

**Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund-, Kiefer- und  
Gesichtschirurgie des Kopf- und Hautzentrums  
des Universitätsklinikums Hamburg – Eppendorf**

**Direktor: Professor Dr. Dr. Schmelzle**

**Auszugsversuche mit drei verschiedenen Knochenschrauben an  
humanem Knochenmaterial unter experimentellen Bedingungen**

**Dissertation**

**zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin  
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg**

**vorgelegt von**

**Kirsten Schotters, geb. Harms  
aus Bad Segeberg**

**Hamburg 2006**

Angenommen von der Medizinischen Fakultät  
der Universität Hamburg am: **11.07.2007**

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen  
Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: ***Prof. Dr. D. Hellner***

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: ***Prof. Dr. Dr. M. Heiland***

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in: ***Prof. Dr. M. Morlock***

## Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	3
2. Material.....	6
2.1 Fixierter Knochen .....	6
2.2 Nativer Knochen.....	7
2.3 Nativer bestrahlter Knochen .....	7
2.4 Vorbereitung des Knochens.....	8
2.5 Topographische Einteilung der Mandibula .....	9
2.6 Schraubensysteme.....	10
2.6.1 Gemeinsamkeiten der Schraubensysteme.....	10
2.6.2 AO/ASIF-Systeme .....	10
2.6.3 Würzburg-Titan-Miniplattensystem .....	11
2.7 Versuchsparameter .....	12
3. Methode.....	13
3.1 Die Auszugsapparatur.....	13
3.2 Die Aufnahmevorrichtung für das Knochen - Schraube - System .....	15
3.4 Graphische Darstellung der Messwerte .....	18
3.5 Statistische Auswertung .....	20
4. Ergebnisse.....	22
4.1 Der Einfluss der Knochenbehandlung auf die Auszugskraft.....	22
4.2 Vergleich der Schraubensysteme.....	27
4.2.1 Die 2,7 mm AO-Kortikalisschraube im Vergleich zu den anderen Schraubensystemen.....	28
4.2.2 Die 2,0 mm AO-Mini-Schraube im Vergleich zur 2,0 mm Würzburg- Schraube.....	28
4.3 Vergleich der Knochenarten .....	30
4.3.1 Nativer unbestrahlter Knochen .....	30
4.3.2 Fixierter unbestrahlter Knochen .....	31
4.4 Der Einfluss des Alters auf die Auszugskraft.....	36
4.5 Der Einfluss der Kortikalisstärke auf die Auszugskraft .....	37
5. Diskussion .....	38
6. Zusammenfassung .....	45
7. Literaturverzeichnis .....	47
8. Anhang.....	52
8.1 Verzeichnis der Tabellen .....	66
8.2 Verzeichnis der abgebildeten Diagramme.....	67
8.3 Verzeichnis der Abbildungen .....	68
9. Danksagung .....	69
10. Lebenslauf.....	70

## 1. Einleitung

In der hier vorliegenden Untersuchung wird die Haltekraft von drei verschiedenen, gängigen Titan - Osteosynthesystemen in unterschiedlichem, humanem Knochenmaterial in vitro miteinander verglichen.

Die Untersuchung soll Aufschluss geben darüber, ob bei internen Fixationen ein Schraubensystem oder eine Schrauben - Knochen - Kombination zu favorisieren ist. Weiterhin soll das vorliegende Knochenmaterial auf seine Eignung als Transplantatknochen bei der Rekonstruktion von Unterkieferdefekten hin verglichen werden, sowie der Schraubenhalt in vorbestrahltem Unterkieferknochen untersucht werden.

Das heutzutage etablierte Verfahren zur Fraktur- und Rekonstruktionsbehandlung im Kiefer - Gesichtsbereich ist die interne Fixation.

Mit der Verwendung von Knochenschrauben und -platten bei der Osteosynthese wurde bereits am Ende des 19. Jahrhunderts begonnen. Die Meilensteine der seitdem erfolgten Entwicklung markieren die 1949 erstmals zur Verplattung langer Röhrenknochen entwickelten Zugschrauben, die 1968 im Unterkiefer von Luhr angewandte Kompressionsosteosynthese mit selbstschneidenden Schrauben und die ebenfalls im Unterkiefer von Michelet 1971 und Champy 1975 weiterentwickelte funktionsorientierte Miniplattenosteosynthese. Seit 1980 werden Platten und Schrauben für die Versorgung von Frakturen und Osteotomien im gesamten craniofazialen Bereich als gängiges Verfahren angewendet, s. z.B. Rittersma et al. 1981 und Steinhäuser et al. 1982.

Die Entwicklung neuer Osteosynthesysteme mit Schrauben in unterschiedlichen Größen, Material und Ausführungen zur Optimierung insbesondere der Eigenschaften wie Handhabung, Stabilität und Biokompatibilität hält an. Immer wieder wurden in jüngster Vergangenheit Untersuchungen mit resorbierbaren Osteosynthesematerialien durchgeführt, bei denen als große Vorteile gegenüber metallischen Osteosynthesematerialien die nicht erforderliche Materialentfernung sowie die reduzierte Belastungsabschirmung mit geringerer Inaktivitätsosteoporose unterhalb der Osteosyntheseplatten zu sehen sind. 1991 untersuchten Wittenberg et al. die biomechanischen Eigenschaften von Poly - Lactid - Platten und - Schrauben im Vergleich mit Edelstahl - und Titansystemen und fanden geringere Auszugsfestigkeiten bei resorbierbaren Schrauben. Collinge et al. stell-

ten 2000 bei Auszugsversuchen keine Unterschiede zwischen konventionellen Schrauben und resorbierbaren Poly - Lactid - Schrauben fest. Blazewicz et al. verglichen 1997 die mechanischen Eigenschaften von Carbonschrauben und Stahlschrauben und ermittelten eine bis zu 50% niedrigere Haltekraft für die Carbonschrauben im Auszugsversuch. Als eine Alternative zum zeitaufwendigen Vorbohren wurde von Heidemann et al. 1998 eine neu entwickelte Schraube, die wie ein Korkenzieher funktioniert und ohne Vorbohren direkt in den Knochen eingeschraubt wird, auf Drehmoment und Auszugskraft in verschiedenen Materialien untersucht. Der Vergleich mit konventionellen selbstschneidenden Titansystemen ergab hier Haltekräfte zwischen 70% und 104%.

Die Stabilität interner Fixation hängt vor allem von der Haltekraft der Osteosyntheseschrauben ab. Diese kann durch Auszugsversuche gemessen werden, welche ein standardisiertes Verfahren zur Beurteilung der Effektivität verschiedener Schraubentypen darstellen (Vangness et al., 1981). Die Haltekraft einer Schraube wird definiert als die maximale, uniaxiale Zugkraft, die erforderlich ist, ein Versagen der Schraube im Knochen zu verursachen (Koranyi et al., 1970). Obwohl es hierzu eine große Anzahl von Untersuchungen gibt, sind die Angaben über Auszugskräfte aus unterschiedlichem, kieferchirurgisch relevantem, humanem Knochenmaterial verschiedener Behandlungsarten allerdings unzureichend.

Hier soll diese Untersuchung mit drei weit verbreiteten und seit Jahren in der Praxis bewährten Titan - Osteosynthesesystemen eingreifen.

Die Vorteile von Titan als Werkstoff sind in der Literatur bereits häufig beschrieben worden, u.a. bei Weber et al. 1990. Durch die sehr gute Gewebeverträglichkeit und die Korrosionsbeständigkeit in Luft und im biologischen Milieu ist Titan als Langzeitimplantat besonders geeignet. Daneben besitzen die Titanplatten im Vergleich zu Implantatstählen eine bessere Formbarkeit und lassen sich dadurch gut an den Knochen anpassen. Bei den Osteosyntheseschrauben handelt es sich hier um drei Kortikalisschrauben, die sich in Durchmesser, Gewindesteigung und Einsetzmodalität unterscheiden.

Das in dieser Studie zugrunde liegende Knochenmaterial besteht aus nativen, bestrahlten Unterkieferknochen und nativen, unbestrahlten Transplantatknochen, die in der Rekonstruktionschirurgie im Unterkieferbereich verwendet werden, als da sind: Scapula, Beckenkamm und Fibula. Weil im Unterkiefer selber aufgrund der unterschiedlichen Kortikalisstärken (Ellis et al., 1994) von vornherein mit uneinheitlichem Schraubenhalt

zu rechnen ist, erfolgte eine Einteilung des Unterkiefers in die vier Regionen Mentum, Corpus, Ramus und Collum (siehe Abbildung 1).

Da im Allgemeinen die Verfügbarkeit von nativem, humanem Knochenmaterial für Versuchsreihen sehr eingeschränkt ist, wurden die Untersuchungen auch auf fixierten Leichenknochen entsprechender Lokalisation ausgedehnt. Überdies wurde der Umfang der Versuchsreihen erweitert um humanes fixiertes und humanes natives Knochenmaterial. Dieses sind hier Femur, Humerus und Schädelkalotte.

Mit der so in 39 Versuchsreihen insgesamt 360mal gemessenen Auszugskraft soll eine aussagekräftige Datenmenge gewonnen werden einerseits zur sicheren Beurteilung der bereits erwähnten Effektivität eines Schraubensystems, gegebenenfalls im Hinblick auf ein zu favorisierendes Schraube - Knochenmaterial, andererseits aber soll die Widerstandskraft des Knochenmaterials für eine mögliche Eignung als Transplantatknochen messbar gemacht werden. Letzteres geschieht unter Berücksichtigung der drei Parameter: vorhergehende, unterschiedliche Behandlungsart wie fixiert unbestrahlt, nativ bestrahlt bzw. unbestrahlt, der differierenden Kortikalisstärke und dem Alter des Knochenpenders, das im folgenden Patientenalter genannt wird.

## **2. Material**

In dieser Untersuchung wurden mit drei verschiedenen Osteosynthesystemen Ausreißversuche an fixierten oder nativen Leichenknochen sowie an nativen, zum Teil vorbestrahlten Knochen aus Operationsresektaten durchgeführt. Der Versuchsablauf bestand aus dem kontinuierlichen translatorischen Extrahieren einer Schraube aus einer Knochenprobe, wobei der entstehende Kraftverlauf aufgezeichnet wurde und der dabei maximal erzielte Wert als maximale Ausreißkraft bezeichnet wurde. Mit den hierbei ermittelten Ergebnissen sollte ein Vergleich der Osteosyntheseschrauben untereinander, der verschiedenen Knochenlokalisationen untereinander sowie der Einfluss der unterschiedlichen Arten der Knochenvorbehandlung ermöglicht werden. Weiterhin sollte der Einfluss des Alters sowie der Kortikalisstärke auf die Auszugskraft untersucht werden.

### **2.1 Fixierter Knochen**

Für die Versuchsdurchführung wurden drei männlichen Leichen, deren Alter 75, 76 und 81 Jahre betrug, sowie einer 92-jährigen weiblichen Leiche Knochenproben entnommen. Die Fixation erfolgte mittels Jores-I-Lösung. Nach der Resektion wurden die Knochenproben in 70%-igem Äthylalkohol gelagert. Im Einzelnen wurden folgende Knochen entnommen und untersucht:

- Ossa Cranii
- Mandibula
- Scapula
- Humerus
- Crista iliaca
- Femur
- Fibula

Zusammensetzung 50 l Jores-I-Lösung:

- 2,25 kg Karlsbader Salz
- 1,125 kg Chloralhydrat
- 2,25 kg 35%ige Formaldehydlösung
- Aqua destillata auf 50 l

Fixationsdauer (abhängig vom Versuchszeitraum):

- männl. Leiche, 76 Jahre: 9 Monate
- männl. Leiche, 81 Jahre: 6-11 Monate
- männl. Leiche, 75 Jahre: 2-9 Monate
- weibl. Leiche, 92 Jahre: 48 Monate

## **2.2 Nativer Knochen**

Die so genannten nativen Knochenproben wurden zu einem Teil unfixierten Leichen entnommen, zum anderen Teil waren es Operationsresektate. Der Knochen wurde nach Entnahme umgehend auf  $-20^{\circ}\text{C}$  tiefgefroren und ca. 2 Std. vor der Versuchsdurchführung auf Zimmertemperatur erwärmt. Das Vorliegen von lokalen oder systemischen Erkrankungen mit negativer Auswirkung auf die Knochenstruktur wurde nach Durchsicht der Krankenakten ausgeschlossen. Folgender Knochen wurde untersucht:

- Scapula
- Crista iliaca
- Femur
- Fibula

## **2.3 Nativer bestrahlter Knochen**

Hier handelte es sich um Operationsresektate von Tumorpatienten, die präoperativ einer Radiatio unterzogen worden waren. Es lag ausschließlich Mandibulaknochen vor, der ebenfalls unmittelbar nach Resektion auf  $-20^{\circ}\text{C}$  tiefgefroren und 2 Std. vor Versuchsdurchführung auf Zimmertemperatur erwärmt wurde.



## **2.4 Vorbereitung des Knochens**

Die Knochenproben wurden von Weichgeweben vollständig befreit und mittels einer Bandsäge unter ständiger Berieselung durch physiologische Kochsalzlösung in rechteckige Stückchen von ca. 3x1cm Kantenlänge zugeschnitten. Anschließend erfolgte das Vorbohren der Schraubenlöcher mit Hilfe einer elektrischen Bohrmaschine und dem Vorbohrer des jeweiligen Schraubensystems, auf die in Kapitel 2.6 näher eingegangen wird. Die Abstände der Bohrlöcher zueinander betragen mind. 1 cm, die Platzierung der Bohrlöcher erfolgte senkrecht zur Knochenoberfläche nach zufälligem Platzierungsmuster ähnlich wie bei vergleichbaren Untersuchungen, siehe z.B. Boyle et al. 1993. Als gewebeschonender Gesichtspunkt bei der Probenpräparation ist die geringe Drehzahl von weniger als 1000 U/min bei der Vorbohrung zu erwähnen. Das Gewindeschneiden erfolgte mit dem Gewindeschneider des jeweiligen Systems. Anschließend wurde die zu untersuchende Schraube manuell zusammen mit der Adapterplatte der Auszugsapparatur (siehe Kapitel 3.2) in die Knochenprobe eingesetzt.

Die Knochenvorbereitung wurde immer von einer Person durchgeführt, um vergleichbare Versuchsbedingungen sicherzustellen.

## 2.5 Topographische Einteilung der Mandibula

Wie bereits Ellis et al. 1994 zeigten, werden im Unterkiefer große Streuungen der Versuchsergebnisse erwartet, da die Kortikalisstärke sehr stark variiert. Um dennoch eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, wird die Mandibula topographisch in 4 Regionen unterteilt:

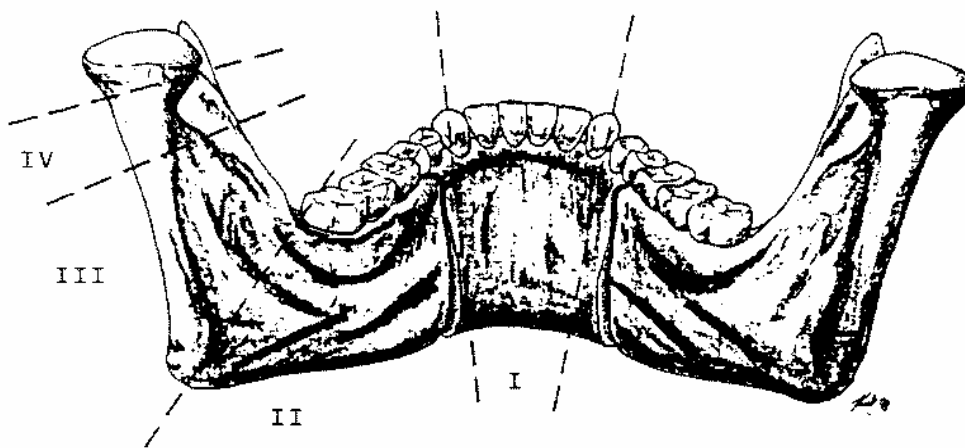


Abbildung 1: Topographische Einteilung der Mandibula mit I: Mentum, II: Corpus, III: Ramus, IV: Collum (Weßling, 1997)

## **2.6 Schraubensysteme**

### **2.6.1 Gemeinsamkeiten der Schraubensysteme**

Bei den hier verwendeten Schrauben handelt es sich um marktübliche Kortikalisschrauben aus Reintitan. Zu allen Schrauben sind verschieden geformte sowie individuell formbare Osteosyntheseplatten erhältlich. Die Vorbohrer der Schraubensysteme sind jeweils 0,1 mm stärker als der Kerndurchmesser der Schrauben.

### **2.6.2 AO/ASIF-Systeme**

Verwendet wurden die Schrauben des Mandibulasets, die ihre Hauptanwendung in der Kompressionsosteosynthese der Mandibula finden, sowie die Schrauben des kraniofazialen Sets, die hauptsächlich zur Adaptationsosteosynthese im Mittelgesicht verwendet werden. Beiden gemeinsam ist die sphärisch geformte Schraubenkopfunterseite, die eine sichere Auflage im Plattenloch gewährleistet. Bei beiden Schraubentypen wird im Versuch ein Gewinde mit den zum Set gehörenden Gewindeschneidern vorgeschritten, obwohl die Schraube des kraniofazialen Sets selbstschneidend ist. Beide Schrauben besitzen ein so genanntes Sägegewinde, bei dem der obere Teil der Gewindeflanke nahezu senkrecht zur Gewindeachse steht und somit eine gute Verankerung gegenüber Zugkräften bietet (Wagner, 1962).

Die Schraube des Mandibulasets, im nachfolgenden auch als „AO-2,7 mm-Schraube“ bezeichnet, verfügt über einen 5,0 mm-Kopf, der einen Innensechskant von 2,5 mm umfasst. Damit kann eine höhere Kraftübertragung beim Eindrehvorgang gewährleistet werden. Diese größte der drei untersuchten Schrauben hat einen Außendurchmesser von 2,7 mm und ist damit für stärkere Zug- und Druckkräfte ausgelegt, wie sie im Unterkiefer auftreten. Der Kerndurchmesser beträgt 1,9 mm, so dass die Differenz von 0,8 mm zwischen Kern- und Außendurchmesser höher ist als bei den anderen beiden untersuchten Schrauben. Das Gewinde weist eine Steigung von 1,0 mm auf. Der zum Set gehörende Vorbohrer hat eine Stärke von 2,0 mm, der Gewindeschneider eine Stärke von 2,7 mm. Diese Schrauben werden bikortikal verwendet und sind in Längen von 6-32 mm erhältlich.

