

Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie
der Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Vergleichende biomechanische Untersuchungen zum axialen
Ausreißverhalten von vier verschiedenen Schraubentypen zur operativen
Behandlung von diakapitulären Frakturen des
Collum mandibulae

Dominik Scheruhn

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin
der Technischen Universität zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. W. Mittelmeier, Universität Rostock
2. Univ.-Prof. Dr. Dr. h.c. (UMF Temeschburg) H.-H. Horch

Die Dissertation wurde am 08.06.2005 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin
am 06.07.2005 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Zur Problematik der osteosynthetischen Stabilisierung bestimmter Collumfrakturen	3
2.1	Osteosynthese mit Schrauben am Collum mandibulae	3
2.2	Möglichkeiten von Schraubentypen in der operativen Medizin	8
2.3	Bisherige biomechanische Untersuchungen zur Problematik.....	11
3	Material und Methode	13
3.1	Verwendete Schrauben und Präparate.....	13
3.2	Getestete Versuchsaufbauten.....	15
3.3	Versuchsablauf	26
3.4	Quantitative Knochendichtemessungen.....	31
3.5	Berechnung der tragenden Querschnitte der Schrauben	32
3.6	Statistische Auswertung.....	33
4	Ergebnisse	34
4.1	Versuchsreihe 1	34
4.1.1	Ausreißkraftmessungen.....	34
4.1.2	Wegmessungen	35
4.1.3	Quantitative Knochendichtemessung	35
4.1.4	Korrelation von Kraft zu Knochendichte	35
4.2	Versuchsreihe 2	36
4.2.1	Ausreißkraftmessung.....	36
4.2.2	Wegmessung und Schraubenverhalten	37
4.2.3	Quantitative Knochendichtemessung	41
4.2.4	Korrelation von Kraftwert zu Knochendichte	42
4.2.5	Abhängigkeit des Kraftwertes von den Schraubenkoeffizienten	43

5	Diskussion	46
5.1	Diskussion der Methode.....	46
5.2	Diskussion der Ergebnisse.....	49
6	Zusammenfassung	53
7	Literaturverzeichnis	54
8	Abbildungsverzeichnis.....	65
9	Tabellenverzeichnis	66
10	Produkt- und Materialverzeichnis.....	67
11	Danksagung.....	68

1 Einleitung

In der Versorgung von Frakturen des Collum mandibulae wurden neben Erfahrungen in der konservativen Behandlung ([6] S.43, [8] S.230, [9] S.539, [25] S.112, [27] S.67, [44] S.87, [56] S.418, [63] S.503, [75] S.81, [77] S.463, [78] S.69, [79] S.85, [84] S.200; [88] S.80, [102] S.129) in den letzten Jahren vermehrt Osteosyntheseverfahren ([2] S.810, [18] S.341, [24] S.52, [27] S.69, [35] S.132, [65] S. 25, [75] S.82, [79] S.85, [88] S.79) erprobt. Um die bei der konservativen Behandlung häufiger aufgetretenen Okklusionsstörungen ([5] S.260, [15] S.125, [25] S.238, [27] S.69, [68] S.558) zu vermeiden, sollen die Osteosyntheseverfahren eine korrekte Reposition und sichere Retention des Frakturbereiches gewährleisten.

Intraoperative Probleme der Osteosyntheseversorgung bestehen vor allem beim operativen Zugangsweg mit entsprechenden Risikofaktoren (Wundheilung, Gefäß- und Nervenläsionen) und in der Positionierung des Osteosynthesematerials.

Im Falle einer diakapitulären Fraktur der Typen VI A und VI B nach Spiessl und Schroll [99] (siehe Abb. 3) erfolgt der operative Zugangsweg retroauriculär (siehe Abb. 4), wobei die meist nach antero-medial dislozierten Anteile der Walze bzw. des Gelenkköpfchens samt Gelenkkapsel durch Zugschrauben von lateral diaartikulär reponiert werden. Zur Vermeidung von Fragmentdislokationen wird eine Immobilisation für drei Wochen empfohlen ([47] S.192).

In der Gestaltung von derartigen Osteosynthesemitteln wurden verschiedene Materialien, Durchmesser, Gewindehöhen und -Geometrien vorgeschlagen ([39] S.279, [54] S.160, [81] S.201, 202).

Der Gebrauch von resorbierbaren Polymerschrauben anstelle von metallenen Materialien zur Knochenfixierung ist seit fast 20 Jahren von großer Bedeutung in der Forschung der Mund- Kiefer- Gesichts-Chirurgie ([7] S.275, [29] S.1434, [32] S.479, [18] S.346). Bei deren Beurteilung werden jeweils Biokompatibilität, Materialresorption und intraoperativer Handhabung ein hoher Stellenwert beigemessen.

In der Entwicklung von resorbierbaren Schrauben z. B. aus Poly-Lactit wurde versucht, den Nachteil der Metallentfernung zu vermeiden, aber dadurch wiederum

eine mögliche, verstärkte Fremdkörperreaktion in Kauf genommen ([7] S.276, [32] S.99, [40] S.346, [80] S.672).

Die unzureichende stabilisierende Wirkung einzelner Kieferschrauben auf die nötige Fragmentretention bis zur Abheilung führte zu erhöhten Pseudarthrose-Raten ([5] S.260, [19] S.346, [24] S.55, [68] S.558)

Mit Designvariationen von Gewinde und Schraubenkopf wurde andererseits angestrebt, eine stabilere Fixierung im Frakturbereich zu erzielen.

In der Literatur sind verschiedene biomechanische Untersuchungen zu Osteosyntheseschrauben zu finden ([13] S.192, [39] S.279, [43] S.287, [54] S.160, [81] S.200, [96] S.2).

Angesichts der Kontroverse bezüglich der geeigneteren Operationstechniken sowie in Anbetracht neuerer Entwicklungen von Schraubentypen und -Werkstoffen für den Einsatz in der Mund- Kiefer- Gesichts-Chirurgie beschreiben aber nur wenige Autoren vergleichende biomechanische Versuche zu dieser methodisch schwierigen Problematik ([39] S.279, [54] S.161, [93] S.72).

Bezüglich der **spongiösen** Ausreißfestigkeit der hier getesteten Systeme gab es bisher keine ausreichend reproduzierbaren, vergleichenden biomechanischen Untersuchungen ([54] S.163).

Ziel dieser Arbeit war einerseits die Entwicklung einer reproduzierbaren Methode zur biomechanischen Untersuchung der spongiösen Ausreißfestigkeit derartiger kleiner Schrauben am Kiefergelenk im Hinblick auf Collumfrakturen. Zum anderen sollte über diese Methode letztlich vergleichend die primäre Ausreißfestigkeit von vier handelsüblichen Schrauben am Tierknochenmodell untersucht werden.



Abbildung 1: Schraubentypen v.l.: Titan 1,2x13 mm; 1,7x15 mm; 2,0x15 mm; PLLA-PGA]

2 Zur Problematik der osteosynthetischen Stabilisierung bestimmter Collumfrakturen

2.1 Osteosynthese mit Schrauben am Collum mandibulae

Die konservative Behandlung von hohen Condylusfrakturen beruht vor allem auf aussagekräftigen Langzeitergebnissen von ausgereiften, funktionstherapeutischen Konzepten ([9] S.540, [44] S.85, [88] S.90). Diese bestehen vor allem in der kurzfristigen maxillomandibulären Immobilisierung mit dentalen Schienenverbänden und frühzeitiger Mobilisation ([77] S.462, [88] S.80). Somit wird laut RAHN eine funktionelle Adaptation angestrebt ([84] S.201). Eine solche Indikation ist bei einer Anzahl von Autoren vor allem im Wachstumsalter und bei niedriggradigen Dislokationsfrakturen (bis 50 Grad) gegeben ([25] S.112, [31] S.126, [33] S.37, [74] S.502, [84] S.201, [109] S.772).

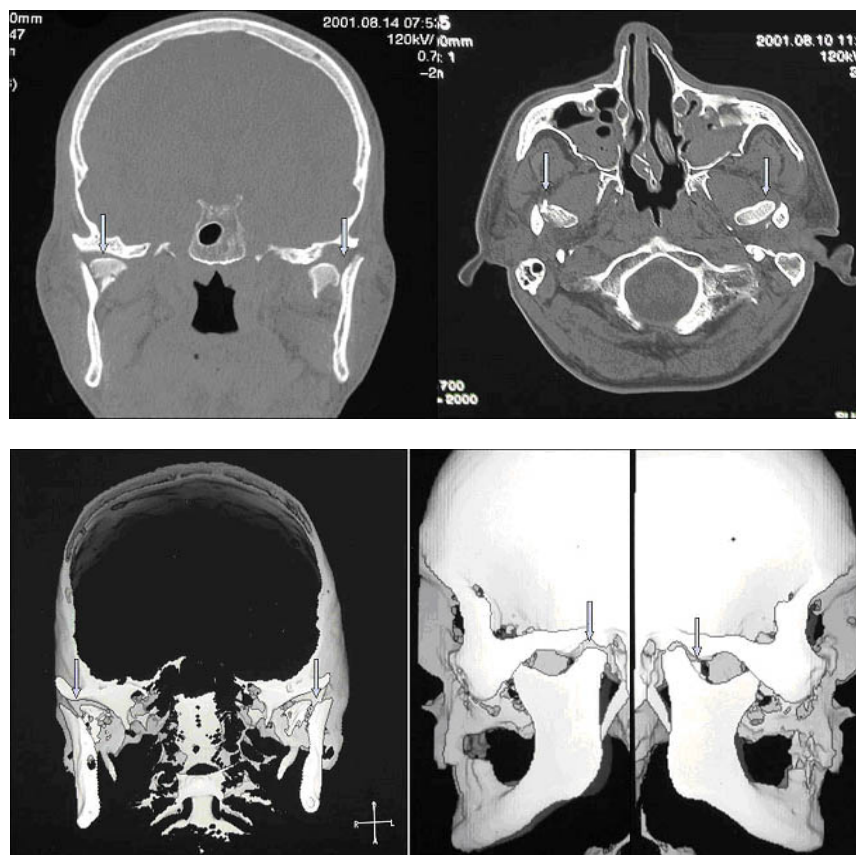


Abbildung 2: Fallbeispiel einer doppelseitigen Gelenkwalzenfraktur in der CT Darstellung koronar (links oben), axial (rechts oben) und in 3 D-Rekonstruktion [71]

Bei Luxationsfrakturen (entsprechend den Gruppen V und VI in der Klassifikation nach Spiessl und Schroll ([99] S.136) unterliegt das kleine Fragment bei Kontraktion des Musculus pterygoideus lateralis einer Zugrichtung dislozierend von der Frakturebene. Es kommt also regelmäßig zu einer Luxation der medialen Walzenanteile vor allem nach medial- anterior ([66] S.111, [68] S.556, [83] S.69, [86] S.414, [88] S.72, [93] S.24).

Die ausbleibende Reposition des Fragmentes sowie die wirkenden Kaukräfte ([28] S.256, [59] S.810) bewirken verschiedenartige anatomische (70% der Fälle) und funktionelle Veränderungen des Condylus. Diese sind z.B. die Reduktion der Gelenkfortsatzhöhe, Neoarthrosen, Deformationen der Gelenkwalze und atypisch bzw. unregelmäßiger verlaufende Condylenbahnen ([3] S.271, [5] S.260, [20] S.345, [49] S.351, [31] S.126, [66] S.114, [75] S.82, [102] S.128). SILVENNIONEN ([96] S.282) beschrieb zudem eine drohende Überbelastung des kontralateralen Gelenkes bei Kaubelastung, die zu einem „post condylar fracture syndrome“ ([90] S.394) führen kann.

Die Indikationen und Vorteile einer operativen Versorgung von Kollumfrakturen waren in den letzten Jahrzehnten Anlass zu widersprüchlichen Diskussionen. Bereits in den 20er Jahren beschrieben PERTHES [1924] und WASSMUND [1927] erste operative Verfahren zu diesem Thema ([88] S.69). Seit Einführung der Miniplattenosteosynthese ([60] S.82, [18] S.340, [44] S.99) wurde anhand von verschiedenen Konzepten die operative Stabilisierung hinsichtlich Osteosynthesetechniken und -Werkstoffen immer weiter optimiert ([24] S.53, [40] S.347, [74] S.502, [75] S.81, [81] S. 672, [88] S.82). Diese hat sich jedoch erst schrittweise und langsam in den operativen Zentren durchgesetzt ([68] S.554).

Obwohl die von PAPE ([75] S.81) 1980 erstmalig beschriebene Operationsmethode seitdem durch eine Vielzahl von Publikationen sowohl über Osteosynthese- als auch Zugangsmethoden ([9] S.541, [21] S.249, [32] S.99, [65] S.25, [88] S.81) eine wachsende Erfolgsquote aufwies, erklärten BAKER et al. noch im Jahr 1995 die diakapitulären Frakturen einer sicheren und effektiven Osteosynthese nicht zugänglich ([5] S.264).

Als Hauptgründe für die zögernde Akzeptanz gelten vor allem die **operationstechnischen Schwierigkeiten:**

- Der anspruchsvolle Zugang zur Gelenkfortsatzregion ([16] S.48, [24] S.55,[25] S.115, [30] S.13, [74] S.83).
- Die hohe anatomische Variabilität des Processus condylaris .
- Neuronale Ausfälle durch Verletzung des Nervus (N.) facialis ([21] S.249, [24] S.54, [28] S.256, [66] S.260,[83], S.80, [88] S.71) bzw. N. auriculotemporalis (Gehörgangsstenose, Sensibilitätsstörungen, Hyper- oder Dysästhesien ([69] S.261).

Demgegenüber bietet die chirurgische Therapie laut BAKER folgende **Vorteile** ([5] S.259):

- Wiederherstellung der ursprünglichen anatomischen Gelenksituation, d.h. physiologische Condylus-Fossa Relation und regelrechte Diskusposition im Gelenkspalt ([25] S.115).
- Höhere Okklusionsstabilität.
- Schnelle Mobilisierung und Funktion.
- Erhaltung der vertikalen Größenverhältnisse des Ramus mandibulae.
- reduzierte Deviation beim Öffnen des Kiefers.
- weniger postoperative Dysfunktionen am temporomandibulären Gelenk (TMG).

Außerdem belegen einige klinische Untersuchungen, dass auch bei der operativen Therapie Nervenläsionen und Narbenbildung fast gänzlich vermieden werden können ([101] S. 704).

Grundsätzlich stehen für die Versorgung des Processus condylaris verschiedene **Zugschraubensysteme** ([24] S.51, [48] S.19), Plattensysteme ([19] S.110, [75] S.81), sowie von REUTHER und ZICCARDI entwickelte Kombinationen von Plattenosteosynthese und Zugschrauben zur Verfügung ([91] S.74, [116] S.604).

Besonders bei dem Frakturtyp VI A nach SPIESSL und SCHROLL ([99] S.136) erzielte die alleinige Stabilisierung des Fragmentes durch Zugschrauben klinisch gute Resultate ([47] S.194, [65] S.25, [88] S.77).

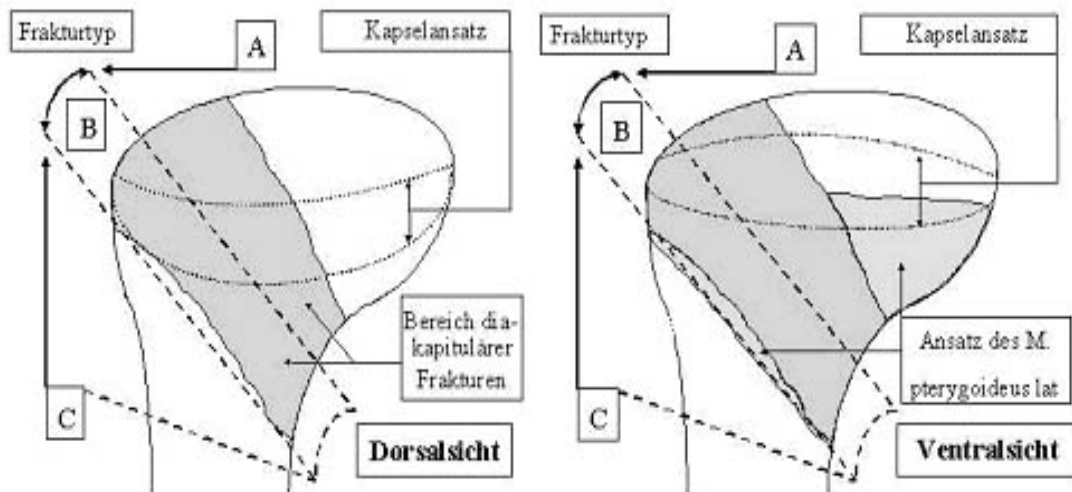


Abbildung 3: Schema des Bruchspaltverlaufs diakapitulärer und hoher Gelenkwalzenabscherfrakturen, modifiziert nach Rasse [65]

Die Fraktur der Gruppe VI A hat ihren Verlauf im medialen Anteil der Gelenkwalze. Aufgrund der Ergebnisse von NEFF, REICH erfolgt der operative Zugangsweg retroauriculär ([4] S.718, [11] S.1570, [68] S.556, [89] S.69).

Bei diesem Zugangsweg, mit temporaler Extension nach Neff ([66] S.259), besteht die geringste Wahrscheinlichkeit einer temporären bzw. permanenten Facialisläsion. Hierbei erfolgt der Zugangsweg bei erhaltenem lateralem Condylenpol unter Spaltung der Kapsel mit Zugang über den unteren Gelenkspalt ([21] S.251).

Bezüglich der Osteosynthesemethode stehen diverse Methoden zur Wahl ([88] S.77-78). Bei diesem Frakturtyp gewährleistet die Zugschraubenosteosynthese des Gelenkfortsatzes eine Kompressionsosteosynthese. Diese ermöglicht bei anatomisch korrekter Reposition eine hohe Funktionsstabilität ([24], S.29, [88] S.77).

Aus diesem Grund wurden die vier Schraubentypen ausgewählt (siehe Abb. 1).

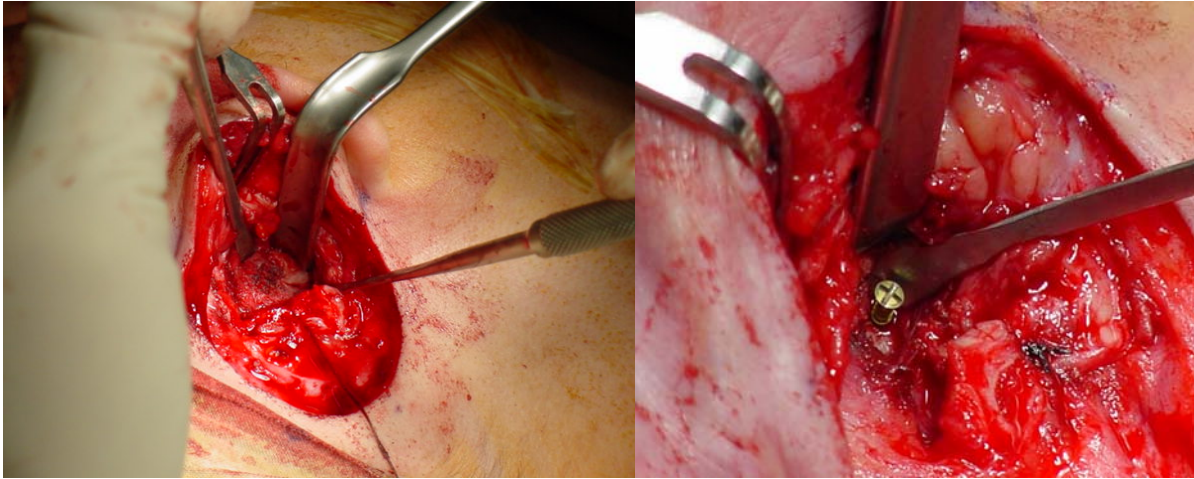


Abbildung 4: Gelenkkopfreposition mit Repositionsgabeln und Kleinfragmentschrauben in situ [69]

Unabhängig von den Risiken dieser Zugangsmethode gibt es noch weitere Faktoren, die eventuell **gegen eine operative Therapie** sprechen:

Allgemein ist auf die statistische, nosokomiale Infektionsgefahr intra- und postoperativ hinzuweisen. Dazu kommt die Tatsache, dass alle diese Eingriffe unter Vollnarkose durchgeführt werden ([64]).

Postoperativ kann es zu einer Reihe von Komplikationen kommen, wobei die schon beschriebene Läsionen der nah verlaufenden Nerven durch Hakenzug den größten Anteil bilden. Eine Blutungsgefahr besteht ebenso durch Verletzung der Arteria temporalis ([66] S.259, [83] S.82, [114] S.4).

Des Weiteren wurden in der Literatur Wundheilungsstörungen und Materialunverträglichkeiten beschrieben. Doch auch das Osteosynthesematerial birgt Risiken für den Patienten. Ein Platten- oder Schraubenbruch in der Frakturbene ermöglicht Mobilität der Knochensegmente und erhöht die Gefahr von Infektionen und Heilungsstörungen ([13] S.131). Auch eine Metalllockerung oder die Resorption des Fremdkörpers könnten eine Revision des Materials und eine erneute Operation erforderlich machen ([13] S.133, [31] S.126, [65] S.28).

Bei nicht degradierbaren Osteosynthesematerialien (Titan etc.) erhöht die nachfolgende Metallentfernung vor allem die Rate von Läsionen des N. facialis ([66] S.260).

Die Indikation zur operativen Therapie wird auch deswegen so kontrovers geführt, weil anhand der verschiedenen, relativ kleinen publizierten Kollektive teilweise weit voneinander abweichende Ergebnisse vorliegen ([5] S.259, [10] S.540, [40] S.346,

[68] S.255, [104] S.329, [111] S.80). So beschreiben einige Autoren auch funktionelle Probleme des operierten Kiefergelenkes wie Höhenminderung des Condylus oder Deformationen des Köpfchens ([31] S.125, [66] S.113). Diese können mit Limitationen der Exkursionsbahnen oder funktionellen Fehlstellungen (offener Biss) vergesellschaftet sein ([65] S.116).

