinuierlich steigender statischer Belastung und geht zwangsläufig mit der irreversiblen Deformation des Werkstücks einher.

Im vorliegenden Fall sollten die Kräfte bestimmt werden, bei denen es zum Osteosyntheseversagen der drei verschiedenen Knochen-Implantat-Konstrukte kommt. Des Weiteren sollten die jeweiligen Streckgrenzen ermittelt werden.

Hardware / Software

Die Zerstörungsprüfung erfolgte wie die quasistatische Testung mit der Materialprüfmaschine 1456 der Firma Zwick (Ulm / Deutschland), die Messdatenerfassung und -verarbeitung ebenso mit der dazugehörigen Testsoftware TestXpert II V 3.1. Die Kraftmessung erfolgte ebenfalls mit dem 2 kN Sensor U2A der Firma HBM (Darmstadt / Deutschland).

Für die visuelle Dokumentation des Zerstörungsvorgangs kam erneut die Kamera DigiMicro 2.0 Scale der Firma DNT (Dietzenbach / Deutschland) zum Einsatz.

2.5 Versagenskriterien

Zur Festlegung eines Endpunktes bei der dynamischen Testung und der Zerstörungsprüfung, die ja prinzipiell darauf angelegt sind, ein Versagen der Osteosynthese zu provozieren, wurden folgende Versagenskriterien definiert:

- Dehiszenz des Frakturspaltes > 2 mm
- Verschiebung des Frakturfragments > 2 mm parallel zum Frakturspalt
- Implantatlockerung/-bruch
- Schraubenausriss
- Knochenbruch

Die Toleranz von 2 mm Bruchspaltdehiszenz begründet sich auf Erkenntnissen zur Abhängigkeit der Knochenbruchheilung von der Frakturspaltbewegung, die von verschiedenen Autoren in entsprechenden Untersuchungen gewonnen wurden [20] [32] [88] [89].

2.6 Statistische Methoden

Die Abschätzung einer ausreichend großen Probenzahl zur Gewährleistung der statistischen Power ergab, basierend auf Erfahrungswerten ähnlicher Versuche, eine Anzahl zu testender Knochen von $n = 8$ pro Gruppe.

Die zu erreichende Teststärke wurde auf $(1 - \beta) \geq 0,9$ und das Signifikanzniveau auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit SPSS, Version 20 (IBM, Armonk / USA) und Excel, Version 2010 (Microsoft, Richmond / USA). Mit dem Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest wurden die Ergebnisse zunächst auf Normalverteilung untersucht und dann entsprechend mit dem Student t-Test oder mit dem Mann-Whitney-Test ausgewertet.

Mit der Software G*Power, Version 3.1 (Institut für experimentelle Psychologie, Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf / Deutschland) wurde eine post-hoc Poweranalyse zur Bestimmung der erreichten Teststärke durchgeführt.

3 Durchführung

3.1 Kürzen der Kunstknochen

Die künstlichen Ulnae mussten zunächst gekürzt werden, um ein sicheres Einspannen in die Probenaufnahme zu ermöglichen. Dazu wurden sie mit der Diamantbandsäge 310 der Firma EXAKT (Norderstedt / Deutschland) mit einer Sägeblattdicke von 0,7 mm auf eine einheitliche Länge von 180 mm gekürzt. Diese Länge ergab sich aus den geometrischen Eigenschaften der Probenaufnahme.

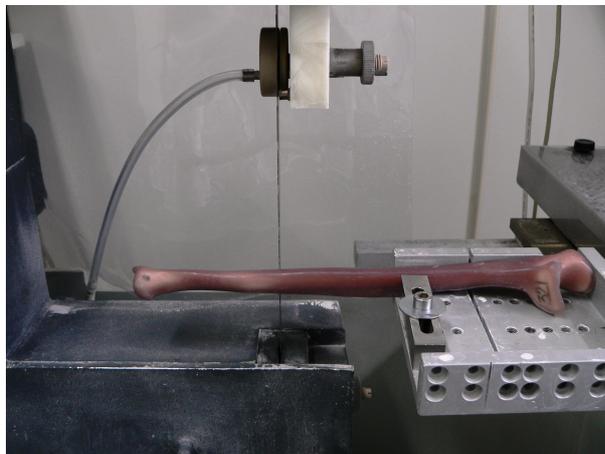


Abb. 35 Kürzen der Kunstknochen mit der Diamantbandsäge
(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

3.2 Einbetten der Kunstknochen

Zur sicheren, verrutschungsfreien Fixierung der Knochen in der Probenaufnahme mit der Möglichkeit zum schnellen Wechsel der Proben war die Anfertigung einer Negativform aus Kunstharz erforderlich.

Dazu wurde einer der identischen Knochen in ein Stativ eingespannt und mit dem freien distalen Schaftende so weit in die Einbettform eingeführt, dass das gelenkseitige Ende noch genügend weit herausragte. Als Einbettform wurde der Edelstahlzylinder eingesetzt, der später auch als Probenaufnahme im Prüfstand diente. Um nach dem Aushärten Zylinder und Knochen noch vom Kunstharz lösen zu können, wurden sie mit Vaseline eingefettet.

Anschließend wurde die Zwei-Komponenten-Gussmasse auf der Basis von Polymethylmethacrylat im Mischungsverhältnis 2:1 (100 g Pulver mit 50 ml

Flüssigkeit) angerührt und eingefüllt. Verwendet wurde Technovit 4006 „HIGH CLEAR“ der Firma Heraeus Kulzer (Wehrheim / Deutschland).

Die Aushärtzeit bei Raumtemperatur betrug elf Minuten.



Abb. 36 Anfertigung des Kunstharz-Negativabdrucks für die Probenaufnahme
(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

3.3 Anfertigung der Osteosynthesen

Aus Gründen der besseren technischen Realisierbarkeit bei relativ glatter Oberfläche des Kunstknochens und der Kleinheit des Frakturfragments wurden die Osteosynthesen vor der Durchführung der Osteotomien angefertigt.

3.3.1 Koronoid-Plattenosteosynthese

Eine Anformung der Platte an den Knochen war aufgrund der anatomischen Vorformung nicht erforderlich. Die Platte konnte direkt an den Knochen angelegt und mit einer Verbrügge-Repositionszange temporär fixiert werden.

Nun erfolgte, beginnend im Schaftbereich, nacheinander das Besetzen aller Schraubenlöcher. Die Bohrungen wurden jeweils mit einem 1,9 mm Bohrer durchgeführt. Als Schrauben wurden 2,6 mm selbstschneidende winkelstabile Torx-Titanschrauben verwendet.

Diese wurden im Schaftbereich bikortikal eingebracht, wobei in das mittlere, als Langloch angelegte Schraubenloch, eine nichtwinkelstabile, sogenannte Montageschraube eingebracht wurde. Die proximale und die distale Schaftschraube wurden zur Erhöhung der Stabilität divergierend zueinander eingeschraubt.

Die drei Schrauben im Koronoidbereich wurden ebenfalls divergierend, jedoch nur monokortikal, eingebracht.

Auf die Besetzung des M4 Bohrlochs mit dem passenden M4 Bolzen wurde zunächst verzichtet, da nicht klar war, ob die Besetzung desselben zum einen stabilitätsentscheidend und zum anderen überhaupt technisch durchführbar sein würde.

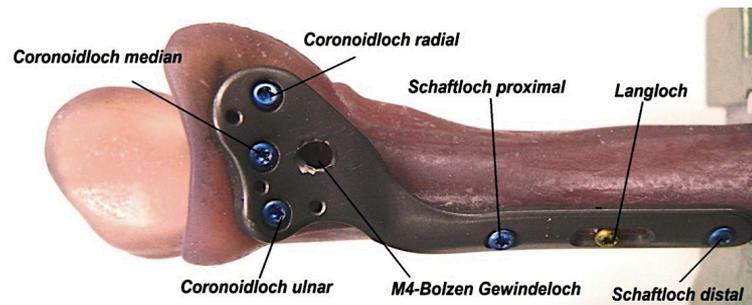


Abb. 37 Koronoid-Plattenosteosynthese

(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

Knochen-Nummer	Langloch [mm]	Schaftloch proximal [mm]	Schaftloch distal [mm]	Coronoidloch median [mm]	Coronoidloch ulnar [mm]	Coronoidloch radial [mm]
1	22	22	20	36	34	32
2	22	20	20	36	34	32
3	22	22	20	36	34	32
4	22	20	22	36	36	34
5	22	22	20	36	36	32
6	22	22	20	36	34	34
7	22	22	22	36	34	32
8	22	22	20	36	34	32

Tabelle 2 Verwendete Schraubenlängen für die Koronoid-Plattenosteosynthese

3.3.2 AO-Plattenosteosynthese

Die AO-Platten mussten zunächst mittels zweier Biegeezangen an die Anatomie der proximalen Ulna adaptiert werden.

Nach temporärer Fixation mit einer Verbrügge-Repositionszange erfolgte analog zur Tifix-Platte nacheinander das Besetzen aller Schraubenlöcher.

Die Bohrungen wurden jeweils mit einem 2,5 mm Bohrer durchgeführt. Als Schrauben wurden 3,5 mm nicht selbstschneidende Innensechskant-Stahlschrauben verwendet. Daher war das Vorschneiden des Gewindes mit einem 3,5 mm Gewindeschneider erforderlich.

Im Schaftbereich wurden Kortikalisschrauben bikortikal eingebracht, wobei auch hier auf die divergierende Lage der proximalen und der distalen Schraube zueinander geachtet wurde.

Die beiden Spongiosa-Teilgewindeschrauben im Koronoidbereich wurden ebenfalls divergierend eingebracht.

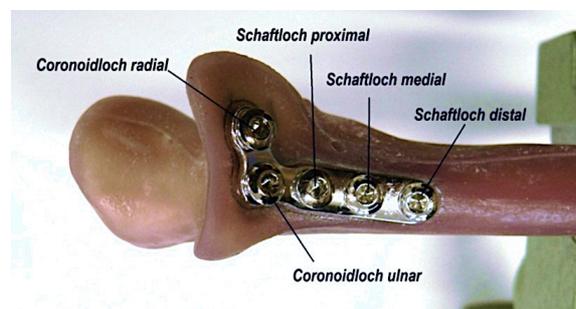


Abb. 38 AO-Plattenosteosynthese

(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

Knochen- Nummer	Schaftloch proximal [mm]	Schaftloch distal [mm]	Schaftloch median [mm]	Coronoidloch ulnar [mm]	Coronoidloch radial [mm]
1	36	28	28	35	35
2	30	26	26	35	35
3	32	26	26	35	35
4	30	26	28	30	35
5	32	26	26	30	35
6	30	26	26	35	35
7	30	26	26	35	35
8	30	26	26	35	35

Tabelle 3 Verwendete Schraubenlängen für die AO-Plattenosteosynthese

3.3.3 Schraubenosteosynthese

Die Einbringung der kanülierten selbstschneidenden 4 mm Innensechskant-Teilgewinde-Spongiosaschrauben aus Titan erfolgte in retrograder Technik.

Dazu wurden zunächst zwei 1,4 mm K-Drähte überkreuzend von dorsal bis in die Koronoidspitze platziert, wobei aus Stabilitätsgründen auf eine divergierende Platzierung medial und lateral in der Koronoidspitze geachtet wurde.

Aufgrund der Härte und Glätte der künstlichen Kortikalis musste dazu mit einem 1,4 mm Bohrer vorgebohrt werden.

Anschließend wurden die K-Drähte ebenfalls von dorsal mit einem 2,7 mm kanülierten Bohrer bis an die Gegenkortikalis heran überbohrt.

Nach dem Vorschneiden mit einem 4 mm Gewindeschneider wurde mit der Kopfraumfräse eine Vertiefung in die Kortikalis gefräst, um ein Überstehen der doch recht prominenten Schraubenköpfe zu vermeiden. Dann folgte die Einbringung der Schrauben über die K-Drähte. Diese kamen entsprechend der initialen Platzierung der K-Drähte überkreuzt und divergierend zueinander zum Liegen.

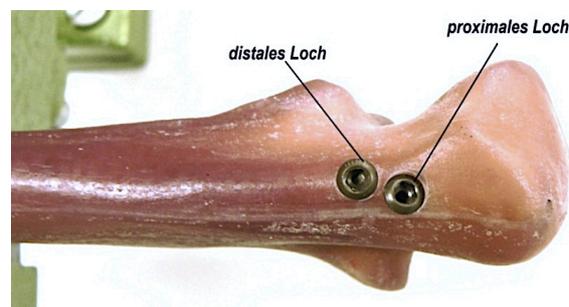


Abb. 39 Schraubenosteosynthese

(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

Knochen-Nummer	proximales Loch [mm]	distales Loch [mm]
1	32	34
2	30	32
3	30	32
4	28	30
5	26	32
6	32	34
7	30	32
8	28	28

Tabelle 4 Verwendete Schraubenlängen der Schraubenosteosynthese

3.4 Durchführung der Osteotomien

Das Frakturfragment sollte zum einen groß genug sein, um als instabil (Typ III nach der Morrey-Klassifikation) zu gelten. Zum anderen sollte es auch eine genügend große Auflagefläche für die Welle der Lastaufnahme bei der späteren Testung bieten. Diese Anforderungen wurden durch eine Fragmentgröße von 75% der Koronoidhöhe erfüllt.

