

Aus dem Med. Zentrum für operative Medizin
der Philipps-Universität Marburg
Klinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und Handchirurgie
Direktor: Prof. Dr. med. L. Gotzen

**Experimentelle Untersuchungen zur Stabilität der
Olekranonosteosynthese mit Schrauben aus boviner
Knochenkompakta im Vergleich zu
konventionellen Methoden**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin

dem Fachbereich Humanmedizin der
Philipps-Universität Marburg
vorgelegt

von
Jochen Lührs
aus Rinteln

Marburg, 2005

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg am 28.04.2005

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. med. M. Maisch

Referent: Prof. Dr. med. L. Gotzen

Korreferent: Prof. Dr. med. D. Jones

Meiner lieben Frau Claudia gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Seite

1.	Einleitung	4
1.1.	Olekranonfraktur	5
1.1.1.	Inzidenz	5
1.1.2.	Ursachen und Mechanismen	5
1.1.3.	Klassifikation der Olekranonfraktur	6
1.2.	Osteosyntheseverfahren	7
1.3.	Kortikaler Knochen	11
1.3.1.	Zusammensetzung/Verwendung	11
1.3.2.	Fixationselemente aus xenogenem Knochen	11
1.3.3.	Biomechanische Eigenschaften	12
1.3.4.	Behandlungsverfahren	13
1.3.5.	Bovine Knochenkompakta der Tibia	14
2.	Fragestellung	15
3.	Material und Methoden	16
3.1.	Material	16
3.1.1.	Humane Ulnae	16
3.1.2.	Verarbeitung der humanen Ulnae	16
3.1.3.	Stifte und Schrauben aus boviner Knochenkompakta	17
3.1.4.	Werkzeug für die Herstellung der Stifte und Schrauben	19
3.1.5.	Herstellung und Behandlung der Stifte und Schrauben	19
3.1.6.	Metallschrauben	20
3.1.7.	Werkzeug für die Drei-Punkt-Biegeversuche, Scherversuche und Torsionsversuche	20
3.1.8.	Werkzeug für die Osteosynthesen	21
3.1.9.	Werkzeug für die Belastungsversuche der osteosynthetisch versorgten Ulnae	21
3.1.10.	Messgeräte	22

3.2.	Methoden	22
3.2.1.	Materialprüfung	22
3.2.2.	Drei-Punkt-Biegeversuch	23
3.2.2.1.	Drei-Punkt Biegeversuch von azetonbehandelten 3 x 60 mm Stiften aus boviner Knochenkompakta nach Din 53457	24
3.2.2.2.	Drei-Punkt Biegeversuch von azetonbehandelten 4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta	24
3.2.3.	Scherversuch	25
3.2.4.	Torsionsversuch	25
3.2.5.	Rohdaten	26
3.2.6.	Osteosynthese mit Schrauben aus boviner Knochenkompakta	28
3.2.7.	Osteosynthese mit Schrauben aus boviner Knochenkompakta und PDS-Band	30
3.2.8.	Osteosynthese mit 3,5 mm Metallschrauben	30
3.2.9.	Zuggurtungsosteosynthese mit Kirschner-Drähten und Rödeldraht	30
3.2.10.	Prüfverfahren	31
3.3.	Datenermittlung	33
3.3.1.	Ermittlung der Testwerte	33
3.3.2.	Berechnung von biomechanischen Parametern	33
3.3.3.	Statistik	34
4.	Ergebnisse	35
4.1.	Drei-Punkt-Biegeversuch mit acetonbehandelten 3 x 60mm Stiften aus boviner Knochenkompakta	35
4.2.	Eigenschaften von 4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta	37
4.2.1.	Drei-Punkt-Biegeversuch an acetonbehandelten 4,8 mm Kompaktaschrauben	37
4.2.2.	Scherversuch an 4,8 mm Kompaktaschrauben	38
4.2.3.	Torsionsversuch an 4,8 mm Kompaktaschrauben	40
4.3.	Stabilitätsuntersuchungen der Olekranonosteosynthese mit 3,5 mm Metallschrauben versus 4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta	41
4.3.1.	Datenauswertung bei Osteosynthese-Versagen	44

4.3.2.	Datenauswertung bei unterschiedlichen Druckstrecken (1, 2, 4, 8 und 12 mm)	46
4.4.	Stabilitätsuntersuchung der Olekranonosteosynthese mit 4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta mit 5 mm PDS-Zuggurtung versus AO-Zuggurtungsosteosynthese mit Kirschnerdrähten.	52
4.4.1.	Datenauswertung bei Osteosynthese-Versagen	55
4.4.2.	Datenauswertung bei unterschiedlichen Druckstrecken (1, 2, 4, 8 und 12 mm)	57
4.5.	Vergleich der vier verschiedenen Osteosynthese-Verfahren bei der experimentellen Olekranonosteotomie	63
5.	Diskussion	66
5.1.	Bioresorbierbare Implantate zur Verwendung bei Osteosynthesen	66
5.2.	Verwendete Methoden	69
5.3.	Ermittelte Ergebnisse	75
5.4.	Schlussfolgerung	82
5.5.	Klinische Bedeutung und Ausblick	83
6.	Zusammenfassung	84
7.	Literaturverzeichnis	87
8.	Verzeichnis der akademischen Lehrer	103
9.	Danksagung	104

1. Einleitung

Es gibt eine Vielzahl verschiedenster Osteosyntheseverfahren zur Versorgung der Olekranonfraktur. Dies liegt zum einen an den unterschiedlichen Frakturtypen des Olekranon, aber zum anderen auch an der Weiterentwicklung bereits bestehender Verfahren.

Mit der vorliegenden Arbeit soll zu den bestehenden Methoden eine Alternative erarbeitet werden, die der Erhöhung des Patientenkomforts und der Kosteneinsparung dient. Die quere Olekranonfraktur stellt den häufigsten Frakturtyp dar und ist die Grundlage dieser Untersuchung. An ein neues Osteosyntheseverfahren werden folgende Anforderungen gestellt:

Durch die Verwendung eines resorbierbaren Osteosynthesematerials entfällt die Sekundäroperation zur Entfernung des Materials. Die damit verbundenen Risiken eines weiteren chirurgischen Eingriffs und der Narkose werden im Sinne des Patienten eingespart. Weiterhin soll ein Material verwendet werden, das in großen Mengen und zu preisgünstigen Konditionen verfügbar ist. Die Biokompatibilität des Implantats mit dem menschlichen Organismus sollte gut sein. Die Methode muss den Festigkeitsanforderungen etablierter Osteosyntheseverfahren der queren Olekranonfraktur gerecht werden.

Insgesamt soll diese alternative Methode patientenschonend und kostensparend sein, darf den gebräuchlichen Verfahren in Fragen der Stabilität aber in nichts nachstehen.

Bei dem Verfahren handelt es sich um die Verwendung von Schrauben aus boviner Knochenkompakta. Die eigens entwickelten Schrauben werden zuerst auf ihre biomechanischen Eigenschaften untersucht. Mit diesen Schrauben, und in einer Variante mit einer zusätzlichen Zuggurtung durch PDS-Band (Polydioxanone-S), wird am Beispiel der künstlich erzeugten queren Olekranonosteotomie eine Osteosynthese durchgeführt. Im Seitenvergleich mit Metallschrauben- und AO-Zuggurtungsosteosynthese werden die Verfahren miteinander in einer experimentellen Versuchsanordnung auf biomechanische Gesichtspunkte verglichen. Die Ergebnisse und deren Interpretation sollen dann detaillierte Fragen beantworten und Aufschluss über die Umsetzbarkeit dieser Methode geben.

Im weiteren folgen Erläuterungen zur Olekranonfraktur und deren Osteosynthesemöglichkeiten sowie eine Beschreibung der Eigenschaften des kortikalen Knochens.

1.1. Olekranonfraktur

1.1.1. Inzidenz

Basierend auf mehreren Untersuchungen zeigen sich zwei Häufigkeitsgipfel in der Inzidenz der Olekranonfrakturen. Der erste Gipfel liegt bei ca. 15-25 Jahren und der zweite Gipfel bei ungefähr 60-70 Jahren. Deutlich weniger Fälle gibt es im Alter zwischen ca. 40 und 50 Jahren. In der Gruppe bis 40 Jahre überwiegt der männliche Anteil, hingegen ist bei den über 50-Jährigen der weibliche Anteil größer (Kiviluoto 1978 und Holdsworth 1984).

Bezüglich des Verteilungsmusters der Frakturen auf die Klassifikationen kann festgestellt werden, dass bei mehr als der Hälfte (zwischen 50 und 74%) des Untersuchungsmaterials eine einfragmentäre Quer- oder Schrägfraktur vorhanden ist. Trümmer- oder Mehrfragmentfrakturen nehmen einen Anteil von 14-40% ein. Der Rest verteilt sich in unterschiedlichem Ausmaß auf Frakturen in der Epiphysenregion, des Processus Coronoideus, offene Frakturen und kombinierte Frakturen mit Beteiligung des Radiusköpfchens (Kloot 1964, Johnson et al 1986, Lorenz 1981, Kiviluoto 1978, Holdsworth et al 1984, Meier 1981). Die Querfraktur nimmt mit 37-60% den größten Anteil ein. Ein Zusammenhang zwischen einer bestimmten Altersstufe und einem bevorzugten Frakturtyp konnte nicht festgestellt werden (Lorenz).

1.1.2. Ursachen und Mechanismen

Olekranonfrakturen entstehen fast ausschließlich durch direkte Gewalteinwirkung von außen auf den Ellenbogen. Dabei wird die Fraktur durch folgenden Mechanismus verursacht: Die Trochlea Humeri dient als Hypomochlion in der Zangenmitte des Olekranon. Abhängig von der Richtung der Gewalteinwirkung geht der Frakturspalt von der Zangenmitte als schwächstem Punkt aus, was sich auch in der Häufigkeitsverteilung widerspiegelt. In den meisten Fällen kommt es dann zu einer Dislokation der Fraktarenden, da die Trizepssehne an der Olekranonspitze ansetzt. Wenn nun während des Traumas das Gelenk durch Anspannung der Muskulatur, besonders des Muskulus Trizeps, unter Spannung steht, dann ist der Druck im Gelenk noch größer und eine Frakturierung ist wahrscheinlicher (Kloot, 1964). Die altersbedingte Osteoporoseneigung in der zweiten Lebenshälfte begünstigt die Frakturteilung in der Olekranonzangenmitte (Kiviluoto).

Laut Klotz ist die Hauptursache für die schräge Fraktur der Sturz auf den Unterarm. Beim Fall auf das Olekranon kommt es eher zur Querfraktur. Nach Lorenz 1981 (mit Bezug auf Tillmann und Scheuba) führt der Sturz auf den spitzwinklig gebeugten Ellenbogen zum Abriss der Olekranonspitze (Epiphysenregion). Die typische Fraktur in Olekranonmitte mit quere Verlauf entsteht durch Sturz auf den nahezu rechtwinklig gebeugten Ellenbogen. Die schräge Frakturrichtung erscheint bei einem Beugewinkel <90 Grad wahrscheinlich. Trümmer- und Mehrfragmentfrakturen lassen sich eher durch indirekte Kräfte wie Stauchung und Biegung erklären.

Bei einer biomechanischen Untersuchung von Amis et. al. 1995 wurde auf den Ellenbogen ein definierter Schlag bei verschiedenen Beugewinkeln ausgeübt und die Art der Fraktur entsteht beobachtet. Die Olekranonfrakturen entstanden überwiegend im Bereich von 60-135 Grad.

Die Ursachen für eine Olekranonfraktur beschreibt Holdsworth et al, 1984. Dabei war am häufigsten der Sturz zu Hause oder auf der Straße (25 Fälle). Unfälle in Verbindung mit Verkehrsmitteln wie Motorrad, Fahrrad und Auto machten 19 Fälle aus. Verletzungen bei der Arbeit oder beim Sport machten nur einen kleinen Anteil aus.

1.1.3. Klassifikation der Olekranonfraktur

Die Einteilung der verschiedenen Formen einer Olekranonfraktur ist nicht einfach und es existieren unterschiedliche Klassifikationen:

Eine einfache Klassifikation ist die Einteilung in drei Kategorien: schräge, quere und kombinierte Frakturen des Olekranon (Kiviluoto et al. 1978). Die maßgebliche Orientierung gab dabei die Einteilung in verschiedene Winkelbereiche ausgehend von der Gelenkmitte. Eine detailliertere Klassifikation richtet sich nach den unterschiedlichen Behandlungsverfahren und nicht nach Pathogenese oder Prognose (Meier 1981):

1. Querfrakturen
2. Schrägfrakturen
3. Mehrfragmentfrakturen
4. Trümmerfrakturen
5. Spitzenabrisse
6. Offene Frakturen

Durch Tillmann (Zit. nach Lorenz, 1981) wurde eine weitere Einteilung vorgenommen. Sie basiert auf den anatomisch-morphologischen Gegebenheiten der Ulnazange und den typischen Frakturmechanismen.

Ia: Querfraktur in Zangenmitte

Ib: Schrägfraktur in Zangenmitte

II: Epiphysenregion

III: Region des Processus Coronoideus

IV: Trümmer- oder Mehrfragmentfraktur

Andere Autoren wie Holdsworth et al. 1984 und Johnson et al. 1986 beschreiben Olekranonfrakturen mit Dislokation des Radiuskopfes.

Nach biomechanischen Gesichtspunkten ergibt sich eine Einteilung in verschiedene Winkelbereiche, die sich aus der Lage des Ligamentum collaterale ergeben (Povel et al. 1979).

1.2. Osteosyntheseverfahren

Im Laufe der Zeit wurden vielfältige Behandlungsverfahren entwickelt. Neben den konservativen Methoden gibt es eine Vielzahl operativer Verfahren. Folgende Anforderungen werden an ein Osteosyntheseverfahren gestellt:

Die Fixierung der Bruchfragmente in ihrer alten Position mit möglichst hohem und gleichmäßigem Druck und guter Passgenauigkeit, so dass nach Ausheilung eine uneingeschränkte Bewegung erzielt wird. Mögliche Komplikationen müssen so gering wie möglich sein und die Übungsstabilität muss möglichst rasch erzielt werden. Eine Reoperation zur Materialentfernung sollte vermieden und die Kosten so gering wie möglich gehalten werden.

Schon Mitte des 19. Jahrhunderts wurden Drahtnähte und Nägel aus Elfenbein verwendet. 1963 führten Weber und Vasey die Zuggurtungsosteosynthese ein. Dieses Verfahren hat bis heute Bestand und ist die meist verwendete Methode zur Osteosynthese der Olekranonfraktur. Sie beruht auf der Verwendung von zwei Kirschner-Drähten, die parallel in das Olekranon in senkrechter Verlaufsrichtung zum Frakturspalt eingebracht werden. Ergänzend wird eine Drahtcerclage in Form einer Acht über die Osteosynthese angebracht. Es gibt mittlerweile eine Vielzahl von Variationen dieser Zuggurtung. Dabei kann der Sitz der Kirschner-Drähte in der Spongiosa der Ulna oder mit einem schrägen Verlauf auch im Processus coronoideus sein, wobei dann die Enden der Kirschner-Drähte in der Kortikalis enden. Die

Einbringung der Drähte sollte unterhalb der Trizepssehne erfolgen, da durch eine Extension im Gelenk eine Luxation oder Verbiegung der Drähte vermieden werden kann (Holdsworth 1984). Es gibt einige Variationen der Verwendung der Cerclage: sie kann in Ringform oder in Form einer Acht angebracht werden(Prayson, 1997). Ein signifikanter Unterschied konnte jedoch nicht festgestellt werden. Prayson verglich auch zwei Lagen der Drähte: die Einbringung in die Kortikalis im Coronoid war stabiler als die intramedulläre Lage. Eine weitere Variation war die Verbindung der Cerclage-Enden miteinander: die Verdrehung der Drahtenden war nicht so stabil wie die Verbindung der Enden mit einer zusammengepressten Kausche. Eine höhere Stabilität wurde durch beidseitiges Verdrehen der Cerclage erreicht (Deliyannis 1973).

Labitzke empfiehlt 1980 die laterale Zuggurtung. Dabei kamen auch die konventionellen Kirschner-Drähte zur Anwendung. Die Zuggurtung wurde aber nicht nur mit einem sondern mit zwei lateral angelegten Cerclage-Drähten durchgeführt. Distal wurde eine Schraube quer zur Ulna eingebracht, um die die Drähte gelegt werden konnten. Damit erreichte man einen gleichmäßigen Kompressionsdruck auf die Fraktur bei verschiedenen Beuge- und Streckwinkeln. Diese Methode weist geringe Komplikationen bei gutem Endergebnis auf.

Eine Variation der Zuggurtung mit Kirschner-Drähten ist die Verwendung von Schrauben in Verbindung mit einer Zuggurtung. Petraco verglich 1996 in einer biomechanischen Studie die herkömmliche Zuggurtung mit einer medullär gelegenen Olekranonschraube und Drahtzuggurtung (bei der queren Fraktur). Bei der schrägen Fraktur kam eine kortikal gelegene Olekranonschraube mit Drahtzuggurtung zur Anwendung. Es gab bei allen drei Methoden keine signifikanten Unterschiede, und er empfahl, die Entscheidung dem Chirurgen zu überlassen.

Bei einer ähnlichen Studie wurden vier Verfahren miteinander verglichen: nur Zuggurtungsdraht in Form einer Acht, Spongiosaschraube, K-Drähte mit Zuggurtung und Spongiosaschraube mit Zuggurtung, alle am Modell der queren Fraktur. Die zwei zuletzt genannten Verfahren ergaben auch hier keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Belastbarkeit, die anderen einfacheren Verfahren erwiesen sich als signifikant instabiler (Murphy et al. 1987). Bestätigung fanden diese Erkenntnisse dann durch eine klinische Studie von Fan 1993, der ebenfalls Kirschnerdrähte mit Zuggurtung gegen die Verwendung einer Schraube mit Zuggurtung verglich. Auch hier wurden keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Stabilität gemessen.

Bei Mehrfragmentfrakturen, die seltener auftreten, ist man eher geneigt eine Plattenosteosynthese zu verwenden, um alle Fragmente mit Schrauben erfassen zu können. Es werden aber auch Zuggurtungen in Kombination mit Schrauben angewendet.

Alle genannten Behandlungsverfahren sind von den Ergebnissen zufrieden stellend, aber noch verbesserungswürdig. Häufig kommt es zu einer Sekundäroperation, um das Metall zu entfernen. Das ist mit höheren Kosten verbunden, und es besteht auch erneut das Risiko einer Narkose und den Komplikationen einer Operation. Verantwortlich für die Entfernung des Osteosynthesematerials sind im wesentlichen Unverträglichkeiten des Materials wie Irritationen des Gewebes, aber auch Dislokationen und damit Instabilität der Osteosynthese. In einer Untersuchung von Böstmann 1996 stellte sich heraus, dass bei der Versorgung der Olekranonfraktur eine Sekundäroperation mit Entfernung des Materials in 46% der Fälle notwendig war. Zugrunde lag eine Anzahl von 122 Olekranonfrakturen, die primär mit einer Metallosteosynthese versorgt wurden. Aus diesen Gründen hat man nach Alternativen gesucht. Es gibt einige Entwicklungen zur Verwendung von resorbierbaren Kunststoffmaterialien. Die klinische Verwendung dieser Materialien wurde in der Untersuchung von Böstmann bereits mit aufgenommen (75 Olekranonosteosynthesen mit resorbierbaren Materialien). Es wurden die Kosten dieser Methoden mit denen verglichen, die mit Metall versorgt wurden. Bei Metall ergab sich ein durchschnittlicher Satz von \$ 3341, die Kosten der Sekundäroperation weitere \$ 763. Die Kosten bei Verwendung resorbierbarer Materialien beliefen sich auf \$ 3694. Bei der Notwendigkeit der Reoperation ist somit ein finanzieller Mehraufwand von \$ 410 erforderlich.

Die meisten Komplikationen werden durch die Verquirlung der Drahtenden bei der Zuggurtung verursacht. Es entstehen Hautirritationen und Fistelungen. Aus diesem Grund haben Wissing et al, 1991 bei der Zuggurtung mit Kirschner-Drähten statt der Drahtschlinge das multifilamentale Nahtmaterial Vicryl® verwendet. Es traten keinerlei Irritationen auf, nur einmal kam es zu einer leichten Dehiszenz.

Eine weitere Verbesserung erzielten Partio et al, 1991, durch die Verwendung von ausschließlich resorbierbaren Kunststoffschrauben und -stiften aus Polyglycolid und Schlingen aus Maxon. Die Anwendung an 41 Patienten war erfolgreich, nur bei zwei Patienten musste eine Sekundäroperation angesetzt werden.

Eine vergleichende klinische Studie unter Verwendung von resorbierbaren Polyglycolid-Schrauben und Poly-L-Lactide -stiften und -bändern im Vergleich zur Zuggurtung mit Kirschner-Drähten brachte keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der klinischen und radiologischen Ergebnisse. Bei allen 10 mit Metall versorgten Patienten musste nach durchschnittlich einem Jahr das Material entfernt werden. Bei den 15 Patienten mit resorbierbarem Material entfiel diese Maßnahme und war somit kostengünstiger (Juutilainen et al. 1994).

Bei relativ guten mechanischen Eigenschaften mit hohen initialen Festigkeitswerten und unterschiedlich schnellem Festigkeitsverlust während der ersten 4-6 Wochen, was

als durchschnittliche Durchbauungszeit des Knochens gilt (Polyglycolid schneller als Polylactid, Törmälä et. al. 1991, Eitmüller et. al. 1987), gibt es doch einige Nachteile hinsichtlich der Biokompatibilität. Gehäuft wurden in vivo sowohl im Tierexperiment als auch in klinischen Studien entzündliche Fremdkörperreaktionen beobachtet (Böstman et. al.1992, Eitmüller et. al. 1987, Partio et. al. 1992, Santavirta et. al. 1990). Zu erwähnen bleiben auch die nicht unerheblich hohen Kosten der resorbierbaren Kunststoffmaterialien.

1.3. Kortikaler Knochen

1.3.1. Zusammensetzung/Verwendung

Die Knochenkompakta besteht zu 45% aus Mineralsalzen, 20% Wasser und 35% aus organischen Materialien (90-95% Kollagen, 1% Glykosaminoglykane und 5% Protein), Carter und Sprengler, 1978. Diese Werte variieren jedoch mit Lokalisation, Beanspruchung und Alter des Knochens. Der bei der Knochenneubildung vorhandene Geflechtknochen enthält wenige Osteone und Kollagenfasern in der Grundsubstanz. Er wird im Laufe der Zeit durch den stabileren Lamellenknochen ersetzt.

Der Knochen als Implantationsmaterial ist schon lange bekannt. 1670 verwendete Job-A-Meckren Tierknochen zur Deckung eines Schädeldefekts beim Menschen (Zitat nach Wolff 1863). Versuche dieser Art wurden bis ins späte 19. Jahrhundert durchgeführt (Zitat nach Axhausen 1962). Eine Vielzahl von klinischen und tierexperimentellen Studien wurden durchgeführt. Es kamen Transplantate von autogenem, allogenen und xenogenem Knochen zur Anwendung. Dabei handelte es sich z.B. um massive kortikale Knochensegmente, zerkleinerte Spongiosa und Kortikalis, Knochenersatzmaterialien wie der „Kieler Knochenpan“ und andere. (Guillemin et al. 1987, Jofe et. al. 1988, Katthagen 1986, Komender et al. 1991, Koskinen et al. 1979, Mankin et al. 1982, Mc Gann et al. 1986, Spence et. al. 1976).

1.3.2. Fixationselemente aus xenogenem Knochen

Xenogen bedeutet das Spender und Empfänger unterschiedlicher Spezies sind. Die Verwendung und Untersuchung xenogener Fixationselemente ist in der Literatur schon mehrfach beschrieben worden. Schwier (1958) versorgte 400 Unterschenkelfrakturen mit xenogenen, allogenen und autogenen Knochenschrauben. Küppermann (1961) implantierte Schrauben, Nägel, Platten, Würfel und Röhren vom Rind, Schwein und Pferd beim Menschen und hat damit gute Ergebnisse erzielt. Über die klinische Anwendung von Knochenbolzung und Knochenschrauben berichtet Hommel 1967. Biomechanische, tierexperimentelle und histologische Untersuchungen mit Knochenschrauben aus Kalbskompakta führten Elze und Schramm 1974 durch. Gongalski (1974) untersuchte xenogene Kortikalisimplantate im Tierexperiment makroskopisch, röntgenologisch und histologisch. Ebenfalls im Tierexperiment untersuchten Schumada und Binjaschewski (1974) kryokonservierte allogene und xenogene Knochenstifte auf ihr Einbauverhalten. Schamik (1980) verwendete xenogene Knochenschrauben zur Versorgung von 40 Tibiaschaftfrakturen und verglich

sie mit 65 Metallschraubenosteosynthesen. Die Frakturheilung verlief in beiden Gruppen komplikationslos. Das Resorptionsverhalten boviner Knochenschrauben untersuchte Matern et al. (1990). Die Schrauben wurden in die Spongiosa und Muskulatur von 10 Schafen implantiert. Es zeigte sich ein geeignetes Resorptionsverhalten, ohne Granulombildung, Resorption in einem vertretbaren Zeitraum von etwa einem halben Jahr und knöcherner Ein- und Umbau im ersatzstarken Lager. Scherer et al. (1991) untersuchte die Anwendung von bovinen kortikalen Schrauben im Tierexperiment. Er stellte fest, dass für die Refixation von Knochenfragmenten oder die Transplantation in Defekthöhlen die biomechanische Festigkeit und das primäre Drehmoment vollständig genügen, um eine stabile Osteosynthese zu erreichen. Eine sehr eindrucksvolle Studie am Tiermodell veröffentlichten Apel et al. 1992. Zur Untersuchung des Verhaltens von Osteosynthesen unter Wechsellast wurden bei 10 Schafen Kortikalisschrauben von der bovinen Tibia implantiert. Es kam nicht zu einer frühzeitigen Resorption und zu keiner Dislokation. Die Schrauben wurden über Monate um- und eingebaut. Fremdkörperreaktionen wie bindegewebige Einkapselungen oder Abstoßungsreaktionen konnten nicht beobachtet werden.

1.3.3. Biomechanische Eigenschaften

Knochen gehört zu den Stützgeweben, wobei der Lamellenknochen der Kortikalis die höchsten Festigkeitswerte hat. Diese Festigkeit unterliegt aber individuellen Unterschieden, wie auch altersabhängigen Veränderungen, die durch Dichteabnahme (Änderung in der chemischen Zusammensetzung und Verringerung der Osteonenanzahl) gekennzeichnet sind.

Mechanische Eigenschaften des Knochens sind am Beispiel humaner Kortikalis von Röhrenknochen untersucht worden (Ashman et al. 1984, Burstein et al. 1976, Carter et al. 1978, Evans et al. 1951, Knese 1979, u.a.). Die Ergebnisse zeigen, dass die Festigkeitswerte der Knochen in longitudinaler Richtung größer als in transversaler sind und die Kompressionsfestigkeit größer als die Zugfestigkeit ist. Die Festigkeitswerte für Zug, Druck und Torsion nehmen vom proximalen zum medialen Anteil zu und dann wieder zum distalen Anteil hin ab. Der Knochen passt sich den Belastungen, die auf ihn einwirken, mit Umbauprozessen an. Damit ist eine Verstärkung des Knochens in Belastungszonen gewährleistet.

Das Verhalten der Festigkeit in vivo wurde anhand von tierexperimentellen Studien untersucht (Bright et al. 1983, Enneking et al. 1975, Kirkeby et al. 1992). Den Versuchstieren wurden unterschiedliche Knochenimplantate implantiert und nach

unterschiedlichen Zeiträumen wieder entnommen und Belastungstests unterzogen. Nach vier Wochen Implantationszeit waren nur leichte Festigkeitsverluste zu verzeichnen, aber ab sechs Wochen nahm die Festigkeit auf 40-50% ab.

Untersuchungen haben gezeigt, dass bovine Knochenkompakta höhere Festigkeitswerte als humane Kompakta aufweist (Curry 1984 und Berns et. al. 2001).

1.3.4. Behandlungsverfahren

Durch ein geeignetes Behandlungsverfahren soll die Antigenität des Material verloren gehen oder vermindert werden. Zum anderen möchte man eine maximale Reduzierung von möglichen pathogenen Keimen erreichen, das Material darf durch diese Verfahren keine Festigkeitsverluste erleiden, und es muss eine Lagerungsfähigkeit erzielt werden.

In der Literatur werden verschiedene Verfahren zur Behandlung von Knochen beschrieben: zur Anwendung kamen die Kryokonservierung (Bos et al.1983, Burwell et al. 1963, Friedländer et al. 1976, Kumata et al. 1996, u.a.), die Konservierung mit Ciliatlösung, eine Kombination aus Entfettung durch Tetrachlorkohlenstoff und stabilisierender Eiweißdenaturierung (Schwier 1960), die Dekalzifizierung (Gupta et al. 1982, Mellonig 1996), die Gefriertrocknung (Burwell et al. 1963, Friedländer et al. 1977, Mellonig 1996) und die Verschließung der funktionellen Aminosäuren durch Dicarbonsäuren (Rosenberg et al. 1970).

Die Autoklavierung nach Brooks et al. 1963, Burwell et al. 1963, Obwegeser 1994; die Gassterilisation mit Ethylenoxid (Brantigan et al. 1994, Buttermann et al. 1996, Jorgenson et al. 1994) und die Gammabestrahlung (Komender et al. 1991) sind Verfahren der Sterilisation. Bei der Tutoplast-Prozessierung handelt es sich um eine sequenzielle Lösungsmittelkonservierung. Dieses Verfahren verbessert die Festigkeitswerte des bovinen Knochens, ist aber auch relativ aufwendig. Es eignet sich besonders zur klinischen Anwendung von Implantaten aus boviner Knochenkompakta (Hofmann et. al. 2003).

Die Verwendung von Aceton zur Desinfektion hat gute antigene Eigenschaften, keine Festigkeitsverluste verglichen zur unbehandelten Kompakta und ist einfach in der Handhabung (Berns et al. 2001, Gast 1993, Gonzalez 1993, Mukkur et al. 1995 und Stanislavsky 1995).

Studien haben belegt, dass Lagerung bei –20 bis –70 Grad Celsius bis zu 3 Monate zu keiner Änderung der mechanischen Knocheneigenschaften führt (Goh et. al. 1989, Pelker et. al. 1984 und Sedlin et. al. 1966).

1.3.5. Bovine Knochenkompakta der Tibia

Für unsere Arbeit benötigen wir in ausreichenden Mengen Knochenkompakta zur Herstellung von Stiften und Schrauben. Aus folgenden Gründen haben wir uns für die Verwendung von boviner Knochenkompakta der Tibia in dieser Arbeit entschieden:

Bovine Tibia ist ein sehr kompakter fester Knochen, der auch eine ausreichende Dicke besitzt, um entsprechend große Proben zur Herstellung der Schrauben zu gewinnen. Der Knochen ist sehr preisgünstig und einfach verfügbar. Einverständniserklärungen des Spenders, wie bei humanem Knochen, entfallen. Die Materialentnahme und Weiterverarbeitung ist unkompliziert und die Einhaltung der schnellen Verarbeitung und Wahrung der Kühlkette bewahrt den Knochen vor Austrocknung.