Auf der anderen Seite belegen klinische Untersuchungen, dass bei retroauriculärem Zugang die Zahl der intraoperativen Nervenläsionen bzw. postoperativen Narbenbildungen verhältnismäßig gering ausfiel ([65] S.28, [69] S.261, [101] S.705).

2.2 Möglichkeiten von Schraubentypen in der operativen Medizin

Durch die erneut geführte Diskussion über eine adäquate Behandlung von Condylusfrakturen ([65] S.24, [74] S.81) rückte die Entwicklung neuer, effektiver Osteosynthesematerialien wieder in den Vordergrund. Versuche mit Miniplatten oder Osteosynthesen mit Kirschnerdrahtversorgung ([62] S.1026, [88] S.77) zeigten eine hohe Komplikationsrate und Instabilität.

Vor allem der Einsatz von Titan oder Titanverbindungen erhöhte die Haltekraft der Osteosynthese maßgeblich ([88] S.77, [93] S.71), was bei einer Kompressionsosteosynthese durch Zugschrauben besonders entscheidend sein kann ([88] S.77, {1}, {4} und siehe Tabelle 1).

Legierung	Werkstoffzustand	Zugfestigkeit [N/mm ²]	Bruchdehnung [%]	Dauerfestigkeit [N/mm ²]
TiAl6V4	Geschmiedet	850-1120	10-15	440-690

Tabelle 1: Werkstoffeigenschaften Titan

Der bedeutendste Nachteil von Titanschrauben ist sicherlich die übliche Metallentfernung nach sechs bis acht Monaten, bei der die gleichen Operationskomplikationen drohen können [64].

Da die Osteosynthesematerialien als Fremdkörper im Gewebe bleiben und auch bei Titan über Korrosion und Speicherung berichtet wurde, ist der Wunsch nach

resorbier- und umbaufähigen Materialien wiederholt geäußert worden ([7] S.275, [33] S.344, {4}).

Polymer	Molekular- gewicht M_w	T_g [°C]	T_m [°C]	Zug- festigkeit [MPa]	Zug E-Modul [MPa]	Bruch- dehnung [%]
L-PLA	50000	54	170	28	1200	6,0
PGA	50000	35	210	-	-	-

Tabelle 2: Werkstoffeigenschaften Polylactit

In einer Vielzahl von Publikationen wurden Biokompatibilität, Degradationsverhalten und biomechanische Eigenschaften untersucht. GETTER, BECKER und PISTNER beschrieben ein günstiges Resorptionsverhalten ([8] S.276, [33] S.346, [80] S.673). Ein Problem des postoperativen Verlaufs stellt der sog. PIT¹-Effekt dar. Hierbei handelt sich um eine intracranielle Translokation von Osteosynthesematerial besonders im wachsenden Schädel. ([8] S.275). Dieser Effekt ist jedoch, ähnlich der Verwendung von metallischen, auch bei resorbierbaren Osteosynthesewerkstoffen nachweisbar, So kann es im Rahmen des hydrolytischen und zellulären Kunststoffabbaus in diesem Bereich zu einer knöchernen Substitution im Sinne dieses Effekts kommen.

BECKER zeigte aber, dass im Osteosynthesegebiet bereits nach drei Monaten eine nennenswerte Fragmentation und nach 18 Monaten kaum noch PLLA-PGA Fragmente nachzuweisen waren. Bedingt durch die zellulären Abbauprozesse ließen sich Schleimhaut- und Mukosaschwellungen mit fibrovaskulären Einsprossungen feststellen ([8] S. 276).

Hinsichtlich der biomechanischen Eigenschaften dieser Polymere attestierten einige Autoren den Polymeren gute Ergebnisse und damit Empfehlungen für den klinischen Einsatz ([8] S.277, [29] S.1434). BOS und GERLACH schlossen aus der geringfügigen Kallusbildung während der Frakturheilung eine geringere Stabilität und eine fehlende Kompression ([12] S.753, [13] S.474, [32] S.98).

¹ PIT = passive intracranial transmission

Im Bezug auf die verschiedenen Schraubengeometrien seien nachfolgend einige **Vor- und Nachteile der verwendeten Schrauben** genannt:

Da es sich bei Knochen um ein relativ weiches und inhomogenes Material handelt, dürfte die Eignung zum Formen eines Muttergewindes sichergestellt sein.

Nachdem die ersten Knochenschrauben in den 20er Jahren des letzten Jahrhunderts noch „selbstschneidend“ im Knochen verankert wurden, kamen Ende der 40er Jahre erstmals separate Gewindeschneider für das Muttergewinde zur Verwendung, um so eine höhere Haltefestigkeit zu erzielen ([39] S.278) und um gleichzeitig das Frakturrisiko beim Eindrehen zu minimieren. Andererseits kostet im Allgemeinen der Arbeitsgang Gewindeschneiden Zeit, welche sich bei mehreren Schraubenanwendungen summiert und sich so nicht unerheblich auf die OP-Dauer niederschlagen kann. Daher wurde bereits früher an der Konstruktion von selbstschneidenden Schrauben gearbeitet. Des Weiteren existieren noch selbstbohrende Schrauben, die kein Vorbohren eines Pilotlochs benötigen und maschinell eingedreht werden müssen ([54] S.160).



Abbildung 5: Messung der Gewindesteigung, Beispiel 1,2 x 13 mm

2.3 Bisherige biomechanische Untersuchungen zur Problematik

Für die kontinuierliche Weiterentwicklung von Osteosynthesystemen ist eine wissenschaftliche Untersuchung der Schrauben- bzw. Plattenmaterialien Voraussetzung. Daher sollten neben den klinischen Studien auch in-vitro-Analysen Angaben über Haltefestigkeit und Biokompatibilität liefern.

Die ersten Versuche mit **selbstschneidenden Schrauben** an langen Röhrenknochen zeigten jedoch geringere Ausreißkräfte, was auf die mangelhafte Qualität des geschnittenen Gewindes im Knochen und dadurch anfallende Knochenspäne zwischen Knochenwand und Schraubengewinde zurückzuführen ist ([39] S.280).

Neuere Versuche mit selbstschneidenden Schrauben ([39] S.279, [54] S. 159, [81] S.200) bescheinigten diesem Schraubentyp zunehmend bessere biomechanische Eigenschaften. HEIDEMANN verwies jedoch in seinem im Jahr 2001 durchgeführten Vergleich auf die besseren Haltekräfte von selbstbohrenden Schrauben ([38] S.21).

Da Titan seit Jahrzehnten zunehmende Bedeutung in der Osteosynthese der Gelenkwalzenregion gewinnt, existieren aus der Materialforschung der letzten zehn Jahre wenige innovative Artikel über andere Metallwerkstoffe.

Für die Erforschung der biomechanischen Eigenschaften von **biodegradablen Materialien** begann man schon Ende der 60er Jahre mit Degradations- und Festigkeitsstudien ([33] S.344), die bis heute fortgeführt werden. BECKER und EPPLEY z. B. verwendeten jedoch bei ihren Experimenten größer dimensionierte Schrauben als bei dieser Versuchsreihe und rissen diese auch jeweils aus kortikalem Knochengewebe heraus ([7] S.275, [29] S.1432). Die Ergebnisse spiegelten jedoch nicht die Haltefestigkeit in **Spongiosa** wieder.

Überdies wurden kaum Dauerfestigkeitsuntersuchungen an diesen Werkstoffen und deren Verwendung durchgeführt. Dabei diente außerdem meist tierischer Knochen als Versuchsmodell.

Hinsichtlich der Haltefestigkeit von Zugschrauben sind lediglich Vergleiche am Modell der "split ramus osteotomy" durchgeführt worden. Hierbei wurde der Kiefer in sagittaler Richtung gespalten und mit Hilfe der verglichenen Schrauben reponiert. Im darauffolgenden Belastungsversuch stellte sich heraus, dass auch die

selbstdegradablen Schrauben ähnliche Kraftwerte erzielen wie die Titanmodelle ([81] S.202). Andererseits wiesen diese Polylactit-Copolymer-Schrauben einen fast doppelt so großen Durchmesser wie die bei diesen Versuchen verwendeten Modelle auf.

EPPLEY testete in statischen und dynamischen Versuchen mit PLLA-PGA-Schrauben deren Ermüdungsverhalten. Aus den Ergebnissen heraus folgerte er, dass auch unter in-vivo-Bedingungen ein klinischer Einsatz möglich sei ([29] S.1434). Die Größe (2,5 mm Durchmesser) und das Indikationsgebiet („Sagittal Split Osteotomy“) der untersuchten Schrauben unterschieden sich jedoch von den hier getesteten Modellen. Deshalb stand die Haltefestigkeit und das Ausreißverhalten von solch kleineren Schrauben nochmals zur Diskussion.

Weitere Versuche wurden zumeist an kortikalem, in Blöcken geschnittenem Knochen durchgeführt. HEIDEMANN riss ähnlich große Titanschrauben eines Typs aus Knochenplatten von Schweinekiefern aus. Die Ergebnisse (jeweils zwischen 800 und 1000 N) sprachen für die hohe Retentionskraft des Werkstoffs Titan. Andererseits zeigten die hohen Kraftwerte, dass sich das kortikale und spongiöse Ausreißverhalten deutlich unterscheiden ([37] S.53).

LÖHR et al. berücksichtigten in ihren Versuchen auch die spongiöse Haltekraft selbstschneidender Schrauben. Die darin erzielten Werte (Mittelwert 120 N mit Standardfehler +/- 0,04) waren jedoch vergleichsweise gering. Ein Grund hierfür könnte die Verwendung von Spongiosa aus boviner Tibia sein ([54] S.159).

Bisher gab es keine validen biomechanischen Untersuchungen, welche die Haltekraft derartig kleiner Schrauben, wie sie in den kleinen Kieferknochensegmenten benötigt werden, im dislozierten Kieferköpfchen getestet haben.

An diesem Fragment wirken starke muskuläre Zug- ([93] S.22 u. 23) und kaubedingte Druckkräfte ([28] S.256, [29] S.1434, [103] S.736). Diese Kräfte sollten als Vergleichsgröße dienen, um nach den Versuchen eine klinische Schlussfolgerung ziehen zu können.

3 Material und Methode

3.1 Verwendete Schrauben und Präparate

Für die Versuche wurden aus den in der operativen Versorgung von Collumfrakturen verwendeten Schrauben für die hier vorgestellte Arbeit insgesamt vier handelsübliche Schraubentypen von zwei verschiedenen Herstellern ausgewählt. Diese unterschieden sich bezüglich Material, Gewinde- und Kopfdesign und Durchmesser.

Schraubentypen:

- Titan 1,2 x 13 mm (Firma Leibinger, Freiburg) {1}
- Titan 1,7 x 15 mm (Firma Leibinger, Freiburg) {1}
- Titan 2,0 x 15 mm (Firma Leibinger, Freiburg) {1}
- PLLA-PGA 2,0 x 15 mm, „LactoSorb“, biodegradierbare Polylactitschrauben (Firma Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, FL) {2}

In der **Auswahl des Versuchmodells** kamen folgende Aspekte zur Berücksichtigung:

Um ein möglichst reproduzierbares und für die klinische Verwendung sinnvolles Ergebnis dieser Untersuchung präsentieren zu können, wäre eine mit humanen Kiefern durchgeführte Versuchsreihe sinnvoll gewesen.

Doch bereits im Vorfeld stellte sich das Problem dar, eine für statistische Analysen der vier verschiedenen Schrauben ausreichende Anzahl an frischen, gleichaltrigen und gesunden humanen Proben zu erhalten.

Außerdem berichten BOUWMANN et al. in ihrer Studie mit insgesamt sieben menschlichen Unterkiefern über eine hohe Variation der Knochenstruktur durch genetische Bedingungen oder Atrophie ([16] S.48).

Aufgrund dieser Problematik existiert in der Literatur eine Vielzahl von Publikationen in der Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie mit Tiermodellen ([7] S.275, [13] S.129, [37] S.50, [38] S.17, [54] S.159, [81] S.199, [100] S.519). Bei der Wahl des Tiermodells standen eine vergleichbare Geometrie und vor allem eine ähnliche Knochenstruktur zu der des humanen Kiefers im Vordergrund ([81] S.199).

FrISChe Schweinekiefer von jungen Schweinen (4-6 Monate) schienen hierfür geeignet, zumal sie leicht verfügbar waren, eine ähnliche Geometrie aufwiesen und eine vergleichbare Anatomie und Knochenstruktur besitzen. Dazu kam, dass der relativ größere Köpfcgendurchmesser den Versuchsaufbau und die Durchführung erleichterten ([81] S.201). Eine erhöhte Reproduzierbarkeit der Ergebnisse schien hiermit garantiert.



Abbildung 6: Größenvergleich humaner (oben) zu porkinem (unten) Kiefer

Für alle Versuche dienten jeweils Kiefer frisch geschlachteter, vier bis sechs Monate alter Jungschweine aus dem lokalen Schlachthof; das Geschlecht wurde vernachlässigt ([81] S.201, [105] S.300, [106] S.1843). Nach dem unmittelbaren Transport ins Labor wurden die Weichteile des gesamten Ramus mandibulae mit Meißel und Skalpell bis zu den hinteren Zahnreihen abpräpariert. Vor allem im Bereich des Caput mandibulae galt es, auf sorgfältiges Abtragen von Muskelansätzen, Gelenkfaszien und Knorpelgewebe zu achten.

3.2 Getestete Versuchsaufbauten

Da in dieser Untersuchung die Retentionskraft der Schrauben in der **Spongiosa** untersucht werden sollte, musste eine klinisch beschriebene ([99] S.136), aber auch experimentell reproduzierbare Fraktur im Bereich des Caput mandibulae simuliert werden. Weil die hier getesteten Schrauben klinisch auch vor allem für diese Frakturbehandlung verwendet werden ([65] S.25), wurde hier eine Fraktur des Typs VI A nach SPIESSL und SCHROLL ([99] S.136) im Modellversuch abstrahiert simuliert. (siehe Abb. 3)

Bei dieser Fraktur kommt es z. B. nach einem heftigen Schlag auf die Kinnunterseite zum Bruch des Caput mandibulae in der sagittalen Achse. Daraus resultiert häufig ein disloziertes Köpfchen, welches von Teilen des M. pterygoideus lateralis nach medial caudal ([68] S.556) gezogen wird. Aufgrund von vorangegangenen Untersuchungen am Schweinekiefer ([36] S.183, [115] S.331) war bei definierter Fragmentdicke (10 mm) und Einschraubtiefe (7 mm) die Sicherheit gegeben, reine **Ausreißwerte für Spongiosa** zu erhalten. Eine Minderung der Reproduzierbarkeit durch härteres Kortikalismaterial konnte somit ausgeschlossen werden.

Ein weiteres Problem stellte die **Art und Weise der Fraktursimulation** dar. Zuerst wurde im Rahmen von Pilotversuchen anhand von drei Kieferproben die Frakturentstehung nachempfunden:

Durch einen kräftigen Schlag mit einem Hammer auf einen auf die eingezeichnete Frakturlinie gestellten Meißel wurde das Köpfchen abgetrennt. Das gelang in allen drei Fällen ohne Schwierigkeit. Die Problematik bestand jedoch darin, dass bei allen Proben die Spaltfläche nicht eben war und mindestens drei prominente Stellen auf der Frakturebene zu finden waren.

Somit war keine standardisierte Einschraubtiefe aufgrund von unterschiedlichen Abstände zwischen Fragment und Objektträger möglich. Zudem konnte man keine reproduzierbare Rechtwinkligkeit der Schrauben zum Knochen sowohl beim Eindrehen als auch beim Herausziehen als gegeben sehen.

Zur Durchführung der Versuche wurde beschlossen, die **Fraktur mit der folgenden Methode zu simulieren:**

Nach Einspannen des Kiefers am ventralen Teil des Corpus mandibulae in einen Schraubstock wurde die Frakturbene mittels Messschieber bestimmt (standardisierter Abstand zum medialen Rand des Caput mandibulae: 10 mm, parallel zur Corpusachse, siehe oben). Diese Stelle wurde markiert und mit einer Blattsäge {10} schonend abgetrennt. Die Fragmente lagerten in verschließbaren Plastiksäckchen bei -20 C°. Sämtliche Versuche wurden innerhalb der nächsten 72 Stunden komplett durchgeführt ([13] S.130).



Abbildung 7: Größenvergleich und Darstellung der Frakturachse

Für die Untersuchung zur **Bestimmung der Knochendichte** stellte sich folgendes Problem dar:

Aufgrund der räumlichen Distanz zwischen Labor und CT-Gerät und der Problematik des zu häufigen Auftauens und Wiedereinfrieren des Probenmaterials ([13] S.130) musste ein Weg gefunden werden, der eine reproduzierbare Wertemessung, aber auch eine knochenschonende Methode gewährleistete.

Einerseits sollte der Knochendichtewert der Pars spongiosae an der Ausreißstelle gemessen werden, um eventuell eine Korrelation mit der dazu nötigen Ausreißkraft zu ermitteln. Auf der anderen Seite hatte die Schonung dieser relativ kleinen Fragmente oberste Priorität. (siehe Abb. 7 und 10)

Ein mehrmaliges Auftauen von Knochen kann zu Mikroläsionen und Gewebeveränderungen führen, was sich nachfolgend in Werteschwankungen und Artefakten bei der CT-Untersuchung zeigen kann ([58] S.345, [61] S.470). Aufgrund der beschriebenen ([105] S.309, [106] S.1845, [115] S.332), aber auch makroskopisch differenzierbaren Knochenstrukturen im Caput mandibulae galt eine spongiöse Struktur an der Schraubenposition im lateralen Fragment des Kieferköpfchens als gesichert.

Die Überlegung bestand darin, den Abstand zwischen tatsächlicher Ausreiß- und Dichtemessstelle (max. 2 mm) zu vernachlässigen. Somit konnte, fragmentschonend, die Dichte an der Durchbruchsstelle der Schrauben am lateralen Fragment gemessen werden. Deshalb wurde eine Linie parallel zur Hinterkante des Ramus mandibulae in der Fossa condylaris so eingezeichnet, dass die Frakturfläche nicht beschädigt wurde. Daraufhin wurde entlang der Linie vorsichtig mit der oben beschriebenen Säge getrennt und das Fragment in Plastiksäckchen bei -20 C° bis zum einmaligen Auftauen eingefroren.

In verschiedenen Publikationen werden biomechanische Eigenschaften von Schrauben in nichtbiologischen Materialien oder, bei Experimenten am Kieferknochen, an größeren Fragmenten bzw. Regionen getestet ([13] S.130, [29] S.1432, [37] S.50, [54] S.159, [81] S.201). Adäquate axiale Ausreißversuche an diesem Teil des Kiefers sind in der Literatur bis dato nicht beschrieben.

Deshalb musste für dieses Experiment eine neue, reproduzierbare Methode entwickelt werden.

Aufgrund der extrem kleinen Größe der Fragmente gestaltete es sich als schwierig, diese in einer **speziellen Haltevorrichtung** ohne mechanische Schädigung so zu fixieren, dass man unter standardisierten Voraussetzungen reproduzierbare Ergebnisse erhielt. Das galt sowohl für die Vorbereitungsphase (Vorbohren, Eindrehen) als auch für die Durchführung (Herausreißen).

Das Fragment war nicht nur sehr klein, sondern durch den hohen spongiösen Anteil relativ weich und besaß durch dessen pyramidenartige Form keine günstigen Eigenschaften zur Fixierung.

Ein erneutes Einspannen des Fragmentes selbst in eine kleine Schraubklemme hätte demnach zu Mikroläsionen oder gar zum Bruch führen können. Außerdem war damit ein winkelstabiles Ansetzen des Handbohrers bzw. des Schraubendrehers erschwert.

Eine andere Möglichkeit bestand darin, ein Metallstück zu konstruieren, mit dem Knochen durch eine Schraube von hinten an die Vorderseite geklemmt wurde.

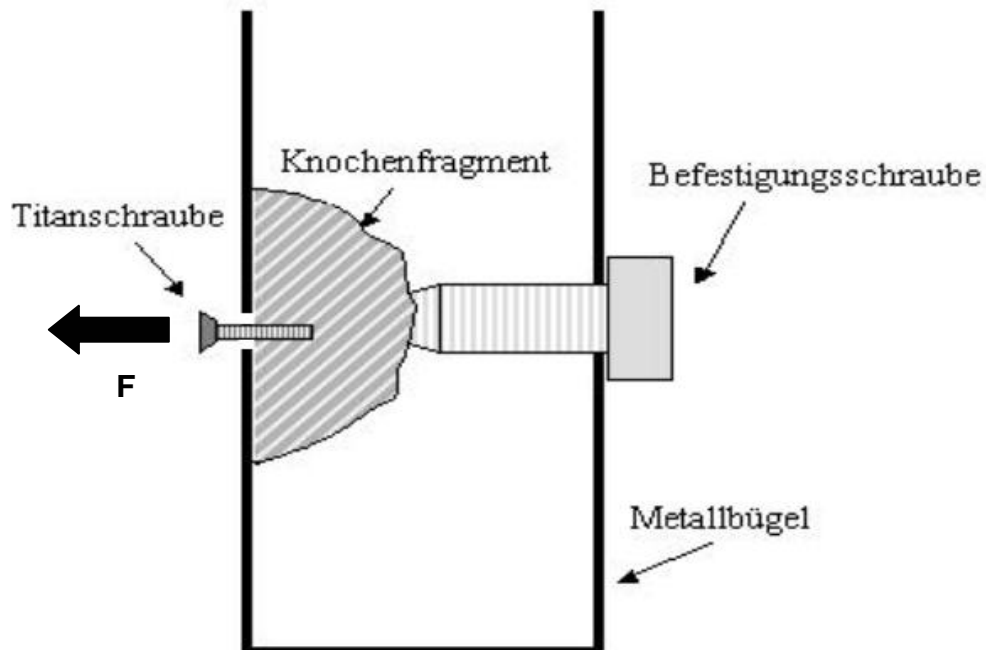


Abbildung 8: Skizze Vorversuch mit Befestigungsschraube

Doch auch hier musste man, wie wir in den Pilotversuchen zeigen konnten, von einer empfindlichen Beeinträchtigung der Knochenstrukturen ausgehen, sodass auch diese Idee vernachlässigt werden musste.