Bei einer Gesamtkoronoidhöhe des Kunstknochens von 22,5 mm entsprach das rund 17 mm. Dieses Maß wurde von der Koronoidspitze abgesetzt und in der Incisura trochlearis markiert.

Anschließend wurden zunächst alle Osteosynthesen demontiert und danach mit der Diamantbandsäge 310 der Firma EXAKT (Norderstedt / Deutschland) mit einer Sägeblattdicke von 0,7 mm die Osteotomien durchgeführt. Zur Gewährleistung identischer Sägeschnitte wurden die Knochen in eine eigens konstruierte Halterung eingespannt. Die Schnittführung verlief parallel zur Längsachse der Ulna. Abschließend wurden alle Osteosynthesen remontiert.

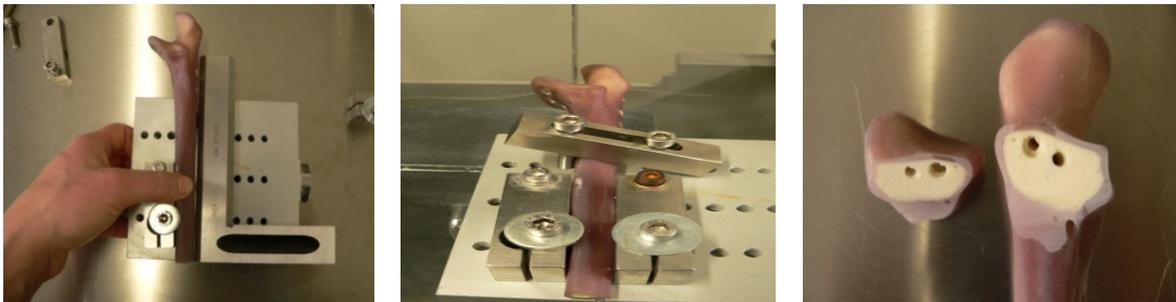


Abb. 40 Durchführung der Osteotomien

(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

3.5 Quasistatische Testung

Mit der quasistatischen Testung sollte die jeweilige Steifigkeit der drei verschiedenen Knochen-Implantat-Konstrukte gemessen werden, ohne diese dabei zu zerstören.

Dazu wurde der zu testende Knochen in 0° Extension und 5° Valgus in die Probenaufnahme eingespannt und mit dem Koronoidfragment bis zum Kontakt an die Welle der Lastaufnahme herangefahren. Um den sicheren Kontakt des Fragments mit der Welle zu gewährleisten, wurde eine Vorspannung von 5 N eingestellt.

Anschließend wurde die Krafteinleitung kontinuierlich bis auf 30 N erhöht. Dabei betrug die Geschwindigkeit der Krafteinleitung 0,1 mm/s.

Um Streuungsfehler auszuschließen und die statistisch sichere Bestimmung von Mittelwert und Standardabweichung zu ermöglichen, wurde die Messung jeweils viermal wiederholt. Wobei der erste Messdurchlauf der Probenkonditionierung diente und der entsprechende Messwert verworfen wurde.

Dieses Procedere wurde mit jedem der 24 Knochen durchgeführt.

Die Testung der Koronoid-Plattenosteosynthesen wurde aus oben genannten Gründen zunächst ohne den ursprünglich vorgesehenen M4-Bolzen durchgeführt und später mit diesem wiederholt.



Abb. 41 Die drei verschiedenen Osteosynthesetypen im Prüfstand

(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

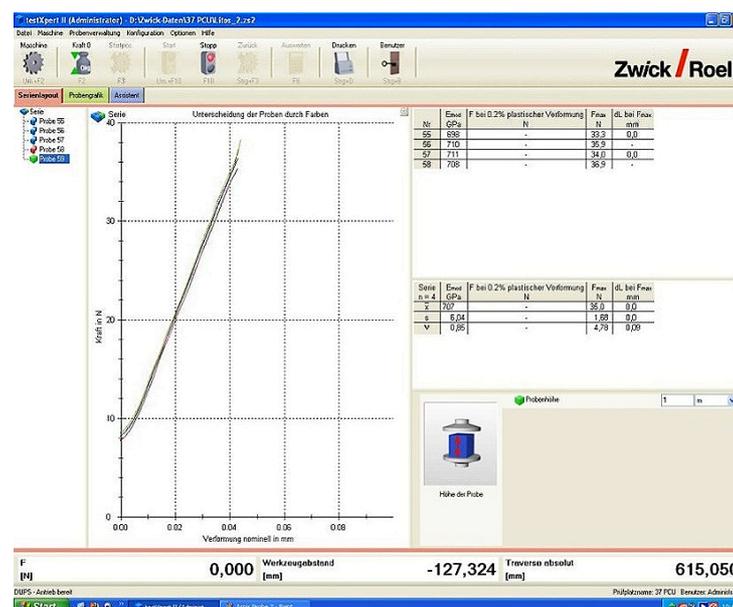


Abb. 42 Screenshot während der quasistatischen Testung

(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

3.6 Dynamische Testung

Mit der dynamischen Testung sollte die jeweilige Dauerfestigkeit der drei verschiedenen Knochen-Implantat-Konstrukte gemessen werden. Eine mögliche Zerstörung der Proben wurde hierbei in Kauf genommen.

Dazu wurde der zu testende Knochen ebenfalls in 0° Extension und 5° Valgus in die Probenaufnahme eingespannt und mit dem Koronoidfragment bis zum Kontakt an die Welle der Lastaufnahme herangefahren.

Nun wurde eine Minimalkraft von 20 N eingeleitet, die für den gesamten Zeitraum der Messung aufrechterhalten wurde. Ausgehend von diesem Kraftniveau wurde die Probe dann einer zyklischen Belastung bis 100 N mit sinusförmigem Verlauf und einer Frequenz von 2,5 Hz ausgesetzt. (siehe Abb. 44) Die Anzahl der Zyklen betrug 5000. Bei vorzeitigem Eintreten der Versagenskriterien wurde der Test manuell abgebrochen.

Zum Beginn der Messung sowie nach 250, 500, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000 und 5000 Zyklen wurde der Verlauf kurz gestoppt und mit der Mikrokamera eine Fotodokumentation des Frakturspaltes jeweils unter minimaler und maximaler Last durchgeführt. (siehe Abb. 43) Dadurch sollten mögliche Fragmentverschiebungen detektiert werden. Eigens dazu waren zuvor rote Markierungen über den Frakturspalt hinweg angezeichnet worden.

Dieses Procedere wurde ebenfalls mit jedem der 24 Knochen durchgeführt. Auf eine Testung der Koronoid-Plattenosteosynthesen mit eingebrachtem M4-Bolzen wurde aufgrund der aus der quasistatischen Testung vorliegenden Ergebnisse ohne nachweisbaren Benefit verzichtet.

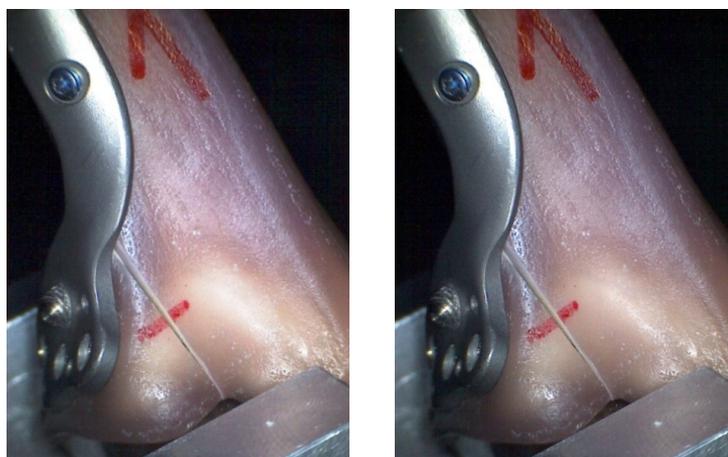


Abb. 43 Intervallaufnahme mit der Mikrokamera unter minimaler Last (links) und maximaler Last (rechts) (Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)



Abb. 44 Screenshot während der dynamischen Testung

(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

3.7 Zerstörungsprüfung

Mit der Zerstörungsprüfung sollte zum einen die Festigkeit, d.h. die Kraft bei der es zum Versagen der drei verschiedenen Knochen-Implantat-Konstrukte kommt, bestimmt werden. Eine Zerstörung der Proben war demnach obligat. Zum anderen sollte die jeweilige Streckgrenze ermittelt werden.

Weiterhin sollte auch das jeweilige Zerstörungsmuster analysiert werden, um Rückschlüsse auf die konstruktiven Eigenschaften der unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren ziehen zu können.

Dazu wurde der zu testende Knochen wiederum in 0° Extension und 5° Valgus in die Probenaufnahme eingespannt und mit dem Koronoidfragment bis zum Kontakt an die Welle der Lastaufnahme herangefahren.

Nach einem Setzungszyklus bis zu einer Kraft von 100 N und nachfolgender Entlastung auf 25 N wurde die Kraffteinleitung kontinuierlich mit einer Geschwindigkeit von 0,1 mm/s erhöht und die Kraft-Weg-Kurve aufgezeichnet. Parallel dazu erfolgte die Dokumentation mit der Mikrocamera. Die Kraftsteigerung wurde solange fortgesetzt, bis es zur Zerstörung des Knochen-Implantat-Konstrukts gekommen war, was sich auch im Verlust der Linearität der Kraft-Weg-Kurve zeigte. Die Festigkeit wurde aus der maximal wirkenden Kraft ermittelt.

Zur Bestimmung der Streckgrenze wurde im Bereich von 50 N bis 150 N eine Regressionsgerade der Kraft-Weg-Kurve errechnet. Eine Parallele zur Regressionsgeraden wurde um 0,2% verschoben, bezogen auf die Tiefe des PCU-Fragments von 20 mm, eingezeichnet. Aus dem Schnittpunkt dieser Geraden und der Messkurve wurde die Streckgrenze bestimmt. Dieses Procedere wurde mit jeweils drei Knochen aus jeder Gruppe durchgeführt. Zusätzlich wurde noch eine einzelne Koronoid-Plattenosteosynthese mit eingebrachtem M4-Bolzen getestet.

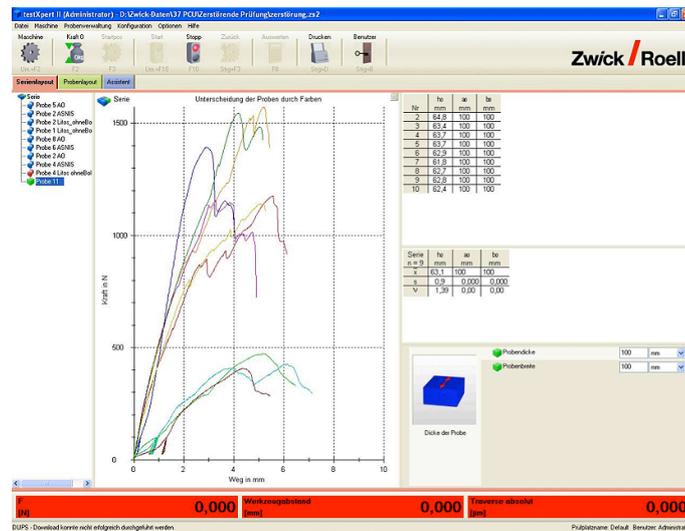


Abb. 45 Screenshot der Test-Software nach Durchführung aller Zerstörungsprüfungen
(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Quasistatischen Testung

Die mit der Test-Software aufgezeichneten Kraft-Weg-Kurven wiesen allesamt einen linearen Verlauf auf.

Durch Anlegen einer Regressionsgeraden im Bereich von 12-24 N konnten nun die Steifigkeiten ermittelt werden. Daraus ergaben sich folgende Ergebnisse:

Probennummer	Messung 1 [N/mm]	Messung 2 [N/mm]	Messung 3 [N/mm]	Mittelwert [N/mm]	Standardabweichung [N/mm]
1	689	679	675	681	7,2
2	710	711	708	709	1,5
3	711	728	745	728	17
4	686	693	697	692	5,6
5	687	686	694	689	4,4
6	670	670	676	672	3,4
7	692	696	704	697	6.1
8	675	684	691	683	8

Tabelle 5 Steifigkeiten der Koronoid-Plattenosteosynthese

Probennummer	Messung 1 [N/mm]	Messung 2 [N/mm]	Messung 3 [N/mm]	Mittelwert [N/mm]	Standardabweichung [N/mm]
1	662	663	670	665	4,3
2	689	716	710	705	14,2
3	637	644	647	643	5,1
4	634	627	632	631	3,6
5	589	598	597	595	5
6	633	640	647	640	7
7	598	611	616	608	9,3
8	678	684	684	682	3,5

Tabelle 6 Steifigkeiten der AO-Plattenosteosynthese

Probennummer	Messung 1 [N/mm]	Messung 2 [N/mm]	Messung 3 [N/mm]	Mittelwert [N/mm]	Standardabweichung [N/mm]
1	424	392	401	406	16,5
2	187	180	177	181	5,1
3	239	242	223	238	4,6
4	215	200	184	200	15,5
5	128	129	129	129	0,6
6	129	124	126	126	2,5
7	389	400	402	397	7
8	336	323	317	325	9,7

Tabelle 7 Steifigkeiten der Schraubenosteosynthese

Nach Mittelung der Messergebnisse zeigte sich, dass die höchste Steifigkeit mit 693 N/mm +/- 18,1 N/mm von der Koronoid-Platte erzielt wurde, gefolgt von der AO-Platte mit 646 N/mm +/- 36,8 N/mm und den kanülierten Schrauben mit 249 N/mm +/- 112,8 N/mm.