Die Schraube des kraniofazialen Sets, im nachfolgenden auch als „AO – Mini - Schraube“ bezeichnet, hat einen flachen Kreuzschlitzkopf von 3,5 mm Durchmesser. Das Gewinde hat einen Außendurchmesser von 2,0 mm, einen Kerndurchmesser von 1,4 mm und eine Gewindehöhe von 0,6 mm. Der Durchmesser des Vorbohrers beträgt 1,5 mm. Es steht ein Gewindeschneider mit einer Stärke von 2,0 mm zur Verfügung, der optional angewendet werden kann, wie auch in dieser Untersuchung. Die Schrauben sind in Gesamtlängen von 4-18 mm erhältlich. Die Anwendung erfolgt monokortikal.

### 2.6.3 Würzburg-Titan-Miniplattensystem

Dieses System findet seine Hauptanwendung ebenso wie das kraniofaziale Set der AO bei Adaptationsosteosynthesen im Mittelgesichtsbereich. Es handelt sich auch hier um ein selbstschneidendes System für die monokortikale Anwendung. Der Schraubenkopfdurchmesser beträgt 3,0 mm. Der flache Schraubenkopf weist einen einfachen Schlitz mit Zentrierloch für die Aufnahme einer Schraubendreherklinge mit Zentrierstift auf. Das Gewinde hat einen Durchmesser von 2,0 mm und einen Kerndurchmesser von 1,4 mm, die Gewindehöhe beträgt 1,0 mm. Das Gewinde ist ein so genanntes Spitzgewinde mit symmetrischen Gewindeflanken, wie für selbstschneidende Schrauben typisch. Der Durchmesser des Vorbohrers beträgt 1,5 mm. Die Schrauben sind in Gesamtlängen von 4-19 mm erhältlich.

Folgende Tabelle bietet eine Übersicht über die wichtigsten Schraubenmaße:

Schraube	AO-Mandibula	AO-Mini	Würzburg
Außendurchmesser	2,7 mm	2,0 mm	2,0 mm
Kerndurchmesser	1,9 mm	1,4 mm	1,4 mm
Gewindesteigung	1,0 mm	0,6 mm	1,0 mm
Gewindeform	Sägegewinde	Sägegewinde	Spitzgewinde

Tabelle 1: Schraubenübersicht

## **2.7 Versuchsparameter**

Mit der Extraktion der drei in 2.6 beschriebenen Schraubentypen aus 10 unterschiedlichen Knochenlokalisationen wurden die Versuchsreihen gebildet. Die Knochen waren entweder nativ, nativ und bestrahlt oder fixiert. Insgesamt sind 360 Auszugsversuche durchgeführt worden, wobei die jeweiligen Versuchsreihen dem Ergebnisteil zu entnehmen sind. Einzeldarstellungen der Versuche werden näher in Kap.3 beschrieben.

## **3. Methode**

### **3.1 Die Auszugsapparatur**

Den maschinellen Rahmen zur Extraktion der Schrauben aus den Knochenproben bildet die Materialtestmaschine Bionix 858 der Firma MTS. Ihr über 3 m hoher und ca. 800 kg schwerer Aufbau gliedert sich in zwei Teile, dem unteren tischähnlichen Podest und dem darüber zentrierten Joch (siehe Abbildung 2). Dieses Joch ist beidseitig mit dem Podest über eine Hydraulik mit Führungsgestänge verbunden, das mit der Abstandsvariation die Kraft auf das Versuchsobjekt ausübt. Dabei wird der Hydraulikdruck über eine Pumpe im Podest erzeugt, während der empfindlichere Teil der Messapparatur im Joch eingebaut ist. Der Getriebeantrieb zur Erzeugung von Torsionsbewegungen befindet sich im Jochaufsatz. Da sich hier ausschließlich auf längs den Hydraulikachsen - axiale - Kraftübertragungen beschränkt wird, ist dem Joch eine eigens im Institut angefertigte Kombination aus Auszugshaken und Auszugs-U (siehe Abbildung 3) angesetzt, wobei das Auszugs-U über eine Kugel im Auszugshaken eingehängt ist. Dadurch werden Biegemomente ausgeschlossen, und es wird eine rein axiale Kraftübertragung gewährleistet. Die Kraftmessung schließlich erfolgt über eine oberhalb des Hakens in die Auszugsachse integrierte Kraftmessdose, die die Information in Zeitintervalle unterteilt und digitalisiert an die EDV weiterleitet.

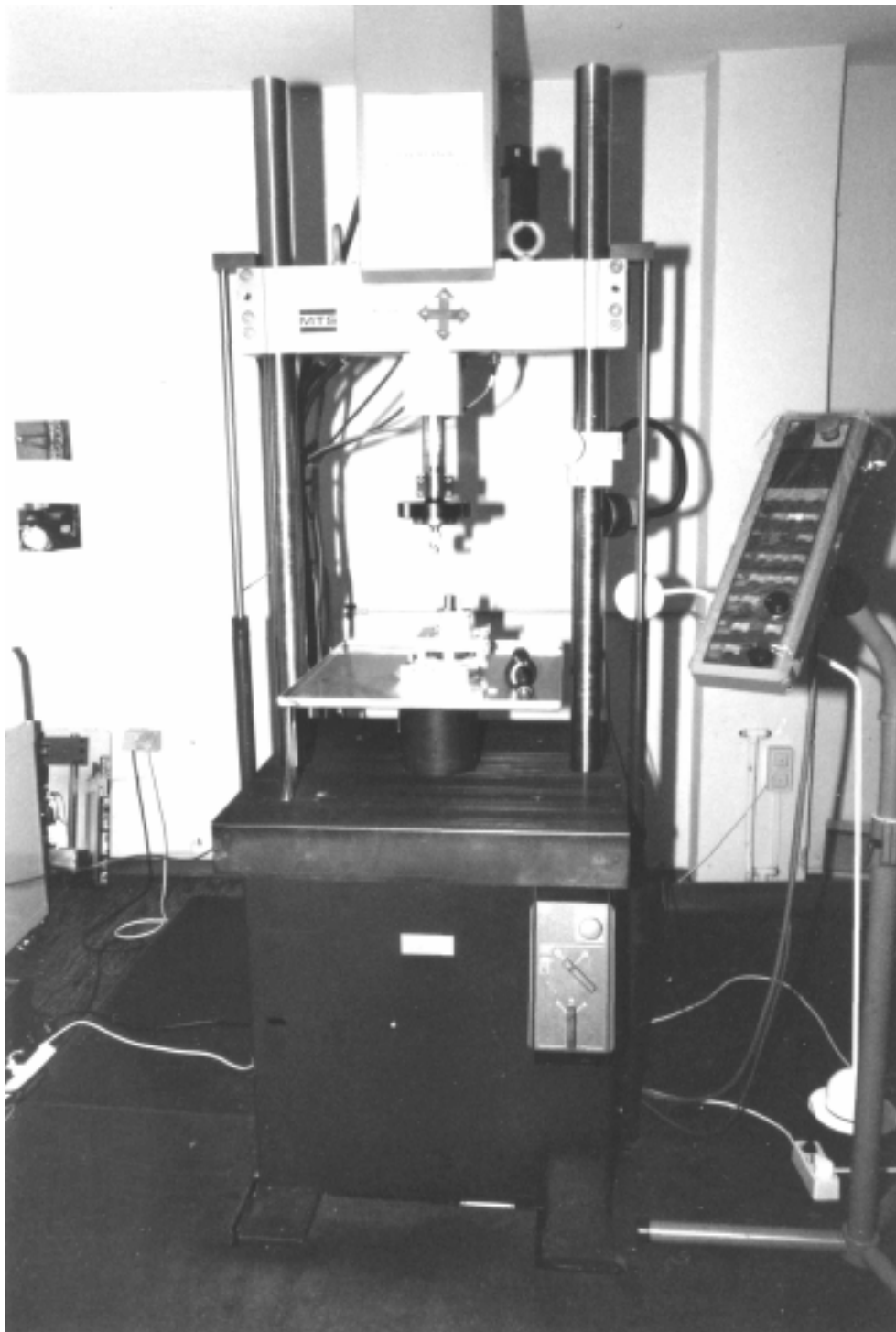


Abbildung 2: Die Materialtestmaschine Bionix 858 der Firma MTS

### 3.2 Die Aufnahmevorrichtung für das Knochen - Schraube - System

Das Kernstück des gesamten Versuchsaufbaus ist die in Abbildung 3 dargestellte Vorrichtung zur Aufnahme des Knochen - Schraube - Systems. Dieses Kästchen ist über eine beweglich einstellbare Seitenwand in einer Seitenlänge variierbar.

Der Knochen wird hier spannungsfrei eingehängt. Nach oben aber wird er durch eine dreifach geschlitzte Platte (im Nachfolgenden als Lochplatte bezeichnet) während der Auszugsphase im Kästchen fixiert.

Die seitlichen Schlitzte der Platte ermöglichen eine genaue Justierung entlang der Arretierungsschrauben, die in den Wänden des Kästchens sitzen; die mittlere Einkerbung dient dem berührungsfreien Durchlass der Versuchsschraube. Die genaue Zentrierung dieser Anordnung unter der Auszugsachse ist äußerst wichtig zur Vermeidung der bereits erwähnten seitlichen Bewegungsmomente, die praktisch eine Verwischung des Messergebnisses zur Folge hätten. Durch die freie Beweglichkeit des XY - Tisches, auf dem die Aufnahmevorrichtung befestigt ist, wird im Moment der Extraktion automatisch eine Feinjustierung ermöglicht. Während der XY - Tisch die Verbindung des Versuchsobjektes an den unteren Teil der Auszugsmaschine, dem Podest, bildet, wird die Verbindung mit dem oberen Teil über das bereits in 2.4 erwähnte Adapterplättchen hergestellt. Dieses umfasst in einer konischen Vertiefung den Kopf der Versuchsschraube und verfügt über seitliche Einkerbungen, mit denen es in den Aufnahmeteil des Auszugs-U eingeschoben werden kann. Es simuliert somit die Osteosyntheseplatte.



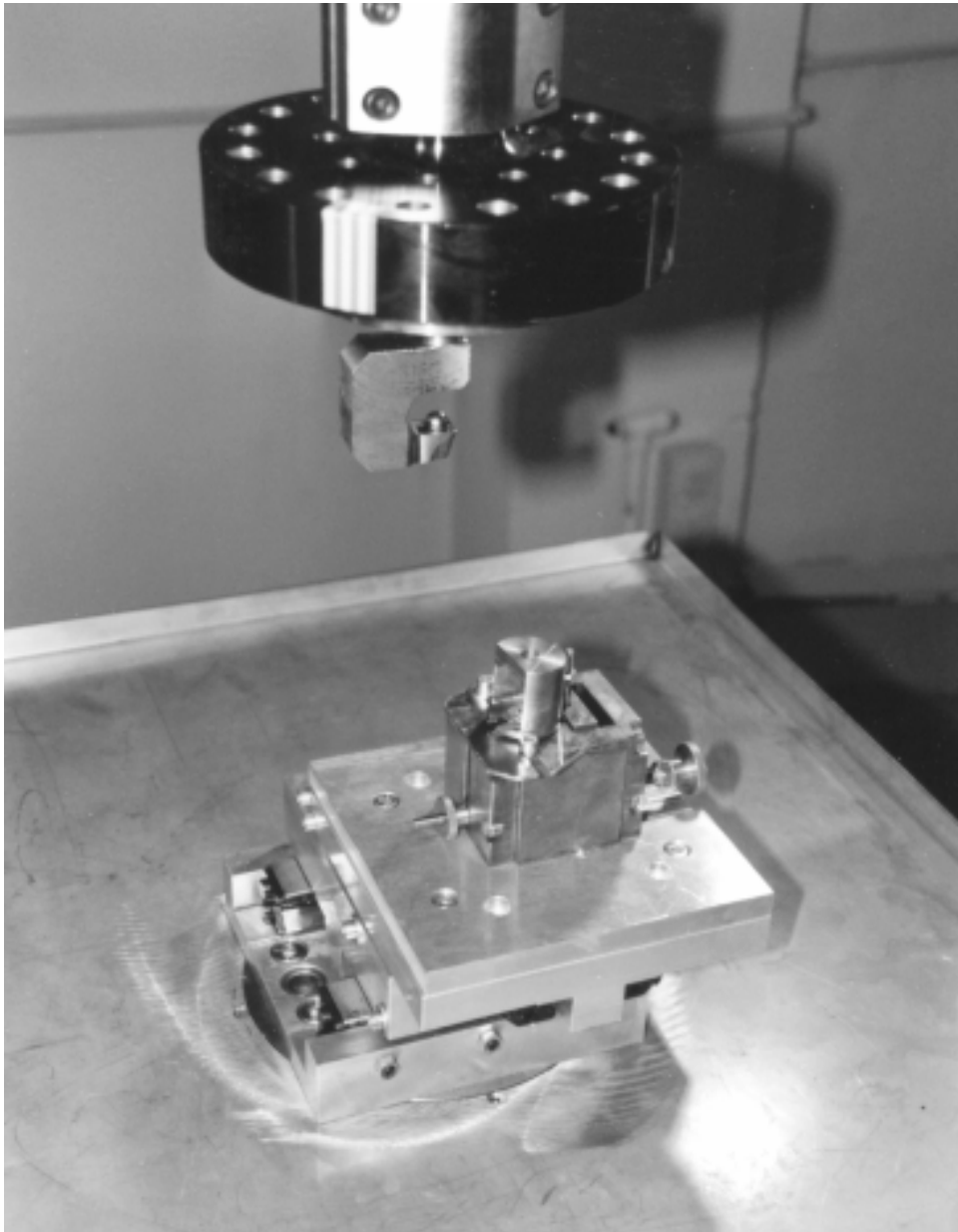


Abbildung 3: Die Aufnahmevorrichtung mit Auszugs - U auf dem XY - Tisch

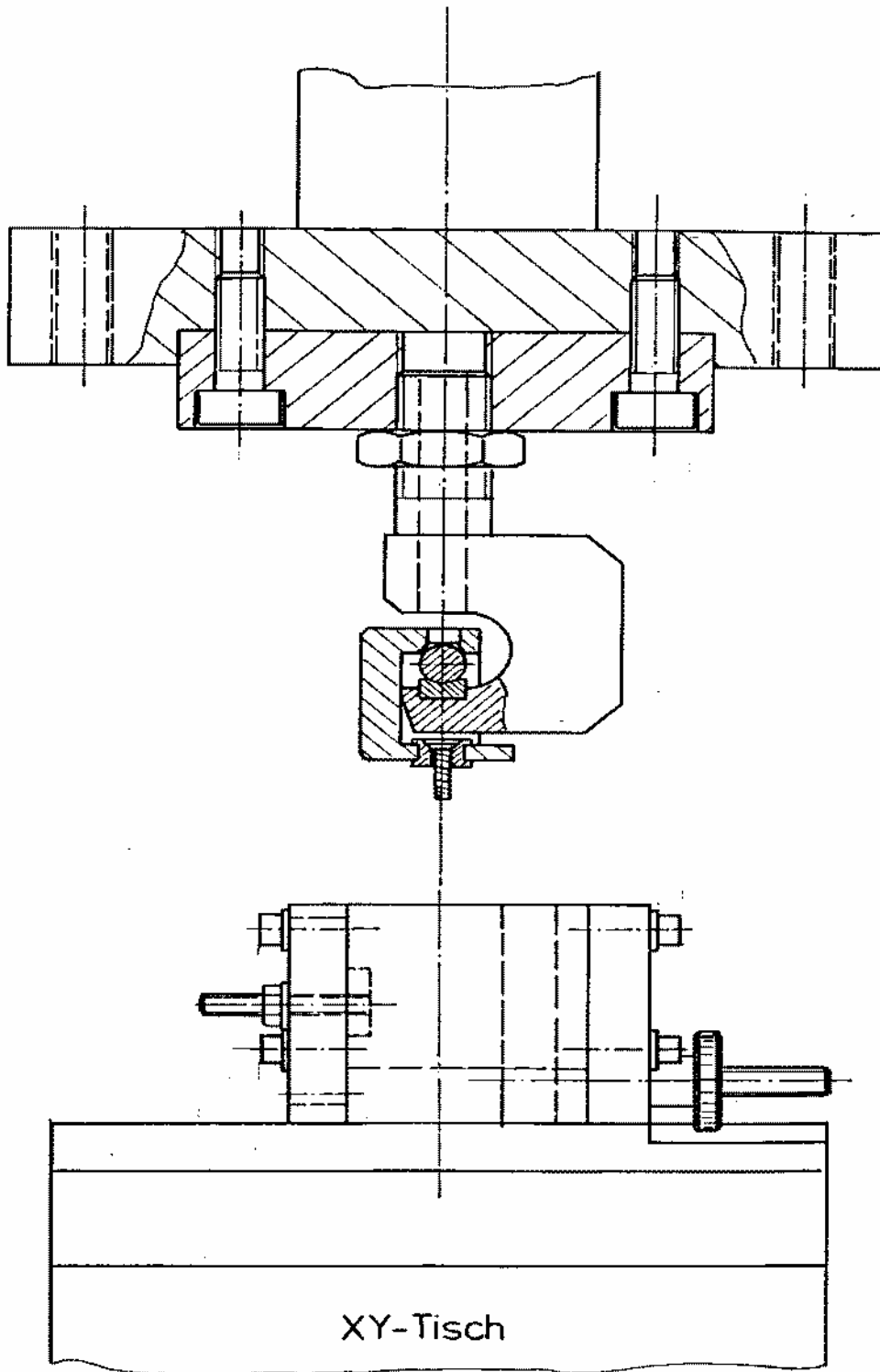


Abbildung 4: Schematische Darstellung der Auszugsvorrichtung

### **3.3 Die Versuchsdurchführung**

Zur Versuchsdurchführung wird das vorbereitete Schrauben – Knochen - System mittels der oben erwähnten Lochplatte in die Haltevorrichtung eingesetzt und das Auszugs-U in die Adapterplatte eingefügt. Der Auszugshaken mit der Kugel wird drucklos über dem Auszugs-U justiert. Der Auszugsvorgang erfolgt nicht abrupt, sondern mit einer vorgegebenen Geschwindigkeit von 1 mm/s, um ein kontinuierliches Verfolgen des Kraftverlaufes zu ermöglichen. Die Aufzeichnung der gemessenen Auszugskräfte in [N] erfolgt in Zeitintervallen von 0,02 s. Nach Beendigung jeden Versuches wird die jeweilige Kortikalstärke mittels einer Schublehre ermittelt.