2.Fragestellung

Ziel der Arbeit war die biomechanisch-experimentelle Untersuchung der Olekranonosteosynthese bei der queren Olekranonfraktur mit einer speziell dafür entwickelten Schraube aus boviner Knochenkompakta der Tibia. Der Knochen für die Schraube sollte stabil und in größeren Mengen verfügbar sein. Der einfache und kostengünstige Herstellungsprozess der Schrauben war Voraussetzung. Verwendet wurde die Aceton-Behandlung mit Kryokonservierung. Die biomechanischen Eigenschaften des Knochens wurden anhand des Drei-Punkt-Biegeversuches an 3 x 60 mm Stiften festgestellt. Zur Charakterisierung der neu entwickelten 4,8 mm Schraube wurden ebenfalls biomechanische Daten mittels Drei-Punkt-Biegeversuch, Scherversuch und Torsionsversuch bestimmt. Die praktische Durchführung des Osteosyntheseverfahrens mit den bovinen Schrauben und dem dazugehörigen Instrumentarium sollte einfach sein. Mit dem Prüfverfahren wird die mechanische Belastbarkeit der Osteosynthese im Seitenvergleich simuliert. Zwei Gruppen wurden untersucht: 1. Schrauben aus Knochenkompakta versus Metallschrauben und 2. Schrauben aus Knochenkompakta mit PDS-Zuggurtung versus Zuggurtung mit Kirschnerdrähten. Diese Untersuchungen sollten folgende Fragen klären:

1. Welche biomechanischen Eigenschaften besitzt die 4.8 mm Schraube aus boviner Knochenkompakta?
2. Wie stabil ist eine Osteosynthese mit 4.8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta im Vergleich zu konventionellen Methoden (Metallschrauben- und Zuggurtungsteosynthese)?
Eignen sich die 4.8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta zur Olekranonosteosynthese?
3. Lässt sich die Stabilität der Olekranonosteosynthese mit Schrauben aus boviner Knochenkompakta durch Zuggurtung mit einem PDS-Band verstärken?

3. Material und Methoden

3.1. Material

3.1.1. Humane Ulnae

Die Ulna-Paare stammten von Leichen des Institutes für Anatomie der Uni Marburg. Vor Ihrem Tod haben sich die Patienten durch ihr Einverständnis für wissenschaftliche Zwecke der Anatomie zur Verfügung gestellt.

Es handelt sich dabei um 34 Paare der humanen Ulna, davon haben 10 Paare noch die eigene Trochlea humeri. 27 Paare wurden aufgrund radiologischer Kriterien für gut befunden und konnten den Versuchsreihen zugeführt werden. Die verbliebenen 7 Paare boten deutliche Zeichen der Osteoporose und wurden nicht in die Studie eingeschlossen.

	weiblich	männlich	gesamt
Anzahl	11	16	27
Alter in Jahren			
min	58	41	41
max	98	86	98
Mittel	79	74,2	76,2

Tab. 1 : Anzahl- und Altersverteilung humane Ulnae

3.1.2. Verarbeitung der humanen Ulnae

Nach der Entnahme vom Leichnam wurde das umgebende Gewebe (Muskeln, Sehnen, Bänder, Fascien) direkt vom Knochen entfernt. Zum Ausschluss von Osteoporoseerscheinungen wurden die Ulnae in zwei Ebenen geröntgt und vom Radiologen diesbezüglich beurteilt. Die osteoporotisch veränderten Knochen wurden aussortiert, da sie keine ausreichende Festigkeit besitzen. Das anschließende Ausmessen der Knochen dient der Größenkategorisierung. Ziel ist eine Zuordnung der beiden Schraubengrößen von 45 mm und 55 mm. Gemessen wurde zum einen der diagonale Abstand vom proximalen Olekranon zum Processus coronoideus und zum anderen der Abstand vom proximalen Olekranon zur Mitte der Gelenkzange. Zwischen den Bearbeitungsschritten lagerten die Knochen eingepackt in Kunststofffolien bei -60 Grad Celsius im Tiefkühlschrank, um sie zu konservieren und vor Austrocknung zu bewahren.

3.1.3. Stifte und Schrauben aus boviner Knochenkompakta

Aus verschiedenen Schlachthöfen in Marburg wurden Tibiaschaftknochen von drei Jungbulln (Alter bis 1 Jahr) zur Verfügung gestellt. Die Tibiakompakta der Jungtiere eignet sich besonders gut, da sie die nötige Dicke und eine hohe Festigkeit aufweist. Nach dem Herstellungsprozess wurden von den fertigen Stiften und Schrauben nur die ausgewählt, die keine Mängel wie Haarrisse, Gefäßkanäle oder Gewindeschäden aufwiesen.

15 Stifte der Größe 3 x 60 mm kamen beim Drei-Punkt-Biegeversuch zur Anwendung. In Abbildung 1 ist ein Stift dargestellt.

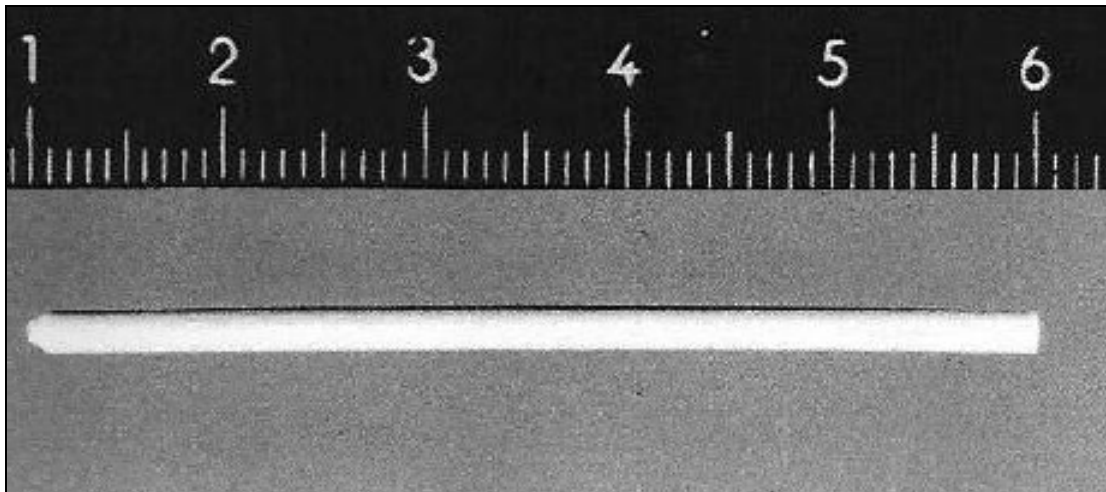


Abb. 1 : 3 x 60 mm Stift aus boviner Knochenkompakta

Insgesamt wurden für die Versuche 82 einwandfreie Schrauben benötigt. Pro Knochenpaar wird eine Ulna mit jeweils zwei Kompaktaschrauben versorgt: $2 \times 27 = 54$ Schrauben, in zwei verschiedenen Längen: 55 mm und 45 mm.

Die Anzahl der 4.8 mm Schrauben für Drei-Punkt-Biegeversuch (10), Scherversuch (9) und Torsionsversuch (9) beträgt insgesamt 28.

Schrauben aus boviner Knochenkompakta nach Din 11, Bezeichnung: 4.8mm. Die Abmessungen sind in den Tabellen 2a und 2b aufgeführt, Abbildung 2 zeigt eine 4,8 mm Schraube.

W-Whitworth-Gewinde	3/16 zoll
Kern-Durchmesser	3.5 mm
Außen-Durchmesser	4.8 mm
Gewindelänge	20 mm
Kopf-Durchmesser	7.0 mm
Kopfhöhe	4.0 mm

Tab. 2a : Abmessungen für die Schraube aus boviner Knochenkompakta 4,8 mm

Bohrer für Zugloch	3.4 mm
Bohrer für Gleitloch	4.8 mm
Gewindeschneider	3/16 zoll
Schraubendreher	6 x 7 mm

Tab. 2b : Abmessungen des Spezialwerkzeugs

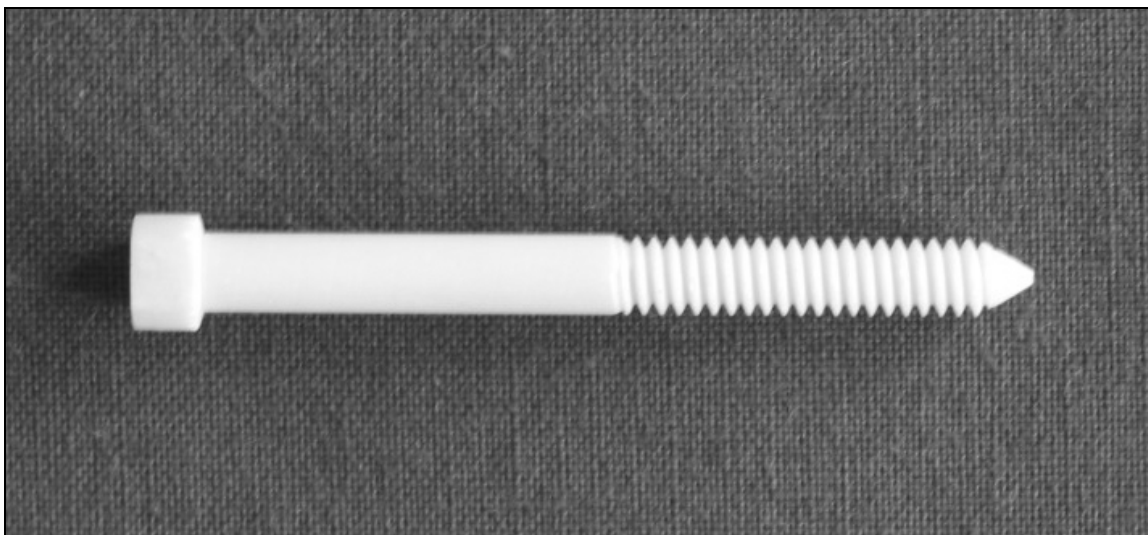


Abb. 2 : 4,8 mm Schraube aus boviner Knochenkompakta

3.1.4. Werkzeug für die Herstellung der Stifte und Schrauben aus boviner Knochenkompakta

- Eine Bandsäge zum Herstellen der Knochenrohlinge.
- Eine Drehbank vom Typ Hommel Herkules EBK Typ 450 mit entsprechenden Messern, ein 3/16 Zoll Gewindeschneider sowie Schneidegeräte zur Herstellung des 6 x 7 mm breiten Kopfes.

3.1.5. Herstellung und Behandlung der Stifte und Schrauben aus boviner Knochenkompakta

Die Tibiaknochen der am Vortag geschlachteten Jungbullen (Alter 1 Jahr) stellten die Schlachthöfe zur Verfügung. Im Labor wurde das umgebende Gewebe unter semisterilen Bedingungen entfernt und weiterverarbeitet. Zwischen den einzelnen Arbeitsschritten lagerten die Knochen in Kunststofffolien in einem Tiefkühlschrank bei -60 Grad Celsius, um sie vor Austrocknung und autolytischen Prozessen zu bewahren.

Die Arbeitsschritte im einzelnen:

Nach dem kompletten Freipräparieren konnten die Tibiaknochen mit der Bandsäge unter Gewinnung von 60 mm langen und 7-8 mm dicken Knochenfragmenten für die Schrauben und 4-5 mm dicke Fragmente für die Stifte zersägt werden. Die Segmente durften ausschließlich aus Kompakta bestehen. Auf der Drehbank wurden nun die Segmente eingespannt und in 0,1-0,5 mm Schritten abgedreht, wobei die Segmente mehrmals umgedreht werden mussten, so dass eine gleichmäßige Dicke über die ganze Länge erreicht werden konnte. Am Anfang war die Eindringtiefe des Messers noch groß, gegen Ende jedoch zur Feinanbstimmung klein. Die 3 mm Stifte waren somit fertig. Zur Herstellung der Schrauben aus den 7 mm Rohlingen waren folgende Arbeitsschritte notwendig:

Das Abdrehen des 7mm Schaftes auf 4.8 mm unter Belassung eines 4mm langen und 7mm breiten Kopfes. Danach Ablängen der Stifte auf die gewünschte Länge und leichtes Anspitzen und Entgraten der Spitze. Das Schneiden des 20mm langen Gewindes erfolgt langsam von Hand, um Unregelmäßigkeiten zu vermeiden. Anschließend erfolgt das Entgraten und Anwinkeln der distalen Seite des Kopfes sowie das Abfräsen von zwei gegenüberliegenden Seiten des Kopfes um jeweils 0.5 mm, so dass der Kopf nun die Maße 6mm auf 7mm hat.

Für die Entfettung, Desinfektion und Verminderung der antigenen Eigenschaften wurde die Azetonbehandlung verwendet. Die fertigen Stifte und Schrauben legte man über 24 Stunden in ein 99,9% Azetonbad im Verhältnis 20/1 (Gramm Aceton/Kompakta). Anschließend wurden die Proben 24 Stunden bei Raumluft getrocknet, bevor sie in Folie eingeschweißt und bei -25°C gelagert werden konnten.

3.1.6. Metallschrauben

Für die Osteosynthesen mit Metallschrauben verwendeten wir 3,5 mm Kortikalis-schrauben in unterschiedlichen Längen. Tabelle 3 zeigt die Abmessungen und Abbildung 3 die Schraube.

Schrauben für Kortikalis:

Durchmesser	3,5 mm
Längen	45 mm, 50 mm und 55 mm
Bohrer für Zugloch	2,5 mm
Gewindeschneider	3,5 mm

Tab. 3 : Kortikalisschraube 3,5 mm

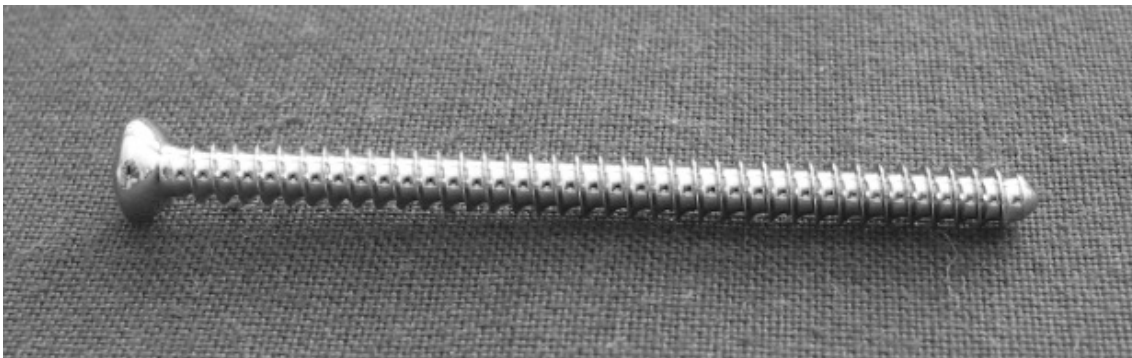


Abb. 3 : Kortikalisschraube 3,5 x 50 mm

3.1.7. Werkzeug für die Drei-Punkt-Biegeversuche, Scherversuche und Torsionsversuche an Stiften und Schrauben aus boviner Knochenkompakta

Drei-Punkt-Biegeversuch:

- Metallschiene, auf der zwei Säulen befestigt sind. Die Säulen sind jeweils in einer Ebene verschieblich. Auf den Säulen befinden sich abgerundete Auflageflächen.
- Spezieller abgerundeter Schraubenaufsatz für den Druckstempel.

Scherversuch:

- Ein auf der Schiene mit einer Schraube zu befestigender Aluminiumblock, in dem sich die 4,8 mm Bohrungen befinden.
- Spezieller Schraubenaufsatz für den Druckstempel, in dem sich ebenfalls die 4,8 mm Bohrungen befinden.

Torsionsversuch:

- Standplatte mit Stativstange, an der in einer Zwei-Backen-Kunststoff-Klemme der feinelektronische Drehmomentmessfühler befestigt ist.
- Eine zweischichtige Aluminiumplatte, wobei sich in der oberen Schicht 0,5 mm tiefe und 4,8 mm breite Gewindebohrungen befinden.
- Zwei mit Schrauben zu bedienende Fixierungsplatten für die Aluminiumplatte.

3.1.8. Werkzeug für die Osteosynthesen

für alle Osteosynthesen:

Bandsäge, Schraubstock, Akkuschauber, 2mm Kirschnerdrähte zum Sondieren.

mit Bovinschrauben:

3,2 mm Bohrer für Zugloch, 4,8 mm Gewindeschneider, 4,8 mm Glattlochbohrer, Schraubendreher 6 x 7 mm, sowie entsprechende Schrauben 4,8 x 45 / 55 mm.

mit PDS-Zuggurtung:

Zusätzlich 1,5 mm Bohrer, zwei anatomische Zangen (für die Knoten), Schere und 5mm breites PDS-Band.

mit Metallschrauben:

2,5 mm Bohrer für Zugloch, 3,5 mm Gewindeschneider, Inbusschraubendreher für 3,5 mm Schrauben, Bit für Akku-Bohrschrauber für 3,5 mm Schrauben, sowie entsprechende Schrauben in den Größen 3,5 x 45 / 50 / 55 mm.

Zuggurtungsosteosynthese:

Jeweils zwei 1,8 mm Kirschnerdrähte, 1,0 mm Rödeldraht, eine Allzweckzange und ein Seitenschneider.

3.1.9. Werkzeug für die Belastungsversuche der osteosynthetisch versorgten Ulnae

- Metallschiene, beweglich in zwei Ebenen, darauf ein in einer Ebene verschiebbarer Metalltopf, in dem die Trochlea eingegossen ist.
- Ein 2,5mm Kirschnerdraht und zwei spezielle Haltearme die zusammen die Trizepssehne imitieren.
- Spezieller U-förmiger Schraubaufsatz für den Druckstempel.
- Diverse Schrauben zur Befestigung der Haltevorrichtung.

3.1.10. Messgeräte

Alle verwendeten Messgeräte wurden auf ihre Genauigkeit überprüft. Dabei wurden Fehlergrenzen von $\pm 0,01$ mm toleriert. Zur Anwendung kamen ein elektronisches Millimetermessgerät der Firma Mitutoyo® zur genauen Messung von Längen, Durchmessern und Prüfstützweiten. Für den Torsionsversuch wurde ein feinelektronische Drehmomentaufnehmer verwendet, der an das ESAM®-Messgerät mit Prüfprogramm angeschlossen wurde. Für Biegeversuche, Scherversuche und die Belastungsversuche kam die Universalprüfmaschine vom Typ Frank® (Karl-Frank-GmbH, Weinheim) mit angeschlossener PC-Einheit und zugehörigem Frank-Prüfprogramm zum Einsatz. Sie wurde regelmäßig zur Qualitätskontrolle mit definierten Gewichten geeicht.

3.2.Methoden

3.2.1. Materialprüfung

Die mechanischen Eigenschaften der bovinen Kompakta von der Tibia wurden anhand des Drei Punkt-Biegeversuchs an 3 x 60 mm Stiften ermittelt. Der Biegeversuch simuliert Druck- und Zugbelastungen. Aus den Daten der Kraft-Dehnungskurve können die Biegefestigkeit und das Elastizitätsmodul bestimmt werden. Die entwickelten Schrauben wurden ebenfalls auf ihre biomechanischen Eigenschaften hin untersucht. Zur Anwendung kam auch hier der Drei-Punkt-Biegeversuch. Zug- und Druckbelastungen sind Belastungen, denen Implantate ständig ausgesetzt sind, genauso wie Scherkräfte. Mit dem Scherversuch wurden Scherkraft und Scherfestigkeit ermittelt. Um herauszufinden, mit welchem Drehmoment die Schrauben in die Fraktur eingedreht werden können, wurde der Torsionsversuch durchgeführt. Das maximale Drehmoment bis zum Bruch der Schrauben konnte hier bestimmt werden.

Die Olekranonosteosynthesen wurden mit verschiedenen Osteosyntheseverfahren behandelt und dann Belastungsversuchen unterzogen. Dabei wurde eine Kraft-Dehnungskurve aufgezeichnet aus der die Belastungen bei Osteosyntheseversagen und die maximale Belastung entnommen wurden. Die berechneten Drehmomentwerte konnten miteinander verglichen werden.

3.2.2. Drei-Punkt-Biegeversuch

Der Drei-Punkt-Biege-Versuch wurde an 3 x 60 mm Pins und den 4,8 mm Schrauben durchgeführt. Mit dieser Methode war es möglich Aussagen über biomechanische Eigenschaften der Proben zu machen.

Die Stifte/Schrauben wurden zur Testung jeweils horizontal auf zwei abgerundete Stützen gelegt, die in einem bestimmten Abstand L (Prüfstützweite) fixiert sind.

Exakt über der Mitte des Probenkörpers wurde die Druckfinne der Frank-Prüfmaschine platziert und der Versuch gestartet. Dabei bewegte sich die Druckfinne mit einer definierten Geschwindigkeit von 2 mm/min nach unten und beginnt auf das zu prüfende Objekt eine Last auszuüben. Anfangs verformen sich die Proben elastisch, so dass sie bei Entlastung wieder in den ursprünglichen Zustand annehmen. Wenn die Prüflast weiter zunimmt verformen sie sich ab einem bestimmten Punkt plastisch und gelangen bei Lastrücknahme nicht mehr in die ursprüngliche Form zurück; sie bleiben verformt. Die Prüflast wird weiter kontinuierlich erhöht, bis der Probenkörper der Belastung nicht mehr standhalten kann und zerbricht.

In der Prüfmaschine ist eine Druckmesssonde integriert, die die entstehende Kraft registriert und auf dem PC graphisch und in absoluten Werten darstellen kann. Die Versuchsanordnung ist in Abbildung 4 schematisch dargestellt.

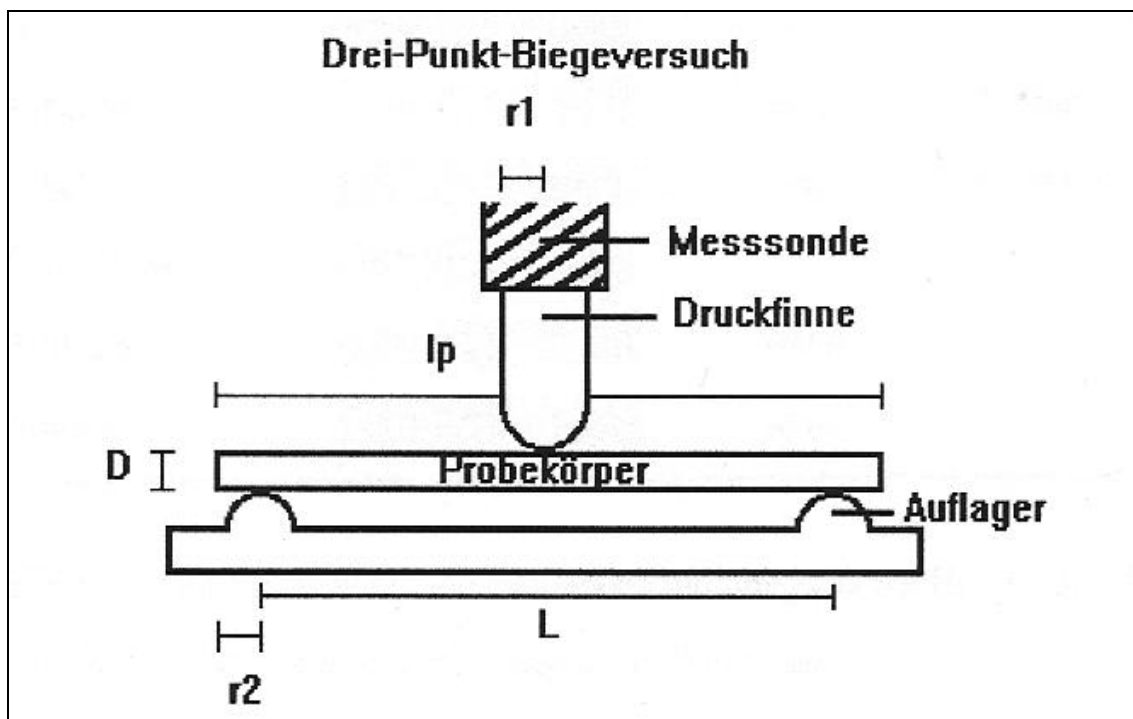


Abb. 4 : Drei Punkt-Biegeversuch schematisch (L : Prüfstützweite, D : Durchmesser Probenkörper, l_p : Länge Probenkörper, r_1 : Radius Druckfinne, r_2 : Radius Auflager)

3.2.2.1. Drei-Punkt Biegeversuch von azetonbehandelten 3 x 60 mm Stiften aus boviner Knochenkompakta nach Din 53457

Die Stifte wurden aus den gleichen drei bovinen Tibiaschaftpaaren gewonnen aus denen später auch die Schrauben hergestellt wurden. Der Versuch mit den Stiften sollte vorab Auskunft über die biomechanischen Eigenschaften des ausgewählten Knochens geben um dann gegebenenfalls eine Selektion durchzuführen.

Zur Testung kamen insgesamt 15 Pins aus Knochenkompakta mit einer Länge von 60 mm und einem Durchmesser von 3 mm. Anhand der Din-Norm 53457 ergaben sich folgende Parameter für die Veruchsanordnung: Die *Prüfstützweite* L betrug 48 mm ($(16 \pm 1) \times D(\text{mm})$, wenn $D > 2,5$ mm). D ist der Durchmesser der Probe (hier $D = 3$ mm). Die *Länge* l_p des Probenkörpers betrug 60 mm ($l_t = 20 \times D(\text{mm})$, wenn $2,5 < D < 10$ mm). *Radius der Druckfinne* $r_1 = 5 \pm 0,1$ mm, *Radius der Auflager* $r_2 = 2 \pm 0,2$ mm (bei $D \leq 3$ mm). Die Testgeschwindigkeit war konstant auf 2 mm/min eingestellt. Gemessene Parameter waren die maximale Bruchkraft (F_m) in Newton, die maximale Durchbiegung bei Bruch (s_{\max}) in Millimeter, sowie die Kraft ($F_{0,2}$) bei einer Durchbiegung von 0,2 mm.

Mit den drei Versuchen an den Schrauben (Drei-Punkt-Biegeversuch, Scherversuch und Torsionsversuch) wurden biomechanische Eigenschaften der Schrauben ermittelt, um eine Charakterisierung dieses Schraubentyps zu ermöglichen.

3.2.2.2. Drei-Punkt Biegeversuch von azetonbehandelten 4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta

Die Tibiaschäfte aus denen die Stifte hergestellt wurden dienten auch der Herstellung von 10 Schrauben für den Drei-Punkt-Biegeversuch. Der Versuch konnte nur in Anlehnung an die Din-Norm durchgeführt werden, da bei der Schraube ein Durchmesser D von 4,8 mm und eine Länge l_p von 55 mm festgelegt wurde. Außerdem war der Durchmesser der Schraube mit 4,8 mm im Schaft und 3,4 mm im Kern nicht konstant. Damit waren die Bedingungen für die *Prüfstützweite* L ($(16 \pm 1) \times D(\text{mm})$) und die Länge des *Probenkörpers* l_p ($20 \times D(\text{mm})$) nicht erfüllt. Hier entschieden wir uns für eine Prüfstützweite von $L = 48$ mm (45mm Schrauben passen dafür nicht!). *Radius der Druckfinne* $r_1 = 5 \pm 0,1$ mm, *Radius der Auflager* $r_2 = 5 \pm 0,2$ mm (bei $D > 3$ mm). Auf den linken Auflager wurde der Schraubenkopf platziert und auf der dem rechten das Gewindeende der Schraube. Die Testgeschwindigkeit betrug 2 mm/min. Auch hier wurden F_{\max} , S_{\max} und $F_{0,2}$ mm gemessen.

3.2.3. Scherversuch

Der Scherversuch wurde ebenfalls mit der Frank-Prüfmaschine durchgeführt. Dabei wurden die 4,8 mm Schrauben (aus den drei Tibiaschaftpaaren hergestellt) geprüft. In einer Versuchsreihe wurden neun Schaftstücke mit $D = 4,8$ mm und in einer anderen Versuchsreihe sieben Schraubengewinde mit einem Kerndurchmesser von 3,4 mm getestet. Auf der Bodenplatte der Prüfmaschine wurde ein Aluminiumblock befestigt, in dem in horizontaler Ebene ein 5 mm dicker Kanal eingelassen war. In dem Prüfstempelaufsatz war ebenfalls ein 5 mm Kanal eingebohrt. Die beiden Teile wurden auf gleiche Höhe gefahren und die zu prüfenden Schraubenstücke durchgeschoben. Dann konnte der Prüfstempel mit einer Geschwindigkeit von 2 mm / Minute nach unten gefahren werden, bis die Probenstücke abgeschert wurden. Diese maximale Scherkraft (S_{max}) wurde in Newton gemessen. Auch hier konnten die Messwerte auf den PC übertragen werden. Die Scherfestigkeit wurde berechnet.

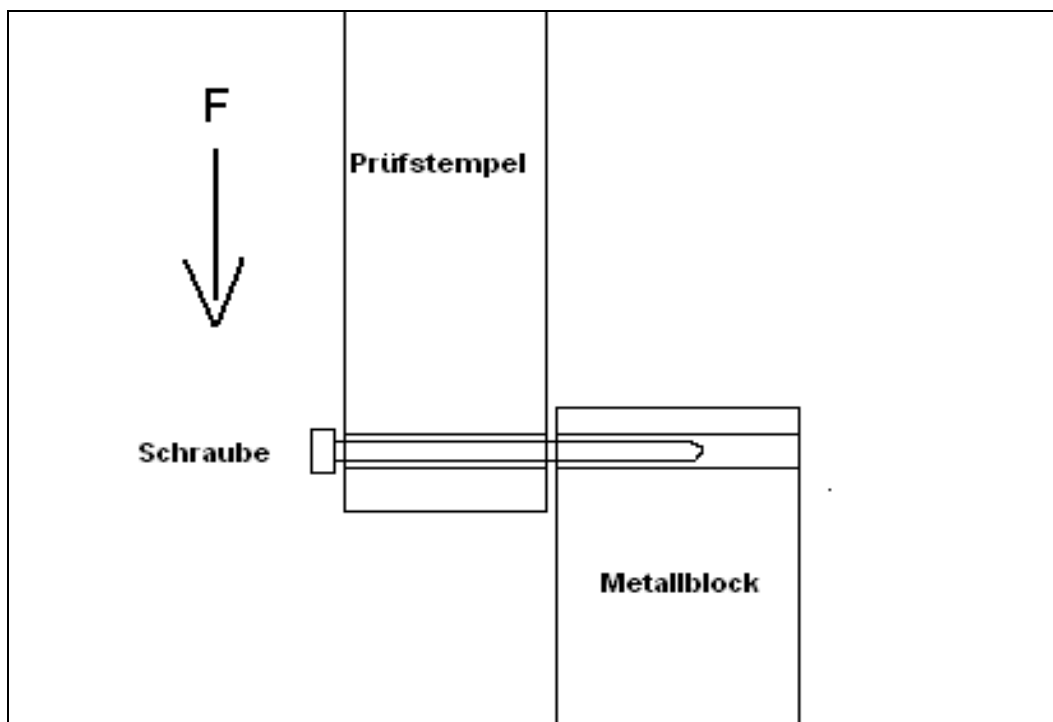


Abb. 5 : Scherversuch, schematisch ($F = S_{max}$)

3.2.4. Torsions-Versuch

Zum Einsatz kamen neun 4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta, die auch aus den drei o.g. Tibiaschaftpaaren entstammten. Die Torsionsversuche wurden an einer eigens dafür entwickelten Versuchseinheit getestet. In einer Haltevorrichtung befindet sich ein fest fixierter feinelektronischer Drehmomentaufnehmer. Am Boden der

Messeinheit gibt es eine in zwei Ebenen verschiebliche und zu fixierende Aluminiumplatte mit einer Dicke von 1cm. In der Oberseite befinden sich mehrere eingelassene 0,5 mm tiefe Gewindelöcher mit einem Durchmesser von 3/16 Zoll, in die die Schrauben einzeln per Hand bis zum Anschlag eingedreht wurden. Der Drehmomentaufnehmer konnte nun direkt senkrecht auf den Schraubenkopf aufgesetzt werden und manuell mit einem auf den Drehmomentaufnehmer aufgesetzten Schraubendreher bedient werden. Der Drehmomentaufnehmer ist mit dem ESAM Messprogramm verbunden, das wiederum die gemessenen Daten auf einen PC weiterleitet und dort grafisch und in absoluten Werten darstellt. Die am Boden fixierten Schrauben wurden manuell einer Torsionskraft ausgesetzt, bis sie zerbrachen. Dieser maximale Drehmomentwert in Newtonmeter wurde direkt gemessen.

