

Schmidt-Horlohé K, Schleicher P, Farina Patricia, Kohl Julia, Reck C, Wilde P, Bonk A,
Hoffmann R

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

-biomechanische und radiologische Studie-

¹Kay H. Schmidt-Horlohé
¹Philipp Schleicher
Patricia Farina
Julia Kohl
²Christian Reck
¹Philipp Wilde
¹Andreas Bonk
¹Reinhard Hoffmann

¹Abteilung für Unfallchirurgie und orthopädische Chirurgie
Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Frankfurt am Main

²Abteilung für Radiologie
Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Frankfurt am Main

Gebiet: gelenknahe Frakturversorgung

Projektdauer: 12 Monate

Korrespondierender Autor:

Dr. med. Kay Hajo Schmidt-Horlohé
Abteilung für Unfallchirurgie und Orthopädische Chirurgie
Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Frankfurt am Main
Friedberger Landstrasse 430
60389 Frankfurt am Main
Telefon: 069 / 475-2841
Mobil: 0172 / 6106801
Fax: 069 / 475-2221
E-Mail: kay.schmidt-horlohe@bgu-frankfurt.de

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

Inhalt

1	Einleitung und Problembeschreibung	4
2	Stand der Erkenntnisse	6
3	Forschungszweck/-ziel	9
4	Methodik	11
4.1	Präparate	11
4.1.1	Human	11
4.1.2	Synbone	11
4.1.3	Sawbone	11
4.2	Messung der Knochenmineraldichte	12
4.3	Gruppenbildung	14
4.3.1	Vergleichsgruppen Biomechanik I	14
4.3.2	Vergleichsgruppen Biomechanik II	16
4.4	Simulierte Fraktur und Einbettung	17
4.5	Osteosynthesen	19
4.5.1	Zuggurtung	19
4.5.2	Hakenplatte	20
4.5.3	LCP-Hakenplatte	20
4.6	Testsetup	22
4.6.1	30° Flexion	23
4.6.2	90° Flexion	24
4.7	Versuchsablauf	25
4.7.1	Quasi-statische Belastung im subkritischen Lastbereich	25
4.7.2	Dynamische Testung im subkritischen Lastbereich	25
4.8	Primäre und sekundäre Zielparameter	26
4.9	Messdatenerfassung Zwick und Vicon	27
4.10	Versagenskriterien	28
4.11	Statistik	28
5	Ergebnisse	29
5.1	Knochenmineraldichte	29
5.1.1	Verteilung der BMD im Gesamtkollektiv	29
5.1.2	Abhängigkeit der BMD vom Alter	29
5.1.3	Abhängigkeit der BMD vom Geschlecht	30
5.1.4	Seitenabhängig der BMD	30
5.2	Unterschiede zwischen Kunstknochen und humanen Präparat	31
5.2.1	Osteosynthese	31
5.2.2	Reposition	31
5.3	Biomechanik I	32
5.3.1	Steifigkeit	32
5.3.2	Settling	34
5.3.3	Winkeländerung	36
5.4	Biomechanik II	38
5.4.1	Steifigkeit	38
5.4.2	Settling	39
5.4.3	Winkeländerung	43
6	Bewertung der Ergebnisse	44

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

6.1	Knochendichtmessung	44
6.2	Biomechanik	44
6.2.1	Optische Messdatenerfassung	44
6.2.2	Biomechanik I	44
6.2.3	Biomechanik II	46
7	Schlussfolgerung	47
7.1	Knochendichtmessung	47
7.2	Optische Messdatenerfassung.....	47
7.3	Biomechanik I.....	47
7.4	Biomechanik II	47
8	Relevanz des Projektes für die gesetzliche Unfallversicherung.....	48
8.1	Knochendichtmessung	48
8.2	Optische Messdatenerfassung.....	48
8.3	Biomechanik I.....	48
8.4	Biomechanik II	49
9	Umsetzungs- und Verwertungsplan	50
10	Literaturverzeichnis.....	51

In-vitro Untersuchung zu Osteosynsetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

1 Einleitung und Problembeschreibung

Olekranonfrakturen stellen eine häufige Verletzungsform im unfallchirurgischen Patientenkollektiv dar. Sieben Prozent aller Frakturen des adulten Skelettes betreffen das Ellenbogengelenk, in 38 Prozent handelt es sich hierbei um isolierte Olekranonfrakturen^{2,10,14}. Die Inzidenz wird mit 1,15/10000 Lebensjahren angegeben. Es zeigt sich eine typische bimodale Altersverteilung mit einem Gipfel um das 20ste und einem zweiten Gipfel um das 65ste Lebensjahr. Bei Frakturen vor dem 50sten Lebensjahr ist das männliche, nach dem 50sten Lebensjahr das weibliche Geschlecht häufiger betroffen. Im Alter sollten Olekranonfrakturen als osteoporotische Fraktur gewertet werden³.

Ziel der Therapie ist die vollständige Wiederherstellung der Gelenkfunktion. Eine Ruhigstellung des Ellenbogengelenkes führt jedoch durch posttraumatische Kapselschrumpfung und intraartikuläre Adhäsionen regelhaft zu signifikanten Bewegungseinschränkungen. Dies gilt insbesondere für ältere Patienten, die zusätzlich eine verminderte Toleranz gegenüber Gelenkimmobilisation aufweisen¹⁵. Aus diesen Gründen hat sich die operative Therapie mit dem Ziel einer unmittelbar postoperativ beginnenden physiotherapeutischen Nachbehandlung durchgesetzt. Die Osteosynthese muss daher zum einen eine ausreichende Primärstabilität aufweisen, zum andern müssen implantatassoziierte Komplikationen vermieden werden.

Bereits 1873 wurde von Joseph Lister unter der von ihm propagierten Antisepsis eine Olekranonfraktur mittels einer Drahtcerclage stabilisiert. Aus der Modifikation dieser Osteosyntheseform wurde die bis heute weit verbreitete und als Standard geltende Zuggurtungsosteosynthese bei Olekranonfrakturen entwickelt. Hierbei werden zwei Kirschner-Drähte (K-Drähte) durch das proximale Fragment in den Ulnaschaft eingebohrt und eine Drahtcerclage angelegt. Die Verwendung der Zuggurtungsosteosynthese führt zwar in einem hohen Prozentsatz zu klinisch guten und sehr guten Ergebnissen¹, wird jedoch auch von einer hohen osteosyntheseassoziierten Komplikationsrate von bis zu 85 Prozent begleitet^{13,20,22,26,27}. Trotz der von Weber und Vasey etablierten Technik mit K-Drahtdurchbohrung der anterioren Ulnakortikalis kommt es weiterhin häufig zur Migration der K-Drähte mit Gefahr der Weichgewebsirritation oder -perforation.

Eine weitere Therapieoption stellt die Plattenosteosynthese dar. Eine zufrieden stellende Stabilität ist jedoch durch das meist kleine proximale Frakturfragment, in dem nur wenige monokortikale Schrauben Platz finden, oftmals nicht zu erreichen. Dennoch finden sich bei dieser Versorgungsform signifikant weniger Komplikationen als bei der Zuggurtungsosteosynthese und in einem höheren Anteil gute Ergebnisse¹¹.

Im eigenen Vorgehen wird bei Frakturen des Olekranon eine Hakenplattenosteosynthese durchgeführt. Hierbei handelt es sich um eine der Kontur des Olekranon angepasste Drittelrohrplatte. Durch Abtrennen des proximalen Plattenstegs im Schraubenloch unter Belassen von zwei Krallen wird eine sichere Verankerung in der Olekranonspitze erzielt. Im Gegensatz zu der in der Literatur beschriebenen Plattenosteosynthese wird im eigenen Vorgehen das proximale Fragment durch



Abbildung 1: Hakenplattenosteosynthese, konsolidierte Schatzker B Fraktur

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

eine Kleinfragmentschraube durch die Platte gegen die anteriore Ulnakortikalis fixiert (siehe Abbildung 1 und 2). Hierdurch kann eine interfragmentäre Kompression und hohe Stabilität erzielt werden. Die Schraube unterstützt zudem die oftmals durch Impressionsfraktur betroffene Gelenkfläche.

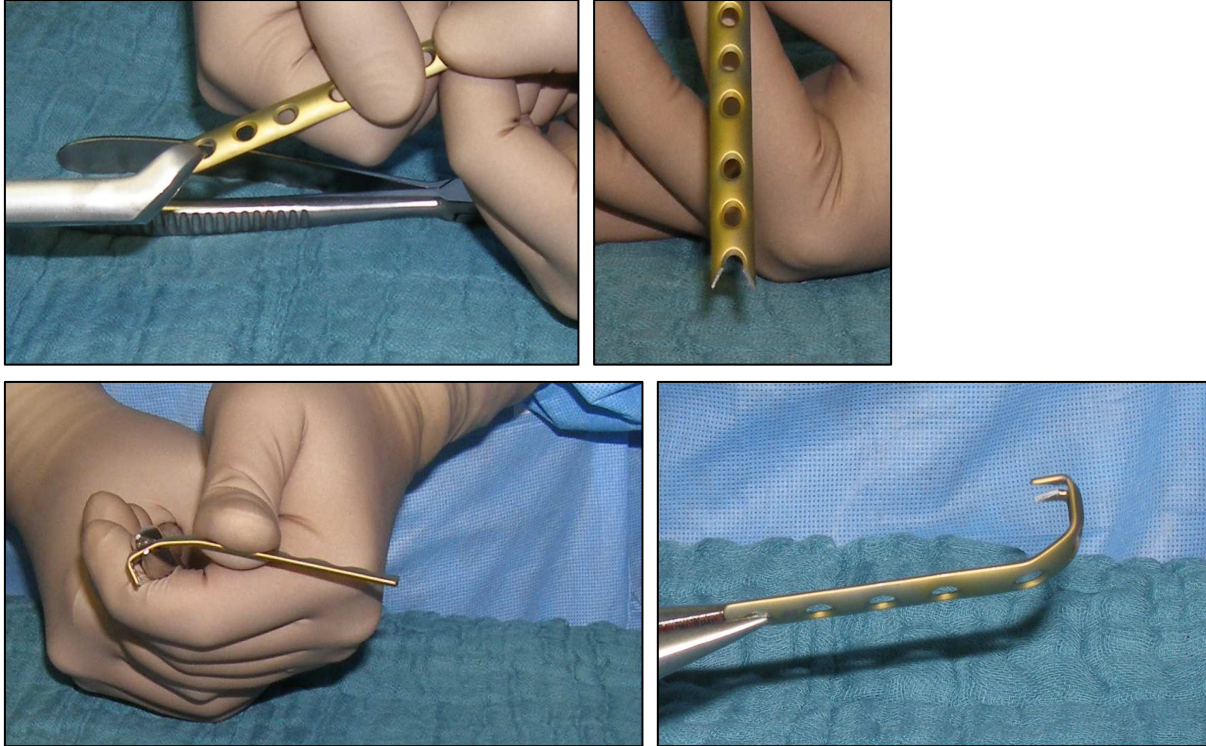


Abbildung 2: Herstellung der Drittelrohrhakenplatte; Abtrennen des letzten Plattensteges, Umbiegen der Platte

Neue, anatomisch vorgeformte, optional winkelstabile Systeme versprechen einen verbesserten Schraubenhalt und Osteosynthesestabilität (Abbildung 3). Klinische und biomechanische Untersuchungen sind in der aktuellen Literatur aber nicht verfügbar.



Abbildung 3: LCP-Hakenplatte, Synthes GmbH

Obgleich einige biomechanische Studien zu Osteosynthesen am Olekranon vorhanden sind, wurde die von den Autoren beschriebene Hakenplattenosteosynthese bis dato nicht getestet. Des Weiteren wurde in bisherigen Studien die Knochenqualität und Varianz der Präparate außer Acht gelassen, was die Aussagekraft der Studien fragwürdig erscheinen lässt.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

2 Stand der Erkenntnisse

Die selektive Literaturrecherche erfolgte über die Pubmed Datenbank. Als Suchbegriffe wurden „olecranon fracture fixation“ verwendet. Aus den resultierenden Ergebnissen wurden die relevanten klinischen und biomechanischen Abstracts isoliert und im Volltext ausgewertet. Anhand der in diesen Publikationen angeführten Literaturstellen wurde eine sekundäre Literaturrecherche durchgeführt. Ergänzend wurde die AO Surgery Reference nebst den dort angegebenen Studien verwendet (www.aosurgery.org, anatomische Region proximaler Unterarm).

Biomechanische Untersuchungen zu Plattenosteosynthesetechniken am Olekranon sind in der aktuellen Literatur rar. Ein Vergleich der im eigenen klinischen Vorgehen durchgeführten Osteosynthesetechnik mit anderen Verfahren erfolgte bis dato nicht. Über anatomisch präformierte, winkelstabile Implantate für das Olekranon gibt es bisher weder biomechanische noch klinische Studien.

Fyfe et al testeten fünf verschiedene Osteosynthesetechniken am humanen Präparat (Zuggurtung mit einem bzw. zwei Knoten, Drittelrohrplattenosteosynthese, intramedulläre Schraubenosteosynthese mit und ohne Zuggurtungsverstärkung) und simulierten eine quer, schräg und mehrfragmentäre Fraktur. Zusammenfassend stellten die Autoren eine signifikant höhere Steifigkeit bei Zuggurtungs- und Plattenosteosynthese fest. Bei mehrfragmentärer Fraktur konnte eine signifikant höhere Steifigkeit bei Plattenosteosynthese nachgewiesen werden. Die Plattenosteosynthesetechnik differiert wesentlich von der im eigenen Vorgehen angewandten. In der Studie von Fyfe kommen frakturnah lediglich monokortikale Schrauben zum Einsatz, eine interfragmentäre Kompression kann so nicht realisiert werden⁷.

Tejwani et al konnten eine signifikant geringere Fragmentdislokation beim Vergleich von Zuggurtungsosteosynthese und posteriorer Plattenosteosynthese einer Olekranonquerfraktur nachweisen³⁴. Er verwendete ähnlich dem von uns eingesetztem Verfahren eine modifizierte Drittelrohrplattenosteosynthese, allerdings mit interfragmentärer intramedullärer Schraube. Im klinischen Einsatz ist hierbei regelhaft eine Interferenz der bikortikalen Plattenschaftschrauben mit der intramedullären Schraube zu erwarten.

Hutchinson et al untersuchten die biomechanischen Eigenschaften zweier Zuggurtungs- und intramedullärer Schraubenosteosynthesetechniken bei einfachen Querfrakturen unter zyklischer Belastung und stellten eine signifikante niedrige Frakturspaltbewegung bei zuggurtungsverstärkter intramedullärer Schraubenosteosynthese fest. Ein wesentliches Prinzip der Zuggurtungsosteosynthese, die Transformierung von Zugkräften an der dorsalen Kortikalis in Kompressionskräften am artikulären Frakturspalt, konnte nicht bestätigt werden¹².

Beim Vergleich von Zuggurtungsosteosynthese und der „Olecranon-sled“ konnten Dieterich et al keine signifikanten Unterschiede in der Fragmentbewegung nach 20 Belastungszyklen aufzeigen und folgerten, dass dieses neue Implantat eine gute Alternative zur Zuggurtung und Plattenosteosynthese sei⁴.

Carofino et al verwendeten K-Drähte (Technik n. Weber und Vasey) oder eine intramedulläre Schraube (Kortikalisschraube, 7,3x90mm) und für die Zuggurtung Metalldraht bzw. Fiberwire. Sie stellten in verschiedenen Lastfällen (10 Zyklen bis 10N, 500 Zyklen bis 500N) keine signifikanten Unterschiede im Displacement fest¹.

Bei dem biomechanischen Vergleich eines intramedullären Nagels (Prototyp ONS, Synthes GmbH, Oberdorf, Schweiz) und der Zuggurtungsosteosynthese nach Weber und Vasey bei simulierter Schatzker-C-Fraktur zeigten Nowak et al in der Testung über 300 Zyklen eine signifikant geringere Lockerung bei Verwendung des Nagels sowohl in Extension als auch in Flexion²⁶.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

Die vergleichende Beurteilung der Studien ist auf Grund der differierenden Versuchsaufbauten und Lastfälle nur mit Vorbehalt möglich.

Es ist hervorzuheben, dass die Verwendung von fixierten Präparaten die biomechanischen Eigenschaften wesentlich verändert und eine Übertragung der Testergebnisse auf in-vivo Bedingungen nicht zulässig ist^{7,8,17,19,34}. Die Testung von gefrier gelagerten Präparaten ist der von fixierten Präparaten vorzuziehen.

Einen wesentlichen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften eines Präparats hat die Knochenmorphologie und –dichte. Die interindividuelle Varianz der Knochenmorphologie und insbesondere der Knochenmineraldichten ist bei biomechanischen Untersuchungen kritisch zu beachten. Nur in der Studie von Carofino findet sich eine Angabe über die Knochenmineraldichte (bone mineral density, BMD), wobei die Messlokalisation nicht angegeben wird¹. Eine Verfälschung der Messergebnisse durch zwischen den Testgruppen differierende BMDs kann bei den anderen Autoren nicht ausgeschlossen werden^{4,7,12,26,34}.

Eine Untersuchung zur Knochenmorphologie und insbesondere Knochenmineraldichte an der proximalen Ulna ist in der Literatur nach Kenntnis der Autoren nicht vorhanden. Diese Parameter sind aber Grundvoraussetzung für das Verständnis biomechanischer Eigenschaften und Frakturmuster und können somit der Optimierung künftiger Implantate dienen. Des Weiteren kann eine Verzerrung der biomechanischen Testergebnisse durch die interindividuelle Knochenvarianz nur durch eine sich an den zuvor genannten Parametern orientierende Gruppenbildung vermieden werden. In wie weit sich uniforme Kunstknochenpräparate der proximalen Ulna zur biomechanischen Testung eignen, ist unbekannt. Studien diesbezüglich sind nicht existent. Unter dem Aspekt der geringen Verfügbarkeit humaner Präparate sowie ethischer Gesichtspunkte ist die vergleichende Beurteilung der biomechanischen Eigenschaften humaner und Kunstknochenpräparate für die zukünftige Forschung wünschenswert.

Eine Testung von Osteosyntheseverfahren bei einfachen Frakturmustern (Schatzker A und C) spiegelt nach Erfahrung der Autoren nicht die klinische Versorgungsrealität wider, in der Komplikationen überwiegend bei komplexen Frakturen vom Schatzker-Typ D auftreten und eine Osteosynthese wesentlich höheren Ansprüchen entsprechen muss. Lediglich Fyfe et al. testeten verschiedene Osteosyntheseformen bei diesem Frakturmuster⁷, alle anderen biomechanischen Studien bedienen sich der oben genannten einfachen Frakturformen^{1,4,12,26,34}.

Die im eigenen Patientengut durchgeführte Drittelrohrhakenplattenosteosynthese zeichnet sich durch verschiedene Eigenschaften aus. Zum einen ist das Implantat nahezu überall verfügbar und lässt sich mit nur geringem Zeitaufwand anatomisch leicht anpassen. Zudem ist es gegenüber anatomisch vorgeformten, winkelstabilen Implantaten kostengünstig. Zum anderen kann durch die im eigenen Vorgehen „Pfeilerschraube“ genannte transolekranäre Kortikalisschraube mit Verankerung distal des Proc. Coronoideus eine interfragmentäre Kompression erzielt werden. Das Risiko eines reduzierten Schraubenhaltes, der bei intramedullärer Schraubenpositionierung bei reduzierter Knochenmineraldichte häufig präsent ist, wird so vermieden. Des Weiteren ist durch die stabile bikortikale Schraubenverankerung am Ulnaschaft eine sekundäre Implantatdislokation, wie sie bei der Zuggurtungsosteosynthese in hohem Prozentsatz beobachtet wird, nahezu unmöglich^{1,11,20}.