### **3.4 Graphische Darstellung der Messwerte**

Der Kräfteverlauf während der Extraktion lässt sich, wie auch bereits 1992 von T.StJ.King und D.Cebon beschrieben, in drei charakteristische Abschnitte unterteilen, die in zu sehen sind.

In der initialen Phase bis Punkt A ist ein annähernd linearer Kraftanstieg zu beobachten, was einer elastischen Verformung des Knochengewindes entspricht. Hierbei ist der Kraftanstieg proportional zum während des Auszugsvorganges zurückgelegten Weg. Ab Punkt A ist ein weiterer Kraftanstieg zu beobachten, der sich jedoch nicht mehr proportional zum Weg verhält und von der plastischen Verformung des Knochengewebes mit Mikrofrakturen gekennzeichnet ist. Die maximale Auszugskraft wird in Punkt B erreicht. Danach fällt die Kraft rapide ab, was durch das endgültige Versagen der Knochengewinde bedingt ist. Im Punkt C ist der Auszug der Schraube aus dem Knochen praktisch beendet.

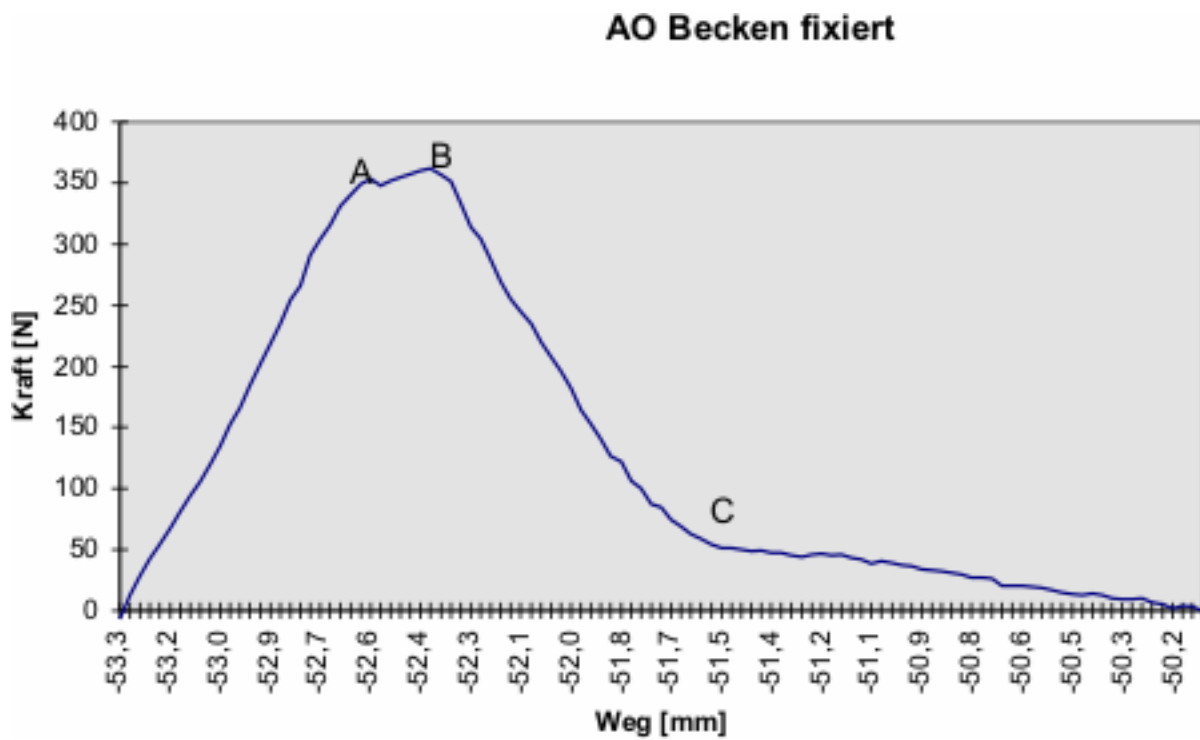


Diagramm 1: Charakteristischer Kraftverlauf beim Auszug einer AO-2,7 mm -Schraube aus fixiertem und unbestrahltem Beckenkamm

### 3.5 Statistische Auswertung

Es wurden in dieser Untersuchung 360 Versuche durchgeführt. Zehn verschiedene Knochentypen, drei verschiedene Behandlungsarten und drei verschiedene Schrauben standen zur Verfügung. Bei jeweils zehn Versuchen pro Kombination wären 900 Versuche zu machen gewesen.

Aufgrund der eingeschränkten Verfügbarkeit von humanen Knochenproben musste auf einen derartigen Messumfang jedoch verzichtet werden.

Im Nachfolgenden ist aufgelistet, welche Kombinationen untersucht wurden.

#### 1. Unterschiede zwischen den Schrauben:

Knochentyp:	Behandlung:	Schraube:
Fibula	nativ	AO-2,7 mm, AO-Mini
Fibula	fixiert	AO-2,7 mm, AO-Mini, Würzburg
Becken	nativ	AO-2,7 mm, AO-Mini
Becken	fixiert	AO-2,7 mm, AO-Mini, Würzburg
Unterkiefer Mentum	fixiert	AO-2,7 mm, AO-Mini, Würzburg
Unterkiefer Corpus	fixiert	AO-2,7 mm, AO-Mini, Würzburg
Unterkiefer Ramus	fixiert	AO-2,7 mm, AO-Mini, Würzburg
Unterkiefer Collum	fixiert	AO-Mini, Würzburg
Scapula	fixiert	AO-2,7 mm, AO-Mini, Würzburg
Femur	nativ	AO-2,7 mm, AO-Mini, Würzburg
Femur	fixiert	AO-2,7 mm, AO-Mini, Würzburg
Schädel	fixiert	AO-2,7 mm, AO-Mini, Würzburg
Humerus	fixiert	AO-2,7 mm, AO-Mini, Würzburg

## 2. Unterschiede zwischen den Knochentypen:

Schraube:	Behandlung:	Knochentyp:
AO-2,7 mm	nativ	Fibula, Becken, Scapula, Femur
AO-2,7 mm	fixiert	Fibula, Becken, Mentum, Corpus, Ramus, Scapula, Femur, Schädel, Humerus
AO-Mini	nativ	Fibula, Becken, Femur
AO-Mini	fixiert	Fibula, Becken, Mentum, Corpus, Ramus, Collum, Scapula, Femur, Schädel, Humerus
Würzburg	fixiert	Fibula, Becken, Mentum, Corpus, Ramus, Collum, Scapula, Femur, Schädel, Humerus

## 3. Unterschiede zwischen den Knochenbehandlungen:

Knochentyp:	Schraube:	Behandlung:
Fibula	AO-2,7 mm	nativ, fixiert
Fibula	AO-Mini	nativ, fixiert
Becken	AO-2,7 mm	nativ, fixiert
Becken	AO-Mini	nativ, fixiert
Unterkiefer Corpus	AO-2,7 mm	nativ bestrahlt, fixiert
Unterkiefer Ramus	AO-2,7 mm	nativ bestrahlt, fixiert
Scapula	AO-2,7 mm	nativ, fixiert
Femur	AO-2,7 mm	nativ, fixiert
Femur	AO-Mini	nativ, fixiert
Femur	Würzburg	nativ, fixiert

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Der Einfluss der Knochenbehandlung auf die Auszugskraft

Knochen	Schraube	F[N] nativ	[N]/ [mm]	F[N] nativ be- strahlt	[N]/ [mm]	F[N] fixiert	[N]/ [mm]	Signifikanz (p<0,05)
Fibula	AO 2,7	845 ±408	171 ±89			234 ±117	48 ±12	p<0,0001
Fibula	AO 2,0	400 ±49	174 ±26			114 ±51	64 ±19	p<0,0001
Becken	AO 2,7	250 ±105	121 ±51			252 ±90	62 ±27	keine
Becken	AO 2,0	84 ±22	79 ±13			104 ±48	34 ±21	keine
Corpus	AO 2,7			1.423 ±70	285 ±118	689 ±241	149 ±35	p<0,0001
Ramus	AO 2,7			894 ±174	173 ±80	256	90	p<0,0001
Scapula	AO 2,7	1.243 ±116	206 ±54			141 ±100	43 ±20	p<0,0001
Femur	AO 2,7	1.028 ±252	299 ±107			838 ±262	199 ±75	keine
Femur	AO 2,0	1.021 ±437	267 ±40			811 ±133	213 ±77	keine
Femur	Wü 2,0	658 ±144	213 ±61			404 ±220	125 ±43	P=0,007

Tabelle 2: Vergleich der durchschnittlichen Auszugskräfte bei unterschiedlicher Knochenbehandlung. Die Spalte mit der eingetragenen Einheit [N]/ [mm] zeigt den Quotienten aus Auszugskraft und der jeweiligen Kortikalisstärke.

Bis auf eine Ausnahme, dem Beckenkamm, werden mit nativen Knochenproben tendenziell höhere Auszugskräfte erreicht als mit den fixierten Gegenstücken (siehe Tabelle 2). Bei den hier vorliegenden Vergleichspaaren des Beckenkammes, die für die fixierten Proben geringfügig höhere Werte zeigten, ist allerdings zu beachten, dass die Kortikalisstärken der hier verwendeten fixierten Proben mit 3,9 mm bzw. 2,8 mm (s. Tabelle A4 im Anhang) erheblich höher gewesen sind als die der nativen Gegenstücke mit 2,0 mm bzw. 1,1 mm.

Ein einheitliches Bild einer stärkeren nativen Vergleichsprobe wird allerdings hergestellt, indem das Verhältnis von Auszugskraft zu Kortikalisstärke in der Einheit Newton pro Millimeter ( $[N]/[mm]$ ) gebildet wird, wie aus Tabelle 2 weiter zu entnehmen ist. Hier lieferte der Beckenkamm dann Wertepaare von 121 N/mm (nativ) und 62 N/mm (fixiert), statt 250 N und 252 N für die AO-2,7 mm-Schraube und für die AO-2,0 mm-Schraube 79 N/mm (nativ) und 34 N/mm (fixiert), statt 84 N und 104 N.

Die Tendenz zum resistenteren nativen Vergleichsstück wird weiter unterstrichen, wenn Paare nahezu gleicher Kortikalisstärken betrachtet werden, wie zum Beispiel die Fibula im Fall der AO-2,7 mm-Schraube mit 4,8 mm und 4,7 mm und der mit der Wü-2,0 mm-Schraube getestete Femur mit 3,0 mm und 3,1 mm. Hier waren die Auszugskräfte bei den fixierten Proben signifikant niedriger als bei den nativen.

Die jeweils männlichen Leichen entnommenen Proben des Beckenkammes hatten im fixierten Fall ein Alter von 81 Jahren bei einer Fixationsdauer von 11 Monaten und die nativen mit durchschnittlich 61 Jahren (AO-2,7 mm), bzw. mit 74 Jahren (AO-2,0 mm) ein jüngeres Alter.

Der Einfluss der unterschiedlichen Faktoren Alter und Kortikalisstärke fließt bereits durch die statistische Methode der Kovarianzanalyse in die Standardabweichung ein. Ähnliches ist zu sagen für die nicht signifikant höheren Auszugskräfte der AO-Schrauben für nativen unbestrahlten Knochen bei den Femur-Proben. Hier lag im nativen Fall ein Alter von 40 Jahren (männlich) und im fixierten Fall bei einer Fixationsdauer von 8 Monaten ein Alter von 75 Jahren (ebenfalls männlich) vor. Mit beiden AO-Schrauben wurden hier im nativen unbestrahlten Knochen etwa um ein Viertel höhere Auszugskräfte als im fixierten Knochen erzielt, die Unterschiede waren jedoch nicht signifikant.

Beim Vergleich des fixierten unbestrahlten Unterkieferknochens mit dem nativen bestrahlten Unterkiefer ist zu sehen, dass bei beiden untersuchten Knochenlokalisationen



(Ramus und Corpus) signifikant größere Auszugskräfte für nativen bestrahlten als für fixierten unbestrahlten Knochen erzielt wurden, wie in Diagramm 2 dargestellt ist. Der native bestrahlte Corpus stammte von männlichen Patienten mit einem Durchschnittsalter von 51 Jahren, der fixierte Corpus entstammte einer männlichen Leiche von 75 Jahren bei einer Fixationsdauer von 3 Monaten. Der native bestrahlte Ramus entstammte einem männlichen Patienten von 54 Jahren. Der fixierte unbestrahlte Ramus wurde einer männlichen Leiche im Alter von 75 Jahren (Fixationsdauer: 3 Monate) und einer weiblichen Leiche von 92 Jahren (Fixationsdauer: 48 Monate!) entnommen.

Für Fibula und Scapula wurden im nativen unbestrahlten Knochen signifikant größere durchschnittliche Auszugskräfte als im fixierten unbestrahlten Knochen erzielt, wobei für die Scapula die Unterschiede am gravierendsten waren. Hier lag der Wert in nativem Knochen bei 1.243 N bei einer durchschnittlichen Kortikalisstärke von 6 mm und einem Patientenalter von 45 Jahren (männlich). Der Wert für fixierten Knochen liegt hier bei 141 N bei einer durchschnittlichen Kortikalisstärke von 3,2 mm und einem Alter von 81 Jahren (männlich) und einer Fixationsdauer von 11 Monaten.

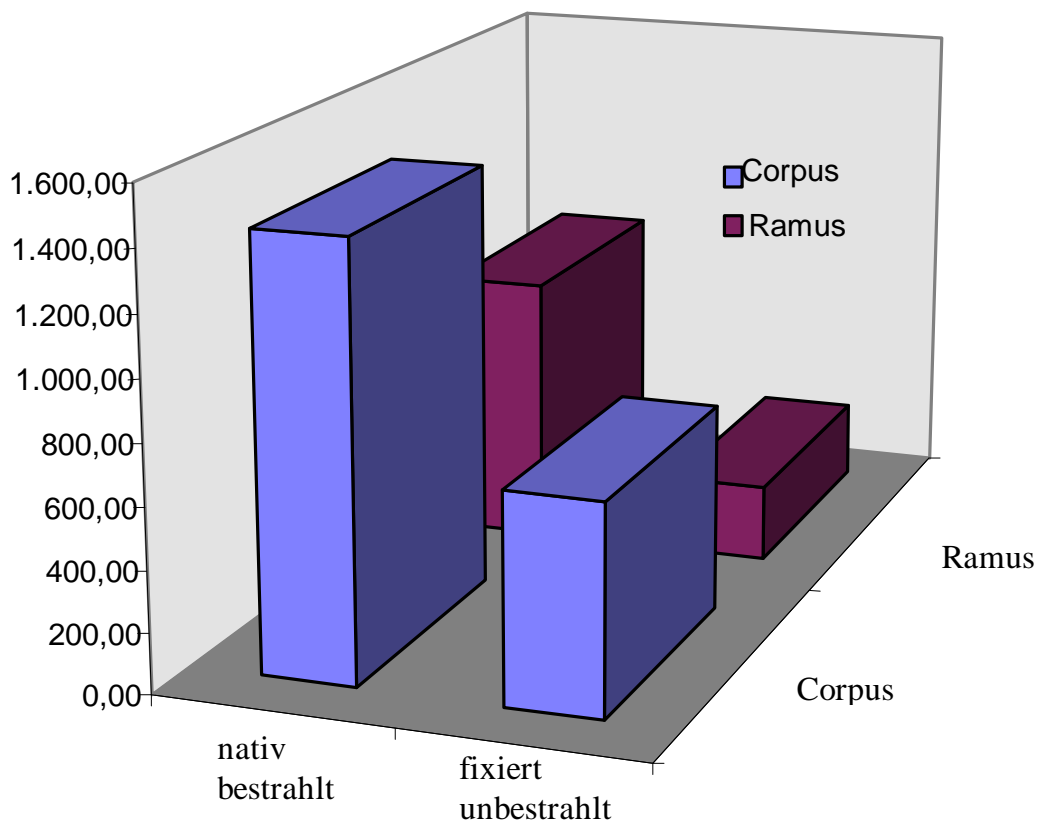


Diagramm 2: Vergleich der Auszugskräfte zwischen nativem/bestrahlten und fixiertem / unbestrahlten Ramus und Corpus bei Verwendung der AO-2,7 mm Schraube