Da standardisiertes sowie zentrales Vorbohren und die senkrechte Bohrrichtung von großer Bedeutung waren, wurde in weiteren Pilotversuchen eine Standbohrmaschine {5} verwendet. Das Fragment wurde mit der jeweiligen Bohrergröße vorgebohrt (bei 1250 rpm), wobei auch hier zuvor eine standardisierte Fixierungsmethode gefunden werden musste.

Der Knochen musste so fixiert sein, dass ein Wegrutschen oder Abscheren des Knochens durch den von oben drückenden Bohrer kein zu großes Pilotloch verursacht ([37] S.53, [113] S. 399). Gleichzeitig sollte aber keine Beschädigung oder mechanische Belastung auf die Frakturfläche einwirken.

Es wurde versucht, das Fragment in einer Petrischale mittels Ureol {11} einzugießen, unter Voraussetzung einer geraden, gleichmäßigen Fläche (siehe oben) und der Gewährleistung der Eindrehtiefe.

Somit konnte eine plane Fläche zum senkrechten Bohren bzw. Herausreißen hergestellt werden. Aber zum einen war die runde Ureolplatte nur schwer in der Bohrmaschine festzuklemmen, zum anderen fixierte das Ureol den Knochen aufgrund seiner Pyramidenform sehr schlecht:

Beim anschließenden Testversuch riss die Schraube samt Fragment schon bei einem geringen Kraftwert von 68 N aus.

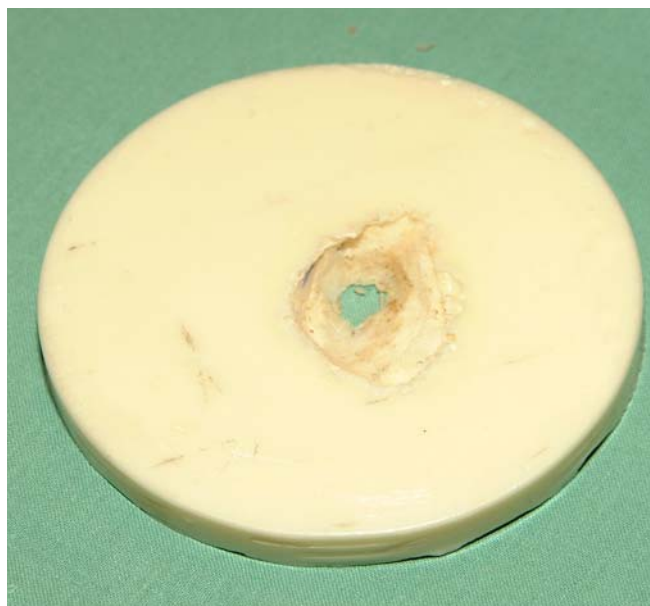


Abbildung 9: Ureolplatte mit Ausrisshöhle

Daraufhin wurde durch unsere Arbeitsgruppe eine Methode entwickelt, bei der das Fragment mit einem Zweikomponentenklebstoff {6} auf einen Objektträger aus verhärtetem PVC [100 x 30 x 5 mm bzw. 100 x 30 x 4 mm, je nach Schraube, [Firma Frank und Henne; Industrietechnik, 95030 Hof] geklebt wird.

In den Objektträger wurde zentral ein Loch mit 5 mm Durchmesser gebohrt. Die gründliche Benzolreinigung bedingte eine Optimierung der Klebkraft zwischen PVC und Knochen.

Jede Knochenprobe wurde vorher von Knorpelsplittern etc. gereinigt und an der zu bohrenden Stelle markiert (von zwei Ebenen ausgemessen, Punkt der maximalen Fragmentdicke). Daraufhin wurde das Plättchen so aufgelegt, dass Bohrloch und

Markierung sich exakt deckten. Diese Einheit wurde anschließend 18 Stunden unter Raumluft getrocknet.

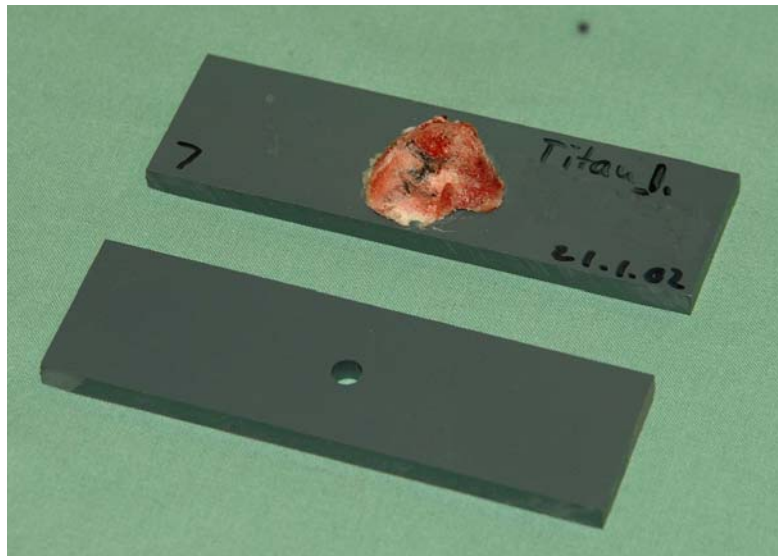


Abbildung 10: PVC-Objekthalter

Der Objektträger war wegen dessen rechteckiger Form einfach in der Einspannvorrichtung der Bohrmaschine mit dem Fragment nach unten zu fixieren. Der Bohrer wurde genau auf den vorher markierten Punkt zentriert und nach Knochenkontakt 8 mm manuell nach unten gefahren. Nach dem vorsichtigen Zurückfedern des Bohrers galt es, kleine Knochenspäne etc. aus dem Bohrloch mit Luft zu entfernen, den Objektträger erneut in einem Schraubstock zu fixieren, um die Schraube samt einer geeigneten Haltevorrichtung vorsichtig in das Loch einzudrehen.

Bei der Konstruktion der Prüfvorrichtung war zu vor allem darauf zu achten, dass wiederum sämtliche **verfälschenden Faktoren** minimiert wurden:

- Kein Messwertverfälschung durch Reibungseffekte und elastische Objektträger.
- Keine falschen Werte durch verlängerte Zugstrecken.
- Senkrechte Ausreißrichtung.

Es wurde zunächst ein U-förmiger Bügel aus Metall konstruiert, mit 2 mm Dicke, einem 1,5 mm großen Loch an der Unterseite und jeweils zwei ca. 5 mm großen Löchern an den beiden Seiten.

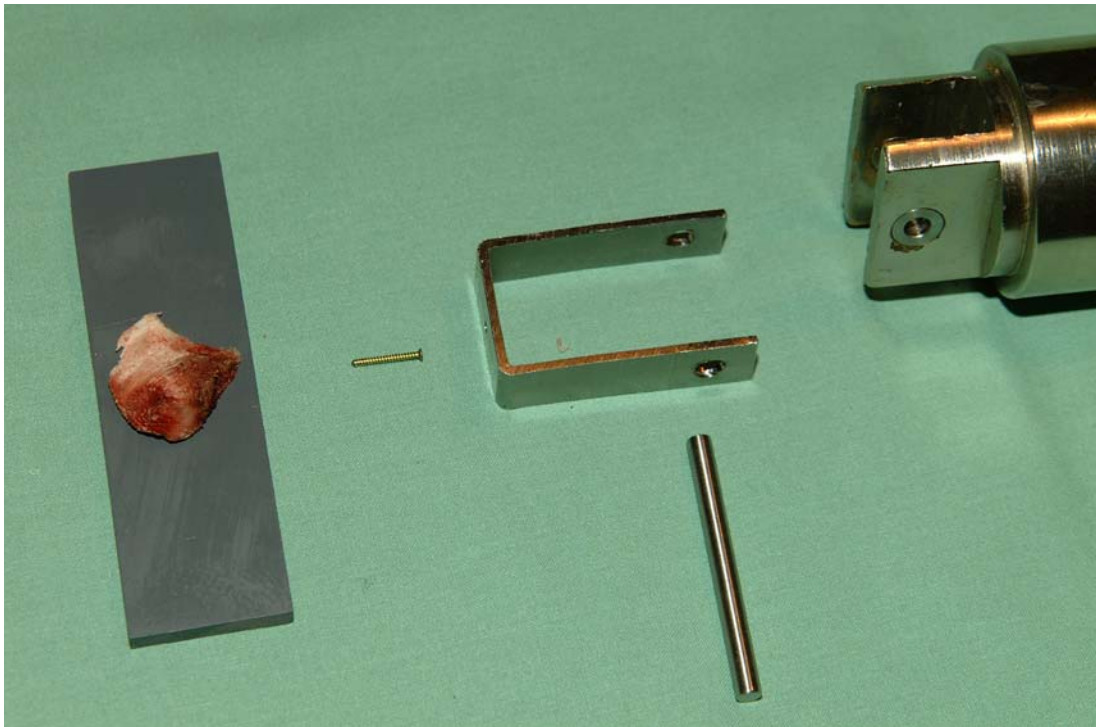


Abbildung 11: Versuchsaufbau mit U-förmigem Metallbügel (Pilotversuch)

Die Metalldicke von 2 mm und die Objektträgerdicke 5 mm ergaben eine Einschraubtiefe von exakt 7 mm. Das Eindrehen erfolgte mittels eines von der Industrie zur Verfügung gestellten Schraubendreher, ohne Berücksichtigung des Eindrehmomentes. Die Fixierung der Haltevorrichtung an der Prüfmaschine {5} übernahm ein Metallbolzen.

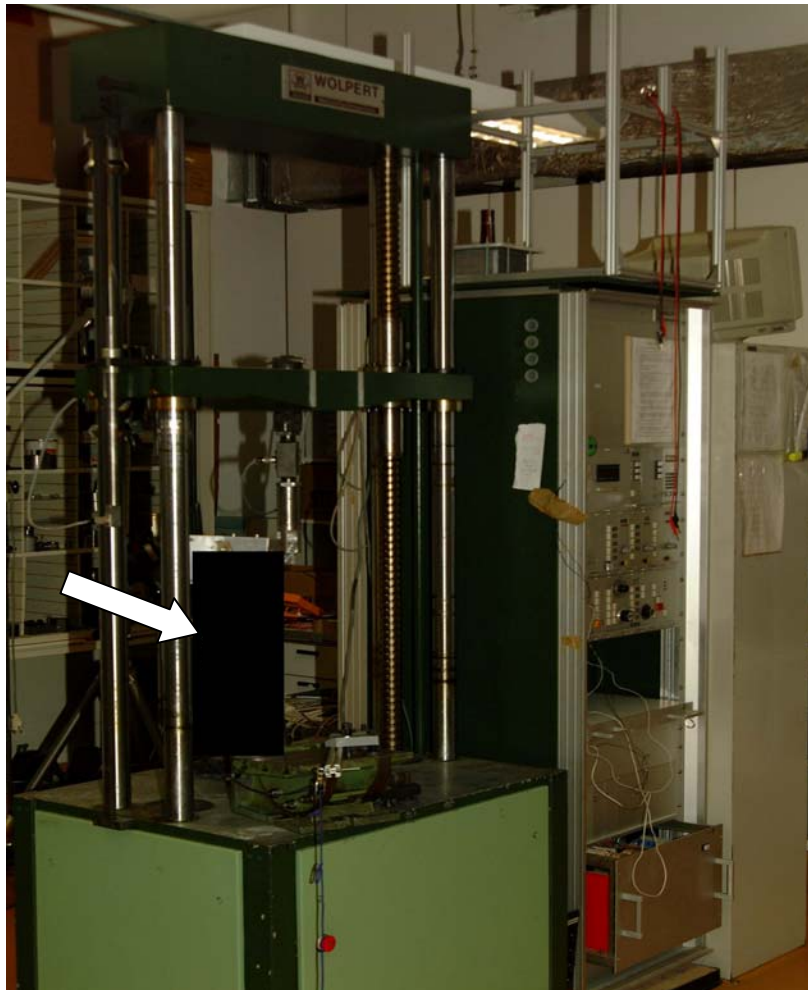


Abbildung 12: Wolpert Standard Prüfmaschine {8}, Position zum Einbau der Prothesenhalterung markiert

Diese Einheit bestehend aus Haltevorrichtung, Schraube, Objektträger und Knochen sollte keinen Scherkräften oder Reibungen ausgesetzt sein; daher entschied man sich für den Bolzen. Damit konnte der Träger zumindest in einer Achse frei schwingen. Dieser Aufbau wurde bis zu einer Grundfläche heruntergefahren und der Objektträger mit Metallpratzen auf der Unterlage fixiert. Die Prüfmaschine zog mit einer Geschwindigkeit von 0,083 mm/s an, wobei die Kurve von Kraft zu Weg aufgezeichnet wurde.

Jedoch bestand bei diesem Versuchsaufbau immer noch die Gefahr, dass bei einem nicht genau senkrecht vorgebohrtem Loch die Maschine wegen der fehlenden Freiheitsgrade die Schraube in einem anderen Winkel herauszog. Die dadurch entstehenden Querkräfte hätten unweigerlich zu Messwertverfälschungen geführt.

Mit Hilfe von zwei hintereinander gebauten **Kardangeln** sollte diese Problematik gelöst werden, so dass eine senkrechte Zugrichtung selbst bei schrägsteher Schraube gesichert war (siehe Abb. 13).

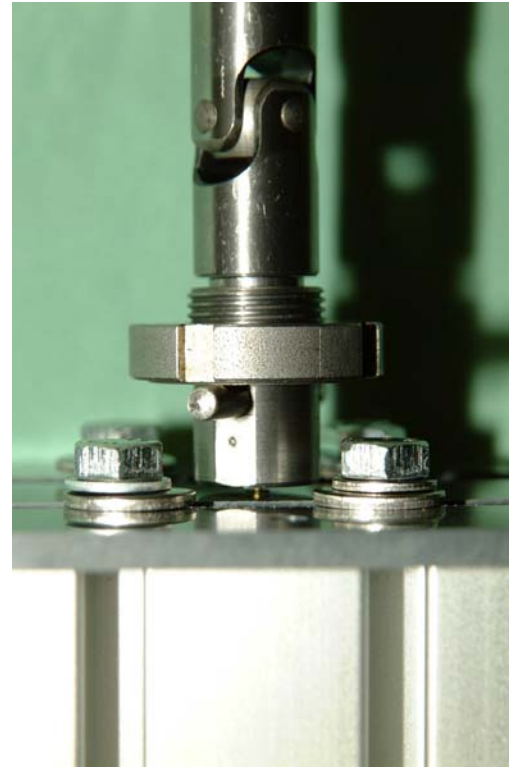


Abbildung 13: definitiver Versuchsaufbau mit Kardangeln und Detailaufnahme Schraubenhalterung

Gleichzeitig erwies sich auch diese Metallkonstruktion als nicht geeignet:

Bei Versuchsbeginn kam es zum Kräfteverschleiß durch kleine Verformungen am Metall selbst und somit zu einer ungenauen Messung der Ausreißkraft.

Stattdessen wurde ein Adapter konstruiert (siehe Abb. 15), der bei unterschiedlichem Durchmesser und Länge der Schrauben gleiche Eindrehtiefen gewährleistete.

Der 30 mm hohe Zylinder mit einem Durchmesser von 19 bzw. 22 mm - im Folgenden Topf genannt - war ebenso mit einen Bolzen (Durchmesser 5 mm) durch zwei gegenüberliegende Langlöcher mit einem massiven Metallzylinder mit Loch verbunden.



Abbildung 14: Metalltöpfe als Halterung für die verschiedenen Schraubentypen

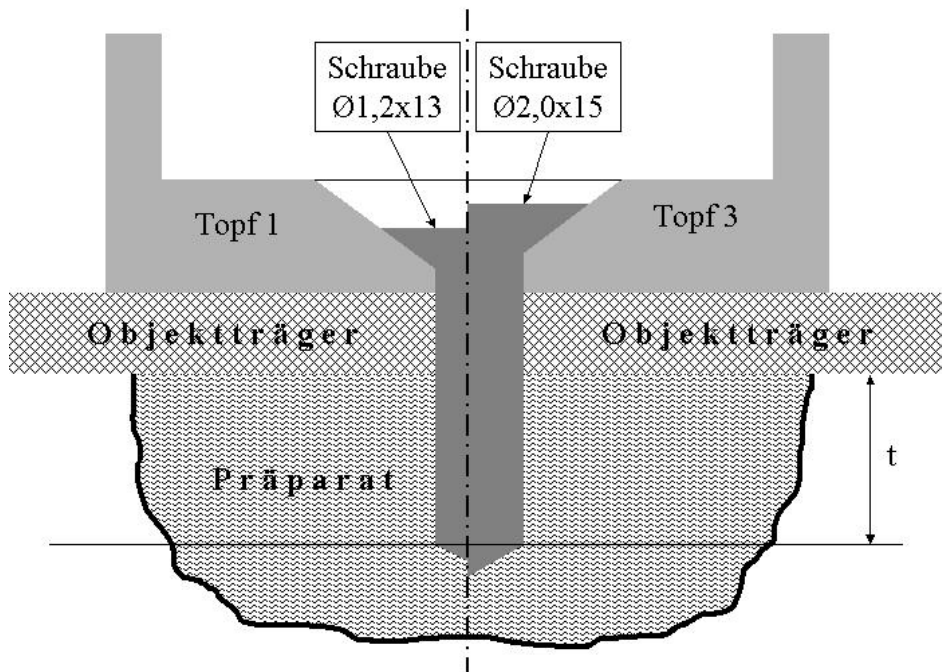


Abbildung 15: Funktion von Adapter und Objektträger: einheitliche Einschraubtiefe = 7 mm

Dieser Topf bildete das Ende der Konstruktion aus Prüfkopf, Metallteil, Kardangelenke und Zylinder. Zur Stabilisierung der Langlochkonstruktion trug ein Gewindinger bei, welcher, am Außengewinde des Topfes nach unten gedreht, den

Bolzen festzog. Die Bauweise des Topfes garantierte die mit 7 mm vorrausgesetzte Eindrehtiefe und gleichzeitig einen festen Halt des Schraubenkopfes beim Herausziehen.

Wegen der unterschiedlichen Schraubengeometrien und – Größen (siehe Abb. 1) war die Anfertigung von drei Töpfen mit unterschiedlichen Lochdurchmessern nötig (1,2 mm, 1,7 mm, 2,0 mm).

Die computergesteuerte, einfacher auszuwertende Aufzeichnung des Messgraphen sowie der neue Versuchsaufbau waren der Anlass, die Versuche mit einer anderen Prüfmaschine ({7}) durchzuführen.

3.3 Versuchsablauf

Auf Grund der Reproduzierbarkeit wurde folgendes Vorgehen in unserer Arbeitsgruppe entwickelt:

Der **Präpariervorgang** sei hier kurz nochmals zusammengefasst: (siehe auch 3.1):

Das freipräparierte Kieferköpfchen wurde parallel zur sagittalen Achse des Corpus mandibulae im Abstand von 10 mm vom medialen Köpfchenrand osteotomiert und mit der gesäuberten Frakturfläche nach unten auf einen PVC-Objektträger geklebt.

Eine weitere Osteotomie durchtrennte den Ramus mandibulae senkrecht zur sagittalen Kieferachse parallel zur posterioren Ramuskante im Bereich der Fossa condylaris. Dieses Fragment wurde eingefroren und für die Knochendichtemessungen verwendet.

Durch ein Loch im Objektträger wurden mit der Standbohrmaschine senkrecht die jeweils notwendigen Pilotlöcher gebohrt:

- 1,0 mm für Titan 1,2 x 13 mm
- 1,4 mm für Titan 1,7 x 15 mm
- 1,7 mm für jeweils Titan 2,0 x 15 mm und PLLA-PGA

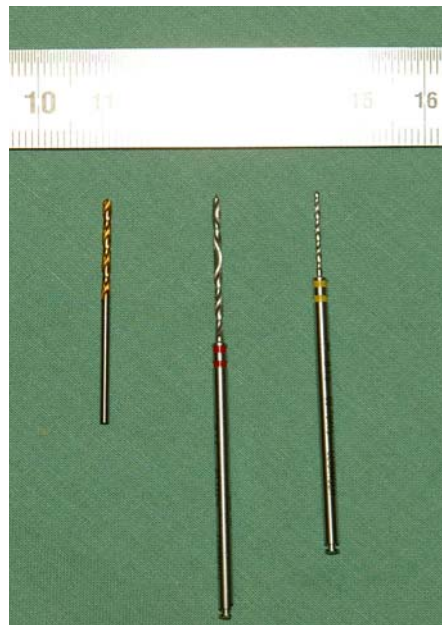


Abbildung 16: Vorbohrer für Titan 1,2x13 mm, 1,7x15 mm und 2,0x15 mm Mini

Die Schrauben wurden durch den Topf mit dem jeweiligen Adapter des Drehmomentschlüssels {12} auf den Objektträger geschraubt.

Für das Eindrehen der PLLA-PGA- Schrauben war jedoch ein weiterer Zwischenschritt nötig: hierfür folgte nach dem Vorbohren mit einem 1,7 mm Bohrer das essentielle Schneiden eines Muttergewindes.