In einer klinischen retrospektiven Untersuchung an 29 Patienten nach im Median 7,2 Monaten konnten die Antragsteller im eigenen Patientengut ausschließlich gute und sehr gute funktionelle Ergebnisse feststellen (nach Mayo Elbow Performance Score). Es gab keine intra- oder postoperativen Komplikationen. Anhand der visuellen Analogskala wurde die Patientenzufriedenheit mit 8,2 bewertet (0=keine Zufriedenheit, 10=volle Zufriedenheit). Eine Metallentfernung war bei nur 14% der Patienten notwendig³¹. Nach Ausweitung des

Schmidt-Horlohé K, Schleicher P, Farina Patricia, Kohl Julia, Reck C, Wilde P, Bonk A,
Hoffmann R

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

Patientenkollektives auf 34 konsekutive Patienten konnten diese Ergebnisse bestätigt werden^{30,32}. In einer retrospektiven Untersuchung des Antragsstellers zum funktionellen Ergebnis nach winkelstabiler Doppelplattenosteosynthese am distalen Humerus wurde allerdings eine Komplikationsrate nach Olekranonosteotomie und Hakenplattenosteosynthese von 16% verzeichnet^{29,33}.

Obgleich das eigene Vorgehen im klinischen Einsatz bereits erfolgreich etabliert ist, gibt es bisher keine biomechanischen Untersuchungen zu dieser viel versprechenden Osteosyntheseform²⁹⁻³². Insbesondere ist die Wertigkeit gegenüber den anatomisch präformierten, winkelstabilen Implantaten wissenschaftlich nicht untersucht und von Interesse.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynsetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olecranonfrakturen

3 Forschungszweck/-ziel

Zusammenfassend muss festgestellt werden, dass die in der aktuellen Literatur verfügbaren biomechanischen Studien durch die fehlende Berücksichtigung der Knochenmorphologie kritisch beurteilt werden müssen. Die Forderung der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen [AO] nach prospektiv randomisierten, klinischen Studien zum Vergleich des Outcomes und Komplikationen nach konservativer und operativer Therapie sowie zwischen den unterschiedlichen Osteosyntheseformen ist wünschenswert, wird jedoch auf Grund der heterogenen Frakturmorphologie, interindividuellen Knochenstruktur und differierenden Funktionsansprüchen der Patienten nur in aufwendigen multizentrischen Studien realisierbar sein.

Biomechanische Studien können wertvolle und unter standardisierten Bedingungen reproduzierbare Ergebnisse liefern. Um eine Übertragung der in-vitro gewonnenen Ergebnisse auf in-vivo Bedingungen zu ermöglichen, müssen sich die Testbedingungen an realen Gegebenheiten orientieren.

Bei der Verwendung von humanen Präparaten stellt sich anhaltend die Frage nach der Art der Gruppenbildung. Der oftmals angewandte Vergleich der rechten und linken Seite bei paarigen Präparaten ist zwar etabliert, am Olecranon allerdings bisher nicht validiert. Bei Testung von mehr als zwei Testgruppen ist ein Rechts-Links Vergleich nicht mehr möglich, oftmals wird dann anhand morphologischer Kriterien gruppiert. Zunehmend erfolgt die Gruppenbildung bei biomechanischen Testungen anhand der Knochenmineraldichte. Dies gilt auch für Untersuchungen am Olecranon. Den Autoren ist bis dato keine Studie bekannt, die die Knochenmineraldichte mit den Parametern Alter, Geschlecht und Seitenverhältnis korreliert hat. Die Ergebnisse aus dem ersten Projektteil, der radiologischen Studie, sollen mögliche Korrelationen aufzeigen und relevante Informationen für die Gruppenbildung bei zukünftigen biomechanischen Testungen liefern. Da eine Knochendichtemessung am Mikro-CT aufwendig und teuer ist, soll die Anwendbarkeit eines konventionellen CT Gerätes im Sinne einer peripheren quantitativen Computertomographie beurteilt werden. Es soll so die Knochendichtemessung zur Gruppenbildung bei biomechanischen Testungen am Olecranon etabliert werden.

Ein in-vivo Vergleich der Zuggurtungsosteosynthese, der Hakenplatten- und der LCP-Hakenplattenosteosynthese ist aus oben genannten Gründen langwierig und aufwendig. Daher soll in einem ersten Schritt im Projektteil Biomechanik I der Nutzen anhand einer biomechanischen Testung ermittelt werden. Durch die zuvor erfolgte Knochendichtemessung können homogene Testgruppen realisiert werden. Durch Osteotomien werden standardisierte mehrfragmentäre und intraartikuläre Olecranonfrakturen simuliert. Der Vergleich der biomechanischen Eigenschaften erfolgt dann in simulierter 30° und 90° Flexionsbelastung des Ellenbogens. Ziel der Studie ist die Gleichwertigkeit oder gar Überlegenheit der modifizierten Drittelrohr-Hakenplattenosteosynthese zu zeigen. Dies sehen wir als Grundvoraussetzung für eine multizentrische, prospektive Anwendungsuntersuchung.

Biomechanische Studien wurden bisher sowohl an fixierten, tiefgefrorenen und auch an Kunstknochen durchgeführt. Inwieweit diese unterschiedlichen Testpräparate überhaupt vergleichbare Ergebnisse liefern, ist bisher nicht untersucht worden. Die Vergleichbarkeit der verfügbaren Literatur ist daher erheblich eingeschränkt, letztendlich können nur die Ergebnisse der einzelnen Studie isoliert betrachtet werden. Studienziel im Projektteil Biomechanik II ist die Beurteilung der unterschiedlichen biomechanischen Eigenschaften zwischen einfachen Kunstknochen, speziell für biomechanische Testungen designten Kunstknochen und nicht fixierten humanen Präparaten. Die Ergebnisse sollen Klarheit

Schmidt-Horlohé K, Schleicher P, Farina Patricia, Kohl Julia, Reck C, Wilde P, Bonk A,
Hoffmann R

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

verschaffen, in wie weit biomechanische Testungen, die an verschiedenen Materialien durchgeführt wurden, vergleichbar sind.

Die von den Autoren geplante Studie wird einen wertvollen biomechanischen Beitrag zu den Eigenschaften verschiedener Knochenpräparate und Osteosynthesetechniken bei komplexen Olekranonfrakturen unter standardisierten und reproduzierbaren Bedingungen leisten.

Die biomechanische Bestätigung der Wertigkeit der Drittelrohrhakenplatte gegenüber der Zuggurtungsosteosynthese sowie die bereits im kleineren Kollektiv erworbenen positiven klinischen Erfahrung sollen der zunehmenden Etablierung der von uns angewendeten Technik dienen.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olecranonfrakturen

4 Methodik

4.1 Präparate

4.1.1 Human

Die Präparate entstammen dem Körperspendeprogramm des Centrums für Anatomie, Charité, Universitätsmedizin Berlin. Für die Testung wurden nicht fixierte, humane proximale Ulnae am Anatomischen Institut der Charité entnommen. Insgesamt wurden für die biomechanische Testung 32 humane Präparate benötigt (drei Gruppen á 10 Präparate, 2 Präparate für Vorversuch und als Reserve). Die Präparate wurden 19 weiblichen und 4 männlichen Spendern entnommen. 9 Präparate waren paarig. Es lagen 16 rechte und 16 linke Präparate vor. Das durchschnittliche Alter der Körperspender war 81,2 Jahre (Min 62, Max 95, SD 9,3). Die Präparate wurden zur Durchführung der Studie in die Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Frankfurt am Main transportiert. Nach Dissektion der Weichgewebe wurden die Ulnae bis zur Knochendichtemessung, Vorbereitung und biomechanischen Testung bei konstanten -20 Grad Celsius luftdicht verpackt tiefgefroren. Das Auftauen der Präparate erfolgte luftdicht verpackt über 12 Stunden bei Raumtemperatur. Während der Arbeiten am Präparat wurden diese zur Vermeidung einer Austrocknung mit vernebelter isotoner Kochsalzlösung (NaCl 0,9%) besprüht. Nach Abschluss der Testungen wurden die Osteosynthesen wieder entfernt und die Präparate zur Entsorgung entsprechend den Richtlinien des Anatomischen Instituts der Charité nach Berlin zurückgesandt.

4.1.2 Synbone

Bei den Kunstknochenpräparaten der Firma Synbone (Synbone AG, Malans, Schweiz) handelt es sich um Ulnae aus einem speziellen Polyurethanschaum (Produktnummer 6110). Bei diesen Präparaten wird ein spongiöser innerer Kern von einer die Kortikalis simulierenden härteren Außenschicht umhüllt. Diese Modelle wurden für Ausbildungszwecke entworfen und sollen ein realitätsnahes Osteosynthesegefühl vermitteln. Laut Hersteller sind ähnliche Kräfte für das Bohren und Gewindeschneiden erforderlich wie bei humanen Präparaten. Die Länge der ausschließlich rechtsseitigen Kunstknochen beträgt 254mm, der Schaftdurchmesser 12mm. Die Olecranonhöhe beträgt 22mm, die Olecranonweite 25mm.

4.1.3 Sawbone

Die Kunstknochen der Firma Sawbones (Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden) sind Präparate aus einem Viert Generation Verbundwerkstoff (Produktnummer 3426). Sie bestehen aus einem Polyurethanschaumkern der mit einer Mischung aus kurzen Glasfasern und Epoxyharz ummantelt wird. Die simulierte Kortikalis hat eine Dichte von $1,64 \text{ g/cm}^2$. Für die longitudinale Zugbelastung wird eine Kraft von 106 MPa und der Modulus mit 16.0 GPa angegeben. Für transversale Belastung wird eine Kraft von 93 MPa und der Modulus mit 10.0 GPa angegeben. Für Kompressionsbelastung werden eine Kraft von 157 MPa und ein Modulus von $16,7 \text{ GPa}$ angegeben. Die künstliche Spongiosa hat eine Dichte von $0,27 \text{ g/cm}^2$. Es wird eine Kompressionskraft von 6,0 MPa und ein Modulus von 155 MPa angegeben. Das Präparat hat eine Länge von 270mm, der Durchmesser in Schaftmitte beträgt 16mm und das Olecranon hat eine Weite von 30mm. Die Höhe des Olecranons beträgt 24 mm.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

4.2 Messung der Knochenmineraldichte

Die radiologische Untersuchung der Präparate erfolgte in der Abteilung für diagnostische und interventionelle Radiologie der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main. Alle humanen Präparate wurden einer Computertomographie(CT)-Untersuchung (CT Toshiba Aquilion 32, Softwareprotokoll Toshiba BMS [Bone Mineral Study], Toshiba Medical Systems GmbH, Neuss, Deutschland) zum Ausschluss knöcherner Pathologien (Tumor, Zysten, alte Frakturen) unterzogen.

Die Untersuchungen erfolgten mit einer Schichtdicke von 1mm und einer Standardmatrix von 512x512pixel. Das field of view wurde entsprechend der Präparatgröße angepasst. Zur Knochendichtemessung wurden die Präparate auf einem Knochendichtephantom gelagert. Die region of interest (ROI) wurde entsprechend der anatomischen Form adjustiert. Das Messareal für die Knochenmineraldichte erstreckte sich vom distalen Anteil der Incisura radialis ulnae bis zur Olecranonspitze mit aus der anatomischen Größenvariation resultierender variabler Schichtanzahl. Die trabekuläre Knochenmineraldichte wurde durch Bildung des arithmetischen Mittels errechnet.



Abbildung 4: Humanes Testpräparat auf Knochendichtephantom im CT.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

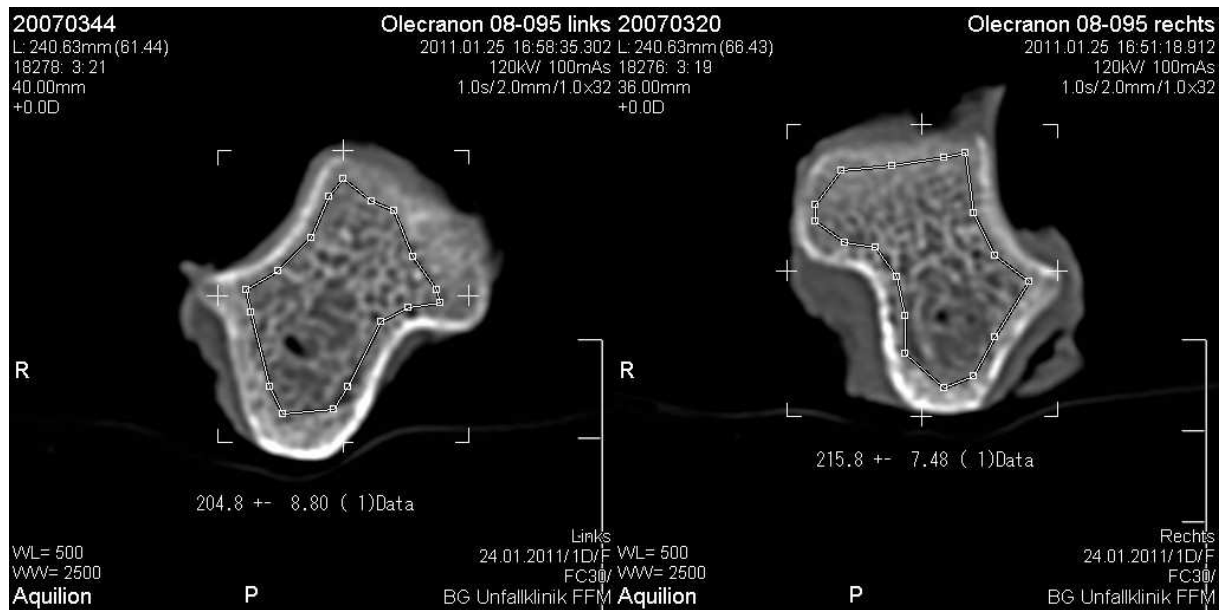


Abbildung 5: Beispiel der Messung der region of interest (ROI), diese befindet sich innerhalb der eingezeichneten Linie.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

4.3 Gruppenbildung

4.3.1 Vergleichsgruppen Biomechanik I

Entsprechend der späteren Osteosynthesen wurden im Projektteil Biomechanik I drei Gruppen à 10 Präparate gebildet: in Gruppe I wurde die Zuggurtungsosteosynthese, in Gruppe II die Hakenplattenosteosynthese und in Gruppe III die LCP-Hakenplattenosteosynthese realisiert. Die Gruppenbildung erfolgte anhand der zuvor bestimmten trabekulären Knochenmineraldichten. Es konnte so eine homogene Gruppenverteilung bei den humanen Präparaten erzielt werden (Tabelle 1). Die Gruppengleichheit wurde mittels ANOVA bestätigt ($p=0,939$). In Gruppe I betrug die mittlere tBMD $301,47\text{mg}/\text{cm}^3$ (Min 185,4747, Max 469,63, SD 82,13), in Gruppe II $304,0447\text{mg}/\text{cm}^3$ (Min 189,01, Max 422,53, SD 70,39) und in Gruppe III $312,7847\text{mg}/\text{cm}^3$ (Min 213,04, Max 444,49, SD 70,56) (Abbildung 6).

Gruppe I		Gruppe II		Gruppe III	
Präparat	tBMD	Präparat	tBMD	Präparat	tBMD
10-031	185,47	08-113 li	189,01	09-099 links	213,04
09-099 re	222,54	10-037 rechts	232,56	08-103 links	236,64
08-103 rechts	240,67	08-091	250,15	08-095 links	253,91
08-095 rechts	256,21	10-027	276,94	08-115	283,99
10-037 links	289,43	10-020	290,37	09-054	295,61
08-111	311,17	09-096 links	321,74	08-098 links	325,24
08-098 re	326,91	10-075	327,05	08-092	337,96
09-052	349,69	08-081 links	357,91	07-001	360,20
10-026 links	363,04	10-036	372,14	09-096 rechts	376,76
08-104 links	469,63	10-048	422,53	08-104 rechts	444,49
Mittelwert	301,47	Mittelwert	304,04	Mittelwert	312,78
Min	185,47	Min	189,01	Min	213,04
Max	469,63	Max	422,53	Max	444,49
SD	82,13	SD	70,39	SD	70,56

Tabelle 1: Gruppenbildung der humanen Präparate anhand der tBMD.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

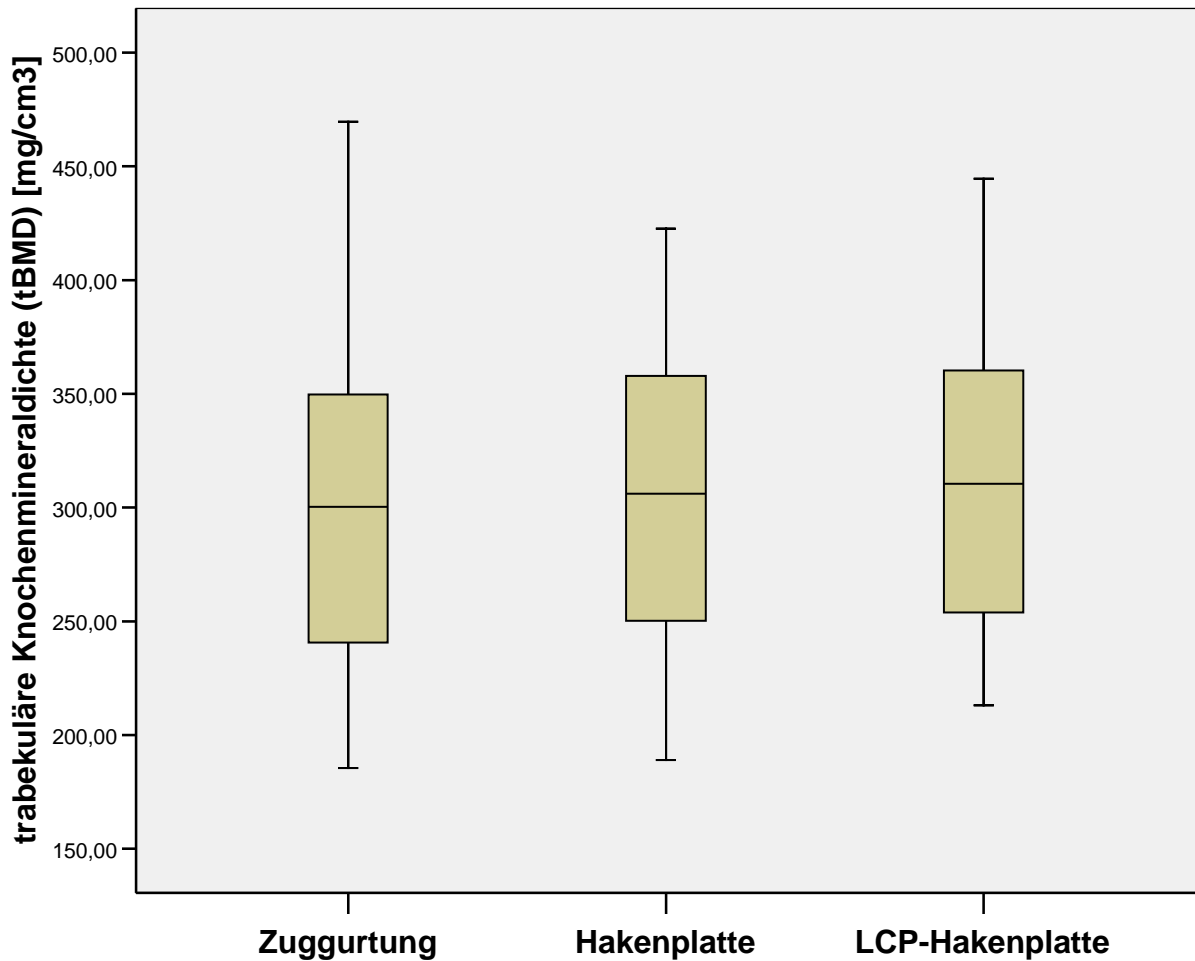


Abbildung 6: Graphische Darstellung der tBMD-Verteilung innerhalb der Prüfgruppen anhand eines Boxplotdiagramms.