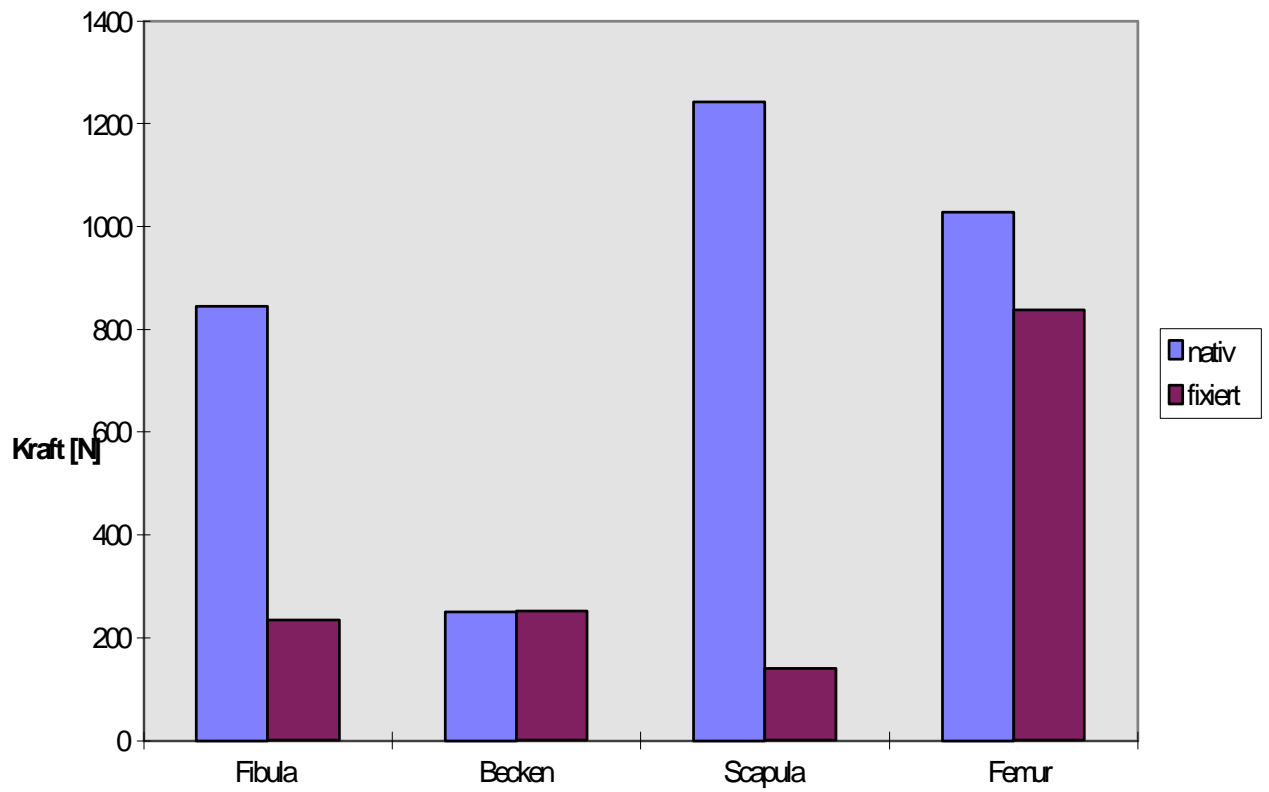


Diagramm 3: Vergleich der Auszugskräfte zwischen nativen/unbestrahlten und fixierten/unbestrahlten Knochen bei Verwendung der AO-2,7 mm-Schraube

#### 4.2 Vergleich der Schraubensysteme

Knochen	Behandlung	Auszugskraft [N]			1	2	3
		AO 2,7	AO 2,0	Wü 2,0			
Fibula	nativ	845 ±525	400 ±111		AO 2,7	AO 2,0	
Fibula	fixiert	234 ±111	114 ±46	118 ±107	AO 2,7 **	Wü 2,0 *	AO 2,0 *
Becken	nativ	250 ±141	84 ±21		AO 2,7 **	AO 2,0 *	
Becken	fixiert	252 ±129	104 ±73	60 ±31	AO 2,7 **	AO 2,0 *	Wü 2,0 *
Mentum	fixiert	1.159 ±400	653 ±311	508 ±217	AO 2,7 **	AO 2,0 *	Wü 2,0 *
Corpus	fixiert	689 ±314	309 ±127	318 ±234	AO 2,7 **	Wü 2,0 *	AO 2,0 *
Ramus	fixiert	256 ±82	216 ±74	129 ±46	AO 2,7 ***	AO 2,0 **	Wü 2,0 *
Collum	fixiert		171 ±115	252 ±109	Wü 2,0	AO 2,0	
Scapula	fixiert	141 ±77	162 ±177	214 ±114	Wü 2,0	AO 2,0	AO 2,7
Femur	Nativ	1.028 ±496	1.021 ±415	658 ±277	AO 2,7 **	AO 2,0 **	Wü 2,0 *
Femur	fixiert	838 ±368	811 ±383	404 ±198	AO 2,7 **	AO 2,0 **	Wü 2,0 *
Kalotte	fixiert	939 ±153	779 ±319	837 ±183	AO 2,7 **	Wü 2,0 **,* ,	AO 2,0 *
Humerus	fixiert	1.106 ±254	966 ±298	669 ±285	AO 2,7 ***	AO 2,0 **	Wü 2,0 *

Tabelle 3: Vergleich der Schraubensysteme. Die Symbole \*) , \*\*) und \*\*\*) zeigen an, dass zwischen den gemessenen Werten in einer Reihe signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) bestehen. Bei gleichem oder fehlendem Symbol sind die Unterschiede nicht signifikant. Der Standardabweichung des darüber liegenden Wertes steht das Symbol „ ± " voran.

#### **4.2.1 Die 2,7 mm AO-Kortikalisschraube im Vergleich zu den anderen Schraubensystemen**

Den größten Widerstand gegen Auszugskräfte bot erwartungsgemäß die AO-2,7 mm-Schraube mit dem größten Außendurchmesser. Bei 12 verschiedenen untersuchten Konstellationen (Knochenlokalisierung/Knochenbehandlung) wurden mit der AO-2,7 mm-Schraube in 11 Fällen die größten Auszugskräfte im Vergleich zu den anderen beiden Schrauben gemessen, davon war in 8 Fällen die Auszugskraft signifikant größer als bei den kleineren Schrauben. Ein atypisches Ergebnis lieferte die Untersuchung der fixierten Scapula, bei der mit der AO-2,7 mm-Schraube die niedrigsten Auszugskräfte im Vergleich zu den anderen Schrauben gemessen wurden, wobei die Unterschiede im Ergebnis hier nicht signifikant waren.

#### **4.2.2 Die 2,0 mm AO-Mini-Schraube im Vergleich zur 2,0 mm Würzburg-Schraube**

Diese im Außendurchmesser gleiche Schrauben sollten auf den ersten Blick annähernd gleiche Ergebnisse erwarten lassen. In den fünf Fällen, in denen, wie in Tabelle 3 ersichtlich, die Würzburg-Schraube die besseren Werte zeigte, war der Unterschied in der Tat nicht signifikant. Im Einzelnen waren dies: Fibula fixiert, Corpus fixiert, Collum fixiert, Scapula fixiert, Schädel fixiert. Hervorzuheben ist allerdings die Situation beim Scapula - Knochen, bei der die Würzburg-Schraube nicht nur stärker als die AO - Mini-, sondern auch stärker als die AO-2,7 mm-Schraube war, die an letzter Stelle rangierte.

Die weiteren sechs Fälle, die einen direkten Vergleich zuließen, zeigten dagegen aber eine stärkere AO-Mini-Schraube mit in vier Fällen signifikantem Unterschied. Das waren im Einzelnen: Ramus fixiert, Femur nativ, Femur fixiert und Humerus fixiert.

### Schrauben im Vergleich

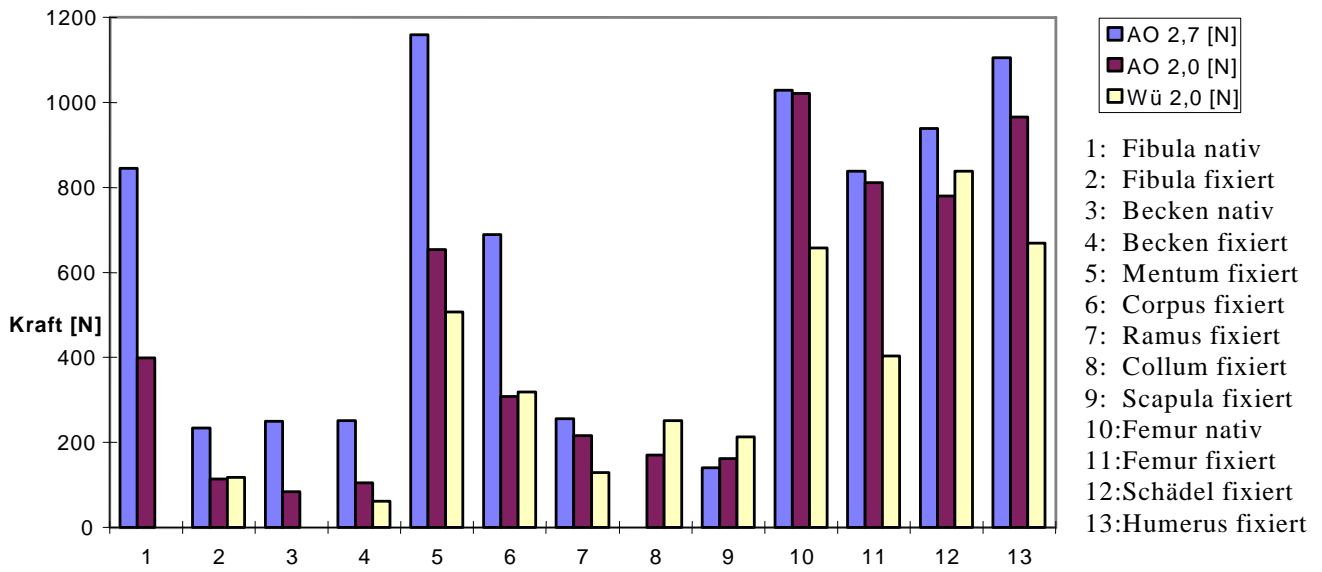


Diagramm 4: Vergleich der Auszugskräfte der drei untersuchten Schrauben in unterschiedlichem Knochenmaterial, siehe dazu auch Tabelle 3

### 4.3 Vergleich der Knochenarten

Zum Vergleich der verschiedenen Knochenarten miteinander werden sie in der Folge absteigender Auszugskräfte, getrennt nach Knochenbehandlung und Schrauben, dargestellt.

#### 4.3.1 Nativer unbestrahlter Knochen

Für den nativen unbestrahlten Knochen wurde festgestellt, dass mit Femur regelmäßig größere durchschnittliche Auszugskräfte erzielt werden als mit Fibula und mit Fibula wiederum größere als mit Beckenkamm. Der höchste Wert in dieser Reihe wurde von der Scapula erreicht, was folgende Aufstellung im Einzelnen dokumentiert. Mit der AO-2,7 mm-Schraube war der Wert für Scapula signifikant höher als für Fibula und der Wert für Fibula signifikant höher als für Beckenkamm. Mit der AO – Mini - Schraube war der Wert für Femur signifikant höher als für Fibula und Becken.

	nativer, unbestrahlter Knochen	AO 2,7 mm Auszugskraft [N]	SD [N]	zeigt signifikante Unterschiede:
1.	Scapula	1.243	±233	zu 3. , 4. ***
2.	Femur	1.028	±196	zu 4. **,***
3.	Fibula	845	±326	zu 1., 4. **
4.	Beckenkamm	250	±256	zu 1., 2., 3.. *

Tabelle 4: Aufstellung der Auszugskräfte der AO-2,7 mm-Schraube mit unterschiedlichem nativen, unbestrahlten Knochenmaterial nach absteigender Wertigkeit. Die Symbole \*, \*\* und \*\*\* zeigen zeilenübergreifend an, dass jeweils zwischen den gemessenen Werten signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) bestehen, wenn die Symbole unterschiedlich sind. Ein gleiches Symbol zeigt an, dass der Unterschied hier nicht signifikant ist, wie es zum Beispiel bei Scapula (1.) und Femur (2.) der Fall ist.

	nativer, unbestrahlter Knochen	AO 2,0 mm Auszugskraft [N]	SD [N]	sign. Unterschiede
1.	Femur	1.021	±364	**
2.	Fibula	400	±95	*
3.	Beckenkamm	84	±78	*

Tabelle 5: Aufstellung der Auszugskräfte der AO-2,0 mm-Schraube mit unterschiedlichem nativen, unbestrahlten Knochenmaterial nach absteigender Wertigkeit. Die Symbole\* und \*\* zeigen an, dass zwischen den gemessenen Werten signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) bestehen. Bei gleichem Symbol ist der Unterschied nicht signifikant, d.h. zwischen Fibula und Beckenkamm besteht kein signifikanter Unterschied.

#### 4.3.2 Fixierter unbestrahlter Knochen

Beim Unterkiefer wurden die größten Auszugskräfte im Mentum gemessen. Mit allen drei Schrauben wurden signifikant größere Werte für Mentum als für die übrigen Unterkieferlokalisationen gemessen. Hier rangierte an zweiter Stelle Corpus mit signifikant niedrigeren Auszugskräften als im Mentum, wo jedoch regelmäßig höhere durchschnittliche Auszugskräfte gemessen wurden als beim Ramus. Die Unterschiede zwischen Corpus und Ramus waren für die AO-2,7 mm-Schraube und die Würzburg-Schraube signifikant. Collum, bei dem aufgrund seiner grazilen Struktur nur Messungen mit der AO-Mini-Schraube und der Würzburg-Schraube durchgeführt wurden, verhielt sich inkonstant. Mit der Würzburg-Schraube wurden im Collum größere Werte als im Ramus gemessen, bei der AO-Mini-Schraube verhielt es sich umgekehrt, wie Tabelle 7 zu entnehmen ist.



Diese Unterschiede waren jedoch nicht signifikant. Bei den gängigen Transplantatknochen fällt auf, dass mit der AO-2,7 mm-Schraube die höchsten Auszugskräfte beim Beckenkamm gemessen wurden, gefolgt von Fibula und Scapula (siehe Tabelle 6). Diese Unterschiede sind nicht signifikant. Mit den kleinen Knochenschrauben wurden die größten Werte bei der Scapula gemessen. An zweiter Stelle steht Fibula. Die niedrigsten Auszugskräfte wurden hier beim Beckenkamm gemessen. Die Unterschiede sind mit der AO-Mini-Schraube nicht signifikant, mit der Würzburg-Schraube wurde ein signifikant besseres Ergebnis für Scapula erzielt. Im nachfolgenden werden die Ergebnisse im Einzelnen aufgeführt.

	fixierter, unbestrahlter Knochen	AO 2,7 mm Auszugskraft [N]	SD [ N]	sign. Unterschiede
1.	Mentum	1.159	±252	****
2.	Humerus	1.106	±89	****
3.	Schädel	939	±88	***
4.	Femur	838	±97	** ,***
5.	Corpus	689	±197	**
6.	Ramus	256	±95	*
7.	Becken	252	±103	*
8.	Fibula	234	±136	*
9.	Scapula	141	±96	*

Tabelle 6: Aufstellung der Auszugskräfte der AO-2,7 mm-Schraube mit unterschiedlichem fixierten, unbestrahlten Knochenmaterial nach absteigender Wertigkeit. Die Symbole \*, \*\*, \*\*\* und \*\*\*\* zeigen an, dass zwischen den gemessenen Werten signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) bestehen. Bei gleichem Symbol ist der Unterschied nicht signifikant.

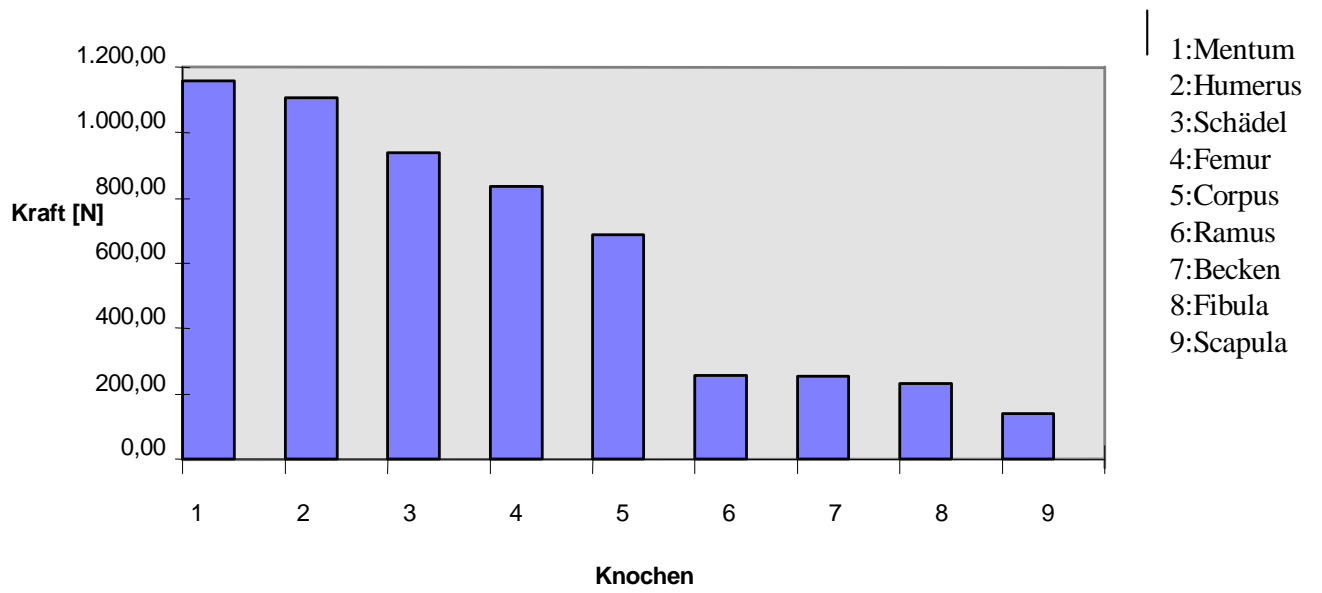


Diagramm 5: Vergleich der Auszugskräfte unterschiedlichen, fixierten und unbestrahlten Knochenmaterials mit der AO-2,7 mm-Schraube nach Tabelle 6

	fixierter, unbestrahlter Knochen	AO 2,0 mm Auszugskraft [N]	SD [N]	sign. Unterschiede
1.	Humerus	966	±75	***
2.	Femur	811	±87	**,***
3.	Schädel	779	±112	**,***
4.	Mentum	653	±321	**
5.	Corpus	309	±149	*
6.	Ramus	216	±111	*
7.	Collum	171	±105	*
8.	Scapula	162	±153	*
9.	Fibula	114	±78	*
10.	Becken	104	±134	*

Tabelle 7: Aufstellung der Auszugskräfte der AO – Mini - Schraube mit unterschiedlichem fixierten, unbestrahlten Knochenmaterial nach absteigender Wertigkeit.

Die Symbole \*, \*\* und \*\*\* zeigen an, dass zwischen den gemessenen Werten signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) bestehen.