Die Testwiederholung der Koronoid-Platte mit eingebrachtem M4-Bolzen zeigte keinen Unterschied in der Steifigkeit. Daher wurde dieses Konzept verlassen und nicht mehr in den weiteren Fortgang der Messungen einbezogen.

Wie aus diesen Ergebnissen ersichtlich ist und in Diagramm 1 grafisch verdeutlicht wird, ist die Streubreite bei der AO-Platte etwas und bei den kanülierten Schrauben deutlich größer als bei der Koronoid-Platte.

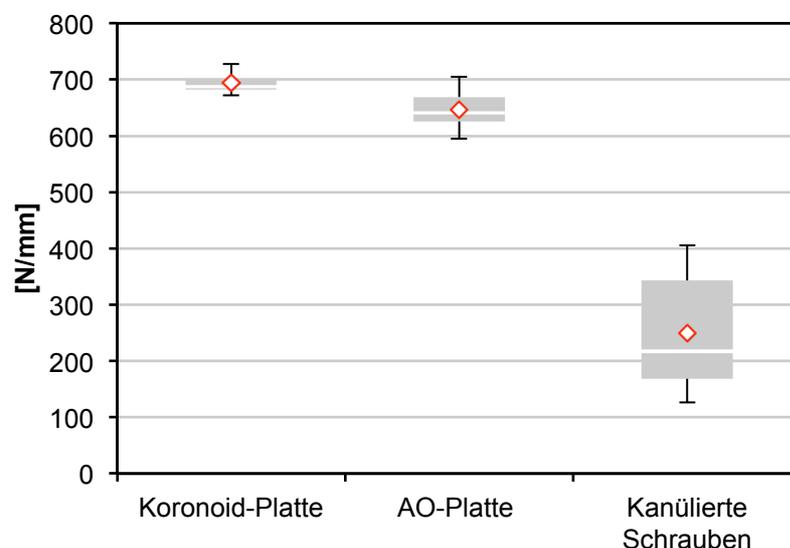


Diagramm 1 Steifigkeiten der Osteosynthesegruppen im statistischen Vergleich

Die Analyse der Messwerte zeigte eine Normalverteilung in jeder Gruppe. Somit konnte der T-Test zu Anwendung kommen.

Die statistische Auswertung ergab damit für die Steifigkeit einen nicht signifikanten Unterschied zwischen der Koronoid-Platte und der AO-Platte mit $p=0,95$ sowie einen signifikanten Unterschied zwischen der Koronoid-Platte und den kanülierten Schrauben mit einem $p=0,01$ und einen ebenfalls signifikanten Unterschied zwischen der AO-Platte und den kanülierten Schrauben mit einem $p=0,04$.

4.2 Ergebnisse der Dynamischen Testung

Bei der Durchführung der Dauerfestigkeitsprüfung zeigte keine der Koronoid-Platten ein Versagen der Osteosynthese. Während des gesamten Testdurchlaufs traten keine messbaren Veränderungen am Frakturspalt auf.

Auch in den Aufnahmen der Mikrokamera konnten keine Wegänderungen zwischen der Minimallast von 20 N und der Maximallast von 100 N festgestellt werden. (siehe Abb. 46) Lediglich aus den Kurvenverläufen des Kraft-Weg-Diagramms der Betriebssoftware konnte eine Fragmentbewegung zwischen 0,125 mm und 0,15 mm abgelesen werden. Die daraus errechneten Steifigkeiten stimmen mit denen aus der quasistatischen Testung überein.

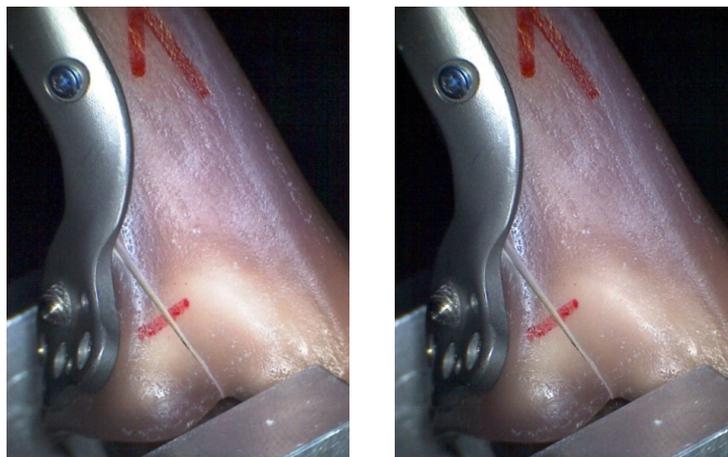


Abb. 46 Koronoid-Plattenosteosynthese unter Minimallast (links) und Maximallast (rechts) (Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

Die Ergebnisse der Testung der AO-Platte sind identisch mit denen der Koronoid-Platte.

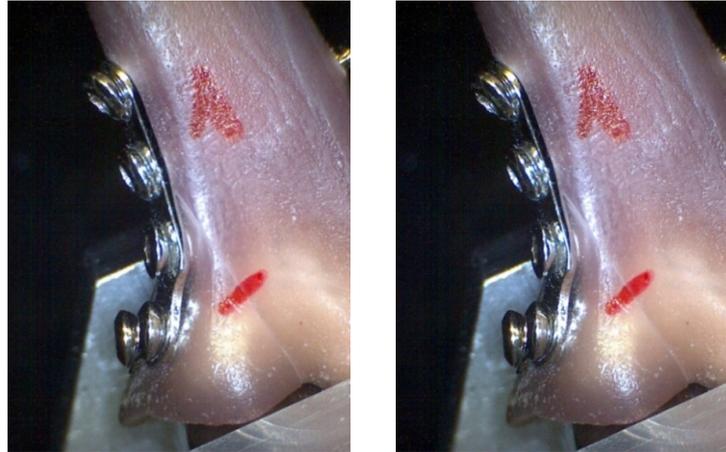


Abb. 47 AO-Plattenosteosynthese unter Minimallast (links) und Maximallast (rechts)

(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

Die Schraubenosteosynthesen erwiesen sich als weniger stabil als die Plattenosteosynthesen. Drei der acht Proben hielten der dynamischen Testung nicht stand und versagten bereits zum Beginn der Messung, nach 566 Zyklen sowie nach 1472 Zyklen. (siehe Tabelle 8)

Jedoch auch die übrigen fünf Proben wiesen deutliche Fragmentbewegungen auf. (siehe Abb. 48) Wobei die Differenz der Strecke zwischen Minimal- und Maximalbelastung mit zunehmender Zykluszahl immer geringer wurde, was mit einem Setzungsverhalten (Settling) zu erklären ist.

Probennummer	Fragmentbewegung - gemittelt [mm]	Versagensart und -zeitpunkt
1	0,39	-
2	0,43	-
3	1,05	-
4	1,08	-
5	> 2	Fragment- und Schraubenlockerung nach 566 Zyklen
6	0,59	-
7	> 2	Fragment- und Schraubenlockerung nach 1472 Zyklen
8	> 2	Fragment- und Schraubenlockerung nach 1 Zyklus

Tabelle 8 Ergebnisse der dynamischen Testung der Schraubenosteosynthese

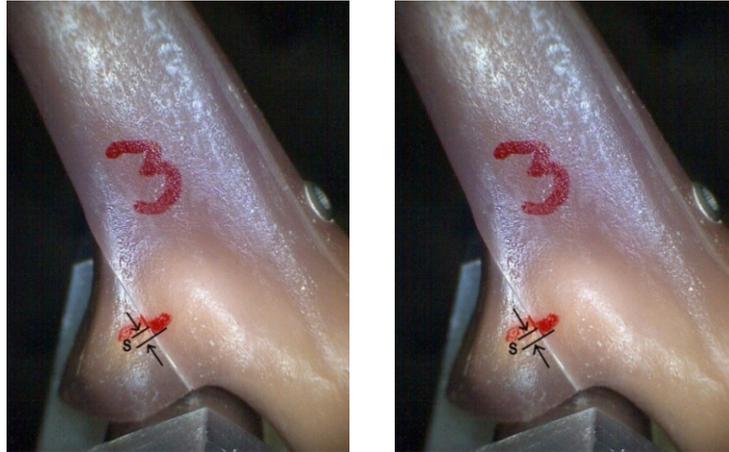


Abb. 48 Schraubenosteosynthese unter Minimallast (links) und Maximallast (rechts)
 (Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

Die Abb. 49 verdeutlicht das Versagensmuster der drei gelockerten Schraubenosteosynthesen. Das linke Bild zeigt das Setzungsverhalten (Settling) des Fragmentes mit einer Verschiebung von mehr als 2 mm. Im rechten Bild erkennt man, wie sich die Schrauben aus dem PU-Schaum ausgelockert haben. Die Schraubenlöcher wurden dabei durch die Belastung ovalär vergrößert.



Abb. 49 Versagensmuster der Schraubenosteosynthese: Fragmentverschiebung > 2 mm (links) und Auslockerung der Schrauben (rechts)
 (Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

4.3 Ergebnisse der Zerstörungsprüfung

Bei der Durchführung der Zerstörungsprüfung konnten die in Tabelle 9 aufgeführten Maximalkräfte, bei denen es zur irreversiblen Deformation der Osteosynthesen kam, ermittelt werden.

Osteosynthese-Typ	Probe 1 [N]	Probe 2 [N]	Probe 3 [N]	Mittelwert [N]	Standardabweichung [N]
Koronoid-Platte	1570	1393	1544	1502	95
AO-Platte	1140	1177	1156	1157	18
Kanülierte Schrauben	473	407	425	435	34

Tabelle 9 Festigkeitswerte der einzelnen Osteosynthesen

Die gemittelten Maximalwerte entsprechen den Festigkeiten der einzelnen Osteosynthesen.

Bei der statistischen Analyse mit dem Mann-Whitney-Test zeigte sich bei einem Signifikanzniveau von 0,05 ein signifikanter Unterschied zwischen der Koronoid-Platte und der AO-Platte mit einem $p=0,049$ sowie auch zwischen der Koronoid-Platte und den kanülierten Schrauben mit einem $p=0,049$ und auch zwischen der AO-Platte und den kanülierten Schrauben mit einem $p=0,049$.

Eine einzelne zusätzlich getestete Koronoid-Plattenosteosynthese mit eingebrachtem M4-Bolzen zeigte, wie bereits aus den Ergebnissen der Voruntersuchung vermutet, keine Steigerung der Festigkeit.

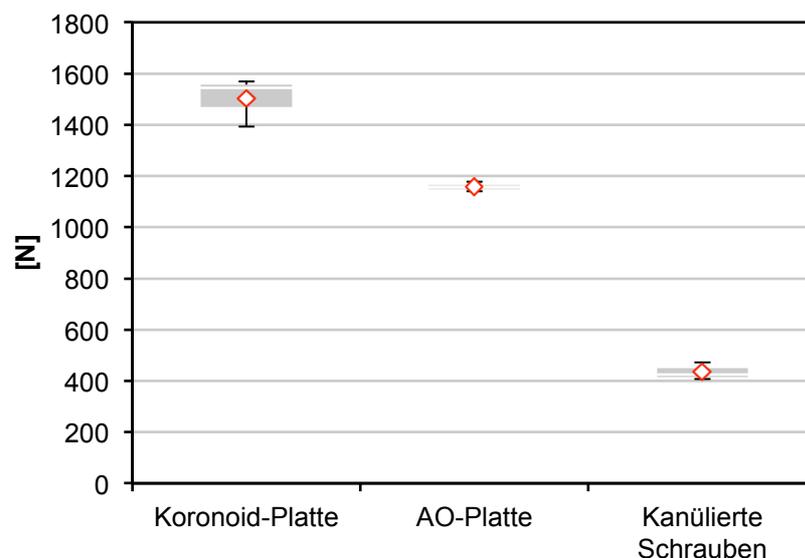


Diagramm 2 Festigkeiten der Osteosynthesegruppen im statistischen Vergleich

Die Ermittlung der jeweiligen Streckgrenze ergab die der Tabelle 10 zu entnehmenden Werte.

Osteosynthese-Typ	Probe 1 [N]	Probe 2 [N]	Probe 3 [N]	Mittelwert [N]	Standardabweichung [N]
Koronoid-Platte	344	300	290	311	28,6
AO-Platte	186	252	290	243	52,6
Kanülierte Schrauben	165	177	177	173	6,9

Tabelle 10 Streckgrenzenwerte aller getesteten Osteosynthesen

Bei der statistischen Analyse mit dem Mann-Whitney-Test zeigte sich bei einem Signifikanzniveau von 0,05 kein signifikanter Unterschied zwischen der Koronoid-Platte und der AO-Platte bei einem $p=0,076$.