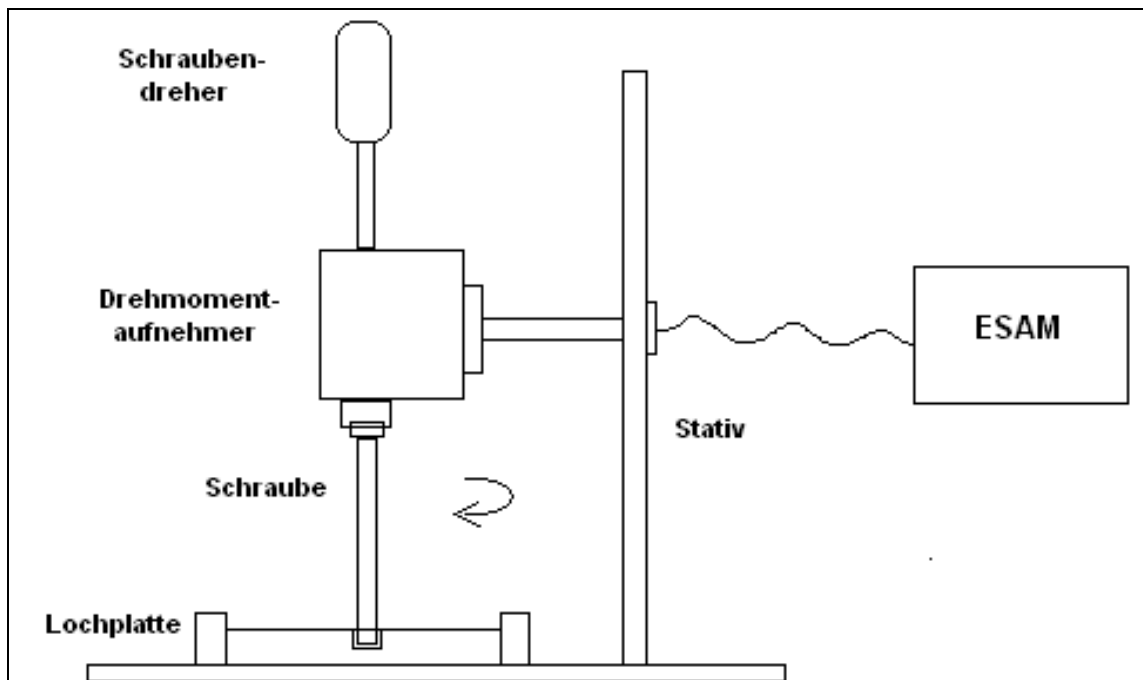


Abb. 6 : Torsionsversuch, schematisch

3.2.5. Rohdaten

Die Ulnae wurden vermessen, um die entsprechenden Schraubenlängen individuell zuteilen zu können. Gemessen wurde zum einen die Strecke von der proximalen Ulnaseite bis zur Zangenmitte und zum anderen ebenfalls von der proximalen Ulnaseite schräg bis zum Processus coronoideus. Im klinischen Alltag könnte man

dann anhand von Röntgenbildern diese Strecken bestimmen und dann die entsprechenden Schrauben bereit stellen.

Für unsere experimentelle Studie haben wir uns erstmal für zwei unterschiedliche Längen der bovinen Schrauben entschieden: 4,8 x 45 und 55 mm.

27 Paare	Strecke A Processus coronoideus- proximales Ende der Ulna in cm		Strecke B Zangenmitte- proximales Ende der Ulna in cm	
	links	rechts	links	rechts
Mittelwert	4,46	4,52	1,74	1,80
Min	3,8	3,8	1,4	1,4
Max	5,2	5,2	2,2	2,2

Tab.4 : Werte für Abstände zwischen proximalem Ende und Processus coronoideus sowie Zangenmitte

Die Mittelwerte bei Strecke A betragen links 4,46 cm und rechts 4,52 cm. Die kleinste Strecke betrug bei beiden 3,8 cm und die größte 5,2 cm.

Bei der Strecke B ist der Mittelwert links 1,74 und rechts 1,8. Die kleinste Strecke links und rechts 1,4 cm und die Größte 2,2 cm.

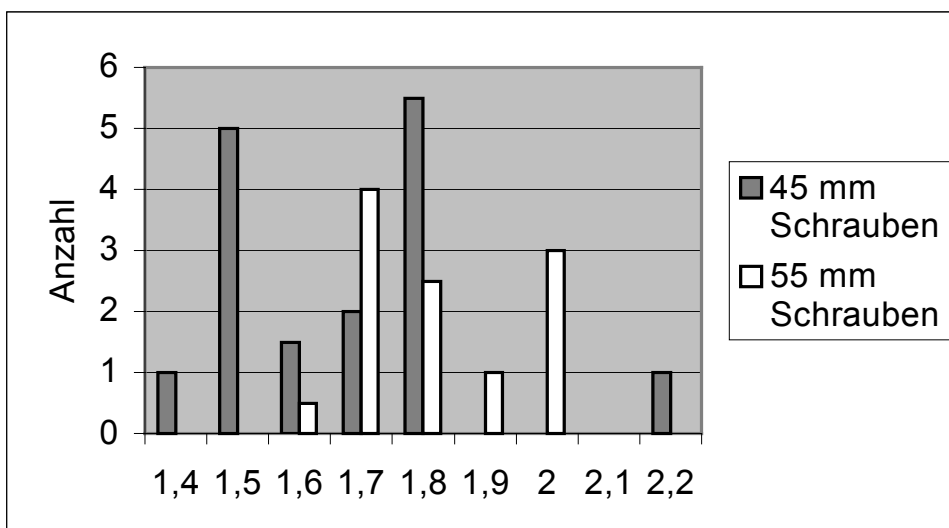


Abb. 11 : Strecke proximale Ulna zu Zangenmitte in cm

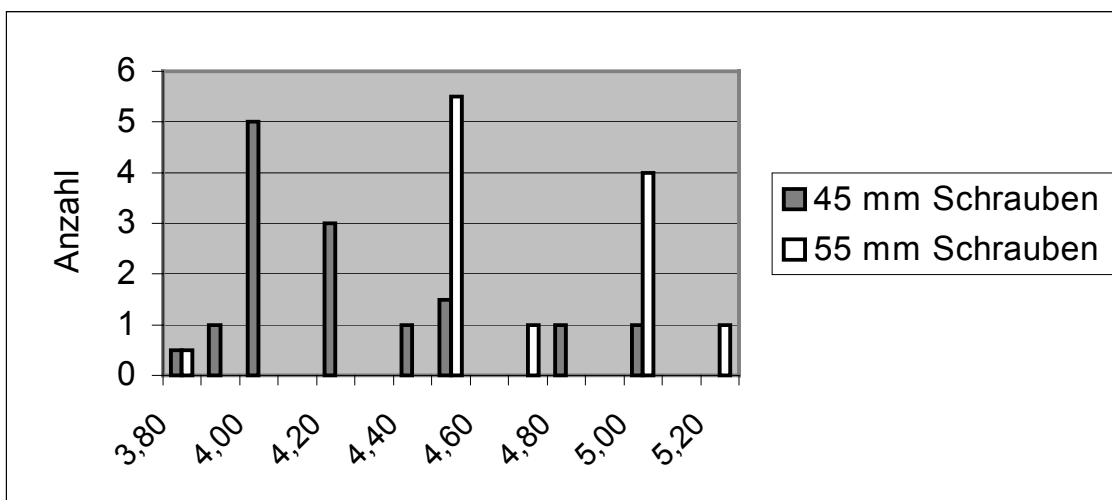


Abb. 12 : Strecke proximale Ulna zu Processus coronoideus

Aus den Diagrammen sind zum einen die Verteilung der Streckengrößen ersichtlich und zum anderen die jeweils verwendete Schraubenlänge. Man kann nur grob orientierend erkennen, dass bei der Strecke proximale Ulna zu Processus coronoideus kleiner 4,6 cm die 45 mm Schraube deutlich häufiger verwendet wurde und größer 4,6 mm die 55 mm Schraube. Trotzdem gibt es auch Ausnahmen. Bei der Strecke proximale Ulna zu Zangenmitte befindet sich die Grenze bei ca. 1,7-1,8 cm. Unterhalb findet die 45 mm Schraube und darüber die 55 mm Schraube mehr Anwendung. Auch hier gibt es Ausnahmen. Die Verteilung erscheint recht unregelmäßig, was eine starre Zuteilung der Schraubengröße erschwert.

3.2.6. Osteosynthese mit Schrauben aus boviner Knochenkompakta

Zuerst wurde die Osteotomie der Ulna durchgeführt. Mit der Bandsäge wurde eine quere Fraktur durch das Olekranon in Höhe Gelenkmitte gesetzt.

Zur eigentlichen Osteosynthese wurden die beiden Fragmente manuell wieder zusammengefügt und mit Hilfe von Backhausklemmen fixiert. Nun konnten zwei Kirschnerdrähte vom Durchmesser 2,0 mm vom proximalen Ende des Olekranon aus mit einem schrägen Verlauf zum Processus coronoideus eingebohrt werden. Dabei wurde auf einen parallelen Verlauf der beiden Drähte geachtet, und die Gelenkfläche durfte unter keinen Umständen beschädigt werden. Die Drähte dienten als Leitstruktur. Lagekorrekturen waren möglich, ohne gleich größere Löcher und Defekte zu erzeugen. Damit wurde eine optimale Lage der später einzusetzenden Schrauben garantiert. Der 3,4 mm starke Zuglochbohrer wurde auf die Drähte aufgesetzt, um die Kanäle auf 3,4 mm zu erweitern. Mit einem 4.8 mm Gewindeschneider konnten manuell die Gewinde

in die Bohrkanäle gedreht werden. Zuletzt wurde mit einem 4.8 mm Gleitlochbohrer die Kortikalis des proximalen Olekranon bis zu dem für die entsprechende Schraube ausgemessenen Gewindeanfang aufgebohrt. Jetzt konnten die der Länge nach passenden Knochenschrauben eingedreht werden. Die Schrauben wurden handfest angezogen.

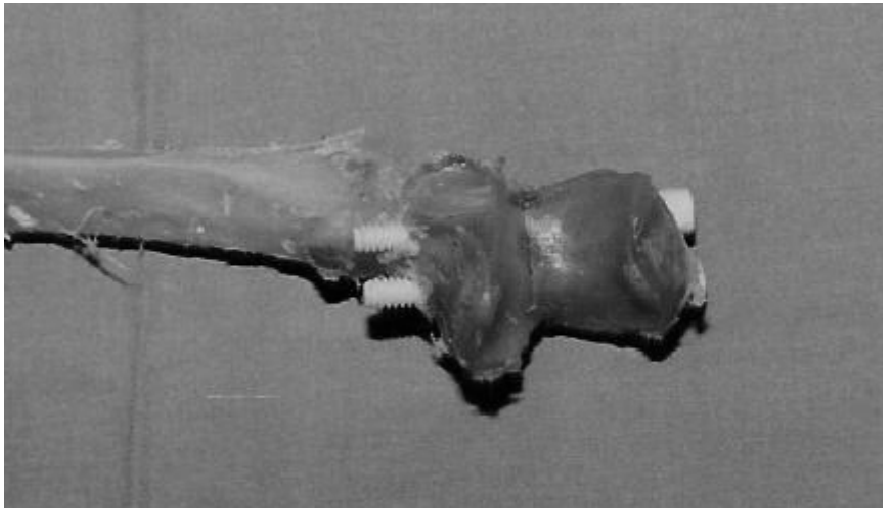


Abb. 7 : Osteosynthese mit zwei Schrauben aus boviner Knochenkompakta von oben betrachtet

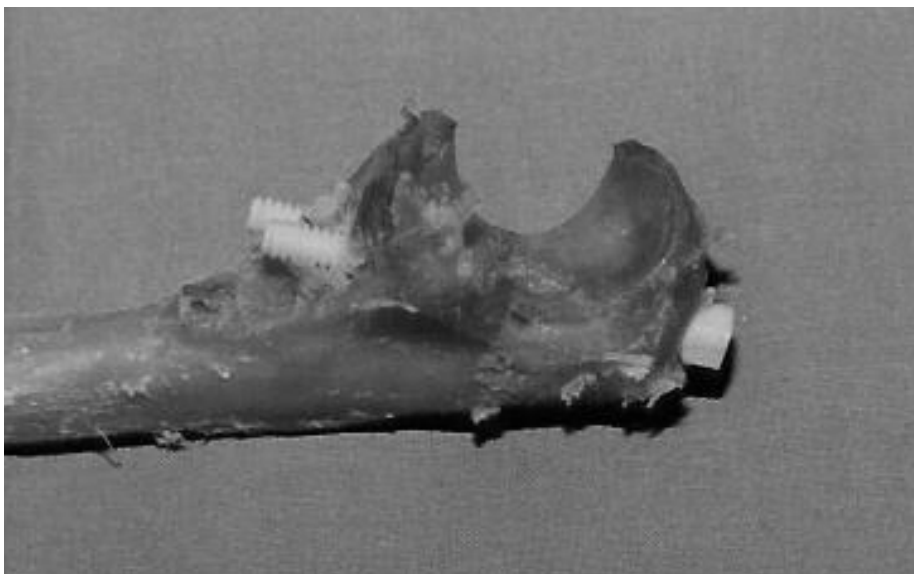


Abb. 8 : Osteosynthese mit zwei Schrauben aus boviner Knochenkompakta von seitlich betrachtet

3.2.7. Osteosynthese mit Schrauben aus boviner Knochenkompakta und PDS-Band

Bei der Zuggurtung der bovinen Knochenkompaktaschrauben mit dem 5 mm breiten PDS-Band wurde wie zuvor beschrieben verfahren. Zusätzlich wurde auf der dorsalen Seite der Ulna, distal der Fraktur, ein 1,5 mm breites Loch quer zum Schaft gebohrt. Es ist ca. 3 mm von der Außenkante und ca. 3 cm vom Frakturspalt entfernt. Durch dieses Loch wurde das PDS-Band geführt und anschließend in Form einer Acht um die noch nicht ganz eingedrehten Schrauben, jeweils mit einer ganzen Umrundung gelegt. Die beiden Enden des Bandes mussten unter starkem Zug verknotet werden, damit der Frakturspalt zusätzlich komprimiert wurde. Erst dann wurden die Schrauben komplett eingedreht und angezogen.

3.2.8. Osteosynthese mit 3,5 mm Metallschrauben

Bei der Osteosynthese mit den Metallschrauben wurde ähnlich verfahren. Zuerst wurde die künstliche Fraktur mit der Bandsäge durchgeführt. Danach erfolgte die Sondierung mit zwei 2,0 mm Kirschnerdrähten, in gleicher Position wie bei der Osteosynthese mit bovinen Schrauben. Anschließend wurden die Kanäle mit einem 2,5 mm Zuglochbohrer erweitert. Es erfolgte das Schneiden des Gewindes mit dem 3,5 mm Gewindeschneider über die gesamte Länge des Kanals. Zur Osteosynthese wurden die Frakturfragmente mit den entsprechenden Schrauben zusammengefügt. Auch hier wurden die Schrauben handfest angezogen.

3.2.9. Zuggurtungsosteosynthese mit Kirschner-Drähten und Rödeldraht

Nach der künstlichen Osteotomie wurden die Fragmente mit zwei Kirschnerdrähten der Dicke 1,8 mm zusammengefügt. Die Drähte verliefen parallel von proximal schräg bis in den Processus coronoideus. Durch ein an der dorsalen Schaftseite der Ulna gebohrten Lochs von 1,5 mm Durchmesser (Position wie bei PDS) wurde ein 1 mm starker Draht gezogen und über Kreuz in Form einer Acht gelegt. Ein Ende des Drahtes wurde um die Kirschnerdrähte gelegt. Die Enden trafen sich lateralseitig wieder und wurden mit einer Zange ineinander verdreht, bis ein entsprechend starker Zug auf den Frakturspalt erreicht wurde. Auf den anderen Schenkel des Drahtes wurde vorher noch eine kleine Schlinge gelegt, die mit 2 Windungen verdreht wurde, um einen gleichseitigen Zug auf die Fragmente zu erzeugen.



Abb. 9 : Osteosynthese mit zwei Kirschner-Drähten und Achterschlinge

3.2.10. Prüfverfahren

Mit Hilfe der Universalprüfmaschine Frank® wurden die osteosynthetisch versorgten Olekranonpaare eines Individuums im Seitenvergleich getestet.

In dem Metalltopf der Haltevorrichtung befand sich als Gelenkgegenstück zum Olekranon, die Trochlea des distalen Humerusknochens. Die Trochlea war umgedreht in Technovit®, einer schnellhärtenden Zwei-Komponenten Kunststoffmasse, senkrecht eingegossen. Als Hypomochlion dienend wurde auf die Trochlea die Gelenkfläche des Olekranon aufgelegt. Mittels eines 2,5 mm starken Kirschnerdrahtes, der durch die proximale Olekranonspitze gebohrt wurde, konnte die Ulna mit zwei Haltearmen an der Haltevorrichtung fixiert werden. Diese Fixierung imitierte den Ansatz der Trizepssehne. Die Ulna musste horizontal, also bei einer Beugung von 90° im Gelenk, eingestellt sein. In einem Abstand von 70 mm vom Gelenkdrehpunkt zur Mitte des Druckstempels wurde dieser von oben an die Ulna angenähert. Nach Überprüfung des Aufbaus und der Einstellungen konnte der Versuch gestartet werden. Dazu fuhr die Brücke mit dem Druckstempel mit einer konstanten Geschwindigkeit von 10 mm pro Minute weiter herunter. Mit Berührung der Ulna begann die Belastung auf die Osteosynthese sowie die Aufzeichnung einer Kraft/Weg Strecke auf dem Computer. Charakteristische Parameter wie Materialbruch oder Knochenversagen wurden registriert, ebenso wie Maximalbelastung und die Werte bei einer definierten Spaltbildung. Ebenso wurden die Belastungswerte bei bestimmten Druckstrecken gemessen (1,2,4,8,12 mm). Der Versuch wurde bis zum Erlangen der Maximalbelastung durchgeführt, auch wenn ein Kriterium für Osteosyntheseversagen schon erreicht war.



Abb. 10 : Versuchsaufbau zum Belastungsveruch

Kriterien für Osteosyntheseversagen:

- Frakturspalt ≥ 2 mm
- Bruch oder Erweichen des Knochens
- Bruch/Versagen des Osteosynthesematerials
- Gewindeausriss

Die Spaltbildung wurde genauestens verfolgt und bei Erreichen eines 2 mm Spalts wurde der entsprechende Wert in der Kraft/Dehnungskurve registriert. Nach Erreichen einer Maximalbelastung wurde der Versuch beendet und die Daten konnten in dem Frank-Prüfprogramm gespeichert werden. Um eine bessere Auswertung zu gewährleisten, mussten die Dateien in Microsoft-Excel® umformatiert werden. Zu jedem Versuch wurde ein Prüfprotokoll angelegt, um alle Daten und Besonderheiten zu dokumentieren.

3.3. Datenermittlung

3.3.1. Ermittlung der Testwerte

Bei den o.g. Versuchen wurden folgende Testwerte ermittelt:

F _{max}	-	maximale Bruchkraft in Newton
F _{2mm}	-	Kraft bei 2 mm Spalt
S _{max}	-	maximale Durchbiegung in Millimeter
d	-	Durchbiegung von 0,2 mm
F _{0,2}	-	Kraft in Newton bei einer Durchbiegung von 0,2 mm
F _{max-scher}	-	maximale Scherkraft in Newton
D _{max}	-	maximales Drehmoment in Newtonmeter

3.3.2. Berechnung von biomechanischen Parametern

Mit Hilfe der Testwerte konnten nun das Elastizitätsmodul (N/mm²), die Biegefestigkeit (N/mm²), die Scherfestigkeit (N/mm²) und das Drehmoment (Nm) berechnet werden:

$$\text{E-Modul} = \frac{4 \times L^3 \times F}{3 \times \pi \times D^4 \times d} \quad \text{Biegefestigkeit} = \frac{8 \times F_{\text{max}} \times L}{\pi \times D^3}$$

$$\text{Scherfestigkeit} = \frac{F_{\text{max-scher}}}{\pi \times (D/2)^2} \quad \text{Drehmoment} = F \times s$$

L = Prüfstützweite zwischen den Auflagen

D = Durchmesser des Testkörpers

d = Durchbiegung von 0,2 mm

F/d = Quotient aus Kraft und Durchbiegung bei d = 0,2 mm

s = Strecke in m

3.3.3. Statistik

Von den Testwerten und berechneten Werten konnten verschiedene statistische Werte ermittelt werden:

Der **Mittelwert** (\bar{x}) ist die Summe der Messwerte einer Variablen x , geteilt durch deren Anzahl.

Der **Median** (M) ist die mittlere Zahl einer der Größe nach geordneten Zahlenreihe.

Die **Standardabweichung** (S) einer Normalverteilung beschreibt den Bereich um einen Mittelwert $\bar{x} \pm S$, in dem 68% aller Messwerte liegen.

Das **Konfidenzintervall** (**Ci 95%**) des Mittelwertes beschreibt einen Bereich, in dem mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$ (5%) und einer Konfidenzwahrscheinlichkeit von 95% der Mittelwert der Grundgesamtheit liegt.

Das **Maximum** (**Max**) und **Minimum** (**Min**) ist der jeweils größte und kleinste Messwert einer Messreihe.

Statistische Auswertung:

Die erforderlichen statistischen Daten für Biege-, Scher- und Torsionsversuch konnten mit der Software Microsoft Excel® berechnet werden. Bei den Testreihen der Belastungsversuche erfolgte die statistische Berechnung über SigmaStat by SPSS®. Zur Anwendung kamen Tests auf Normalverteilung nach Kolmogorov, Students T-Test und der Wilcoxon-Test.

4. Ergebnisse

4.1. Drei-Punkt-Biegeversuch mit acetonbehandelten 3x60mm

Stiften aus boviner Knochenkompakta

Die hergestellten Stifte wurden vor den Tests auf Mängel wie Haarrisse und Unregelmäßigkeiten untersucht. Zur Verwendung kamen insgesamt 15 Stifte von drei verschiedenen Rindern, von denen später auch die Schrauben gewonnen wurden. Die Stifte sind acetonbehandelt und die Festigkeitswerte wurden in einem Drei-Punkt-Biegeversuch nach Din 53457 ermittelt. Hier die gemessenen und berechneten Werte:

	Bruchkraft in Newton			
	Rind A ,n=7	Rind B ,n=4	Rind C, n=4	Gesamt,n=15
Mittelwert	66,09	61,91	60,58	63,51
Median	69,13	60,38	58,61	60,68
STABW	13,37	7,11	11,37	11,73
Konfi-Int.95%	56,19-75,99	54,95-68,87	49,44-71,72	57,58-69,44
Min.	47,72	53,61	47,13	47,13
Max.	80,52	73,25	77,96	80,52

Tab. 5 : Bruchkraft der 60 mm Stifte nach Drei-Punkt-Biegeversuch

Von den 15 getesteten Stiften entstammen sieben von Rind A und jeweils vier von Rind B und C. Der Mittelwert beträgt von A nach C 66,09 N; 61,91 N und 60,58 N, bei einem Gesamt-Mittelwert von 63,51 N.

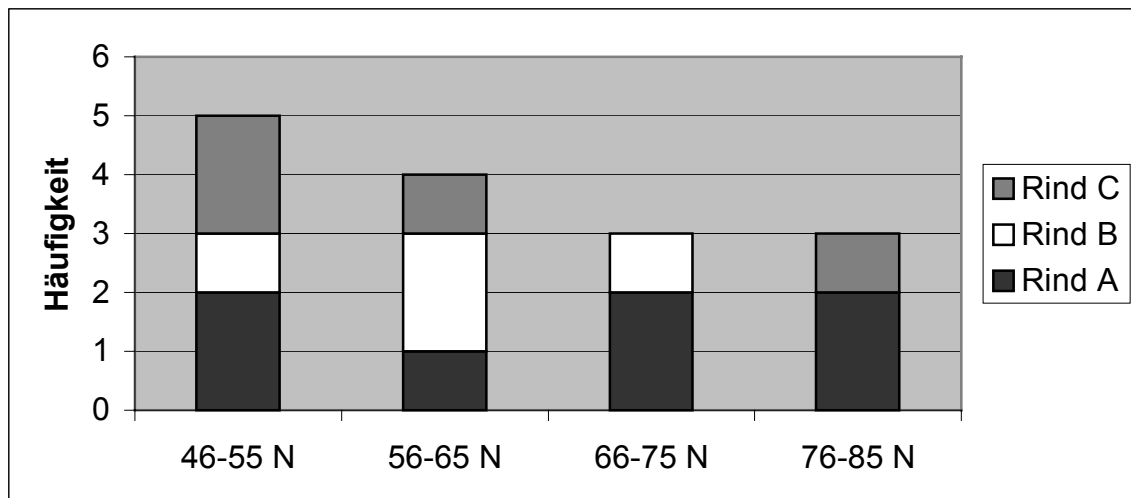


Abb. 13 : Häufigkeitsverteilung der Bruchkraft von 15 Stiften von drei verschiedenen Rindern

Die oben dargestellte Abbildung stellt die Häufigkeitsverteilung der Bruchkraft der 15 Stifte dar. Die Einteilung fand in vier Kategorien a 10 Newton Breite statt.

	Bruchkraft	Durchbiegung bei Bruch	Biegefestigkeit	E-Modul
	(N)	(mm)	(N/mm ²)	(N/mm ²)
Mittelwert	63,51	2,16	287,51	21963,95
Median	60,68	1,92	274,7	23327,89
STABW	11,73	0,63	53,1	2959,78
Konfi-Int.95%	57,58-69,44	1,84-2,48	260,66-314,36	20466,13- 23461,77
Min.	47,13	1,38	213,36	15358,7
Max.	80,52	3,43	372,5	25617,2

Tab. 6 : Festigkeitswerte der 60 mm Stifte nach Drei-Punkt-Biegeversuch

Bruchkraft:

Die 15 getesteten Stifte ergaben im Durchschnitt eine Bruchkraft von 63,51 Newton bei einem Median von 60,68 N und einer Standardabweichung von 11,73 N. Die Werte sind normalverteilt. Der kleinste gemessene Wert betrug 47,13 N und der Größte 80,52N.

Durchbiegung bei Bruch:

Im Mittel war die Durchbiegung 2,16 mm, bei einer Standardabweichung von 0,63 mm. Der Median ergab 1,92 mm. Es wurden Werte zwischen 1,38 und 3,43 mm gemessen.

Biegefestigkeit:

Durchschnittlich 287,51 N/mm² Biegefestigkeit ergaben die Stifte. Die Standardabweichung dabei betrug 53,1 N/mm² und der Median 274,7 N/mm². Der minimale Wert lag bei 213,36 N/mm² und der maximale bei 372,5 N/mm².

Elastizitätsmodul:

Beim E-Modul war der Mittelwert 21963,95 N/mm², der Median 23327,89 N/mm² und die Standardabweichung 2959,78 N/mm². Alle Werte lagen zwischen 15358,7 und 25617,2 N/mm².

4.2. Eigenschaften von 4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta

Die 4,8 mm Schrauben entstammten den Spenderknochen der Rinder, von denen auch die Stifte gewonnen wurden. Die auf der Drehbank hergestellten Schrauben wurden ebenfalls acetonbehandelt. Bevor sie zur Osteosynthese verwendet wurden, wurde ein Teil von ihnen zu Festigkeits- und Eigenschaftsuntersuchungen herangezogen. Dabei handelt es sich um einen Drei-Punkt-Biegeversuch, einen Scherversuch und einen Torsionsversuch.

4.2.1. Drei-Punkt-Biege Versuch an acetonbehandelten 4,8 mm Kompaktaschrauben

Es wurden 10 Schrauben getestet:

Anzahl	Bruchkraft	Durchbiegung	Biegefestigkeit	E-Modul
n=10	(N)	(mm)	(N/mm ²)	(N/mm ²)
Mittelwert	136,49	1,06	150,85	12876,3
STABW	17,79	0,29	19,66	2041,29
Median	132,56	1,08	146,51	12938,2
Min	101,14	0,59	111,8	9117,8
Max	165,16	1,52	182,5	15370,2

Tab. 7 : Festigkeitswerte von 4,8 x 55 mm Schrauben nach Drei-Punkt-Biegeversuch

Bruchfestigkeit:

Die 10 getesteten Schrauben hatten im Durchschnitt eine Bruchkraft von 136,49 N. Die Daten sind normalverteilt. Die Standardabweichung betrug 17,79 N und der Median 132,56 N. Die geringste Kraft lag bei 101,14 N und die Größte bei 165,16 N.

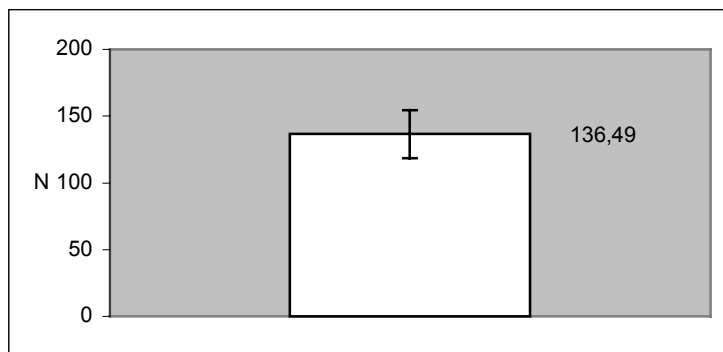


Abb. 14 : Durchschnittliche Bruchkraft in Newton

Maximale Durchbiegung:

Beim Bruch wurde eine maximale Durchbiegung von im Durchschnitt $1,06 \text{ mm} \pm 0,29 \text{ mm}$ gemessen, bei einem Minimum von $0,59 \text{ mm}$ und einem Maximum von $1,52 \text{ mm}$. Der Median lag mit $1,08 \text{ mm}$ nahe dem Mittelwert.