Bei gleichem Symbol ist der Unterschied nicht signifikant.

	fixierter, unbestrahlter Knochen	Wü 2,0 mm Auszugskraft [N]	SD [N]	sign. Unterschiede
1.	Schädel	837 N	±88	8*
2.	Humerus	669 N	±76	7*
3.	Mentum	508 N	±78	6*
4.	Femur	404 N	±112	5*,6*
5.	Corpus	318 N	±134	4*,5*
6.	Collum	252 N	±122	3*,4*
7.	Scapula	214 N	±58	2*,3*,4*
8.	Ramus	129 N	±55	1*,2*,3*
9.	Fibula	118 N	±98	1*,2*
10.	Becken	60 N	±149	1*

Tabelle 8: Aufstellung der Auszugskräfte der Würzburg-Schraube mit unterschiedlichem fixierten, unbestrahlten Knochenmaterial nach absteigender Wertigkeit. Die Symbole 1\*- 8\* zeigen an, dass zwischen den gemessenen Werten signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) bestehen. Bei gleichem Symbol ist der Unterschied nicht signifikant.

#### 4.4 Der Einfluss des Alters auf die Auszugskraft

Es lässt sich ein hochsignifikanter Einfluss ( $p < 0,0001$ ) des Patientenalters auf die Auszugskraft konstant durch die Versuchsreihen beobachten. Eine Zunahme des Patientenalters ist mit einem linearen Abfallen der durchschnittlichen Auszugskraft korreliert. Nimmt das Alter des Patienten um ein Jahr zu, so sinkt die Auszugskraft zwischen 8 N und 14 N ( $\bar{\Delta} 10,98 \text{ N}$ ).

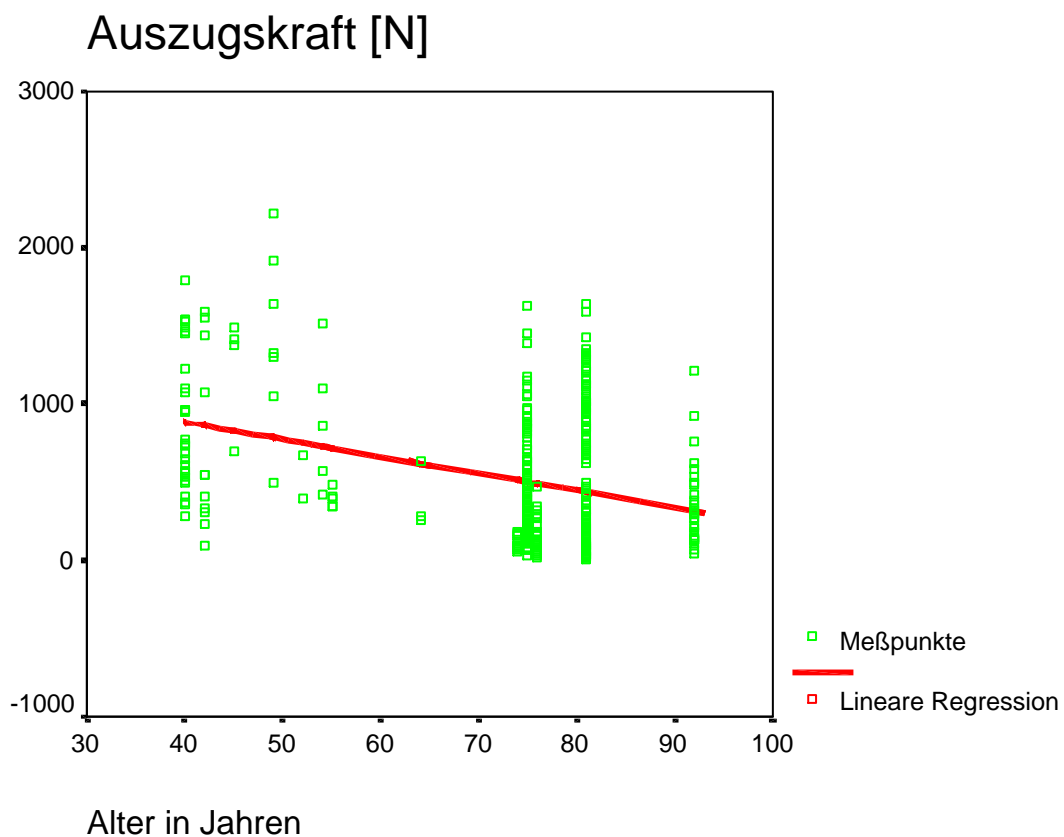


Diagramm 6: Einfluss des Patientenalters auf die Auszugskraft

#### 4.5 Der Einfluss der Kortikalisstärke auf die Auszugskraft

Ebenso wie das Patientenalter hat die Kortikalisstärke einen hochsignifikanten Einfluss ( $p < 0,0001$ ) auf die Auszugskraft. Eine Zunahme der Kortikalisstärke hat eine lineare Zunahme der durchschnittlichen Auszugskraft zur Folge. Bei einer zunehmenden Kortikalisstärke um 1 mm steigt die Auszugskraft zwischen 169 N und 210 N ( $\bar{\Delta} 190$  N).

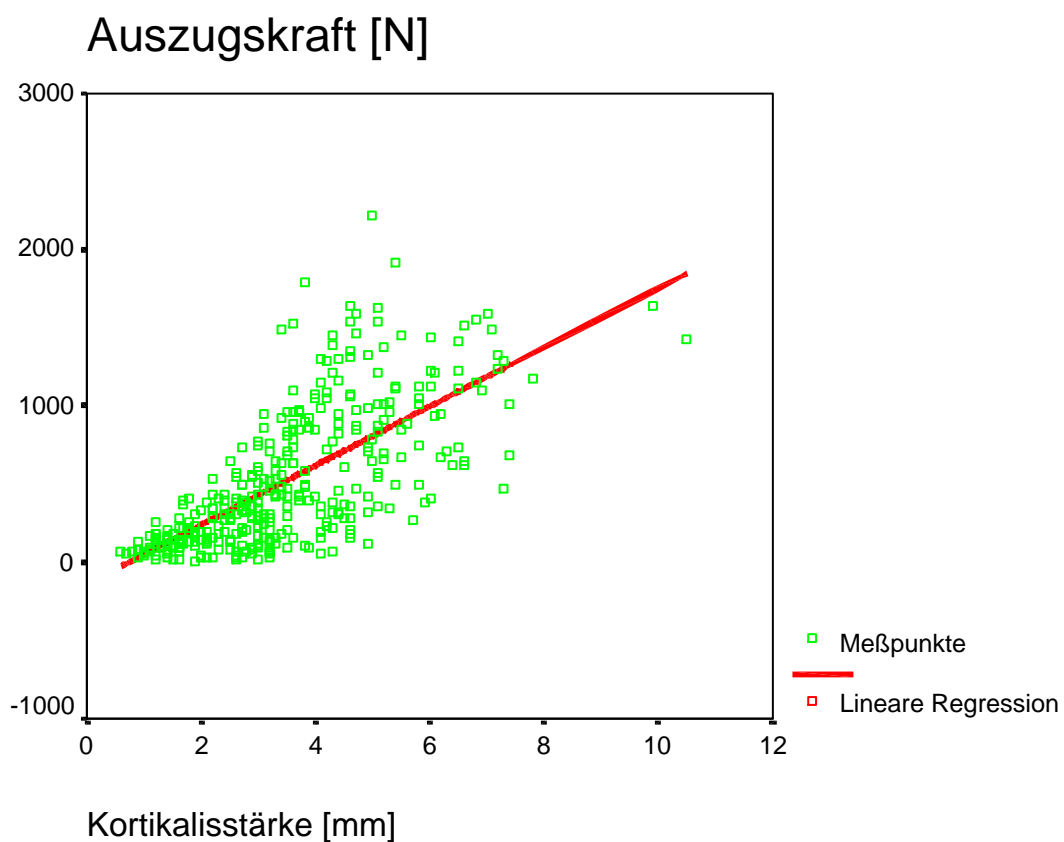


Diagramm 7: Einfluss der Kortikalisstärke auf die Auszugskraft

## 5. Diskussion

Die vorliegende Untersuchung gliedert sich ein in die Reihe zahlreicher anderer in vitro Untersuchungen zur Messung der Festigkeit von Osteosyntheseschrauben in Knochen oder knochenähnlichem Material.

Die dabei im Allgemeinen verwendeten Schraubensysteme lassen sich in Kortikalis- und Spongiaschrauben sowie in selbstschneidend und nicht selbstschneidend unterteilen. Ihre Festigkeit kann neben der hier verwendeten Extraktionsmethode auch mit Torsions- und Ausstoßversuchen untersucht werden. Die durchgeführte Messung der uniaxialen Auszugskräfte spiegelt nicht die klinische Situation wieder, da einerseits andere mechanische Einflüsse, wie z.B. das Auftreten von Scherkräften, andererseits die Gewebsreaktion des Knochens unberücksichtigt bleiben.

Um derart umfassende Fixationseigenschaften orthopädischer Schrauben zu untersuchen, sind, worauf Koranyi et al. 1970 bereits hingewiesen haben, uniaxiale Auszugsversuche nicht ausreichend, bieten jedoch eine genaue Methode zur Bewertung eines Parameters der Haltekraft und ermöglichen so den Vergleich variabler Faktoren wie z.B. Gewindetypen und -größen.

Nach Vangness et al. (1981) sowie Foley et al. (1990) liegt gerade hier der Vorteil von in vitro Untersuchungen, da die mechanischen Charakteristika, und damit in diesem Fall die Parameter Schraubenart, Knochenart, Kortikalisstärke, Behandlungsart und Patientenalter isoliert nach retentiven Kräften verglichen werden können.

Anstelle von Knochen tierischer oder menschlicher Herkunft werden oft auch Werkstoffe anderer, knochenähnlicher Art für Auszugsversuche herangezogen. Z.B. untersuchten DeCoster et al. 1990 die Ausreißfestigkeiten von sechs verschiedenen Schrauben mit synthetischem Knochenmaterial. Gantous und Phillips führten 1995 Ausreißtests aus Delron mit unterschiedlichen Schrauben nach Vorbohren unterschiedlicher Führungsbohrungen durch.

Zahlreiche andere Autoren greifen dagegen auf tierisches Knochenmaterial zurück. Koranyi et al. führten 1970 in vitro Ausreißversuche mit Hunde- und Rinderfemora durch. Vangness et al. untersuchten 1981 die Auszugskräfte einer selbstschneidenden und einer nicht selbstschneidenden Schraube aus nativem Hundefemur vor und nach zyklischer Scherbelastung. 1989 führten Foley et al. in vitro Auszugsversuche mit vier

verschiedenen selbstschneidenden und nicht selbstschneidenden Schrauben und Kirschner-Pins mit Femur, Tibia, Speiche und Humerus von Hunden durch. 1990 untersuchten sie die retentive Kraft fünf verschiedener Schraubensysteme nach wiederholtem Einsetzen in dasselbe Schraubenloch mittels uniaxialer Auszugsversuche aus Schweinerippe. Wittenberg et al. testeten 1991 Poly – L – Lactid - Platten und -Schrauben in Schweinerippen auf uniaxiale Auszugsfestigkeit und Vierpunktbiegefestigkeit und verglichen diese mit konventionellen Systemen. Boyle et al. untersuchten 1993 das Eindreh-Drehmoment, Durchdreh-Drehmoment und den uniaxialen Auszug von sechs verschiedenen Schraubensystemen mit Schweinerippe. Im gleichen Jahr verglichen diese Autoren die uniaxiale Auszugskraft mit Einsetz- und Durchdreh-Drehmoment von selbstschneidenden 2,0 mm-Schrauben unter Verwendung nativer Schweinerippen.

Auszugsuntersuchungen, bei denen humanes Knochenmaterial verwendet wurde, sind dagegen nicht so häufig zu finden. Ansell und Scales führten 1968 Drehmoment- und Auszugsversuche mit selbstschneidenden und nicht selbstschneidenden Schrauben mit menschlichem Femur durch. Frandsen et al. ermittelten 1984 die Auszugskräfte von vier verschiedenen Spongiosaschrauben aus menschlichen, nativen Femurhälsen. Strömsöe et al. untersuchten 1993 die Auszugskraft der AO-4,5 mm-Kortikalisschraube aus nativem, menschlichen Femur mit röntgenologischer Kontrolle des Mineralstoffgehalts des Knochens. Auch Ryken et al. führten 1995 neben Eindreh-Drehmoment- auch Messungen der Auszugskraft unter Kontrolle des Knochenmineralgehalts mit Halswirbelkörpern von Leichen durch. Aussagekräftige Studien, die sich dagegen mit den Auszugskräften von kieferchirurgisch relevantem humanen Knochenmaterial unterschiedlicher Behandlungsart beschäftigen, liegen zurzeit noch nicht vor.

Hier hat die vorliegende Studie eingegriffen.

Nativer Knochen gängiger Transplantatregionen sowie Femur wurde mit drei Osteosyntheseschrauben auf seine Ausreißfestigkeit hin untersucht und mit fixiertem Knochen gleicher Lokalisation verglichen. Das fixierte Knochenmaterial wurde verwendet, da dieses verfügbarer als der native Knochen war und somit insgesamt die Versuchszahl erhöht werden konnte. Dadurch konnten zunächst die Unterschiede der Behandlungsarten unbestrahlt nativ/fixiert herausgestellt werden, jeweils über den paarweisen Vergleich von Fibula, Becken, Scapula und Femur. Die nativen Knochenproben wiesen in der Regel eine höhere Ausreißfestigkeit als ihre fixierten Gegenstücke auf. Einzige Ausnahme war der Beckenkamm. Hier wurden mit den fixierten Knochenproben gering-



fällig höhere Auszugskräfte erzielt als mit den nativen, diese Unterschiede waren jedoch nicht signifikant. Ursächlich für dieses Ergebnis war vermutlich die wesentlich dickere Kortikalis bei den fixierten Proben. Weßling fand 1997 bei seinen Drehmomentuntersuchungen mit nativem und fixiertem menschlichen Knochen ebenfalls resistenter native Knochenproben im Vergleich zu den fixierten Gegenständen. Dieser Sachverhalt ist bereits 1995 von Ryken et al. untersucht worden, die eine signifikante Korrelation zwischen der Auszugskraft und dem Absinken des Knochenmineralgehalts von annähernd 5% nach 6-monatiger Fixation in 10%-iger Formalinlösung beobachteten.

Um die Situation bei der Rekonstruktion von Tumorpatienten nach Unterkiefer - (Teil -) Resektion und Radiotherapie zu simulieren, wurden auch Ausreißversuche mit nativem, vorbestrahlten menschlichen Unterkieferknochen durchgeführt. Sowohl bei nativem bestrahlten Ramus als auch bei nativem bestrahlten Corpus wurden signifikant höhere Auszugskräfte gemessen als bei den unbestrahlten fixierten Gegenständen. Weßling fand 1997 in seiner Untersuchung für natives bestrahltes Mentum niedrigere Durchdrehmomente als für fixiertes unbestrahltes Mentum. Diese Unterschiede waren bei ihm jedoch nicht signifikant. Leider lagen ebenso wie in dieser Untersuchung keine Ergebnisse für nativen unbestrahlten Knochen vor, was die Aussagekraft zwangsläufig einschränkt. Zu erwarten wären nach klinischen Erfahrungen niedrigere Auszugskräfte für durch Radiotherapie vorgeschädigten Knochen. Wünschenswert wäre für weitere Untersuchungen ein direkter Vergleich der Auszugskräfte von nativem unbestrahlten und nativem bestrahlten Unterkieferknochen.

Der Vergleich der drei untersuchten Osteosyntheseschrauben führte erwartungsgemäß zu den höchsten Auszugskräften für die AO-2,7 mm-Schraube. Die Differenz zwischen Außen- und Innendurchmesser beträgt bei dieser Schraube 0,8 mm im Gegensatz zu 0,6 mm bei den anderen beiden untersuchten Schrauben. Dadurch und über den größeren Gesamtumfang ergibt sich für die AO-2,7 mm-Schraube eine größere Gewinde-Knochenkontaktfläche, die zwangsläufig mehr Knochenmasse umfassen kann, die sich der uniaxialen Auszugskraft retentiv widersetzt. Ein weiterer Grund für die höheren Auszugskräfte liegt in der bikortikalen Anwendung dieser Schraube und der daraus resultierenden höheren relevanten Kortikalisstärke.

Unterschiedliche Studien haben hier bereits diesen Einfluss variierender Schraubengrößen auf die initiale Haltekraft bestätigt. Hughes und Jordan zeigten bereits 1972 mit Auszugs- und Drehmomentuntersuchungen verschiedener Kortikalisschrauben in Del-

ron und Aluminium, dass die Haltekraft einer Schraube abhängig ist vom Außendurchmesser der Schraube und von der Scherkraft des Knochens. Schatzker et al. ermittelten 1975 in einer in vivo-Untersuchung mittels Ausstoßversuchen aus Hundefemur die größte Haltekraft für die Schraube mit dem größten Außendurchmesser. Vangness et al. führten 1981 Ausreißversuche mit Hundefemur durch und fanden ebenfalls ein Ansteigen der Auszugskraft mit zunehmendem Außendurchmesser der Schraube und zunehmender Kortikalisstärke. Auch Frandsen et al. beobachteten 1984 bei Auszugsversuchen mit Leichenfemur und Spongiosaschrauben ein Ansteigen der Haltekraft bei größerem Gewindedurchmesser. Phillips und Rahn fanden 1988 bei ihren Drehmomentuntersuchungen in Knochen mit Kortikalisstärken von 3 mm und 4 mm die höchsten Kompressionswerte mit nicht selbstschneidenden Schrauben und einem Außendurchmesser von 2,7 mm (AO-2,7 mm). In Knochen mit den Kortikalisstärken von 1 mm und 2 mm wurden die höchsten Kompressionswerte mit selbstschneidenden Schrauben erzielt. Die AO-2,7 mm-Schraube zeigte hier keinen Vorteil gegenüber den 2,0 mm-Schrauben. DeCoster et al. beobachteten 1990 bei Auszugsversuchen unterschiedlicher Schrauben aus einem synthetischen Knochenmaterial ein fast lineares Ansteigen der Auszugskraft bei Zunahme des Außendurchmessers der untersuchten Schraube. Foley et al. testeten 1990 den Einfluss wiederholten Einsetzens einer Schraube in dasselbe Schraubenloch auf die Auszugskraft mit verschiedenen selbstschneidenden und nicht selbstschneidenden Schrauben in Schweinerippe und fanden bei zunehmendem Schraubendurchmesser ein Ansteigen der Auszugskraft. You et al. führten 1994 Ausstoß- und Drehmomentversuche mit 13 verschiedenen kleinen Knochenschrauben (0,8 mm - 2,0 mm Außendurchmesser) und Rinderfemur durch und ermittelten ebenfalls höhere Haltekraft für die Schrauben mit größerem Durchmesser. Die 1996 von Siegert et al. durchgeführten Auszugsversuche mit sieben verschiedenen Mini- und Mikroschrauben ergaben ansteigende Auszugskräfte bei zunehmenden Schrauben- und Knochenstärken. Auch Saka befand 2000 bei seinen biomechanischen Untersuchungen von fünf verschiedenen Osteosynthesystemen den Schraubendurchmesser als einen der wichtigsten und signifikantesten Faktoren für die retentive Kraft von Osteosyntheseschrauben.