Testgruppen Biomechanik I	
Testgruppe I	Zuggurtungsosteosynthese nach Weber und Vasey, figure of eight (2mm Kirschnerdrähte, 1,25mm Cerclagedraht, Stahl, Synthes GmbH, Umkirch, Deutschland)
Testgruppe II	Hakenplatte (7 Loch-Kleinfragmentdrittelrohrplatte, 3,5mm mit Kragen, Stahl, Synthes GmbH, Umkirch, Deutschland)
Testgruppe III	Anatomisch präformierte, optional winkelstabile Osteosyntheseplatte (LCP Hakenplatte 3,5mm, Synthes GmbH, Oberdorf, Schweiz, Stahl)

Tabelle 2: Übersicht der drei Osteosynthesen im Projektteil Biomechanik I

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynsetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

4.3.2 Vergleichsgruppen Biomechanik II

Im Projektteil Biomechanik II wurde die Hakenplattenosteosynthese an je 10 Synbone und Sawbone Präparaten durchgeführt. Als dritte Vergleichsgruppe dient die Gruppe II aus dem Projektteil Biomechanik I. Die Gruppenunterschiede ergeben sich aus den verwendeten Präparaten.

Testgruppen Biomechanik II	
Testgruppe I	Kunstknochenpräparat I (Ulna, Synbone AG, Malans, Schweiz), Hakenplatte (7 Loch-Kleinfragmentdrittelrohrplatte, 3,5mm mit Kragen, Stahl, Synthes GmbH, Umkirch, Deutschland)
Testgruppe II	Kunstknochenpräparat II (Ulna, Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden), Hakenplatte (7 Loch-Kleinfragmentdrittelrohrplatte, 3,5mm mit Kragen, Stahl, Synthes GmbH, Umkirch, Deutschland)
Testgruppe III	Humanes Kadaverpräparat, nicht fixiert Hakenplatte (7 Loch-Kleinfragmentdrittelrohrplatte, 3,5mm mit Kragen, Stahl, Synthes GmbH, Umkirch, Deutschland)

Tabelle 3: Testgruppen im Projektteil Biomechanik II

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

4.4 Simulierte Fraktur und Einbettung

Nach Auftauen und Dissektion der verbliebenen Weichgewebe wurden alle Präparate durch eine coronare Osteotomie am Ulnaschaft standardisiert auf 13,5cm gekürzt. Die Präparate wurden dann zentral mit dem Ulnaschaft im Einbettungsgefäß (Edelstahlzylinder, Durchmesser 43mm, Wandstärke 2mm, Höhe 55mm) eingestellt. Mittels Wasserwagen wurde eine senkrechte Ausrichtung im Einbettungsgefäß sichergestellt. Der distale Schaftanteil der Ulnae wurde dann mit Acryl-Gießharz (SCS Beracyl D-28, suter-kunststoffe AG, Jegenstorf, Schweiz) auf einer definierten Länge von 3,5cm eingebettet. Die freie Länge des Testpräparats betrug 10cm. Nach Aushärtung des Gießharzes wurden die Präparate aus dem Edelstahlzylinder entfernt.

Als Frakturmodell wird sowohl in **Studie Biomechanik I und II** eine intraartikuläre, mehrfragmentäre Olekranonfraktur, entsprechend Schatzker D bzw. AO 21 B1.3 verwendet^{21,28}. Diese wird in Anlehnung an die Technik von Fyfe et al mittels einer Sägeschablone simuliert⁷. Die Osteotomien wurden mit einer oszillierenden Säge (Bosch PMF180E, Sägeblatt Bosch BiM HardWood, 0,75mm Dicke, Leinfelden-Echterlingen, Deutschland) durchgeführt. Nach coronarer Osteotomie im Bereich der „bare area“ der Gelenkfläche wurde unter Belassung einer 5mm breiten Gelenkflächenbasis eine Schrägosteotomie im Winkel von 20° nach dorsodistal angelegt. Es entsteht somit eine Kombination aus Schräg- und Querfraktur mit einem trapezförmigen Intermediärfragment (Abbildung 7 und 8).

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

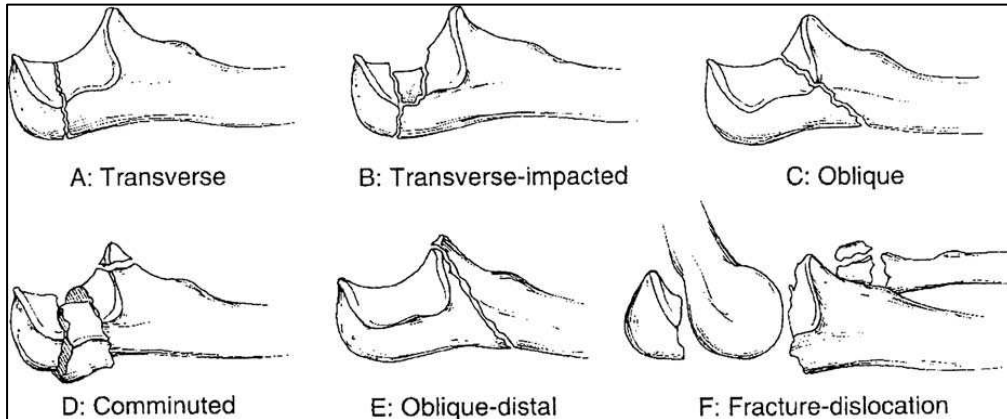


Abbildung 7: Klassifikation der Olekranonfrakturen nach Schatzker (aus Hölzl et al.¹⁰)

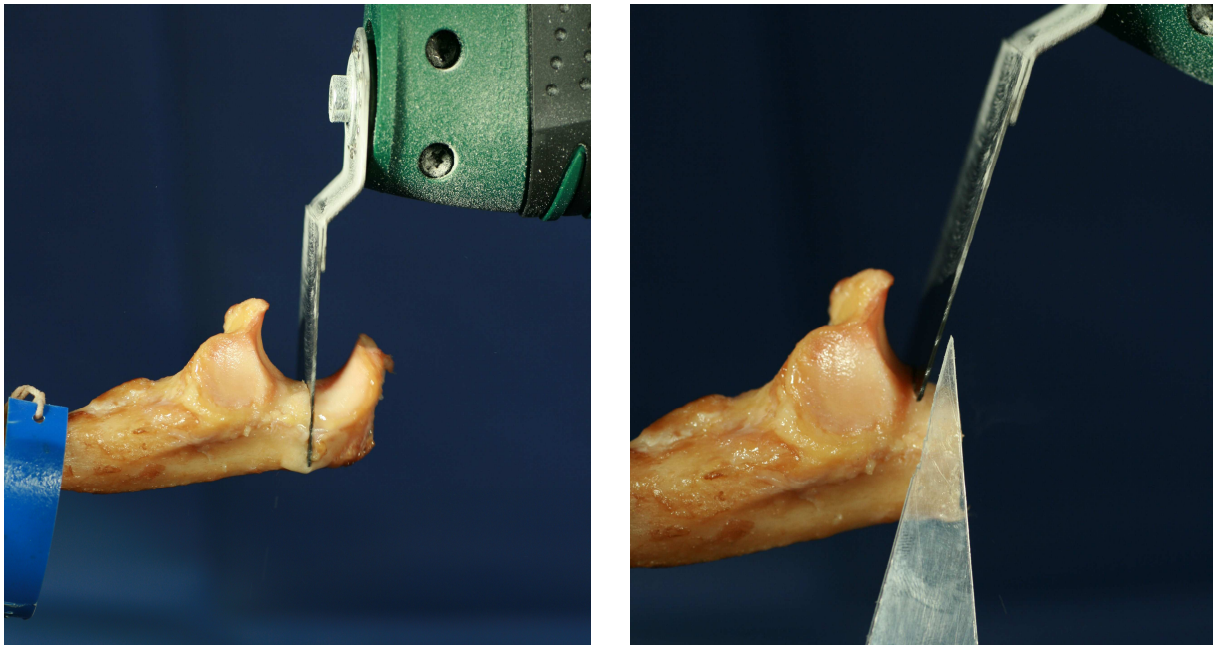


Abbildung 8: Nach coronarer Osteotomie im Bereich der „bare area“ der Gelenkfläche wurde unter Belassung einer 5mm breiten Gelenkflächenbasis eine Schrägosteotomie im Winkel von 20° nach dorsodistal angelegt

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

4.5 Osteosynthesen

Im Folgenden werden die verwendeten Osteosynthesetechniken dargestellt. Um externe Einflüsse zu minimieren wurden alle Osteosynthesen von einem Chirurgen durchgeführt. In allen Gruppen erfolgte zunächst die temporäre Stabilisierung der Fraktur in anatomischer Reposition mittels Kirschner-Drähten (K-Drähte) unter direkter visueller Kontrolle. Alle verwendeten Osteosynthesematerialien wurden von der Firma Synthes (Umkirch, Deutschland) bezogen.

4.5.1 Zuggurtung

In *Testgruppe I* wurde die Zuggurtungsosteosynthese nach den Prinzipien der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen in der Modifikation nach Weber und Vasey in der „figure of eight“ Technik durchgeführt. Nach temporärer K-Draht Stabilisierung erfolgte die Stabilisierung der Fraktur durch das Einbringen von zwei K-Drähten (Durchmesser 2mm mit Dreikantspitze, Länge 150mm, Stahl) von der Olecranonspitze in Richtung Proc. coronoideus. Entsprechend der Technik nach Weber und Vasey wurden die K-Drähte einige Millimeter über die Kortikalis des Proc. coronoideus hinaus gebohrt. Die Drähte wurden gelenkflächennah eingebracht, ohne diese zu penetrieren. Standardisiert 3cm distal der Schrägosteotomie wurde eine 2mm Bohrung in lateromedialer Richtung an der dorsalen Ulnakortikalis angelegt. Der Cerclagedraht (1.25mm, Stahl) wurde achtertourig über die Fraktur angelegt und medial und lateral durch unidirektionales Verzwirbeln angespannt.

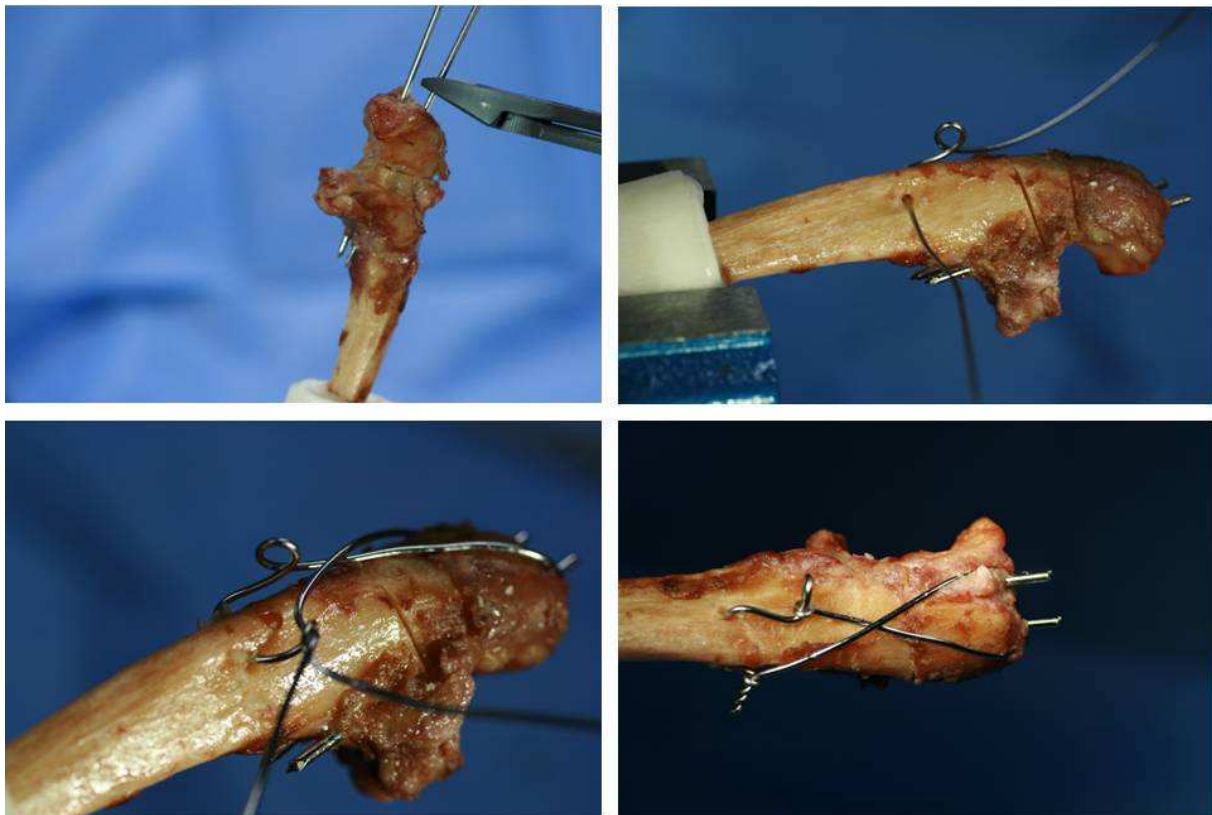


Abbildung 9: Durchführung der Zuggurtungsosteosynthese: Einbohren und Kürzen der K-Drähte, achterförmiges Anlegen der Drahtcerclage, fertige Zuggurtungsosteosynthese (von rechts oben n. links unten).

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

4.5.2 Hakenplatte

In *Testgruppe II* wurde die Osteosynthese entsprechend der in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main etablierten und modifizierten Hakenplattentechnik durchgeführt (Drittelrohrplatte 3.5mm mit Kragen, 7 Löcher, Länge 88mm; Stahl). Nach Abtrennen des letzten Plattenlochsteiges einer Drittelrohrplatte mit dem Seitenschneider wurde die typische Hakenform realisiert. Im Folgenden dann umbiegen der Platte im zweiten Plattenloch und anatomisches Anpassen an das Präparat. Die Haken wurden dann in den dorsalen Aspekt des Olecranon einschlagen. Es wurde nach Vorbohren und Gewindeschneiden (2,5mm Kleinfragmentbohrer) die im eigenen Vorgehen als Balkenschraube bezeichnete interfragmentäre Schraube (bikortikale Kortikalisvollgewindeschraube) durch das zweite Plattenloch in die ventrale Kortikalis des Proc. coronoideus eingebracht. Analog zur Zuggurtungsosteosynthese wurde die Schraube dabei ebenfalls subchondral platziert. Um eine interfragmentäre Kompression zu erzielen wurde nun zunächst die proximale Schaftschraubenposition exzentrisch im Sinne einer DC-Bohrung (dynamic compression, bikortikale Kortikalisvollgewindeschraube) besetzt. Dann Festziehen der interfragmentären Schraube. Abschließend besetzen der verbliebenen Schaftpositionen (bikortikale Kortikalisvollgewindeschraube). Alle Schrauben wurden mit einem Drehmomentschraubenzieher mit zwei Nm angezogen⁶.

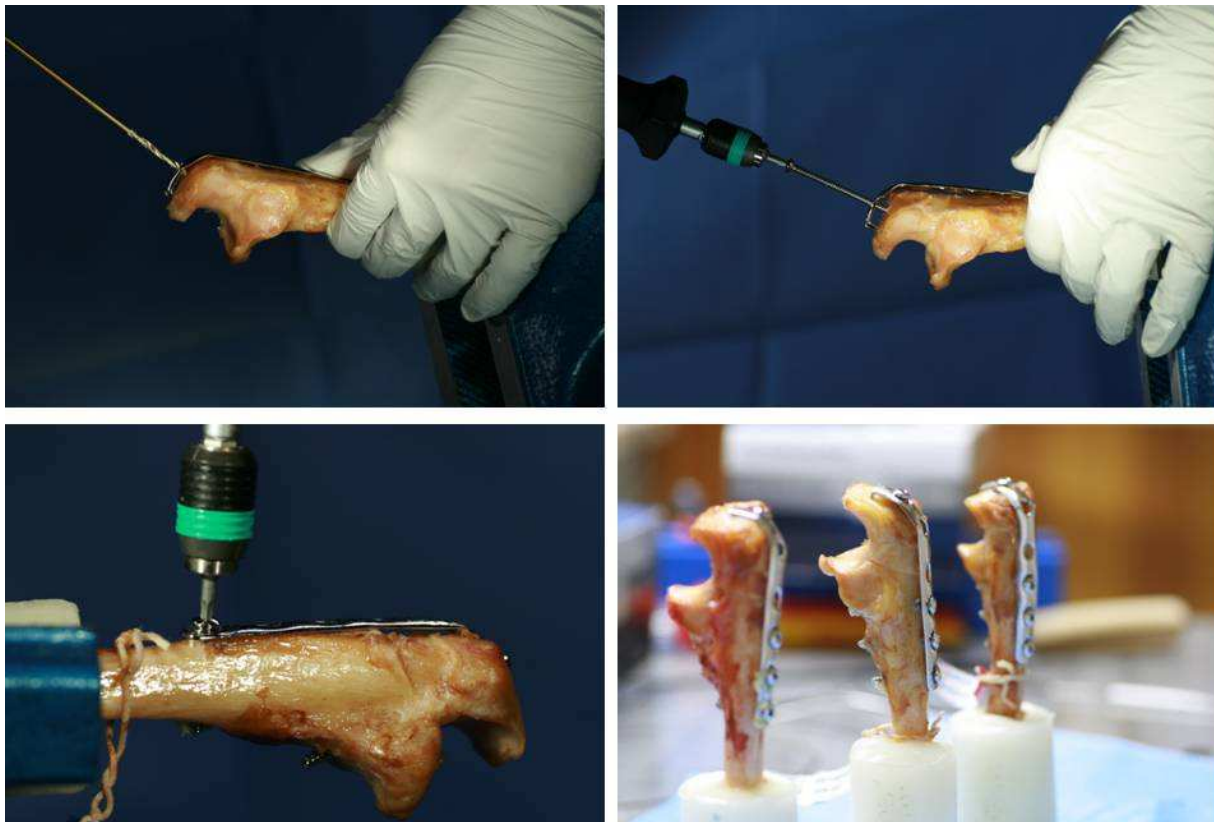


Abbildung 10: Osteosynthese durch Hakenplattenosteosynthese. Nach Einschlagen der Haken transfragmentäre Verschraubung gegen den Proc. coronoideus. Besetzen der Schaftschraubenpositionen (von rechts oben n. links unten).

4.5.3 LCP-Hakenplatte

In *Testgruppe III* wurde das anatomisch präformierte, optional winkelstabile Implantat entsprechend der Herstellerempfehlungen implantiert. Das Vorgehen entsprach dem der

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

Hakenplattenosteosynthese. Obgleich anatomisch präformiert wurden die Platten entsprechend der Anatomie der Präparate angepasst. Nach Einhaken der Platte am proximalen Olecranon wurde die Platte am Schaft ebenfalls mit drei konventionellen bikortikalen Schrauben fixiert. Alle Schrauben wurden mit einem Drehmomentschraubenzieher mit zwei Nm angezogen⁶.