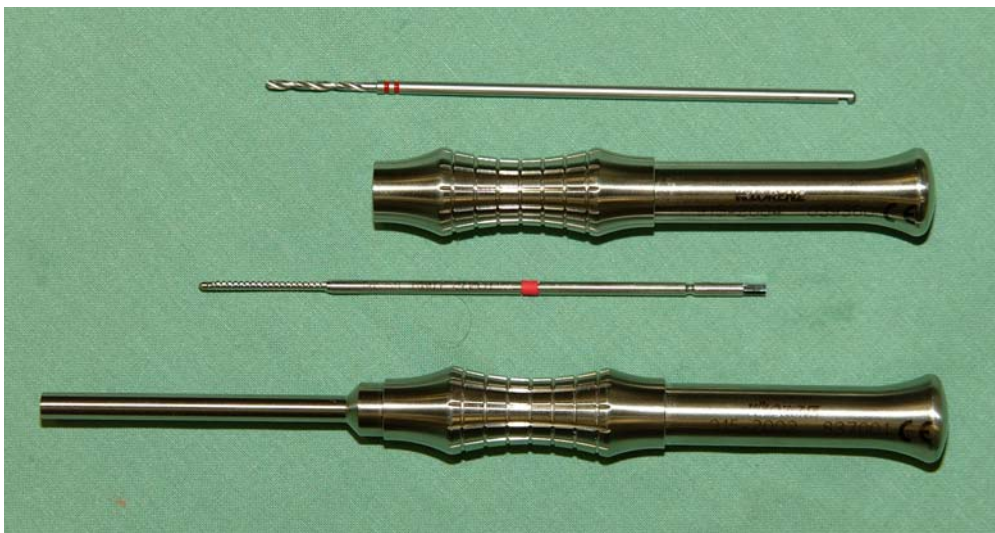


Abbildung 17: PLLA-PGA Instrumente

Dabei war besonders wichtig, den Gewindeschneider streng senkrecht zur Frakturfläche aufzulegen und beim Ein- und Ausdrehen das Gewinde nicht durch unvorsichtige Kippbewegungen auszuweiten.

Nach dem sorgfältigen Ausblasen des Pilotloches wurde die aus der sterilen Verpackung entnommene Schraube mit einer Wasser-Seifen-Mischung gespült (Herstellerempfehlung, [59] S.333). Mit einem speziellen Sechskantschlüssel die Schraube in nassem Zustand und im Topf hängend vorsichtig eingedreht, bis der obere Schraubenkopf brach (siehe Beschreibung 3.2).

Der endgültige Versuchsaufbau an der Prüfmaschine wurde folgendermaßen durchgeführt:

Die zwei hintereinander geschalteten Kardangelenke garantierten drei Bewegungsgrade des Metallzylinders, eine Minimierung von Querkräften und somit eine zur Frakturfläche senkrechte Zugrichtung der Schraube.

Beim vorsichtigen Verbinden des Zylinders mit dem Topf wirkten keine verfälschenden Kräfte von außen auf die Schraube oder den Objektträger ein. Der Aluminiumblock mit vier Gewindelöchern ermöglichte das handfestes Andrehen der Fixierungsschrauben.

Mit einer Geschwindigkeit von 0,083 mm/s fuhr die Maschine samt Prüfvorrichtung soweit nach unten, bis auf den Aluminiumblock eine Vorkraft von -10 N wirkte. Der Versuch wurde unterbrochen und vier 15 mm Schrauben handfest eingedreht, wobei zwei jeweils der Objektträgerdicke entsprechende Plättchen samt zweier Unterlegscheiben die Haltekraft der Schrauben stabilisierten.

Bis zu diesem Zeitpunkt wirkten, bei korrekter Durchführung, weder Zug- noch Querkräfte auf die zu testende Schraube; außerdem war durch diesen Versuchsaufbau eine axiale und standardisierte Ausreißmethode gewährleistet.

Die Maschine zog mit einer Geschwindigkeit von 0,083 mm/s den Topf samt Schraube nach oben und ermittelte gleichzeitig den zurückgelegten Weg und die zum Ausreißen nötige Kraft.

Bei der Berechnung des Wegs begann die Messung an dem Punkt der **beginnenden Zuglast**. Die bis dahin zurückgelegte Strecke ohne Kraffteinwirkung auf die Prüfvorrichtung wurde vernachlässigt. Den Endwert der Messung bildete jeweils der **F_{MAX} Wert** des Versuchs.

Am Computer zeigte das entsprechende Kraft/Weg Diagramm die Entwicklung des Ausreißversuchs.

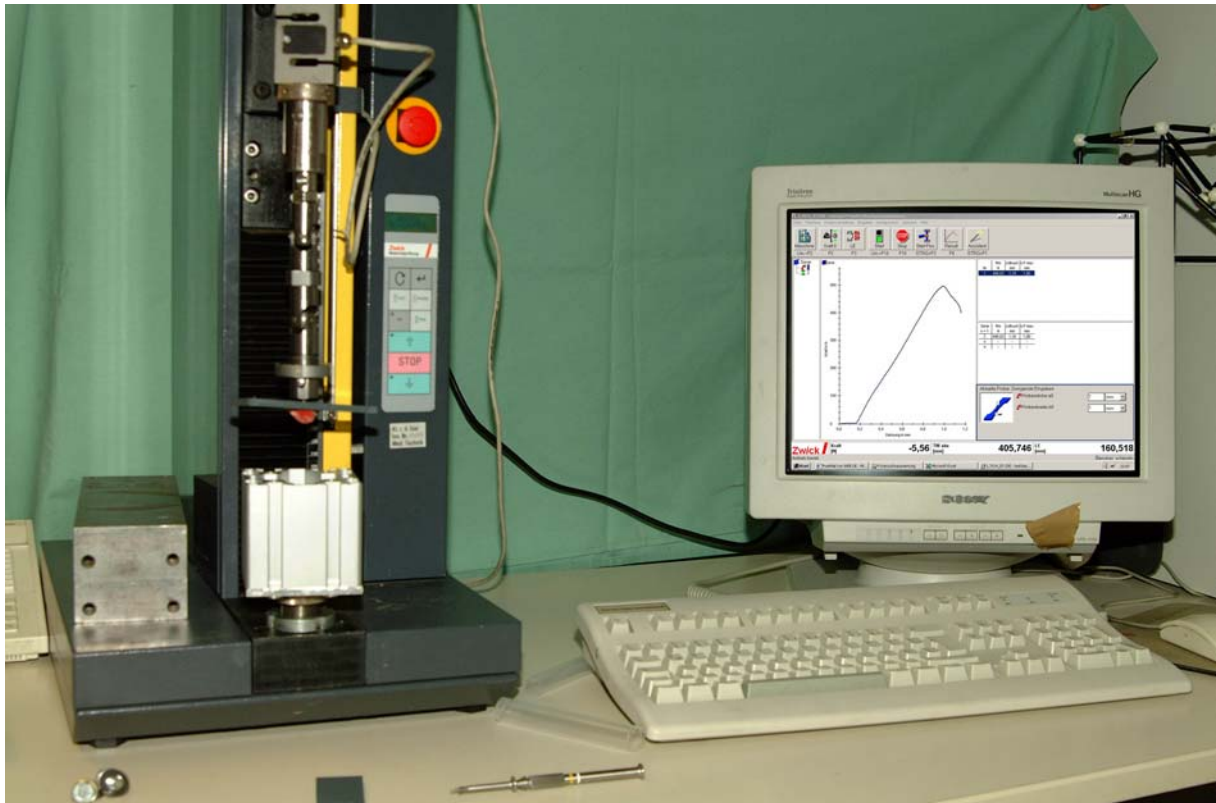


Abbildung 18: endgültiger Versuchsaufbau mit Rechner {7}

Versuchsreihe 1: Vorversuchsserie mit Titan 1,7x15mm Schrauben:

Das Eindrehen der Schrauben erfolgte in der ersten Versuchsreihe mittels des jeweiligen, von der Industrie angebotenen herkömmlichen Schraubendrehers, wobei das Anzugsmoment entsprechend der klinischen Anwendung manuell eingestellt wurde, d. h. ohne festgelegtes Drehmoment.

Angesichts der erwarteten, relativ hohen Streuung infolge der nicht messtechnisch kontrollierten Anzugsmomente und der dadurch nicht gewährleisteten Reproduzierbarkeit sollte in einer zweiten Versuchsreihe das von erfahrenen Kieferchirurgen üblicherweise angewandte Drehmoment berücksichtigt werden.

Deshalb wurde dieses durch den Anwender vorgegeben Anzugsmoment anhand von zehn Anwendungen je Schraube und Untersucher mit einem Drehmomentschlüssel ermittelt. Aufgrund abweichender Schraubendesigns konnte das in der Literatur ([13] S.130, [54] S.161) vorgeschlagene Anzugsmoment nicht verwendet werden.

Ein operativ erfahrener Facharzt für Mund- Kiefer- Gesichts-Chirurgie fixierte dabei entsprechende Schraubentypen jeweils in dem selben Versuchsmodell wie oben beschrieben. Er stellte eine OP-Situation nach und drehte die Schrauben bis zum **subjektiv geeigneten Drehmoment** in die Spongiosa ein, ohne dass ein Durchdrehen des Gewindes erfolgte. Dieses Drehmoment wurde mit instrumentiertem Werkzeug erfasst. Aus den gemittelten, maximalen Anzugsmomenten ergab sich demnach das definierte Eindrehmoment von 0,15 Nm. Da entsprechende Drehmomentschlüssel für diese kleinen Schrauben nicht existieren, mussten für einen gängigen Drehmomentschlüssel {12} **spezielle Adapter** für die jeweiligen Schraubenköpfe hergestellt werden (mit der Unterstützung der Firma Leibinger).

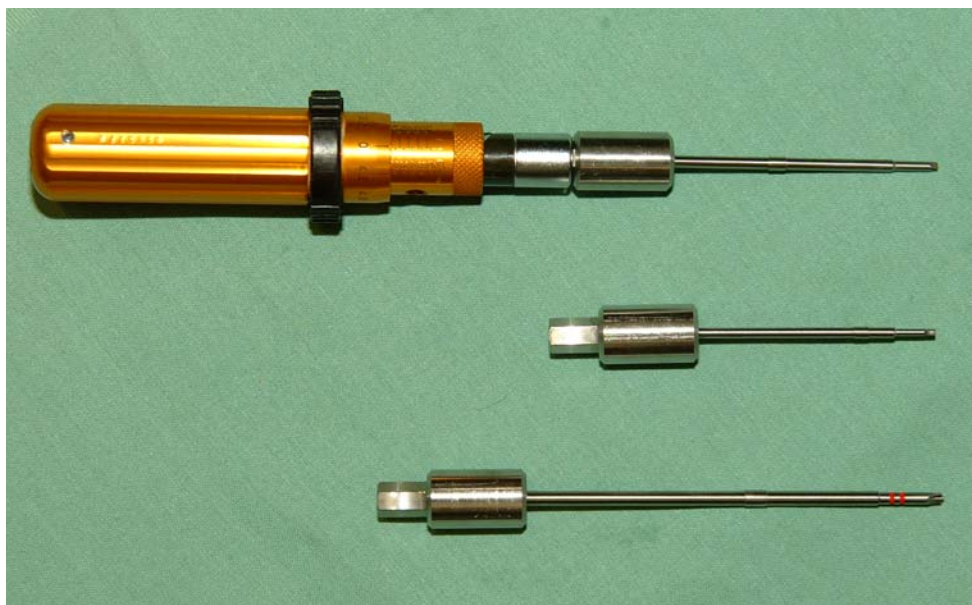


Abbildung 19: Drehmomentschlüssel und jeweilige Adapter {12}

Versuchsreihe 2:

In dieser **relevanten Versuchsreihe** wurde wiederum an Schweinekiefern die Schrauben in gleicher Richtung sowie einer gleichen Osteotomie – wie oben dargestellt (siehe Kap. 3.2, S. 17) – eingedreht, nun aber mit exakt eingestelltem, ermitteltem Drehmoment (siehe oben).

Eine Ausnahme bildeten hier die biodegradablen PLLA-PGA- Schrauben. Bei diesen Schrauben liegen zwei Schraubenköpfe vor, wobei der obere lediglich zum Eindrehen mit einem speziellen Sechskantschlüssel bestimmt ist. Bei einem bestimmten Anzugsmoment, das weder durch Werksangaben vorgegeben noch experimentell zu ermitteln war, bricht das obere Köpfchen ab und die Schraube bleibt so fixiert im Knochen.

3.4 Quantitative Knochendichtemessungen

Zum Vergleich der biomechanischen Ergebnisse vor dem Hintergrund der Knochendichte wurden alle Proben einer quantitativen Osteodensitometrie unterzogen.

Ziel dieser Untersuchung war es, aufgrund der jeweiligen Messergebnisse eine signifikante Korrelation zwischen dem maximalen Ausreißwert und der messbereichnahen Knochendichte zu beschreiben. Als Probematerial dienten die oben beschriebenen lateralen Köpfchensegmente, welche nach erstmaligem einstündigem Auftauen in einem CT-Gerät {9} gescannt wurden. Im programmierten Knochendichtefenster konzentrierte sich der Messbereich auf die Stelle im Knochen, wo ausschließlich spongiöses Knochenmaterial zu sehen war und die wahrscheinliche Durchtrittsstelle der Osteosyntheseschraube liegt.

Die Dichtewerte und die einzelnen Knochenfenster wurden auf Röntgenfilmen gedruckt.

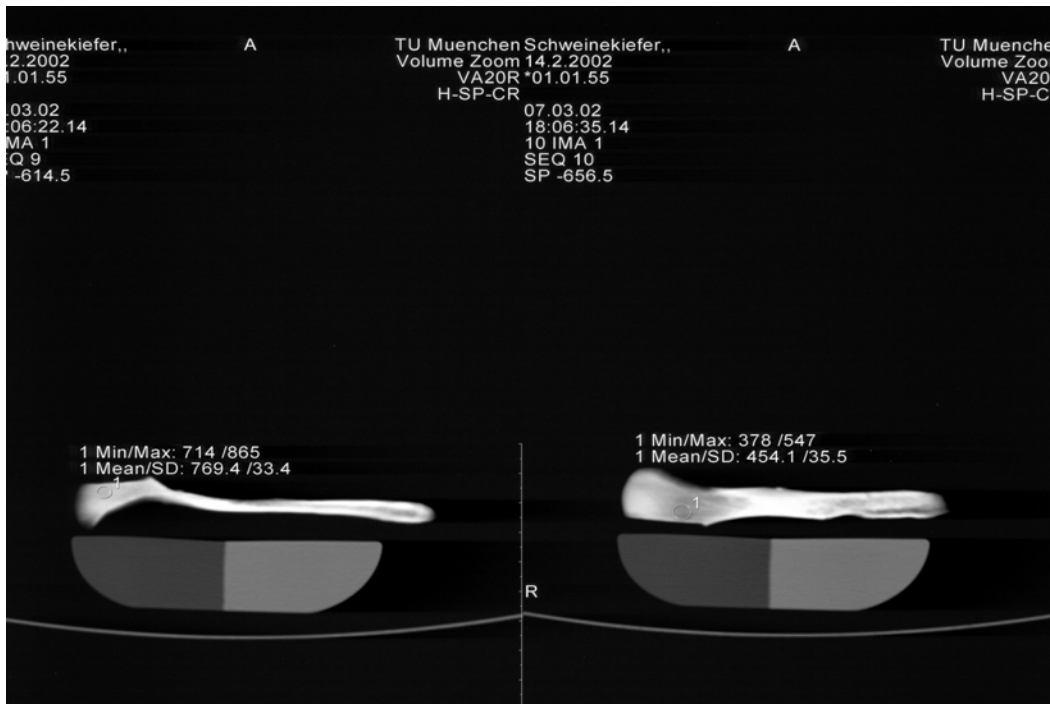


Abbildung 20: Quantitative Knochendichtemessung {9}

3.5 Berechnung der tragenden Querschnitte der Schrauben

In Anbetracht der unterschiedlichen Geometrie und Größe der Schrauben sollte ein Zusammenhang zwischen dem gemessenen Kraftwert und der spezifischen Schraubengeometrie hergestellt werden. Deshalb wurden von allen vier Typen jeweils die Ringfläche, der theoretische tragende Querschnitt und der reale tragende Querschnitt gemessen. Aus diesen Ergebnissen heraus sollte zudem untersucht werden, ob große tragende Querschnitte auch hohen Ausreißkräften widerstehen.

Definition von Ringfläche: Ringfläche ist die Fläche pro Gewindegang. Die Steigung errechnet sich aus dem Quotient der Zahl der Gewinde durch die Länge der Schraube.

Der **theoretische tragende Querschnitt** ist das Produkt aus Einschraubtiefe multipliziert mit der Steigung. Da die Schraubenspitze keine Gewindegänge besitzt, galt für jede Schraube der sog. **reale tragende Querschnitt** (= theoretischer Querschnitt abzüglich zwei Gewindegänge) als Richtwert.



Abbildung 21: Messung tragender Querschnitt am Beispiel Titan 2,0 x 15 mm

3.6 Statistische Auswertung

Die Zeichnungen wurden entsprechend mit dem Box-Plott-Diagramm angefertigt und ausgewertet. Als Maßzahlen dienten Median, Minima und Maxima. Zudem wurden Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet.

Das Signifikanzniveau wurde auf 5% festgelegt und alle Tests wurden zweiseitig und mit SPSS durchgeführt. Bei signifikanten Ergebnissen des Kruskal-Wallis-Tests fungierte die Methode von MARCUS et al. ([55] S.657) als Richtlinie.

4 Ergebnisse

4.1 Versuchsreihe 1

Bei dieser Versuchsreihe wurden anhand von zehn Versuchen mit einem Schraubentyp (Titan 1,7 x 15 mm) sowohl der endgültige Versuchsaufbau als auch das allgemeine Ausreißverhalten nach manuellem Anziehen der Schrauben untersucht.

4.1.1 Ausreißkraftmessungen

Die Ergebnisse der zehn durchgeführten Versuche liegen relativ weit auseinander, weil in dieser ersten Versuchsreihe keine standardisierte Eindrehmethode verwendet wurde:

Die maximale Anzugskraft liegt bei 714,91 N, die minimale bei 364,93 N. Der Mittelwert beträgt 504,08 N bei einer Standardabweichung von 133,51 (siehe Abb. 23).

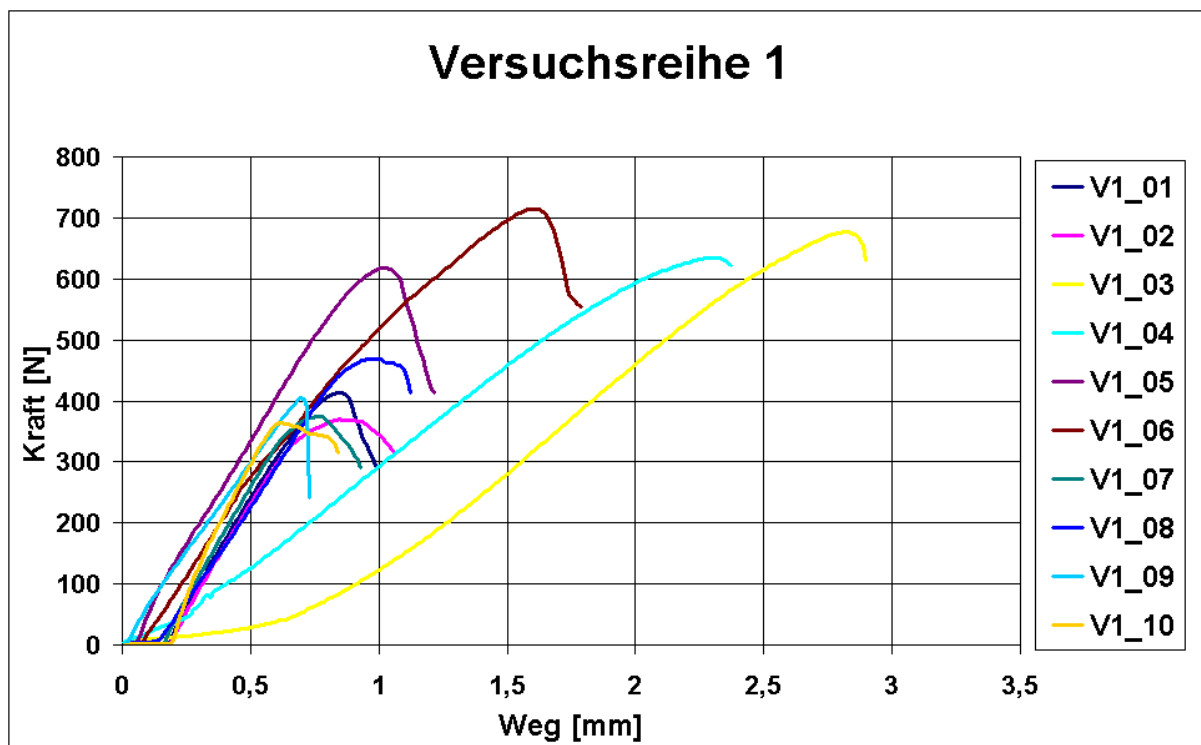


Abbildung 22: Ausreißergebnisse der Versuchsreihe 1 (Vorversuche) mit Titan 1,7 x 15 mm

Nach anfänglich linearem Kurvenverlauf... erfolgt der Übergang in den Bereich plastischer Verformung. Bei diesem Punkt sinkt die Kurve ab, bis letztlich F_{max} erreicht wird. Durch die mangelnde Fixation im Knochen folgt dann ein rascher Abfall der Kurve.

4.1.2 Wegmessungen

Die unterschiedlichen Einschraubmomente wirkten sich auch auf die zurückgelegte Wegstrecke aus:

So zog die Maschine bei einer Schraube 2,85 mm, um diese mit einer Kraft von 714,91 N herauszureißen.

Der Minimalwert lag bei 0,52 mm, der Mittelwert bei 1,182 mm, die Standardabweichung betrug 0,802.

4.1.3 Quantitative Knochendichtemessung

Die Messung der Knochendichte der Vorserienknochen ergab folgende Ergebnisse:

Nr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Dichte	691,4	859,2	824,0	575,7	983,1	772,6	628,8	1033	914,5	554,9

Tabelle 3: Dichtewerte der Vorserienknochen

4.1.4 Korrelation von Kraft zu Knochendichte

Die Ergebnisse wurden erfasst und ausgewertet, wobei sich die Frage nach der Reproduzierbarkeit der Überlegung stellte. Ohne standardisierte Versuchsbedingungen boten die ermittelten Werte und Zusammenhänge keine Möglichkeit der Interpretation.