Biegefestigkeit:

Die mittlere Biegefestigkeit ergab $150,85 \pm 19,66 \text{ N/mm}^2$, bei einem Median von $146,51 \text{ N/mm}^2$. Minimum und Maximum waren dabei $111,8$ und $182,5 \text{ N/mm}^2$.

Elastizitätsmodul:

Das E-Modul errechnete sich auf durchschnittlich $12876,3 \pm 2041,29 \text{ N/mm}^2$. Kleinster und größter Wert betragen $9117,8$ und $15370,2 \text{ N/mm}^2$.

4.2.2. Scherversuch an 4,8 mm Kompaktaschrauben

Der Scherversuch wurde zum einen am 4,8 mm massivem Schraubenschaft und zum anderen am 3,4 mm starken Gewindekern gemessen. Die Prüfgeschwindigkeit betrug konstant 2 mm/min . Auch hier entstammten die Proben den drei Spenderrindern.

Anzahl	Scherkraft	Scherfestigkeit
n=9	(N)	(N/mm ²)
Mittelwert	1625,4	89,8
STABW	195,33	10,79
Median	1676,4	92,6
Min	1231,37	68,0
Max	1984,53	109,7

Tab. 8 : Festigkeitswerte bei 4,8 mm massivem Schaft

Scherkraft:

Der Mittelwert lag bei $1625,4 \text{ Newton}$ bei einer Standardabweichung von $195,33 \text{ N}$. Der Median mit $1676,4 \text{ N}$ wich doch etwas vom Mittelwert ab. Kleinster und größter gemessener Wert waren $1231,37 \text{ N}$ und $1984,53 \text{ N}$.

Scherfestigkeit:

Durchschnittlich betrug die Scherfestigkeit $89,8 \text{ N/mm}^2$ mit einer Standardabweichung von $10,79$. Der Median war mit $92,6 \text{ N/mm}^2$ nahe dem Mittelwert. Die kleinste Scherfestigkeit betrug 68 und die größte Scherfestigkeit $109,7 \text{ N/mm}^2$.

Anzahl	Scherkraft	Scherfestigkeit
n=7	(N)	(N/mm ²)
Mittelwert	900,1	99,1
STABW	214,73	23,65
Median	915,4	100,8
Min	548,52	60,4
Max	1245,1	137,1

Tab. 9 :Festigkeitswerte bei 3,4 mm Gewindekern

Scherkraft:

Die mittlere Scherkraft war $900,1 \text{ N}$ bei einer Standardabweichung von $214,73 \text{ N}$ und einem Median von $915,4 \text{ N}$. Minimal wurde $548,52 \text{ N}$ und maximal $1245,1 \text{ N}$ erreicht.

Scherfestigkeit:

Der Mittelwert mit $99,1 \text{ N}$ und der Median mit $100,8 \text{ N}$ lagen sehr eng beieinander. Die Standardabweichung betug $23,65 \text{ N}$, der kleinste Wert $60,4 \text{ N}$ und der grösste $137,1 \text{ N}$.

Scherkräfte von massivem Gewinde 4,8 mm versus Gewindekern 3,4 mm:

Die absolute Scherkraft war im Durchschnitt bei den $4,8 \text{ mm}$ Schäften $1625,45 \text{ N}$ und liegt damit um ca.80% höher als bei den $3,4 \text{ mm}$ Gewindekernproben, die im Mittel $900,1 \text{ N}$ ergaben.

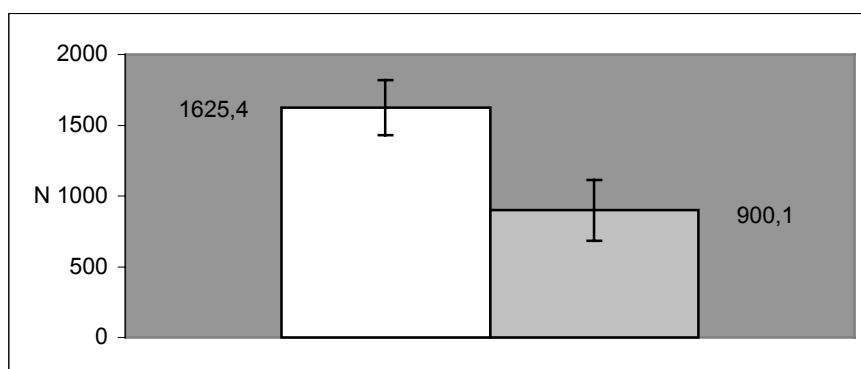


Abb. 15 : Durchschnittliche Scherkräfte in Newton von $4,8 \text{ mm}$ Schraubenschaft (weiß) und $3,4 \text{ mm}$ Gewindekern (grau)

Die durchschnittliche Scherfestigkeit als Maß zum direkten Vergleich ergab bei den massiven Schäften eine um 9,3 N/mm² geringere Festigkeit (89,8 N/mm²) als bei den Gewindekernschäften (99,1 N/mm²).

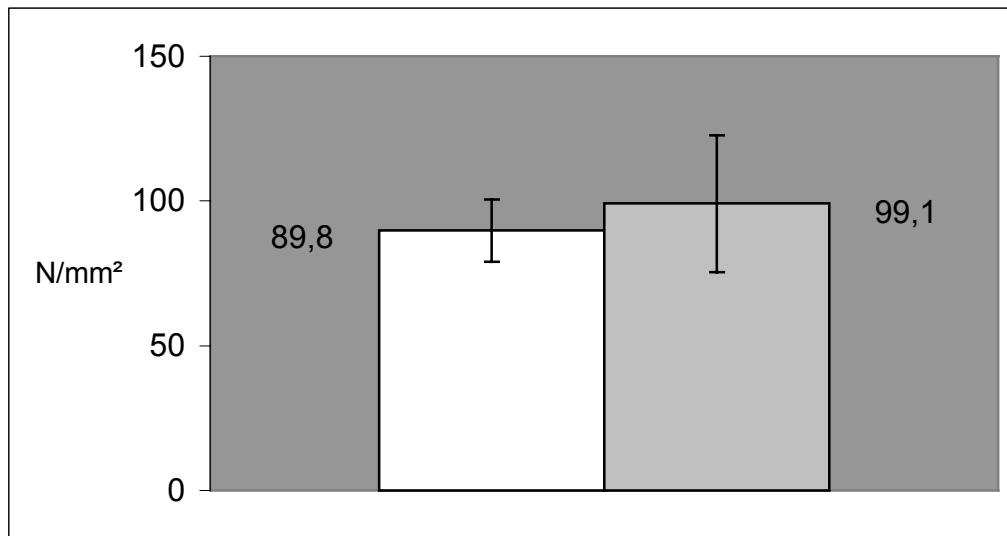


Abb. 16 : Durchschnittliche Scherfestigkeit in N/mm² bei 4,8 mm Schraubenschaft (weiß) und 3,4mm Gewindekern (grau)

4.2.3. Torsionsversuch an 4,8 mm Kompaktaschrauben

An neun Schrauben wurde der Torsions-Versuch durchgeführt und das Drehmoment in Nm ermittelt. Davon waren vier Schrauben 45mm lang und 5 Schrauben 55mm lang. Die Schrauben entstammen auch den drei o.g. Rindern.

Anzahl	Drehmoment
n=9	Nm
Mittelwert	0,76
STABW	0,07
Median	0,78
Min	0,63
Max	0,84

Tab. 10 : Drehmoment bei Torsionsveruch an 4,8 mm Schrauben

Drehmoment:

Der Median von 0,78 Nm lag sehr nah am Mittelwert von 0,76 Nm. Die Standardabweichung betrug 0,07 Nm, das kleinste gemessene Drehmoment war 0,63Nm und das größte Drehmoment 0,84 Nm. Die erzielten Drehmomente waren unabhängig von der Schraubenlänge.

Von den neun getesteten Schrauben brachen bei Torsion fünf direkt am Gewindeanfang und vier im Verlauf des Gewindes. Die Verteilung auf die Schraubenlänge war gleichmäßig.

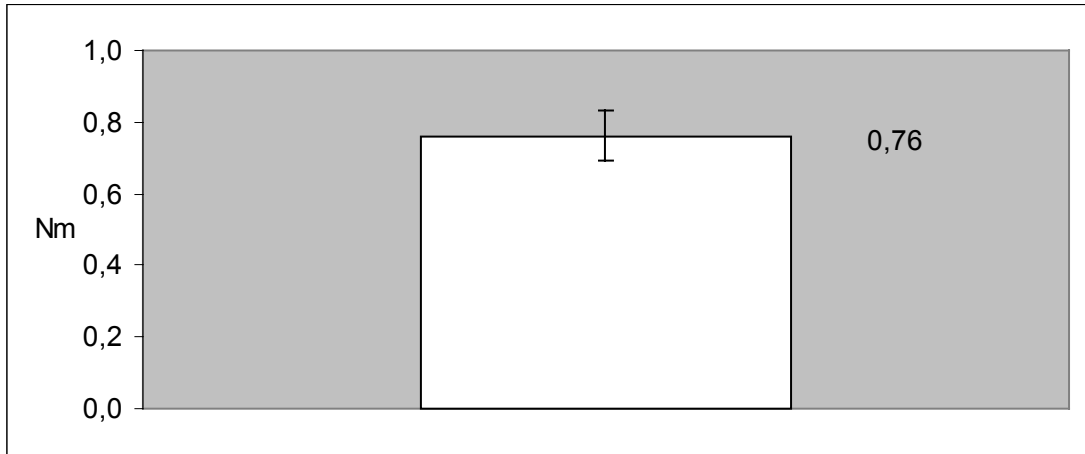


Abb. 17 : Drehmoment im Mittel in Nm bei Torsionsversuch an 4,8 x 55 mm Kompaktaschrauben

4.3. Stabilitätsuntersuchungen der Olekranonosteosynthese mit 3,5 mm Metallschrauben versus 4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta

Für diese Untersuchung wurden 15 Ulna-Paare verwendet. Von den Osteosynthesen mit bovinen Knochenschrauben wurden 5 an der linken Ulna und 10 an der rechten Ulna durchgeführt.

Die Erfüllung mindestens eines der folgenden Kriterien führt zum Osteosyntheseversagen:

- Erreichen eines 2 mm breiten Frakturspaltes
- Bruch des Osteosynthesematerials
- Bruch oder Erweichen des Knochens
- Gewindeausriss

Erläuterung an einem Beispiel:

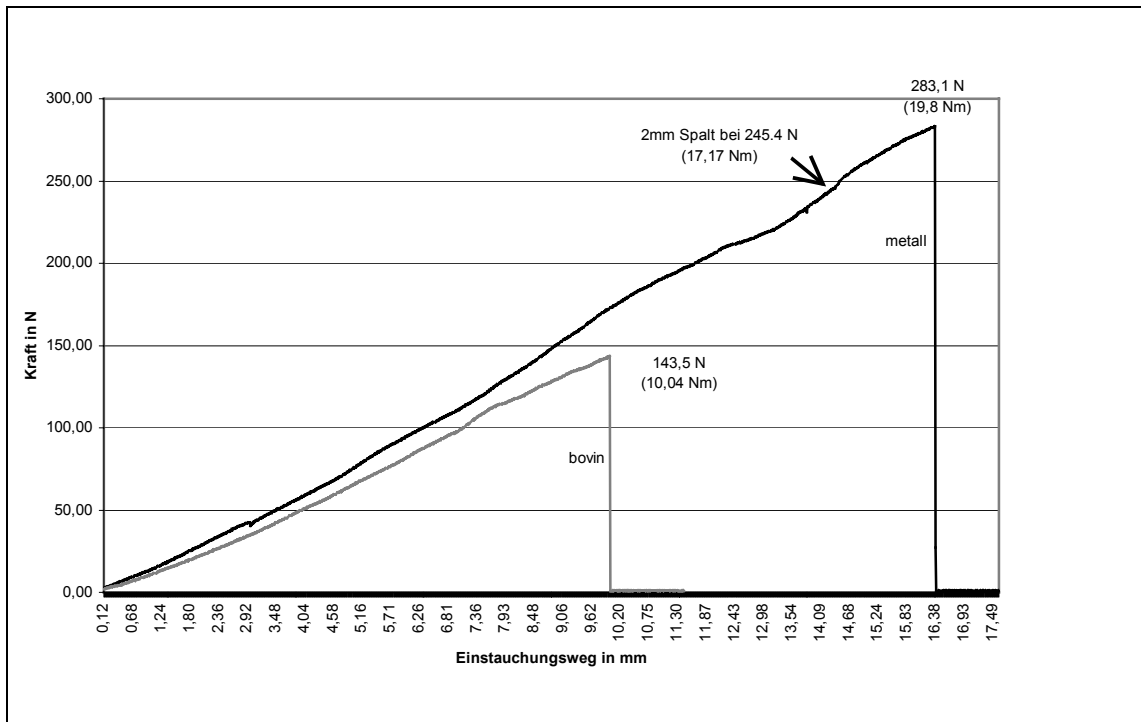


Abb. 18 :

Bei der Osteosynthese mit bovinen Knochenschrauben erkennt man unter zunehmender Belastung einen kontinuierlichen Kraftanstieg bei zunehmender Druckstrecke. Bei 143,5 N (10,04 Nm) kam es zum Versagen der Osteosynthese durch einen Doppelschraubenbruch, jeweils am Gewindeanfang. Ein 2 mm Spalt wurde nicht erreicht.

Bei dem Belastungsversuch der Metallschraubenosteosynthese zeigte sich ebenfalls ein kontinuierlicher Kraftanstieg bei zunehmender Druckstrecke. Allerdings war hier das Osteosyntheseversagen durch das Erreichen eines 2 mm Spalts bei 245,4 N (17,17 Nm) bestimmt. Die Fortführung des Versuchs brachte eine Zerspaltung des Knochens in der Ebene der Metallschrauben bei F_{max} 283,1 N (19,8 Nm).



Abb. 19 : Osteosynthese mit zwei bovinen Kompaktaschrauben unter Belastung



Abb. 20 : Osteosynthese mit zwei Metallschrauben nach Belastung

Bei der Auswertung der 15 Versuche hinsichtlich Osteosyntheseversagen ergaben sich folgende Ergebnisse:

Bei den Osteosynthesen mit bovinen Kompaktaschrauben versagten 12 durch Schraubenbrüche, davon 8 durch Doppelschraubenbrüche, 3 mal brachen die Schrauben nacheinander, einmal brach nur eine Schraube und die andere wurde aus dem Gewinde gerissen. Von diesen nun insgesamt 23 zerbrochenen Schrauben brachen 19 am Übergang vom Schaft zum Gewinde und 4 im Schaftbereich.

Bei 2 Osteosynthesen kam es zum Erreichen des 2 mm Spalts und bei nur einer zum Gewindeaussriss beider Schrauben.

Das Osteosyntheseversagen bei der Verwendung von Metallschrauben verteilte sich ganz anders:

11 Osteosynthesen erreichten einen 2 mm Spalt und konnten noch darüber hinaus belastet werden. Bei 3 Versuchen kam es zum Knochenbruch der Ulna in Schraubenebene und bei einem Versuch kam es zu keinem Versagen, da nach Erreichen eines Maximalwertes die Haltevorrichtung nachgab und somit keine Kraftzunahme mehr zu erzielen war.

4.3.1. Datenauswertung bei Osteosynthese-Versagen (Metallschrauben versus Kompaktaschrauben)

Kategorie	Osteosynthese mit:	
	3,5 mm Metallschrauben	4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta
Versagen in Nm (Drehmoment)		
Mittelwert	15,107	7,016
Median	14,54	5,37
Standardabweichung	6,99	3,67
Minimum	4,96	2,82
Maximum	28,64	15,19

Tab. 11: Osteosyntheseversagen von Osteosynthesen mit Metallschrauben und Schrauben aus boviner Kompakta

Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov:

Beide Gruppen sind normalverteilt. Bei den Osteosynthesen mit Metallschrauben ist die Signifikanz $p = 0,200$ und damit größer als 0,05. Die Normalverteilung ist damit

bewiesen. Die Osteosynthesen mit bovinen Kompaktaschrauben haben bei diesem Test eine Signifikanz von $p = 0,085$. Somit liegt eine Normalverteilung vor. Die statistische Auswertung kann mit dem T-Test für verbundene Stichproben erfolgen.

T-Test für paarige Stichproben

Gepaarte Differenzen:	
Mittelwert	8,0913
Standardabweichung	7,0573
Standardfehler des Mittelwertes	1,8222
95% Konfidenzintervall der Differenz	4,1832 – 11,9995

Die Prüfgröße beträgt: $t = 4,440$, bei einem Freiheitsgrad von $\nu = 14$ und einem $p < 0,001$. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegt der kritische t-Wert bei 2,15. $t\text{-krit.} = 2,15 < t = 4,440$. t ist größer als $t\text{-krit.}$, damit kann die Alternativhypothese angenommen werden.

Der T-Test in der Kategorie Osteosyntheseversagen ergibt bei einem $p < 0,05$ einen **signifikanten Unterschied** zwischen den beiden Verfahren (Metallschrauben gegen Kompaktaschrauben) hinsichtlich des Drehmomentes bei Osteosyntheseversagen.

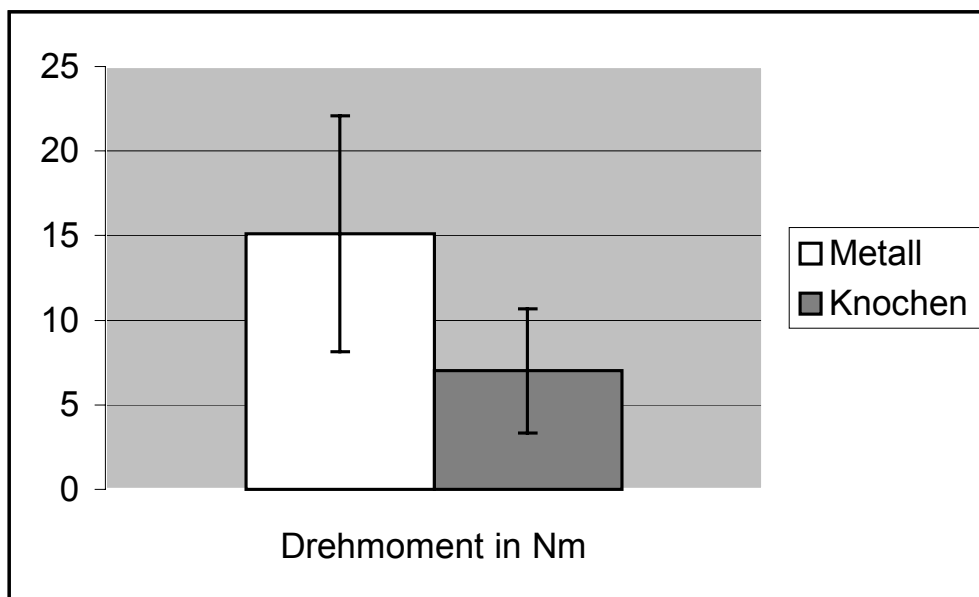


Abb. 21: Mittelwerte und Standardabweichung bei **Osteosyntheseversagen** (Metallschrauben versus Kompaktaschrauben)

4.3.2. Datenauswertung bei unterschiedlichen Druckstrecken (Metallschrauben versus Kompaktaschrauben)

Datenauswertung bei einer Druckstrecke von 1 mm

Kategorie	Osteosynthese mit:	
	3,5 mm Metallschrauben	4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta
Einstauchtiefe 1mm in Nm (Drehmoment)		
Mittelwert	0,73	0,68
Median	0,85	0,55
Standardabweichung	0,316	0,452
Minimum	0,03	0,17
Maximum	1,16	1,68

Tab. 12 : Deskriptive Datenanalyse bei einer Druckstrecke von 1 mm

Der Test auf Normalverteilung ist bestanden: $p = 0,021$. Somit kann die statistische Auswertung der beiden Versuchsreihen mit dem T-Test für paarige Stichproben durchgeführt werden.

T-Test für paarige Stichproben:

Gepaarte Differenzen:	
Mittelwert	0,0493
Standardabweichung	0,618
Standardfehler des Mittelwertes	0,160
95% Konfidenzintervall der Differenz	-0,293 – 0,392

Die Prüfgröße beträgt: $t = 0,309$, bei einem Freiheitsgrad von $v = 14$ und einem $p = 0,762$. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegt der kritische t-Wert bei 2,15. $t\text{-krit.} = 2,15 > t = 0,309$. t ist kleiner als $t\text{-krit.}$, damit kann die Nullhypothese angenommen werden.

Der T-Test in der Kategorie Eintauchtiefe 1 mm ergibt bei einem $p > 0,05$ **keinen signifikanten Unterschied** zwischen den beiden Verfahren (Metallschrauben gegen Kompaktaschrauben) hinsichtlich des Drehmomentes.

Datenauswertung bei einer Druckstrecke von 2 mm

Kategorie	Osteosynthese mit:	
	3,5 mm Metallschrauben	4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta
Eintauchtiefe 2mm in Nm (Drehmoment)		
Mittelwert	1,46	1,33
Median	1,51	1,07
Standardabweichung	0,41	0,79
Minimum	0,65	0,33
Maximum	2,23	2,98

Tab. 13 : Deskriptive Datenanalyse bei einer Druckstrecke von 2 mm

Der Test auf Normalverteilung ist nicht bestanden: $p = 0,004$.

Deshalb muss die Auswertung der beiden Versuchsreihen mit dem Wilcoxon-Test durchgeführt werden.

Wilcoxon-Test für paarige Stichproben:

Die Summierung aller Rangwerte mit positivem Vorzeichen ergibt: $R+ = 74$

Die Summierung aller Rangwerte mit negativem Vorzeichen ergibt: $R- = 46$

Der kleinere R-Wert ist die Prüfgröße, somit ist das $R(\text{prüf}) = 46$

Im Vergleich mit der T-Prüftabelle für den Wilcoxon-Test gilt folgendes:

$R(\text{prüf}) 46 > T(\text{tabelle}) 25$, bei $n = 15$ und $\alpha = 5\%$

Somit besteht **keine Signifikanz** zwischen den Stichproben.

Der Wilcoxon-Test in der Kategorie Druckstrecke 2 mm ergibt bei einem $p > 0,05$ keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Verfahren (Metallschrauben gegen Kompaktaschrauben) hinsichtlich des Drehmomentes.

Datenauswertung bei einer Druckstrecke von 4 mm

Kategorie	Osteosynthese mit:	
Eintauchtiefe 4mm in Nm (Drehmoment)	3,5 mm Metallschrauben	4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta
Mittelwert	3,15	2,65
Median	3,12	2,46
Standardabweichung	0,59	1,61
Minimum	2,2	0,69
Maximum	4,32	6,27

Tab. 14 : Deskriptive Datenanalyse bei einer Druckstrecke von 4 mm

Der Test auf Normalverteilung ist bestanden: $p = 0,092$. Somit kann die statistische Auswertung der beiden Versuchsreihen mit dem T-Test für paarige Stichproben stattfinden.

T-Test für paarige Stichproben:

Gepaarte Differenzen:	
Mittelwert	0,498
Standardabweichung	1,715
Standardfehler des Mittelwertes	0,443
95% Konfidenzintervall der Differenz	-0,452 – 1,448

Die Prüfgröße beträgt: $t = 1,125$, bei einem Freiheitsgrad von $v = 14$ und einem $p = 0,280$. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegt der kritische t-Wert bei 2,15. $t\text{-krit.} = 2,15 > t = 1,125$. t ist kleiner als $t\text{-krit.}$, damit kann die Nullhypothese angenommen werden.

Der T-Test in der Kategorie Druckstrecke 4 mm ergibt bei einem $p > 0,05$ **keinen signifikanten Unterschied** zwischen den beiden Verfahren (Metallschrauben gegen Kompaktaschrauben) hinsichtlich des Drehmomentes.

Datenauswertung bei einer Druckstrecke von 8 mm

Kategorie	Osteosynthese mit:	
Eintauchtiefe 8mm in Nm (Drehmoment)	3,5 mm Metallschrauben	4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta
Mittelwert	7,05	4,89
Median	6,61	4,98
Standardabweichung	2,40	3,07
Minimum	3,42	1,29
Maximum	11,16	13,05

Tab. 15 : Deskriptive Datenanalyse bei einer Druckstrecke von 8 mm

Der Test auf Normalverteilung ist bestanden: $p > 0,092$. Somit kann die statistische Auswertung der beiden Versuchsreihen mit dem T-Test für paarige Stichproben stattfinden.

T-Test für paarige Stichproben:

Gepaarte Differenzen:	
Mittelwert	2,151
Standardabweichung	3,467
Standardfehler des Mittelwertes	0,895
95% Konfidenzintervall der Differenz	0,231 – 4,07

Die Prüfgröße beträgt: $t = 2,403$, bei einem Freiheitsgrad von $v = 14$ und einem $p = 0,031$. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegt der kritische t-Wert bei 2,15. $t\text{-krit.} = 2,15 > t = 2,403$. t ist größer als $t\text{-krit.}$, damit muss die Nullhypothese verworfen werden und die Alternativhypothese angenommen werden.

Der T-Test in der Kategorie Druckstrecke 8 mm ergibt bei einem $p < 0,05$ einen **signifikanten Unterschied** zwischen den beiden Verfahren (Metallschrauben gegen Kompaktaschrauben) hinsichtlich des Drehmomentes.

Datenauswertung bei einer Druckstrecke von 12 mm

Kategorie	Osteosynthese mit:	
Eintauchtiefe 12mm in Nm (Drehmoment)	3,5 mm Metallschrauben	4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta
Mittelwert	11,55	6,11
Median	9,55	4,98
Standardabweichung	5,82	3,89
Minimum	4,22	1,39
Maximum	23,93	15,19

Tab. 16 : Deskriptive Datenanalyse bei einer Druckstrecke von 12 mm

Der Test auf Normalverteilung ist bestanden: $p = 0,015$. Somit kann die statistische Auswertung der beiden Versuchsreihen mit dem T-Test für paarige Stichproben stattfinden.

T-Test für paarige Stichproben:

Gepaarte Differenzen:	
Mittelwert	5,439
Standardabweichung	6,878
Standardfehler des Mittelwertes	1,776
95% Konfidenzintervall der Differenz	1,630 – 9,248

Die Prüfgröße beträgt: $t = 3,063$, bei einem Freiheitsgrad von $v = 14$ und einem $p = 0,008$. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegt der kritische t-Wert bei 2,15. $t\text{-krit.} = 2,15 < t = 3,063$. t ist größer als $t\text{-krit.}$, damit muss die Nullhypothese verworfen werden und die Alternativhypothese angenommen werden.

Der T-Test in der Kategorie Druckstrecke 12 mm ergibt bei einem $p < 0,05$ einen **signifikanten Unterschied** zwischen den beiden Verfahren (Metallschrauben gegen Kompaktaschrauben) hinsichtlich des Drehmomentes.

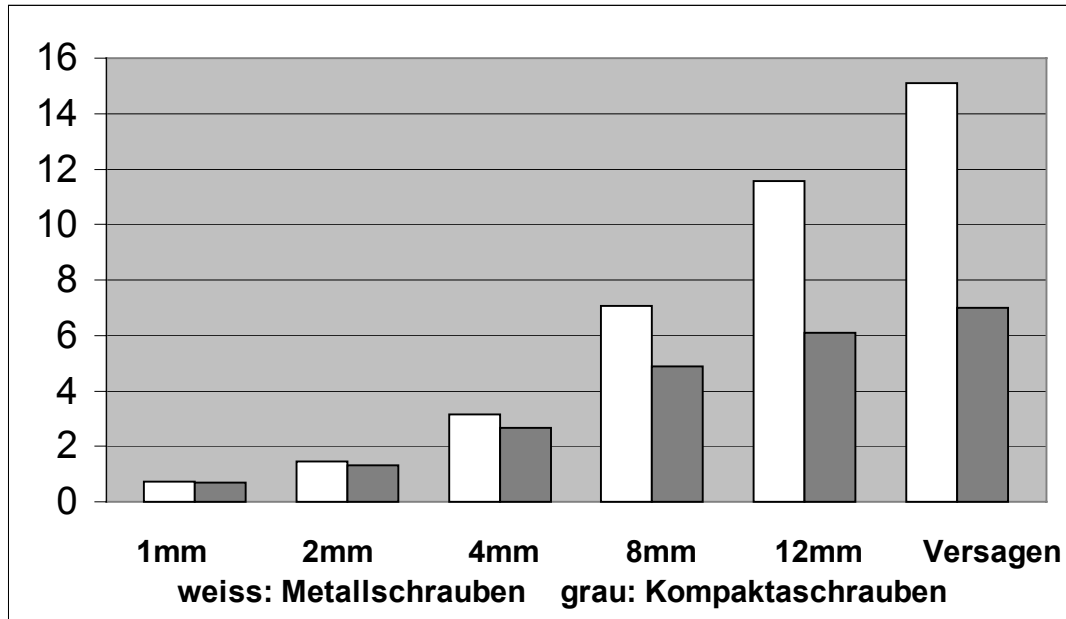


Abb. 22 : Mittlere Drehmomente in Nm bei unterschiedlichen Druckstrecken und Osteosyntheseversagen im Vergleich (Metallschrauben versus Kompaktaschrauben)

Das Diagramm erlaubt eine Gegenüberstellung der mittleren Drehmomente in den einzelnen Kategorien. In den ersten drei Kategorien hat sich statistisch kein signifikanter Unterschied ergeben, lediglich ein Unterschied zwischen den Absolutwerten, wobei die Osteosynthese mit Knochenschrauben immer etwas schwächer war: 1 mm um 6,8 %; 2 mm um 8,9 % und 4 mm um 15,8 %.

Die Kategorien 8 mm, 12 mm und Versagen ergaben statistisch einen signifikanten Unterschied. Die Absolutwerte in Relation gesetzt ergaben in allen drei Kategorien eine deutlich schwächere Stabilität bei der Osteosynthese mit Knochenschrauben: 8 mm um 30,6 %; 12 mm um 47,1 % und bei Versagen um 53,5 %.

4.4. Stabilitätsuntersuchung der Olekranonosteosynthese mit 4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta mit 5 mm PDS-Zuggurtung versus AO-Zuggurtungsosteosynthese mit Kirschnerdrähten

Für diese Untersuchung wurden 12 Ulna-Paare verwendet. Von den Osteosynthesen mit bovinen Knochenschrauben und PDS-Band wurden 8 an der linken Ulna und 4 an der rechten Ulna durchgeführt. Bei der Zuggurtungsosteosynthese mit Metall war das Verhältnis entsprechend umgedreht.