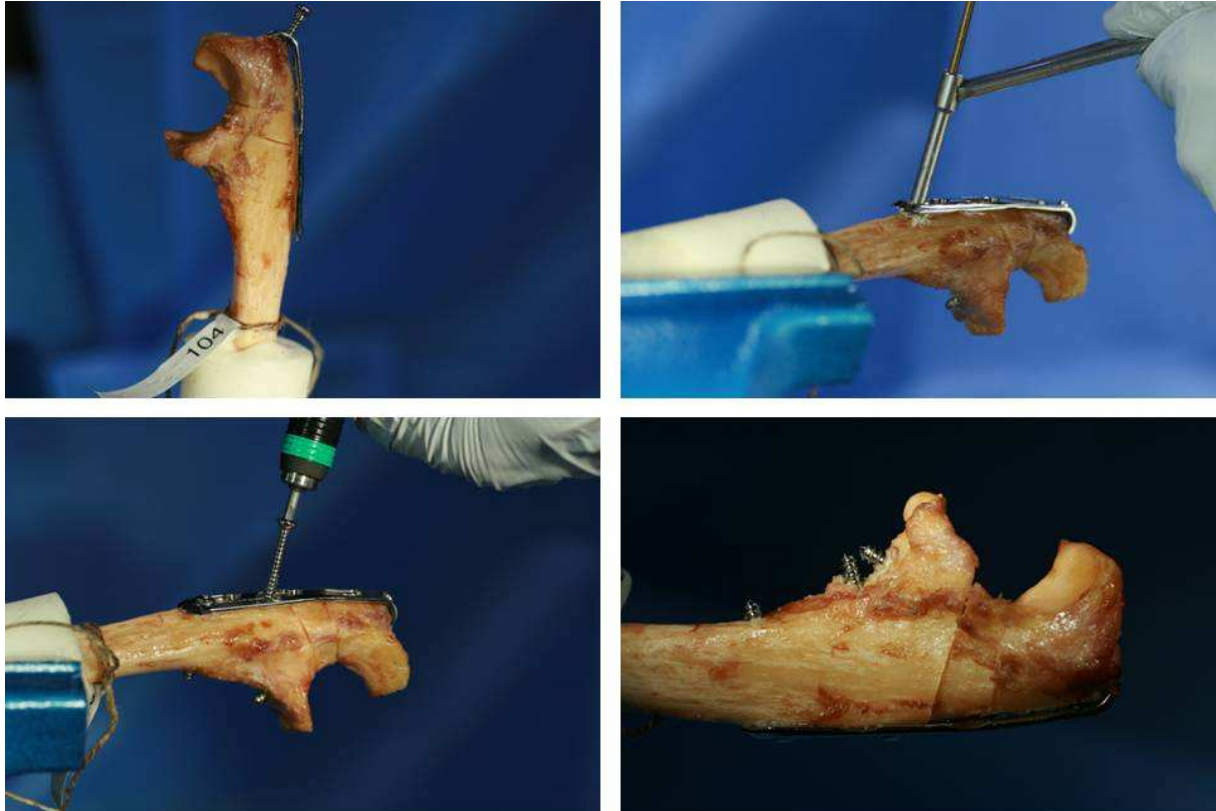


Abbildung 11: Osteosynthese durch LCP-Hakenplattenosteosynthese. Nach Einschlagen der Haken transfragmentäre Verschraubung gegen den Proc. coronoideus. Besetzen der Schaftschraubenpositionen (von rechts oben n. links unten).

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

4.6 Testsetup

Der Versuchsaufbau orientierte sich an denen von Hutchinson et al und Carofino et al^{1,12}. Die Prüfung erfolgt an einer elektrischen Materialprüfmaschine (Z 005, Zwick GmbH & CO KG, Ulm, Deutschland). Ein auf einem X-Y Tisch montierter Schraubstock diente als Aufnahmevorrichtung. In diesem wurden die Präparate mit der zylindrischen Acryharz Einbettung fixiert. Die Aufnahmevorrichtung des Schraubstockes bestand aus zwei Aluminiumblöcken (50x30x12mm) mit eingefrästen Vertiefungen, die eine stabile Fixierung in definierten Positionen gewährleistete (siehe unten). Diese Aufnahmevorrichtung stellt eine Sonderanfertigung dar (Firma Rank Metalldesign, Wiesbaden, Deutschland). Zur Simulation der trochlearen Gelenkfläche des distalen Humerus wird ein Hypomochlion an der Prüfvorrichtung montiert. Dieses bestand aus einem rechteckigen Edelstahlprofil, an dessen oberen Ende ein Edelstahlzylinder im 90° Winkel angeschweißt wurde. Entsprechend der in folgenden dargestellten Testpositionen wurden zwei Hypomochlions angefertigt (Firma Rank Metalldesign, Wiesbaden, Deutschland).

Als klinisch relevant wurden die Zugkräfte des M.triceps brachii am Olecranon erachtet. Valgus- und Varusbelastungen sowie Rotationskräfte sind unter physiologischen Bedingungen in-vivo nicht anzutreffen beziehungsweise zu vernachlässigen¹⁸.

Die Kraft des M.trizeps wurde durch eine Krafteinleitung am Insertionspunkt der Trizepssehne an der Olekranonspitze simuliert. Nach lateromedialer Anlage eines Bohrkanals wurde zunächst ein Messingröhrchen (Durchmesser 2,5mm) eingebracht. Dies war nötig um ein Einschneiden des krafteinleitenden Drahtes zu verhindern. Die Krafteinleitung erfolgte durch ein Edelstahlseil mit einer freien Länge von 350mm (Edelstahlseil Durchmesser 0,75/1mm, 7x19PA12-ummantelt). Es erfolgte die Testung einer simulierten isometrischen Kontraktion des M.trizeps brachii in simulierter 30° und 90° Beugung im Ellenbogengelenk.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

4.6.1 30° Flexion

Die simulierte 30° Flexion im Ellenbogengelenk wurde durch ein Einspannen des Präparates in der 70° geneigten Fräsung der Aufnahmebacken des Schraubstockes realisiert. Die Olecranonspitze wurde hierbei senkrecht unter dem Krafteinleitungspunkt der Materialprüfmaschine zentriert. Die Gelenkfläche des Olecranons war nach oben orientiert.



Abbildung 12: Simulierter Lastfall 30° Flexion im Ellenbogengelenk.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

4.6.2 90° Flexion

Die simulierte 90° Flexion im Ellenbogengelenk wurde durch ein Einspannen des Präparates in der 0° orientierten Fräsung der Aufnahmebacken des Schraubstockes realisiert. Die Olecranonspitze wurde hierbei senkrecht unter dem Kräfteinleitungspunkt der Materialprüfmaschine zentriert. Die Gelenkfläche des Olecranons war nach oben orientiert.

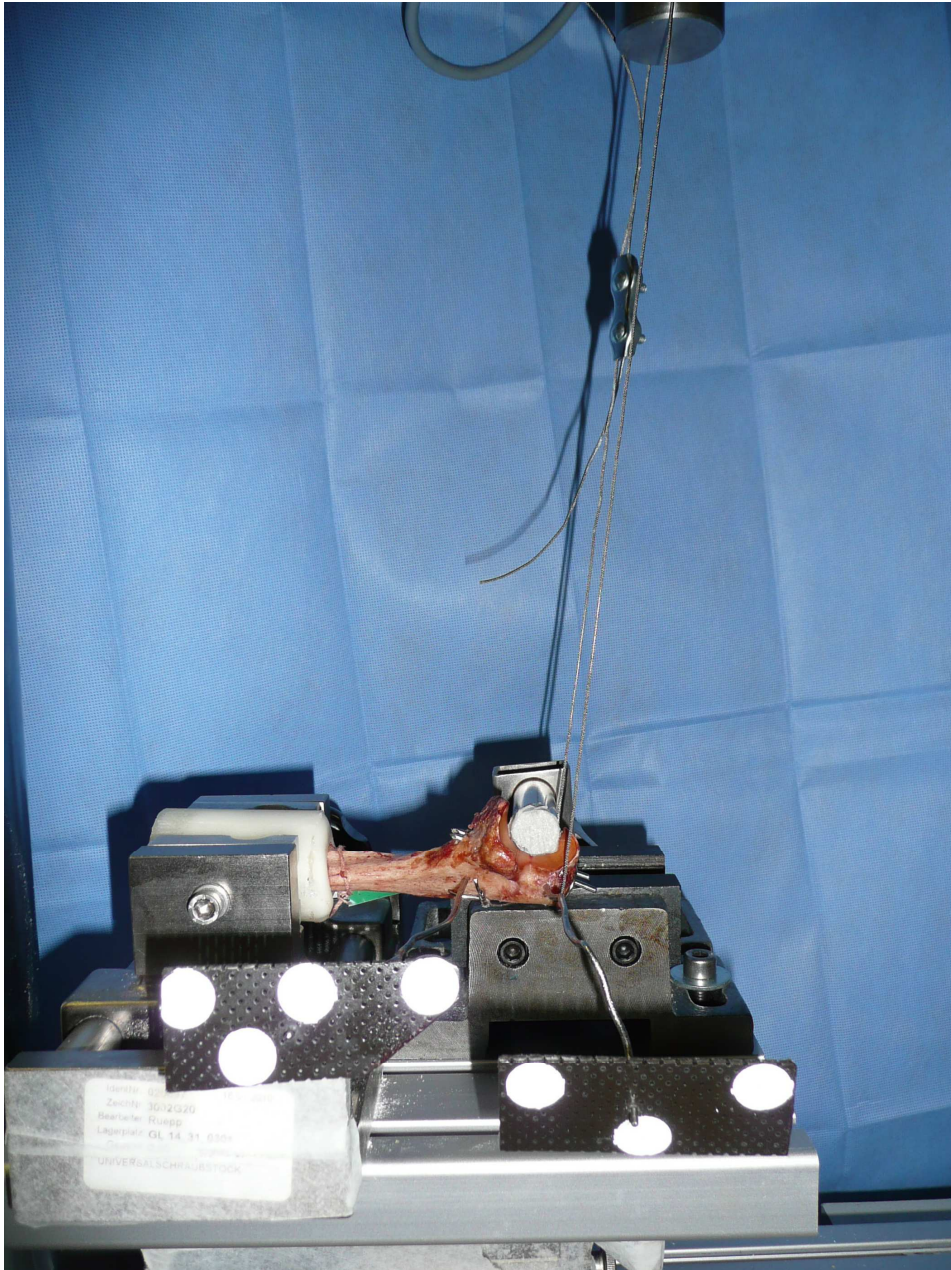


Abbildung 13: Simulierter Lastfall 90° Flexion im Ellenbogengelenk.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

4.7 Versuchsablauf

Pro Testpräparat wurde jeweils ein Testprotokoll mit quasi-statischer und dynamischer Testung in sequentieller Folge angewandt.

4.7.1 Quasi-statische Belastung im subkritischen Lastbereich

Die quasi-statische Belastung erfolgte im subkritischen Lastbereich zur Vermeidung einer plastischen Deformation oder Versagen des Präparates. Der subkritische Bereich wurde durch Vorversuche ermittelt und orientiert sich auch an zuvor publizierten biomechanischen Studien am Olecranon^{4,9,16,34}.

Entsprechend des Protokolls wurde nach Kalibrierung der Materialprüfmaschine zunächst eine Vorlast von 5N angelegt. Weg-Zeit gesteuert wurde dann die eingeleitete Kraft auf 100 N erhöht und das Präparat für 10 Sekunden dieser Last ausgesetzt. Nach Entlastung auf 5N wurde unmittelbar die dynamische Testung begonnen.

4.7.2 Dynamische Testung im subkritischen Lastbereich

Die dynamische Testung erfolgte über 1000 Zyklen im Lastbereich zwischen 5 und 100 N. Die Kraftereinleitung erfolgte ebenfalls Weg-Zeit gesteuert. Nach Abschluss der Testung erfolgte eine vollständige Entlastung des Präparates.

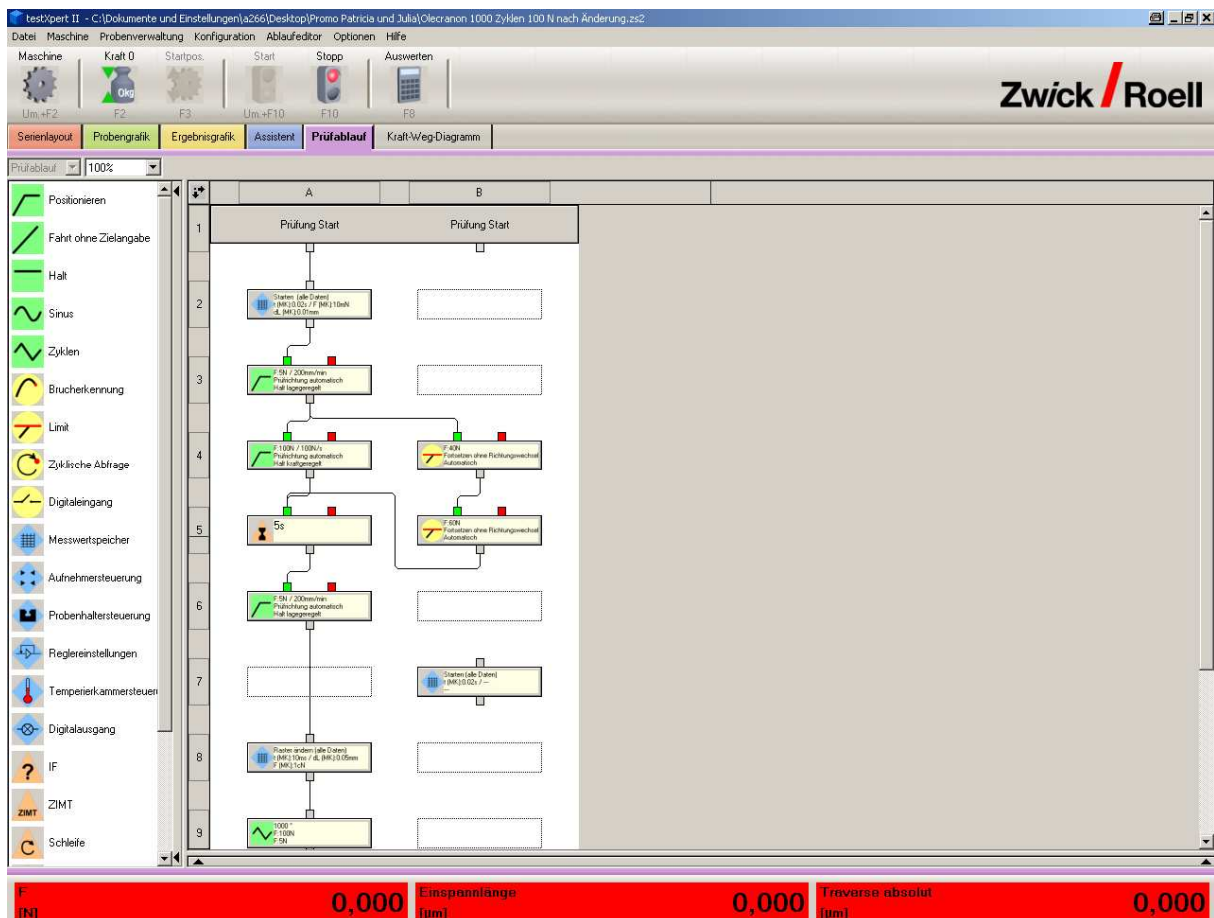


Abbildung 14: Prüfablauf im Systemprogramm SystemExpert II (SystemExpert II, Zwick GmbH & CO KG, Ulm, Deutschland), Screenshot.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

4.8 Primäre und sekundäre Zielparameter

Als primärer Zielparameter wurde die Steifigkeit des Präparates gewählt. Sekundäre Zielparameter stellen das Settling (Sinterung des Konstrukts) und die Winkeländerung in der sagitalen Ebene dar.

Die Ermittlung der Steifigkeit erfolgte im quasi-statischen ersten Testzyklus. Die Steifigkeit wurde durch den linearen Bereich des Kraft-Weg-Diagramms bestimmt. Dieser lag bei allen Präparaten zwischen 40 und 60N Belastung.

Das Settling wurde sowohl unter Belastung als auch unter Entlastung bestimmt. Es wurden die Messdaten der dynamischen Testung verwendet. Zur Bestimmung des Settlings unter Belastung wurde die Differenz der Mittelwerte der 1-3ten und 298-300sten Wegmaxima nach folgender Formel ermittelt:

$$\text{Settling}_{\text{Belastung}} = (B_{298} + B_{299} + B_{300})/3 - (B_1 + B_2 + B_3)/3$$

Zur Bestimmung des Settlings bei Entlastung wurde die Differenz der Mittelwerte der 1-3ten und 298-300sten Wegminima nach folgender Formel ermittelt:

$$\text{Settling}_{\text{Entlastung}} = (E_{298} + E_{299} + E_{300})/3 - (E_1 + E_2 + E_3)/3$$

Die Änderung der Winkelbewegung in der sagitalen Ebene wurde zwischen den ersten drei und letzten drei Zyklen der dynamischen Testung nach folgender Formel berechnet:

$$\text{Winkeländerung} = ((B_1 - E_1) + (B_2 - E_2) + (B_3 - E_3))/3 - ((B_{998} - E_{998}) + (B_{999} - E_{999}) + (B_{1000} - E_{1000}))/3$$

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

4.9 Messdatenerfassung Zwick und Vicon

Die Messdatenerfassung für die Parameter Steifigkeit und Settling erfolgt durch die Materialprüfmaschine (Z 005, Zwick GmbH & CO KG, Ulm, Deutschland). Die Datenverarbeitung erfolgte durch das Systemprogramm SystemExpert II (SystemExpert II, Zwick GmbH & CO KG, Ulm, Deutschland).

Die Erfassung der Fragmentbewegung im dreidimensionalen Raum wurde durch ein infraroptisches Messsystem (Vicon Motion System, Los Angeles, USA) realisiert. Hierfür wurden reflektierende Marker am proximalen und distalen Hauptfragment fixiert. Drei stationäre Infrarotkameras (Vicon MX3+) zeichneten während der ersten 10 und letzten 10 Zyklen die Fragmentbewegungen auf.

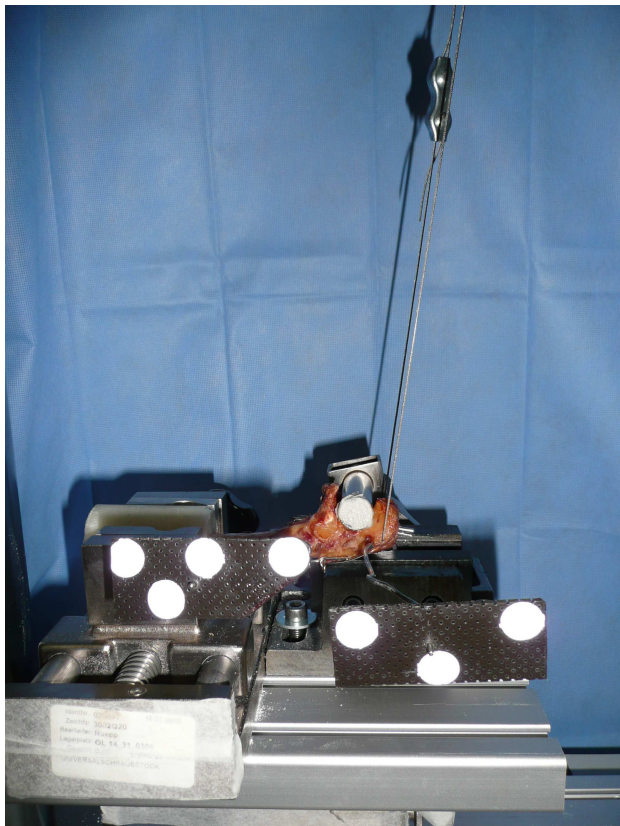


Abbildung 15: Reflektierende Marker des infraroptisches Messsystem (Vicon Motion System, Los Angeles, USA).

In-vitro Untersuchung zu Osteosynsetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

4.10 Versagenskriterien

Ein Testpräparat wird bei Eintreffen folgender Kriterien als Versager betrachtet:

1. Dislokation des proximalen gegenüber des distalen Fragmentes von mehr als 2mm
2. periosteosynthetische Fraktur
3. Bruch oder Dislokation des Osteosynthesematerials

4.11 Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Institut für medizinische Biometrie der Universitätsklinik Frankfurt am Main.

Die Messdaten werden als Median, Interquartilabstand (25ste bis 75ste Perzentile), Mittelwert, Standardabweichung, Minimum und Maximum angegeben.

Nach Datenerfassung wurde der Kolmogorow-Smirnov Lilliefors sowie der Shapiro-Wilk Test zur Bestätigung der parametrischen Messdatenverteilung durchgeführt. Es lag überwiegend eine nichtparametrische Messdatenverteilung vor.