4.2 Versuchsreihe 2

Bei dieser Versuchsreihe wurden mit den vier Schraubentypen jeweils zehn Ausreißversuche nach Anziehen der Schrauben mittels definiertem Drehmoment durchgeführt.

4.2.1 Ausreikraftmessung

Im Durchschnitt aller zehn Versuchswerte lagen die Zugkräfte für die Titan 1,7 x 15 mm Schrauben am höchsten (Mittelwert 551,82 N bei einer Standardabweichung von 47,43), gefolgt von den Titan 2,0 x 15 mm Schrauben (Mittelwert 438,21 N; SD= 25,94) und den Titan 1,2 x 13 mm Schrauben (Mittelwert 322,23 N; SD= 25,939).

Hinsichtlich der Maxima und Minima gab es Überschneidungen zwischen Titan 1,7 x 15 mm und Titan 2,0 x 15 mm und zwischen Titan 1,2 x 13 mm und PLLA-PGA (siehe Graph Kraft/Knochendichte).

Statistisch ergab sich nach Durchführung des Kruskal-Wallis-Tests in jeder Schraubengruppe eine signifikante Wertereihe (jeweils $p = 8,5 \times 10^{-8}$).

Im Vergleich der Gruppen untereinander wurde der Mann-Whitney-Test zu Hilfe gezogen. Dabei kamen sämtliche Kombinationsmöglichkeiten in Betracht. Auch hier konnte stets ein signifikanter Unterschied zwischen den Schraubengruppen bewiesen werden.

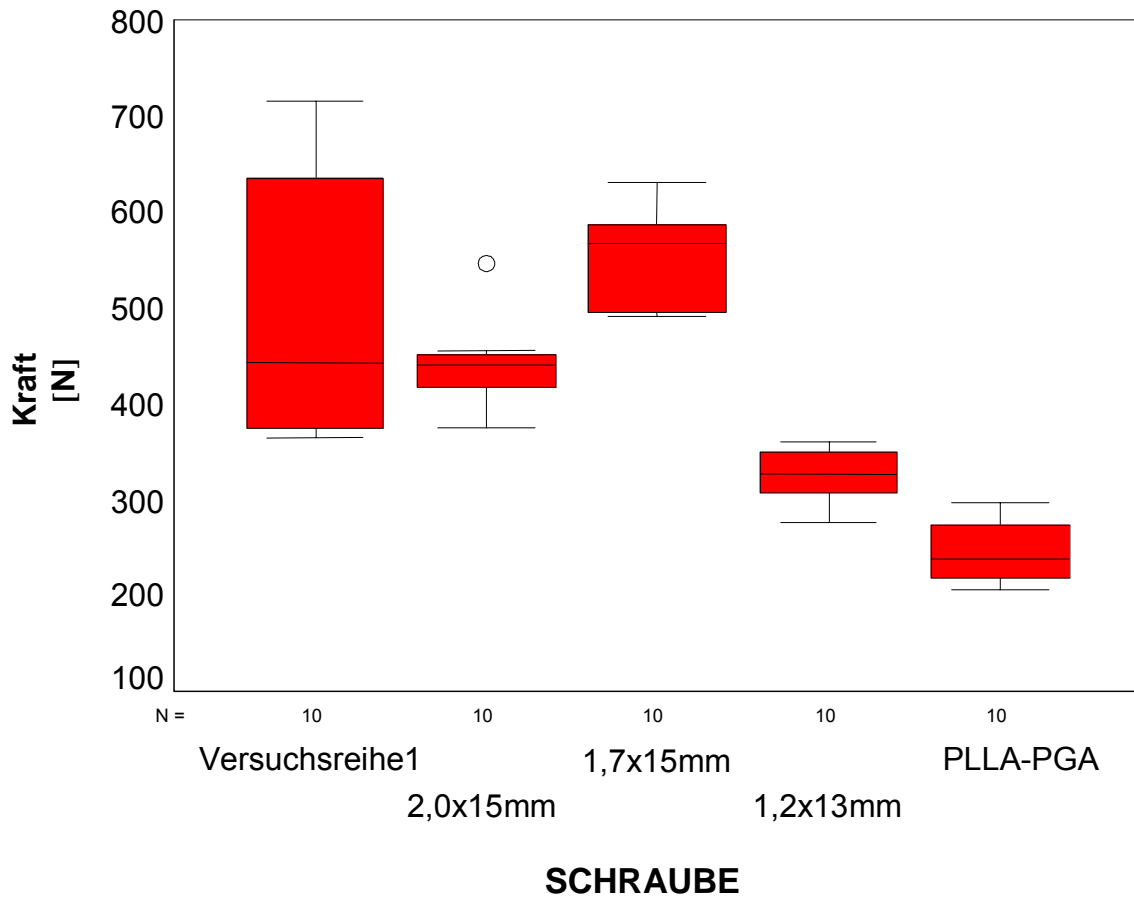


Abbildung 23: Versuchsreihe 1 und 2: maximale Ausreißkraftwerte

4.2.2 Wegmessung und Schraubenverhalten

Hinsichtlich des zurückgelegten Weges (Berechnung, siehe Kap. 3.4): ergaben sich folgende Ergebnisse

Wie der Graph der PLLA-PGA- Schrauben eindrucksvoll zeigt, legte die Prüfmaschine während dieser Versuche den längsten Weg zurück, bis die Schrauben ausgerissen waren (Mittelwert: 2,186 mm).

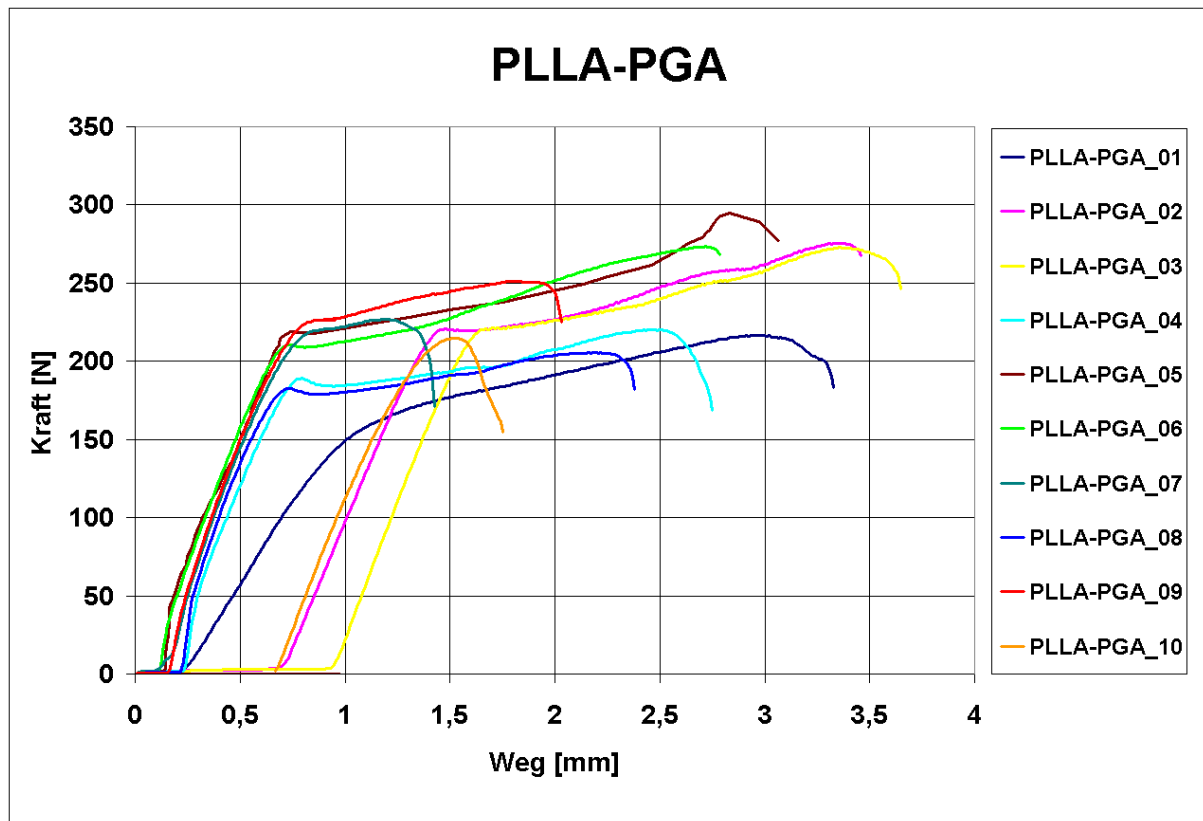


Abbildung 24: Ausreißergebnisse PLLA-PGA

Der typische Kurvenverlauf gibt Anlass, kurz auf den PLLA-PGA Graphen einzugehen:

- Zu Beginn kurze elastische Phase (z. B. bis 180 N), dabei Gesamtdeformation von durchschnittlich 0,7mm.
- Nachfolgend lange Phase mit flachem, annähernd linearem Kurvenverlauf (Mittelwert 55 N ΔF und 1,78 mm ΔS).
- Erreichen von F_{MAX} mit Ausreißen der Schraube, bedingt durch nachgebende Verankerung im Knochenlager oder Materialversagen durch Schraubenbruch („PLLA-PGA_09“)

Anhand dieses Kurvenverlaufs lassen sich die Materialeigenschaften von Polylactit gut veranschaulichen und mittels des Photos (siehe Abb.25) beweisen. Es fand offensichtlich eine ausgeprägte **Deformierung** der PLLA-PGA- Schraube unter Zug statt.



Abbildung 25: PLLA-PGA- Schraube vor (unten) und nach Ausreißversuch. Sichtbar ist die plastische Verformung (Verlängerung) der Schraube durch die Zugkraft

Die Ursache des Verlaufes des Versuchs "PLLA-PGA_10" blieb jedoch unklar (siehe Abb. 26). Bei allen anderen Versuchen erreichte die Kurve einen Peak, bei dem die Verformbarkeit des Polymers zur Geltung kam. Die Schraube wurde durch einen weiteren Zug der Maschine gedreht. Bei maximaler Dehnbarkeit des Materials erreichte die Kurve einen weiteren Peak, bis die Schraube aus dem Knochen riss.

Bei einem Versuch brach die PLLA-PGA- Schraube („PLLA-PGA_09“).

Die Deformationswerte für die restlichen Schraubentypen aus Titan lagen deutlich darunter. Zudem waren keine Materialveränderungen makroskopisch erkennbar.

Durchschnittlich lag der Weg bei den Titan 1,7 x 15 mm mit 1,077 mm am zweithöchsten, gefolgt von den Titan 2,0 x 15 mm Schraubenwerten (0,863 mm). Über die Titan 1,2 x 13 mm Schrauben ist zu sagen, dass der durchschnittliche Weg bei 0,639 mm lag und eine Schraube während des Versuchs brach.

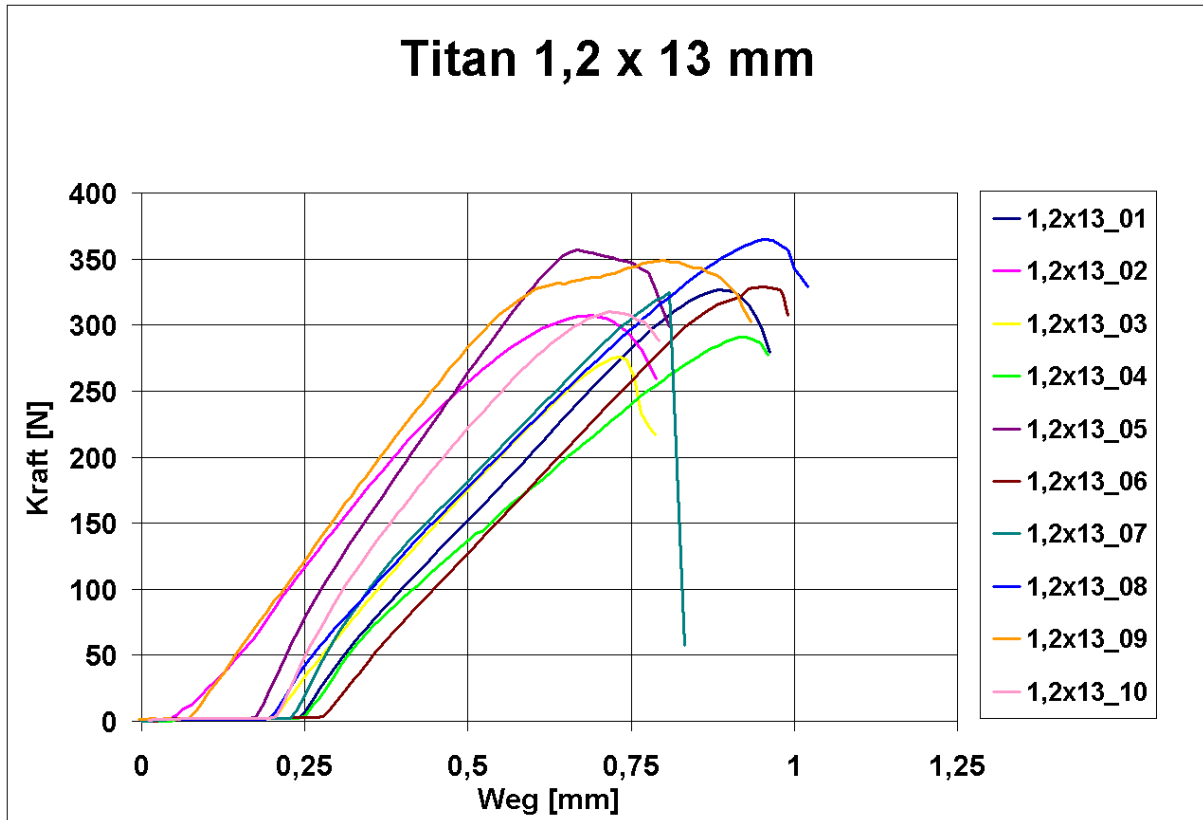


Abbildung 26: Ausreißergebnisse Titan 1,2 x 13 mm

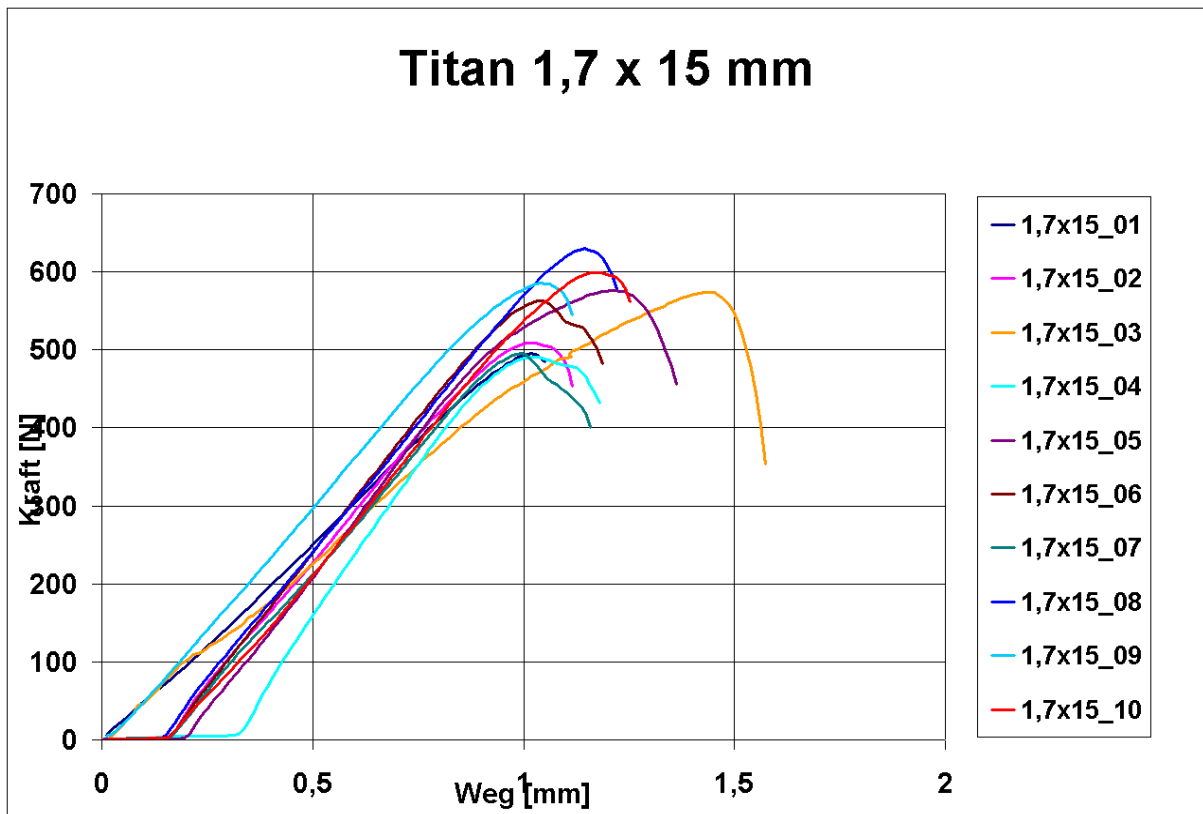


Abbildung 27: Ausreißergebnisse Titan 1,7 x 15 mm

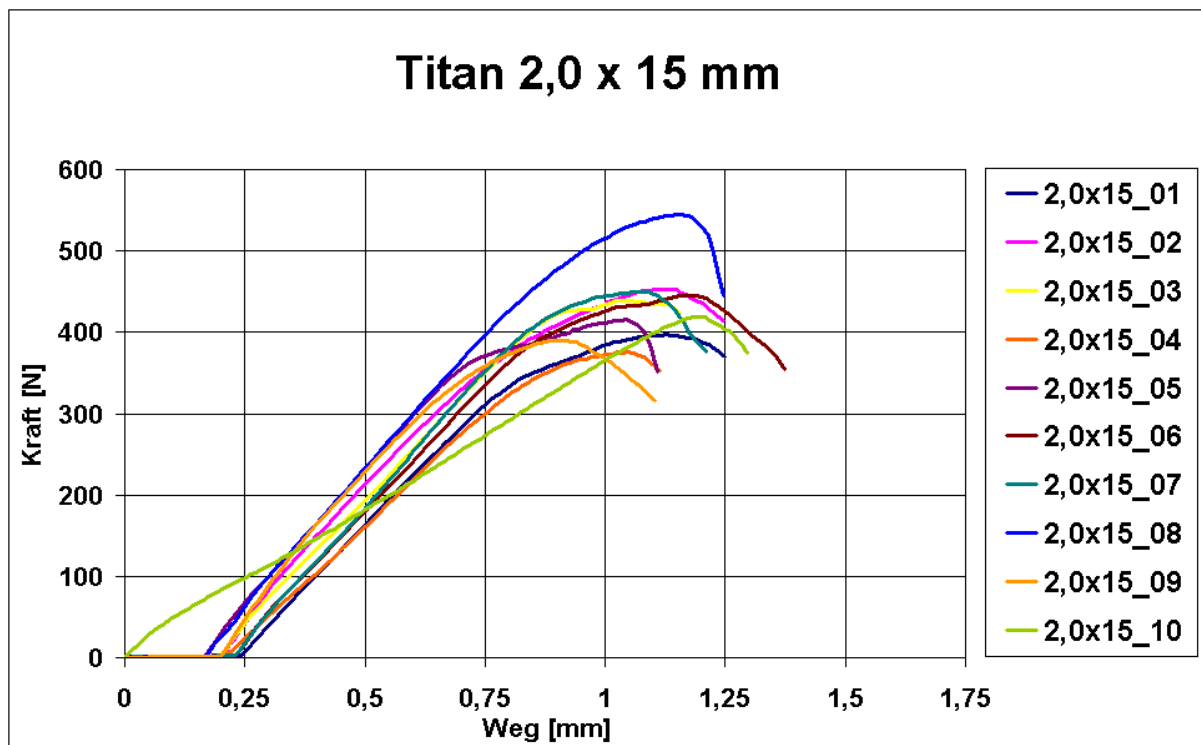


Abbildung 28: Ausreißergebnisse Titan 2,0 x 15 mm

4.2.3 Quantitative Knochendichtemessung

Die Streuung bei den Knochendichtewerten war relativ groß. Der Grund lag hier wahrscheinlich in der enormen Anisotropie des Materials ([105] S.309, [115] S.333) und der Tatsache, dass an unterschiedlichen Stellen jedes einzelnen Köpfchens gemessen wurde. Da diese Werte jedoch einem bestimmten Kraftwert zugeordnet wurden und deren Korrelierung berechnet werden sollte, muss der Varianz der Dichtewerte keine besondere Bedeutung zugemessen werden.

Statistisch wurden die Dichtewerte der einzelnen Schraubengruppen anhand des Kruskal-Wallis-Tests verglichen. Darin zeigten sich trotz der Streuung keine signifikanten Unterschiede (asymptomatische Signifikanz = 0.381). Diese Tatsache war wiederum wichtig, um die Werte überhaupt mit den Kraftwerten ins Verhältnis setzen zu können.