Die Erfüllung mindestens eines der folgenden Kriterien führt zum Osteosyntheseversagen:

- Erreichen eines 2 mm breiten Frakturspalt
- Bruch des Osteosynthesematerials
- Bruch oder Erweichen des Knochens
- Gewindeausriss

Zum besseren Verständnis wird der Versuchsablauf an zwei Beispielen erläutert:

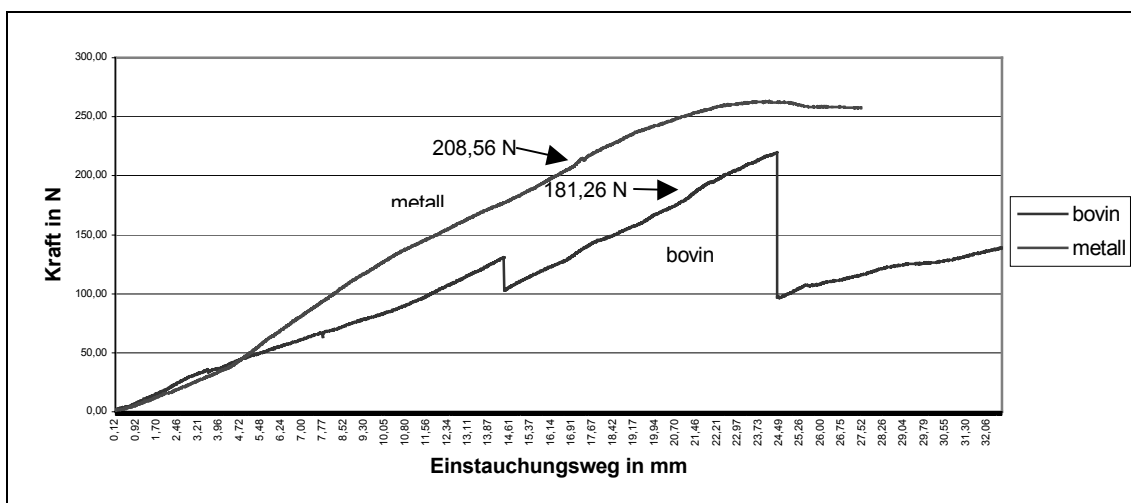


Abb. 23 :

Bei der Osteosynthese mit Schrauben aus Knochenkompakta und PDS-Band ereignete sich nach kontinuierlichem Kraftanstieg bei ebenfalls zunehmender Druckstrecke bei 130 N ein Bruch der medialen Schraube, ein relevanter Spalt entstand noch nicht. Erst nach einem weiteren Kraftanstieg bis zu 181,2 N stellte sich ein 2 mm Spalt dar, und somit war das Kriterium des Osteosyntheseversagens eingetreten (Abb. 23). Dennoch kam es zu einem weiteren Kraftanstieg bis F_{max} 219,5 N und einem Spalt von ca 4 mm, bevor die laterale Schraube zerbrach. Dieser Bruch

wurde bei ca. 100 N von dem PDS-Band abgefangen und ein erneuter Kraftanstieg konnte beobachtet werden. Kurz darauf wurde der Versuch abgebrochen, dabei zeigte sich, dass bei Entfernen des Stempels die Frakturenenden durch die Elastizität des PDS-Bandes wieder zusammengefügt wurden.

Die Belastung der Metallzuggurtungsosteosynthese verlief ebenfalls unter einem kontinuierlichen Kraftanstieg bei zunehmender Druckstrecke. Bei 208,5 N erreichte der Frakturspalt 2 mm, somit ist das Kriterium für Osteosyntheseversagen erfüllt (Abb. 23). Dennoch ist bei Fortsetzung des Versuchs eine weitere Kraftzunahme bis 262,9 N und einem Spalt von ca. 4 mm festzustellen. Bei weiterer Belastung ist ein Rückgang der Kraft und eine Vergrößerung am Frakturspalt zu erkennen.

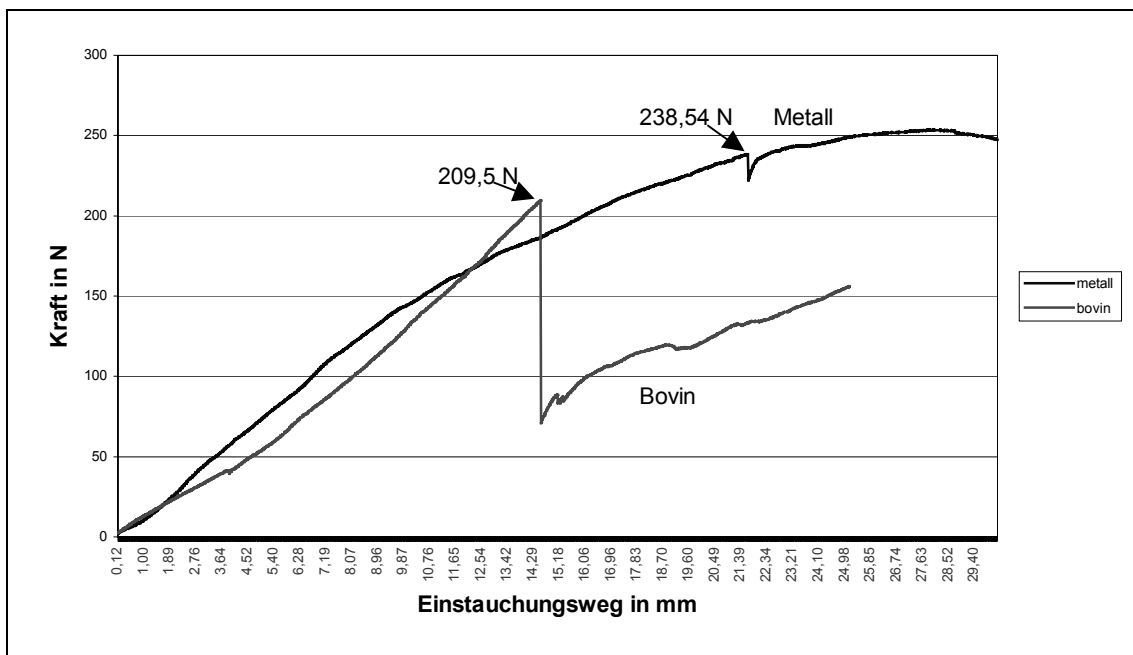


Abb. 24 :

Die Osteosynthese mit Schrauben aus Knochenkompakta unterlag in dem Belastungsversuch einem steilen Kraftanstieg bei zunehmender Druckstrecke, bis es bei 209,5 N zu einem Doppelschraubenbruch im Bereich Übergang Schaft zu Gewinde kam. Die Belastungskraft des Frakturspaltes ging auf ca. 70 N zurück und bei Fortführung des Versuchs ist eine erneute Kraftzunahme zu verzeichnen, was durch die Zuggurtung mit dem PDS-Band zu erklären ist (Abb. 24). Der Versuch wurde dann aber abgebrochen. Nach Entfernung des Belastungsstempels fügten sich die Frakturenenden wieder zusammen, was durch die Elastizität des PDS-Bandes zu erklären ist. Bei der Zuggurtungsosteosynthese entstand nach einer Kraftzunahme bis 238,2 N ein 2 mm Spalt. Eine Fortsetzung des Versuchs ergab eine maximale Belastung von 253,5 N, danach ist nur eine Belastungsabnahme zu verzeichnen (Abb. 24).



Abb. 25 : Osteosynthese mit zwei bovinen Schrauben und PDS-Band unter Belastung



Abb. 26 : Zuggurtungsosteosynthese mit Kirschner-Drähten unter Belastung

Bei der Auswertung der 12 Versuche hinsichtlich Osteosyntheseversagen ergaben sich folgende Ergebnisse:

Die Zuggurtungsteosynthese mit Kirschnerdrähten erreichte in 11 von 12 Fällen einen 2 mm Spalt. Nur in einem Fall kam es durch einen Riss des Zuggurtungsdrahtes zum Versagen der Osteosynthese.

In der anderen Gruppe mit Schrauben aus Knochenkompakta und PDS-Zuggurtung kam es in drei Fällen zu einem 2 mm Spalt. Bei den restlichen 9 Versuchen wurde das Osteosyntheseversagen durch Bruch der Schrauben gekennzeichnet. Dabei kam es in sechs Fällen zu einem Doppelschraubenbruch und in 3 Fällen zu einem Bruch der Schrauben nacheinander. Die Schrauben brachen jeweils am Übergang vom Schaft zum Gewinde.

4.4.1. Datenauswertung bei Osteosynthese-Versagen (AO-Zuggurtung versus Kompaktaschrauben mit PDS)

Kategorie	Osteosynthese mit:	
Versagen in Nm (Drehmoment)	AO-Zuggurtung	4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta mit 5 mm PDS Zuggurtung
Mittelwert	15,01	11,91
Median	15,46	11,56
Standardabweichung	4,05	4,96
Minimum	6,71	6,60
Maximum	21,02	21,88

Tab. 17 : Osteosyntheseversagen von Osteosynthesen mit AO-Zuggurtung und Schrauben aus boviner Kompakta und PDS-Zuggurtung

Der Test auf Normalverteilung ist bestanden: $p > 0,200$. Somit kann die statistische Auswertung der beiden Versuchsreihen mit dem T-Test für paarige Stichproben durchgeführt werden.

T-Test für paarige Stichproben

Gepaarte Differenzen:	
Mittelwert	3,098
Standardabweichung	4,711
Standardfehler des Mittelwertes	1,360
95% Konfidenzintervall der Differenz	0,104 – 6,091

Die Prüfgröße beträgt: $t = 2,278$, bei einem Freiheitsgrad von $\nu = 11$ und einem $p = 0,044$. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegt der kritische t-Wert bei 2,20. $t\text{-krit.} = 2,20 < t = 2,278$. t ist größer als $t\text{-krit.}$, damit muss die Nullhypothese verworfen werden und die Alternativhypothese angenommen werden.

Der T-Test in der Kategorie Osteosyntheseversagen ergibt bei einem $p < 0,05$ einen **signifikanten Unterschied** zwischen den beiden Verfahren (Zuggurtung gegen Kompaktaschrauben mit PDS) hinsichtlich des Drehmomentes bei Osteosyntheseversagen.

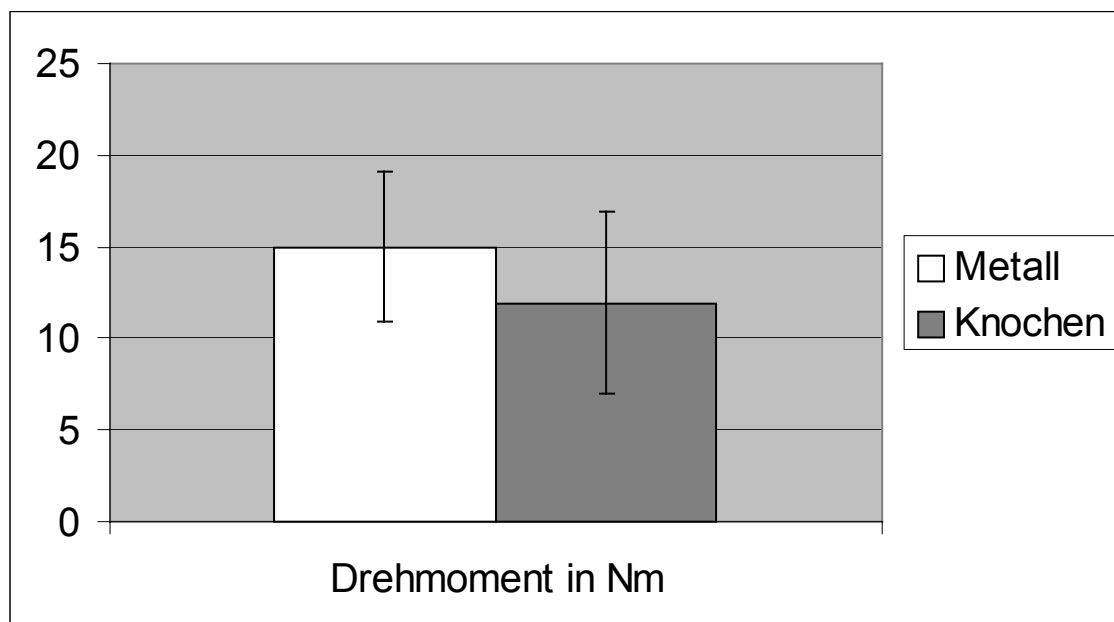


Abb. 27 : Mittelwerte und Standardabweichung bei **Osteosyntheseversagen** (AO-Zuggurtung versus Kompaktaschrauben mit PDS-Zuggurtung)

4.4.2. Datenauswertung bei unterschiedlichen Druckstrecken (AO-Zuggurtung versus Kompaktaschrauben mit PDS-Zuggurtung)

Datenauswertung bei einer Druckstrecke von 1 mm

Kategorie	Osteosynthese mit:	
Einstauchtiefe 1 mm in Nm (Drehmoment)	AO-Zuggurtung	4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta mit 5 mm PDS Zuggurtung
Mittelwert	0,83	0,81
Median	0,78	0,83
Standardabweichung	0,25	0,25
Minimum	0,49	0,44
Maximum	1,51	1,18

Tab. 18 : Deskriptive Datenanalyse bei einer Druckstrecke von 1 mm

Der Test auf Normalverteilung ist bestanden: $p > 0,071$. Somit kann die statistische Auswertung der beiden Versuchsreihen mit dem T-Test für paarige Stichproben durchgeführt werden.

T-Test für paarige Stichproben:

Gepaarte Differenzen:	
Mittelwert	0,0225
Standardabweichung	0,241
Standardfehler des Mittelwertes	0,0695
95% Konfidenzintervall der Differenz	-0,13 – 0,175

Die Prüfgröße beträgt: $t = 0,324$, bei einem Freiheitsgrad von $v = 11$ und einem $p = 0,752$. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegt der kritische t-Wert bei 2,20. $t\text{-krit.} = 2,20 > t = 0,324$. t ist kleiner als $t\text{-krit.}$, damit muss die Nullhypothese angenommen werden.

Der T-Test in der Kategorie Druckstrecke 1 mm ergibt bei einem $p > 0,05$ **keinen signifikanten Unterschied** zwischen den beiden Verfahren (Zuggurtung gegen Kompaktaschrauben mit PDS) hinsichtlich des Drehmomentes.

Datenauswertung bei einer Druckstrecke von 2 mm

Kategorie	Osteosynthese mit:	
Einstauchstrecke 2 mm in Nm (Drehmoment)	AO-Zuggurtung	4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta mit 5 mm PDS Zuggurtung
Mittelwert	1,81	1,60
Median	1,73	1,49
Standardabweichung	0,57	0,44
Minimum	1,11	0,99
Maximum	3,11	2,32

Tab. 19 : Deskriptive Datenanalyse bei einer Druckstrecke von 2 mm

Der Test auf Normalverteilung ist bestanden: $p = 0,176$. Somit kann die statistische Auswertung der beiden Versuchsreihen mit dem T-Test für paarige Stichproben durchgeführt werden.

T-Test für paarige Stichproben:

Gepaarte Differenzen:	
Mittelwert	0,208
Standardabweichung	0,513
Standardfehler des Mittelwertes	0,148
95% Konfidenzintervall der Differenz	-0,117 – 0,534

Die Prüfgröße beträgt: $t = 1,408$, bei einem Freiheitsgrad von $v = 11$ und einem $p = 0,187$. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegt der kritische t-Wert bei 2,20. $t\text{-krit.} = 2,20 > t = 1,408$. t ist kleiner als $t\text{-krit.}$, damit muss die Nullhypothese angenommen werden.

Der T-Test in der Kategorie Druckstrecke 2 mm ergibt bei einem $p > 0,05$ **keinen signifikanten Unterschied** zwischen den beiden Verfahren (Zuggurtung gegen Kompaktaschrauben mit PDS) hinsichtlich des Drehmomentes.

Datenauswertung bei einer Druckstrecke von 4 mm

Kategorie	Osteosynthese mit:	
Einstauchstrecke 4 mm in Nm (Drehmoment)	AO-Zuggurtung	4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta mit 5 mm PDS Zuggurtung
Mittelwert	3,94	3,21
Median	3,61	3,0
Standardabweichung	1,22	1,16
Minimum	2,47	1,62
Maximum	6,27	5,43

Tab. 20 : Deskriptive Datenanalyse bei einer Druckstrecke von 4 mm

Der Test auf Normalverteilung ist bestanden: $p > 0,200$. Somit kann die statistische Auswertung der beiden Versuchsreihen mit dem T-Test für paarige Stichproben durchgeführt werden.

T-Test für paarige Stichproben:

Gepaarte Differenzen:	
Mittelwert	0,729
Standardabweichung	1,237
Standardfehler des Mittelwertes	0,357
95% Konfidenzintervall der Differenz	-0,057 – 1,515

Die Prüfgröße beträgt: $t = 2,041$, bei einem Freiheitsgrad von $\nu = 11$ und einem $p = 0,066$. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegt der kritische t-Wert bei 2,20. $t\text{-krit.} = 2,20 > t = 2,041$. t ist etwas kleiner als $t\text{-krit.}$, damit muss auch hier die Nullhypothese angenommen werden.

Der T-Test in der Kategorie Druckstrecke 4 mm ergibt bei einem $p > 0,05$ **keinen signifikanten Unterschied** zwischen den beiden Verfahren (Zuggurtung gegen Kompaktaschrauben mit PDS) hinsichtlich des Drehmomentes.

Datenauswertung bei einer Druckstrecke von 8 mm

Kategorie	Osteosynthese mit:	
	Einstauchstrecke 8 mm in Nm (Drehmoment)	AO-Zuggurtung
Mittelwert	8,09	6,54
Median	7,43	6,60
Standardabweichung	2,20	2,48
Minimum	5,09	2,82
Maximum	12,67	10,94

Tab. 21 : Deskriptive Datenanalyse bei einer Druckstrecke von 8 mm

Der Test auf Normalverteilung ist bestanden: $p = 0,052$. Somit kann die statistische Auswertung der beiden Versuchsreihen mit dem T-Test für paarige Stichproben durchgeführt werden.

T-Test für paarige Stichproben:

Gepaarte Differenzen:	
Mittelwert	1,552
Standardabweichung	2,198
Standardfehler des Mittelwertes	0,634
95% Konfidenzintervall der Differenz	0,155 – 2,948

Die Prüfgröße beträgt: $t = 2,446$, bei einem Freiheitsgrad von $v = 11$ und einem $p = 0,032$. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegt der kritische t-Wert bei 2,20. $t\text{-krit.} = 2,20 < t = 2,446$. t ist etwas größer als $t\text{-krit.}$, damit muss hier die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen werden.

Der T-Test in der Kategorie Druckstrecke 8 mm ergibt bei einem $p < 0,05$ einen **signifikanten Unterschied** zwischen den beiden Verfahren (Zuggurtung gegen Kompaktaschrauben mit PDS) hinsichtlich des Drehmomentes.

Datenauswertung bei einer Druckstrecke von 12 mm

Kategorie	Osteosynthese mit:	
Einstauchstrecke 12 mm in Nm (Drehmoment)	AO-Zuggurtung	4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta mit 5 mm PDS Zuggurtung
Mittelwert	11,35	9,20
Median	10,67	8,78
Standardabweichung	3,12	3,30
Minimum	6,19	3,46
Maximum	17,35	15,42

Tab. 22 : Deskriptive Datenanalyse bei einer Druckstrecke von 12 mm

Der Test auf Normalverteilung ist bestanden: $p > 0,200$. Somit kann die statistische Auswertung der beiden Versuchsreihen mit dem T-Test für paarige Stichproben durchgeführt werden.

T-Test für paarige Stichproben:

Gepaarte Differenzen:	
Mittelwert	2,156
Standardabweichung	3,040
Standardfehler des Mittelwertes	0,878
95% Konfidenzintervall der Differenz	0,224 – 4,087

Die Prüfgröße beträgt: $t = 2,456$, bei einem Freiheitsgrad von $v = 11$ und einem $p = 0,032$. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ liegt der kritische t-Wert bei 2,20. $t\text{-krit.} = 2,20 < t = 2,456$. t ist größer als $t\text{-krit.}$, damit muss hier die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen werden.

Der T-Test in der Kategorie Druckstrecke 12 mm ergibt bei einem $p < 0,05$ einen **signifikanten Unterschied** zwischen den beiden Verfahren (Zuggurtung gegen Kompaktaschrauben mit PDS) hinsichtlich des Drehmomentes.

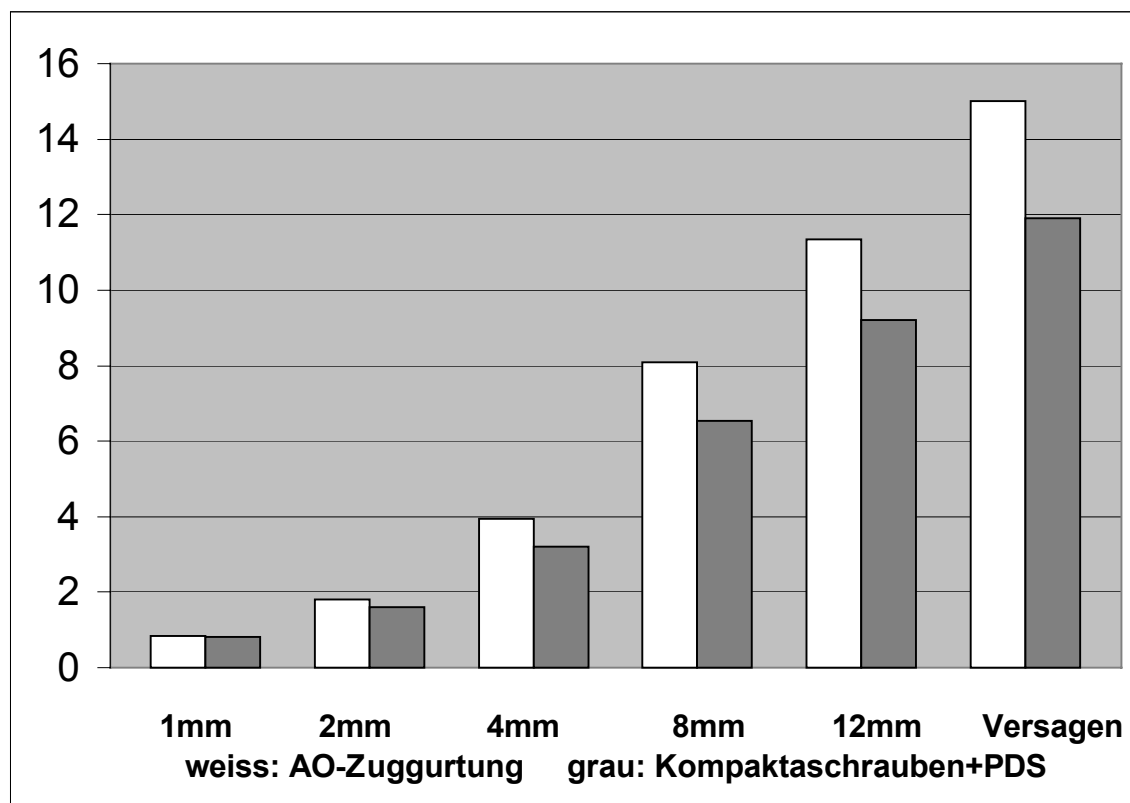


Abb. 28 : Mittlere Drehmomente in Nm bei unterschiedlichen Druckstrecken Osteosyntheseversagen im Vergleich (AO-Zuggurtung versus Kompaktaschrauben mit PDS-Zuggurtung)

In Abbildung 28 sind alle mittleren Drehmomente bei den festgelegten Druckstrecken und des Osteosyntheseversagens gegenübergestellt. Bei 1, 2 und 4 mm ließ sich kein signifikanter Unterschied nachweisen. Die Knochenschrauben mit PDS waren in diesen Kategorien immer geringfügig schwächer (1 mm: um 2,4 %; 2 mm um 11,5 % und 4 mm um 18,4 %).

Erst ab 8 mm konnten statistisch signifikante Unterschiede nachgewiesen werden. Die Osteosynthesen mit Knochenschrauben und PDS waren signifikant schwächer: 8 mm um 19,1 %; 12 mm um 18,9 % und bei der Kategorie Versagen um 20,5 %.

4.5. Vergleich der vier verschiedenen Osteosynthese-Verfahren bei der experimentellen Olekranonosteotomie

Der Vergleich aller vier Testgruppen miteinander erlaubt keinen statistischen Vergleich, da die zu prüfenden Ulnae nur individuell im Paarvergleich statistisch verglichen werden können und nicht mit einer ganz anderen Prüfgruppe. Dennoch können die Absolutwerte der vier Verfahren ausgewertet und untereinander verglichen werden.

Mit 15,10 Nm im Mittel in der Kategorie Osteosynthese-Versagen war die Stabilität mit Metallschrauben am größten, direkt gefolgt von der AO-Zuggurtung mit 15,01 Nm im Durchschnitt. Die Gruppe mit Kompaktaschrauben und PDS-Zuggurtung kommt dahinter mit 11,92 Nm im Mittel.

Als schwächste Gruppe mit 7,01 Nm kam die Osteosynthese mit Kompaktaschrauben alleine. Wenn man 15,10 Nm als 100 % ansieht, so haben die nachfolgenden Gruppen eine prozentuale Stabilität von 99,4 % ; 78,9 % und 46,4 %. Das bedeutet, dass das Verfahren mit Kompaktaschrauben weniger als halb so stabil ist wie die Metallschraubenosteosynthese, aber in Ergänzung mit der PDS-Zuggurtung mehr als $\frac{3}{4}$ der Stabilität von Metallschrauben erreicht.

Das folgende Diagramm macht das Verhältnis etwas transparenter:

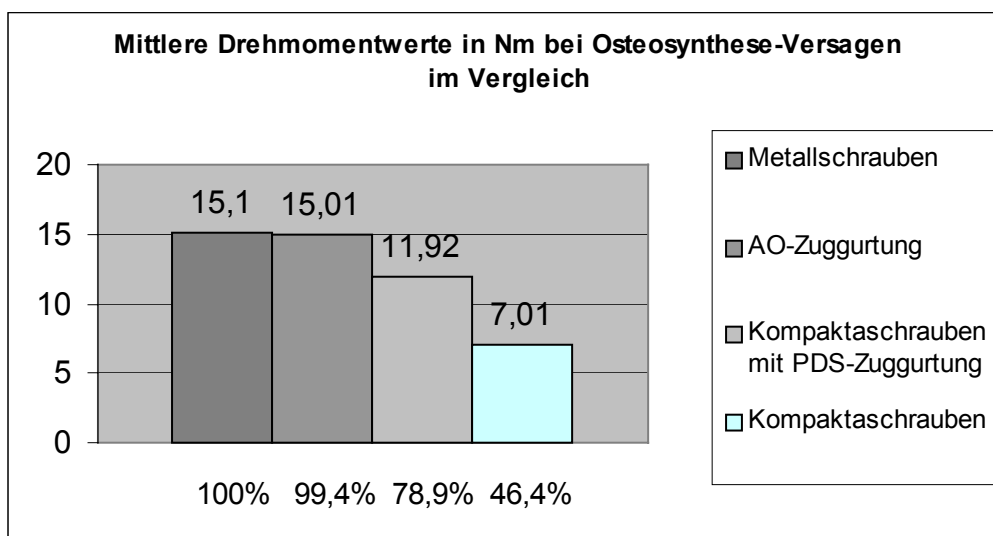


Abb. 29 : Mittlere Drehmomente bei Osteosyntheseversagen im Vergleich

Die Gegenüberstellung der absoluten Mittelwerte aus den einzelnen Kategorien mit den vier Osteosynthese-Verfahren macht die Ergebnisse noch etwas deutlicher:

Gruppe	Druckstrecke in Nm					
	1mm	2mm	4mm	8mm	12mm	Versagen
Metallschrauben	0,73	1,46	3,15	7,05	11,55	15,1
AO-Zuggurtung	0,83	1,82	3,95	8,09	11,35	15,01
Kompaktaschrauben mit PDS-Zuggurtung	0,81	1,61	3,22	6,54	9,2	11,92
Kompaktaschrauben	0,68	1,33	2,65	4,89	6,11	7,01

Tab. 23 : Mittlere Drehmomente in Nm bei unterschiedlichen Druckstrecken und Osteosynthese-Verfahren

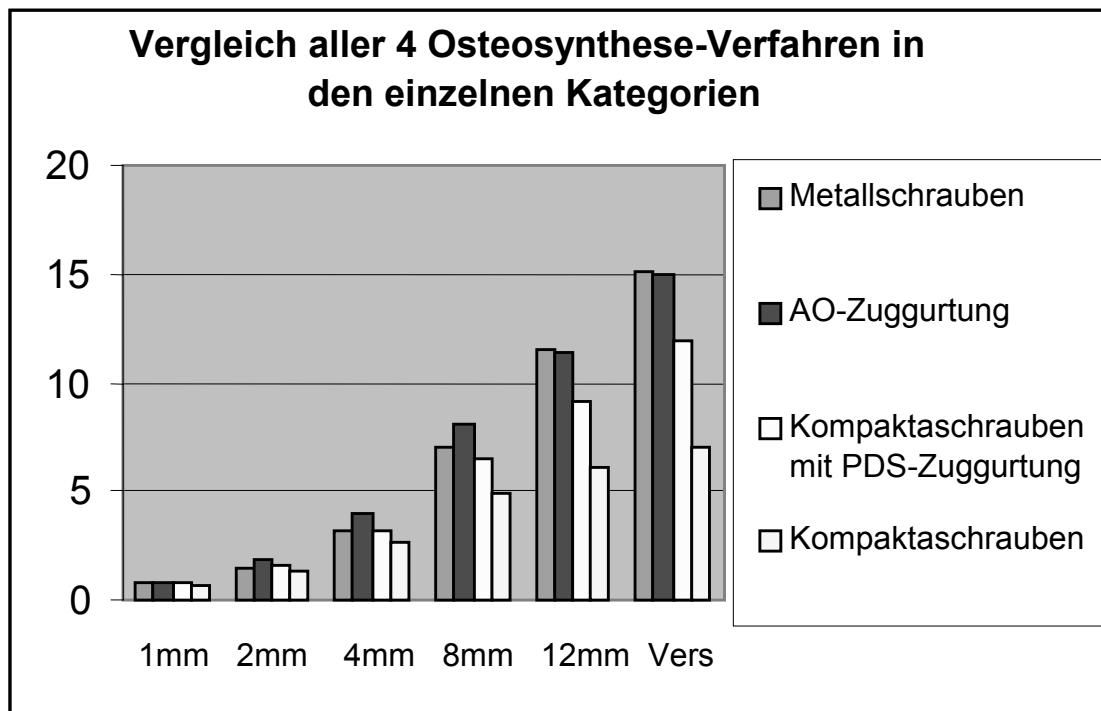


Abb. 30 : Vergleich der Verfahren in den einzelnen Kategorien

Bis zur 8 mm Kategorie ist die AO-Zuggurtung mit 8,09 Nm am stabilsten gefolgt von Metallschrauben (7,05 Nm), Kompaktaschrauben mit PDS-Zuggurtung (6,54 Nm) und zuletzt nur Kompaktaschrauben (4,89 Nm).

Erst in Kategorie 12 mm und Versagen zeichnen sich die Metallschrauben durch eine geringfügig höhere Stabilität aus als die AO-Zuggurtung.

In den Kategorien 1, 2 und 4mm sind die Kompaktaschrauben mit PDS sogar stabiler als die Metallschrauben, aber nicht ganz so stabil wie die AO-Zuggurtung.