Die Auszugskräfte der beiden untersuchten 2,0 mm-Schrauben unterschieden sich in den meisten Fällen erwartungsgemäß nicht entscheidend. In fünf Fällen lieferte die selbstschneidende Würzburg-Schraube ein höheres Ergebnis als die nicht selbstschneidende AO-Mini-Schraube, die Unterschiede waren jedoch nicht signifikant. Weitere

sechs Fälle, die einen direkten Vergleich zuließen, zeigten eine stärkere AO-Mini-Schraube mit in vier Fällen signifikantem Unterschied. Dies waren Ramus fixiert, Femur nativ, Femur fixiert und Humerus fixiert. Auch Koranyi et al. (1970), Vangness et al. (1981) und Foley et al. (1989) stellten bei ihren Auszugsversuchen keinen signifikanten Unterschied zwischen selbstschneidenden und nicht selbstschneidenden Schrauben fest. Bähr führte 1987 Drehmomentmessungen an humanen, nativen Mittelgesichtsknochen mit AO – Mini - Schrauben durch und ermittelte höhere Haltekräfte, wenn auf einen Gewindevorschnitt verzichtet wurde. 1993 fand Bähr in einer ähnlichen Untersuchung größere Schraubenretentionswerte für die AO – Mini - Schraube ohne Gewindevorschnitt in Knochen, der dünner als 5 mm war. In dickerem Knochen schien ein Gewindevorschnitt indiziert, um das Einsetzen zu erleichtern und Schraubenfrakturen zu vermeiden. In einer Studie von Boyle et al. (1993) fand ein direkter Vergleich der Auszugskräfte der 2,0 mm-Würzburg-Schraube und der 2,0 mm – Synthes - Schraube (= AO - Mini) statt. Auch hier wurde allerdings die AO – Mini - Schraube als selbstschneidende Schraube verwendet. Die ermittelten Auszugskräfte waren für die Synthes - Schraube geringfügig höher als für die Würzburg-Schraube, die Unterschiede waren jedoch nicht signifikant. Weßling fand bei seinen Drehmomentuntersuchungen 1997 eine Überlegenheit der AO – Mini - Schraube gegenüber der Würzburg-Schraube vor allem in Knochenmaterial mit mittelstarker Kortikalis (>1,2 mm) und führte dieses auf die unterschiedliche Steigung der Schraubengewinde (AO - Mini:0,6 mm, Würzburg:1,0 mm) zurück. Auch DeCoster et al. zeigten 1990, dass eine Verringerung der Teilung zu einem signifikanten Anstieg der Auszugskraft führt. Nach Weber et al. (1989) besitzt die Würzburg-Schraube jedoch in Knochenstärken von 0,75 mm bis 2,0 mm höhere Festigkeit als die AO – Mini - Schraube, was er mit Drehmomentuntersuchungen an Schweineknochen hat zeigen können.

Da mit der AO - 2,7 mm - Schraube regelmäßig die höchsten Auszugskräfte erzielt wurden, sollte man bei ausreichendem Knochenangebot dieser Schraube den Vorzug geben. Dieses wird vor allem in der Mandibula der Fall sein, was sich auch im klinischen Alltag bestätigt hat. 1998 haben bereits Capizzi et al. auf diesen Sachverhalt hingewiesen. In ihrer Untersuchung über Mandibula - Rekonstruktionen mittels freier Knochentransplantate wurden mit der AO-2,7 mm - Schraube stabile Fixationen bei der Überbrückung von Defekten von 6 cm bis 20 cm erreicht.

In diesem Zusammenhang ist allerdings auf das erhöhte Risiko einer Schädigung des

neurovaskulären Bündels hinzuweisen, worauf an zahlreichen Stellen aufmerksam gemacht worden ist, wie z.B. bei Steinhäuser (1982) und Foley (1989).

Bei den 2,0 mm-Schrauben sollte die Würzburg-Schraube bevorzugt Verwendung finden, da aufgrund der selbstschneidenden Eigenschaften weniger OP-Instrumentarium benötigt wird und der Zeitaufwand durch das entfallende Gewindeschneiden deutlich geringer ist.

Weiteres Ziel dieser Untersuchung war es, Knochen unterschiedlicher Lokalisation bezüglich ihrer Festigkeit zu vergleichen, um ein Kriterium für geeigneten Transplantatknochen herauszustellen. Die Vergleiche der Knochentypen wurden getrennt nach Behandlungsart und Schrauben vorgenommen.

Mit nativem unbestrahlten Knochen wurden sowohl mit der AO-2,7 mm-Schraube als auch mit der AO-Mini-Schraube regelmäßig mit Fibula größere durchschnittliche Auszugskräfte erzielt als mit Beckenkamm. Der höchste Wert bei nativem unbestrahlten Knochen wurde mit der AO-2,7 mm-Schraube in der Scapula gemessen, betrug 1.243 N und war signifikant größer als in der Fibula. Auch Weßling fand 1997 mit der AO-2,7 mm-Schraube die höchsten Durchdrehmomente in der Scapula. Dieses weist darauf hin, dass die Kombination von Scapula als Transplantatknochen zusammen mit der AO-2,7 mm-Schraube besonders effizient zu sein scheint. Mit fixiertem, unbestrahlten Knochen und der AO-2,7 mm-Schraube fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Becken, Fibula und Scapula. Das im Vergleich zum nativen Knochen besonders niedrig ausgefallene Ergebnis für fixierte Scapula (141 N) ist vermutlich auf die wesentlich geringere Kortikalisstärke und das höhere Patientenalter sowie auf die relativ lange Fixierungsdauer von 11 Monaten zurückzuführen. Mit den kleinen Knochenschrauben wurden die höchsten Auszugskräfte bei der Scapula gemessen, gefolgt von Fibula und Beckenkamm. Diese Unterschiede waren mit der AO – Mini - Schraube nicht signifikant, mit der Würzburg - Schraube wurde ein signifikant höheres Ergebnis für Scapula erreicht.

Den fixierten Unterkiefer haben wir aufgrund der unterschiedlichen Kortikalisstärken topographisch in vier verschiedene Regionen unterteilt. Die signifikant größten Werte wurden mit allen drei Schrauben im Mentum gemessen. Dieses entspricht den Erkenntnissen von Weßling (1997) und Ellis et al. (1994) anhand ihrer Drehmomentuntersuchungen. Die nächst höheren Auszugskräfte wurden im Corpus gemessen, wo die durchschnittlichen Auszugskräfte regelmäßig höher lagen als beim Ramus. Für die AO-

2,7 mm-Schraube und die Würzburg-Schraube waren die Unterschiede zwischen Corpus und Ramus signifikant. Auch Ellis et al. (1994) ermittelten als zweitstärkste Region des Unterkiefers den Corpus. Auszugsversuche mit Collum wurden nur mit den kleinen Knochenschrauben durchgeführt, da die AO-2,7 mm-Schraube klinisch in dem Bereich keine Anwendung findet. Mit der Würzburg-Schraube wurden für Collum höhere Auszugskräfte als für Ramus gemessen, mit der AO – Mini - Schraube verhielt es sich umgekehrt. Diese Unterschiede waren nicht signifikant.

Zum möglichen Einfluss des Geschlechts auf die Haltekraft, wie er zum Beispiel bei Frandsen et al. (1984) bemerkt worden ist, sei angemerkt, dass das Verhältnis der vorliegenden Proben mit 1(weibl.) : 11(männl.) zu ungleichgewichtig war, als dass es einen aussagekräftigen Einfluss auf die Statistik hätte haben können.

Der Einfluss der Kortikalisstärke auf die Haltekraft der Schrauben im Knochen ist erwartungsgemäß hoch signifikant ( $p < 0,0001$ ). Eine Zunahme der Kortikalisstärke bewirkt eine lineare Zunahme der Auszugskraft und zwar durchschnittlich um 190 N pro 1 mm Kortikalisstärke. Das lineare Verhältnis wurde bereits von Koranyi et al (1970) sowie Hütter et al (1980) beschrieben. Diehl et al. fanden bereits 1974 bei ihren Untersuchungen über die maximalen Vorspannkkräfte von Knochenschrauben eine Abhängigkeit von der Kortikalisstärke des Knochens. 1981 beobachteten Vangness et al. eine starke Abhängigkeit der Auszugskraft von der Kortikalisstärke, wie auch Siegert et al. 1996. Bei Ryken et al. (1995) kam es bei bikortikaler Insertion im Gegensatz zur monokortikalen Insertion und der dadurch effektiv höheren Kortikalisstärke zu signifikant höheren Auszugskräften.

In bisherigen Studien wurden wenige Einflüsse des Patientenalters auf die Haltekraft von Knochenschrauben nachgewiesen. Ansell et al. fanden 1968 keine Korrelation zwischen Patientenalter und Auszugskraft, genauso wie Schmid und Dirr (1980), Hütter et al. (1980), was teilweise an einer zu geringen Anzahl von vorliegenden Proben lag.

Weßling dagegen fand eine hochsignifikante Korrelation zwischen Durchdrehmoment und Alter des Individuums, was in der vorliegenden Untersuchung mit einem hochsignifikanten linearen Einfluss ( $p < 0,0001$ ) des Patientenalters auf die Auszugskraft bestätigt werden konnte: Eine Zunahme des Alters hat pro Jahr eine Abnahme der Auszugskraft um durchschnittlich 11 N zur Folge. Dieses bedeutet klinisch, dass das Patientenalter bei der Auswahl eines Osteosynthesystems und Transplantatknochens durchaus eine Rolle spielen sollte.

## 6. Zusammenfassung

In dieser Untersuchung wurden Auszugsversuche mit drei handelsüblichen, im Kiefer-Gesichtsbereich häufig verwendeten Kortikalisschrauben aus humanem Knochenmaterial unterschiedlicher Lokalisation und Fixierung vorgenommen.

Ziel war es, einerseits herauszufinden, ob ein Schraubensystem in Bezug auf seine Haltekraft für die interne Fixation favorisiert werden kann, andererseits, ob ein bestimmter Transplantatknochen für die Rekonstruktion von Unterkieferdefekten besonders geeignet erscheint. Gleichzeitig wurde die Untersuchung des Knochenmaterials auf Probestücke hin erweitert, die unterschiedlich vorbehandelt waren. Der ausschlaggebende Parameter hierfür war stets die maximale Auszugskraft, die mittels einer Materialtestmaschine Bionix 858 gemessen und dokumentiert wurde. Das untersuchte, unterschiedlich vorbehandelte Knochenmaterial war nativ und unbestrahlt, nativ und bestrahlt oder fixiert und unbestrahlt.

Der Vergleich der Schraubensysteme ergab, dass die AO-2,7 mm-Schraube (nicht selbstschneidend) in der Mehrzahl der Fälle signifikant höhere Auszugskräfte lieferte als die AO-2,0 mm-Schraube (nicht selbstschneidend) und als die Würzburg-2,0 mm-Schraube (selbstschneidend), wobei letztere sich nicht signifikant voneinander unterschieden.

Der Vergleich der Knochenproben nach Behandlungsarten zeigte bis auf eine Ausnahme resistenter native bestrahlte oder unbestrahlte Knochenproben als fixierte Knochenproben gleicher Lokalisation. Im nativem bestrahlten Unterkieferknochen wurden signifikant größere Auszugskräfte als in den fixierten unbestrahlten Gegenstücken gemessen. Leider war ein direkter Vergleich von nativ unbestrahltem und nativ bestrahltem Unterkieferknochen mangels Verfügbarkeit nicht möglich.

Die nativen, unbestrahlten Knochenproben der kieferchirurgisch relevanten Transplantatregionen wie Scapula, Fibula und Beckenkamm ergaben mit der AO-2,7 mm-Schraube den signifikant höchsten Wert für Scapula, gefolgt von Fibula, der wiederum signifikant höher lag als für Beckenkamm. Auch mit der AO-2,0 mm-Schraube wurden

in der Fibula höhere Werte gemessen als im Beckenkamm, diese Unterschiede waren jedoch nicht signifikant. Fixierte unbestrahlte Knochenproben obiger Lokalisation führten bei der AO-2,7 mm- und der AO-2,0 mm-Schraube zu keinen signifikanten Unterschieden, mit der Würzburg-Schraube wurde ein signifikant besseres Ergebnis mit Scapula erzielt. Mit dem fixierten unbestrahlten Unterkiefer wurden mit allen drei Schrauben die signifikant höchsten Werte im Mentum gemessen.

In dieser Untersuchung wurden hochsignifikante ( $p < 0,0001$ ) Einflüsse sowohl des Patientenalters als auch der Kortikalisstärke auf die Auszugskraft beobachtet. Die gemessene Auszugskraft sank linear mit zunehmendem Patientenalter um durchschnittlich 11 N pro Jahr. Mit zunehmender Kortikalisstärke stieg die Auszugskraft um durchschnittlich 190 N pro Millimeter.

## 7. Literaturverzeichnis

1. Ansell H, Scales JT (1968)  
A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone.  
J Biomech 1:279-302
2. Bähr, W (1987)  
Erste Ergebnisse biomechanischer Untersuchungen über Osteosyntheseschrauben im Mittelgesicht.  
Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 11:301-304
3. Bähr, W (1993)  
Osteosynthesis of the middle third of the face. A comparative analysis of screws inserted with or without preliminary tapping.  
Rev Stomatol Chir Maxillofac 94(1):12-14
4. Blazewicz S, Chlopek J, Litak A, Wajler C, Staszko E (1997)  
Experimental study of mechanical properties of composite carbon screws.  
Biomaterials 18(5):437-439
5. Boyle JM, Frost DE, Foley WL, Grady JJ (1993)  
Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and emergency screws.  
J Oral Maxillofac Surg 51:45-50
6. Boyle JM, Frost DE, Foley WL, Grady JJ (1993)  
Comparison between uniaxial pullout tests and torque measurements of 2.0 mm selftapping screws.  
Int J of Adult Orthodontics and Orthognatic Surgery 8(2):129-133
7. Capizzi PJ, Jacobsen WM, Meland NB, Smith AA (1998)  
Lag-screw technique in free osseous mandibular reconstruction.  
J Reconstr Microsurg 14(1):3-10



8. Champy M, Wilk A, Schnebelen JH (1975)  
Die Behandlung von Mandibulafrakturen mittels Osteosynthese ohne intermaxilläre Ruhigstellung nach der Technik von F.X. Michelet.  
Zahn Mund Kieferheilk 63:339
9. Collinge CA, Stern S, Cordes S, Lautenschlager EP (2000)  
Mechanical properties of small fragment screws.  
Clin Orthop 373:277-284
10. DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W (1990)  
Optimizing bone screw pullout force.  
J Orthop Trauma 4:169-174
11. Diehl K, Hanser U, Hort W, Mittelmaier H (1974)  
Biomechanische Untersuchungen über die maximalen Vorspannkräfte der Knochenschrauben in verschiedenen Knochenabschnitten.  
Arch Orthop Traumat Surg 80:89-94
12. Ellis JA jr, Laskin DM (1994)  
Analysis of seating and fracturing torque of bicortical screws.  
J Oral Maxillofac Surg 52:483-486
13. Foley WL, Frost DE, Paulin WB jr, Tucker MR (1989)  
Uniaxial pullout evaluation of internal screw fixation.  
J Oral Maxillofac Surg 47:277-280
14. Foley WL, Frost DE, Paulin WB jr, Tucker MR (1990)  
The effect of repetitive screw hole use on the retentive strength of pretapped and selftapped screws.  
J Oral Maxillofac Surg 48:264-267
15. Frandsen PA, Christoffersen H, Madsen T (1984)  
Holding power of different screws in the femoral head.  
Acta Orthop Scand 55:349-351
16. Gantous A, Phillips JH (1995)  
The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and micro screws.  
Plast Reconstr Surg 95:1165-1169

17. Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG (1998)  
Drill free screws: a new form of osteosynthesis screw.  
J Craniomaxillofac Surg 26(3):163-168
18. Hütter J, Gotzen L, Haas N, Kellner W (1980)  
Biomechanische Untersuchungen über die 4,5 mm AO-Corticalisschraube als Zug-  
schraube, Teil 2.  
Unfallheilkunde 83:60-64
19. King TSFJ, Cebon D (1993)  
An alternative to screws for plating osteoporotic bone.  
J Biomech Eng 15:79-82
20. Koranyi E, Bowman CE, Knecht CD, Janssen M (1970)  
Holding power of orthopedic screws in bone.  
Clin Orthop 72:283-286
21. Luhr HG (1968)  
Stable osteosynthesis in fractures of the lower jaw.  
Dtsch zahnärztl Z 23:754
22. Michelet FX, Festal F (1972)  
Osteosynthese par plaques vissées dans les fractures de l'étage moyen.  
Sc Rech Odonto-Stomat 2:4
23. Nunamaker DM, Perren SM (1976)  
Force measurements in screw fixation.  
J Biomech 9:669-675
24. Phillips JH, Rahn BA (1989)  
Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pretapped  
screws.  
Plast Reconstr Surg 83:447-458
25. Rittersma J, van der Veld RGM, van Gool AV, Koppendraier J (1981)  
Stable fragment fixation in orthognatic surgery: review of 30 cases.  
J Oral Surg 39:671-675
26. Ryken TC, Clausen JD, Traynelis VC, Goel VK (1995)  
Biomechanical analysis of bone mineral density, insertion technique, screw torque

- and holding strength of anterior cervical plate screws.  
J Neurosurg 83:324-329
27. Saka B (2000)  
Mechanical and biomechanical measurements of five currently available osteosynthesis systems of self-tapping screws.  
Br J Oral Maxillofac Surg 38(1):70-75
28. Schatzker J, Sanderson R, Murnaghan JP (1975)  
The holding power of orthopedic screws -in vivo-.  
Clin Orthop 108:115-126
29. Schmid F, Dirr B (1980)  
Messungen zur Kraftübertragung mit Knochenschrauben.  
Dtsch Zahnärztl Z 35:28-31
30. Siegert R, Löffler A, Speitling A, Weerda H (1996)  
Osteosynthesis in the mid-face and forehead area.  
Laryngorhinootologie 75(7):419-425
31. Steinhäuser EW (1982)  
Bone screws and plates in orthognatic surgery.  
Int J Oral Surg 11:209-216
32. Strömsöe K, Kok WL, Höiseth A, Alho A (1993)  
Holding power of the 4,5 mm AO/ASIF cortex screw in cortical bone in relation to bone mineral.  
Injury 24(10):656-659
33. Vangsness CT, Carter DR, Frankel VH (1981)  
In vitro evaluation of the loosening characteristics of self-tapped and non-self-tapped cortical bone screws.  
Clin Orthop 157:279-286
34. Wagner H (1962)  
Neue Osteosyntheseschrauben und ihre Gewebeverträglichkeit,  
Deutsche Orthop Ges 49:418

35. Weber W, Reuther J, Michel C, Mühling J (1990)  
Erfahrungen bei der Versorgung von Gesichtsschädelfrakturen mit dem Würzburger Titan-Miniplattensystem.  
Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 14: 46-52
36. Weßling O (1997)  
Drehmomentmessungen mit vier verschiedenen Knochenschrauben unter experimentellen Bedingungen.  
Med Dissertation Universität Hamburg
37. Wittenberg JM, Wittenberg RH, Hipp JA (1991)  
Biomechanical properties of resorbable poly-l-lactide plates and screws.  
J Oral Maxillofac Surg 49:512-516

## 8. Anhang

Tabelle A1 beinhaltet die durchschnittlichen Auszugskräfte der 2,7 mm AO-Schraube. In Tabelle A2 werden die Versuchsergebnisse der 2,0 mm AO-Minischraube und in Tabelle A3 die Ergebnisse der 2,0 mm Würzburgschraube dargestellt. Einzelergebnisse sowie Angaben über die Fixationsdauer und das Geschlecht finden sich in den Tabellen A4 – A14.