Als Omnibustest wurde daher der Kruskal-Wallis Test verwendet, bei Signifikanzen wurde als entsprechender post-hoc Test der Conover-Iman-Vergleich mit Korrektur nach Bonferroni-Holms durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf 0,05 festgelegt.

Kategorielle Messwerte wurden mittels Chi²-Kontingenztafel verglichen.

Für den Paarvergleich bei unverbundenen Stichproben wurde der T-Test mit zweiseitiger Signifikanz verwendet.

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Statistiksoftware SPSS (SPSS 14, IBM, Deutschland) sowie BIAS (BIAS. für Windows, Version 9.0, epsilon-Verlag, Darmstadt, Deutschland).

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

5 Ergebnisse

5.1 Knochenmineraldichte

5.1.1 Verteilung der BMD im Gesamtkollektiv

Der Mittelwert der Knochenmineraldichte der Gesamtheit aller humanen Präparate war $314,9847\text{mg/cm}^3$. Die Standardabweichung betrug $79,6647\text{mg/cm}^3$. Die kleinste BMD betrug $185,4747\text{mg/cm}^3$, die höchste $511,7547\text{mg/cm}^3$.



Abbildung 16: Boxplotdiagramm der Verteilung der Knochenmineraldichten im Gesamtkollektiv.

5.1.2 Abhängigkeit der BMD vom Alter

Um bei den verwendeten Präparaten den Einfluss des Alters auf die Knochenmineraldichte zu beurteilen, wurde eine Korrelationsanalyse durchgeführt. Mit einer Korrelation von $-0,097$ nach Person und einer Signifikanz von $0,599$ ergab sich kein Hinweis auf einen linearen Zusammenhang im untersuchten Kollektiv.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

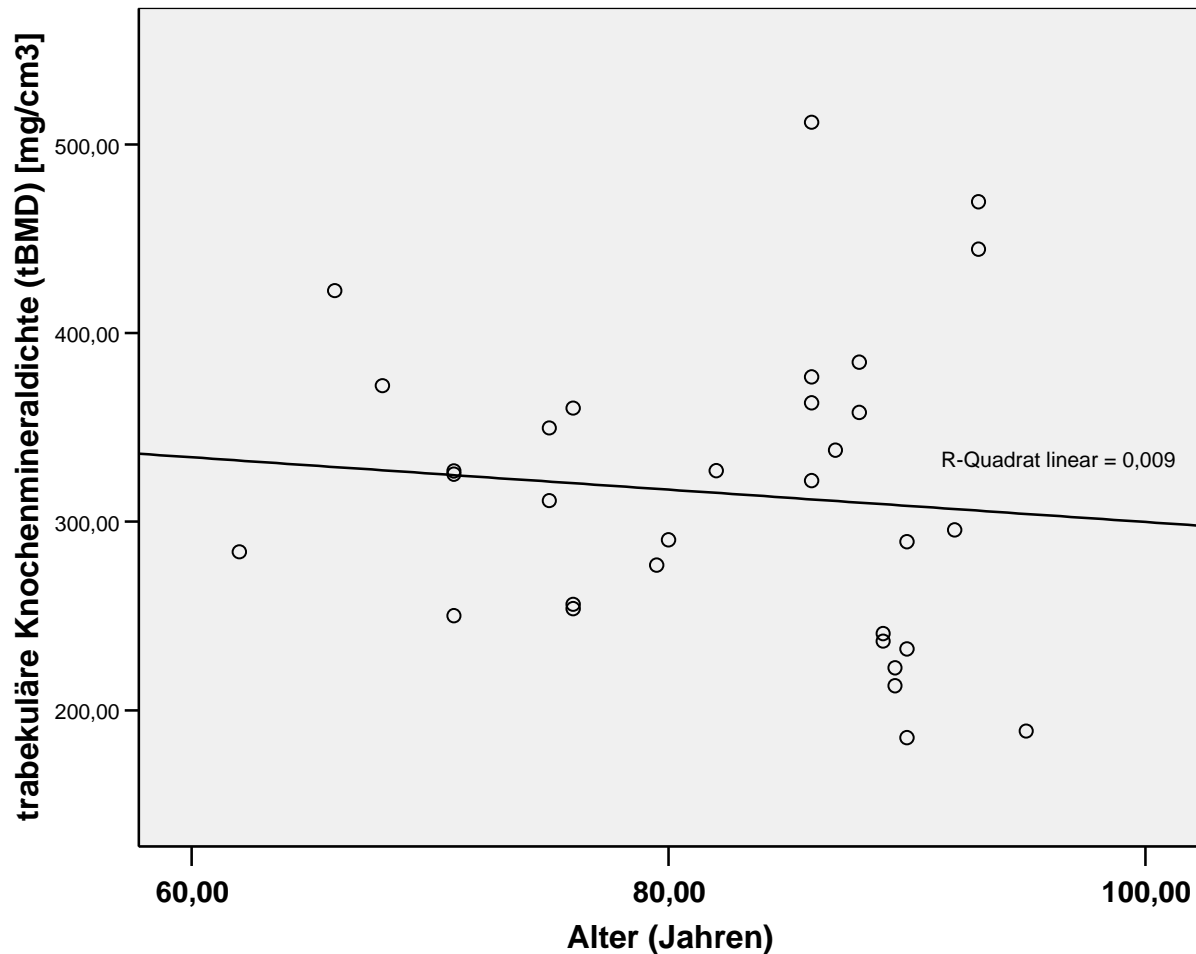


Abbildung 17: Darstellung des Zusammenhangs zwischen Alter und Knochenmineraldichte in Form eines Punktdiagramms. Das Bestimmtheitsmaß r^2 beträgt 0,009.

5.1.3 Abhängigkeit der BMD vom Geschlecht

Mit einem mittleren BMD von $301,6647\text{mg/cm}^3$ ($\pm 72,2947\text{mg/cm}^3$) bei den weiblichen und $386,8947\text{mg/cm}^3$ ($\pm 86,9447\text{mg/cm}^3$) bei den männlichen Präparaten wurde ein signifikanter Unterschied nachgewiesen ($p=0,025$).

5.1.4 Seitenabhängig der BMD

Bei den 9 paarigen Präparaten wurde die Seitenabhängigkeit der BMD beurteilt. Rechtsseitige Präparate wiesen eine mittlere BMD von $314,5047\text{mg/cm}^3$ ($\pm 78,3747\text{mg/cm}^3$), linksseitige Präparate von $332,9447\text{mg/cm}^3$ ($\pm 103,5047\text{mg/cm}^3$) auf. Mit $p=0,676$ ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynsetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olecranonfrakturen**

5.2 Unterschiede zwischen Kunstknochen und humanen Präparat

5.2.1 Osteosynthese

Hinsichtlich der Durchführung der Osteosynthesen ist festzustellen, dass die Materialeigenschaften der Kunstknochen und humanen Präparate deutliche Unterschiede aufweisen.

In-vivo werden bei der Hakenplattenosteosynthese die Haken mit vorsichtigen Hammerschlägen in das Olecranon eingebracht. Dieses Vorgehen wurde im Rahmen der Studie auch an den humanen Präparaten so angewandt. Bei den Kunstknochenpräparaten ist dieses Vorgehen allerdings nicht möglich. Die durch Kunststoffe simulierten Kortices weisen eine sehr hohe Festigkeit auf. Ein Einschlagen der Haken ist kaum möglich. Erst mit hohem Kraftaufwand gelingt dies, allerdings kam es dann regelmäßig zu einem Frakturieren der Olecranonspitze. Dies konnte nur durch ein Vorbohren der Hakenpositionen verhindert werden.

5.2.2 Reposition

Während es bei allen humanen Präparaten durch geringe plastische Verformungen im Bereich der Osteotomien zu einer nahezu perfekten anatomischen Reposition kam, wurden durch die rigiden Eigenschaften der Kunstknochen regelmäßig persistierende Osteotomiespalten beobachtet.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

5.3 Biomechanik I

5.3.1 Steifigkeit

5.3.1.1 Steifigkeit im Lastfall 30° Flexion

In Bezug auf die Steifigkeit ergab sich im Lastfall 30° Flexion zwischen der Zuggurtungsosteosynthese, der Hakenplattenosteosynthese und der LCP-Hakenplattenosteosynthese mit $p=0,141$ kein statistisch signifikanter Unterschied. Die mittlere Steifigkeit in Testgruppe I betrug 45,82N (Interquartilbereich 8,28), in Testgruppe II 36,39N (Interquartilbereich 22,95N) und in Testgruppe III 47,65N (Interquartilbereich 13,56N).

	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standard- fehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Min	Max
					Untergrenze	Obergrenze		
Zuggurtung	10	43,1530	10,22987	3,23497	35,8350	50,4710	17,43	51,14
Hakenplatte	10	34,9170	13,02194	4,11790	25,6017	44,2323	14,61	48,14
LCP-Hakenplatte	10	46,1000	12,11170	3,83006	37,4358	54,7642	22,43	68,36

Tabelle 4: Deskriptive Statistik der Steifigkeit im Lastfall 30° Flexion.

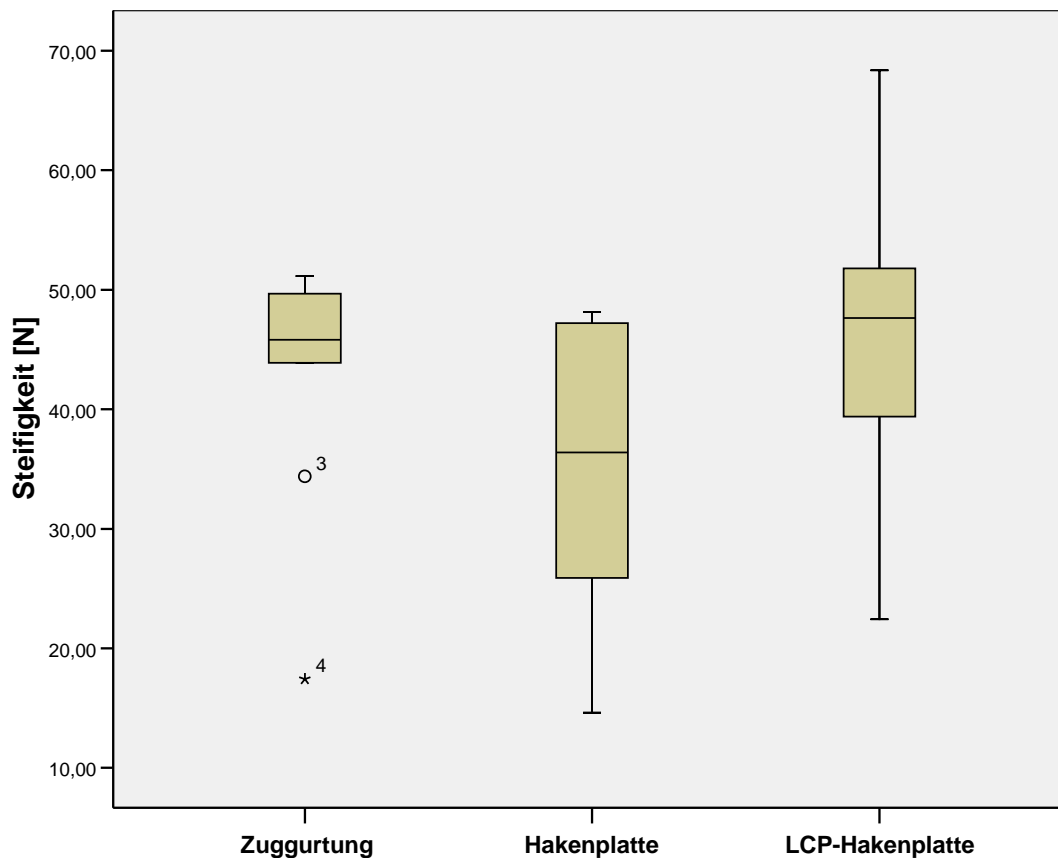


Abbildung 18: Boxplotdiagramm der Steifigkeiten im Lastfall 30° Flexion. Es liegt kein statistisch signifikanter Unterschied vor ($p=0,110$).

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

5.3.1.2 Steifigkeit im Lastfall 90° Flexion

Im Lastfall 90° Flexion ergab sich zwischen den Testgruppen mit $p=0,281$ kein statistisch signifikanter Unterschied. Die mittlere Steifigkeit des Konstruktes betrug bei der Zuggurtung 40,83N (Interquartilbereich 6,18N), der Hakenplatte 39,74N (Interquartilbereich 7,24N) und der LCP-Hakenplatte 41,28N (Interquartilbereich 5,62N).

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Zuggurtung	10	42,1910	4,30865	1,36251	39,1088	45,2732	35,71	49,69
Hakenplatte	10	38,3140	5,77834	1,82727	34,1804	42,4476	26,80	47,02
LCP-Hakenplatte	10	41,6250	5,14116	1,62578	37,9472	45,3028	30,52	49,77

Tabelle 5: Deskriptive Statistik der Steifigkeit im Lastfall 90° Flexion.

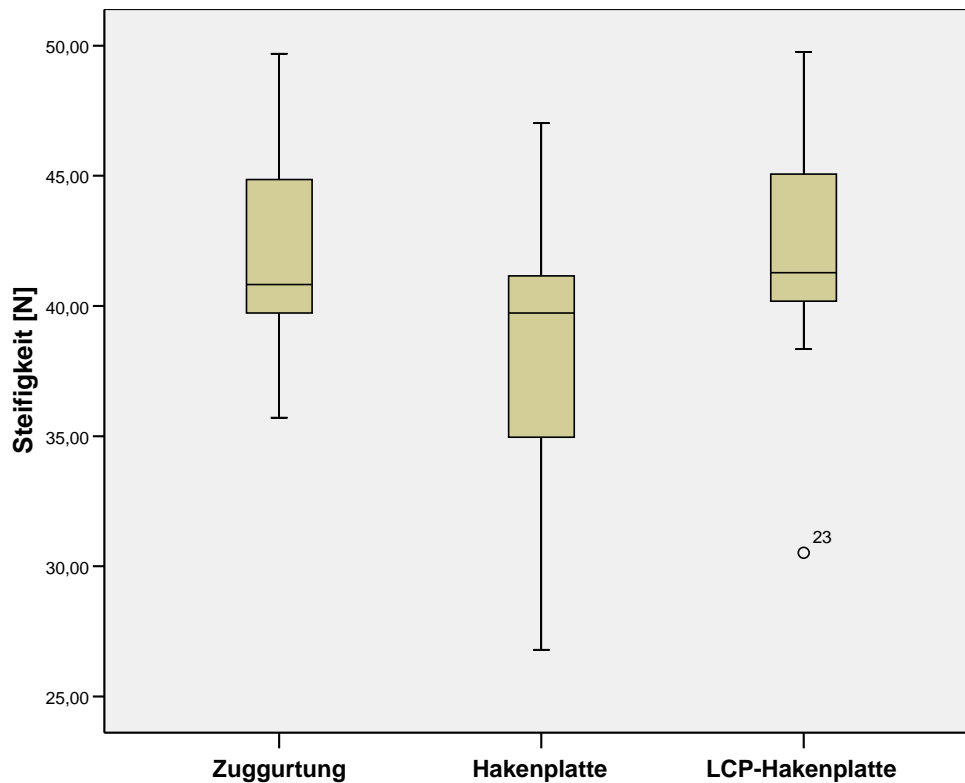


Abbildung 19: Boxplotdiagramm der Steifigkeiten im Lastfall 90° Flexion. Es liegt kein statistisch signifikanter Unterschied vor ($p=0,209$).

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

5.3.2 Settling

5.3.2.1 Settling im Lastfall 30° Flexion

Bei der Betrachtung des Settlings unter Belastung ergab sich zwischen den Testgruppen in 30° Flexion mit $p=0,400$ ebenfalls kein statistisch signifikanter Unterschied. Das Settling in Testgruppe I betrug 0,17mm (Interquartilbereich 0,11mm), in Testgruppe II 0,31mm (Interquartilbereich 0,66mm) und in Testgruppe III 0,22mm (Interquartilbereich 0,21mm).

Entsprechend den zuvor definierten Kriterien wurde beim Settling unter Belastung ein Präparat in der Zuggurtungsgruppe und eins in der Hakenplattengruppe als Versager beurteilt. Es ergab sich mit $p=0,58$ keine statistische Signifikanz.

Bei der Betrachtung des Settlings unter Entlastung ergab sich zwischen den Testgruppen in 30° Flexion mit $p=0,166$ ebenfalls kein statistisch signifikanter Unterschied. Das Settling in Testgruppe I betrug 0,39mm (Interquartilbereich 0,12mm), in Testgruppe II 0,59mm (Interquartilbereich 0,85mm) und in Testgruppe III 0,50mm (Interquartilbereich 0,35mm).

Unter Entlastung wurden zwei Präparate der Hakenplattenosteosynthese als Versager beurteilt. Auch dies war nicht signifikant ($p=0,11$).

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Zuggurtung	10	,4318	,76575	,24215	-,1159	,9796	,12	2,59
Hakenplatte	10	,7735	1,16351	,36793	-,0589	1,6058	,12	3,69
LCP-Hakenplatte	10	,2502	,15063	,04763	,1425	,3580	,09	,58

Tabelle 6: Deskriptive Statistik des Settlings unter Belastung im Lastfall 30° Flexion.

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Zuggurtung	10	,4746	,20789	,06574	,3259	,6233	,33	,99
Hakenplatte	10	1,1243	1,26292	,39937	,2208	2,0277	,35	4,14
LCP-Hakenplatte	10	,5093	,17310	,05474	,3854	,6331	,29	,78

Tabelle 7: Deskriptive Statistik des Settlings unter Entlastung im Lastfall 30° Flexion.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

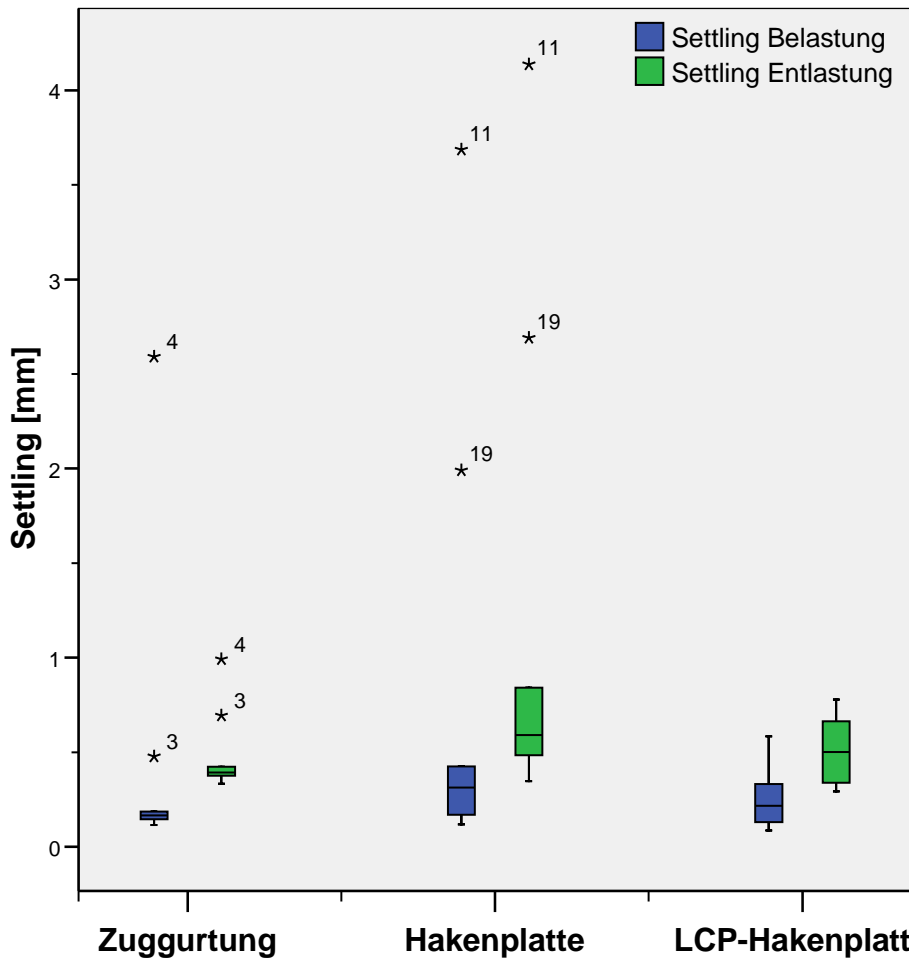


Abbildung 20: Boxplotdiagramm des Settlings unter Be- und Entlastung in Abhängigkeit von den Testgruppen im Lastfall 30° Flexion. Mit $p=0,357$ und $p=0,110$ ergibt sich kein statistisch signifikanter Unterschied.