Beide Verfahren mit der Verwendung von Metall schneiden immer besser ab als die anderen beiden Verfahren mit Knochenschrauben, in den ersten vier Kategorien ist die AO-Zuggurtung besser, in den letzten beiden die Metallschrauben. Das Verfahren mit Kompaktaschrauben und PDS-Zuggurtung hat immer mehr als $\frac{3}{4}$ der Stabilität des besten Verfahrens in der jeweiligen Kategorie (von 97,5% bis 78,9%). Die Osteosynthese nur mit Kompaktaschrauben hat durchgehend die schwächste Festigkeit und nimmt bei zunehmender Druckstrecke deutlich ab (anfangs 81,9%, in der Kategorie Versagen 46,4% der Stabilität des besten Verfahrens, Tab. 24).

Gruppe	1mm	2mm	4mm	8mm	12mm	Versagen
Metallschrauben	87,9	80,2	79,7	87,1	100	100
AO-Zuggurtung	100	100	100	100	98,2	99,4
Kompaktaschrauben mit PDS-Zuggurtung	97,5	88,4	81,5	80,8	79,6	78,9
Kompaktaschrauben	81,9	73,07	67,08	60,4	52,9	46,4

Tab. 24 : Prozentualer Vergleich der Mittelwerte in den Kategorien

5. Diskussion

Durch die experimentelle Untersuchung der Olekranonosteosynthese mit Implantaten aus boviner Knochenkompakta soll eine alternative Osteosynthesemethode untersucht werden mit dem Hintergrund, die Sekundäroperation zur Metallentfernung einzusparen und Kosten zu senken.

Dazu wurden Stifte und Schrauben aus boviner Knochenkompakta entwickelt, hergestellt und dann auf ihre Festigkeit anhand des Drei-Punkt-Biege-, Scher- sowie Torsionsversuchs geprüft.

Anschließend kamen die Schrauben bei der experimentellen Olekranonosteosynthese zum Einsatz. Im Seitenvergleich mit konventionellen Metallosteosynthesen wurden die Schrauben aus Knochenkompakta mit und ohne PDS-Zuggurtung, einer Belastungsprobe ausgesetzt.

5.1. Bioresorbierbare Implantate zur Verwendung bei Osteosynthesen

Bioresorbierbare Materialien wie synthetisch hergestellte Polymere und biologische Stoffe wie Knochen zur Verwendung als Osteosynthese-Implantate bei Knochenbrüchen sind oft in der Literatur beschrieben. Es gibt einige Indikationen zur Verwendung resorbierbarer Materialien im klinischen Alltag. An der oberen Extremität kamen bei Frakturen mit acromioclaviculärer Luxation biodegradierbare Polymere zum Einsatz (Partio et al. 1991), ebenso bei Frakturen des Ellenbogens (Hope et al. 1991, Juutilainen 1995 und Partio et al. 1992), bei der distalen Radiusfraktur (Hoffmann et al. 1989/1992) und bei Frakturen im Bereich der Hände (Haas 1986, Rustemaier 1986 und Wüstner et al. 1986). An der unteren Extremität wurden schon Frakturen am oberen Sprunggelenk (Ahl et al. 1994, Buchholz et al. 1994, Böstmann et al. 1992/91/87, Eitenmüller et al. 1996, Hirvensalo 1989, Juutilainen et al. 1997, Leixnering et al. 1989, Partio 1992, Rokkanen et al. 1985, Ruf et al. 1990 und Sinisaari et al. 1996), am distalen Femur (Partio 1997) und an der proximalen Tibia und dem stärker belasteten Calcaneus (Kankare 1998/97) mit biodegradierbaren Stoffen durchgeführt.

Die Verwendung biodegradierbarer Materialien hat folgende Vorteile: die Metallentfernung entfällt, ebenso die Kosten und Risiken einer Sekundäroperation.

Eine groß angelegte Kosten-Vergleichs-Analyse von Böstman 1996 unterstreicht diese Hypothese: die entstehenden Kosten bei der Metallverwendung wurden denen von resorbierbaren Polymeren gegenübergestellt am Beispiel von Malleolar-, Olekranon-, Metacarpal- und anderen Frakturen. Es zeigte sich eine Einsparung von US\$ 410 bei Olekranonfrakturen und bis zu US\$ 903 bei unimalleolären Frakturen, die eine Metallentfernung in der Vergleichsgruppe voraussetzt. Die Metallentfernungsrate bei unimalleolären Frakturen war 21%, bei Olekranonfrakturen 46% und bei trimalleolären Frakturen sogar 54%. Je höher die Rate der Sekundäroperation ist, desto rentabler ist die Verwendung von bioresorbierbaren Materialien. Eine ähnliche Studie machte Juutilainen et al. 1994 an einem kleineren Kollektiv und kam zu dem selben Ergebnis. Den geringeren Kosten steht nun die Behandlung möglicher auftretender Komplikationen entgegen. Deshalb sollten die Komplikationen bei der Behandlung mit resorbierbaren Materialien nicht höher als bei denen der Metallosteosynthese liegen. Sinisaari et al. 1996 untersuchten in einer Studie mit 3111 Fällen die Infektionsrate. Bei Metall lag sie bei 4,1% und bei den resorbierbaren Polymeren bei 3,2%. Buchholz et al. (1994) verglich 155 Fälle bei Ellenbogenfrakturen, die mit Polymeren und Metall versorgt wurden und fand keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Komplikationen. Ebenso bei Hope 1991, Springer et al. 1998 und Rokkanen 1985 konnten keine wesentlichen Unterschiede festgestellt werden. Allen o.g. Studien ist auch zu entnehmen, dass hinsichtlich der funktionellen Ergebnisse, wie Bewegungsfreiheiten, röntgenologische Befunde und subjektive Zufriedenheit der Patienten keine signifikanten Unterschiede zu entdecken waren. Die Verwendung von Biofix Bändern und Schrauben bei Ellenbogenfrakturen in 22 Fällen (Springer et al. 1998) im Vergleich mit AO-Osteosynthesen in 17 Fällen ergab auch hier keine Unterschiede hinsichtlich Komplikationen und funktionellen Spätergebnissen. Böstman et al. (1992) entdeckte bei ca. 6,5% der Fälle eine nicht bakteriell entzündliche Fremdkörperreaktion bei der Verwendung von Polyglykoliden. Sie traten zwei bis vier Monate nach Implantation auf. In wenigen Fällen musste chirurgisch interveniert werden. Die Beobachtung ergab aber keinen Einfluss dieser Reaktion auf die funktionelle Stabilität und das Endergebnis. Bei Steinmann et al. (1990) entstand diese Fremdkörperreaktion in 13%, bei Eitenmüller et al. (1996) sogar in 52% der Fälle. Bei anderen Autoren wurde diese Reaktion nicht beobachtet. Scheinbar ist diese Reaktion bei Polyglykolid (PGA) früher und stärker ausgeprägt als bei Poly-L-Laktid (PLA). Juutilainen erklärt seine niedrige Fremdkörperreaktion von 2,2% durch die Verwendung unpigmentierter Polymere. Ein zeitlicher Zusammenhang zwischen Auftreten der Reaktion und der Verflüssigung von PGA nach 12 Wochen beschrieb

Böstman 1990. PGA löst sich viel schneller und früher auf als PLA, das wenig Festigkeitsverluste über längere Zeiträume aufweist.

Die Erfahrung und klinische Verwendung biodegradierbarer Polymere ist eine sinnvolle Alternative zu herkömmlichen Metallosteosynthesen. Die Sekundäroperation bleibt oft aus und Kosten können gesenkt werden.

Vielleicht könnte man die Kosten noch weiter senken, das Auftreten von Fremdkörperreaktionen minimieren sowie geringere Festigkeitsverluste über einen längeren Zeitraum erreichen? Die Verwendung von Implantaten aus Knochenkompakta als resorbierbares Osteosynthesematerial könnte diese Anforderungen erfüllen.

Schon vor vielen Jahren hat man sich dieser Materialien bedient. Küppermann und Schwier berichten 1957 über die klinische Anwendung von kältekonservierten allogenen Knochenschrauben, die bei 115 Osteosynthesen eingesetzt wurden. Versorgt wurden u.a. Innenknöchelfrakturen, Kahnbeinpseudarthrosen und auch Unterschenkelschaftfrakturen. Die Ergebnisse waren durchweg gut. Schwier (1958) versorgte über 400 offene und geschlossene Unterschenkelfrakturen mit xenogenen, allogenen und autogenen Knochenschrauben. Die postoperative Ruhigstellung im Gips war seiner Ansicht nach für gute Ergebnisse wichtig. 1961 berichtet Küppermann erneut über seine Erfahrungen, diesmal mit xenogenen Knochenimplantaten von Rind, Pferd und Schwein. Verpflanzt wurden Nägel, Schrauben, Platten, Würfel und Röhren. Von besonderer Bedeutung erschien ihm das Transplantatlager. Am gelenknahen Knochen erzielte er die besten und an der Diaphyse die schlechtesten Ergebnisse. Als Konservierungsmethode wurde die Harnstoffkonservierung empfohlen.

Zaborszky (1967) verwendete allogene Knochenschrauben zur Therapie von Pseudarthrosen, die in 1% Propiolacton-Wasser sterilisiert wurden. Nach 8 Monaten waren die Schrauben vollständig und komplikationslos resorbiert.

1980 veröffentlichte Schamik eine Arbeit in der 40 Tibiaschaftfrakturen mit xenogenen Schrauben versorgt wurden, im Vergleich zu 65 Osteosynthesen, bei denen Metallschrauben zur Anwendung kamen. Es gab in beiden Gruppen keine Komplikationen. Nach 12 Monaten waren die Schrauben radiologisch kaum mehr nachweisbar. Obwegeser (1994) verwendete allogene Kortikalisschrauben zur Osteosynthese am Unterkiefer. Durch Autoklavieren der Schrauben hatte er keine Komplikationen in der klinischen Anwendung beobachtet.

5.2. Verwendete Methoden

Um die Anwendbarkeit von xenogenen Schrauben aus Knochenkompakta bei der Osteosynthese von Olekranonfrakturen zu untersuchen sind zunächst experimentelle Studien notwendig.

Die Verwendung von kompaktem Knochen der Rindertibia zur Herstellung der Schrauben erschien sinnvoll, da am Institut für Unfallchirurgie der Uni Marburg bereits Erfahrungen mit xenogenen Knochen gesammelt worden sind und bovine Kompakta eine höhere Festigkeit als humane Kompakta aufwies (Berns et.al. 2001, Currey 1984). Das Material ist sehr einfach und kostengünstig zu beziehen und kann in großen Mengen gewonnen werden. Die Knochenkompakta ist die Knochenstruktur mit der höchsten Festigkeit. Besonders die Tibia ist großen Belastungen ausgesetzt und verleiht dem Knochen eine hohe Stabilität. Wichtig für die Herstellung der Schrauben ist eine ausreichende Dicke der Kortikalis. Der Tibiaschaft vom Rind ist dafür besonders gut geeignet.

Sowohl xenogene als auch allogene Spenderknochen besitzen antigene Eigenschaften und sind kontaminiert, was durch Entnahme und Bearbeitung noch potenziert wird. Folgende Probleme wurden bei der tierexperimentellen und klinischen Verwendung von xenogenen und allogenen Knochen gehäuft beobachtet: Infektionen, Abstoßungsreaktionen, Entzündungsreaktionen, Instabilitäten, Abkapselungen, Immunantworten, Bindegewebsneubildungen etc. (Axhausen 1962, Burwell 1963, Elves und Salama 1974, Jofe 1988, Liu 1998, Mankin 1982, Thielemann 1982).

Aus diesem Grund ist ein geeignetes Desinfektions- und Konservierungsverfahren zu wählen, das diese Probleme vermindert oder gar beseitigt und dennoch keine Stabilitätsverluste der Knochenkompakta nach sich zieht. Zum Einen ist direkt nach der semisterilen Knochenentnahme eine Tiefkühlung erforderlich, um autolytischen Prozessen vorzubeugen. In der Literatur ist belegt, dass Tiefkühlung bei -20 bis -70 Grad Celsius über einen Zeitraum bis zu drei Monaten zu keiner Änderung der Knocheneigenschaften führt (Goh et al. 1989, Pelker et al. 1984 und Sedlin et al. 1966). Kuner (1986) lässt sogar eine Lagerung bei $< -28^{\circ}\text{C}$ für mehr als ein Jahr zu. In der vorliegenden Arbeit wurden die Knochen bis zur vollständigen Bearbeitung und Konservierung bei -60 bis -70°C gelagert. Anschließend wurden die fertigen Stifte und Schrauben bei -25°C tiefgefroren.

Nach der Herstellung mussten die Schrauben desinfiziert werden. Dazu wurde Aceton als organisches Lösungsmittel verwendet. Neben dem Herauslösen der Lipide aus der Knochenkompakta und dem Entwässern, reduziert Aceton auch die antigenen

Eigenschaften durch Permeabilisierung der Zellmembran (Gast 1993/92, Gonzalez 1993, Mukkur 1995, Stanislavsky 1995). Des Weiteren werden durch Aceton Mikroorganismen abgetötet.

Hinsichtlich der mechanischen Festigkeit stellten Berns et al. 2001 fest, dass acetonbehandelte Kortikalispins vom humanen Femur im Drei-Punkt-Biegeversuch bezüglich Biegefestigkeit und E-Modul keine signifikanten Unterschiede zu unbehandelten Kortikalispins aufzeigten.

Es gibt eine Vielzahl anderer Konservierungsmethoden und Kombinationen untereinander, wie z.B. Autoklavieren, Alkohol- oder Formalinkonservierung, Ethylenoxid zur Gassterilisation, γ -Bestrahlung und Thermoesterilisation. In der Literatur gibt es keine Hinweise darauf, dass eine Acetonfixierung zu einem Verlust der mechanischen Festigkeit führt oder kanzerogene Wirkung hat (Berns et al. 2001, Dellacro 1990, Hallfeld 1992, Lewis 1990, Sedlin et al. 1966/65, Voggenreiter 1995). Eine nicht komplette Reduzierung der antigenen Eigenschaften wie bei der Acetonfixation werden eher als positiv bewertet. Welmitz 1974 und Brendel 1970 sind der Meinung, dass durch eine gewisse Entzündungs- und Immunreaktion die regenerativen Kräfte des Implantatlagers angeregt werden. Einsprossende Gefäße begünstigen die Knochenbildung. Unbehandelte xenogene Knochen rufen eine erhebliche Entzündungsreaktion mit viel Bindegewebsbildung hervor. Mechanische Festigkeitsverluste, Transplantatlockerungen und verzögerte Einheilung sind das Ergebnis (Axhausen 1962).

Insgesamt ist die Acetonbehandlung einfach, schnell und preisgünstig. Die Stifte und Schrauben werden für 24 Stunden in Aceton eingelegt und anschließend weitere 24 Stunden luftgetrocknet. Bis zur Anwendung wurden sie bei -25°C gelagert. Diese Kombination von Tieffrieren und Acetonkonservierung erfüllt somit alle gestellten Anforderungen.

Die mechanische Herstellung der Stifte und Schrauben mit Hilfe von Bandsäge und Drehbank hat sich bewährt wobei die individuelle Anfertigung ein hohes Maß an Präzisionsarbeit erfordert.

Um grundsätzlich die mechanischen Eigenschaften des bovinen Spenderknochens vergleichen zu können, wurden 3 x 60 mm Stifte aus Knochenkompakta hergestellt und einem 3-Punkt-Biegeversuch nach DIN 53457 unterzogen. Bei den Biegeversuchen treten auf der Seite des Druckstempels Kompressionsbelastungen auf und auf der Seite der Auflager Zugbelastungen. Das sind typische Belastungen, die bei solchen Implantaten in vivo auftreten. Die Daten, die bei dem Versuch ermittelt werden sind maximale Bruchkraft beim Zerschlagen, die maximale Durchbiegung und

die Belastung bei geringer Durchbiegung zu Beginn der Kraft-Dehnungskurve (hier bei 0,2 mm Durchbiegung). Aus den Daten werden dann die Biegefestigkeit und das E-Modul berechnet. Biegeversuche mit der gleichen Versuchsanordnung, deren Ergebnisse zum Vergleich herangezogen werden können, wurden bereits durchgeführt: Carter 1978, Knese 1955 und Sedlin 1966/65 haben solche Versuche an kortikalem Knochen durchgeführt. Auch an resorbierbaren Polymeren wurden Biegeversuche gemacht (David 1994, Eitenmüller 1987, Kunz 1995, Nakamura 1994, Rehm 1994, Rokkanen 1990, Törmälä 1991).

Weiterhin wurden die mechanischen Eigenschaften von 4,8 x 45/55 mm Schrauben aus boviner Kompakta untersucht. Ein Biegeversuch in Anlehnung an den o.g. Biegeversuch an Schrauben wurde durchgeführt, ebenso ein Scherversuch der Schraubenschäfte und -gewinde und ein Torsionsversuch. Die gewonnenen Daten dienen einer ungefähren Einschätzung der mechanischen Belastbarkeit der Schrauben. Die Drehmomente beim Torsionsversuch bis zum Schraubenbruch geben Information über maximale Drehmomente beim Verwenden der Schrauben zur Osteosynthese. Fyfe et al. 1985 beschreiben mit welchem Drehmoment die Metallschrauben bei der Plattenosteosynthese angezogen werden. Auch Scheerer et al. 1990 beschreiben im Tierexperiment wie stark bovine Knochenschrauben angezogen werden. Früh et al. 1990 sowie Holl et al. 1998 haben ähnliche Schrauben mit den gleichen Methoden biomechanisch genauer untersucht, deren Ergebnisse im Verlauf besprochen werden.

Es stellte sich die Frage wie die Osteosynthese mit den bovinen Schrauben am besten durchgeführt werden kann, um die größte Stabilität zu erreichen. Die reine Schraubenosteosynthese mit Metallschrauben bei der einfachen queren Olekranonfraktur wird nicht so häufig angewendet und dann oft auch nur mit einer Schraube, meistens in Form der Spongiaschraube oder einer Zugschraube. Die Zuggurtungsosteosynthese mit Kirschner-Drähten hat sich vielfach bewährt und bei der queren Fraktur des Olekranons auch als Standardverfahren durchgesetzt.

Die Spongiaschraube wird axial von proximal in das Olekranon eingebracht und in die Spongiosa der Ulna eingeschraubt. Budassi (1982) verglich diese Methode im klinischen Einsatz mit der AO-Zuggurtung und die Langzeitergebnisse waren in etwa gleich. In einer experimentellen In-vitro-Studie belastete Murphy et al. (1987) verschiedene Osteosyntheseverfahren: am schwächsten war die Spongiaschraube, besser dagegen die AO-Zuggurtung. Jedoch in Kombination mit einer Drahtcerclage schnitt die Spongiaschraube am besten ab. Gute funktionelle Ergebnisse erzielten auch Johnson et al. 1986 und Lom 1974 bei der Verwendung der Spongiaschraube

mit und ohne Cerclage. Die verwendeten Schrauben hatten Durchmesser von 4-5 mm und waren zum Teil bis zu 10 cm lang. Eine Schraube aus Knochen müsste wahrscheinlich dicker sein, um die Stabilität der Metallschrauben zu erreichen. Es ist jedoch schwierig solche großen Schrauben aus der Tibia zu gewinnen. Die Gefahr von Rotationsbewegungen der Fragmente um die Schraubenachse und damit Lockerung der Osteosynthese über die Zeit ist auch gegeben. Somit fiel der Entschluss zwei Schrauben zu verwenden, die parallel und diagonal, ähnlich wie die Drähte bei der AO-Zuggurtung, eingebracht werden. Die Verlaufsrichtung ist proximal von der Olekranonspitze diagonal in die Kortikalis des Processus coronoideus. Dabei müssen die Schrauben nicht so lang sein und durch die paarweise Verwendung können sie auch dünner sein. Die Schrauben mit 4,8 x 45 und 55 mm lassen sich gut aus der Tibia des Rindes herstellen. Mit dem verwendeten Durchmesser haben zwei Schrauben gut nebeneinander Platz. Die Gewindelänge betrug bei beiden Schraubenlängen 2,0 cm, so dass die Kortikalis im Coronoid ausreichend erfasst werden konnte. Das Einschrauben in die Kortikalis ermöglichte eine maximale Festigkeit. Durch das Ausmessen der Ulnae konnten zwei Schraubenlängen, 45 und 55 mm, für diese Studie festgelegt werden.

Die diagonale Schraubenosteosynthese wird mehrfach in der Literatur gefunden. Wadsworth et al. (1976) hat bei queren, schrägen und auch Mehrfragmentfrakturen die Fixierung mit einer Metallschraube durchgeführt. Er verwendete allerdings nur eine Schraube. Sie besitzt einen Durchmesser von 5 mm bei Längen von 40 – 75 mm und einen Gewindeanteil von 40 – 50 % der Gesamtlänge. Die klinische Handhabung und die funktionellen Ergebnisse waren sehr gut. Weber (1973) setzte bei der Schrägfraktur ebenfalls eine Zugschraube ein, kombinierte dies allerdings mit einer Zuggurtung aus Kirschner-Drähten und Draht, um eine Biegestabilität zu erzeugen. Zwischen 1986 und 1990 führten Partio et al. an 41 Patienten Olekranonosteosynthesen unter Verwendung von resorbierbaren Stiften (21 Patienten) und Schrauben (20 Patienten) aus Polyglykolid durch. Bei einfachen Frakturen wurden jeweils zwei Stifte oder zwei Schrauben eingesetzt, bei kombinierten Brüchen wurde zusätzlich eine Cerclage mit Maxon® ergänzt. Die Ergebnisse nach einem Jahr waren bis auf jeweils einen Versager gut und unterschieden sich kaum. Partio nimmt Bezug auf andere Autoren, die Metallosteosynthesen beschrieben, und stellte fest, dass sich die klinischen Ergebnisse nicht wesentlich unterschieden. Vorteil dieser Methode: die Polyglykolidmaterialien beginnen sich nach 4 – 7 Wochen langsam zu resorbieren und müssen nicht wieder entfernt werden.

Auch Juutilainen et al. (1995) kamen zu einem ähnlichen Resultat. 15 Patienten wurden mit einer 4,5 mm starken Polyglykolidsschraube und einer Zuggurtung aus

Poly-L-Laktid-Band versorgt sowie 10 Patienten mit einer Metallzuggurtungsosteosynthese. Die Resultate hinsichtlich Funktion, Schmerz und Röntgenbeurteilung unterschieden sich nur minimal. Die PGA Schrauben waren nach einem Jahr und das SR-PLLA Band nach 3 –4 Jahren resorbiert. Das Metall musste in allen 10 Fällen wieder entfernt werden.

Die in dieser Arbeit verwendete bovine Schraubenosteosynthese sollte im Seitenvergleich untersucht werden. Es bot sich an, Schrauben mit Schrauben zu vergleichen, somit nahmen wir zwei Metallschrauben, die in gleicher Weise eingebracht werden. Sie sind 3,5 mm im Durchmesser bei Längen von 45, 50 und 55 mm.

In Anlehnung an die Techniken von Juutilainen, Partio und Weber ergänzten wir bei der zweiten Serie die beiden bovinen Schrauben mit einer Zuggurtung aus 5 mm PDS-Band, um die Osteosynthese gegen die Biegemomente noch resistenter zu machen. Polydioxanon (PDS) wird durch Hydrolyse vollständig zu Wasser und Kohlendioxid abgebaut. Die Reißkraft beträgt nach 5 Wochen Implantationsdauer noch 50 %. Vollständig resorbiert ist es nach ca. 6 Monaten (Ethicon-Produktinformation). Eine negative Gewebereaktion ist nicht festzustellen (Lerwick 1983). Als Seitenvergleich hierzu kam die klassische AO-Zuggurtungsosteosynthese mit zwei Kirschner-Drähten und Draht-Cerclage in Form einer acht mit zwei Knoten (nach Weber und Vasey) zum Einsatz, wobei die K-Drähte in den anterioren ulnaren Cortex eingebracht werden. Diese Methode ist am weitesten verbreitet, nicht nur bei der einfachen Olekranonfraktur sondern auch bei kombinierten Frakturen und liefert gute Ergebnisse in Handhabung, Funktionalität und Stabilität (Doursounian et al. 1994, Helm et al. 1987, Holdsworth et al. 1984, Ikeda et al. 2001, Kinik et al. 1999, Meier 1981, Mullet et al. 2000, Wolfgang et al. 1987).

Für die biomechanische Untersuchung der Olekranonosteosynthese gibt es zwei grundsätzlich unterschiedliche Versuchsaufbauten. Bei der einen wird die Ulna fest fixiert und über den Humerus eine definierte Kraft auf das Humero-Ulnar-Gelenk und somit auf die zu testende Olekranonosteosynthese ausgeübt. Simuliert wird der Effekt des Musculus biceps und brachialis, die beide auf der anterioren Seite der Ulna, ganz in der Nähe des Gelenks ansetzen. Die entstehenden Kräfte entsprechen einer aktiven Beugebewegung im Ellenbogengelenk (Horner et al. 1989, Paremain et al. 1997, Wu et al. 2000).

Dem gegenüber steht die zweite Methode, mit der die Funktion des Musculus trizeps bzw. dessen Sehne simuliert wird. Hierbei fixiert man den distalen Humerus und belastet die Ulna mit definierten Kräften in einer Art Beugebewegung, wobei die

Trizepssehne auch fixiert ist (Fyfe et al. 1985, Moed et al. 2002, Prayson et al. 1997). Simuliert werden Kräfte, die bei Anspannung des Trizeps auftreten, also aktive Bewegungen wie Abstützen mit dem Unterarm auf einer Unterlage oder aktive Streckbewegungen gegen die Schwerkraft nach oben (Povel 1979).

Die Kompression auf die Fraktur wird bei Anspannung des Trizeps bei jeglicher Art von Zuggurtung verstärkt. Dieser Effekt sollte bei der Untersuchung der bovinen Knochenschrauben mit Zuggurtung durch PDS-Band mit einfließen. Die zuletzt genannte Methode kam in dieser Arbeit zur Anwendung, da die technischen Voraussetzungen im Institut für Unfallchirurgie geschaffen waren.

In der von Fyfe et al. 1985 durchgeführten Studie wurden die Osteosynthesen mit Drehmomenten bis zu 10 Nm belastet. Das sind die Kräfte, die bei frühzeitiger aktiver Mobilisierung nach operativer Versorgung auftreten. Die dabei entstehenden Frakturspalten wurden mit einem elektronischen Spaltenaufnehmer registriert. Die Ausgangsstellung im Gelenk betrug 90° Beugung. Zuggurtung, Schrauben- und Plattenosteosynthese wurden an der transversen Fraktur durchgeführt. Die Trizepssehne war noch vorhanden und konnte fixiert werden. Belastet wurde kontinuierlich bis zum Osteosyntheseversagen. Prayson et al. 1997 hatten in etwa den gleichen Versuchsaufbau, nur belasteten sie die Osteosynthesen 100 mal hintereinander mit dem gleichen Drehmoment. Die dabei entstandenen Spalten der unterschiedlichen Osteosynthesemodelle verglich er miteinander. In Anlehnung an die o. g. Methoden untersuchte Moed et al. (2002) die Belastung auf die Gelenkflächen bei einer konstanten Belastung von 1,5 Nm. Dabei benutzte er ein drucksensibles Filmpapier, das er in den Frakturspalt legte. Zuerst nahm er Maß am intakten Olekranon, um dann zwei verschiedene Osteosyntheseverfahren zu prüfen. Dabei handelte es sich um die Zuggurtung und die einfache Fragmententfernung bei Olekranonspitzenabriss mit Annaher der Trizepssehne an die Ulna.

In der hier verwendeten Versuchsanordnung wurde das Gelenk ebenfalls in einer 90° Beugung aufgebaut. Die original Trizepssehne war leider nicht mehr vorhanden, somit musste eine Vorrichtung entwickelt werden, um die Sehne zu ersetzen. Durch eine kontinuierliche Drehmomenterhöhung durch den Druckstempel auf die Ulna sollte der Punkt des Osteosyntheseversagens ermittelt werden, was das wichtigste Kriterium für die Beurteilung einer Osteosynthese ist. Zum Versagen gehörten Bruch oder Ausreißen des Osteosynthesematerials, Bruch oder Erweichen des Knochens und ein Frakturspalt grösser als 2 mm. Die Zielgröße Frakturspalt 2 mm hat sich aus vielen klinischen, biomechanischen und radiologischen Untersuchungen herauskristallisiert. Speziell bei der Olekranonfraktur waren die Ergebnisse der Osteosynthesen signifikant schlechter bei einem Spalt > 2 mm (Heimann 1970, Kozin et al. 1996,

Murphy et al. 1987, Partio et al. 1992, Wu et al. 2000). Somit war der 2 mm Spalt das Hauptkriterium, falls es vorher nicht schon zu einem anderen Osteosyntheseversagen kam. Eine kontinuierliche Aufzeichnung des entstehenden Spaltes war nicht nötig. Das Registrieren der 2 mm konnte vereinfacht werden, in dem ein 2 mm starker Draht als Maß an den unter Belastung entstehenden Spalt gehalten und das Drehmoment bei 2 mm registriert wurde. Die Belastung wurde dann bis zu einem maximalen Drehmoment fortgesetzt, sei es durch Versagen des Materials oder Erweichen bzw. Bruch des Knochens. Dieses maximale Drehmoment war auch die Zielgröße bei anderen biomechanischen Untersuchungen (Horner et al. 1989, King et al. 1996, Wu et al. 2000).

Das zu untersuchende Hauptkriterium war das Osteosyntheseversagen. Die hieraus ermittelten Drehmomente wurden statistisch ausgewertet und konnten bei den Versuchen, die im Seitenvergleich durchgeführt wurden, direkt miteinander verglichen werden. Eine Normalverteilung der Gruppen vorausgesetzt wurde der T-Test für paarige Stichproben verwendet, um die Signifikanz zu bestimmen. Dabei wurde ein Signifikanzniveau von $p = 0,05$ angenommen.

Beim Vergleichen der einzelnen Kategorien hinsichtlich Eintauchtiefen wurde genauso verfahren. War eine Normalverteilung nicht gegeben, so kam der Wilcoxon-Test für paarige Stichproben zur Anwendung.

Der statistische Vergleich auf Signifikanz der beiden Versuchsgruppen miteinander war nicht möglich, lediglich die Absolutwerte konnten in Relation zueinander verglichen werden.

5.3. Ermittelte Ergebnisse

Die ersten Untersuchungen galten der Feststellung der biomechanischen Eigenschaften des bovinen Knochens, anhand des Drei-Punkt Biegeversuchs, sowie der Eigenschaften der 4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta.

Beim Drei-Punkt Biegeversuch (nach DIN 53457) der acetonbehandelten 3 x 60 mm Pins lag der Bruchkraftmittelwert bei 63,51N, die Biegefestigkeit im Mittel bei 287,51N/mm² (max. 364,51) und das E-Modul bei 21963,95 N/mm² (max. 25617,2). Hofmann et. al. 2003 erreichte bei unbehandelten 3 x 60 mm Pins aus boviner Tibiakompakta eine Biegefestigkeit von 286 N/mm² und ein E-Modul von 19834 N/mm². Berns et. al. 2001 untersuchte acetonbehandelte Pins der humanen Femurkortikalis. Dabei ergab sich eine durchschnittliche Bruchkraft von 56,7 N, eine

Biegefestigkeit von 258 N/mm² und ein E-Modul von 18376 N/mm². Im Vergleich zu Pins aus unbehandelter humaner Kortikalis waren die Werte der acetonbehandelten Pins zwar grösser aber unterschieden sich nicht signifikant. Curry und Butler (Zitat nach Carter 1978) erreichten an unbehandelter humaner Kortikalis Werte der Biegefestigkeit von 150 – 220 N/mm² und ein E-Modul von 7900 – 16200 N/mm². Knese (1955) erreichte eine Biegefestigkeit bis zu 234 N/mm² und ein E-Modul bis zu 25600 N/mm², ebenfalls an humaner Kortikalis. Diese Ergebnisse zeigen, dass unsere Pins biomechanisch gute Eigenschaften haben. Bei einem solchen Vergleich müssen jedoch individuelle Einflußgrößen wie Implantatart, Alter, Geschlecht, Entnahme- und Behandlungsverfahren berücksichtigt werden.