Ein signifikanter Unterschied besteht jedoch zwischen der Koronoid-Platte und den kanülierten Schrauben mit einem $p=0,049$ sowie auch zwischen der AO-Platte und den kanülierten Schrauben mit einem $p=0,049$.

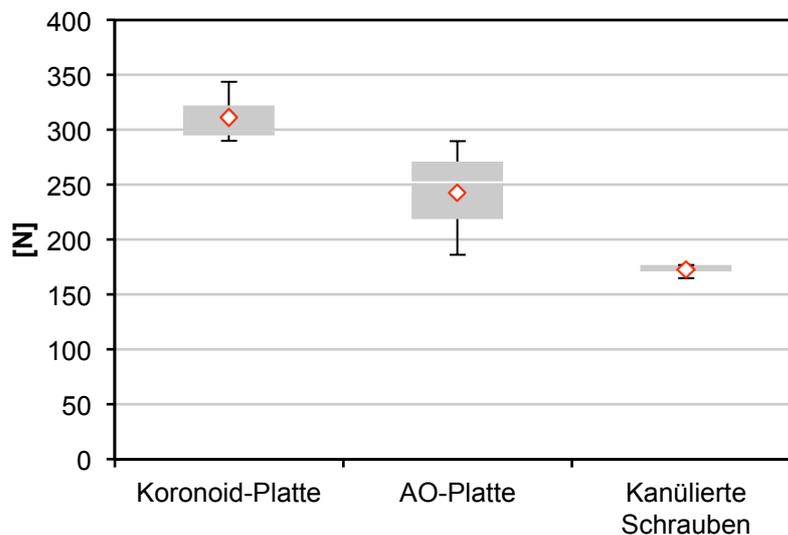


Diagramm 3 Streckgrenzen der Osteosynthesegruppen im statistischen Vergleich

Im Folgenden sind die dokumentierten Versagensmechanismen der einzelnen Osteosynthesen dargestellt. Insgesamt zeigte jede Osteosynthesegruppe ein jeweils homogenes Zerstörungsmuster.

Bei der **Koronoid-Plattenosteosynthese** kam es zu einer Lockerung der drei, den Osteotomiespalt überbrückenden, Spongiosaschrauben. Dies führte

konsekutiv zu einer Verbiegung der Platte. Die bikortikale Verankerung im Schaftbereich hingegen blieb stabil.



Abb. 50 Zerstörungsmuster der Koronoid-Plattenosteosynthese

(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

Bei der **AO-Plattenosteosynthese** kam es zur Absprengung des Frakturfragments und nachfolgend ebenfalls zur Verbiegung der Platte. Eine Schraubenlockerung war hier weder metaphysär noch im Schaftbereich zu beobachten.



Abb. 51 Zerstörungsmuster der AO-Plattenosteosynthese

(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

Bei der **Schraubenosteosynthese** kam es zu einem kompletten Ausriss des Frakturfragments sowie zur Lockerung der Schrauben im Knochen.



Abb. 52 Zerstörungsmuster der Schraubenosteosynthese

(Quelle: Biomechaniklabor Uniklinik Lübeck)

5 Diskussion

Die Koronoid-Platte verkörpert eine neue Generation der Plattenosteosynthese am Processus coronoideus ulnae. Die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse sollen im Folgenden interpretiert und hinsichtlich der Methodik ihrer Gewinnung diskutiert werden.

5.1 Kunstknochen

Der Vorteil der verwendeten Kunstknochen liegt in der strukturellen Homogenität der Proben. Diese erlaubt einen unmittelbaren Vergleich der verschiedenen Osteosyntheseverfahren, da die im Kadaverknochen wirksam werdenden Einflüsse, wie Größe, Alter, Geschlecht und Knochendichte, ausgeschlossen werden können. Somit beeinflusste allein die Art der Osteosynthese das Messergebnis.

Bei Untersuchungen einer anderen Arbeitsgruppe im hiesigen Biomechaniklabor an der humanen Kadaver-Ulna zeigten sich derart starke präparatbedingte Streuungen der Messergebnisse, dass eine Interpretation kaum noch möglich war. Aufgrund der dem natürlichen Knochen nachempfundenen Kortikalis/Spongiosa-Struktur, die laut Hersteller auf den Ergebnissen biomechanisch/anatomischer Untersuchungen an humanen Kadaverknochen beruht, ist dennoch die Vergleichbarkeit zum originalen humanen Knochen gewährleistet.

Nachteilig ist, dass die physikalischen Eigenschaften des Kunstknochens denen des Knochens eines jungen gesunden Menschen entsprechen und somit die Vorteile der neu entwickelten Koronoid-Platte, die insbesondere beim osteoporotischen Knochen des älteren Patienten zum Tragen kommen, sich nicht durchgängig in den Ergebnissen abbildeten. Die Verwendung eines Osteoporose-Kunstknochens hätte sicher zu einer weiteren Differenzierung der Ergebnisse insbesondere zwischen der Koronoid-Platte und der AO-Platte geführt. Zwar existieren solche Knochenmodelle, jedoch nur als sogenannte Generics, d.h. geometrische Grundformen, nicht jedoch als anatomische Kunstknochen, also im konkreten Fall als Ulna.

Nicht zuletzt unterliegt man bei der Verwendung von Kunstknochen nicht der ethisch bedingten Limitierung der Probenanzahl wie beim humanen

Kadaverknochen und kann somit den statistischen Anforderungen an eine ausreichend hohe Probenanzahl gerecht werden.

5.2 Frakturmodell

Eine vergleichbare biomechanische Untersuchung von Osteosynthesen am Processus coronoideus ulnae fand sich in der Literatur nicht. Es existieren lediglich allgemeine biomechanische Untersuchungen zu den stabilitätsgebenden Komponenten des Ellenbogengelenkes sowie eine methodisch vergleichbare Arbeit über supracondyläre Humersufrakturen.

Um ein sicheres Aufliegen der lasteinbringenden Welle auf dem Frakturfragment zu gewährleisten, war eine Fragmentgröße von 75% der Koronoidhöhe, entsprechend einer Typ III Fraktur nach Morrey, erforderlich. Die Wahl eines kleineren Fragments, entsprechend Typ II nach Morrey, hätte zum zumindest partiellen Aufliegen der Welle auf dem Osteotomiespalt und somit zur Reduktion der eingeleiteten Kraft geführt. Dies hätte valide Messergebnisse unmöglich gemacht.

Typ II Frakturen nach Morrey werden somit durch die Untersuchungsergebnisse nicht repräsentiert. Dies ist jedoch den oben erläuterten testmethodischen Gründen geschuldet und war somit nicht vermeidbar.

Auf eine Distanzosteotomie, d.h. das Schaffen eines deutlich sichtbaren Osteotomiespalt und somit Vermeidung des Kontaktes der Frakturfragmente zueinander zur Simulation einer Trümmerzone wurde bewusst verzichtet. Mit diesem Modellansatz würde man isoliert die Stabilität der Knochen-Implantat-Verankerung unter Ausschluss des stabilitätsgebenden Effektes der interfragmentären Kompression testen. Dies ist jedoch für den hier untersuchten Frakturtyp ohne klinische Relevanz. Vielmehr sollte gerade die Stabilität des Gesamtkonstrukts analog zur klinischen Praxis getestet werden.

Auch auf die Simulation einer Mehrfragmentfraktur des Koronoids mittels Durchführung einer Mehrfachosteotomie des Frakturfragments wurde verzichtet, da diese Art von Fraktur nicht durch eine Zugschraubenosteosynthese stabilisierbar ist und somit eine der beiden Vergleichsgruppen weggefallen wäre. Des Weiteren hätte man bei einer Halbierung des Koronoidfragments die mittlere Schraube der Koronoid-Platte genau in den Osteotomiespalt schrauben müssen,

bei einer Drittelung wiederum hätte man das mittlere Fragment nicht mit der AO-Platte, die im Koronoidbereich nur zwei Löcher besitzt, fassen können. Zudem wäre auch der technische Aufwand aufgrund der Kleinheit des Frakturfragments unverhältnismäßig hoch gewesen wäre. Dadurch konnte jedoch ein weiterer konstruktiver Vorteil der Koronoid-Platte, die Eignung zur Versorgung mehrerer Frakturfragmente, nicht zum Tragen kommen.

5.3 Osteosynthesen

Im Unterschied zur Koronoid-Platte, die im Frakturfragment mit 2,6 mm winkelstabilen Kortikalisschrauben befestigt wurde, kamen bei der AO-Platte 3,5 mm nichtwinkelstabile Spongiosaschrauben mit Teilgewinde zur Anwendung, obwohl für diese klinisch üblicherweise 2,7 mm Kortikalisschrauben verwendet werden. Da die Schraubenlöcher jedoch auch für 3,5 mm Schrauben geeignet sind, entschieden wir uns aus Gründen der Erreichung der maximalen Stabilität für letztere. Damit sollte der Nachteil der fehlenden Winkelstabilität zumindest teilweise ausgeglichen und somit dem Vorwurf der Schaffung ungleicher Ausgangsvoraussetzungen von vornherein entgegengewirkt werden.

Dies schlug sich dann auch in zum Teil nur nichtsignifikanten Unterschieden zwischen diesen beiden Osteosynthesen nieder. Die Verwendung von 2,7 mm Schrauben hätte sicher zu noch deutlicheren Unterschieden bei der Festigkeit geführt.

Bereits bei der Durchführung der Osteosynthesen zeigte sich die anatomische Vorformung der Koronoid-Platte als klarer Vorteil gegenüber der AO-Platte, die erst aufwendig mittels Biegezangen zurechtgeformt werden musste. Daraus ergab sich ein deutlicher Zeitunterschied. Dieser wurde noch verstärkt durch die Verwendung von selbstschneidenden Titanschrauben, die ein vorhergehendes Gewindeschneiden, wie bei den Stahlschrauben der AO-Platte erforderlich, erübrigten.

Darüber hinaus schont die anatomisch vorgeformte Koronoid-Platte mit ihrem geschwungenen Seitversatz des Schaftteils gegenüber dem Koronoidteil den Ansatz der Sehne des Musculus brachialis, der als stärkster Armbeuger fungiert. Die Distanz zwischen der Koronoidspitze und dem Ansatz des M. brachialis wird in der Literatur mit ca. 11 mm angegeben [16]. Die Ansatzfläche des M. brachialis

erstreckt sich ovalär über ca. 26 mm Länge sowie ca. 10 mm Breite proximal und ca. 4 mm Breite distal. (siehe Abb. 53)

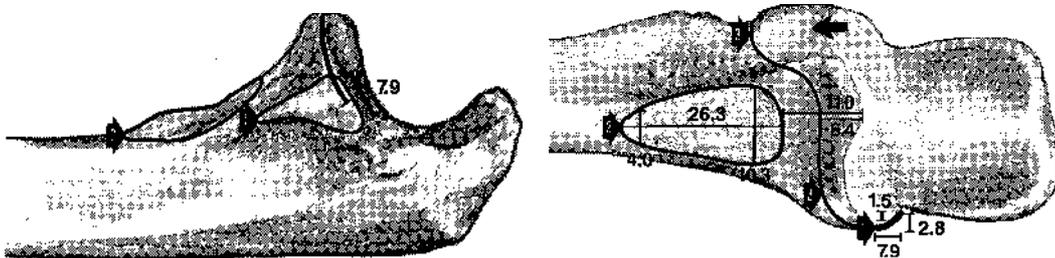


Abb. 53 Ansatzflächen von Gelenkkapsel, M. brachialis und AMCL

(aus Cage & Abrams et al. "Soft tissue attachments of the ulnar coronoid process - an anatomic study with radiographic correlation" Clinical Orthopaedic and Related Research 1995)

Bei der AO-Platte muss dieser Ansatz zumindest partiell zur Schaffung des Plattenlagers freigeschoben werden, was zu entsprechenden funktionellen Einbußen bei der Armbeugung führt.

Zusätzlich ermöglichen drei Mini-Löcher in der Platte nach erfolgter Frakturreposition zum einen die temporäre Transfixation derselben am Knochen und zum anderen später die stabile Refixation von Kapsel-/Bandanteilen.

Die im Koronoidbereich der Platte befindliche metrische 4 mm Bohrung war ursprünglich zur retrograden Besetzung mit einem M4-Bolzen gedacht. Eine quasistatische Probemessung mit und ohne den M4-Bolzen ergab jedoch keinen Unterschied in der Steifigkeit. Und auch eine einzelne Zerstörungsprüfung mit dem Bolzen konnte keine Erhöhung der Festigkeit zeigen. Somit wurde in Anbetracht des doch erheblichen Zusatzaufwandes, der zum retrograden Einbringen des Bolzens in das metrische Gewinde unter Verwendung eines Zielgerätes erforderlich ist, verzichtet.