5.3.2.2 Settling im Lastfall 90° Flexion

Bei der Betrachtung des Settlings unter Belastung ergab sich zwischen den Testgruppen in 90° Flexion mit $p=0,278$ ebenfalls kein statistisch signifikanter Unterschied. Das Settling in Testgruppe I betrug 0,24mm (Interquartilbereich 0,06mm), in Testgruppe II 0,26mm (Interquartilbereich 0,14mm) und in Testgruppe III 0,32mm (Interquartilbereich 0,28mm).

Bei der Betrachtung des Settlings unter Entlastung ergab sich zwischen den Testgruppen in 90° Flexion mit $p=0,171$ ebenfalls kein statistisch signifikanter Unterschied. Das Settling in Testgruppe I betrug 0,50mm (Interquartilbereich 0,08mm), in Testgruppe II 0,52mm (Interquartilbereich 0,28mm) und in Testgruppe III 0,63mm (Interquartilbereich 0,37mm).

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Zuggurtung	10	,2395	,04175	,01320	,2096	,2694	,17	,32
Hakenplatte	10	,2862	,15006	,04745	,1789	,3936	,13	,64
LCP-Hakenplatte	10	,3521	,15566	,04922	,2408	,4635	,16	,58

Tabelle 8: Deskriptive Statistik des Settlings unter Belastung im Lastfall 90° Flexion.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Min	Max
					Untergrenze	Obergrenze		
Zuggurtung	10	,4613	,14819	,04686	,3553	,5673	,06	,58
Hakenplatte	10	,5641	,17684	,05592	,4376	,6906	,36	,95
LCP-Hakenplatte	10	,6399	,19041	,06021	,5037	,7761	,36	,96

Tabelle 9: Deskriptive Statistik des Settling unter Entlastung im Lastfall 30° Flexion.

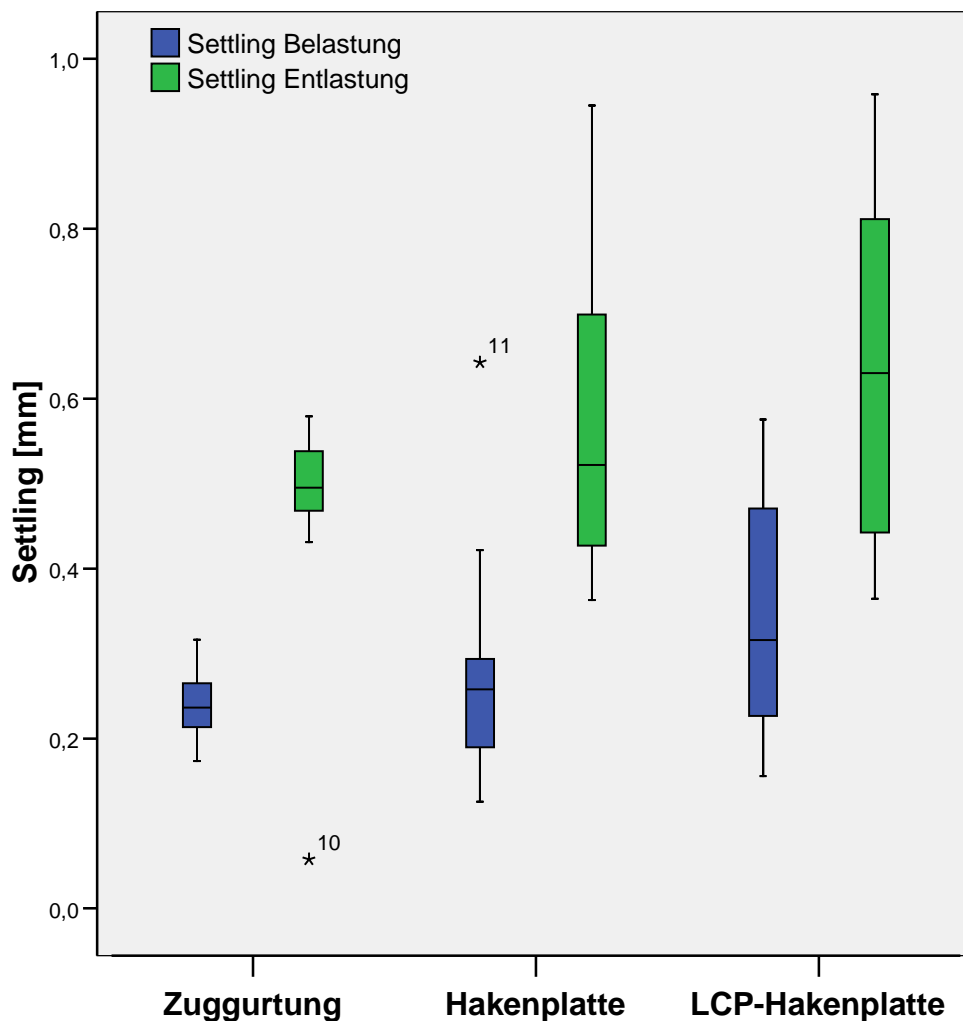


Abbildung 21: Boxplotdiagramm des Settling unter Be- und Entlastung in Abhängigkeit von den Testgruppen im Lastfall 90° Flexion. Mit $p=0,157$ und $p=0,086$ ergibt sich kein statistisch signifikanter Unterschied.

5.3.3 Winkeländerung

5.3.3.1 Winkeländerung im Lastfall 30° Flexion

Bei nicht verwertbarer Messung wegen inkonstanter Markererfassung konnten in Testgruppe I und II jeweils nur 9 Präparate zur Auswertung verwendet werden. Mit $p=0,268$ ergab sich kein statistischer Unterschied zwischen der mittels Vicon gemessenen Winkeländerung zwischen den drei Testgruppen. Die mediane Winkeländerung in Testgruppe I betrug $0,10^\circ$

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

(Interquartilbereich $0,16^\circ$), in Testgruppe II $0,04^\circ$ (Interquartilbereich $0,15^\circ$) und in Testgruppe III $0,01^\circ$ (Interquartilbereich $0,09^\circ$).

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standard- fehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Zuggurtung	9	,1094	,17159	,05720	-,0225	,2413	-,06	,52
Hakenplatte	9	,0455	,20225	,06742	-,1100	,2009	-,19	,53
LCP-Hakenplatte	10	-,0054	,06527	,02064	-,0521	,0413	-,14	,06

Tabelle 10: Deskriptive Statistik der Winkeländerung im Lastfall 30° Flexion.

5.3.3.2 Winkeländerung im Lastfall 90° Flexion

Bei nicht verwertbarer Messung wegen inkonstanter Markererfassung konnten in Testgruppe I 9 und in Testgruppe II nur 8 Präparate zur Auswertung verwendet werden. Mit $p=0,993$ ergab sich kein statistischer Unterschied zwischen der mittels Vicon gemessenen Winkeländerung zwischen den drei Testgruppen. Die mittlere Winkeländerung in Testgruppe I betrug $0,01^\circ$ (Interquartilbereich $0,04^\circ$), in Testgruppe II $0,01^\circ$ (Interquartilbereich $0,03^\circ$) und in Testgruppe III $0,01^\circ$ (Interquartilbereich $0,05^\circ$).

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standard- fehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Zuggurtung	9	,0189	,08336	,02779	-,0452	,0830	-,11	,21
Hakenplatte	8	-,0439	,17293	,06114	-,1884	,1007	-,47	,05
LCP-Hakenplatte	10	,0172	,03960	,01252	-,0111	,0456	-,05	,09

Tabelle 11: Deskriptive Statistik der Winkeländerung im Lastfall 90° Flexion.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

5.4 Biomechanik II

5.4.1 Steifigkeit

5.4.1.1 Steifigkeit im Lastfall 30° Flexion

Hinsichtlich der Steifigkeit ergab sich im Lastfall 30° Flexion mit $p=0,000$ im Kruskal-Wallis Test ein statistisch signifikanter Unterschied. Im post-hoc Test ergab sich zwischen Testgruppe I und II mit $p=0,021$ ein signifikanter Unterschied. Zwischen Testgruppe I und III fand sich mit $p=0,021$ ein signifikanter Unterschied. Zwischen Testgruppe II und III fand sich mit $p=0,000$ ein hochsignifikanter Unterschied. Die mediane Steifigkeit in Testgruppe I betrug 54,91N (Interquartilbereich 17,24N), in Testgruppe II 62,82N (Interquartilbereich 16,93N) und Testgruppe III 36,39N (Interquartilbereich 2,95N).

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Min	Max
					Untergrenze	Obergrenze		
Synbone	10	48,8520	9,32520	2,94889	42,1812	55,5228	33,73	58,17
Sawbone	10	59,9520	8,16427	2,58177	54,1116	65,7924	46,97	67,95
Human	10	34,9170	13,02194	4,11790	25,6017	44,2323	14,61	48,14

Tabelle 12: Deskriptive Statistik der Steifigkeit im Lastfall 30° Flexion.

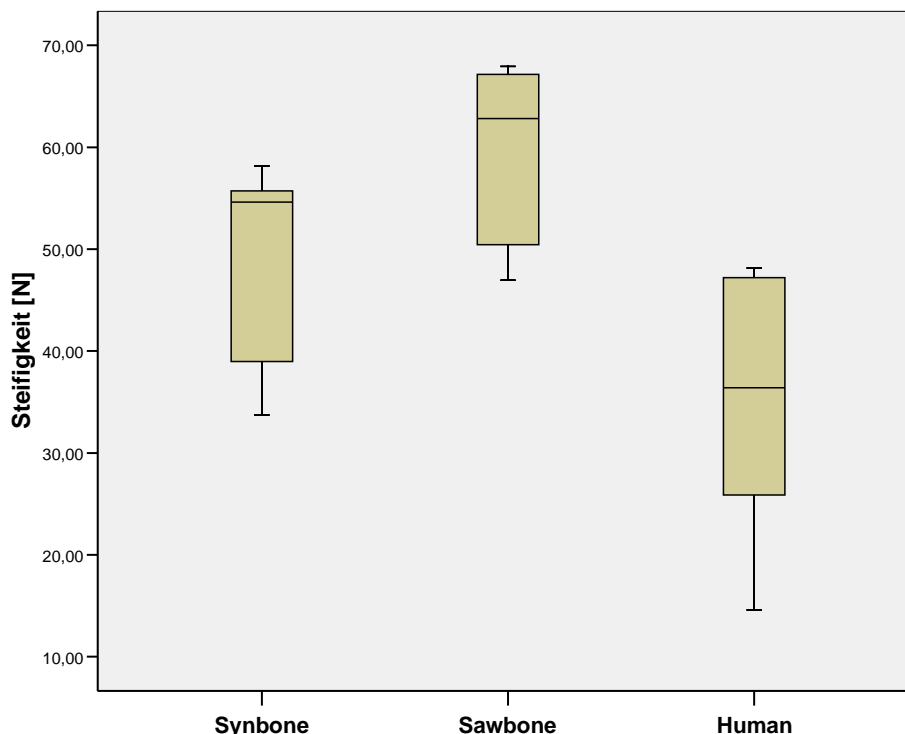


Abbildung 22: Boxplotdiagramm der Steifigkeiten im Lastfall 30° Flexion. Mit $p=0,017$ zwischen Testgruppe I und III sowie $p=0,000$ zwischen Testgruppe II und III liegen statistisch signifikante Unterschiede vor.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

5.4.1.2 Steifigkeit im Lastfall 90° Flexion

Im Lastfall Steifigkeit in 90° Flexion ergab sich mit $p=0,014$ eine statistische Signifikanz. Zwischen den Testgruppe I und II fand sich im post hoc Test mit $p=0,686$ kein Unterschied. Zwischen Testgruppe I und III lag mit $p=0,024$ ein statistisch signifikanter Unterschied vor. Zwischen Testgruppe II und III fand sich ebenfalls ein signifikanter Unterschied ($p=0,013$). Die mediane Steifigkeit in Testgruppe I betrug 46,84N (Interquartilbereich 7,26N), in Testgruppe II 48,76N (Interquartilbereich 11,28N) und Testgruppe III 39,74N (Interquartilbereich 7,24N).

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Synbone	10	47,2340	7,87902	2,49157	41,5977	52,8703	38,17	66,76
Sawbone	10	46,2670	7,90806	2,50075	40,6099	51,9241	29,45	54,49
Human	10	38,3140	5,77834	1,82727	34,1804	42,4476	26,80	47,02

Tabelle 13: Deskriptive Statistik der Steifigkeit im Lastfall 90° Flexion.

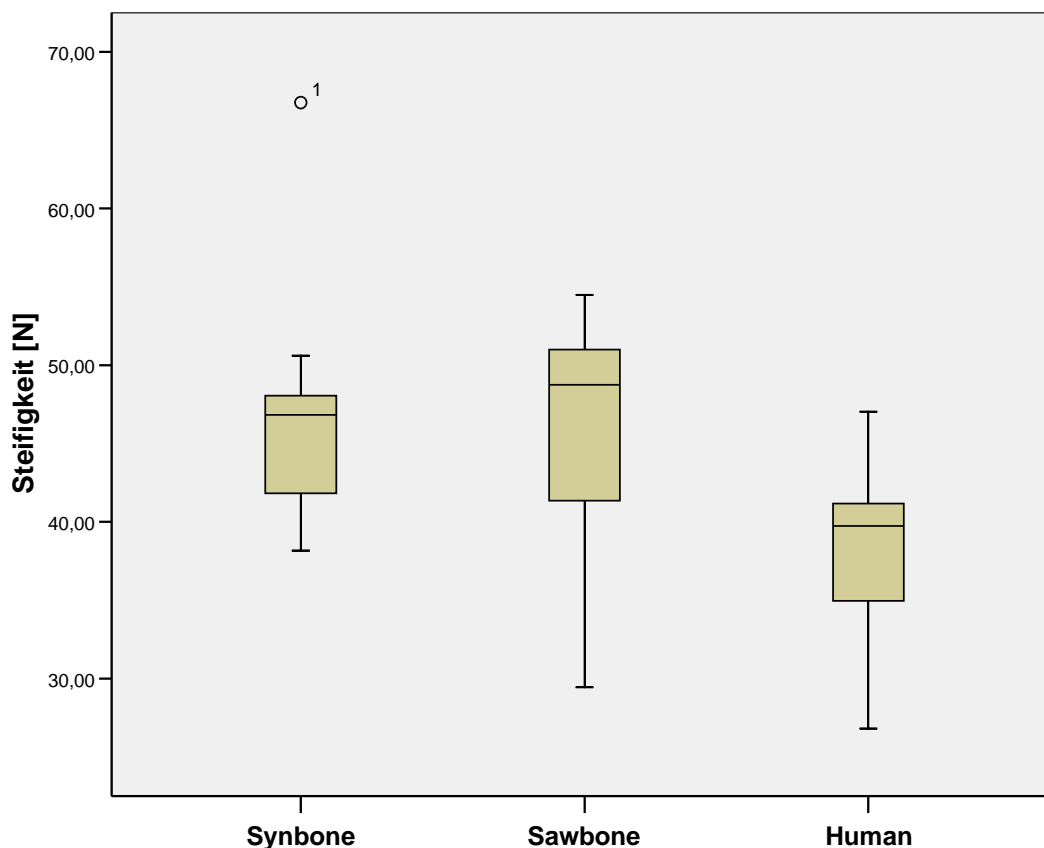


Abbildung 23: Boxplotdiagramm der Steifigkeiten im Lastfall 90° Flexion. Mit $p=0,032$ findet sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe I und III.

5.4.2 Settling

5.4.2.1 Settling im Lastfall 30° Flexion

Mit $p=0,003$ ergab sich für das Settling unter Belastung im Lastfall 30° Flexion ein statistisch signifikanter Unterschied. In der post-hoc Testung fand sich mit $p=0,213$ kein signifikanter

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

Unterschied zwischen den Testgruppe I und II. Zwischen den Gruppe I und III lag mit $p=0,001$ und zwischen den Testgruppen II und III mit $p=0,019$ ein signifikanter Unterschied vor. Das mediane Settling unter Belastung betrug in Testgruppe I 0,08mm (Interquartilbereich 0,06mm), in Testgruppe II 0,09mm (Interquartilbereich 0,13mm) und für Testgruppe III 0,31mm (Interquartilbereich 0,66mm). Ein humanes Präparat wurde mit einem Settling von 3,69mm als Versager beurteilt. Diese Beobachtung war mit $p=0,35$ nicht signifikant.

Für das Settling unter Entlastung ergab sich mit $p=0,000$ ein statistisch signifikanter Unterschied. Zwischen Testgruppe I und II ergab sich ein $p=0,072$, zwischen Testgruppe I und III $p=0,002$ und zwischen Testgruppe II und III $p=0,000$.

Das mediane Settling unter Entlastung betrug in Testgruppe I 0,33mm (Interquartilbereich 0,11mm), in Testgruppe II 0,30mm (Interquartilbereich 0,04mm) und für Testgruppe III 0,59mm (Interquartilbereich 0,85mm).

Zwei humane Präparate wurden wegen einem Settling über 2mm unter Entlastung als Versager beurteilt. Diese Beobachtung war nicht signifikant ($p=0,11$).

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standard-abweichung	Standard-fehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Synbone	10	,2391	,48565	,15358	-,1084	,5865	,04	1,62
Sawbone	10	,2198	,31125	,09843	-,0029	,4425	,06	1,09
Human	10	,7735	1,16351	,36793	-,0589	1,6058	,12	3,69

Tabelle 14: Deskriptive Statistik des Settlings unter Belastung im Lastfall 30° Flexion.