Die Schrauben wurden auch auf ihre biomechanischen Eigenschaften untersucht. Dabei kamen acetonbehandelte 4,8 x 55 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta zum Einsatz. Der Drei-Punkt-Biegeversuch konnte nur in Anlehnung an die DIN-Norm erfolgen, da die Schrauben eine andere Größe als die Pins besitzen und auch nicht kontinuierlich gebaut sind. Der Schaft hat einen gleichmäßigen Durchmesser von 4,8 mm, das Gewinde jedoch im Kern nur einen Durchmesser von 3,4 mm. Zusätzlich gibt es noch den Schraubenkopf, der wiederum andere Maße besitzt. Getestet wurden 10 Schrauben, die mittlere Maximalbruchkraft betrug 136,49 N und unterliegt einer Normalverteilung. Die Berechnung der Biegefestigkeit und des E-Moduls gestaltete sich schwierig aufgrund der unterschiedlichen Durchmesser (Schaft 4,8 mm, Gewinde 3,4 mm). Bei Berechnung mit 4,8 mm ergab sich eine mittlere Biegefestigkeit von 150,85 N/mm² bei einem E-Modul von 12876,3 N/mm². Bei deutlich kleinerem Gewindedurchmessers von 3,4 mm vergrößern sich die Werte: Biegefestigkeit von 424,48 N/mm², E-Modul von 51139,7 N/mm². Das bedeutet eine höhere Steifheit und eine Vergrößerung des Biegemoments, bis das Material ermüdet. Durch diese Unterschiede ist ein Vergleich nicht einfach.

Mit dem Torsionsversuch sollte das Eindrehen der Schrauben simuliert werden. Die maximale Kraft bei Schraubenbruch wurde ermittelt. Die 9 getesteten Schrauben ergaben ein mittleres Drehmoment von 0,76 Nm bis zum Bruch. Die schwächste Schraube mit 0,63 Nm war 17 % schwächer und die stärkste mit 0,84 Nm um 10,5% stabiler im Vergleich zum Mittelwert. Es liegt eine Normalverteilung vor. Um eine gute Kompression der Frakturfragmente zu erzielen, wird bei Standardschraubenosteosynthesen empfohlen, die Metallschrauben mit einem Drehmoment von 0,8 Nm anzuziehen (Fyfe et al. 1985). Diese Zielvorgabe wird nicht ganz erreicht, ist aber nur um 0,04 Nm verfehlt. Natürlich muss noch eine Sicherheit eingerechnet werden, wenn die schwächste Schraube nur 0,63 Nm standgehalten hat. Scherer et al.

1990 haben im Tierexperiment bovine Zugschrauben mit einem Drehmoment von mehr als 0,33 Nm angezogen. Früh et al. 1990 führten an Knochenschrauben aus boviner Tibia Torsionsbelastungen durch, die etwas kleiner waren (5/32") als die von uns verwendeten Schrauben (3/16"). Belastet wurde bis zum Bruch der Schrauben. Die chemisch vorbehandelten Schrauben erreichten im Mittel 0,39 Nm und die unbehandelten 0,41 Nm. In einer Studie von Holl et.al. 1998 wurden 1/16" Schrauben aus humaner Kortikalis hergestellt und unterschiedlich vorbehandelt, bevor der Torsionstest vollzogen wurde. Hierbei wurden Werte bis maximal 0,4 Nm bis zum Schraubenbruch erreicht. Empfehlenswert ist die Verwendung eines Drehmomentschlüssels, um die Schrauben nicht zu fest anzuziehen. Die hier verwendeten Schrauben brachen alle im Bereich des Gewindes. Dieser Schwachpunkt könnte durch ein anderes Schraubendesign ausgeglichen werden. Eine Verbesserung des Anzugsdrehmoments wäre von Vorteil.

Ein weiteres Kriterium, um die Schrauben biomechanisch beschreiben zu können, ist die Untersuchung auf Scherkräfte. Dazu wurden 9 Schäfte mit 4,8 mm mit der Prüfmaschine belastet. Sie hielten durchschnittlich einer Scherkraft von 1625,4 N stand, was im Vergleich zur Bruchkraft beim Drei-Punkt-Biegeversuch mit 136,49 N doch mehr als das 10fache ist. Die Scherkraft bei den 3,4 mm Gewindestücken lag mit 900,1 N auch noch relativ hoch. Die Scherfestigkeit mit 99,1N/mm² (Gewinde) und 89,8 N/mm² (Schaft) liegt nicht weit auseinander. Holl 1998 unterzog seine humanen Kortikalisschrauben (1/16") ebenfalls dem Schertest. Dabei wurden je nach Behandlungsverfahren Werte zwischen 40 N und 360 N erreicht, im Mittel um die 200 N. Das entspricht einer Scherfestigkeit von ca. 100 N/mm². Hofmann et. al. (2003) erreichte bei den unbehandelten Pins eine Scherfestigkeit von 97,3N/mm². Diese Daten deckten sich in etwa mit unseren Ergebnissen.

Scherkräfte wirken auf Osteosynthesematerialien genauso wie Zug-, Druck-, Torsions- und Biegekräfte. Scherkräfte treten nie allein auf, sondern immer als Teil einer Kräftesummierung. Die größten Querkräfte treten dann auf, wenn die Richtung der Bruchfläche parallel zur Richtung der einwirkenden Kraft verläuft, bei unserem Modell durch die Kraft des Trizeps. Parallelität beider Richtungen findet sich bei der Querfraktur nur bei 90° Beugung im Ellenbogengelenk (Labitzke 1975). In dem Versuch sind sicherlich die Kombination aus Biege- und Scherkräften die Hauptbelastungen.

Bei der ersten Gruppe zur Stabilitätsuntersuchung der Olekranonosteosynthese wurde die Schraubenosteosynthese mit jeweils zwei 4,8 mm Schrauben aus boviner Knochenkompakta im Seitenvergleich mit der Verschraubung mit je zwei 3,5 mm

Kortikalisschrauben aus Metall verglichen. Zur Testung gab es 15 Olekranonpaare. Gemessen wurde die Kraft bei einem Hebelarm von 0,07 m, die zum Erreichen des Osteosyntheseversagens nötig war, sowie die maximal erreichbare Kraft. Da der Hebelarm willkürlich auf 0,07 m festgelegt wurde, konnten diese Daten nicht verglichen werden, sondern mussten in das Drehmoment umgerechnet werden. Dieses Drehmoment wirkt im Ellenbogengelenk im Drehpunkt. Um eine ausreichende Kompression der Fraktur zu erreichen durfte ein Frakturspalt von 2 mm nicht überschritten werden. Somit war der entscheidende Parameter das Drehmoment bei Osteosyntheseversagen. Bei den bovinen Kompaktaschrauben wurde dieser Wert bei 7,01 Nm erreicht, bei einem Median von 5,37 Nm. Die Daten waren nach dem Test von Kolmogorov-Smirnov normalverteilt. Das maximal erreichbare Drehmoment lag bei 7,38 Nm. Die Metallschrauben im Vergleich dazu erreichen ein Drehmoment von 15,1Nm, auch hier liegt eine Normalverteilung vor. Die Metallschrauben erreichten also ein mehr als doppelt so großes Drehmoment (+53,5%) als die Kompaktaschrauben. Als Maximalwert kamen sie auf 18,06 Nm, also etwas mehr als 3 Nm. Zugrundegelegt wurde der T-Test für paarige Stichproben, wie es auch z.B. von Fyfe 1985, Horner 1989, Murphy 1987 und Wu 2000 bei ihren paarigen Vergleichsuntersuchungen gemacht wurde. Zwischen den beiden Testreihen konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden bei $p = 0,001$ und einem Signifikanzniveau von $p = 0.05$.

Es erfolgte die Berechnung der Drehmomente bei verschiedenen Druckstrecken (1,2,4,8 und 12 mm). Damit wurde festgestellt, ab welchem Drehmomentbereich sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Testreihen ergibt. In den Kategorien 1, 2 und 4 mm sind die Drehmomente der Metallschraubenosteosynthesen bei Versagen zwar besser (6,85%- 15,8%), aber statistisch lässt sich bei einem Signifikanzniveau von $p=0,05$ keine Signifikanz nachweisen. Ab der 8 mm Kategorie, das entspricht 7,05 Nm bei Metall und 4,85 Nm bei Bovin, wurde der Unterschied statistisch signifikant ($p=0,031$). Das bedeutet, die Metallschraubenosteosynthese hält bei gleicher Druckstrecke einem deutlich größeren Drehmoment stand und ist somit als stabiler zu betrachten. Die Metallschrauben zerbrachen nie, wohingegen 23 von den 30 bovinen Schrauben zerbrachen und 19 davon im Bereich des Gewindeanfangs. Ähnliche Beobachtung konnten bei dem Torsionsversuch gemacht werden.

In der zweiten Versuchsreihe gab es 12 Olekranonpaare. Es wurde wieder die Schraubenosteosynthese mit zwei Schrauben aus boviner Knochenkompakta verwendet, die aber noch mit einer Zuggurtung aus 5 mm PDS-Band in Form einer Acht angelegt wurde. Im Seitenvergleich dazu verglichen wir die klassische AO-Zuggurtung mit Kirschner-Drähten und Drahtcerclage mit zwei Knoten. Das

Hauptkriterium Osteosyntheseversagen ergab bei der AO-Zuggurtung ein Drehmoment von 15,01 Nm und bei den Bovinschrauben mit PDS ein um ca. 21% kleineres Drehmoment von 11,91 Nm. Beide Testreihen sind normalverteilt und wurden wieder mit dem T-Test statistisch verglichen. Das Signifikanzniveau von $p = 0,05$ wurde angenommen, das Ergebnis war $p = 0,044$, und somit kann gerade ein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die AO-Zuggurtung erreichte ein maximales Drehmoment von 18,47 Nm und die Kompaktaschrauben/PDS maximal 13,67 Nm. Die Auswertung der einzelnen Kategorien ergab keine Signifikanz der Drehmomente bei 1, 2 und 4 mm Druckstrecke, aber bei 8 und 12 mm war eine Signifikanz festzustellen. Die Bovinschrauben waren zwar in allen Kategorien leicht schwächer, maximal aber nur um 21%. Hinsichtlich der Kategorie Versagen kam es bei den Schrauben in 9 Fällen zum Schraubenbruch, bevor der 2 mm Spalt erreicht wurde. Bevorzugt brachen sie wieder am Gewindeanfang. Bei der Zuggurtung kam es nur einmal zum Zerreißen der Cerclage, sonst wurde immer ein 2 mm Spalt und mehr erreicht.

Ein statistischer Vergleich der beiden Versuchsreihen ist nicht möglich, da es sich nicht um einen gepaarten Seitenvergleich handelt und sich die Knochen in Alter, Geschlecht und Größe unterscheiden. Außerdem ist die Fallzahl zu gering. Dennoch können die Absolutwerte relativ miteinander verglichen werden und eine tendenzielle Aussage ist möglich. Die beiden Metallosteosyntheseverfahren erreichen mit 15,1 und 15,01 Nm nahezu identische Drehmomente bei Osteosyntheseversagen. Das mittlere Drehmoment der Kompaktaschrauben mit PDS-Band ist mit 11,92 Nm um 4,91 Nm größer als ohne PDS-Banding. Das ist ein Unterschied von 41%, wenn 11,92 Nm als 100% angenommen wird. Eine Verbesserung der Belastbarkeit bei dem Verfahren mit zusätzlicher PDS-Zuggurtung muss angenommen werden.

Diese Ergebnisse machen deutlich, dass sowohl die Metallschrauben- als auch die AO-Zuggurtungsosteosynthese höheren Belastungen bis zum Versagen der Osteosynthese standhalten als die Verschraubung der Fraktur mit zwei Schrauben aus boviner Knochenkompakta alleine oder mit Zuggurtung durch PDS-Band. Die Methode mit PDS ist jedoch den Ergebnissen der Verfahren mit Metall relativ nah. Von Bedeutung sind die Belastungen, die bei der Frühmobilisierung kurz nach der Operation auftreten. Diesen Kräften muss eine Osteosynthese standhalten, damit eine Fraktur stabil bleibt und trotzdem eine frühestmögliche Mobilisierung gewährleistet ist. Eine ähnliche biomechanische Studie hat Fyfe et al. 1985 durchgeführt mit der verschiedene Osteosyntheseverfahren an der Olekranonfraktur hinsichtlich Frakturspaltbildung in Abhängigkeit vom Drehmoment verglichen wurden. Dabei wurde kontinuierlich bis maximal 10 Nm belastet. Die Belastungen, die während der Frühmobilisierung auftreten, liegen unterhalb dieser Grenze. Prayson et al. 1997

untersuchten verschiedene Zuggurtungsverfahren biomechanisch, bei denen auch der Humerus und die Trizepssehne fixiert waren und bei denen auf die Ulna von außen ein Drehmoment ausgeübt wurde. Festgelegt war allerdings ein Drehmoment von 9 Nm. Diese Belastung erfolgte 100 mal nacheinander auf die Osteosynthese. Man geht davon aus, dass 9 Nm eine Belastung ist, der eine Osteosynthese standhalten muss. Das Hauptkriterium hierbei war die Spaltentwicklung. Dabei war bei der schlechtesten Methode die mittlere Spaltentwicklung nicht größer als 1,5 mm.

Vergleichen wir unsere Ergebnisse mit diesen Anforderungen, so liegt die Verschraubung mit PDS-Zuggurtung mit 11,92 Nm deutlich darüber. Die einfache Verschraubung ist mit durchschnittlich 7,01 Nm wohl nicht ausreichend stabil. Minimal auftretende Belastungen sind das Eigengewicht des Unterarms. Bei einem durchschnittlichen Gewicht von Unterarm und Hand von 1,8 Kg und einem Hebelarm von 0,25 m (Povel et al. 1979) errechnet sich ein Drehmoment von 4,5 Nm. Bei unserem Modell bedeutet das, den Unterarm durch Anspannung des Musculus trizeps und Musculus anconeus in 90° gebeugt gegen die Schwerkraft zu halten. Das ist eine aktive Arbeit des unbelasteten Unterarms im Rahmen der Frühmobilisierung. In dieser Phase sind jedoch nur passive Übungen erlaubt. Labitzke 1975 stellte ähnliche Überlegungen an. Bei der Bewegung des Unterarms stehen sich jeweils die Beuger- und Streckermuskeln als Agonist und Antagonist gegenüber. Das Drehmoment der Streckerseite ist gleich dem Drehmoment aus Gewicht des Unterarms und dessen Hebelarm. Labitzke (1975) berechnete bei $G = 17,5 \text{ N}$ und Hebel-G $0,175 \text{ m}$ ein Drehmoment von 3 Nm.

Dass eine Schraubenosteosynthese durch eine zusätzliche Zuggurtung stabiler wird wurde schon bewiesen (Murphy et al. 1987, Weber 1973). Aus rein biomechanischer Sicht geht bei der Fraktur des Olekranon die Zugfestigkeit verloren. Die Druckfestigkeit ist vorhanden, sobald die Fragmente wieder reponiert sind. Durch eine Zuggurtung wird die Zugfestigkeit wieder hergestellt. Eine Beanspruchung der Zuggurtung durch Trizepszug macht die Fraktur bis zu einem gewissen Grad sogar stabiler. Die Zugkräfte werden in interfragmentäre Druckkräfte umgewandelt. Eine nur verschraubte Fraktur wird schon viel früher instabil. Grundsätzlich muss man aus biomechanischer Sicht bei Verwendung der dorsalen Zuggurtung zwei Dinge beachten (Labitzke):

- 1) Im Verhältnis zur Schnittebene der Oberarmachse mit der Ulna darf der Frakturspalt nicht weiter distal dieser Linie sein, denn dann kommt es bei Beugertätigkeit zu einer Umkehr der Zug- und Druckspannungsverhältnisse. Die Zuggurtung hätte dann einen gegenteiligen Effekt.

- 2) Zur Drehstabilität müssen die Drähte oder Schrauben mit weitem Abstand und parallel zueinander eingebracht werden. Durch eine möglichst gelenknahe Position kann die Krafrichtung der Cerclage im Kernquerschnitt getroffen werden und erzeugt gleichmäßige Druckverhältnisse über die Frakturfläche.

Der direkte Vergleich mit den Studien anderer Autoren ist sehr schwierig, denn es gibt viele Faktoren, die die Ergebnisse beeinflussen. Im Vordergrund steht die Testmethode: Mit welchem Hebelarm, bei welcher Testgeschwindigkeit und welcher Belastungsrichtung wird das Experiment durchgeführt? Wie alt, welchen Geschlechts und in welchem Zustand sind die Spenderknochen? Wie wurden sie konserviert? Das gleiche gilt für die Herstellung und Verwendung der Schrauben.

Eine Möglichkeit zur weiteren Informationsgewinnung ist eine biomechanische Untersuchung mit den gleichen Osteosyntheseverfahren, bei denen die Beugekräfte des Musculus brachialis simuliert werden. Bei fixierter Ulna wird über den Humerus eine Kraft auf das Ellenbogengelenk und somit das Olekranon ausgeübt (Horner et al. 1989, Paremain et al. 1997, Wu et al. 2000).

Kozin et al. 1996 verglich verschiedene Olekranonosteosynthesemethoden durch posteriore und anteriore Belastung, bei Fixierung der Ulna. Die posteriore Belastung simuliert Extensionskräfte und ist bei allen Methoden stabiler als die anteriore, welche die Flexionskräfte darstellt. Zu einem ähnlichen Ergebnis kam Petraco et al. 1996. Bei fixiertem Unterarm belastete er die Olekranonfraktur jeweils über den Bizeps und den Trizeps mit 20 Zyklen a 10 Kg und registrierte den entstandenen Spalt. Bei der Simulation der Flexion entstand, unabhängig von der Methode, ein etwa 10 fach größerer Spalt. Diese Studien verdeutlichen, dass die Bewegungen bei der Frühmobilisierung durch die Beugebewegungen limitiert sind.

Die biomechanischen Testmethoden zur Beurteilung der Olekranonosteosynthese sind vielfältig. Es sollte herausgefunden werden bis zu welcher Belastung die einzelnen Osteosynthesemethoden im Vergleich miteinander standhalten, bevor ein Versagen der Osteosynthese eintritt. Nur dann ist eine Aussage über die Stabilität einer Osteosynthese möglich.

Entscheidend für eine klinische Erprobung der hier vorgestellten Osteosynthesemethode ist das Verhalten der bovinen Schrauben und des PDS-Bandes in vivo. Im Tierversuch konnte gezeigt werden, dass bovine Kortikalisschrauben nicht zu einer Abstoßungs- und Fremdkörperreaktion führten. Eine frühzeitige Resorption ist nicht zu erkennen, erste Resorptionszeichen treten

frühestens nach 3 Wochen auf. Abgeschlossen ist dieser Prozess nach ca. 5-6 Monaten. Im ersatzstarken Lager wird die Schraube ab- und umgebaut und neue Verbindungen durch feste knöchernen Brücken entstehen. Insgesamt zeigt sich also ein sehr geeignetes Einbauverhalten. Außerdem ist Zeit genug für die Frakturheilung, bevor die Schraube resorbiert ist (Apel et.al. 1992, Matern et.al. 1990/92). Polydioxanon zeichnet sich durch minimale Gewebereaktion aus (Lerwick 1983) und ist erst nach 6 Monaten vollständig resorbiert. Nach 5 Wochen Implantation besitzt es noch 50% Reißfestigkeit. Damit ist Polydioxanon ein ideales Material in Ergänzung zu den bovinen Kompaktaschrauben.

5.4. Schlussfolgerung

Die biomechanischen Untersuchungen zur Versorgung der queren Olekranonfraktur mit resorbierbaren Schrauben aus boviner Knochenkompakta zeigen, dass diese Methode in Kombination mit einem PDS-Band eine mögliche Alternative zu herkömmlichen Verfahren darstellt. Durch eine deutliche Verbesserung der Ergebnisse um 41% unter Hinzufügen einer Zuggurtung mit PDS-Band liefert diese Methode nur geringfügig schlechtere Werte bezüglich des Osteosyntheseversagens als die Metallverschraubung und AO-Zuggurtung. Den Anforderungen einer Frühmobilisierung wird dieses Osteosyntheseverfahren nach vergleichenden Daten aus der Literatur gerecht.

Häufiger Schraubenbruch im Bereich des Gewindes und dessen Übergang zum Schaft ist bei den verschiedenen Belastungsversuchen der bovinen Schraube zu erkennen und deutet auf einen Schwachpunkt dieser Schraube hin. Eine Verbesserung der Schraube würde auch das Anzugsdrehmoment verbessern, um einen höheren Druck auf die Fraktur zu erzeugen (Ein Drehmomentschlüssel zur praktischen Anwendung ist sicherlich sinnvoll). Um diese Verbesserung zu erreichen könnte z.B. die Schraube dicker gestaltet werden und der Gewindeanteil verkürzt werden.

5.5. Klinische Bedeutung und Ausblick

Die Verwendung von bovinen Schrauben aus Knochenkompakta und PDS-Band als biodegradable Materialien zur Olekranonosteosynthese hat im experimentellen Modell gute Ergebnisse gezeigt. Als nächster Schritt steht die klinische Erprobung im Vordergrund, wobei das Ein- und Umbauverhalten, Immunreaktionen sowie Festigkeitsveränderungen über unterschiedliche Implantationszeiträume dieser bovinen Schraube im Tierexperiment zu klären wären. Die schon in der Literatur beschriebene gute Verträglichkeit xenogener Knochenimplantate lässt jedoch keine größeren Überraschungen erwarten, so dass eine In-vivo-Studie am Menschen angestrebt werden sollte. Die Vorteile der entfallenden Sekundäroperation zur Metallentfernung bei geringeren Kosten sowie eine gute Verträglichkeit für den Patienten sprechen für sich.

6. Zusammenfassung

Zur osteosynthetischen Versorgung der Olekranonfraktur werden hauptsächlich Metall aber auch resorbierbare Kunststoffe verwendet. Neben vielen Vorteilen bieten diese Implantate aber auch einige Nachteile. Unter Verwendung von Metallimplantaten entstehen oft Gewebsreaktionen und Unverträglichkeiten, was eine Materialentfernung im Rahmen einer Sekundäroperation nötig macht. Polymere Kunststoffe neigen auch zu Fremdkörperreaktionen und haben zum Teil schnelle Festigkeitsverluste. Nach Resorption im Implantatlager werden sie meist nur durch bindegewebige Strukturen ersetzt, und kaum zu Knochen umgebaut. Hinzu kommt ein hoher Herstellungspreis. Ein kostengünstiges resorbierbares Osteosynthesematerial mit guter Biokompatibilität und ausreichend hoher Festigkeit wird gefordert. Durch die experimentelle Untersuchung der Olekranonosteosynthese mit Implantaten aus boviner Knochenkompakta sollte eine alternative Osteosynthesemethode untersucht werden, mit dem Hintergrund, die Sekundäroperation zur Metallentfernung einzusparen und Kosten zu senken.

Mit der vorliegenden Arbeit sollte festgestellt werden inwieweit sich bovine Knochenimplantate zur Osteosynthese der queren Olekranonfraktur eignen. Es wurde eine 4,8 mm Schraube aus boviner Knochenkompakta entwickelt, die mit einem 3/16" Whitworth-Gewinde ausgestattet ist. Die Schrauben wurden aus dem Tibiaschaft junger Rinder hergestellt und zur Desinfektion in einem Acetonbad für 24 Stunden eingelegt. Anschließend wurden die Schrauben über 24 Stunden luftgetrocknet und bei -25°C gelagert. Die biomechanischen Eigenschaften des Knochens wurden anhand des Drei-Punkt-Biegeversuchs an 3 x 60 mm Stiften untersucht. Die ermittelten Ergebnisse entsprechen denen anderer Untersuchungen am kompakten Knochen. Die Eigenschaften der entwickelten Schraube konnte mit Torsions-, Scher- und Biegeversuchen beschrieben werden. Im Vergleich zu Tests an ähnlichen Schrauben aus Knochenkompakta stimmen die Festigkeitswerte im wesentlichen überein. Die Herstellung der Schraube hat sich als unproblematisch erwiesen.

In einer experimentellen In-vitro-Studie am osteotomierten humanen Olekranon wurde die Schraube aus boviner Knochenkompakta zur Versorgung der queren Olekranonfraktur eingesetzt und im Seitenvergleich mit konventionellen Metallosteosynthesen auf ihre Stabilität untersucht. In Anlehnung an die AO-Zuggurtungsosteosynthese wurden zwei Schrauben parallel vom Olekranon diagonal in den Processus coronoideus eingebracht. Der osteosynthetisch versorgte Unterarm wurde durch eine simulierte Trizepssehne an die Trochlea des Humerus fixiert und mit einer Prüfmaschine in Richtung Beugung belastet. In der ersten Testreihe wurden im

Seitenvergleich Osteosynthesen mit zwei 3,5 mm Metallschrauben, die in gleicher Position eingebracht waren, durchgeführt. 15 Paare wurden getestet. Zu beurteilen war das Osteosyntheseversagen (Bruch von Material oder Knochen sowie Frakturspalt > 2 mm). Mit den bovinen Kompaktaschrauben konnte ein mittleres Drehmoment bei Osteosyntheseversagen von $7,01 \pm 3,67$ Nm erreicht werden. Die Versorgung mit Metallschrauben war bei einem Drehmoment von durchschnittlich $15,1 \pm 6,99$ Nm signifikant stabiler. Es wurden an verschiedenen Druckstrecken Drehmomente bestimmt, dabei zeigte sich bei zunehmender Belastung bis etwa 7 Nm bei Metall und bis 4,8 Nm bei Kompaktaschrauben kein signifikanter Unterschied. Erst bei höheren Belastungen wurden die Unterschiede signifikant.

In der zweiten Testreihe wurden die Schrauben aus Knochenkompakta durch eine Zuggurtung mit einem 5 mm breiten Polydioxanon-Band (PDS) ergänzt. Im Seitenvergleich der 12 Testpaare kam die AO-Zuggurtung mit zwei 1,8 mm Kirschner-Drähten zur Anwendung. Bei gleichem Prüfverfahren wurden bei der AO-Zuggurtung, bezogen auf das Osteosyntheseversagen, im Mittel $15,01 \pm 4,05$ Nm Drehmoment erreicht. Die Schrauben aus Knochenkompakta mit Polydioxanon-Zuggurtung erreichten durchschnittlich $11,91 \pm 4,96$ Nm und waren damit weniger stabil ($p = 0,044$). Hinsichtlich der Drehmomente bei unterschiedlichen Druckstrecken stellte sich ab 8 Nm bei der Zuggurtung und ab 6,5 Nm bei den Schrauben mit PDS ein signifikanter Unterschied dar. Eine gegenüberstellende Betrachtung beider Testreihen deutet daraufhin, dass beide Metallosteosyntheseverfahren ähnliche Festigkeitswerte erreichen. Die Ergebnisse mit Knochenkompaktaschrauben lassen sich durch die Ergänzung mit einem PDS-Band deutlich verbessern. Bei ähnlichen biomechanischen Untersuchungen zeigte sich, dass Osteosynthesen dieser Art bis 10 Nm Drehmoment standhalten müssen, um einfachen Belastungen im Rahmen der Frühmobilisierung standhalten zu können. Diese Anforderung wird durch die Osteosynthese mit bovinen Kompaktaschrauben und PDS-Zuggurtung erreicht.

Beim Osteosyntheseversagen brachen in der ersten Testreihe 76% der bovinen Schrauben, in der zweiten Testreihe waren es 37,5%. Es zeigte sich, wie auch bei dem Torsionstest, dass fast alle Schrauben am Gewindeanfang zerbrachen. Dies ist wohl ein Schwachpunkt dieser Schraube. Bei den Metallosteosynthesen kam es nie zu einem Schraubenbruch, bei der Zuggurtung wurde einmal die Drahtcerclage zerrissen, bevor ein 2 mm Spalt erreicht wurde. Sicherlich ist Metall ein stabileres Material als Knochen, dennoch zeigen diese Ergebnisse, dass die hier verwendete Methode aus biomechanisch-experimenteller Sicht den Anforderungen einer stabilen Olekranonosteosynthese genügt und somit eine sinnvolle Alternative darstellt. Die

Herstellung und Handhabung der bovinen Kompaktaschraube und des PDS-Bandes haben sich als unkompliziert dargestellt. Aus diversen Studien weiß man, dass das Ein- und Umbauverhalten, die geringen Festigkeitsverluste in den ersten Wochen, die minimalen Fremdkörperreaktionen und die geringen antigenen Eigenschaften sowohl der bovinen Knochenkompakta als auch des Polydioxanones sehr günstige Faktoren sind.

Vor diesem Hintergrund ist eine klinische Erprobung dieser Methode anzustreben. Jedes Osteosyntheseverfahren hat spezifische Vor- und Nachteile. Somit bedarf es bei jedem Patienten immer einer individuellen Entscheidung.