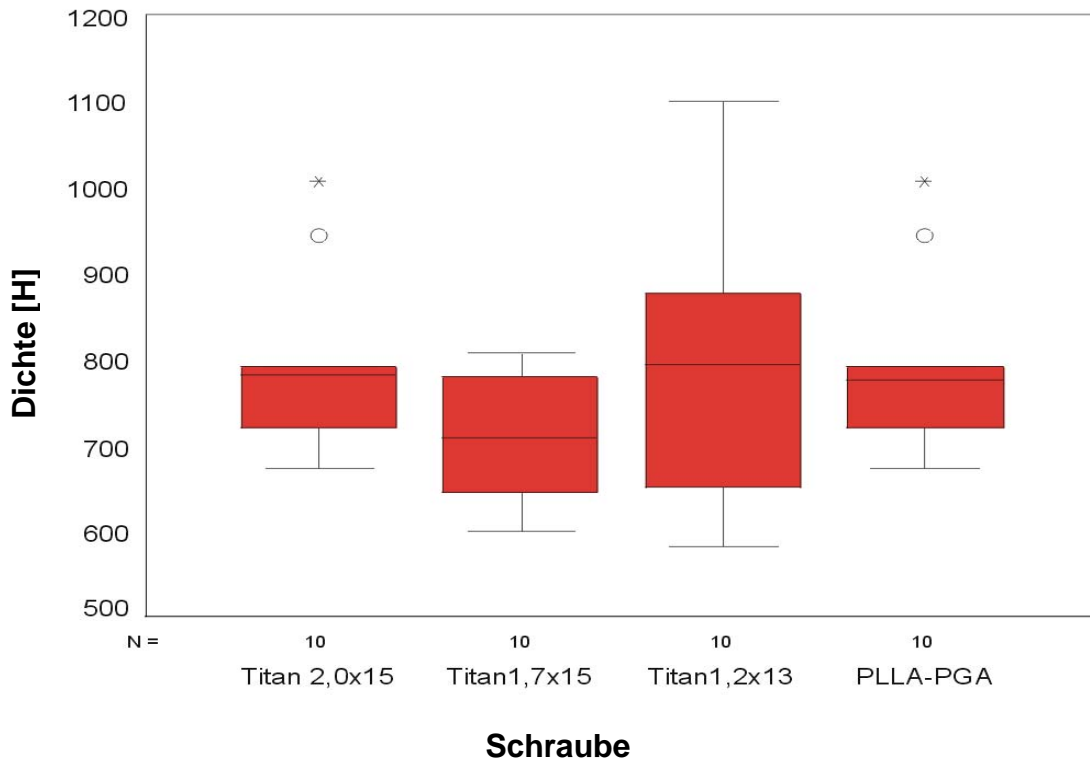


Abbildung 29: Dichtewerte der verschiedenen Knochensegmente

4.2.4 Korrelation von Kraftwert zu Knochendichte

Um den Einfluss der Dichte auf die Kraft zu ermitteln, musste eine multiple, lineare Methode benutzt werden, um den gleichzeitigen Einfluss des Schraubentyps zu berücksichtigen. Unterschiede zwischen den Gruppen wurden mit so genannten nicht parametrischen Tests durchgeführt, weil die jeweilige Fallzahl (n=10) nicht erlaubte, die Verteilung zu prüfen. Statistisch ergab sich **keine signifikante Korrelation** zwischen dem Kraftwert und dem Dichtewert des jeweiligen Knochens.

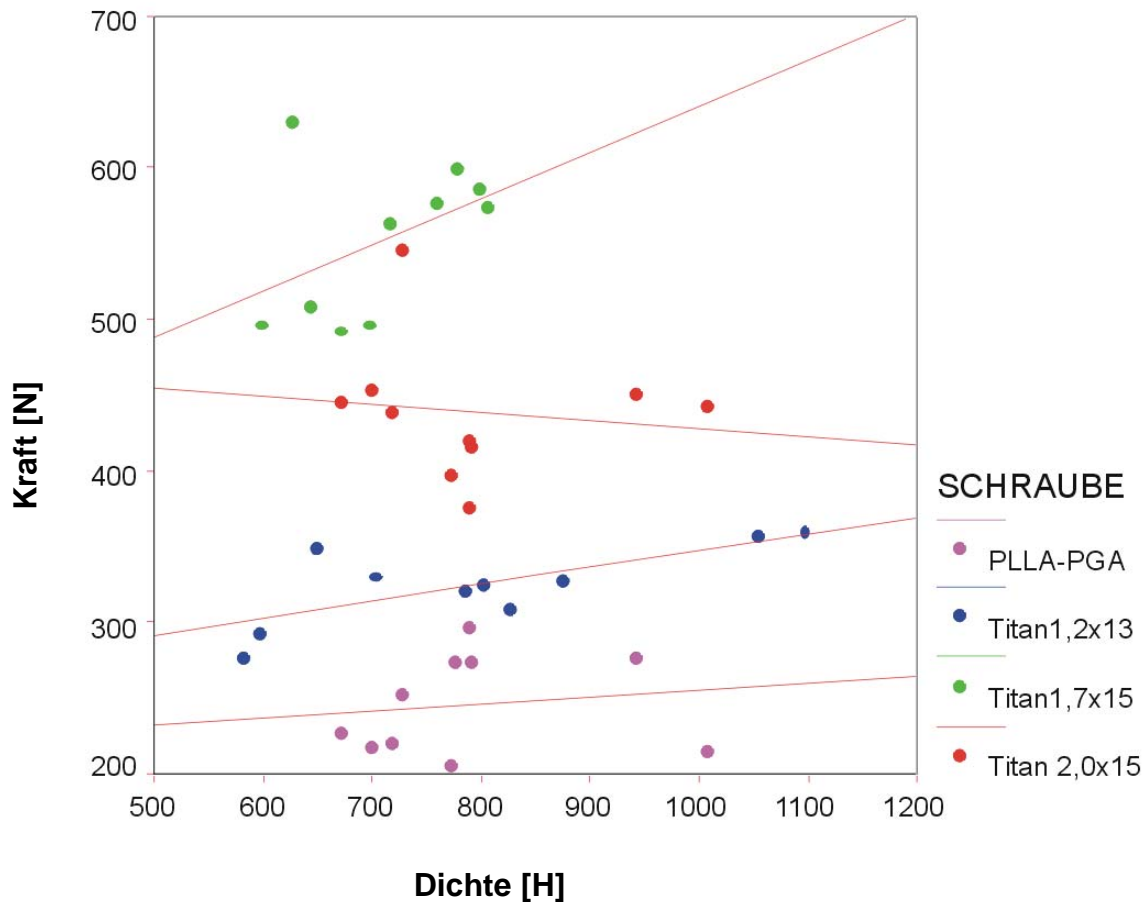


Abbildung 30: Korrelation von Kraft zu Dichte

4.2.5 Abhängigkeit des Kraftwertes von den Schraubenkoeffizienten

Hinsichtlich des tragenden Querschnittes pro Gewindegang wiesen die Titan 2,0 x 15 mm und die PLLA-PGA- Schrauben die höchsten Werte auf (ca. 1,8 mm², siehe Graph Kraft/Ringfläche). Die Titan 1,7 x 15 mm Schraube hat eine Ringfläche von 1,49 mm², die Titan 1,2 x 13 mm Schrauben eine Ringfläche von 0,65 mm². Daraus konnte man schließen, dass trotz kleinerer Ringfläche die Titan 1,7 x 15 mm Schrauben die höheren Werte erzielen würden.

Ein relativ schlechtes Ergebnis erzielte hier die PLLA-PGA- Schraube, da sie trotz der relativ großen Ringfläche bei bereits bei niedrigen Kraftwerten ausgerissen ist.

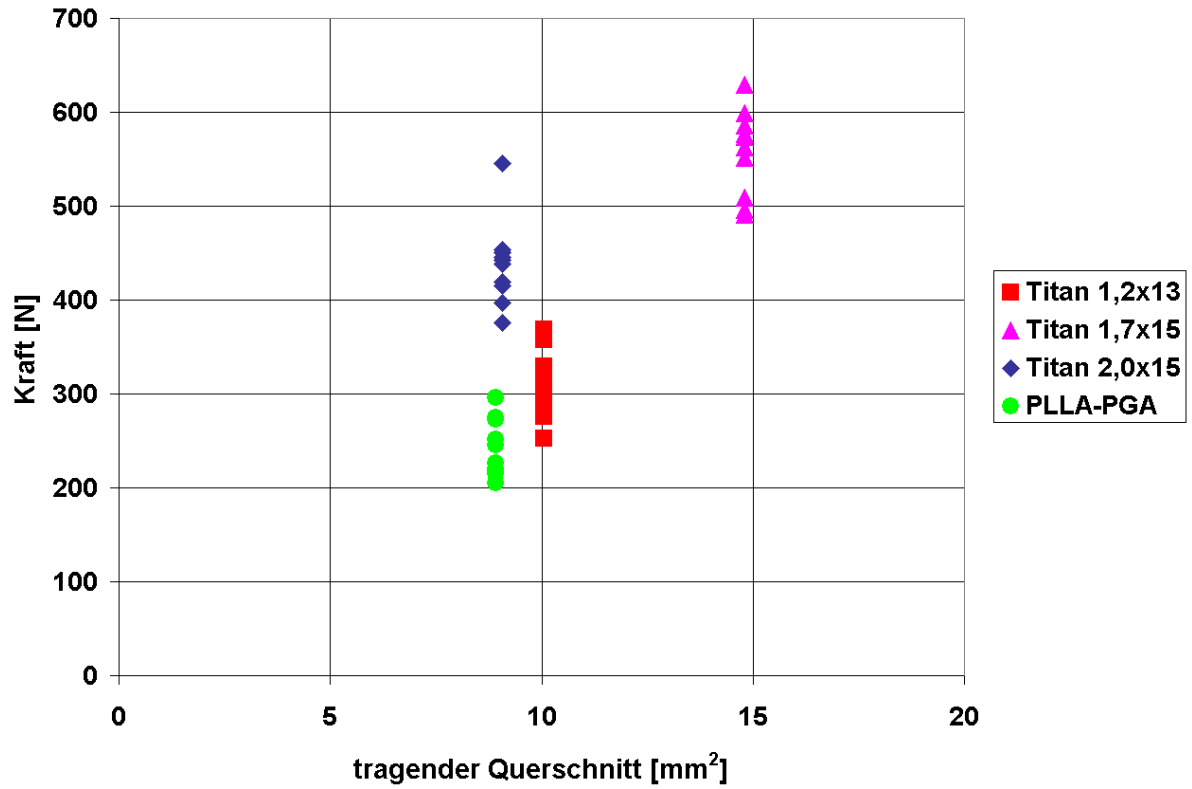


Abbildung 31: Kraft zu tragendem Querschnitt real

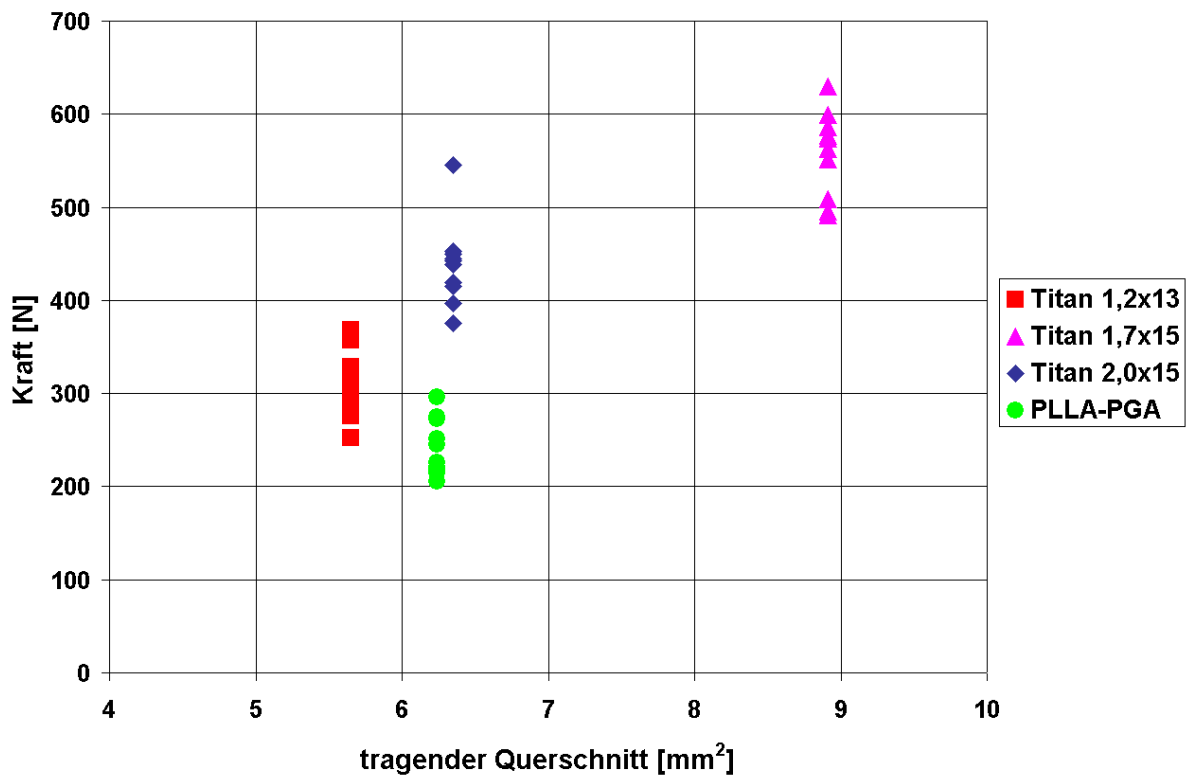


Abbildung 32: Kraft zu tragendem Querschnitt theoretisch

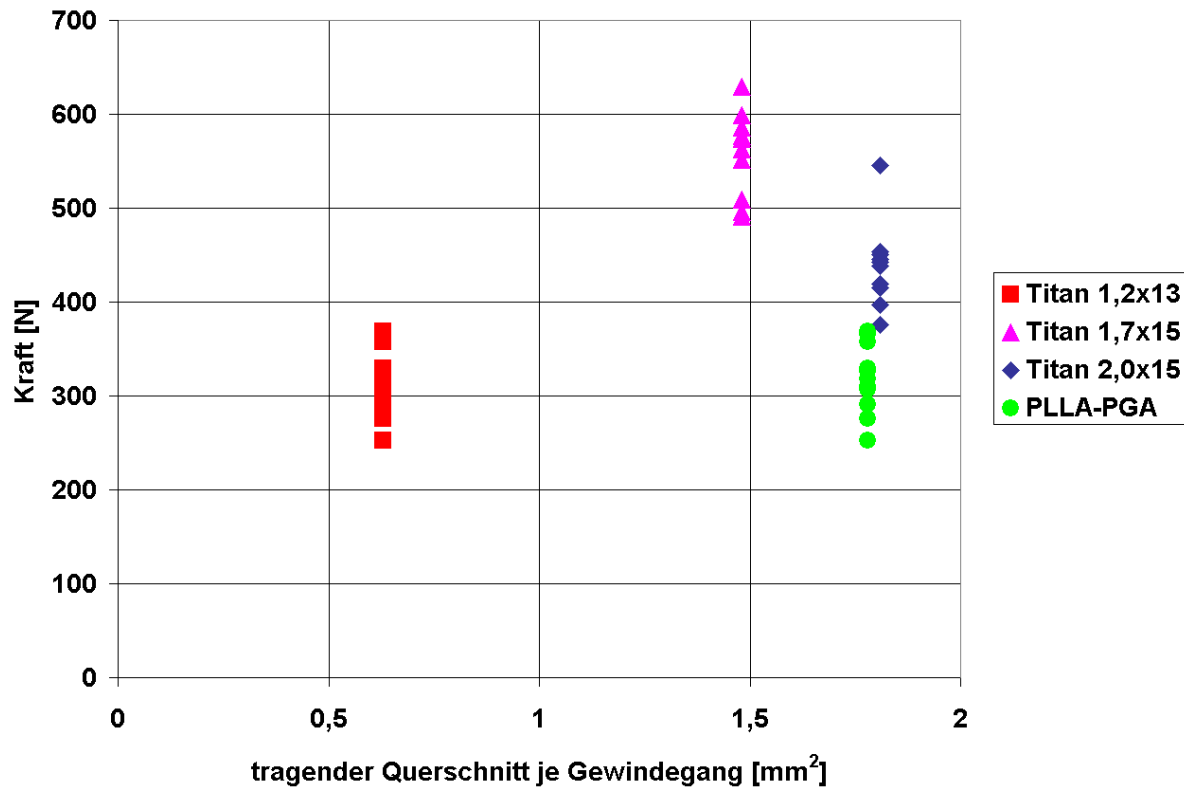


Abbildung 33: Kraft pro Ringfläche

Die Ergebnisse der Berechnungen des theoretischen und des realen tragenden Querschnittes der Schrauben zeigten ebenso Vorteile für die Titan 1,7 x 15 mm Schrauben. Sie hatten mit Abstand die höchsten Werte, was sich auch in den Kraftwerten widerspiegelte. Bei der theoretischen Berechnung fiel auf, dass die PLLA-PGA- Schraube trotz eines höheren Querschnittes niedrigere Ausreißwerte erzielte. Bei der realen Betrachtung waren es die Titan 1,2 x 13 mm Schrauben, die trotz vorteilhafter Geometrie leichter aus dem Knochen zu reißen waren.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methode

Die Problematik der adäquaten Behandlung von hohen diakapitulären Frakturen des Collum mandibulae wurde in den letzten Jahren und Jahrzehnten sehr kontrovers diskutiert. In Folge dessen zeigten auch die Ergebnisse dieser Untersuchung, dass Entwicklung und Validierung einer biomechanischen Prüfmethode für Osteosyntheseverfahren mit kleinen Implantaten und besonders an komplex strukturierten Knochensegmenten sehr anspruchsvoll sind.

Die gelungene anatomische Reposition des dislozierten Kieferköpfchenfragmentes ist eine Grundvoraussetzung zur funktionellen Stabilität und Wiederherstellung der molaren Bisskraft. Aber auch eine mechanisch geeignete Osteosynthesetechnik mit guter Primärstabilität und ausreichend langer Sekundärstabilität (Retention) kann die Grundlage für eine erfolgreiche Therapie darstellen.

Dabei spielt es eine entscheidende Rolle, wie Fragment und Köpfchen miteinander verbunden werden. Die Kompressionsosteosynthese ([65] S.28, [85] S.77) bietet sich hierfür als eine effiziente Repositions- und Retentionsmethode an.

Die Zielsetzung dieser Arbeit richtete sich auf die entscheidende Frage der zum axialen Ausreißen der Schrauben erforderlichen Kräfte. Deshalb konzentrierten wir uns auf den Teil der Osteosyntheseschraube, welcher das Fragment auf dem lateralen Frakturrand fixiert und sich dabei im rein spongiösen Teil des Kieferfragmentes befindet.

Sicherlich wäre eine solche Untersuchung am humanen Präparat klinisch besser übertragbarer gewesen. Die geringe Verfügbarkeit von Leichenunterkiefern und die dabei hohe Variation sprachen wegen der statistischen Voraussetzungen jedoch gegen Versuche mit einer sehr kleinen Anzahl von Präparaten. Überdies zeigte eine Studie von MITTELMEIER et al., dass die länger dauernde Formalinfixierung die Knochenstruktur beeinträchtigt ([61] S.471).

Zudem hätte das sehr viel kleinere Fragment des humanen Köpfchens die Entwicklung einer reproduzierbaren Methode zum Fixieren, Bohren und Herausreißen um ein Vielfaches erschwert.

Die verwendeten Schweinekiefer boten zudem aufgrund ihrer biologischen Eigenschaften und Proportionen eine hervorragend geeignete Möglichkeit zur Durchführung der Versuche. Außerdem entsprach die Eindrehtiefe von 7 mm der in-vivo- Situation, was für die klinische Schlussfolgerung wichtig ist.

Mehrere Publikationen beschreiben Ausreißversuche aus Kortikalisgewebe in unterschiedlichen Zusammenhängen. Lediglich LOEHR et al. simulierten benutzten reine Tibiaspongiosa von Rindern, um Kieferschrauben zu testen ([54] S.159). Unter Berücksichtigung der geringen Größe der hier zu untersuchenden Schrauben und des klinisch relevanten Einsatzgebietes stellte die Entwicklung einer reproduzierbaren Methode eine besondere Herausforderung dar.

Die fraktursimulierende Osteotomie und die Präparatfixierung garantierten gleiche Bedingungen, um die Schraube im Knochen zu verankern und herauszuziehen. Die Voraussetzung, dass lediglich spongiöses Material getestet wurde, war durch die klinische Zielsetzung und die Einschraubtiefe festgelegt.

Das Hauptproblem bestand aufgrund der extremen Größenverhältnisse des Versuchsmaterials in der Entwicklung eines reproduzierbaren Versuchsaufbaus. Anhand unserer oben beschriebenen Entwicklung der Methode unter Ausführung verschiedener Vorversuche konnte diese Schwierigkeit gelöst werden: damit war ein standardisiertes axiales Ausreißen jeder Schraube gegeben, dessen Kraftwerte anhand des Kraft/Weg- Diagramms gut auswertbar dargestellt wurden.

Auf Grund des hier angestrebten hohen Maßes an Reduktion methodischer Fehler (unregelmäßige Frakturverläufe, Bohrfehler, Verkippung des Zugkraft- Vektors) kann von einem vergleichsweise hohen Grad an Reproduzierbarkeit ausgegangen werden.

In der Auswertung der Ergebnisse zeigte sich das Problem deutlicher Streuung, welches vordergründig auf Schwankungen der Knochenbinnenstruktur, z. B. der interindividuellen Trabekelausrichtung ([105] S.304, [115] S.330) und Knochendichte zurückzuführen ist. Diese Problematik betrifft jedoch auch insbesondere den Kontext der klinischen Anwendung mit entsprechenden Variationen von Patientenkiefen.

Aber gerade durch die Untersuchung an **frischen** Knochenstrukturen kann auch der Aspekt der Übertragbarkeit auf die klinische Situation gegenüber Modellversuchen, z.B. an Kunststoffimitaten, in den Vordergrund gestellt werden.

Im Fall der Knochendichteuntersuchung wäre eine Messung genau im Bereich des Schraubengewindes etwas geeigneter zur Herleitung einer Korrelation gewesen.

Dies wäre jedoch nur unter Billigung einer Qualitätsänderung des zu untersuchenden Knochensegmentes (zusätzlicher Konservierungsschritt s. Kap. 3.2) erreicht worden. Letztlich wurde der methodische Weg der größtmöglichen Schonung des biomechanischen Präparates gewählt.

Die Versuchsmethode ließ folglich weitere Aspekte, die zu einer komplikationsfreien restitutio ad integrum nötig sind (z.B. die Frakturheilung), außer Acht. Denn die Untersuchungen zielten auf die Primärstabilität bezüglich der Ausreißfestigkeit (vgl. [38], [93], [96]).