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standard-abweichung	Standard-fehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Synbone	10	,4446	,33967	,10741	,2016	,6876	,24	1,39
Sawbone	10	,2945	,07143	,02259	,2434	,3456	,12	,41
Human	10	1,1243	1,26292	,39937	,2208	2,0277	,35	4,14

Tabelle 15: Deskriptive Statistik des Settlings unter Entlastung im Lastfall 30° Flexion.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

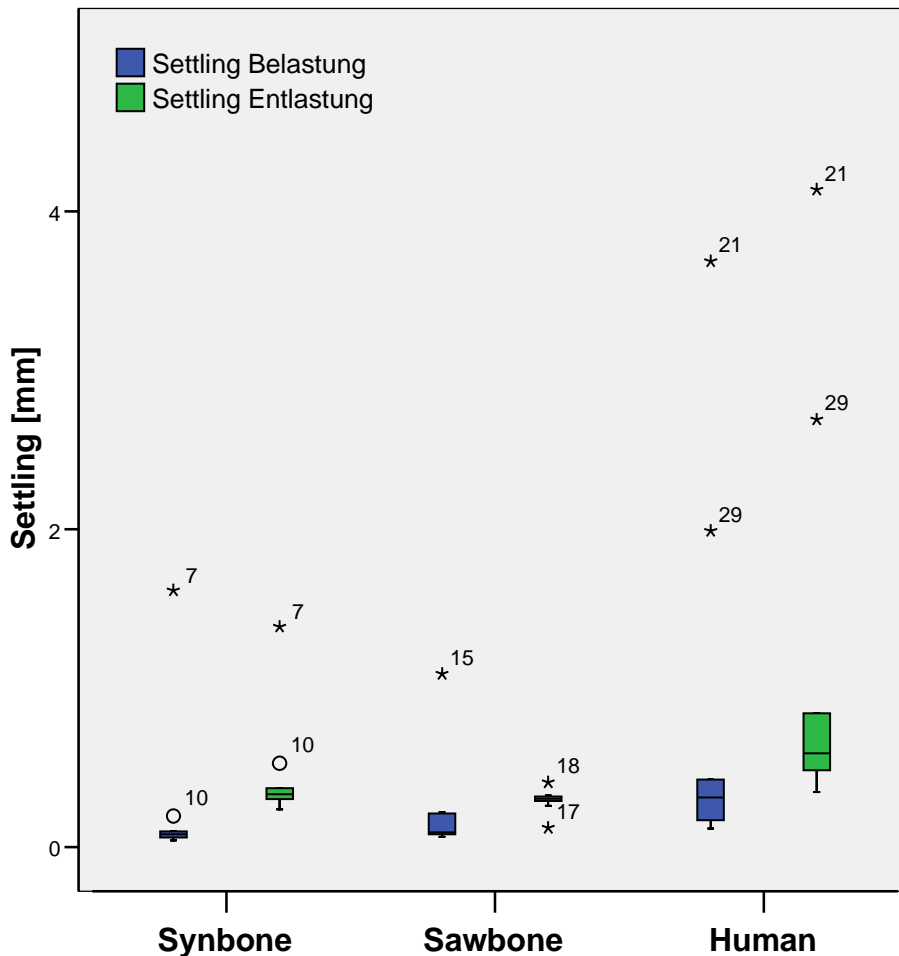


Abbildung 24: Boxplotdiagramm des Settlings unter Be- und Entlastung in Abhängigkeit von den Testgruppen im Lastfall 30° Flexion. Mit $p=0,063$ ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Testgruppen II und III unter Entlastung.

5.4.2.2 Settling im Lastfall 90° Flexion

Es lag ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den drei Testgruppen im Lastfall 90° Flexion unter Belastung vor ($p=0,003$). Hinsichtlich des Settlings unter Belastung im Lastfall 90° Flexion stellte sich mit $p=0,001$ und $p=0,004$ ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Testgruppe I und III und II und III dar. Mit $p=0,537$ fand sich zwischen Testgruppe I und II kein Unterschied. Das mediane Settling in Testgruppe I betrug 0,09mm (Interquartilbereich 0,05mm), in Testgruppe II 0,09mm (Interquartilbereich 0,12mm) und in Testgruppe III 0,26mm (Interquartilbereich 0,14mm).

Es lag ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den drei Testgruppen im Lastfall 90° Flexion unter Entlastung vor ($p=0,001$). Zwischen den Testgruppen I und II ergab sich ein $p=0,241$, zwischen I und III von $p=0,000$ und Testgruppe II und III $p=0,004$.

Das Settling in Testgruppe I betrug 0,31mm (Interquartilbereich 0,09mm), in Testgruppe II 0,33mm (Interquartilbereich 0,16mm) und in Testgruppe III 0,52mm (Interquartilbereich 0,28mm).

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

Synbone	10	,1061	,04445	,01406	,0743	,1379	,04	,21
Sawbone	10	,1486	,13408	,04240	,0527	,2445	,03	,45
Human	10	,2862	,15006	,04745	,1789	,3936	,13	,64

Tabelle 16: Deskriptive Statistik des Settlings unter Belastung im Lastfall 90° Flexion.

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Synbone	10	,3235	,07482	,02366	,2699	,3770	,24	,49
Sawbone	10	,3862	,14552	,04602	,2821	,4903	,28	,68
Human	10	,5641	,17684	,05592	,4376	,6906	,36	,95

Tabelle 17: Deskriptive Statistik des Settlings unter Entlastung im Lastfall 90° Flexion.

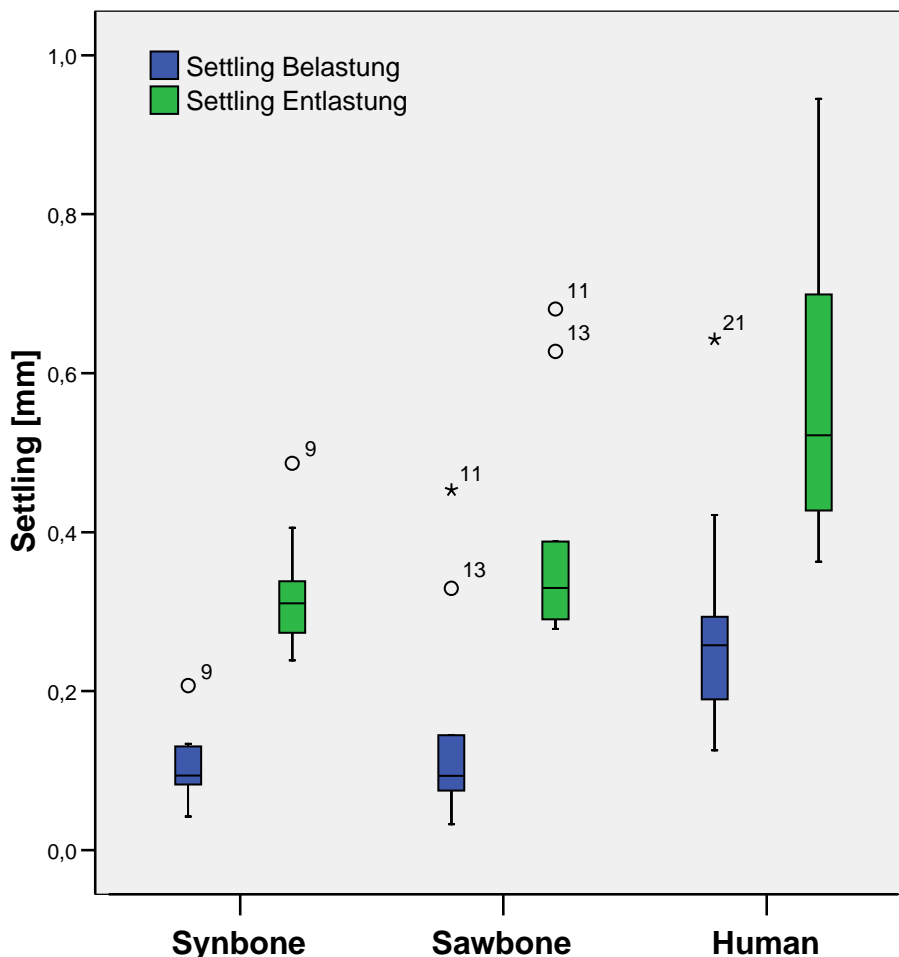


Abbildung 25: Boxplotdiagramm des Settlings unter Be- und Entlastung in Abhängigkeit von den Testgruppen im Lastfall 90° Flexion. Mit $p=0,007$ zwischen Testgruppe I und III sowie $p=0,046$ zwischen Testgruppe II und III ergaben sich für das Settling unter Belastung signifikant unterschiedliche Werte. Mit $p=0,002$ zwischen Testgruppe I und III und $p=0,024$ zwischen II und III lagen auch für das Settling unter Entlastung ignifikante Werte vor.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

5.4.3 Winkeländerung

5.4.3.1 Winkeländerung im Lastfall 30° Flexion

Hinsichtlich der Winkeländerung im Lastfall 30° Flexion ergab sich mit $p=0,042$ ein statistischer Unterschied. Zwischen Testgruppe I und II ergab sich ein $p=0,05$, zwischen I und III $p=0,05$ und zwischen Testgruppe II und III von $p=0,96$. Die mediane Winkeländerung in Testgruppe I betrug $0,12^\circ$ (Interquartilbereich $0,14^\circ$), in Testgruppe II $0,02^\circ$ (Interquartilbereich $0,05^\circ$) und in Testgruppe III $0,04^\circ$ (Interquartilbereich $0,15^\circ$).

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standard- fehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Synbone	10	,1120	,07910	,02501	,0554	,1686	,01	,22
Sawbone	10	,0262	,02733	,00864	,0067	,0458	-,01	,07
Human	9	,0455	,20225	,06742	-,1100	,2009	-,19	,53

Tabelle 18: Deskriptive Statistik der Winkeländerung im Lastfall 30° Flexion.

5.4.3.2 Winkeländerung im Lastfall 90° Flexion

Mit $p=0,066$ fand sich hinsichtlich der Winkeländerung zwischen den Testgruppe im Lastfall 90° ein statistisch signifikanter Unterschied. Die mediane Winkeländerung in Testgruppe I betrug $0,06^\circ$ (Interquartilbereich $0,17^\circ$), in Testgruppe II $0,03^\circ$ (Interquartilbereich $0,29^\circ$) und in Testgruppe III $0,01^\circ$ (Interquartilbereich $0,03^\circ$).

					95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert			
	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standard- fehler	Untergrenze	Obergrenze	Min	Max
Synbone	10	,0984	,10045	,03177	,0265	,1702	,01	,27
Sawbone	10	,1178	,16532	,05228	-,0005	,2361	,00	,44
Human	8	-,0439	,17293	,06114	-,1884	,1007	-,47	,05

Tabelle 19: Deskriptive Statistik der Winkeländerung im Lastfall 90° Flexion.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynsetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olecranonfrakturen

6 Bewertung der Ergebnisse

6.1 Knochendichtmessung

Die Gruppenbildung bei biomechanischen Testungen muss eine Beeinflussung der Ergebnisse durch präparatspezifische Eigenschaften und inhomogener Gruppenverteilungen minimieren. Neben dem etablierten Rechts-Links Vergleich kommen verschiedene Gruppenbildungsmechanismen in Betracht. Die Präparate können anhand des Lebensalters, der Knochengröße oder anderen morphologischen Kriterien verteilt werden. Die Knochendichtmessung hat sich in den letzten Jahren auch zur Gruppenbildung bei biomechanischen Testungen verbreitet^{1,5,23-25}. Ort und Art der Knochendichtmessung sind hierbei jedoch oftmals verschieden. Neben der DEXA-Messung kommen auch CT basierte Verfahren zur Anwendung. Die Messung der trabekulären Knochenmineraldichte in osteosyntheserelevanten Bereichen am Olecranon ist bis dato nicht bekannt. In der vorgestellten Studie erfolgt zum einen eine Knochendichtbestimmung anhand dieser Messung, zum anderen wurden die Knochendichten in Bezug auf das Präparatalter, Geschlecht und im Seitenvergleich untersucht.

Im Rahmen der Knochendichtmessung konnte die hohe Varianz innerhalb der Gesamtheit aller Präparate dargestellt werden. Dies verdeutlicht die Wichtigkeit der Knochendichte in Bezug auf die Gruppenbildung bei biomechanischen Testungen.

Eine Gruppierung anhand des Alters des Spenderindividuums scheint bei fehlender Korrelation der Knochenmineraldichte mit dem Alter nicht geeignet zu sein.

Der Geschlechtseinfluss auf die Knochenmineraldichte kann anhand der vorgestellten Studie wegen der inhomogenen Geschlechtsverteilung nur eingeschränkt beurteilt werden. Dennoch konnte im untersuchten Kollektiv eine signifikant höhere BMD bei den männlichen Präparaten nachgewiesen werden. Wenn die Gruppenbildung nicht anhand der BMD durchgeführt wird, legen diese Ergebnisse nahe, dass ein ausgeglichenes Geschlechtsverhältnis zwischen den Prüfgruppen angestrebt werden sollte.

Bei den neun paarigen Präparaten wurde im rechts-links Vergleich kein signifikanter Unterschied nachgewiesen. Eine paarige Testung bei humanen Präparaten scheint daher zulässig zu sein.

6.2 Biomechanik

6.2.1 Optische Messdatenerfassung

In der durchgeführten Untersuchung ist die optische Messdatenerfassung zwar deskriptiv und statistisch ausgewertet worden, jedoch nicht verwertbar. Die gemessenen Winkeländerungen liegen unter der Kalibrierungsgrenze des Vicon-Systems. Winkelgradänderungen im Zehntel- oder gar Hundertstelbereich sind so nicht messbar.

6.2.2 Biomechanik I

Bei der operativen Therapie von dislozierten Olecranonfrakturen hat sich die osteosynthetische Versorgung durch eine Zuggurtungsosteosynthese etabliert und wird als „Gold-Standard“ angesehen. Allerdings wird diese Art der Versorgung durch eine Reihe von möglichen Komplikationen überschattet. In der Literatur finden sich sekundäre Fragmentdislokationen in bis zu der Hälfte der Fälle¹¹. Des Weiteren werden bei bis zu 20% der Patienten Drahtmigrationen mit der Gefahr einer Hautperforation und konsekutiven Weichgewebs- oder Knocheninfektion beobachtet^{20,27}. Es wurden daher verschiedene andere

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olecranonfrakturen

Osteosyntheseverfahren sowohl klinisch als auch biomechanisch verwendet und getestet. Die in dieser Studie vorgestellte Technik der modifizierten Hakenplattenosteosynthese zeichnet sich durch ihre einfache Technik aus. Zusätzlich ist das verwendete Osteosynthesematerial, eine 3,5mm Drittelrohrplatte, nahezu in allen Kliniken ein regelmäßig verwendetes Implantat. Es entfallen somit zusätzliche Anschaffungs- und Vorhaltungskosten.

Auch bei kleineren Fragmenten kann durch die Haken eine Rotationsstabilität des proximalen Fragmentes erzielt werden. Das Risiko einer Drahtmigration wie bei der Zuggurtungsosteosynthese besteht nicht. Die LCP-Hakenplatte entspricht der von uns verwendeten Osteosynthesetechnik, mit dem Vorteil, dass ein intraoperatives Zuschneiden und Anbiegen nicht notwendig ist. Allerdings liegen die Implantatkosten der Versorgung bei ca. dem 12fachen.

Ziel des Projektteils Biomechanik I war der Vergleich der Zuggurtungsosteosynthese, der Hakenplatten- und der LCP-Hakenplattenosteosynthese.

Entsprechend der oben genannten Zielkriterien wurden in-vitro sowohl in 30° als auch in 90° Beugstellung des Ellenbogengelenkes keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren ermittelt. Dies gilt sowohl für die Parameter Steifigkeit als auch für das Settling unter Be- und Entlastung.

Der Parameter Steifigkeit lässt sich auf in-vivo eingeschränkt übertragen, da unbekannt ist, welche Steifigkeit für eine ungestörte Knochenbruchheilung am Olecranon notwendig ist. Die angewandten Kräfte in dieser Studie orientieren sich an denen vorausgegangener Studien. Die in-vivo auftretenden Kräfte sind unbekannt. Eine Zugbelastung des Trizeps am Olecranon mit ca. 10kg erscheint aber im Rahmen der funktionellen Nachbehandlung realistisch zu sein.

Im Gegensatz zu anderen biomechanischen Studien an der proximalen Ulna wurde in der vorgestellten Studie die trochleare Gelenkfläche durch ein Hypomochlion simuliert. Dies ist unseres Erachtens von elementarer Bedeutung, da ansonsten die Zugbelastung und somit die Biegebelastung auf das gesamte Präparat, inklusive Schaft, übertragen werden würde und nicht den in-vivo Bedingungen entspräche.

Unter klinischen Gesichtspunkten ist das Maß des Settlings als Ausdruck des Sinterns von besonderer Bedeutung. Letztendlich entspräche dies einer plastischen Deformation der Osteosynthese und damit einer Dislokation des Fragmentes. Das mediane Settling betrug sowohl unter Be- als auch unter Entlastung maximal 0,63mm. Unter Belastung kam es bei einem Zuggurtungs- unter einem Hakenplattenpräparat zu einem Settling über 2mm und es wurde somit von einem Versagen ausgegangen. Beim Settling unter Entlastung kam es bei zwei Hakenplattenpräparaten zu einem Settling über 2mm, auch hier wurde dies als ein Versagen gewertet. Diese Befunde sind allerdings nicht statistisch signifikant. Bei Betrachtung der Messdatenverteilung fällt auf, dass diese Präparate deutliche Ausreißer von der Gesamtheit darstellen.

Es ist anzumerken, dass ein Settling von 2mm nicht einer Gelenkinkongruenz mit Stufenbildung in Höhe von 2mm entspricht. Insbesondere im Lastfall 30° Flexion ist vielmehr von einer kombinierten Bewegung mit Ventralisierung und Proximalisierung des proximalen Fragmentes auszugehen. Insofern lässt sich der Einfluss auf die Frakturheilung schwer einschätzen. Bei Betrachtung der Prüfkurven verlief ein typischer Verlauf auf. Nach einem initialen Settling in den ersten 10-20 Zyklen verlief die Prüfkurve annähernd auf einem Niveau. Somit wäre nach einem initialen Settling im Verlauf eine allenfalls geringe plastische Verformung im Frakturbereich zu erwarten, die Knochenheilung sollte dadurch nicht beeinflusst werden.

Die Beurteilung der Winkelgradänderung am Frakturspalt kann aus oben genannten Gründen nicht erfolgen.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olecranonfrakturen

6.2.3 Biomechanik II

Sowohl in der direkten Anwendung als auch in der biomechanischen Testung ergeben sich signifikante Unterschiede zwischen den nicht fixierten humanen Knochen und den Kunstknochen.

Die Materialeigenschaften der Kunstknochenkortikalis verhindern ein Einschlagen der Haken in die Olecranonspitze. Hier war bei allen Kunstknochenpräparaten ein Vorbohren der späteren Hakenpositionen notwendig. Bei Verzicht auf diese Bohrung kam es bei allen Pilotknochen zu einem Frakturieren der Olecranonspitze.

Hinsichtlich der biomechanischen Testung ergaben sich bei den Parametern Steifigkeit und Settling unter Be- und Entlastung signifikante Unterschiede zwischen den Kunstknochen und den humanen Präparaten. Zwischen den beiden Kunstknochenpräparaten ergaben sich keine signifikanten Unterschiede.

Dass die Art der verwendeten Präparate einen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften hat, ist bekannt. Goh konnte eine 50-prozentige Reduktion der Energieabsorption und eine Zunahme der Brüchigkeit bei Katzenknochen (Humerus und Femur) nach Lagerung in 10-prozentiger Formalinlösung zeigen⁸. Hingegen hatte die Lagerung der Präparate bei -20°C keinen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften. Diese Erkenntnisse werden durch die Arbeit von Koval unterstützt, der das Lastniveau an 60 einbalsamierten humanen Humeri deutlich niedriger wählen musste als an den 60 kryokonservierten Humeri¹⁷. Linde verglich die biomechanischen Eigenschaften von humanen trabekulären Knochen der proximalen Tibia nach 100 Tagen Lagerung in Ethanol und einer Tiefkühlaufbewahrung¹⁹. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Steifigkeit, auch nicht nach wiederholten Auftausequenzen. Jedoch zeigte sich nach Entfetten der Probe eine Zunahme der Steifigkeit um 30 % und eine Reduktion der viscoelastischen Eigenschaften. Somit ist eine Übertragung der Testergebnisse von Studien mit fixierten bzw. entfetteten Präparaten auf in-vivo-Bedingungen nur mit sehr stark eingeschränkter Aussagekraft möglich und kritisch zu bewerten.

Es sind derzeit keine Studien verfügbar, die die biomechanischen Eigenschaften von verschiedenen Fixierungsmethoden an der Ulna untersuchten. Abgeleitet von den oben genannten Studien scheint aber die Verwendung von nicht-fixierten humanen Knochen am sinnvollsten. Allerdings muss hier die geringe Verfügbarkeit, ethische Aspekte und das potentielle Infektionsrisiko kritisch bedacht werden.

Alternativ sind verschiedene Kunstknochenpräparate für biomechanische Testungen verfügbar. Ein Vergleich von humanen und Kunstknochen hatte bis dato nicht stattgefunden.