Die beiden Führungsdrähte für die 4 mm kanülierten Titanschrauben wurden von der noch nicht osteotomierten Koronoidspitze aus eingebracht, was später die optimale Schraubenlage ermöglichte. In der klinischen Praxis ist dies aufgrund der ventral des Koronoids liegenden Nerven und Blutgefäße so nicht möglich. Außerdem ist das frakturierte Koronoid mobil und erschwert das korrekte Einbringen der Führungsdrähte zusätzlich. Insofern erfolgte das Einbringen der beiden kanülierten Schrauben idealisiert, was jedoch für den Zweck des Methodenvergleichs aus unserer Sicht erforderlich war.

Als zusätzliche Schwierigkeit erwies sich der Kunstknochen unter der starken Verdrängung durch die 4 mm dicken selbstschneidenden Schrauben zunächst als zu spröde. Es kam beim Einschrauben zu einem Ausplatzen des Kunstknochens im Bereich des Frakturfragments. Dieses Problem konnte durch zusätzliches Gewindeschneiden, welches bei den selbstschneidenden Schrauben eigentlich nicht erforderlich gewesen wäre, behoben werden.

5.4 Testaufbau

Es ist allgemein eine Herausforderung, einen Prüfstand zu konstruieren, der die natürlichen Kräfteverteilungen des anatomischen Gelenkes in ihrer Dynamik möglichst identisch simuliert und gleichzeitig valide Messungen der Teilkomponenten ermöglicht.

Die Testung anhand etablierter Normen (z.B. ASTM F382 für Knochenplatten) war hier aufgrund der anatomischen Formgebung der Koronoid-Platte nicht möglich.

Der gewählte Testaufbau mit Krafteinleitung in vollständiger Extension stellt die mechanisch ungünstigste Situation für die Osteosynthese dar, denn die komplette Kraft wirkt dabei im vorliegenden Modell auf das Koronoid ein. Die Krafteinleitung in das Frakturfragment muss dadurch vollständig durch die Osteosynthese getragen werden.

Mit zunehmender Beugstellung kommt es zu einer Entlastung des Koronoids, da die Gelenkresultierende des Humeroulnargelenkes stärker in Richtung Senkrechte auf die Ulnaschaftachse einwirkt. So zeigte sich in einer biomechanischen Untersuchung, dass das Ellenbogengelenk in 120° Flexion gegen sagittalen Stress durchschnittlich 44% stabiler ist als in 0° Extension [11].

Im klinischen Alltag wird dem durch das Tragen von strecklimitierenden Castverbänden oder Orthesen bis zur beginnenden Frakturdurchbauung entsprochen.

Bei der Ermittlung der einzuleitenden Kräfte wurde biomechanischen Erkenntnissen entsprechend [34] von einer Verteilung der axialen Kraftübertragung vom Unterarm auf den Humerus zu 40% über die Ulna und zu 60% über den Radius ausgegangen. Allerdings zeigen dynamische Berechnungen der Gelenkkraftverteilung unter aktiver Zugbelastung des Unterarmes während der Flexion eine Kraftübertragung auf den Humerus von etwa 47% über die Ulna und

zu 53% über den Radius und während der Streckung sogar von etwa 60% über die Ulna [3]. Jedoch sollte hier sowohl aus testmethodischen Gründen, als auch um die für den gewählten Frakturtyp ungünstigste Belastungsform, die Scherbelastung, zu gewährleisten, die axiale Krafteinleitung mittels Druckbelastung angewendet werden.

Aus Gründen der Praktikabilität wurde eine einfache Welle als Lastaufnahme anstatt einer anatomisch passgerechten Trochlea humeri verwendet. Dies bedeutet eine Vereinfachung des Kraft- und Formschlusses am Ellenbogengelenk, da es nur zu einer punktuellen statt zu einer flächigen Kraftübertragung kommt, was jedoch für die hier angestrebten Untersuchungsergebnisse hinnehmbar war.

Ein formal anatomiegerechter Versuchsaufbau hätte zu einer unnötigen Verkomplizierung der Messapparatur geführt. Dies wiederum hätte vermeidbare systematische Messfehler zur Folge gehabt.

Bei der Krafteinleitung kommt es zum Einrollen der kugelgelagerten Welle in den tiefsten Punkt der Gelenkkonkavität und damit in Streckstellung genau auf das Frakturfragment. Durch den so optimierten Auflagepunkt werden Biegespannungen und Torsionskräfte vernachlässigbar klein. Die Welle als Lastaufnahme stellt somit ein funktionell akzeptables Widerlager für die Gelenkfläche der Ulna dar.

Lediglich bei den kanülierten Schrauben kam es dadurch zu einer ungleichmäßigen Kraftverteilung zwischen den beiden Schrauben, was sich auch in den Versagensmustern der dynamischen Testung und der Zerstörungsprüfung widerspiegelte. Für die Testung der beiden Plattenosteosynthesen spielte dieser Effekt keine signifikante Rolle, da es hier aufgrund der Plattengeometrie im metaphysären Bereich zu einer flächigen Verteilung der eingeleiteten Kraft kommt. Zur Ermöglichung der exakten Justierung der Proben in der gewünschten Streckstellung sowie in 5° Valgusstellung wurde die Probenaufnahme in einem Kugelgelenk fixiert. Dies birgt, da es konstruktionsbedingt nicht sehr steif ist, bei Einleitung größerer bzw. exzentrischer Kräfte die Gefahr der inneren Verformung und somit die Möglichkeit des Auftretens von Messfehlern. Die hier angewendeten Kräfte waren jedoch relativ klein und die Hebelwirkung bei 5° Valgusstellung gering, so dass die Auswirkung des genannten Effektes als minimal betrachtet werden kann.

Insgesamt konnten durch die standardisierte Kürzung der Kunstknochen und die stabile, achsgerechte Einbettung der Proben in die Kunstharz-Negativform eine sehr hohe Steifigkeit der Testvorrichtung erreicht und damit bewegungsbedingte Störeinflüsse während der Testung ausgeschlossen werden.

5.5 Versagenskriterien

Nach den Erkenntnissen mehrerer Autoren aus ihren Untersuchungen zur Knochenbruchheilung [20] [32] [88] [89] wirkt sich eine Frakturspaltbewegung von 0,5 bis 2,0 mm positiv auf die Kallusbildung sowie die Revaskularisierung aus und fördert somit die Frakturheilung. Dabei ist es unerheblich in welche Richtung die Bewegung stattfindet. Eine Frakturspaltbewegung von mehr als 2 mm jedoch behindert die Knochenbruchheilung und führt zur Pseudarthrosenbildung.

Daraus folgend wurde als Versagenskriterium unter anderem eine Dehiszenz des Frakturspalt > 2 mm bzw. eine Verschiebung des Frakturfragments > 2 mm parallel zum Frakturspalt festgelegt.

Als weitere Versagenskriterien wurden aus offensichtlichen Gründen die Implantatlockerung bzw. der Implantatbruch, ein Schraubenausriss und der Bruch des Kunstknochens gewählt.

5.6 Statistik

Als Abschätzung einer ausreichend großen Probenzahl pro Gruppe zur Gewährleistung der statistischen Power wurde $n = 8$ angenommen. Ähnliche biomechanische Arbeiten am humanen Kadaverknochen, wie zum Beispiel Helfet und Hotchkiss 1990, Self et al. 1995 und Jacobson et al. 1997 nutzten nur zwei bzw. sechs Knochenpräparate.

Durch die Verwendung von Kunstknochen anstatt anatomischer Präparate konnte der Vorteil, der lediglich durch den Kosten- und Zeitfaktor limitierten Verfügbarkeit, zum Tragen kommen.

Die zu erreichende Teststärke war auf $(1 - \beta) \geq 0,9$ und das Signifikanzniveau auf $\alpha = 0,05$ festgelegt worden. Die post hoc Analyse von Power und Effektstärke hatte jeweils einen Wert von $> 0,91$ ergeben. Daraus folgt, dass die Zahl der Probengröße von $n = 8$ ausreichend für die untersuchte Fragestellung war. Mit

dieser Gruppengröße ist es somit möglich, signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Osteosyntheseverfahren herauszustellen.

Bei der statistischen Auswertung der Zerstörungsprüfung kam es zu einem einheitlichen $p = 0,049$ für den Festigkeitsvergleich zwischen allen Osteosynthesegruppen. Dies begründet sich in der kleineren Probenzahl von $n = 3$ und den Rundungsregeln der verwendeten Statistiksoftware.

5.7 Durchführung

Die künstlichen Ulnae wurden zur Verringerung der Schwingstrecke, um das Gesamtkonstrukt dadurch steifer zu machen, zunächst einheitlich von 270 mm Originallänge auf die zur Einbettung in die Probenaufnahme und zur Durchführung der Osteosynthesen technisch minimal mögliche Länge von 180 mm eingekürzt. Dies führte zu einer deutlichen Reduktion von Biegekräften bei der Kraftereinleitung während der Testdurchführung. In Vivo treten solche Kräfte jedoch zum Beispiel beim Aufstützen der Hand auf eine Tischplatte oder beim Hochstützen aus dem Sitz durchaus auf. Dabei werden sie allerdings zum einen durch den Formschluss der kongruenten Gelenkpartner und zum anderen durch die stabilisierende Wirkung der gelenkübergreifenden Muskulatur neutralisiert. Beides war in diesem Versuch nicht gegeben, da aus o.a. Gründen eine einfache Walze als Gelenk-Widerlager verwendet wurde und der Versuch am reinen Kunstknochen ohne Weichteilsimulation durchgeführt wurde. Dies kann als Reduktion der in der Realität auf eine Osteosynthese wirkenden Kräfte gewertet werden, ist jedoch aus testmethodischen Gründen nicht zu vermeiden.

Die Einbettung der Kunstknochen erfolgte in einen eigens dafür angefertigten Kunstharz-Negativabdruck. Aufgrund der identischen Formgebung der Kunstknochen untereinander konnte eine einzige Kunstharzform für alle Proben verwendet werden. Dies führte zu einem enormen Zeit- und Kostenvorteil gegenüber der Verwendung von Kadaverknochen.

Aus Gründen der besseren Durchführbarkeit wurden im Gegensatz zur klinischen Frakturversorgung hier im Experiment die Osteosynthesen zunächst am intakten Kunstknochen angebracht, anschließend wieder demontiert und nach erfolgter Osteotomie remontiert. Am echten Knochen führt das wiederholte Einbringen und Wiederentfernen von Osteosynthese-Schrauben in der Regel zu einer

verschlechterten Verankerung der Schrauben im Bohrkanal und damit zu einer Schwächung der Stabilität der Osteosynthese. Auch die Winkelstabilität der Schraubenkopf-Bohrlochlippen-Verbindung leidet beim Wiederauflösen der Kaltverformung. Deshalb versucht man dies möglichst zu vermeiden. Hier am Kunstknochen war aufgrund der offensichtlich sehr kompakten Beschaffenheit der künstlichen Spongiosa und Kortikalis zumindest beim einmaligen Entfernen und Wiedereinbringen des Osteosynthesematerials ein solcher Effekt subjektiv nicht festzustellen. Auch die winkelstabile Verbindung der Schrauben in der Koronoid-Platte machte beim erneuten Einschrauben einen unvermindert stabilen Eindruck. Bei der Durchführung der Osteotomien erwiesen sich die Diamantbandsäge und die eigens dafür konstruierte Halterung als geeignete Werkzeuge, mit denen exakt reproduzierbare, in Position und Ausrichtung identische Sägeschnitte ausgeführt werden konnten. Auch der Materialverlust durch das 0,7 mm dünne Sägeblatt war vernachlässigbar klein.

5.8 Ergebnisse

5.8.1 Quasistatische Testung

Die quasistatischen Testungen zur Bestimmung der Steifigkeiten der drei verschiedenen Osteosynthesen ergaben hohe Steifigkeitswerte für die beiden Plattenosteosynthesen. Dabei wies die Koronoid-Platte eine nichtsignifikant höhere Steifigkeit als die AO-Platte auf. Der Grund für den relativ geringen Steifigkeitsunterschied zwischen den beiden Plattenosteosynthesen ist unter anderem in der dehenszfreien Verschraubung der Osteotomiespalte zu suchen. Denn daraus resultiert eine hohe Steifigkeit des Gesamtkonstrukts aus Knochen, Platte und Schrauben, wie sie auch in der klinischen Anwendung idealerweise angestrebt wird, so dass die Unterschiede in den Einzelsteifigkeiten der Platten kaum zum Tragen kommen, was letztlich genau dem gewählten Ansatz dieser Untersuchung entspricht. Dass dennoch ein Unterschied in der Steifigkeit der beiden Plattenosteosynthesen feststellbar war, begründet sich in der größeren Auflagefläche der Titanplatte auf dem Kunstknochen, der Winkelstabilität der Verschraubung und dem Vorteil einer Schraube mehr im Koronoidbereich. Womit die Innovationsmerkmale der neu entwickelten gegenüber der herkömmlichen Platte nochmals benannt wären.

Interessant ist, dass die Koronoid-Plattenosteosynthese sogar eine höhere Steifigkeit als der native Kunstknochen aufweist. Dies lässt sich durch den Zugewinn an Stabilität, durch die von außen wie ein Gerüst auf der Kortikalis des Kunstknochens aufliegende verhältnismäßig steife Titanplatte erklären.