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Die vier getesteten Schraubentypen wiesen bezüglich des Widerstandes gegen axiale Zugkräfte signifikant unterschiedliche Werte auf.

Sicherlich lässt sich dadurch nicht exakt auf entsprechende Werte für den humanen Kiefer schließen. Konzeption und Reproduzierbarkeit des Modells (siehe Abb. 6 und Kap. 3.1) erlauben aber zumindest eine relative Aussage.

Aus der klinischen Überlegung, die Kieferschrauben in der Spongiosa zu platzieren, wurden unsere Ausreißversuche aus der kiefergelenknahen Spongiosa realisiert. Entsprechend wurden niedrigere Werte des Ausriss- Widerstandes ermittelt als in anderen Untersuchungen an Kortikalissegmenten ([43] S.289, [54] S.161, [92] S.72). Demnach bot die weichere und porösere Struktur der Spongiosa nicht die Festigkeit, dass die Schrauben bis zur Grenze Ihrer Reiß- und Biegefestigkeit belastet werden.

Die klinische Relevanz der hier untersuchten Osteosynthesetechnik liegt in der bereits erwähnten Stabilität gegenüber den postoperativ auftretenden Bisskräften. Dabei sollen die Osteosyntheseschrauben im Bruchspalt die Knochenfragmente derart verspannen, dass der entstehende Schrauben- Knochen- Verbund den statisch und dynamisch einwirkenden Kräften standhält. Dadurch könnten die vielfach beschriebenen postoperativen Probleme wie Versagen des Schrauben- Knochen- Verbundes durch einwirkende Scher- und Biegekräfte mit der Folge von Schrauben- Dislokationen und Instabilitäten deutlich reduziert werden ([35] S.131, [66] S.114, [103] S.735).

Nach einer Osteosynthese von Gelenkwalzenfrakturen soll ein funktionelles Trainieren der Translation stattfinden, bevor sich im Bruchspalt ein Hämatom bildet ([27] S.70, [44] S.252). Damit stellt die Simulation einer Ausreißsituation mit über 400 N in Hinblick auf die theoretisch und experimentell ermittelte Kraft des M. pterygoideus lateralis ([28] S.257, [29] S.1434, [59] S.339, [82] S.761) eine relevante und mögliche maximale Belastungssituation aus einem komplexen Kontext dreidimensional auftretender Kräfte- Korrelationen dar.

Aufgrund der ermittelten Retentionswerte ist die klinische Verwendung von Titan 1,2 x 13 mm und PLLA-PGA- Schrauben nicht zu empfehlen. Die Tatsache, dass letzterer Schraubentyp eine Dehnung von bis zu 10% (~1,5 mm) zugelassen hat und mitunter brach, führt zu dem Schluss, dass diese Produkte für eine adäquate Fixation

und Retention des Köpfchenfragmentes nicht geeignet sind. Aus den gewonnenen Ergebnissen ließ sich stattdessen eher die Verwendung von Titan 1,7 x 15 mm Schrauben ableiten.

Was bei den degradablen Osteosynthesematerialien berücksichtigt werden muss, ist die Tatsache, dass die hier gemessenen Werte die schnell eintretende, einsetzende Resorption und den Zerfall des verwendeten Polylactits nicht einbeziehen können ([9] S.276, [33] S.346, [80] S.672). Auf der anderen Seite steigen die Bisskräfte mit progredienter Mobilisierung an.

Des Weiteren wurde über ausgeprägte Fremdkörperreaktionen im Zusammenhang mit degradablen Schraubensystemen berichtet ([7] S.276, [12] S.752), die eventuell die Frakturheilung beeinträchtigen können, aber hier nicht Gegenstand der Untersuchung waren.

GERLACH wies zudem diesen Schrauben geringe Stabilität und Kompression nach ([32] S.95). Da es sich bei dieser Operationsmethode um eine Kompressionsosteosynthese handelt ([88] S.77), würde die PLLA-PGA- Schraube gerade in diesem Fall eher versagen als die anderen Schraubentypen.

Die hier untersuchten Schraubentypen stellen in der optimalen Versorgung von Gelenkwalzenfrakturen wichtige Faktoren dar. Die oben aufgeführten Eigenschaften hinsichtlich Material, Größe und Geometrie, die jeweiligen Vor- und Nachteile bei der klinischen Verwendung sowie schließlich die Ergebnisse der Ausreißversuche resultierten in einem statistisch fundierten Ergebnis:

Von den vier verglichenen Schraubentypen erreichte die Titan 1,7 x 15 mm Schraube die besten Werte.

Sie bietet die größte intraspongiose Stabilität und verhindert dadurch am ehesten mögliche Komplikationen durch Lockerungen oder Schraubenbrüche. Trotz der teilweise notwendigen Metallentfernung liegen die stabilisierenden Faktoren dieses Schraubentyps auf der Hand.

Die nicht vorhandene Signifikanz zwischen den Kraftwerten und der Knochendichte könnte die Inhomogenität von Knochen belegen oder auch zeigen, dass zunehmende Dichte nicht unbedingt die Haltefestigkeit im Knochen steigert.

Anhand der Berechnung und Vergleiche der unterschiedlichen **Schraubengeometrien** kann man deren Bedeutung hinsichtlich der Retentionskraft der jeweiligen Schraube hervorheben. Die Werte der tragenden Querschnitte und die Retentionswerte übertrafen bei der letztgenannten Titanschraube 1,7 x 15 mm jeweils die der anderen Schraubentypen. Gleichzeitig wirken auf die einzelnen Ringflächen auf Grund der Schraubengeometrie vergleichsweise weniger Druckkräfte, was deren gutes Retentionsverhalten erklären würde.

Entscheidend ist letztlich die adäquate Anwendung derartiger Schraubensysteme. Denn es treffen hier verschiedene Komponenten, d.h. Werkstoffe (Schraube/Knochen), in einem statischen und dynamischen System zusammen. Der schwieriger kalkulierbare Anteil ist dabei die Knochenqualität, die – noch dazu angesichts der geringen Verankerungsflächen der Schrauben – leicht Gelegenheit zum überstarken Anziehen der Schrauben bieten kann. Folge wäre die bereits primäre plastische Verformung des Knochenlagers und somit Schwächung des Systems.

Durchaus sinnvoll wäre deshalb die Verwendung derartiger filigraner Osteosynthese-Zugschrauben mit **Drehmomentschlüsseln** unter klar definierten Herstellerempfehlungen bezüglich eines geeigneten Anzugsmomentes je Schraube.

Die vorliegende Arbeit widmete sich einem wesentlichen Aspekt der Schrauben-Osteosynthese am hohen Collum mandibulae. Es konnte bezüglich der Primärstabilität ein klinisch reproduzierbarer **Modellversuch** entwickelt und die Wertigkeit einzelner Schraubentypen für das Osteosynthese-Prinzip geprüft werden. Die Frage der Langzeitstabilität unter dynamischer Beanspruchung und im Rahmen von Knochenumbauvorgängen waren hinsichtlich der Fragestellung nicht Gegenstand der Arbeit und konnten folglich hier nicht beantwortet werden.

Um eine noch größere Annäherung an die in-vivo-Situation zu erreichen, stellte sich auch die Frage nach dem orthogonalen Retentionsverhalten der Schrauben.

Diese sollte als zusätzlicher Aspekt angesichts der **klinischen Fragestellung** (Caput mandibulae) Gegenstand weiterführender Untersuchungen sein. Es wurde zwar schon von nicht axialen Knochenschraubenversuchen berichtet, diese bezogen sich jedoch ausschließlich auf größere Durchmesser und kortikale Verankerung.

Die gewonnenen Erkenntnisse und das entwickelte Prüfmodell können Grundlage für weitere Untersuchungen und Entwicklungen von Osteosynthesystemen sein.

Eine Fortsetzung dieser Ausreißversuche wäre daher klinisch sinnvoll. Im Falle einer Deckung mit der klinischen Erfahrung würde dies einen wichtigen Beitrag in der Diskussion über Indikation und Heilungschancen von chirurgischen Eingriffen an der Kiefergelenkwalze bedeuten.

Durch Fortführung dieser Methode und in Zusammenarbeit mit dem Sonderforschungsbereich (SFB) 438 (<http://www-mb.ma.tum.de/sfb438>) stellen diese Versuche eine Grundlage für die Simulation als auch deren Validierung dar. Somit sollte eine weitere Ergebnisoptimierung der osteosynthetischen Versorgung von Gelenkwalzenfrakturen gelingen.

6 Zusammenfassung

In dieser Arbeit sollte das axiale spongiöse Ausreißverhalten von vier handelsüblichen Schraubentypen zur operativen Behandlung von diakapitulären Frakturen des Collum mandibulae untersucht werden.

Als Material dienten frische Schweinekiefer, an denen eine exakt definierte Osteotomie mittels Bandsäge durchgeführt wurde. In mehreren Vorversuchen wurde über Pilotmodelle schrittweise ein reproduzierbares Prüfverfahren erarbeitet. In dem hier entwickelten Modellversuch wurden die vier verschiedenen Schraubentypen (Titan 1,2 x 13 mm, Titan 1,7 x 15 mm, Titan 2,0 x 15 mm und PLLA-PGA 2,0 x 15 mm) an je zehn Kiefern einem axialen Ausreißversuch unterzogen.

Darüber hinaus dienten der Vergleich der biomechanisch ermittelten Werte mit der Knochendichte der jeweiligen Kiefer sowie die jeweils ermittelten Schraubengeometrien der genaueren Analyse des Retentionsverhaltens der Schrauben.

Die Titanschrauben Typ 1,7 x 15 mm erzielten mit einem Mittelwert von 551,82 N die höchste Ausreißfestigkeit. Die resorbierbaren Schrauben hingegen zeigten überdies eine plastische Eigenverformung bis zu 10 % der Ausgangslänge. In Einzelfällen kam es zum Schraubenbruch.

Es konnte keine Korrelation von Ausreißkräften zur jeweilig vorherrschenden Knochendichte festgestellt werden. Die Ergebnisse der Schraubengeometrien bestätigten die ermittelten Kraftwerte der einzelnen Schraubentypen.

Somit ist es mittels des hier verwendeten Versuchsaufbaus gelungen, die Fragestellung der primären Ausreißkräfte reproduzierbar zu beantworten.

Die Wahl der Osteosyntheseschrauben kann die primäre Ausreißfestigkeit und somit die effiziente sichere Verspannung der Fragmente entscheidend beeinflussen.

7 Literaturverzeichnis

- [1] Ahn D K, Sims C D, Randolph M A, O'Connor D, Butler E M, Amarante M T J, Yaremchuk M J: Craniofacial skeletal fixation using biodegradable plates and cyanoacrylate glue. *Plas. Reconstr. Surg* 99 (1997), 1508
- [2] Alexander R, Su J Y, Stark M M: An accurate method for open reduction and internal fixation of high and low condylar process fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 52 (1994), 808–812
- [3] Avrahami E, Frishman F, Weiss-Peretz J, Horowitz I: Computed tomography of healing condylar fractures with some clinical correlations. *Clin Radiol* 47 (1993), 269-273
- [4] Axhausen G: Die operative Freilegung des Kiefergelenks. *Chirurg* 3 (1931), 713-719
- [5] Baker A W, Mc Mahon J, Moos KF Current consensus on the management of fractures of the mandibular condyle. *Int J Oral Maxillofac Surg* 27: (1998), 258-266
- [6] Banks P: A pragmatic approach to the management of condylar fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 27 (1998), 244–246
- [7] Becker H-J, Wiltfang J, Merten H-A, Luhr H-G: Biodegradierbare Miniplatten (Lactosorb®) bei Kraniosteoplastik – experimentelle Ergebnisse am schnell wachsenden, juvenilen Miniaturschwein. *Mund Kiefer GesichtsChir* 3 (1999), 275-278
- [8] Becker R: Die Abhängigkeit der Spätergebnis von der Verletzungsart und der Behandlung, untersucht an 318 Fällen von Verletzungen des Gesichtsschädels. In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie“, Schuchardt K (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, (1967), Bd. XXV, 225-231
- [9] Becker R, Austermann K H: Frakturen des Unterkiefers. In: „Zahn-Mund-Kieferheilkunde, Band 2, Spezielle Chirurgie“, Schwenzer N, Grimm G (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart – New York, (1981), 521-543
- [10] Bernhardt O, Kolk A, Kordaß B, Sümnick W: MRT-Darstellung der Behandlungsergebnisse von operativ und konservativ versorgten Kiefergelenkfortsatzfrakturen. *Dtsche Zahnärztl Z* 53 (1998), 539-542

- [11] Bockenheimer P: Eine neue Methode zur Freilegung der Kiefergelenke ohne sichtbare Narben und ohne Verletzung des Nervus facialis. Zentralbl Chir 47 (1920), 1560-1579
- [12] Bos R R M, Boering G, Rozema FR, Leenslag JW: Resorbable poly (L-lactide) plates and screws for fixation of zygomatic fractures. J Oral Maxillofac Surg 45 (1987), 751-753
- [13] Bos R R M, Boering G, Rozema FR, Leenslag JW: Bone plates and screws of bioabsorbable poly (L-lactide) - an animal pilot study. Br J Oral Maxillofac Surg 27 (1989), 467-476
- [14] Boyle J M, Frost D, Foley W, Grady J: Comparison between uniaxial pull-out tests and torque measurement of 2.0mm self-tapping screws. Int J Adult Orthod Orthognath Surg Vol 8, No 2, (1993), 129-133
- [15] Boyle J M, Frost D E, Foley W E, Grady J J: Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and "emergency" screws. J Oral Maxillofac Surg 51 (1993), 45-50
- [16] Bouwman J, Tuinzing D, Kostense O: A comparative in vitro study on fixation of sagittal split osteotomies with Würzburg® screws, champy® miniplates, and biofix (biodegradable) rods. Int J Oral Maxillofacial Surg 23 (1994), 46-48
- [17] Bumann A, Lotzmann U: Anatomie des Kausystems. In: „Farbatlant der Zahnmedizin 12 Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien“. In: Bumann, A., Lotzmann, U. (Hrsg.), Thieme Verlag, Stuttgart – New York, (2000), 12–48
- [18] Champy M, Wilk A, Schnebelen J B: Die Behandlung der Mandibulafrakturen mittels Osteosynthese ohne intermaxilläre Ruhigstellung nach der Technik von F. X. Michelet. Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl 63 (1975), 339–341
- [19] Choi BH: Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint after functional treatment of bilateral condylar fractures in adults. Int J Oral Maxillofacial Surg 26 (1997), 344-347
- [20] Choi B-H, Kim K-N, Kim H-J, Kim M-K: Evaluation of condylar neck fracture plating techniques. J Craniomaxillo Fac Surg 27 (1999), 109-112
- [21] Chossegros C, Cheynet F, Blanc J-L, Bourezak Z: Short retromandibular approach of subcondylar fractures Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 82 (1996), 248-252

- [22] Daniels A U, Taylor M S, Andriano K P, Heller J: Toxicity of absorbable polymers proposed for fracture fixation devices. Proc Orthop Res Soc 38 (1992), 88
- [23] Daniels A U, Taylor M S, Andriano K P, Heller J: Six absorbable polymers in vitro acute toxicity of accumulated degradation products. J Appl Biomater 5 (1994), 151-157
- [24] Eckelt U: Zugschraubenosteosynthese bei Unterkiefergelenkfortsatzfrakturen. Dt. Z Mund Kiefer Gesichtschir 15 (1991), 51-57
- [25] Eckelt U, Hlawitschka M: Clinical and radiological evaluation following surgical treatment of condylar neck fractures with lag screws. J Craniomaxillofac Surg 27 (1999), 235 – 242
- [26] Eckelt U: Gelenkfortsatzfrakturen. Mund Kiefer Gesichtschir 4 (2000), 110-117
- [27] Ehrenfeld M, Roser M, Hagenmeier C, Mast G: Behandlungen von Unterkieferfrakturen mit unterschiedlichen Fixationstechniken – Ergebnisse einer prospektiven Frakturenstudie In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichtschirurgie“, Schwenger N (Hrsg.). Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, Bd. 41 (1996), 67-71
- [28] Ellis E: Complications of mandibular condyle fractures. Int J Oral Maxillofac Surg 27 (1998), 255-257
- [29] Eppley BL, Sarver D, Pietrzak B: Biomechanical testing of reosorbable screws used for mandibular sagittal split osteotomies. J Oral Maxillofac Surg 57 (1999), 1431-1435
- [30] Ewers R, Riede U: Funktionsanalyse des Kiefergelenkes. Eine morphologiesche und biometrische Studie. In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichtschirurgie“, Schuchardt K, Schwenger N (Hrsg), Georg Thieme Verlag, Stuttgart – New York, Bd. XXV (1980), 11-14
- [31] Feifel H, Risse G, Opheys A, Bauer W, Reineke T: Konservative versus operative Therapie unilateraler Frakturen des Collum mandibulae – anatomischer und funktionelle Ergebnisse unter besonderer Berücksichtigung der computergestützten dreidimensionalen axiographischen Registrierung der Kondylenbahnen. Fortschr Kiefer Gesichtschir 41 (1996), 124-127
- [32] Gerlach K L: Resorbierbare Polymere als Osteosynthesematerialien Mund Kiefer Gesichtschir 4 (2000), 479-487

- [33] Getter L, Duane C, Surindar N: A biodegradable intraosseous appliance in the treatment of mandibular fractures. *Journal of Oral Surgery* Vol 30, May (1972), 344-348
- [34] Gundlach K K H, Schwipper E, Fuhrmann A: Die Regenerationsfähigkeit des processus condylaris mandibulae. *Dtsch Zahnärztl Z* 46 (1991), 36–38
- [35] Hachem AN, Hierl T, Schmidt S, Hemprich A: Vergleich der Miniplatten- und Zugschraubenosteosynthese bei der Behandlung von Kollumfrakturen. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 41 (1996), 131-133
- [36] Heibel H, Alt K W, Wächter R, Bähr W: Kortikalisdicke am Unterkiefer unter besonderer Berücksichtigung der Miniplattenosteosynthese. *Morphometrische Analyse an Sektionsmaterial. Mund Kiefer Gesichtschir* 5 (2001), 180-185
- [37] Heidemann W, Gerlach KL, Gröbel K-H, Köllner: Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 26 (1998), 50-55
- [38] Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL: In-vivo-Untersuchungen zum Schrauben-Knochen-Kontakt von Drill-Free-Schrauben und herkömmlichen selbstschneidenden Schrauben. *Mund Kiefer Gesichtschir* 5 (2001), 17-21
- [39] Hess Th, Hopf Th, Fritsch E, Mittelmeier H: Biomechanische Vergleichsuntersuchungen über herkömmliche und selbstschneidende Kortikalisschrauben. *Z. Orthop.* 129 (1991), 278-282
- [40] Hidding J, Wolf R, Pingel, D: Surgical versus non-surgical treatment of fractures of the articular process of the mandible. *Cranio-maxillofac Surg* 20 (1992), 345–347
- [41] Hlawitschka M, Eckelt U: Klinische, radiologische und axiographische Untersuchung nach konservativ funktioneller Behandlung diakapitulärer Kiefergelenkfrakturen. *Mund Kiefer Gesichtschirurgie* 5 2002
- [42] Hochbahn W, Ellers M Umstadt HE, Juchems KJ: Zur operativen Reposition und Fixation von Unterkiefergelenkfortsatzfrakturen von enoral. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 41(1996), 80-85
- [43] Honke W, Neumeyer B, Ruß A: Festigkeitsuntersuchungen bei selbstschneidenden Titan-Osteosynthese-Schrauben. *Biomed. Technik* 37 (1992), 287-292
- [44] Horch H-H, Herzog M: Traumatologie des Gesichtsschädels

- In: „Praxis der Zahnheilkunde, Bd. 10/1, Mund- Kiefer- Gesichts Chirurgie I“, Horch H–H (Hrsg.) Urban und Schwarzenberg, München–Wien–Baltimore, 3.Auflage (1997), 53-163
- [45] Joos U, Kleinheinz J: Therapy of condylar neck fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 27 (1998), 247-254
- [46] Joos U, Piffkò J, Meyer U: Neue Aspekte in der Versorgung von Unterkieferfrakturen. *Mund Kiefer GesichtsChir* 5 (2001), 2–16
- [47] Kermer Ch, Undt G, Rasse M: Surgical reduction and fixation of intracapsular condylar fractures. A follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 27 (1998), 191-194
- [48] Kitayama S: A new method of intraoral open reduction using a screw applied through the mandibular crest of condylar fractures. *J Craniomaxillofac Surg* 17 (1989), 16-18
- [49] Kolk A, Neff A, Sader R, Horch H-H: Comparison of magnetic resonance imaging (MRI) with ultrasound (US) and computerized axiography of the temporomandibular joint (TMJ) in measurement of condylar movements. *J Craniomaxillofac Surg* 50 (1992), 349-352
- [50] Konstaninovic V S, Dimitrijevic B: Surgical versus conservative treatment of unilateral condylar process fractures: clinical and radiographic evaluation of 80 patients. *J Oral Maxillofac Surg* 50 (1992), 349 – 352
- [51] Kroon F H M, Mathisson M, Cordey J R, Rahn B A: The use of miniplates in mandibular fractures: an in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg.* 19 (1991), 199 – 204
- [52] Laskin D M: Establishing new standards. *J Oral Maxillofac Surg* 49 (1991), 1141
- [53] Link TH: persönliche Mitteilung, (2001)
- [54] Loehr J, Gellrich Nils-Claudius, Büscher P, Wahl D, Rahn B: Vergleichende In-vitro-Untersuchungen von selbstbohrenden und selbstschneidenden Schrauben. *Mund Kiefer GesichtsChirurgie* 4 (2000),:159-163
- [55] Marcus R, Peritz E, Gabriel K.R: On closed testing procedures with special reference to ordered analysis of variance. *Biometrika* 63 (1976), 655-660
- [56] Marker P, Nielson A, Lehmann Bastian H: Fractures of the mandibular condyle. Part 1: Patterns of distribution of types and causes of fractures in 348 patients. *Br J Oral Maxillofac Surg* 38 (2000), 417-421