Die vorgestellte Studie konnte für die Zielkriterien Steifigkeit und Settling signifikante Unterschiede zwischen Kunst- und humanen Knochen nachweisen. Somit sind Vergleiche von Studien, in denen unterschiedliche Testpräparate genutzt wurden, nicht zulässig.

Die Kunstknochen haben den wesentlichen Vorteil, dass sie unbegrenzt verfügbar sind und eine uniforme Studienpopulation darstellen. Knochendichtevariationen, wie in der radiologischen Studie nachgewiesen, können bei Kunstknochen die Ergebnisse nicht beeinflussen.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynsetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

7 Schlussfolgerung

7.1 Knochendichtmessung

Die verwendete Technik bedarf lediglich eines konventionellen CTs mit Knochendichtephantom und einer entsprechenden Software, die bei der klinischen Anwendung zur Knochendichtenbestimmung in der Regel vorhanden ist.

Die hohe Varianz der Knochenmineraldichten im untersuchten Kollektiv verdeutlicht, das bei nicht paariger Testung dieser Parameter zur Homogenisierung der Testgruppen angewendet werden kann. Der Vergleich der paarigen Testpräparate zeigte keine signifikanten Unterschiede, so dass bei paarigen Testungen der Rechts-Links Vergleich eine gute Gruppenbildungstechnik darstellt.

Die überraschende fehlende Korrelation der Knochenmineraldichte am Olecranon mit dem Lebensalter war nicht erwartet. Es muss allerdings kritisch bemerkt werden, dass alle Testpräparate von Individuen im höheren Lebensalter stammten. Ob bei jüngeren Präparaten die Knochenmineraldichte unter Umständen höher ist und bei einer Verteilung des Kollektives über einen breiteren Alterszeitraum und größerer Prüfgruppe doch eine Korrelation nachweisbar ist, kann anhand des von uns untersuchten Kollektives nicht beurteilt werden. Die alleinige Verwendung des Alters zur Testgruppenbildung kann anhand der von uns erhobenen Daten nicht empfohlen werden.

Die signifikanten Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Präparaten demonstrieren das, sollte nicht die Knochenmineraldichte zur Gruppenbildung herangezogen werden, ein ausgeglichenes Geschlechtsverhältnis zwischen den Testgruppen angestrebt werden sollte.

7.2 Optische Messdatenerfassung

In der von uns angewendeten Form ist die Bewegungsanalyse der Fragmente mit einem infraroptischen System nicht anwendbar. Die Messgenauigkeit des verwendeten Systems ist nicht ausreichend.

7.3 Biomechanik I

Im verwendeten Versuchsaufbau sind die Zuggurtungsosteosynthese, die Hakenplatten- und die LCP-Hakenplattenosteosynthese sowohl im Lastfall 30° Flexion als auch im Lastfall 90° Flexion als gleichwertig anzusehen.

Unter Betrachtung der Komplikationen bei der Zuggurtungsosteosynthese und den wesentlich höheren Kosten für die LCP-Hakenplattenosteosynthese ist unter biomechanischen und klinischen Gesichtspunkten der Hakenplattenosteosynthese der Vorzug zu geben.

7.4 Biomechanik II

Zwischen nicht fixierten humanen Knochenpräparaten und Kunstknochen bestehen in allen untersuchten Testparametern signifikante Unterschiede. Somit ist dies bei der Beurteilung von biomechanischen Studien stets zu berücksichtigen. Ein Vergleich von Studien, die unterschiedliche Präparate verwendeten, ist hinsichtlich der Parameter Steifigkeit und Settling nicht zulässig.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynsetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olecranonfrakturen**

8 Relevanz des Projektes für die gesetzliche Unfallversicherung

8.1 Knochendichtmessung

Eine Relevanz der radiologischen Studie für die gesetzliche Unfallversicherung ergibt sich für zukünftige biomechanische Testungen aber auch in Hinblick auf die Beurteilung von Vergleichskollektiven bei klinischen Untersuchungen. Die radiologische Studie konnte eine hohe intraindividuelle Streubreite der Knochenmineraldichte am Olecranon aufzeigen. Die Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen sowie rechten und linken Präparaten sollten bei der Gruppenbildung in zukünftigen Studien berücksichtigt werden.

Wünschenswert wären weitere Untersuchungen, um einen direkten Zusammenhang zwischen den Knochenmineraldichten und den biomechanischen Eigenschaften zu beweisen. Es wäre dann ein umfassend etabliertes Verfahren zur Gruppenbildung bei biomechanischen Untersuchungen am humanen Olecranonpräparaten verfügbar.

8.2 Optische Messdatenerfassung

Eine optische Messdatenerfassung zur Beurteilung der Fragmentbewegung bei biomechanischen Testungen ist wünschenswert. Die isolierte Betrachtung der Fragmentbewegung, ohne den systematischen Fehler durch Positionsänderungen im Versuchsaufbau wie bei der Messung durch die Materialprüfmaschine, ist hinsichtlich des Einflusses auf die Knochenbruchheilung von besonderer Bedeutung. Absolute Veränderungen im Versuchsaufbau können zwar zum Gruppenvergleich herangezogen werden, die Interpretation in Bezug auf die Frakturheilung in-vivo ist aber schwierig.

Die optische Messdatenerfassung im vorgestellten Versuchsaufbau konnte leider keine verwertbaren Ergebnisse liefern. Die relativen Fragmentbewegungen waren zu klein und lagen daher unter der Messgenauigkeit des Systems. In zukünftigen Studien sollte die Messdatenerfassung auch diese geringen Bewegungen erfassen können. Es sind verschiedene Systeme verfügbar, die auch im Mikrometerbereich valide Daten erheben können. In folgenden Studien ist eine Messung durch Dehnungsmessstreifen oder höher auflösenden Kameras zu fordern.

8.3 Biomechanik I

Entsprechend der in-vitro gewonnenen Daten ist hinsichtlich der Steifigkeit und dem Settling von einer gleichwertigen Versorgung bei der Verwendung der Zuggurtungs-, Hakenplatten- und LCP-Hakenplattenosteosynthese auszugehen.

Bei der klinischen Anwendung ergeben sich aber doch Vor- und Nachteile.

Die Zuggurtungsosteosynthese ist mit einem Versorgungspreis von ca. 6-7€ die günstigste der getesteten Osteosynthesen. Als Nachteile ist die proximale Drahtmigration mit dem Risiko einer Hautperforation zu nennen. Bei der selteneren Migration der Drähte nach ventral sind neurovaskuläre Strukturen gefährdet. Des Weiteren werden die bilateralen Cerclageschlösser von den Patienten oftmals als sehr störend empfunden.

Demgegenüber besteht bei der Hakenplattenosteosynthese das Risiko eine Migration nicht. Durch die Fixierung des proximalen Fragmentes durch eine transfragmentäre Schraube und die Haken kann eine gute Rotationsstabilität erzielt werden. Dies ist bei der Osteosynthese mit zwei monokortikalen Schrauben im oftmals kleinen proximalen Fragment nicht möglich. Ein weiterer Vorteil der beschriebenen Osteosynthese ist, dass keine zusätzlichen Materialien vorgehalten werden müssen, da die Drittelrohrplatte zum Standardrepertoire gehört. Als Nachteile sind die gegenüber der Zuggurtung höheren Kosten zu nennen. Diese liegen bei ca.

In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen

40€. Allerdings sind diese im Vergleich zur LCP-Hakenplatte (ca. 220€) immer noch niedrig. Als Nachteile ist ein gewisser Zeitaufwand zum Anfertigen der Platte zu nennen. Bei einer steilen „learning curve“ ist dies jedoch nicht klinisch relevant, insbesondere, da die anatomische LCP-Hakenplatten ebenfalls einer „Feinjustierung“ bedarf. In der klinischen Anwendung sollte der Patient über ein „off-label use“ bei modifiziertem Implantat hingewiesen werden.

Unter Berücksichtigung der biomechanischen Datenlage, den Überlegungen zum klinischen Gebrauch und den Ergebnissen der klinischer Anwendungen ist die modifizierte Drittelrohrhakenplattenosteosynthese in der von uns verwendeten Technik der Zuggurtungsosteosynthese überlegen. Gegenüber der LCP-Hakenplatte hat die von uns verwendete Technik einen wesentlichen Preisvorteil. Eine Verbreitung der Technik wäre daher wünschenswert. Prospektive, randomisierte und multizentrische Studien sind nötig, um eine niedrigere Komplikationsfrequenz bei Verwendung der Hakenplatte abschließend zu beweisen. Entsprechende Studien sind bereits in der Konzeption.

8.4 Biomechanik II

Die Übertragbarkeit biomechanisch gewonnener Daten ist nur möglich, wenn eine möglichst genaue Simulierung der in-vivo Bedingungen gelingt. Andernfalls kann anhand der Daten lediglich ein Vergleich zwischen Prüfgruppen erfolgen, die Übertragung auf klinische Bedingungen erscheint aber fragwürdig.

Die Studie Biomechanik II konnte nachweisen, dass signifikant unterschiedliche Messdaten bei den Zielparametern Steifigkeit und Settling zwischen Kunstknochen und humanen Knochen vorlagen. Dies spricht nicht per se gegen die Verwendung von Kunstknochen oder für die Verwendung von humanen Knochen. Bei der Interpretation von Testdaten müssen diese Feststellung allerdings berücksichtigt werden. Studien mit unterschiedlichen Testsetups sind nicht ohne weiteres vergleichbar.

Ein typisches Versagensmuster, insbesondere beim Knochen mit schlechter Knochenqualität ist das Auslockern des Osteosynthesematerials durch repetitive Belastungen. In der vorgestellten Studie wird dieses Auslockern durch das Settling repräsentiert. Die deutlich geringeren Werte bei der Verwendung von Kunstknochen lässt deren Eignung zur Simulation dieses Effektes fragwürdig erscheinen.

Anhand der gewonnen Erkenntnisse und den praktischen Überlegungen zu Verfügbarkeit und ethischen Aspekten haben sowohl Kunst- als auch humane Knochen ihren Nutzen.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

9 Umsetzungs- und Verwertungsplan

Die Ergebnisse der Untersuchung werden in drei Einzelpublikationen entsprechend der drei Teilaspekte der geschilderten Studie in internationalen Peer-Review gelisteten Zeitschriften publiziert werden. Die Ergebnisse der trabekulären Knochenmineraldichtemessung sowie die Ergebnisse des Projektteils Biomechanik I werden im Journal of shoulder and elbow surgery (IF 2,3) eingereicht. Die Ergebnisse des Projektteils Biomechanik II werden im Journal of orthopaedic trauma (IF 1,8) eingereicht. Die Publikationen sind im Jahr 2012 vorgesehen.

Des Weiteren ist die Präsentation auf nationalen und internationalen Kongressen vorgesehen (DKOU und DVSE 2012, ESTES und EFORT 2013).

Ebenso besteht die Intension die von uns favorisierte Behandlungsmethode der Hakenplattenosteosynthese in den Algorithmus der internetbasierten AO SurgeryReference zu integrieren.

Die Ergebnisse unserer Studie konnten gleichwertige biomechanische Eigenschaften im Vergleich zur Zuggurtungsosteosynthese und LCP-Hakenplattenosteosynthese nachweisen. Im weiteren Vorgehen ist nun eine multizentrische, prospektiv randomisierte Untersuchung zwischen verschiedenen Osteosyntheseverfahren in-vivo angestrebt um eine geringere Komplikationsfrequenz zu beweisen.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

10 Literaturverzeichnis

1. **Carofino, B. C.; Santangelo, S. A.; Kabadi, M.; Mazzocca, A. D.; and Browner, B. D.:** Olecranon fractures repaired with FiberWire or metal wire tension banding: a biomechanical comparison. *Arthroscopy*, 23(9): 964-70, 2007.
2. **Carson, S.; Woolridge, D. P.; Colletti, J.; and Kilgore, K.:** Pediatric upper extremity injuries. *Pediatr Clin North Am*, 53(1): 41-67, v, 2006.
3. **Court-Brown, C. M., and Caesar, B.:** Epidemiology of adult fractures: A review. *Injury*, 37(8): 691-7, 2006.
4. **Dieterich, J.; Kummer, F. J.; and Ceder, L.:** The olecranon sled--a new device for fixation of fractures of the olecranon: a mechanical comparison of two fixation methods in cadaver elbows. *Acta Orthop*, 77(3): 440-4, 2006.
5. **Edwards, S. G. et al.:** Comparison of olecranon plate fixation in osteoporotic bone: do current technologies and designs make a difference? *J Orthop Trauma*, 25(5): 306-11.
6. **Egol, K. A.; Kubiak, E. N.; Fulkerson, E.; Kummer, F. J.; and Koval, K. J.:** Biomechanics of locked plates and screws. *J Orthop Trauma*, 18(8): 488-93, 2004.
7. **Fyfe, I. S.; Mossad, M. M.; and Holdsworth, B. J.:** Methods of fixation of olecranon fractures. An experimental mechanical study. *J Bone Joint Surg Br*, 67(3): 367-72, 1985.
8. **Goh, J. C.; Ang, E. J.; and Bose, K.:** Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones. *Acta Orthop Scand*, 60(4): 465-7, 1989.
9. **Goldenhersh, M. A., and Koslowsky, M.:** Increased melanoma after regular sunscreen use? *J Clin Oncol*, 29(18): e557-8.
10. **Holz, A., and Verheyden, A. P.:** [Isolated fractures of the olecranon]. *Unfallchirurg*, 111(9): 727-34, 2008.
11. **Hume, M. C., and Wiss, D. A.:** Olecranon fractures. A clinical and radiographic comparison of tension band wiring and plate fixation. *Clin Orthop Relat Res*, (285): 229-35, 1992.
12. **Hutchinson, D. T.; Horwitz, D. S.; Ha, G.; Thomas, C. W.; and Bachus, K. N.:** Cyclic loading of olecranon fracture fixation constructs. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A(5): 831-7, 2003.
13. **Karlsson, M. K.; Hasserijs, R.; Besjakov, J.; Karlsson, C.; and Josefsson, P. O.:** Comparison of tension-band and figure-of-eight wiring techniques for treatment of olecranon fractures. *J Shoulder Elbow Surg*, 11(4): 377-82, 2002.
14. **Karlsson, M. K.; Hasserijs, R.; Karlsson, C.; Besjakov, J.; and Josefsson, P. O.:** Fractures of the olecranon: a 15- to 25-year followup of 73 patients. *Clin Orthop Relat Res*, (403): 205-12, 2002.
15. **Korner, J.; Lill, H.; Muller, L. P.; Hessmann, M.; Kopf, K.; Goldhahn, J.; Gonschorek, O.; Josten, C.; and Rommens, P. M.:** Distal humerus fractures in elderly patients: results after open reduction and internal fixation. *Osteoporos Int*, 16 Suppl 2: S73-9, 2005.
16. **Koslowsky, T. C.; Mader, K.; Dargel, J.; Schadt, R.; Koebke, J.; and Pennig, D.:** Olecranon fracture fixation with a new implant: biomechanical and clinical considerations. *Injury*, 40(6): 618-24, 2009.

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

17. **Koval, K. J.; Blair, B.; Takei, R.; Kummer, F. J.; and Zuckerman, J. D.:** Surgical neck fractures of the proximal humerus: a laboratory evaluation of ten fixation techniques. *J Trauma*, 40(5): 778-83, 1996.
18. **Kummer, B.:** Morphologie und Biomechanik des Ellenbogengelenkes. In *Biomechanik, Form und Funktion des Bewegungsapparates*. Edited by Kummer, B., Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, Köln, 2005.
19. **Linde, F., and Sorensen, H. C.:** The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech*, 26(10): 1249-52, 1993.
20. **Macko, D., and Szabo, R. M.:** Complications of tension-band wiring of olecranon fractures. *J Bone Joint Surg Am*, 67(9): 1396-401, 1985.
21. **Müller, M.; Nazarian, S.; and Koch, P.:** The AO classification of long bones. Edited, Berlin Heidelberg New York, Springer, 1987.
22. **Murphy, D. F.; Greene, W. B.; and Dameron, T. B., Jr.:** Displaced olecranon fractures in adults. Clinical evaluation. *Clin Orthop Relat Res*, (224): 215-23, 1987.
23. **Murphy, D. F.; Greene, W. B.; Gilbert, J. A.; and Dameron, T. B., Jr.:** Displaced olecranon fractures in adults. Biomechanical analysis of fixation methods. *Clin Orthop Relat Res*, (224): 210-4, 1987.
24. **Nowak, T. E.; Burkhart, K. J.; Mueller, L. P.; Mattyasovszky, S. G.; Andres, T.; Sternstein, W.; and Rommens, P. M.:** New intramedullary locking nail for olecranon fracture fixation--an in vitro biomechanical comparison with tension band wiring. *J Trauma*, 69(5): E56-61.
25. **Nowak, T. E.; Mueller, L. P.; Burkhart, K. J.; Sternstein, W.; Reuter, M.; and Rommens, P. M.:** Dynamic biomechanical analysis of different olecranon fracture fixation devices--tension band wiring versus two intramedullary nail systems: an in-vitro cadaveric study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(6): 658-64, 2007.
26. **Nowak, T. E.; Mueller, L. P.; Sternstein, W.; Burkhart, K. J.; Reuter, M.; Mueller, L. A.; and Rommens, P. M.:** [Dynamic analysis of olecranon osteosyntheses--an in vitro comparison of two osteosynthesis systems]. *Biomed Tech (Berl)*, 53(2): 86-90, 2008.
27. **Romero, J. M.; Miran, A.; and Jensen, C. H.:** Complications and re-operation rate after tension-band wiring of olecranon fractures. *J Orthop Sci*, 5(4): 318-20, 2000.
28. **Schatzker, J.:** The rationale of operative fracture care. Edited, Berlin Heidelberg New York, Springer, 2005.
29. **Schmidt-Horlohe, K.; Bonk, A.; Wilde, P.; Becker, L.; and Hoffmann, R.:** Functional Results after Osteosynthesis of the Distal Humerus Fracture with an Anatomically Precontoured, Angular-Stable Double Plate System. *Z Orthop Unfall*, online first.
30. **Schmidt-Horlohé, K.; Bonk, A.; Wilde, P.; Reimertz, C.; Becker, L.; and Hoffmann, R.:** Die Drittelrohr-Hakenplattenosteosynthese bei Olekranonfrakturen. Edited.
31. **Schmidt-Horlohé, K.; Wilde, P.; Becker, L.; Reimertz, C.; Bonk, A.; and Hoffmann, R.:** Klinische und radiologische Ergebnisse nach modifizierter Drittelrohr-Hakenplattenosteosynthese bei Olekranonfrakturen. *German Medical Science GMS Publishing House*, DocWI65-1126., 2009.
32. **Schmidt-Horlohé, K.; Wilde, P.; Becker, L.; Reimertz, C.; Bonk, A.; and Hoffmann, R.:** Vielversprechende Ergebnisse nach modifizierter Drittelrohr-Hakenplattenosteosynthese bei Olekranonfrakturen. In *17. Jahreskongress der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie e.V.* Edited, Rosenheim, Deutschland, 2010.

Schmidt-Horlohé K, Schleicher P, Farina Patricia, Kohl Julia, Reck C, Wilde P, Bonk A,
Hoffmann R

**In-vitro Untersuchung zu Osteosynthesetechniken bei
mehrfragmentären, intraartikulären Olekranonfrakturen**

33. **Schmidt-Horlohe, K.; Wilde, P.; Bonk, A.; Becker, L.; and Hoffmann, R.:** One-third tubular-hook-plate osteosynthesis for olecranon osteotomies in distal humerus type-C fractures: A preliminary report of results and complications. *Injury*.
34. **Tejwani, N. C.; Garnham, I. R.; Wolinsky, P. R.; Kummer, F. J.; and Koval, K. J.:** Posterior olecranon plating: biomechanical and clinical evaluation of a new operative technique. *Bull Hosp Jt Dis*, 61(1-2): 27-31, 2002.