<u>Knochenart</u>	<u>Behandlung</u>	<u>Anzahl</u>	<u>Alter</u> <u>(Jahre)</u>	<u>Auszugskraft</u> <u>[N]</u>	<u>Standard-</u> <u>dabw.[N]</u>	<u>Kortikalisstärke</u> <u>[mm]</u>	<u>Standardabw.</u> <u>[mm]</u>
Fibula	nativ	10	50,6	845	525	4,8	1,1
Fibula	fixiert	10	75,7	234	111	4,7	1,2
Becken- kamm	nativ	12	60,8	250	141	2,0	0,9
Becken- kamm	fixiert	9	81,0	252	129	3,9	0,9
Mentum	fixiert	9	84,7	1.159	400	7,2	1,8
Corpus	n./bestrahlt	7	49,0	1.423	567	5,1	0,5
Corpus	fixiert	10	75,0	689	314	4,7	1,7
Ramus	n./bestrahlt	5	54,0	894	437	5,3	1,5
Ramus	fixiert	10	88,6	256	82	2,9	0,8
Scapula	nativ	4	45,0	1.243	369	6,0	1,0
Scapula	fixiert	10	81,0	141	77	3,2	0,8
Femur	nativ	10	40,0	1.028	496	3,3	0,8
Femur	fixiert	10	75,0	838	368	4,2	0,8
Schädel	fixiert	10	81,0	939	153	5,5	0,8
Humerus	fixiert	9	81,0	1.106	254	4,8	0,8

Tabelle A1: Durchschnittliche Auszugskräfte in unterschiedlichem Knochenmaterial bei Verwendung der 2,7 mm AO - Schraube

<u>Knochenart</u>	<u>Behandlung</u>	<u>Anzahl</u>	<u>Alter</u> <u>(Jahre)</u>	<u>Auszugskraft</u> <u>[N]</u>	<u>Standardabw.</u> <u>[N]</u>	<u>Kortikalisstärke</u> <u>[mm]</u>	<u>Standardabw.</u> <u>[mm]</u>
Fibula	Nativ	4	42,0	400	111	2,3	0,4
Fibula	Fixiert	10	76,0	114	46	1,7	0,4
Becken- kamm	Nativ	7	74,0	84	21	1,1	0,3
Becken- kamm	Fixiert	10	81,0	104	73	2,8	0,7
Mentum	Fixiert	10	83,5	653	311	4,1	1,7
Corpus	Fixiert	10	75,0	309	127	2,5	0,8
Ramus	Fixiert	10	75,0	216	74	1,8	0,6
Collum	Fixiert	7	92,0	171	115	2,5	0,5
Scapula	Fixiert	10	77,4	162	177	2,4	0,8
Femur	Nativ	10	40,0	1.021	415	3,8	1,5
Femur	Fixiert	10	75,0	811	383	3,7	0,4
Schädel	Fixiert	10	81,0	779	319	6,7	0,6
Humerus	Fixiert	8	81,0	966	298	4,0	0,4

Tabelle A2: Durchschnittliche Auszugskräfte der 2,0 mm AO-Minischraube in unterschiedlichem Knochenmaterial

<u>Knochenart</u>	<u>Behandlung</u>	<u>Anzahl</u>	<u>Alter</u> <u>(Jahre)</u>	<u>Auszugskraft</u> <u>[N]</u>	<u>Standardabw.</u> <u>[N]</u>	<u>Kortikalisstärke</u> <u>[mm]</u>	<u>Standardabw.</u> <u>[mm]</u>
Fibula	fixiert	10	76,0	118	107	1,8	0,6
Becken- kamm	fixiert	10	81,0	60	31	3,4	1,0
Mentum	fixiert	10	80,1	508	217	2,9	0,5
Corpus	fixiert	10	75,0	318	234	2,2	0,9
Ramus	fixiert	10	75,0	129	46	1,3	0,4
Collum	fixiert	9	82,6	252	109	2,2	0,9
Scapula	fixiert	10	81,0	214	114	3,1	0,4
Femur	nativ	10	40,0	658	277	3,0	0,5
Femur	fixiert	10	75,0	404	198	3,1	0,7
Schädel	fixiert	10	81,0	837	183	4,0	0,6
Humerus	fixiert	10	81,0	669	285	4,6	0,5

Tabelle A3: Durchschnittliche Auszugskräfte der selbstschneidenden 2,0 mm  
Würzburg - Schraube in unterschiedlichem Knochenmaterial

<b>Knochen</b>	<b>Typ</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter</b> [Jahre]	<b>Auszugskraft</b> [N]	<b>Kortikalisstärke</b> [mm]	<b>Fixations-Dauer</b> [Monate]
Becken 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	327	4,9	11
Becken 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	108	3,8	11
Becken 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	80	2,9	11
Becken 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	157	3,6	11
Becken 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	358	4,6	11
Becken 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	363	5,1	11
Becken 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	142	2,5	11
Becken 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	311	4,4	11
Becken 8	fixiert/unbestrahlt	m	81	424	3,7	11
Fibula 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	157	4,1	8
Fibula 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	119	3,3	8
Fibula 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	140	3,2	8
Fibula 3	fixiert/unbestrahlt	m	76	180	4,6	9
Fibula 4	fixiert/unbestrahlt	m	76	158	4,6	9
Fibula 5	fixiert/unbestrahlt	m	76	217	4,3	9
Fibula 6	fixiert/unbestrahlt	m	76	278	4,5	9
Fibula 7	fixiert/unbestrahlt	m	76	274	5,7	9
Fibula 8	fixiert/unbestrahlt	m	76	340	5,3	9
Fibula 9	fixiert/unbestrahlt	m	76	476	7,3	9
Scapula 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	220	2,7	11
Scapula 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	163	3,1	11
Scapula 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	87	2,5	11
Scapula 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	93	3,5	11
Scapula 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	35	2	11
Scapula 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	76	2,3	11
Scapula 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	70	3,2	11
Scapula 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	205	4,6	11
Scapula 8	fixiert/unbestrahlt	m	81	257	4,2	11
Scapula 9	fixiert/unbestrahlt	m	81	205	3,5	11

Tabelle A4: AO-2,7 mm mit Becken, Fibula, Scapula fixiert



Knochen	Typ	Geschlecht	Alter [Jahre]	Auszugskraft [N]	Kortikalisstärke [mm]	Fixations-Dauer [Monate]
Femur 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	556	3,4	8
Femur 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	401	3,9	8
Femur 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	717	3,2	8
Femur 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	1060	4,6	8
Femur 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	928	3,4	8
Femur 5	fixiert/unbestrahlt	m	75	849	5,5	8
Femur 6	fixiert/unbestrahlt	m	75	358	4,1	8
Femur 7	fixiert/unbestrahlt	m	75	1625	5,1	8
Femur 8	fixiert/unbestrahlt	m	75	967	3,7	8
Femur 9	fixiert/unbestrahlt	m	75	917	5,2	8
Humerus 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	1.122	6	6
Humerus 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	502	3,8	6
Humerus 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.121	5,8	6
Humerus 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.314	4,6	6
Humerus 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.115	5,4	6
Humerus 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.350	4,6	6
Humerus 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.154	4,1	6
Humerus 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.287	4,2	6
Humerus 8	fixiert/unbestrahlt	m	81	985	4,9	6
Kalotte 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	667	6,2	6
Kalotte 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	939	6,1	6
Kalotte 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.231	6,5	6
Kalotte 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.016	5,8	6
Kalotte 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	961	5,3	6
Kalotte 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.021	5,3	6
Kalotte 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	754	5,8	6
Kalotte 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	969	4,7	6
Kalotte 8	fixiert/unbestrahlt	m	81	947	4,4	6
Kalotte 9	fixiert/unbestrahlt	m	81	883	4,4	6

Tabelle A5: AO-2,7 mm mit Femur, Humerus, Kalotte fixiert

<b>Knochen</b>	<b>Typ</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter</b> [Jahre]	<b>Auszugskraft</b> [N]	<b>Kortikalisstärke</b> [mm]	<b>Fixations-Dauer</b> [Monate]
Becken 0	nativ/unbestrahlt	männlich	74	84	0,9	0
Becken 1	nativ/unbestrahlt	m	74	87	1,1	0
Becken 2	nativ/unbestrahlt	m	74	157	1,2	0
Becken 3	nativ/unbestrahlt	m	74	176	3	0
Becken 4	nativ/unbestrahlt	m	74	180	1,5	0
Becken 5	nativ/unbestrahlt	m	42	98	1,5	0
Becken 6	nativ/unbestrahlt	m	42	235	2,3	0
Becken 7	nativ/unbestrahlt	m	55	484	3,8	0
Becken 8	nativ/unbestrahlt	m	55	345	3	0
Becken 9	nativ/unbestrahlt	m	55	343	2,2	0
Becken 10	nativ/unbestrahlt	m	55	413	2,3	0
Becken 11	nativ/unbestrahlt	m	55	402	1,7	0
Femur 0	nativ/unbestrahlt	männlich	40	688	3,5	0
Femur 1	nativ/unbestrahlt	m	40	1469	4,7	0
Femur 2	nativ/unbestrahlt	m	40	733	3,6	0
Femur 3	nativ/unbestrahlt	m	40	368	1,7	0
Femur 4	nativ/unbestrahlt	m	40	1489	3,4	0
Femur 5	nativ/unbestrahlt	m	40	644	2,5	0
Femur 6	nativ/unbestrahlt	m	40	605	3	0
Femur 7	nativ/unbestrahlt	m	40	1793	3,8	0
Femur 8	nativ/unbestrahlt	m	40	965	3,6	0
Femur 9	nativ/unbestrahlt	m	40	1529	3,6	0
Fibula 0	nativ/unbestrahlt	männlich	52	671,854	5,5	0
Fibula 1	nativ/unbestrahlt	m	52	392,295	3,7	0
Fibula 2	nativ/unbestrahlt	m	42	1.589,68	4,7	0
Fibula 3	nativ/unbestrahlt	weiblich	64	636,667	3,4	0
Fibula 4	nativ/unbestrahlt	w	64	261,969	3,2	0
Fibula 5	nativ/unbestrahlt	w	64	281,652	4,6	0
Fibula 6	nativ/unbestrahlt	männlich	42	1.552,64	6,8	0
Fibula 7	nativ/unbestrahlt	m	42	1.440,66	6	0
Fibula 8	nativ/unbestrahlt	m	42	550,52	5,1	0
Fibula 9	nativ/unbestrahlt	m	42	1.071,48	4,6	0
Scapula 0	nativ/unbestrahlt	männlich	45	1.488	7,1	0
Scapula 1	nativ/unbestrahlt	m	45	1.377	5,2	0
Scapula 2	nativ/unbestrahlt	m	45	694	5,2	0
Scapula 3	nativ/unbestrahlt	m	45	1.412	6,5	0

Tabelle A6: AO-2,7 mm mit Becken, Femur, Fibula, Scapula nativ

<b>Knochen</b>	<b>Typ</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter</b> [Jahre]	<b>Auszugskraft</b> [N]	<b>Kortikalisst.</b> [mm]	<b>Fix.-Dauer</b> [Monate]
UK Mentum 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	1.426	10,5	11
UK Mentum 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.217	6,1	11
UK Mentum 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.586	7	11
UK Mentum 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	952	6,2	11
UK Mentum 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.286	7,3	11
UK Mentum 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.637	9,9	11
UK Mentum 6	fixiert/unbestrahlt	weiblich	92	1.211	5,1	48
UK Mentum 8	fixiert/unbestrahlt	w	92	618	6,6	48
UK Mentum 9	fixiert/unbestrahlt	w	92	497	5,8	48
UK Corpus 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	616	4,5	3
UK Corpus 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	741	4,9	3
UK Corpus 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	374	4,5	3
UK Corpus 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	656	5,2	3
UK Corpus 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	1.115	6,5	3
UK Corpus 5	fixiert/unbestrahlt	m	75	1.150	6,8	3
UK Corpus 6	fixiert/unbestrahlt	m	75	255	1,2	3
UK Corpus 7	fixiert/unbestrahlt	m	75	887	5,6	3
UK Corpus 8	fixiert/unbestrahlt	m	75	307	2,5	3
UK Corpus 9	fixiert/unbestrahlt	m	75	789	5	3
UK Corpus 0	nativ/bestrahlt	männlich	49	1.328	4,9	0
UK Corpus 1	nativ/bestrahlt	m	49	1.304	4,4	0
UK Corpus 2	nativ/bestrahlt	m	49	1.051	5,8	0
UK Corpus 3	nativ/bestrahlt	m	49	1.639	4,6	0
UK Corpus 4	nativ/bestrahlt	m	54	1.918	5,4	0
UK Corpus 5	nativ/bestrahlt	m	54	2.217	5	0
UK Corpus 6	nativ/bestrahlt	m	54	502	5,4	0
UK Ramus 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	192	2,1	3
UK Ramus 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	199	2,7	3
UK Ramus 2	fixiert/unbestrahlt	weiblich	92	143	2,5	48
UK Ramus 3	fixiert/unbestrahlt	w	92	321	4,3	48
UK Ramus 4	fixiert/unbestrahlt	w	92	300	3,5	48
UK Ramus 5	fixiert/unbestrahlt	w	92	338	2,7	48
UK Ramus 6	fixiert/unbestrahlt	w	92	204	2,8	48
UK Ramus 7	fixiert/unbestrahlt	w	92	378	2,1	48
UK Ramus 8	fixiert/unbestrahlt	w	92	311	4,1	48
UK Ramus 9	fixiert/unbestrahlt	w	92	176	2,6	48
UK Ramus 0	nativ/bestrahlt	männlich	54	424	4,9	0
UK Ramus 1	nativ/bestrahlt	m	54	1.522	6,6	0
UK Ramus 2	nativ/bestrahlt	m	54	862	3,1	0
UK Ramus 3	nativ/bestrahlt	m	54	1.096	6,9	0
UK Ramus 4	nativ/bestrahlt	m	54	566	5,1	0

Tabelle A7: AO-2,7 mm mit UK nativ bestrahlt und fixiert unbestrahlt

<b>Knochen</b>	<b>Typ</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter</b> [Jahre]	<b>Auszugskraft</b> [N]	<b>Kortikalisst.</b> [mm]	<b>Fix.-Dauer</b> [Monate]
Becken 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	54	2,9	11
Becken 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	90	3	11
Becken 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	157	3,3	11
Becken 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	33	2,1	11
Becken 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	246	3,1	11
Becken 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	130	3,2	11
Becken 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	99	3,2	11
Becken 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	33	2,6	11
Becken 8	fixiert/unbestrahlt	m	81	24	1,2	11
Becken 9	fixiert/unbestrahlt	m	81	178	3,4	11
Fibula 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	76	121	1,6	9
Fibula 1	fixiert/unbestrahlt	m	76	94	1,6	9
Fibula 2	fixiert/unbestrahlt	m	76	134	2,1	9
Fibula 3	fixiert/unbestrahlt	m	76	33	1,4	9
Fibula 4	fixiert/unbestrahlt	m	76	177	2,3	9
Fibula 5	fixiert/unbestrahlt	m	76	105	1,4	9
Fibula 6	fixiert/unbestrahlt	m	76	134	1,8	9
Fibula 7	fixiert/unbestrahlt	m	76	173	1,9	9
Fibula 8	fixiert/unbestrahlt	m	76	51	1	9
Fibula 9	fixiert/unbestrahlt	m	76	114	2,1	9
Scapula 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	383	2,6	9
Scapula 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	334	2,7	9
Scapula 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	66	1,4	9
Scapula 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	26	0,9	9
Scapula 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	435	3,3	9
Scapula 5	fixiert/unbestrahlt	m	75	303	3,1	9
Scapula 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	29	2,2	11
Scapula 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	10	1,9	11
Scapula 8	fixiert/unbestrahlt	m	81	17	3	11
Scapula 9	fixiert/unbestrahlt	m	81	19	2,6	11