- [57] Marker P, Nielson A, Lehmann Bastian H: Fractures of the mandibular condyle. Part 2: Results of treatment of 348 patients. *Br J Oral Maxillofac Surg* 38 (2000), 422-426
- [58] Maurer P, Holweg S, Knoll W-D, Schubert J: FEM-gestützte Untersuchung zur mechanischen Stabilität zweier ausgewählter Osteosynthesesysteme bei der sagittalen Unterkieferosteotomie. *Mund Kiefer GesichtsChir* 5 (2001), 343–347
- [59] Meyer C, Kahn J-L, Boutemy P, Wilk A: Determination of the external forces applied to the mandible during various static chewing tasks. *J Craniomaxillofac Surg* 26 (1998), 331–341
- [60] Michelet F X, Deymes I, Dessus B: Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillofacial surgery. *J Maxillofac Surg* 1 (1973), 79–84
- [61] Mittelmeier W, Braun C, Hauschild M, Schäfer R: Technique of finger arthrodesis by dorsal thread tension band fixation. Comparing biomechanical investigations. *Unfallchirurg*.102 (1999), 466-473
- [62] Mizuno A, Shikimori M: Adaptive and remodeling changes in the fractured mandibular condyle after open reduction using the Kirschner pin. *J Oral Maxillofac Surg* 48 (1990), 1024–1028
- [63] Müller W: Die Therapie der Gelenkfortsatzfrakturen. *Zahn Mund Kieferheilkd* 64 (1976), 496–517
- [64] Neff A: persönliche Mitteilung, (2001)
- [65] Neff A, Kolk A, Deppe H, Horch H-H: Neue Aspekte zur Indikation der operativen Versorgung intraartikulärer und hoher Kiefergelenkluxationsfrakturen. *Mund Kiefer GesichtsChir* 3, (1999), 24-29
- [66] Neff A, Kolk A, Horch H-H: Position und Beweglichkeit des Discus articularis nach operativer Versorgung diakapitulärer und hoher Kiefergelenkluxationsfrakturen. *Mund Kiefer GesichtsChir* 4 (2000): 111-117
- [67] Neff A, Kolk A, Junker A, Horch H-H: Bedeutung des Bruchspaltverlaufs diakapitulärer Frakturen für das postoperative funktionelle Ergebnis. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 55 (2000), 559-562
- [68] Neff A, Kolk A, Neff F, Bernhard O, Horch H-H: Operative versus konservative Therapie von Luxationsfrakturen der Gelenkwalze. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 55 (2000), 554-558

- [69] Neff A, Neff F, Kolk A, Horch H-H: Risiken und perioperative Komplikationen bei offenen gelenkchirurgischen Eingriffen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 56 (2001), 258-262
- [70] Neff A, Kuhn A, Schieferstein H, Hinz, A. M., Wilczok E, Mühlberger G, Zeilhofer H-F, Sader R, Deppe H, Horch H-H: Development of innovative osteosynthesis techniques by numerical and in-vitro-simulation of the masticatory system. In: "Lectures on Applied Mathematics", Bungartz H-J, Hoppe R W, Zenger C (Eds.), Springer Verlag, Berlin–Heidelberg–New York, (2000), 179–206
- [71] Neff A, Schieferstein H, Koch S, Mühlberger G, Horch H-H: Dynamische biomechanische Simulation der Gelenkkräfte in der Traumatologie der Gelenkwalze. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 58 (2003), 183-188
- [72] Noguchi I, Sato Y, Ando T, Takahasi M, Kurokawa H, Oota S Hasegawa Y, Tiara K, Cometa H, Takayasi A: PLLA pin for osteosynthetic treatment of condylar neck fracture in mini-pig and patients. Journal of Craniomaxillofac Surg 26 (1998), 134
- [73] Osborn J W: Biomechanical implications of lateral pterygoid contribution to biting and Jaw opening in humans. Arch Oral Biol 40 (1995), 1099–1108
- [74] Pape H D, Altfeld F: Die Kiefergelenkfunktion nach Luxationsfrakturen. Ergebnisse funktioneller Behandlung in den Jahren 1961-1970. Dtsch Zahnärztl Z 28 (1973), 498-504
- [75] Pape H D, Hauenstein G, Gerlach K L: Chirurgische Versorgung der Gelenkfortsatzfrakturen mit Miniplatten. Indikationen – Technik – erste Ergebnisse und Grenzen. In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie“, Schuchardt, K., Schwenzer, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart–New York, Bd. 41 (1980), 81–83
- [76] Perthes G: Über Frakturen und Luxationsfrakturen des Kiefergelenkköpfchens und ihre operative Behandlung. Verh Dtsch Ges 133 (1924), 418–434
- [77] Peroz I: Konservative Therapie bei anteriorer Diskusverlagerung ohne Reposition. Dtsch Zahnärztl Z 53, 462 (1998), 462-465
- [78] Peroz I, Chun Y-H P, Roulet J-F, Lange K-P: Therapie der Gelenkfortsatzbrüche der Mandibula. Mund- Kiefer- Gesichts-Chirurgie 4, (2000), 69

- [79] Petzel J R: Die chirurgische Behandlung des frakturierten Collum mandibulae durch funktionsstabile Zugschrauben-Osteosynthese. In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie“, Schuchardt, K., Schwenger, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart–New York, 1980, Bd. 41, 84–90
- [80] Pistner H, Gutwald R, Ordnung R, Reuther J: Poly L-lactide: a long-term degradation study in vivo. *Biomaterials*, Vol. 14 No. 9 (1993), 671-674
- [81] Pistner H, Reuther JF, Ordnung R, Bill J, Voges I: Osteosynthese nach sagittaler Spaltung des Unterkiefers. *Mund Kiefer GesichtsChirurgie* 1 (1997), 199-204
- [82] Pruijm G J, De Jong H J, Tenbosch J J: Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J Biomech* 13 (1980), 755–763
- [83] Putz R, Papst S: Atlas der Anatomie des Menschen, 20. Aufl., Bd. 1, Urban und Schwarzenberg
- [84] Rahn R C, Thomaidis G, Frenkel G, Frank P, Kinner U: Spätergebnisse der konservativen Behandlung von Kiefergelenksfrakturen. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschirurgie* 13 (1989), 197-202
- [85] Rasse M : Diakapituläre Frakturen der Mandibula. Die Versorgung – Tierexperiment und Klinik. *Med. Habilitationsschrift*, (1992), Universität Wien
- [86] Rasse M: Diakapituläre Frakturen der Mandibula. Eine neue Operationsmethode und erste Ergebnisse. *Z Stomatol* 90/8 (1993), 413-428
- [87] Rasse M , Koch A, Traxler H, Mallek R: Der Frakturverlauf von diakapitulären Frakturen der Mandibula-eine klinische Studie mit anatomischer Korrelation. *Z Stomatol* 90 (1993), 119-125
- [88] Rasse M: New developments in the therapy for condylar fractures of the mandible. *Mund Kiefer GesichtsChir* 4 (2000), 69-87
- [89] Reich, R.H., Bothe, K J: Zur Wahl des Zugangsweges zum Kiefergelenk aus ästhetischer Sicht. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir* 14 (1990), 67–70
- [90] Reich, R H: Konservative und chirurgische Behandlungsmöglichkeiten bei Kiefergelenkerkrankungen. *Mund Kiefer GesichtsChirurgie* 4 (2000), 392–400
- [91] Reuther J F: Condylar neck fractures; lag screw plates. In: "Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis", Härle F, Champy M, Terry B C (Eds), Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, (1999), 73-75

- [92] Riediger D, Weber H, Ruppig T: Dynamische Messungen von Kauzyklen bei Patienten mit stark dislozierten Kollumfrakturen. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 12 (1988), 15–17
- [93] Saka B: Mechanical and biomechanical measurements of five currently available osteosynthesis systems of self-tapping screws. Br J Oral Maxillofac Surg 38 (2000), 70–75
- [94] Schieferstein H: Entwicklung und Einsatz eines Prüfstandes für Funktion, Stabilität und Ermüdung von Osteosyntheseimplantaten und zur Validierung mathematischer Modelle des Kausystems (Mandibulator). Dissertation, Technische Universität München, 2003
- [95] Schliephake H, Lagner M: Reconstruction of the mandible by prefabricated autogenous bone grafts-an experimental study in minipigs. Int J Oral Maxillofacial Surg. 26 (1997), 244-252
- [96] Seebeck J, Schneider E, Morlock M: Optimal implant anchorage in osteoporotic bone using unicortical screws. <http://www.tu-harburg.de/bim/Rep9899/cop9899.htm#3.2.1>
- [97] Silvennoinen U, Raustia A M, Lindqvist C, Oikarinen K: Occlusal and temporomandibular joint disorders in patients with unilateral condylar fracture. A prospective one-year study. Int J Oral Maxillofac Surg 27 (1998), 280–285
- [98] Sonnenburg M, Haertel J: Biomechanische Untersuchungen verschiedener Osteosyntheseverfahren am spannungsoptischen Kiefermodell. Stomatol DDR 28 (1978), 83-91
- [99] Spiessl B, Schroll K: Gelenkfortsatz- und Kieferköpfchenfrakturen. In: Nigst H (Hrsg.) Spezielle Frakturen- und Luxationslehre, Bd. I/1 Gesichtsschädel. Thieme, Stuttgart New York, (1972), 136
- [100] Stetzer K, Cooper G, Gaßner R, Kapucu R, Mundell R, Mooney, M: Heilungsverhalten und Knochenregeneration von maxillären Osteotomien im experimentellen Kaninchenmodell. Effekte von Osteosynthesen und gesteuerter Knochenregeneration. Mund Kiefer Gesichtschir 4 (2000), 516–521
- [101] Stiesch-Scholz M, Eckardt A, Fokas K, Schmidt S, Rossbach A: Untersuchung der Kiefergelenkfunktion nach operativer Versorgung von einseitigen Kollumfrakturen. Dtsch Zahnärztl Z 55 (2000), 703–706

- [102] Stoll P, Wächter R, Schlotthauer U, Türp J: Spätergebnisse bei 15 Jahre und länger zurückliegenden Kiefergelenkfortsatzfrakturen. In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie“, Schwenger N (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart–New York, Bd. 41, (1996), 127-130
- [103] Tate G S, Ellis E, Throckmorton G: Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. *J Oral Maxillofac Surg* 52 (1994), 734-736
- [104] Teixeira A C B, Luz J G C, Araújo V C, Araújo N S: Healing of the displaced condylar process fracture: an experimental study. *J Craniomaxillofac Surg* 26 (1998), 326–330
- [105] Teng S, Herring SW: A stereological study of trabecular architecture in the mandibular condyle of the pig. *Arch oral Biol*. Vol. 40, No. 4 (1995), 299-310
- [106] Teng S Herring S W: Anatomic and directional variation in the mechanical properties of the mandibular condyle in pigs. *J Dent Res* 75,11 (1996), 1842-1850
- [107] Terheyden H, Fleiner B, Schubert F, Bumann A: Zur Position des Diskus bei Collum-mandibulae-Frakturen – eine magnetresonanztomographische Studie. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 41 (1996), 112-114
- [108] Terheyden H, Mühlendyck C, Sprengel M, Ludwig K, Härle F: Self-adapting washer system for lag screw fixation of mandibular fractures. Part II: in vitro mechanical characterization of 2.3 and 2.7 mm lag screw prototypes and in vivo removal torque after healing. *J Craniomaxillofac Surg* 27 (1999), 243–251
- [109] Thoren H, Iizuka T, Hallikainen D, Lindquist C: Radiologic changes of the temporomandibular joint after condylar fractures in childhood. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 86 (1998), 738-745
- [110] Throckmorton G S, Ellis III E, Buschang, P H: Morphologic and biomechanical correlates with maximum bite forces in orthognathic surgery patients. *J Oral Maxillofac Surg* 58 (2000), 515–524
- [111] Timmel R, Hollmann K: Sieben Jahre Erfahrung mit der operativen Behandlung der sog. Luxationsfraktur des Unterkiefers. In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie“, Schuchardt, K, Schwenger, N (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart–New York, Bd. XXV (1980), 79–81

- [112] Tscherne H, Trentz, O: Allgemeine Frakturenlehre. In: „Chirurgie“, Heberer G, Köle W., Tscherne H (Hrsg.), Springer-Verlag, Berlin–Heidelberg–New York, 3. Aufl. (1980), 532–553
- [113] Van Sickels J, Tiner B D, Alder M: Condylar torque as a possible cause of hypomobility after sagittal split osteotomy report of three cases. J Oral Maxillofac Surg 55 (1997), 398-402
- [114] Voy E-D, Fuchs M: Anatomische Untersuchungen zur Blutgefäßstruktur im Bereich des Kiefergelenkes. In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichtschirurgie“, Schuchardt, K., Schwenzler, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart–New York, Bd. XXV (1980), 2–8
- [115] Zhang F, Langenbach G E J, Hannam A G, Herring S W
Mass properties of the pig mandible. J Dent Res 80,1 (2001), 327-335
- [116] Ziccardi V B, Schneider R E, Kummer F: Wurzburg lag screw plate versus four-hole miniplate for the treatment of condylar process fractures. J Oral Maxillofac Surg 55 (1997), 602–607

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schraubentypen v.l.: Titan 1,2x13 mm; 1,7x15 mm; 2,0x15mm; PLLA-PGA]	2
Abbildung 2: Fallbeispiel einer doppelseitigen Gelenkwalzenfraktur in der CT Darstellung koronar (links oben), axial (rechts oben) und in 3 D-Rekonstruktion [70].....	3
Abbildung 3: Schema des Bruchspaltverlaufs diakapitulärer und hoher Gelenkwalzenabscherfrakturen, modifiziert nach Rasse [64]	6
Abbildung 4: Gelenkkopfreposition mit Repositionsgabeln und	7
Abbildung 5: Messung der Gewindesteigung, Beispiel 1,2 x 13 mm	10
Abbildung 6: Größenvergleich humaner (oben) zu porkinem (unten) Kiefer.....	14
Abbildung 7: Größenvergleich und Darstellung der Frakturachse	16
Abbildung 8: Skizze Vorversuch mit Befestigungsschraube	18
Abbildung 9: Ureolplatte mit Ausrisshöhle	19
Abbildung 10: PVC-Objekthalter.....	20
Abbildung 11: Versuchsaufbau mit U-förmigem Metallbügel (Pilotversuch)	21
Abbildung 12: Wolpert Standard Prüfmaschine {8}, Position zum Einbau der	22
Abbildung 13: definitiver Versuchsaufbau mit Kardangelenken und Detailaufnahme Schraubenhalterung	23
Abbildung 14: Metalltöpfe als Halterung für die verschiedenen Schraubentypen	24
Abbildung 15: Funktion von Adapter und Objektträger: einheitliche Einschraubtiefe = 7 mm	24
Abbildung 16: Vorbohrer für Titan 1,2x13 mm, 1,7x15 mm und 2,0x15mm Mini	26
Abbildung 17: PLLA-PGA Instrumente	27
Abbildung 18: endgültiger Versuchsaufbau mit Rechner {7}.....	29
Abbildung 19: Drehmomentschlüssel und jeweilige Adapter {12}.....	30
Abbildung 20: Quantitative Knochendichtemessung {9}	32
Abbildung 21: Messung tragender Querschnitt am Beispiel Titan 2,0 x 15 mm.....	33
Abbildung 22: Ausreißergebnisse der Versuchsreihe 1 (Vorversuche) mit Titan 1,7 x 15 mm	34
Abbildung 23: Versuchsreihe 1 und 2: maximale Ausreißkraftwerte.....	37
Abbildung 24: Ausreißergebnisse PLLA-PGA	38
Abbildung 25: PLLA-PGA- Schraube vor (unten) und nach Ausreißversuch. Sichtbar ist die plastische Verformung (Verlängerung) der Schraube durch die Zugkraft	39
Abbildung 26: Ausreißergebnisse Titan 1,2 x 13 mm	40
Abbildung 27: Ausreißergebnisse Titan 1,7 x 15 mm	40
Abbildung 28: Ausreißergebnisse Titan 2,0 x 15 mm	41
Abbildung 29: Dichtewerte der verschiedenen Knochensegmente.....	42
Abbildung 30: Korrelation von Kraft zu Dichte	43
Abbildung 31: Kraft zu tragendem Querschnitt real	44
Abbildung 32: Kraft zu tragendem Querschnitt theoretisch	44
Abbildung 33: Kraft pro Ringfläche	45

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Werkstoffeigenschaften Titan.....	8
Tabelle 2: Werkstoffeigenschaften Polylactit	9
Tabelle 3: Dichtewerte der Vorserienknochen	35

10 Produkt- und Materialverzeichnis

- {1} Titanschrauben: Stryker Leibinger GmbH & Co. KG, Bötzingen Straße 37-41, D-79111 Freiburg, Tel: +49 761 4512 0, Fax : +49 761 4512 120,
<http://www.strykerleibingereurope.com/>
- {2} PLLA-PGA- Schrauben: Walter Lorenz Surgical GmbH, Jechtinger Strasse 8, D-79111 Freiburg, Tel: +49-761-47996-0, Fax: +49-761-47996-6, email:
w.lorenz.surgical@t-online.de, <http://www.lorenzsurgical.com>
- {3} Titanlegierung: Ti-6Al-4V (Standard grade): N₂<0.05, C<0.10, H₂<0,015, Fe=0,30, O₂=0,20, Al=5,50-6,75, V=3,50-4,50, Ti=Rest
- {4} PLLA-PGA: Molekulargewicht: 50000, T_g= 54°C, T_m= 170°C, Zugfestigkeit= 28 MPA, Bruchdehnung= 6,0%
- {5} Standbohrmaschine RONG FU, Typ RF-40, PennTool Co., 1776 Springfield Avenue, Maplewood, NJ, 07040, Email: info@penntoolco.com. Tel: 001-800-526-4956, Fax: 1-973-761-1494
- {6} „Multi Power“ Methylacrylat-Klebstoff, Gluetec, Schlesierstrass 9b, D-97268 Kirchheim, Tel: 09366-980224, Fax: 09366-980254, <http://gluetec.de>, email: info@gluetec.de <http://www.gluetech.com>
- {7} Zwick Universal-Prüfmaschine, Zwick GmbH u. Co, August-Nagel-Str. 11, D-89079 Ulm, Tel: 07305-100, <http://www.zwick.de>, mail: info@zwick.de
- {8} Wolpert Prüfmaschine, Wolpert Instron Deutschland GmbH, Landwehrstrasse 65, 64293 Darmstadt, Tel: +49 6151 3917-0, Fax: +49 6151 3917-500
- {9} CT-Röntgengerät: Siemens "Somatom Volume Zoom", IT Siemens Medical Solutions, Health Services GmbH, Henkestraße 127, D-91052 Erlangen, Tel (0 91 31) 84-22 15, Fax (0 91 31) 84-20 00, www.siemensmedical.com
- {10} Handsäge: "Sandvik 229", Sandvik AB, SE-811 81 Sandviken, Sweden, Tel: +46-26 260000
- {11} Ureol: Ureol FC 52 Polyol; Vantico, Adhessives and tooling, USINE/ZI la plaine, F-11500 Quillan, Tel: 04-6820-8484, Fax: 04-6820-9085,
<http://www.vantico.com>
- {12} Drehmomentschlüssel: Stryker Leibinger GmbH & Co. KG, Bötzingen Straße 37-41, D-79111 Freiburg, Tel: +49 761 4512 0, Fax : +49 761 4512 120,
<http://www.strykerleibingereurope.com/>

11 Danksagung

Für die Unterstützung im Rahmen der vorliegenden Untersuchungen möchte ich mich besonders bei folgenden Personen bedanken:

Herrn Prof. Dr. med. R. Gradinger, Direktor der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie am Klinikum rechts der Isar für die Benutzung der Einrichtungen.

Herrn Prof. Dr. med. W. Mittelmeier für die Vergabe des Themas, die Konzeption und die engagierte Betreuung der Arbeit.

Herrn Dr.-Ing. E. Steinhauser, Herrn Dr.-Ing. H. Schieferstein, Herrn Dr. med. Dipl.-Ing. R. Bader, Herrn Dipl.-Ing. S. Lehner, Herrn Dipl.-Ing. S. Eichhorn und Herrn S. Büttner für die Unterweisung in der Anwendung der Geräte sowie wertvolle technische Hinweise; besonders Herrn Dr.-Ing. H. Schieferstein für die wertvolle Hilfe in der Gestaltung der Methode.

Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Dr. h.c. H.-H. Horch, Direktor der Klinik für Mund-Kiefer- und Gesichtschirurgie am Klinikum rechts der Isar, für die zur Verfügung gestellten Osteosyntheseschrauben, sowie Herrn PD Dr. Dr. A. Neff und Herrn OA S. Koch für die Unterweisung in der kieferchirurgischen Technik, Auswahl der chirurgischen Mittel und der Osteotomietechnik.

Der Firma Leibinger für die leihweise Überlassung des Instrumentariums und der benötigten Titanschrauben.

Der Firma Lorenz für die Bereitstellung des Osteosynthesewerkzeugs.

Den Mitarbeitern der feinmechanischen Werkstatt des Institutes für Experimentelle Onkologie und Therapieforschung (Direktor: Prof. Dr. med. B. Gänsbacher), Herrn W. Regnet und Herrn G. Gürtner für technische Arbeiten an der Prüfvorrichtung.

Herrn Prof. Dr. med. Th. Link, Institut für Röntgendiagnostik des Klinikums rechts der Isar, für die zur Verfügung gestellten CT- Geräte zur Knochendichtemessung sowie Frau König und Frau Rohmann für die wichtige Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen.

Frau Dipl.- Math. R. Busch, Institut für Statistik und medizinische Epidemiologie, für die wertvolle Unterstützung bei der Ausführung der statistischen Berechnungen.

Der Firma Dextl (Zenettistr. 10, 80337 München), insbesondere Herrn R. Prausner und Herrn S. Neumeister, für die großzügige und umstandslose Bereitstellung der Schweinekiefer.