Die Schraubenosteosynthese mit zwei kanülierten Titanschrauben zeigte eine signifikant geringere Steifigkeit als die beiden Plattenosteosynthesen. Dies verwundert nicht, da zum einen die abstützende Wirkung der Platte entfällt, zum anderen keine echte Rotationsstabilität des Frakturfragments erzielt werden kann und des Weiteren die Verankerung nur spongiös im Gegensatz zur bikortikalen Verankerung bei der Plattenosteosynthese erfolgt.

5.8.2 Dynamische Testung

Bei der dynamischen Testung zur Bestimmung der Dauerfestigkeit zeigten beide Plattenosteosynthesen kein Versagensverhalten. Unter der Belastung mit 5000 Zyklen war keine makro- bzw. mikroskopische Änderung am Osteotomiespalt festzustellen. Die errechneten Steifigkeiten stimmten mit denen der quasistatischen Testung überein. Somit kam es auch diesbezüglich zu keiner Beeinträchtigung der Osteosynthesen. Ein Grund dafür ist sicher in der relativ niedrigen Maximallast von 100 N zu suchen. Dieser Wert war jedoch aufgrund von Vorüberlegungen zur relevanten Alltagsbelastung nach stattgehabter Frakturversorgung, die auf Angaben aus der Literatur sowie aus den Erfahrungen einer vergleichbaren Studie am distalen Humerus basierten, festgelegt worden (siehe Kapitel 2.4.3 Kräfteermittlung). Somit zeigt sich, dass beide Plattenosteosynthesen bei der einfachen Fraktur des Processus coronoideus mit guter Knochenqualität den durchschnittlichen Anforderungen an die Stabilität bis zur beginnenden Frakturheilung genügen. Anders sähe die Situation sicher bei der mehrfragmentären und/oder osteoporotischen Fraktur aus, bei der die konstruktiven Vorteile der neu entwickelte Koronoid-Platte, nämlich die größere flächigen Abstützung, die Möglichkeit zur Fassung mehrerer Frakturfragmente im Koronoidbereich und deren multidirektionale winkelstabile Verankerung zum Tragen kämen. Wie im Kapitel 5.2 (Diskussion des Frakturmodells) ausgeführt, war dieser Versuchsaufbau aus testmethodischen Gründen leider nicht möglich gewesen.

Die Simulation von Spitzenbelastungen, wie sie in der Frakturnachbehandlung akzidentiell auftreten können, war der Zerstörungsprüfung vorbehalten und wird dort diskutiert.

Dass die Maximallast von 100 N gut gewählt war, zeigte sich bei den Ergebnissen der kanülierten Schrauben. Hier kam es bei drei von acht Proben zum Osteosyntheseversagen. Bei den übrigen fünf Proben waren immerhin Bewegungen im Osteotomiespalt unter Belastung zu beobachten, die zu Setzungsprozessen (Settling) führten. Dies macht deutlich, dass die Frakturversorgung des Processus coronoideus ulnae mittels kanülierten Schrauben bereits bei einfachen Frakturen kein ausreichendes Maß an Stabilität bietet. Dafür dürfte in erster Linie die mangelhafte Rotationsstabilität der Zweifachverschraubung verantwortlich sein. Aber auch die rein spongiöse Verankerung spielt sicher eine Rolle.

5.8.3 Zerstörungsprüfung

Die Ergebnisse der Zerstörungsprüfung zeigen eine signifikant höhere Festigkeit der Koronoid-Plattenosteosynthese gegenüber der AO-Plattenosteosynthese sowie beider Plattenosteosynthesen gegenüber der Verschraubung. Damit zeigt sich der deutliche Vorteil der anatomisch vorgeformten multidirektionalwinkelstabilen Koronoid-Platte bezogen auf die Stabilität der Frakturversorgung. So werden von dieser auch Kraftspitzen, wie sie bei versehentlicher Belastung oder auch bei der ambitionierten krankengymnastischen Beübung in der frühen postoperativen Phase auftreten können, abgefangen. Die nähere Betrachtung des Versagensmusters, welches sich durch Lockerung der Koronoidfragment-Schrauben in der proximalen Ulna und konsekutiver Verbiegung der Platte, jedoch ohne wesentliche Dislokation des Frakturfragments äußert, legt die Vermutung nahe, dass auch bei Eintritt dieses ungünstigen Falls wohl noch eine ausreichende Reststabilität zur Ermöglichung der fortgesetzten Frakturheilung bestehen würde. Moderaten Belastungen, wie sie bis zur ausreichenden knöchernen Konsolidierung wünschenswert wären, würde auch die AO-Platte gerecht werden. Jedoch immer unter der Prämisse, dass es sich um eine einfache Fraktur mit guter Knochenqualität handelt. Die Betrachtung des Versagensmusters der AO-Platte zeigt erwartungsgemäß ein Aussprengen des Frakturfragments, welches durch

die beiden Schrauben und die geringe Auflagefläche der schmalen Platte nicht suffizient gehalten werden kann.

Extrembelastungen von bis zu 2500 N, wie sie in der Literatur [69] [74] beschrieben werden, würden jedoch beide Plattenosteosynthesen nicht standhalten.

Bei der Verschraubung kam es zum kompletten Ausriss des Frakturfragments. Damit zeigte sich auch bei dieser Testung wieder, dass die rein spongiöse Schraubenosteosynthese für die Versorgung dieser Art von Fraktur ungeeignet ist.

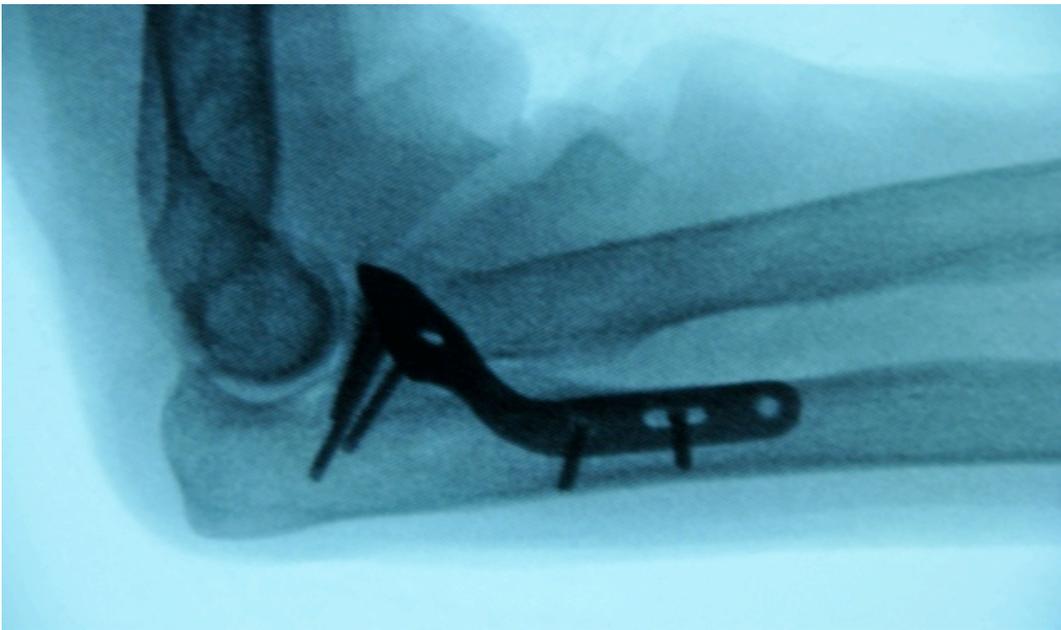


Abb. 54 Koronoidplatte in situ

(Quelle: Unfallchirurgie Uniklinik Lübeck)

6 Zusammenfassung

Es besteht in den einschlägigen Fachkreisen Konsens darüber, dass es mit zunehmendem Patientenalter zur Abnahme der Knochenqualität kommt [94]. Betrachtet man die demografische Entwicklung, so ergibt sich daraus die Notwendigkeit zur Entwicklung von Implantaten, die den Anforderungen der Alterstraumatologie gerecht werden. Zusätzlich führt auch das geänderte Freizeitverhalten jüngerer Menschen mit dem Trend zur Ausübung von Risikosportarten immer häufiger zu komplexeren knöchernen Verletzungen, die eine anspruchsvolle osteosynthetische Versorgung erfordern. Auch für diese Fälle müssen Implantate zur Verfügung stehen, die eine anatomische Rekonstruktion gelenkbeteiligender Mehrfragment-Frakturen ermöglichen.

Daraus ergibt sich die Motivation zur Entwicklung und Testung entsprechender Implantate, wie hier mit der Koronoid-Platte geschehen. Die Fraktur des Processus coronoideus ulnae ist, wie in der Einleitung ausgeführt, mit einer Inzidenz von 1-2/100000 keine häufige Verletzung [92] [110]. Im konkreten Fall jedoch ist aufgrund der funktionellen Bedeutung für die Ellenbogenstabilität eine adäquate osteosynthetische Versorgung obligat. Denn wie im Kapitel 1.2.2 ausführlich dargestellt, kommt der Intaktheit des Koronoids eine wesentliche Bedeutung für die Ellenbogengelenkstabilität zu.

Nicht zuletzt führt die Verwendung anatomisch vorgeformter Implantate in Kombination mit selbstschneidenden Schrauben zur Reduktion der Operationszeit, da das mühsame und zeitraubende Anpassen des Implantats an die Anatomie des konkreten Knochens sowie das Vorschneiden mittels Gewindeschneider entfällt. Dies minimiert nicht nur das Komplikationsrisiko des Patienten, welches bekanntlich mit zunehmender Operationszeit steigt, sondern auch die Kosten. Letzteres ist in Anbetracht steigender ökonomischer Zwänge im Gesundheitswesen sicher ein nicht unerheblicher positiver Nebeneffekt.

Weiterführenden Studien obliegt die klinische Evaluierung des neuen Implantats und der Nachweis seiner Praxistauglichkeit.

7 Literaturverzeichnis

1. Ablove RH, Moy, O. J., Howard, C., Peimer, C. A., S'Doia, S. (2006) Ulnar coronoid process anatomy: possible implications for elbow instability. Clin Orthop Relat Res 449:259-261
2. Adams JE, Hoskin, T. L., Morrey, B. F., Steinmann, S. P. (2009) Management and outcome of 103 acute fractures of the coronoid process of the ulna. J Bone Joint Surg Br 91:632-635
3. Amis AA, Dowson, D., Wright, V. (1980) Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions. J Biomech 13:765-775
4. Amis AA, Miller, J. H. (1995) The mechanisms of elbow fractures: an investigation using impact tests in vitro. Injury 26:163-168
5. An KN, Hui, F. C., Morrey, B. F., Linscheid, R. L., Chao, E. Y. (1981) Muscles across the elbow joint: a biomechanical analysis. J Biomech 14:659-669
6. An KN, Zobitz, M. E., Morrey, B. F. (2009) Biomechanics of the Elbow. In: Morrey BF, Sanchez-Sotelo, J. (ed) The Elbow and its Disorders. Saunders Elsevier, Philadelphia, pp 39-66
7. Ball CM, Galatz, L. M., Yamaguchi, K. (2002) Elbow instability: treatment strategies and emerging concepts. Instr Course Lect 51:53-61
8. Berquist TH (2009) Diagnostic Imaging of the Elbow. In: Morrey BF, Sanchez-Sotelo, J. (ed) The Elbow and its Disorders. Saunders Elsevier, Philadelphia, pp 92-114
9. Boe S (1986) Arthroscopy of the elbow. Diagnosis and extraction of loose bodies. Acta Orthop Scand 57:52-53
10. Böge A (1984) Grundlagen Statik in der Ebene. In: Mechanik und Festigkeitslehre. Friedrich Vieweg Verlag, Braunschweig, pp 1-21
11. Breitfuss H, Muhr, G. (1992) Kronenfortsatzbrüche und Ellenbogenstabilität: Eine biomechanische und klinische Studie. Hefte Unfallheilkunde 226:1-79
12. Breme J, Biehl, V. (1998) Metallic Biomaterials. In: Jonathan Black GH (ed) Handbook of Biomechanical Properties. Chapman & Hall, London, pp 135-213
13. Brinckman P, Frobin, W., Leivseth, G. (2000) Berechnung der Gelenkbelastung im statischen Fall, erläutert am Beispiel des Ellenbogengelenks. In: Orthopädische Biomechanik. Georg Thieme, Stuttgart, pp 63-65
14. Broberg MA, Morrey, B. F. (1987) Results of treatment of fracture-dislocations of the elbow. Clin Orthop Relat Res:109-119