7. Literaturverzeichnis

- Ahl T, Dalen N, Lundberg A, Wykman A (1994) Biodegradable fixation of ankle fractures. A roentgen stereophotogrammetric study of 32 cases. Acta Orthop Scand. 65(2):166-70
- Amis AA, Miller JH (1995)
The mechanisms of elbow fractures: an investigation using impact tests in vitro. Injury. 26(3):163-8
- Apel, Olaf, Dissertation (1992) Experimentelle Untersuchung zur Osteosynthese mit Schraubenaus bovinem Knochen, TU München
- Ashman RB, Cowin SC, Van Buskirk WC, Rice JC (1984)
A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. J Biomech. 17(5):349-61
- Axhausen W (1962) Die Bedeutung der Individual- und Artspezifität der gewebe für die Freie Knochenüberpflanzung. Hefte Unfallheilkunde 72
- Berns T, Hofmann C, Gotzen L (2001) Strength testing of pins made of human femur cortical bone. Unfallchirurg. 104(1):64-8
- Berns T, Dissertation (2001) Herstellung und biomechanische Untersuchung von nativen, chemo- und thermobehandelten Implantatstiften aus humaner Femurkortikalis im Vergleich zu Implantatstiften aus resorbierbarer Polyglykolsäure, Universität Marburg
- Bos GD, Goldberg VM, Zika JM, Heiple KG, Powell AE (1983) Immune responses of rats to frozen bone allografts. J Bone Joint Surg Am. 65(2):239-46
- Bos GD, Goldberg VM, Powell AE, Heiple KG, Zika JM (1983) The effect of histocompatibility matching on canine frozen bone allografts. J Bone Joint Surg Am. 65(1):89-96

- Bostman OM (1996) Metallic or absorbable fracture fixation devices. A cost minimization analysis. *Clin Orthop.* (329):233-9
- Bostman OM, Paivarinta U, Partio E, Manninen M, Vasenius J, Majola A, Rokkanen P (1992) The tissue-implant interface during degradation of absorbable polyglycolide fracture fixation screws in the rabbit femur. *Clin Orthop.* (285):263-72
- Bostman O, Hirvensalo E, Partio E, Tormala P, Rokkanen P (1992) Resorbable rods and screws of polyglycolide in stabilizing malleolar fractures. A clinical study of 600 patients *Unfallchirurg.* 95(2):109-12. German
- Bostman OM (1991) Osteolytic changes accompanying degradation of absorbable fracture fixation implants. *J Bone Joint Surg Br.* 73(4):679-82
- Bostman OM (1991) Absorbable implants for the fixation of fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 73(1):148-53
- Bostman O, Hirvensalo E, Makinen J, Rokkanen P (1990) Foreign-body reactions to fracture fixation implants of biodegradable synthetic polymers. *J Bone Joint Surg Br.* 72(4):592-6
- Bostman O, Vainionpaa S, Hirvensalo E, Makela A, Vihtonen K, Tormala P, Rokkanen P (1987) Biodegradable internal fixation for malleolar fractures. A prospective randomised trial. *J Bone Joint Surg Br.* 69(4):615-9
- Brantigan JW, McAfee PC, Cunningham BW, Wang H, Orbegoso CM (1994) Interbody lumbar fusion using a carbon fiber cage implant versus allograft bone. An investigational study in the Spanish goat. *Spine.* 19(13):1436-44
- Bright RW, Burchardt H, (1983) The biomechanical properties of preserved bone grafts. In: Friedländer G.E., Mankin H.J., Sell K.W. (eds), *Osteochondral allografts-biologie, banking and clinical application.* Liitel, Brown, Boston, Toronto, p.241
- Brooks DB, Heiple KP, Herndon CH, Powell AE (1963) Immunological factors in homogenous bone transplantation. *J. Bone Joint Surg.* 76 –A :319-324

- Brendel W (1970) Transplantation and immunology]Arch Klin Exp Ohren Nasen Kehlkopfheilkd. 196(1):39-56. German
- Bucholz RW, Henry S, Henley MB (1994) Fixation with bioabsorbable screws for the treatment of fractures of the ankle.J Bone Joint Surg Am. 76(3):319-24
- Budassi R, Cantalamessa G, Landi F (1982) Olecranon fractures treated surgically. A comparison over time between "rod" and "screw" osteosynthesis Arch Putti Chir Organi Mov. 32:171-6
- Burstein AH, Reilly DT, Martens M (1976) Aging of bone tissue: mechanical properties. J Bone Joint Surg Am. 58(1):82-6
- Burwell RG (1963) Studies in the transplantation of bone V.J. Bone Joint Surg. 45-B:386-401
- Burwell RG (1966) Studies in the transplantation of bone. 8. Treated composite homograft-autografts of cancellous bone: an analysis of inductive mechanisms in bone transplantation. J Bone Joint Surg Br. 48(3):532-66
- Buttermann GR, Glazer PA, Bradford DS (1996) The use of bone allografts in the spine. Clin Orthop. (324):75-85
- Carter DR, Spengler DM (1978) Mechanical properties and composition of cortical bone. Basic Science and Pathology, Sectio III, Clinical Orthopaedics and Related Research 135:192
- Caterini R, Farsetti P, D'Arrigo C, Ippolito E (2002) Fractures of the olecranon in children. Long-term follow-up of 39 cases.J Pediatr Orthop B. 11(4):320-8
- Currey J (1984) The mechanical adaptations of bones. Princeton University Press, Princeton
- David A, Eitenmuller J, Von Oepen R, Muller D, Pommer A, Muhr G (1994) Mechanical strength and chemical stability of biodegradable block-polymerized and injection molded poly-L-lactide in vitro Unfallchirurg. 97(5):278-84

- Deliyannis SN (1973) Comminuted fractures of the olecranon treated by the Weber-Vasey technique. *Injury*. 5(1):19-24
- Dellarco VL, Generoso WM, Segal GA, Fowle JR 3rd, Jacobson-Kram D (1990) Review of the mutagenicity of ethylene oxide. *Environ Mol Mutagen*. 16(2):85-103
- Doursounian L, Prevot O, Touzard RC (1994) Osteosynthesis by tension band wiring of displaced fractures of the olecranon *Ann Chir*. 48(2):169-77
- Eitenmuller J, David A, Pommer A, Muhr G (1996) Surgical treatment of ankle joint fractures with biodegradable screws and plates of poly-L-lactide *Chirurg*. 67(4):413-8
- Eitenmuller J, Gerlach KL, Schmickal T, Muhr G (1987) Semirigid plate osteosyntheses using absorbable polymers as temporary implants. I. Introduction, chemical composition and material-related studies. *Chirurg*. 58(11):759-63
- Eitenmuller J, Gerlach KL, Schmickal T, Muhr G (1987) Semirigid plate osteosyntheses using absorbable polymers as temporary implants. II. Animal experiment studies. *Chirurg*. 58(12):831-9
- Elze P, Schramm G (1974) Gewebsreaktion implantierter Schrauben aus heteroplastischem Knochen und Knorpel im Kieferbereich. Klinische, röntgenologische, histologische, bio- und histochemische Untersuchungsergebnisse nach dreijähriger Beobachtungszeit. *Wiss. Z. d. Humboldt-Univ. zu Berlin, Math.-Nat.R.* 23:249-252
- Elze P, Schramm G (1974) Biomechanische Belastungsprüfung von Schrauben aus Knochensubstanz verschiedener Konservierungsart. *Wiss. Z. d. Humboldt-Univ. zu Berlin, Math.-Nat.R.* 23: 179-182
- Elves MW, Salama R (1974) A study of the development of cytotoxic antibodies produced in recipients of xenografts (heterografts) of iliac bone. *J Bone Joint Surg Br*. 56(2):331-9

- Enneking WF, Burchardt H, Puhl JJ, Piotrowski G (1975) Physical and biological aspects of repair in dog cortical-bone transplants.
J Bone Joint Surg Am. 57(2):237-52
- Ethicon, Nahtmaterial, Klammern, Implantate
- Evan FG, Lebow M (1951) Regional differences in some of the physical properties of the human femur. J.appl. Phys., 3:563-572
- Evans MC, Graham HK (1999) Olecranon fractures in children: Part 1: a clinical review; Part 2 a new classification and management algorithm.
J Pediatr Orthop. 19(5):559-69
- Fan GF, Wu CC, Shin CH (1993) Olecranon fractures treated with tension band wiring techniques.comparisons among three different configurations.
Changgeng Yi Xue Za Zhi. 16(4):231-8
- Flach K (1969) Olecranon fractures in adults, therapy and results
Arch Orthop Unfallchir. 65(2):173-81
- Friedlaender GE, Strong DM, Sell KW (1976) Studies on the antigenicity of bone. I. Freeze-dried and deep-frozen bone allografts in rabbits.
J Bone Joint Surg Am. 58(6):854-8
- Friedlaender GE (1976) The antigenicity of preserved allografts.
Transplant Proc. 8(2 Suppl 1):195-200
- Früh, H-J Ascherl R, Scherer MA , Blümel G (1990) Biomechanische Untersuchungen zur Festigkeit von Schrauben aus Knochenmaterial
Acta Chirurgica Austriaca 22/3:160
- Fyfe IS, Mossad MM, Holdsworth BJ (1985) Methods of fixation of olecranon fractures. An experimental mechanical study.J Bone Joint Surg Br. 67(3):367-72
- Gast RK, Stone HD, Holt PS (1993) Evaluation of the efficacy of oil-emulsion bacterins for reducing fecal shedding of Salmonella enteritidis by laying hens.
Avian Dis. 37(4):1085-91

- Gast RK, Stone HD, Holt PS, Beard CW (1992) Evaluation of the efficacy of an oil-emulsion bacterin for protecting chickens against *Salmonella enteritidis*. *Avian Dis.*36(4):992-9
- Gicquel PH, De Billy B, Karger CS, Clavert JM (2001) Olecranon fractures in 26 children with mean follow-up of 59 months. *J Pediatr Orthop.* 21(2):141-7
- Goh JC, Ang EJ, Bose K (1989) Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones. *Acta Orthop Scand.* 60(4):465-7
- Gongalski W (1974) Knochenheteroplastik. *Wiss. Z. d. Humboldt-Univ. zu Berlin, Math.-Nat.* 23:271-273
- Gonzalez CR, Isibasi A, Ortiz-Navarrete V, Paniagua J, Garcia JA, Blanco F, Kumate J (1993) Lymphocytic proliferative response to outer-membrane proteins isolated from *Salmonella*. *Microbiol Immunol.* 37(10):793-9
- Guillemin G, Patat J, Fournie J, Chetail M (1987) The use of coral as a bone graft substitute. *J. Biomed. Mat. Res.* 21:557-567
- Gupta D, Tuli SM (1982) Osteoinductivity of partially decalcified alloimplants in healing of large osteoperiosteal defects. *Acta Orthop Scand.* 53(6):857-65
- Haas GH (1986) PDS-Splinte zur Frakturbehandlung. *Handchirurgie* 18:295-297
- Hallfeldt KK, Kessler S, Puhlmann M, Mandelkow H, Schweiberer L (1992) The effect of various sterilization procedures on the osteoinductive properties of demineralized bone matrix *Unfallchirurg.*95(7):313-8
- Heimann, D (1970) Conservative surgery of olecranon fractures, *Monatsschr Unfallheik Versicher Versorg Verkehrsmed, Jul; 73(7): 325-330*
- Helm RH, Hornby R, Miller SW (1987) The complications of surgical treatment of displaced fractures of the olecranon. *Injury.* 18(1):48-50
- Hirvensalo E (1989) Fracture fixation with biodegradable rods. Forty-one cases of severe ankle fractures. *Acta Orthop Scand.* 60(5):601-6

- Hoffmann R, Krettek C, Haas N, Tscherne H (1989) Distal radius fracture. Fracture stabilization with biodegradable osteosynthesis pins (Biofix). Experimental studies and initial clinical experiences. *Unfallchirurg.* 92(9):430-4
- Hoffmann R, Krettek C, Hetkamper A, Haas N, Tscherne H (1992) Osteosynthesis of distal radius fractures with biodegradable fracture rods. Results of two years follow-up. *Unfallchirurg.* 95(2):99-105
- Hofmann C, Schädel-Höpfner M, Berns T, Sitter H, Gotzen L (2003) Einfluss von Prozessierung und Sterilisation auf die Festigkeit von Pins aus boviner Tibiakompakta, *Unfallchirurg* 106:478-482
- Holdsworth BJ, Mossad MM (1984) Elbow function following tension band fixation of displaced fractures of the olecranon. *Injury.* 16(3):182-7
- Holl HJ, Brandl A, Obwegeser JA (1999) Ermittlung der mechanischen Eigenschaften von Knochenschrauben aus Knochenmaterial aufgrund verschiedener Behandlungen. *Österreichische Ingenieur- und Architektenzeitschrift* 144(4): 169-173
- Hommel HJ (1967) Bones as osteosynthesis material. *Beitr Orthop Traumatol.* 14(10):571-4
- Hope PG, Williamson DM, Coates CJ, Cole WG (1991) Biodegradable pin fixation of elbow fractures in children. A randomised trial. *J Bone Joint Surg Br.* 73(6):965-8
- Horner SR, Sadasivan KK, Lipka JM, Saha S (1989) Analysis of mechanical factors affecting fixation of olecranon fractures. *Orthopedics.* 12(11):1469-72
- Ikeda M, Fukushima Y, Kobayashi Y, Oka Y (2001) Comminuted fractures of the olecranon. Management by bone graft from the iliac crest and multiple tension-band wiring. *J Bone Joint Surg Br.* 83(6):805-8
- Jofe MH, Gebhardt MC, Tomford WW, Mankin HJ (1988) Reconstruction for defects of the proximal part of the femur using allograft arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 70(4):507-16

- Johnson RP, Roetker A, Schwab JP (1986) Olecranon fractures treated with AO screw and tension bands. *Orthopedics*. 9(1):66-8
- Jorgenson SS, Lowe TG, France J, Sabin J (1994) A prospective analysis of autograft versus allograft in posterolateral lumbar fusion in the same patient. A minimum of 1-year follow-up in 144 patients. *Spine*. 15;19(18):2048-53
- Juutilainen T, Patiala H, Rokkanen P, Tormala P (1995) Biodegradable wire fixation in olecranon and patella fractures combined with biodegradable screws or plugs and compared with metallic fixation. *Arch Orthop Trauma Surg*. 114(6):319-23
- Juutilainen T, Patiala H, Ruuskanen M, Rokkanen P (1997) Comparison of costs in ankle fractures treated with absorbable or metallic fixation devices. *Arch Orthop Trauma Surg*. 116(4):204-8
- Kankare J (1997) Tibial condylar fractures fixed with totally absorbable, self-reinforced polyglycolide screws. A preliminary report. *Arch Orthop Trauma Surg*. 116(3):133-6
- Kankare J, Rokkanen P (1998) Dislocated fractures of the talus treated with biodegradable internal fixation. *Arch Orthop Trauma Surg*. 117(1-2):62-4
- Katthagen B-D (1986) Knochenregeneration mit Knochnersatzmaterialien. *Hefte zur Unfallheilkunde* 178
- King GJ (1996) Plate fixation of comminuted olecranon fractures: an in vitro biomechanical study. *J. Shoulder Elbow Surg*. 5(6):437-41
- Kinik H, Us AK, Mergen E (1999) Self-locking tension band technique. A new perspective in tension band wiring. *Arch Orthop Trauma Surg*. 119(7-8):432-4
- Kirkeby OJ, Nordsletten L, Skjeldal S (1992) Healing of cortical bone grafts in athymic rats. *Acta Orthop Scand*. 63(3):318-22
- Kiviluoto O, Santavirta S (1978) Fractures of the olecranon. Analysis of 37 consecutive Cases. *Acta Orthop Scand*. 49(1):28-31

- Kloot van JF (1964) Results of treatment of fractures of the olecranon.
Arch Chir Neerl. 16(4):237-49
- Knese KH (1955) in Knese KH (1979) Mechanik und Festigkeit des Knochengewebes in: Handbuch der medizinischen Radiologie, Bd.IV/1, Hrsg.v.L. Diethelm, O Olsson, F Strand, H Vieten, A Zuppinger, Springer Verlag, Heidelberg, New York
- Komender J, Malczewska H, Komender A (1991) Therapeutic effects of transplantation of lyophilized and radiation-sterilized, allogeneic bone. Clin Orthop. (272):38-49
- Koskinen E S, Salenius P, Alho A (1979) Allogenic transplantation in low-grade malignant bone tumors. Acta Orthop. Scand. 50:129-138
- Kozin SH, Berglund LJ, Cooney WP, Morrey BF, An KN (1996) Biomechanical analysis of tension band fixation for olecranon fracture treatment. J Shoulder Elbow Surg. 5(6):442-8
- Küppermann W (1957) Osteosynthese mit konservierten Knochen. Mtsschr. Unfallheilkunde 60:74
- Küppermann W (1961) Erfahrungen mit heteroplastischen Knochen bei der Knochenbruchheilung Mtsschr. Unfallheilkunde 65:246-251
- Kumta S, Yip K, Roy N, Lee SK, Leung PC (1996) Revascularisation of bone allografts following vascular bundle implantation: an experimental study in rats. Arch Orthop Trauma Surg. 115(3-4):206-10
- Kuner EH, Keller H (1986) Bone banks. Equipment, tissue collection, cold preservation, organization, safety. Orthopade. 15(1):16-21
- Kunz E, Weckbach A, Rein S (1995) Resorbable osteosynthesis rods. An experimental study of the biomechanics and degradation of various rods of polyglycolide and poly (-L-lactide). Unfallchirurgie. 21(1):1-7

- Labitzke R (1975) Theory of traction. Determination of the optimal arrangement of metal in the dorsal traction of an olecranon fracture.
Arch Orthop Unfallchir. 81(3):179-92
- Labitzke R, Towfigh H (1980) Technic and results of lateral tension-band wiring of patella and olecranon-fractures (author's transl). Unfallheilkunde. 83(9):450-6
- Leixnering M, Moser KL, Poigenfurst J (1989) Use of Biofix C for stabilizing medial ankle Fractures. Aktuelle Traumatol. 19(3):113-5
- Lerwick E (1983) Studies on the efficacy and safety of polydioxanone monofilament absorbable suture. Surg Gynecol Obstet. 156(1):51-5
- Lewis SE, Barnett LB, Akeson EC, Davisson MT (1990) A new dominant neurological mutant induced in the mouse by ethylene oxide. Mutat Res. 229(2):135-9
- Liu Z, Xia L, Gong W (1998) Preliminary report of xenogenic bone graft for sixty-five cases Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi. 12(5):309-11
- Lom P, Strnad J (1974) Osteosynthesis of the olecranon Rozhl Chir. 53(8):548-55
- Lorenz R (1981) Is there a typical Olecranon Fracture? A classification according to anatomical and biomechanical considerations (author's transl) ROFO Fortschr Geb Rontgenstr Nuklearmed. 135(6):699-703
- Mankin HJ, Doppelt SH, Sullivan TR, Tomford WW (1982) Osteoarticular and intercalary allograft transplantation in the management of malignant tumors of bone. Cancer. 15;50(4):613-30
- Matern U, Ascherl R, Scherer MA, Geißdörfer K, Schmeller ML, Blümel G (1990) Resorptionsverhalten xenogener boviner Knochenschrauben.
Acta Chirurgica Austriaca 22/3:160
- Matern U, Dissertation (1992) Untersuchung zur biologischen Wertigkeit xenogener Knochenschrauben, Institut für Experimentelle Chirurgie, Klinikum Rechts der Isar, PD. Dr. R. Ascherl Technische Universität München

- Mc Gann W, Mankin HJ, Harris WH (1986) Massive allografting for severe failed total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.* 68-A :4-12
- Meier W (1981) Treatment and late results of 105 consecutive olecranon fractures (author's transl). *Orthopade.* 10(4):291-6
- Mellonig JT (1996) Bone allografts in periodontal therapy. *Clin. Orthop.* (324):116-25
- Moed BR, Ede DE, Brown TD (2002) Fractures of the Olecranon: An In Vitro Study of Elbow Joint Stresses after Tension-Band Wire Fixation versus Proximal Fracture Fragment Excision. *J. Trauma.* 53(6):1088-93
- Mukkur TK, Walker KH, Baker P, Jones D (1995) Systemic and mucosal intestinal antibody response of sheep immunized with aromatic-dependent live or killed *Salmonella typhimurium*. *Comp Immunol Microbiol Infect Dis.* 18(1):27-39
- Mullett JH, Shannon F, Noel J, Lawlor G, Lee TC, O'Rourke SK (2000) K-wire position in tension band wiring of the olecranon - a comparison of two techniques. *Injury.* 31(6):427-31
- Murphy DF, Greene WB, Gilbert JA, Dameron TB Jr (1987) Displaced olecranon fractures in adults. Biomechanical analysis of fixation methods. *Clin Orthop.* (224):210-4
- Murphy DF, Greene WB, Dameron TB Jr (1987) Displaced olecranon fractures in adults. Clinical evaluation. *Clin Orthop.* (224):215-23
- Nakamura T, Shimizu Y, Okumura N, Matsui T, Hyon SH, Shimamoto T (1994) Tumorigenicity of poly-L-lactide (PLLA) plates compared with medical-grade polyethylene. *J Biomed Mater Res.* 28(1):17-25
- Obwegeser JA (1994) Osteosynthesis using biodegradable Poly-p-dioxanon (PDS II) in Le Fort I-osteotomy without postoperative intermaxillary fixation. *J. Craniomaxillofac Surg.* 22(3):129-37

- Obwegeser JA (1994) Bioconvertible screws made of allogenic cortical bone for osteosynthesis following sagittal split ramus osteotomy without postoperative immobilisation. *J. Craniomaxillofac Surg.* 22(2):63-75
- Paremain GP, Novak VP, Jinnah RH, Belkoff SM (1997) Biomechanical evaluation of tension band placement for the repair of olecranon fractures. *Clin Orthop.* (335):325-30
- Partio EK, Bostman O, Vainionpaa S, Hirvensalo E, Vihtonen R, Tormala P, Rokkanen (1991) The treatment of cancellous bone fractures with biodegradable screws. Clinical study. *Biomaterials Degradation*, Barbosa M.A., Elsevier Science Publishers B.V., S.391
- Partio EK (1992) Immobilization and early mobilization of malleolar fractures after osteosynthesis with resorbable bone screws. *Unfallchirurgie.* 18(5):304-10
- Partio EK, Hirvensalo E, Bostman O, Patiala H, Vainionpaa S, Vihtonen R, Helevirta P, Tormala P, Rokkanen P (1992) Absorbable rods and screws: a new method of fixation for fractures of the olecranon. *Int Orthop.* 16(3):250-4
- Partio EK, Tuompo P, Hirvensalo E, Bostman O, Rokkanen P (1997) Totally absorbable fixation in the treatment of fractures of the distal femoral epiphyses. A prospective clinical study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 116(4):213-6
- Pelker RR, Friedlaender GE, Markham TC, Panjabi MM, Moen CJ (1984) Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. *J Orthop Res* 1:405-411
- Petraco DM, Koval KJ, Kummer FJ, Zuckerman JD (1996) Fixation stability of olecranon osteotomies. *Clin Orthop.* (333):181-5
- Povel JA, Paffen PJ, Busman DC (1979) Mechanical force exercised on the elbow joint in olecranon fractures (author's transl). *Aktuelle Traumatol.* 9(5):269-76
- Prayson MJ, Williams JL, Marshall MP, Scilaris TA, Lingenfelter EJ (1997) Biomechanical comparison of fixation methods in transverse olecranon fractures: a cadaveric study. *J Orthop Trauma.* 11(8):565-72

- Rehm KE, Helling HJ, Claes L (1994) Report of the Biodegradable Implants Study Group *Aktuelle Traumatol.* 24(2):70-3
- Rokkanen P, Bostman O, Vainionpaa S, Vihtonen K, Tormala P, Laiho J, Kilpikari J, Tamminmaki M (1985) Biodegradable implants in fracture fixation: early results of treatment of fractures of the ankle. *Lancet.* 22;1(8443):1422-4
- Rokkanen P., Majola A., Vasenius J., Vainionpää S (1990) Strength retention of self-reinforced polyglycolide (SR-PGA) and SR-poly lactide acid (PLA) composite rods in vitro and vivo. *Acta Orthop. Scand.* 61(1) Suppl. 235:51
- Rosenberg, DML, Glass, OA, Rosenberg N, Lewis MR, Dale WA (1970) Experience with modified carotid arteries in arterial surgery *Surgery* 68, 1064-1073
- Ruf W, Schult W, Buhl K (1990) The stabilization of malleolar fractures and flake injuries using absorbable polyglycolide pins (Biofix) *Unfallchirurgie.* 16(4):202-9
- Rustemeier M, Ganssmann M (1986) Treatment of osseous ruptures of the flexor tendons with resorbable materials. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 18(5):302-3
- Santavirta S, Konttinen YT, Saito T, Gronblad M, Partio E, Kemppinen P, Rokkanen P (1990) Immune response to polyglycolic acid implants. *J Bone Joint Surg Br.* 72(4):597-600
- Scherer MA, Ascherl R, Geißdörfer K, Apel O, Matern U, Blümel G (1990) Teillast-Osteosynthesen mit resorbierbaren, bovinen Knochenschrauben. In: *Ver. Bayer. Chir. (Hrsg): Wiss. Referate 67. Tagung, Demeter Gräfelfing*
- Scherer MA, Ascherl R, Geißdorfer K, Früh H J, Blümel G (1991) Resorbierbare Schrauben aus Knochengewebe. Experimentelle Untersuchungen. *Akt Chir.* 26:272-275
- Schumada I, Binjaschewski E (1974) Die reparative Regeneration des Knochengewebes bei der Osteosynthese von Schenkelhalsbrüchen mittels homo- und heterologer Knochenfixatoren (Experimentelle Untersuchungen). *Wiss. Z. d. Humboldt-Univ. zu Berlin, Math.- Nat. R.* 23:267-270

- Schwier V (1957) Osteosynthese mit Kortikalisschrauben.
Mtsschr. Unfallheilkunde 60:109-112
- Schwier V (1958) Osteosynthese von Unterschenkelchaftbrüchen mit knöchernen Schrauben. Mtsschr. Unfallheilkunde 61: 234-239
- Schwier V (1959) Zu den Problemen der Osteosynthese, der Knochenneubildung und der Knochenverpflanzung, Chirurg,Akt. Traumatol. 20, 102-107
- Schwier V (1960) Übersicht zu den Problemen der Osteosynthese, der Knochenneubildung und der Knochenverpflanzung. Der Chirurg 31 (5) :220-236
- Sedlin EA (1965) A rheologic model for cortical bone. A study of the physical properties of human femoral samples. Acta Orthop Scand. Suppl. 83:1-77
- Sedlin EA, Hirsch C (1966) Factor affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. Acta Orthop Scand. 37:29-48
- Sinisaari I, Patiala H, Bostman O, Makela EA, Hirvensalo E, Partio EK, Tormala P, Rokkanen P (1996) Metallic or absorbable implants for ankle fractures: a comparative study of infections in 3,111 cases. Acta Orthop Scand. 67(1):16-8
- Spence KF Jr, Bright RW, Fitzgerald SP, Sell KW (1976) Solitary unicameral bone cyst: treatment with freeze-dried crushed cortical-bone allograft. A review of one hundred and forty-four cases. J Bone Joint Surg Am. 58(5):636-41
- Springer MA, van Binsbergen EA, Patka P, Bakker FC, Haarman HJ (1998) Resorbable rods and screws for fixation of ankle fractures. A randomized clinical prospective study. Unfallchirurg. 101(5):377-81
- Stanislavsky ES, Kholodkova EV, Makarenko TA, Sukhachevskaya MV (1995) Mouse protection induced by Pseudomonas aeruginosa PAC1R and its defective mutants, Salmonella minnesota Re-mutant and Escherichia coli O14. FEMS Immunol Med Microbiol. 11(2):81-6

- Steinmann R, Gerngross H, Hartel W (1990) The use of bioresorbable implants (Biofix) in surgery. The indications, technic and initial clinical results
Aktuelle Traumatol. 20(2):102-7
- Thielemann FW, Spaeth G, Veihelmann D, Schmidt K (1982) Osteoinduction. Part I: Test model and comparative long term observation of allogenic and xenogenic matrix implants. Arch Orthop Trauma Surg. 99(4):217-22
- Thielemann FW, Schmidt K, Koslowski L (1982) Osteoinduction. Part II: Purification of the osteoinductive activities of bone matrix.
Arch Orthop Trauma Surg. 100(2):73-8
- Tormala P, Vasenius J, Vainionpaa S, Laiho J, Pohjonen T, Rokkanen P (1991) Ultra-high-strength absorbable self-reinforced polyglycolide (SR-PGA) composite rods for internal fixation of bone fractures: in vitro and in vivo study.
J Biomed Mater Res. 25(1):1-22
- Veras Del Monte L, Sirera Vercher M, Busquets Net R, Castellanos Robles J, Carrera Calderer L, Mir Bullo X (1999) Conservative treatment of displaced fractures of the olecranon in the elderly. Injury. 30(2):105-10
- Voggenreiter G, Ascherl R, Fruh HJ, Blumel G, Schmit-Neuerburg KP (1995) Preservation and sterilization of cortical bone--biomechanical studies of the rat.
Unfallchirurg. 98(2):53-8
- Wadsworth TG (1976) Screw fixation of the olecranon. Lancet. 2(7995):1118-9
- Wadsworth TG (1976) Screw fixation of the olecranon after fracture or osteotomy.
Clin Orthop. (119):197-201
- Weber BG (1973) Olecranon fractures. Z Unfallmed Berufskr. 66(2):66-70
- Wellmitz G (1974) Importance of immunology in the transplantation of bones and joints
Ortop Travmatol Protez. 1974 Jul;(7):6-9
- Wissing JC, van der Werken C (1991) Tension band osteosynthesis of resorbable material Unfallchirurg. 94(1):45-6

- Wolff J (1863) Die Osteoplastik in ihrer Beziehung zur Chirurgie und Physiologie
Langenbecks Arch. Klein. Chir. 4, 183
- Wolfgang G, Burke F, Bush D, Parenti J, Perry J, LaFollette B, Lillmars S (1987)
Surgical treatment of displaced olecranon fractures by tension band wiring
technique. Clin Orthop. (224):192-204
- Wu CC, Tai CL, Shih CH (2000) Biomechanical comparison for different configurations
of tension band wiring techniques in treating an olecranon fracture.
J Trauma. 48(6):1063-7
- Wustner MC, Partecke BD, Buck-Gramcko D (1986) Resorbable PDS splints in
fracture stabilization and for arthrodeses of the hand
Handchir Mikrochir Plast Chir. 18(5):298-301
- Zaborszky Z (1967) Use of homeoplastic bone screw in the treatment of
pseudoarthroses., Symp. Biol.Hung., 7:323-328

8. Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer an der Philipps-Universität Marburg waren die Damen und Herren Dozenten und Professoren:

Arnold, Aumüller, Barth, Basler, Baum, Behr, Bertalanffy, Bien, Bolm, Brilla, Christiansen, Czubayko, Daut, Engel, Fruhstorfer, Fuhrmann, Geus, Görk, Gotzen, Gressner, Griss, Grzeschik, Habermehl, Happle, Hellinger, Hesse, Hofmann C, Hofmann R, Jones, Kern, Klenk, Klose, Koolmann, Krieg, Lennartz, Leppek, Maisch, Moll, Moosdorf, Mueller, Oertel, Radsack, Remschmidt, Röhm, Rogausch, Rosenow, Rothmund, Schachtschabel, Schäfer, Schnabel, Schulz, Schulze, Seifart, Seitz, Slenzka, Steininger, v. Wichert, Vohland, Voigt, Weihe, Werner, Westermann

Meine akademischen Lehrer an der Ludwig-Maximilians-Universität München waren die Damen und Herren Dozenten und Professoren:

Burgass, Mündel B., Mündel D., Pütterich, Scherberich, Schwartz, Tezmen

9. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meiner Frau Claudia Lührs da Silva, die mir durch ihre Geduld und Motivation eine sehr große Hilfe war. Meinem Bruder PD Dr. med. Hardi Lührs bin ich für die Hilfe bei der Korrektur meines Manuskriptes zu großem Dank verpflichtet. Meinen Eltern Dr. med. Rolf Lührs und Karin Lührs danke ich für die großzügige Unterstützung und beratenden Gespräche während meiner Studienzeit.

Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Leo Gotzen verdanke ich die Ermöglichung dieser Arbeit mit all seiner Unterstützung und Förderung.

Für die Idee, die Verwirklichung und die intensive Unterstützung dieser Arbeit bin ich meinem Betreuer Dr. med. Christian Hofmann zu großem Dank verpflichtet.

Ebenso danke ich Herrn Weber für die kreative Unterstützung bei der Herstellung der feinmechanischen Bauteile.