15. Brockhaus N (2011) Entwicklung einer biomechanischen Methodik für quasistatische und dynamische Testung von Osteosyntheseverfahren am Processus coronoideus. In: Diplomarbeit Medizinische Verfahrenstechnik - Fachhochschule Lübeck
16. Cage DJ, Abrams, R. A., Callahan, J. J., Botte, M. J. (1995) Soft tissue attachments of the ulnar coronoid process. An anatomic study with radiographic correlation. *Clin Orthop Relat Res*:154-158
17. Chinchalkar SJ, Szekeres, M. (2004) Rehabilitation of elbow trauma. *Hand Clin* 20:363-374
18. Chong AC, Friis, E. A., Ballard, G. P., Czuwala, P. J., Cooke, F. W. (2007) Fatigue performance of composite analogue femur constructs under high activity loading. *Ann Biomed Eng* 35:1196-1205
19. Chong AC, Miller, F., Buxton, M., Friis, E. A. (2007) Fracture toughness and fatigue crack propagation rate of short fiber reinforced epoxy composites for analogue cortical bone. *J Biomech Eng* 129:487-493
20. Claes L, Augat, P., Suger, G., Wilke, H. J. (1997) Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* 15:577-584
21. Claes L, Wolf, S., Augat, P. (2000) Mechanische Einflüsse auf die Kallusheilung. *Chirurg* 71:989-994
22. Closkey RF, Goode, J. R., Kirschenbaum, D., Cody, R. P. (2000) The role of the coronoid process in elbow stability. A biomechanical analysis of axial loading. *J Bone Joint Surg Am* 82-A:1749-1753
23. Colman WW, Strauch, R. J. (1999) Physical examination of the elbow. *Orthop Clin North Am* 30:15-20
24. Dipaola M, Geissler, W. B., Osterman, A. L. (2008) Complex elbow instability. *Hand Clin* 24:39-52
25. Doornberg JN, Ring, D. C. (2006) Fracture of the anteromedial facet of the coronoid process. *J Bone Joint Surg Am* 88:2216-2224
26. Doornberg JN, van Duijn, J., Ring, D. (2006) Coronoid fracture height in terrible-triad injuries. *J Hand Surg Am* 31:794-797
27. Dunlap JT, Chong, A. C., Lucas, G. L., Cooke, F. W. (2008) Structural properties of a novel design of composite analogue humeri models. *Ann Biomed Eng* 36:1922-1926
28. Eckstein F, Lohe, F., Hillebrand, S., Bergmann, M., Schulte, E., Milz, S., Putz, R. (1995) Morphomechanics of the humero-ulnar joint: I. Joint space width and contact areas as a function of load and flexion angle. *Anat Rec* 243:318-326

29. Eckstein F, Lohe, F., Muller-Gerbl, M., Steinlechner, M., Putz, R. (1994) Stress distribution in the trochlear notch. A model of bicentric load transmission through joints. *J Bone Joint Surg Br* 76:647-653
30. Eckstein F, Merz, B., Muller-Gerbl, M., Holzkecht, N., Pleier, M., Putz, R. (1995) Morphomechanics of the humero-ulnar joint: II. Concave incongruity determines the distribution of load and subchondral mineralization. *Anat Rec* 243:327-335
31. Fuss FK (1991) The ulnar collateral ligament of the human elbow joint. Anatomy, function and biomechanics. *J Anat* 175:203-212
32. Goodship AE, Kenwright, J. (1985) The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br* 67:650-655
33. Habernek H, Ortner, F. (1992) The influence of anatomic factors in elbow joint dislocation. *Clin Orthop Relat Res*:226-230
34. Halls AA, Travill, A. (1964) Transmission of Pressures across the Elbow Joint. *Anat Rec* 150:243-247
35. Heiner AD (2008) Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *J Biomech* 41:3282-3284
36. Helfet DL, Hotchkiss, R. N. (1990) Internal fixation of the distal humerus: a biomechanical comparison of methods. *J Orthop Trauma* 4:260-264
37. Hobgood ER, Khan, S. O., Field, L. D. (2008) Acute dislocations of the adult elbow. *Hand Clin* 24:1-7
38. Hotchkiss R (1998) *Compass Universal Hinge: Surgical technique*. Smith and Nephew, Memphis
39. Ilahi OA, Strausser, D. W., Gabel, G. T. (1998) Post-traumatic heterotopic ossification about the elbow. *Orthopedics* 21:265-268
40. Jantea C, Baltzer, A., Ruther, W., Assheuer, J. (1996) Technik und Stellenwert der bildgebenden Verfahren zur Untersuchung des Ellenbogengelenkes. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 134:51-62
41. Jazrawi LM, Rokito, A. S., Gallagher Birdzell, M., Zuckermann, J. D. (2001) Biomechanics of the Elbow. In: Nordin M, Frankel, V.H. (ed) *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, pp 340-357
42. Jeon IH, Oh, C. W., Kyung, H. S., Park, B. C., Kim, P. T., Ihn, J. C. (2005) Functional outcome after operative treatment of eight type III coronoid process fractures. *J Trauma* 59:418-423
43. Jockheck M, Willms, R., Volkmann, R., Sell, S., Weller, S., Kusswetter, W. (1998) Prevention of periarticular heterotopic ossification after

- endoprosthesis hip joint replacement by means of diclofenac. *Arch Orthop Trauma Surg* 117:337-340
44. Josefsson PO, Gentz, C. F., Johnell, O., Wendeborg, B. (1989) Dislocations of the elbow and intraarticular fractures. *Clin Orthop Relat Res*:126-130
 45. Josefsson PO, Gentz, C. F., Johnell, O., Wendeborg, B. (1987) Surgical versus nonsurgical treatment of ligamentous injuries following dislocations of the elbow joint. *Clin Orthop Relat Res*:165-169
 46. Josefsson PO, Johnell, O., Gentz, C. F. (1984) Long-term sequelae of simple dislocation of the elbow. *J Bone Joint Surg Am* 66:927-930
 47. Josefsson PO, Nilsson, B. E. (1986) Incidence of elbow dislocation. *Acta Orthop Scand* 57:537-538
 48. Kalicke T, Westhoff, J., Wingenfeld, C., Muhr, G., Arens, S. (2003) Luxationsfrakturen des Ellenbogens mit Beteiligung des Processus coronoideus. *Unfallchirurg* 106:300-305
 49. Krishnamoorthy S, Bose, K., Wong, K. P. (1976) Treatment of old unreduced dislocation of the elbow. *Injury* 8:39-42
 50. Kummer B (2005) Morphologie und Biomechanik des Ellenbogengelenks. In: *Biomechanik: Form und Funktion des Bewegungsapparates*. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, pp 424-445
 51. Lanz T, Wachsmuth, W. (1959) Ellenbogenbereich. In: *Praktische Anatomie. Arm. Ein Lehr- und Hilfsbuch der anatomischen Grundlagen ärztlichen Handelns*. Springer, Berlin, pp 133-173
 52. Lill H, Korner, J., Josten, C. (2002) Luxationen und Instabilitäten. In: Josten C, Lill, H. (ed) *Ellenbogenverletzungen: Biomechanik, Diagnose, Therapie*. Steinkopff, Darmstadt, pp 100-122
 53. Linscheid RL, Wheeler DK (1965) Elbow dislocations. *JAMA* 194:1171-1176
 54. Martini AK, Feldkamp, G. (2003) Operative Therapie. In: Wirth CJ, Zichner, L., Martini, A.K. (ed) *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie: Ellenbogen, Unterarm, Hand*. Georg Thieme, Stuttgart, pp 80-110
 55. McGinty JB (1982) Arthroscopic removal of loose bodies. *Orthop Clin North Am* 13:313-328
 56. McKee MD, Jupiter, J.B. (2009) Trauma to the adult elbow. In: Browner BD, Jupiter, J.B., Levine, A.M., Trafton, P.G., Krettek, C. (ed) *Skeletal Trauma*. Saunders Elsevier, Philadelphia, pp 1503–1541
 57. McKee MD, Pugh, D. M., Wild, L. M., Schemitsch, E. H., King, G. J. (2005) Standard surgical protocol to treat elbow dislocations with radial head and coronoid fractures. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 87 Suppl 1:22-32

58. McRae R, Esser, M. (2009) Die Heilung beeinflussende Faktoren, Komplikationen, pathologische Faktoren. In: Praxis der Frakturbehandlung. Elsevier, Amsterdam, pp 85-116
59. Meeder P, Weller, S. (1992) Die operative Behandlung von Frakturen des Processus coronoideus ulnae bei komplexer Ellenbogengelenkverletzung. Operative Orthopädie und Traumatologie 4(1):11-20
60. Mehlhoff TL, Noble, P. C., Bennett, J. B., Tullos, H. S. (1988) Simple dislocation of the elbow in the adult. Results after closed treatment. J Bone Joint Surg Am 70:244-249
61. Milz S, Eckstein, F., Putz, R. (1997) Thickness distribution of the subchondral mineralization zone of the trochlear notch and its correlation with the cartilage thickness: an expression of functional adaptation to mechanical stress acting on the humeroulnar joint? Anat Rec 248:189-197
62. Mittlmeier T, Beck, M. (2009) Luxation des Ellenbogengelenks des Erwachsenen. Unfallchirurg 112:487-505
63. Moritomo H, Tada, K., Yoshida, T., Kawatsu, N. (1998) Reconstruction of the coronoid for chronic dislocation of the elbow. Use of a graft from the olecranon in two cases. J Bone Joint Surg Br 80:490-492
64. Morrey BF (2009) Anatomy of the Elbow Joint. In: Morrey BF, Sanchez-Sotelo, J. (ed) The Elbow and its Disorders. Saunders Elsevier, Philadelphia, pp 11-38
65. Morrey BF (1998) Complex instability of the elbow. Instr Course Lect 47:157-164
66. Morrey BF (1991) Elbow replacement arthroplasty: Indications and patient selection. In: Morrey BF (ed) Joint Replacement Arthroplasty. Churchill Livingstone, New York, p 275 f
67. Morrey BF (2005) The posttraumatic stiff elbow. Clin Orthop Relat Res:26-35
68. Morrey BF, An, K. N. (1983) Articular and ligamentous contributions to the stability of the elbow joint. Am J Sports Med 11:315-319
69. Morrey BF, An, K. N. (2009) Functional Evaluation of the Elbow. In: Morrey BF, Sanchez-Sotelo, J. (ed) The Elbow and its Disorders. Saunders Elsevier, Philadelphia, pp 80-91
70. Morrey BF, An, K. N. (2005) Stability of the elbow: osseous constraints. J Shoulder Elbow Surg 14:174S-178S
71. Morrey BF, Chao, E. Y. (1976) Passive motion of the elbow joint. J Bone Joint Surg Am 58:501-508

72. Morrey BF, Tanaka, S., An, K. N. (1991) Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints. Clin Orthop Relat Res:187-195
73. Muhr G (1983) Die verschiedenen Formen der Luxation und ihre lokalen Begleiterscheinungen. Schriftenreihe Unfallmed Tagungen - Düsseldorf 51:136-141
74. Nicol A, Berme, N., Paul, J. (1977) A biomechanical analysis of elbow joint function. Joint Replace Upper Limb:45-47
75. O'Driscoll SW (2000) Classification and evaluation of recurrent instability of the elbow. Clin Orthop Relat Res:34-43
76. O'Driscoll SW (1992) Elbow arthroscopy for loose bodies. Orthopedics 15:855-859
77. O'Driscoll SW, Jupiter, J. B., Cohen, M. S., Ring, D., McKee, M. D. (2003) Difficult elbow fractures: pearls and pitfalls. Instr Course Lect 52:113-134
78. O'Driscoll SW, Jupiter, J. B., King, G. J., Hotchkiss, R. N., Morrey, B. F. (2001) The unstable elbow. Instr Course Lect 50:89-102
79. O'Driscoll SW, Kumar, A., Salter, R. B. (1983) The effect of continuous passive motion on the clearance of a hemarthrosis from a synovial joint. An experimental investigation in the rabbit. Clin Orthop Relat Res:305-311
80. O'Driscoll SW, Morrey, B. F., Korinek, S., An, K. N. (1992) Elbow subluxation and dislocation. A spectrum of instability. Clin Orthop Relat Res:186-197
81. Oberlander W, Breul, R., Kurrat, H. J. (1984) Die Querfurche des Ellenbogengelenkes. Eine biomechanische Deutung ihrer Entstehung. Z Orthop Ihre Grenzgeb 122:682-685
82. Ogilvie-Harris DJ, Schemitsch, E. (1993) Arthroscopy of the elbow for removal of loose bodies. Arthroscopy 9:5-8
83. Osborne G, Cotterill, P. (1966) Recurrent dislocation of the elbow. J Bone Joint Surg Br 48:340-346
84. Papandrea RF, Morrey, B. F., O'Driscoll, S. W. (2007) Reconstruction for persistent instability of the elbow after coronoid fracture-dislocation. J Shoulder Elbow Surg 16:68-77
85. Patterson SD, Bain, G. I., Mehta, J. A. (2000) Surgical approaches to the elbow. Clin Orthop Relat Res:19-33
86. Pauwels F (1965) Die Bedeutung der am Ellenbogengelenk wirkenden mechanischen Faktoren für die Tragfähigkeit des gebeugten Armes. In: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin, pp 322-385

87. Pauwels F (1963) Die Druckverteilung im Ellenbogengelenk, nebst grundsätzlichen Bemerkungen über den Gelenkdruck. Elfter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z Anat Entwicklungsgesch* 123:643-667
88. Perren SM (1992) Biomechanische Grundlagen der Frakturbehandlung. *Orthopade* 21:3-10
89. Perren SM (2001) Evolution and rationale of locked internal fixator technology. Introductory remarks. *Injury* 32 Suppl 2:B3-9
90. Pugh DM, Wild, L. M., Schemitsch, E. H., King, G. J., McKee, M. D. (2004) Standard surgical protocol to treat elbow dislocations with radial head and coronoid fractures. *J Bone Joint Surg Am* 86-A:1122-1130
91. Regan W, Morrey, B. (1989) Fractures of the coronoid process of the ulna. *J Bone Joint Surg Am* 71:1348-1354
92. Regan WD, Morrey, B. F. (2009) Coronoid Process and Monteggia Fractures. In: Morrey BF, Sanchez-Sotelo, J. (ed) *The Elbow and its Disorders*. Saunders Elsevier, Philadelphia, pp 419-435
93. Regan WD, Morrey, B.F. (2009) Physical Examination of the Elbow. In: Morrey BF, Sanchez-Sotelo, J. (ed) *The Elbow and its Disorders*. Saunders Elsevier, Philadelphia, pp 67-79
94. Resch H (2003) Die Humeruskopffraktur. *Unfallchirurg* 106:602-617
95. Rettig AC (2002) Traumatic elbow injuries in the athlete. *Orthop Clin North Am* 33:509-522, v
96. Ring D, Doornberg, J. N. (2007) Fracture of the anteromedial facet of the coronoid process. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 89 Suppl 2 Pt.2:267-283
97. Ring D, Jupiter, J. B., Zilberfarb, J. (2002) Posterior dislocation of the elbow with fractures of the radial head and coronoid. *J Bone Joint Surg Am* 84-A:547-551
98. Salter RB (1989) The biologic concept of continuous passive motion of synovial joints. The first 18 years of basic research and its clinical application. *Clin Orthop Relat Res*:12-25
99. Schuster I (2005) Entwicklung einer Testmethodik für Osteosynthesen bei intraartikulärer distaler Humerusfraktur mit metaphysärer Trümmerzone bei verminderter Knochenmineraldichte. In: *Dissertationsschrift Universität Freiburg*
100. Seebach C, Marzi, I. (2011) Pathophysiologie des Knochens. In: Scharf H-P, Rütger, A. (ed) *Orthopädie und Unfallchirurgie: Facharztwissen nach der neuen Weiterbildungsordnung*. Elsevier, Urban & Fischer, München, pp 40-52

101. Seide K, Triebe, J., Faschingbauer, M., Schulz, A. P., Puschel, K., Mehrrens, G., Jurgens, Ch (2007) Locked vs. unlocked plate osteosynthesis of the proximal humerus - a biomechanical study. Clin Biomech (Bristol, Avon) 22:176-182
102. Shiba R, Sorbie, C., Siu, D. W., Bryant, J. T., Cooke, T. D., Wevers, H. W. (1988) Geometry of the humeroulnar joint. J Orthop Res 6:897-906
103. Silver F, Doillon, C. (1989) Biocompatibility - Interactions of biological and implantable materials. VCH Publishers, Inc., New York
104. Simmelbauer B, Habermeyer, P. (1996) Die standardisierte Untersuchung des Ellenbogens. Unfallchirurg 99:548-554
105. Smith DN, Lee, J. R. (1978) The radiological diagnosis of posttraumatic effusion of the elbow joint and its clinical significance: the 'displaced fat pad' sign. Inj 10:115-119
106. Smith GR, Altchek, D. W., Pagnani, M. J., Keeley, J. R. (1996) A muscle-splitting approach to the ulnar collateral ligament of the elbow. Neuroanatomy and operative technique. Am J Sports Med 24:575-580
107. Stoneback JW, Owens, B. D., Sykes, J., Athwal, G. S., Pointer, L., Wolf, J. M. (2012) Incidence of elbow dislocations in the United States population. J Bone Joint Surg Am 94:240-245
108. Taylor TK, Scham, S. M. (1969) A posteromedial approach to the proximal end of the ulna for the internal fixation of olecranon fractures. J Trauma 9:594-602
109. Tillmann B (1978) Entwicklung und funktionelle Anatomie des Ellenbogengelenkes. Z Orthop Ihre Grenzgeb 116:392-400
110. van Riet RP, Morrey, B. F., O'Driscoll, S. W., Van Glabbeek, F. (2005) Associated injuries complicating radial head fractures: a demographic study. Clin Orthop Relat Res 441:351-355
111. Wells J, Ablow, R. H. (2008) Coronoid fractures of the elbow. Clin Med Res 6:40-44
112. Wenzl ME (2002) Untersuchung zur Leistungsfähigkeit eines multidirektional winkelstabilen Plattenfixateur interne Systems. In: Habilitationsschrift Medizinische Universität zu Lübeck
113. Werner C, Trentz, O. (2004) Ellenbogengelenk. In: Rüter A, Trentz, O., Wagner, M. (ed) Unfallchirurgie. Urban & Fischer, München, pp 801–816
114. Wikipedia (17.01.2013) Definition Streckgrenze. <http://de.wikipedia.org/wiki/Streckgrenze> In: Inc. WF (ed) Wikipedia. Florida
115. Wintermantel E, Ha, S. W. (2000) Biokompatible Metalle. In: Wintermantel E, Ha, S. W. (ed) Biokompatible Werkstoffe und Bauweisen: Implantate für Medizin und Umwelt. Springer-Verlag, Berlin, pp 191-218

116. Wintermantel E, Mayer, J., Ruffieux, K., Bruinink, A., Eckert, K. L. (1999) Biomaterialien - Humane Toleranz und Integration. Chirurg 70:847-857
117. Zdero R, Olsen, M., Bougherara, H., Schemitsch, E. H. (2008) Cancellous bone screw purchase: a comparison of synthetic femurs, human femurs, and finite element analysis. Proc Inst Mech Eng H 222:1175-1183

8 Anhang

Datenblatt der Firma Sawbones

Composite Bones



Fourth-generation bones model natural cortical bone using a mixture of short glass fibers and epoxy resin pressure injected around a foam core. Standard bone models are manufactured with a solid rigid polyurethane foam cancellous core material, unless cellular rigid polyurethane foam is specified. The mid-shaft area has an intermedullary canal.

Fourth-Generation Composite Bones Have Improved Properties

Fourth-generation composite cortical bone has been developed in order to meet the demanding needs of in vitro experiments, fatigue testing and to more closely simulate natural cortical bone. The result is a composite bone with enhancements to the following properties:

Fracture Toughness - Fatigue Crack Resistance

Fatigue Life - Implant Subsidence

Tensile Strength & Modulus - Compressive Strength & Modulus

Thermal Stability - Moisture Resistance

No changes have been made to the anatomical structure of the bones.

Typical Properties

Simulated Cortical Bone (Short fiber filled epoxy)

DENSITY	LONGITUDINAL TENSILE		COMPRESSIVE	
	STRENGTH	MODULUS	STRENGTH	MODULUS
g/cc	MPa	GPa	MPa	GPa
1.64	106	16.0	157	16.7
DENSITY	TRANSVERSE TENSILE			
	STRENGTH	MODULUS		
g/cc	MPa	GPa		
1.64	93	10.0		

Material property data based on ASTM D-638 and D-695.

Material property data based on ASTM D-1621. Poisson ratio = 0.26

Simulated Cancellous Bone (Rigid polyurethane bone)

	DENSITY	COMPRESSIVE	
		STRENGTH	MODULUS
	g/cc	MPa	MPa
SOLID	0.27	6.0	155
CELLULAR	0.32	5.4	137

Material property data based on ASTM D-1621. Poisson ratio = 0.30

9 Danksagung

Zuallererst möchte ich mich bei Herrn Dr. med. Johannes Kiene für die Bereitstellung des Themas und die kontinuierliche intensive Betreuung des gesamten Schaffensprozesses sowie für die ständige Motivation und Inspiration durch ihn bedanken. Seine hohe fachliche Detailkenntnis der Thematik, die er mir immer wieder bereitwillig zur Verfügung stellte, trug wesentlich zum Gelingen der Arbeit bei. Außerdem danke ich ihm und Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Arndt-Peter Schulz für das wiederholte Korrekturlesen der Arbeit und die damit verbundene konstruktive Kritik.

Weiterhin möchte ich mich ganz besonders bei Frau Dipl. Ing. Nina Brockhaus für die im Rahmen ihrer Diplomarbeit entwickelte Testmethodik und Konstruktion des speziellen Prüfstandes für die Testung der Processus coronoideus-Osteosynthesen, auf Grundlage derer die Durchführung dieser Arbeit erst ermöglicht wurde, bedanken. Außerdem danke ich ihr und Herrn Dipl. Ing. Klaus Waizner für ihre Unterstützung bei der Durchführung der Testreihen.

Sehr herzlich möchte ich auch Herrn Dr. Ing. Robert Wendlandt für seine ausgesprochen freundliche und kompetente ingenieurstechnische Betreuung des Themas, insbesondere auch für seine pragmatischen Tipps, die mehrfach zur Lösung technischer Probleme beitrugen, danken.

Ein großes Dankeschön geht an unsere Study Nurse Frau Sylvia Schlottau für ihren engagierten Einsatz und ihr Organisationstalent bei der Beschaffung der benötigten AO-Platten und -Schrauben sowie der dazugehörigen Osteosynthese-Siebe.

Ein weiteres Dankeschön geht an Herrn Dr. Ing. Roman Nassutt von der Firma Litos für seine freundlicherweise zur Verfügung gestellten Informationen insbesondere zu Fragen der Implantat-Metallurgie sowie alle weiteren Anregungen und Tipps aus seinem ingenieurwissenschaftlichen Fundus und auch an die Firma Litos selbst für die Fertigung und Bereitstellung der Prototypen der Koronoidplatte.

Vielen Dank auch an Herrn Reimers von der Firma Stryker für die Bereitstellung der Asnis-Schrauben und des entsprechenden Osteosynthese-Siebes.

Nicht zuletzt gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. med. Christian Jürgens für die Bereitstellung der Räumlichkeiten und der technischen Ausstattung des Biomechaniklabors.

10 Lebenslauf



Name	Jörn Bogun
Geboren	21.01.1972 in Dresden
Studium 10/1997 - 10/2003	Studium der Humanmedizin an der Medizinischen Fakultät „Carl Gustav Carus“ der Technischen Universität Dresden
Famulaturen 02/2000	Orthopädie bei Prof. Dr. Schulze Klinik und Poliklinik für Orthopädie - Uniklinikum Dresden
09/2000	Anästhesie/Intensivmedizin bei Dr. Benkißer Kreiskrankenhaus Löbau – Klinik Ebersbach
08/2001	Klinikambulanz bei Dr. von Mollendorff Rob Ferreira Hospital, Nelspruit (Südafrika)
03/2002	Hausärztliche Praxis Dipl. Med. Christos Malkotsis Dresden
Praktisches Jahr 10/2002 - 01/2003	Chirurgie: Traumatologie bei Mr. McManus Mater Misericordiae Hospital, Dublin (Irland) Allgemeinchirurgie bei Mr. Thompson Altnagelvin Area Hospital, Londonderry (Nordirland)
02/2003 - 05/2003	Wahlfach: Orthopädie bei Prof. Dr. Günther Klinik und Poliklinik für Orthopädie - Uniklinikum Dresden
06/2003 - 09/2003	Innere Medizin bei Dr. Tudyka Lehrkrankenhaus Freital
Studienbegleitende Tätigkeiten 04/2000 - 07/2000	Tutor für studentisch geleitete Seminare im Fach Physiologie bei Prof. Dr. Deußen

05/2000 - 12/2000	Mitarbeit als Studentische Hilfskraft in Hausärztlicher Praxis Dipl. Med. Christos Malkotsis, Dresden
11/2000 - 10/2001	Studentische Hilfskraft im Projekt „Unfallforschung“ bei Prof. Dr. Zwipp, Klinik für Unfall- u. Wiederherstellungschirurgie - Uniklinikum Dresden
Facharztweiterbildung	
05/2004 - 10/2005	Arzt im Praktikum / Assistenzarzt an der Klinik und Poliklinik für Orthopädie des Uniklinikums Dresden, Chefarzt: Prof. Dr. Günther
01/2006 - 09/2008	Assistenzarzt an der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie des Brüderkrankenhauses St. Josef Paderborn, Chefarzt: Prof. Dr. Lindner
seit 01/2009	Assistenzarzt an der Klinik für Chirurgie des Stütz- und Bewegungsapparates - Sektion für Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Lübeck, Klinikdirektor: Prof. Dr. Jürgens, Chefarzt: Prof. Dr. Paech
seit 01/2011	Promotion zum Thema „Vergleichende biomechanische Testung konventioneller Osteosyntheseverfahren bei Processus coronoideus ulnae Frakturen gegenüber einer neuentwickelten anatomisch vorgeformten winkelstabilen Titanplatte am Kunstknochen“
seit 12/2011	Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie
Publikationen	
	Posterpräsentation zum Thema der Promotion:
05/2013	130. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie in München
06/2013	20. Jahreskongress der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie e.V. in Würzburg