Tabelle A8: AO-2,0 mm mit Becken, Fibula, Scapula fixiert

<b>Knochen</b>	<b>Typ</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter</b> [Jahre]	<b>Auszugskraft</b> [N]	<b>Kortikalisst.</b> [mm]	<b>Fix.-Dauer</b> [Monate]
Femur 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	470	3,5	8
Femur 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	1.047	4	8
Femur 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	584	3,8	8
Femur 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	379	3	8
Femur 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	528	3,2	8
Femur 5	fixiert/unbestrahlt	m	75	1.459	4,3	8
Femur 6	fixiert/unbestrahlt	m	75	1.384	4,3	8
Femur 7	fixiert/unbestrahlt	m	75	979	3,7	8
Femur 8	fixiert/unbestrahlt	m	75	633	3,6	8
Femur 9	fixiert/unbestrahlt	m	75	651	3,3	8
Humerus 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	1.048	4,2	6
Humerus 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.082	4,2	6
Humerus 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.160	4,4	6
Humerus 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.212	4,3	6
Humerus 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.301	4,1	6
Humerus 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	712	3,5	6
Humerus 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	792	3,6	6
Humerus 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	421	3,5	6
Kalotte 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	705	6,3	6
Kalotte 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	650	6,6	6
Kalotte 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	415	6	6
Kalotte 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	684	7,4	6
Kalotte 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.013	7,4	6
Kalotte 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.241	7,2	6
Kalotte 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	1.332	7,2	6
Kalotte 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	741	6,5	6
Kalotte 8	fixiert/unbestrahlt	m	81	621	6,4	6
Kalotte 9	fixiert/unbestrahlt	m	81	389	5,9	6

Tabelle A9: AO.2,0 mm mit Femur, Humerus, Kalotte fixiert

<b>Knochen</b>	<b>Typ</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter</b> [Jahre]	<b>Auszugskraft</b> [N]	<b>Kortikalisst.</b> [mm]	<b>Fix-Dauer</b> [Monate]
Becken 0	nativ/unbestrahlt	männlich	74	71	0,8	0
Becken 1	nativ/unbestrahlt	m	74	95	1,6	0
Becken 2	nativ/unbestrahlt	m	74	117	1,2	0
Becken 3	nativ/unbestrahlt	m	74	90	1,3	0
Becken 4	nativ/unbestrahlt	m	74	90	1,1	0
Becken 5	nativ/unbestrahlt	m	74	51	0,7	0
Becken 6	nativ/unbestrahlt	m	74	76	0,9	0
Femur 0	nativ/unbestrahlt	männlich	40	1.076	4	0
Femur 1	nativ/unbestrahlt	m	40	730	2,7	0
Femur 2	nativ/unbestrahlt	m	40	1.453	5,5	0
Femur 3	nativ/unbestrahlt	m	40	1.221	6	0
Femur 4	nativ/unbestrahlt	m	40	955	3,1	0
Femur 5	nativ/unbestrahlt	m	40	1.541	4,6	0
Femur 6	nativ/unbestrahlt	m	40	1.544	5,1	0
Femur 7	nativ/unbestrahlt	m	40	742	3	0
Femur 8	nativ/unbestrahlt	m	40	536	2,2	0
Femur 9	nativ/unbestrahlt	m	40	407	1,8	0
Fibula 0	nativ/unbestrahlt	männlich	42	552	2,6	0
Fibula 1	nativ/unbestrahlt	m	42	410	2,6	0
Fibula 2	nativ/unbestrahlt	m	42	308	1,9	0
Fibula 3	nativ/unbestrahlt	m	42	328	2	0

Tabelle A10: AO-2,0 mm mit Becken, Femur, Fibula nativ

<b>Knochen</b>	<b>Typ</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter</b> [Jahre]	<b>Auszugskraft</b> [N]	<b>Kortikalisst.</b> [mm]	<b>Fix.-Dauer</b> [Monate]
UK Collum 0	fixiert/unbestrahlt	weiblich	92	136	2,5	48
UK Collum 1	fixiert/unbestrahlt	w	92	301	2,9	48
UK Collum 2	fixiert/unbestrahlt	w	92	148	2	48
UK Collum 3	fixiert/unbestrahlt	w	92	137	2,3	48
UK Collum 4	fixiert/unbestrahlt	w	92	356	3,5	48
UK Collum 5	fixiert/unbestrahlt	w	92	42	2	48
UK Collum 6	fixiert/unbestrahlt	w	92	74	2,6	48
UK Corpus 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	352	2,2	3
UK Corpus 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	356	2,9	3
UK Corpus 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	430	3,7	3
UK Corpus 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	148	1,2	3
UK Corpus 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	198	1,9	3
UK Corpus 5	fixiert/unbestrahlt	m	75	189	2	3
UK Corpus 6	fixiert/unbestrahlt	m	75	142	2,1	3
UK Corpus 7	fixiert/unbestrahlt	m	75	394	2,7	3
UK Corpus 8	fixiert/unbestrahlt	m	75	489	3,4	3
UK Corpus 9	fixiert/unbestrahlt	m	75	389	2,8	3
UK Mentum 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	870	5,1	2
UK Mentum 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	1.181	7,8	2
UK Mentum 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	706	4,9	2
UK Mentum 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	870	4,7	2
UK Mentum 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	479	3,8	2
UK Mentum 5	fixiert/unbestrahlt	weiblich	92	426	2,9	48
UK Mentum 6	fixiert/unbestrahlt	w	92	224	1,7	48
UK Mentum 7	fixiert/unbestrahlt	w	92	585	3,3	48
UK Mentum 8	fixiert/unbestrahlt	w	92	922	3,9	48
UK Mentum 9	fixiert/unbestrahlt	w	92	264	2,4	48
UK Ramus 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	229	3	3
UK Ramus 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	150	1,4	3
UK Ramus 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	225	1,6	3
UK Ramus 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	163	1,4	3
UK Ramus 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	189	1,5	3
UK Ramus 5	fixiert/unbestrahlt	m	75	173	1,4	3
UK Ramus 6	fixiert/unbestrahlt	m	75	189	1,8	3
UK Ramus 7	fixiert/unbestrahlt	m	75	394	2,4	3
UK Ramus 8	fixiert/unbestrahlt	m	75	168	1,1	3
UK Ramus 9	fixiert/unbestrahlt	m	75	280	1,6	3

Tabelle A11: AO-2,0 mm mit Unterkiefer fixiert unbestrahlt

<b>Knochen</b>	<b>Typ</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter</b> [Jahre]	<b>Auszugskraft</b> [N]	<b>Kortikalisst.</b> [mm]	<b>Fix.-Dauer</b> [Monate]
Becken 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	17	1,5	11
Becken 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	31	3,2	11
Becken 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	118	4,9	11
Becken 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	74	4,3	11
Becken 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	62	4,1	11
Becken 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	94	3,9	11
Becken 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	57	3,2	11
Becken 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	74	3,2	11
Becken 8	fixiert/unbestrahlt	m	81	34	2,7	11
Becken 9	fixiert/unbestrahlt	m	81	44	2,6	11
Fibula 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	76	109	1,9	9
Fibula 1	fixiert/unbestrahlt	m	76	58	1,4	9
Fibula 2	fixiert/unbestrahlt	m	76	115	1,7	9
Fibula 3	fixiert/unbestrahlt	m	76	21	1,6	9
Fibula 4	fixiert/unbestrahlt	m	76	325	2,8	9
Fibula 5	fixiert/unbestrahlt	m	76	301	3	9
Fibula 6	fixiert/unbestrahlt	m	76	71	1,6	9
Fibula 7	fixiert/unbestrahlt	m	76	38	1	9
Fibula 8	fixiert/unbestrahlt	m	76	94	1,6	9
Fibula 9	fixiert/unbestrahlt	m	76	50	1,2	9
Scapula 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	115	3	11
Scapula 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	106	3	11
Scapula 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	302	3,2	11
Scapula 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	289	3,1	11
Scapula 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	437	3,3	11
Scapula 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	284	2,9	11
Scapula 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	102	2,7	11
Scapula 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	97	2,9	11
Scapula 8	fixiert/unbestrahlt	m	81	197	4,1	11
Scapula 9	fixiert/unbestrahlt	m	81	207	3,2	11

Tabelle A12: Würzburg mit Becken, Fibula, Scapula fixiert



<b>Knochen</b>	<b>Typ</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter</b> [Jahre]	<b>Auszugskraft</b> [N]	<b>Kortikalisst.</b> [mm]	<b>Fix.-Dauer</b> [Monate]
Femur 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	584	3	8
Femur 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	825	4,4	8
Femur 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	154	2,2	8
Femur 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	282	2,5	8
Femur 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	432	3	8
Femur 5	fixiert/unbestrahlt	m	75	201	2,4	8
Femur 6	fixiert/unbestrahlt	m	75	436	3,4	8
Femur 7	fixiert/unbestrahlt	m	75	465	3,2	8
Femur 8	fixiert/unbestrahlt	m	75	275	3	8
Femur 9	fixiert/unbestrahlt	m	75	384	4,3	8
Femur 0	nativ/unbestrahlt	männlich	40	968	3,5	0
Femur 1	nativ/unbestrahlt	m	40	1105	3,6	0
Femur 2	nativ/unbestrahlt	m	40	772	3	0
Femur 3	nativ/unbestrahlt	m	40	958	3,7	0
Femur 4	nativ/unbestrahlt	m	40	288	2,2	0
Femur 5	nativ/unbestrahlt	m	40	572	2,6	0
Femur 6	nativ/unbestrahlt	m	40	494	2,7	0
Femur 7	nativ/unbestrahlt	m	40	362	2,7	0
Femur 8	nativ/unbestrahlt	m	40	557	2,9	0
Femur 9	nativ/unbestrahlt	m	40	505	3	0
Humerus 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	478	4,7	6
Humerus 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	1015	5,2	6
Humerus 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	318	4,4	6
Humerus 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	847	3,6	6
Humerus 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	228	4,2	6
Humerus 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	650	5	6
Humerus 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	841	5,1	6
Humerus 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	1015	5,1	6
Humerus 8	fixiert/unbestrahlt	m	81	455	4,4	6
Humerus 9	fixiert/unbestrahlt	m	81	844	4,7	6
Kalotte 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	81	841	3,5	6
Kalotte 1	fixiert/unbestrahlt	m	81	1122	5,4	6
Kalotte 2	fixiert/unbestrahlt	m	81	770	4,3	6
Kalotte 3	fixiert/unbestrahlt	m	81	885	3,6	6
Kalotte 4	fixiert/unbestrahlt	m	81	856	3,9	6
Kalotte 5	fixiert/unbestrahlt	m	81	420	3,3	6
Kalotte 6	fixiert/unbestrahlt	m	81	990	4,1	6
Kalotte 7	fixiert/unbestrahlt	m	81	729	4,2	6
Kalotte 8	fixiert/unbestrahlt	m	81	854	4	6
Kalotte 9	fixiert/unbestrahlt	m	81	905	3,8	6

Tabelle A13: Würzburg mit Femur, Humerus, Kalotte fixiert, Femur nativ

<b>Knochen</b>	<b>Typ</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter</b> [Jahre]	<b>Auszugskraft</b> [N]	<b>Kortikalisst.</b> [mm]	<b>Fix.-Dauer</b> [Monate]
UK Collum 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	312	2,6	3
UK Collum 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	235	1,9	3
UK Collum 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	307	2,4	3
UK Collum 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	420	4	3
UK Collum 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	347	2,4	3
UK Collum 5	fixiert/unbestrahlt	m	92	110	1,5	48
UK Collum 6	fixiert/unbestrahlt	m	92	126	0,9	48
UK Collum 7	fixiert/unbestrahlt	m	92	134	1,9	48
UK Collum 8	fixiert/unbestrahlt	m	92	274	2,5	48
UK Corpus 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	215	1,8	3
UK Corpus 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	212	1,4	3
UK Corpus 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	439	2,4	3
UK Corpus 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	146	1,6	3
UK Corpus 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	71	1,1	3
UK Corpus 5	fixiert/unbestrahlt	m	75	262	1,8	3
UK Corpus 6	fixiert/unbestrahlt	m	75	855	3,7	3
UK Corpus 7	fixiert/unbestrahlt	m	75	535	3,3	3
UK Corpus 8	fixiert/unbestrahlt	m	75	160	2,1	3
UK Corpus 9	fixiert/unbestrahlt	m	75	280	3,2	3
UK Mentum 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	67	2,8	2
UK Mentum 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	548	2,9	2
UK Mentum 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	632	3,6	2
UK Mentum 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	434	2,2	2
UK Mentum 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	817	3,5	2
UK Mentum 5	fixiert/unbestrahlt	m	75	501	2,7	2
UK Mentum 6	fixiert/unbestrahlt	m	75	297	2,2	2
UK Mentum 7	fixiert/unbestrahlt	weiblich	92	762	3,2	48
UK Mentum 8	fixiert/unbestrahlt	w	92	532	3,1	48
UK Mentum 9	fixiert/unbestrahlt	w	92	486	3,1	48
UK Ramus 0	fixiert/unbestrahlt	männlich	75	79	0,9	2
UK Ramus 1	fixiert/unbestrahlt	m	75	73	0,6	2
UK Ramus 2	fixiert/unbestrahlt	m	75	181	1,2	2
UK Ramus 3	fixiert/unbestrahlt	m	75	149	1,6	2
UK Ramus 4	fixiert/unbestrahlt	m	75	106	1,3	2
UK Ramus 5	fixiert/unbestrahlt	m	75	114	1,4	2
UK Ramus 6	fixiert/unbestrahlt	m	75	195	1,8	2
UK Ramus 7	fixiert/unbestrahlt	m	75	135	1,6	2
UK Ramus 8	fixiert/unbestrahlt	m	75	181	1,2	2
UK Ramus 9	fixiert/unbestrahlt	m	75	75	1	2

Tabelle A14: Würzburg mit Unterkiefer fixiert unbestrahlt

## 8.1 Verzeichnis der Tabellen

Tabelle 1: Schraubenübersicht.....	11
Tabelle 2: Vergleich der durchschnittlichen Auszugskräfte bei unterschiedlicher Knochenbehandlung. ....	22
Tabelle 3: Vergleich der Schraubensysteme.....	27
Tabelle 4: Aufstellung der Auszugskräfte der AO-2,7 mm-Schraube mit unterschiedlichem nativen, unbestrahlten Knochenmaterial nach absteigender Wertigkeit. ....	30
Tabelle 5: Aufstellung der Auszugskräfte der AO-2,0 mm-Schraube mit unterschiedlichem nativen, unbestrahlten Knochenmaterial nach absteigender Wertigkeit. ....	31
Tabelle 6: Aufstellung der Auszugskräfte der AO-2,7 mm-Schraube mit unterschiedlichem fixerten, unbestrahlten Knochenmaterial nach absteigender Wertigkeit. ....	32
Tabelle 7: Aufstellung der Auszugskräfte der AO-Mini-Schraube mit unterschiedlichem fixierten, unbestrahlten Knochenmaterial nach absteigender Wertigkeit. ....	34
Tabelle 8: Aufstellung der Auszugskräfte der Würzburg-Schraube mit unterschiedlichem fixierten, unbestrahlten Knochenmaterial nach absteigender Wertigkeit. ....	35
Tabelle A1: Durchschnittliche Auszugskräfte in unterschiedlichem Knochenmaterial bei Verwendung der 2,7 mm AO - Schraube .....	52
Tabelle A2: Durchschnittliche Auszugskräfte der 2,0 mm AO-Minischraube in unterschiedlichem Knochenmaterial .....	53
Tabelle A3: Durchschnittliche Auszugskräfte der selbstschneidenden 2,0 mm Würzburg-Schraube in unterschiedlichem Knochenmaterial .....	54
Tabelle A4: AO-2,7 mm: Becken, Fibula, Scapula fixiert .....	55

Tabelle A5: AO-2,7 mm: Femur, Humerus, Kalotte fixiert .....	56
Tabelle A6: AO-2,7 mm: Becken, Femur, Fibula, Scapula nativ.....	57
Tabelle A7: AO-2,7 mm: UK nativ bestrahlt und fixiert unbestrahlt.....	58
Tabelle A8: AO-2,0 mm: Becken, Fibula, Scapula fixiert .....	59
Tabelle A9: AO.2,0 mm: Femur, Humerus, Kalotte fixiert .....	60
Tabelle A10: AO-2,0 mm: Becken, Femur, Fibula nativ .....	61
Tabelle A11: AO-2,0 mm: Unterkiefer fixiert unbestrahlt.....	62
Tabelle A12: Würzburg: Becken, Fibula, Scapula fixiert .....	63
Tabelle A13: Würzburg: Femur, Humerus, Kalotte fixiert, Femur nativ .....	64
Tabelle A14: Würzburg: Unterkiefer fixiert unbestrahlt.....	65

## 8.2 Verzeichnis der abgebildeten Diagramme

Diagramm 1: Charakteristischer Kraftverlauf beim Auszug einer AO-2,7 mm - Schraube aus fixiertem und unbestrahltem Beckenkamm .....	19
Diagramm 2: Vergleich der Auszugskräfte zwischen nativem/bestrahlten und fixiertem/- unbestrahlten Ramus und Corpus bei Verwendung der AO-2,7 mm- Schraube.....	25
Diagramm 3: Vergleich der Auszugskräfte zwischen nativen/unbestrahlten und fixier- ten/unbestrahlten Knochen bei Verwendung der AO-2,7 mm-Schraube .....	26
Diagramm 4: Vergleich der Auszugskräfte der drei untersuchten Schrauben in unterschiedlichem Knochenmaterial, siehe dazu auch Tabelle 3 .....	29
Diagramm 5: Vergleich der Auszugskräfte unterschiedlichen, fixierten und unbestrahlten Knochenmaterials mit der AO-2,7 mm-Schraube nach Tabelle 6 .....	33
Diagramm 6: Einfluss des Patientenalters auf die Auszugskraft.....	36
Diagramm 7: Einfluss der Kortikalisstärke auf die Auszugskraft.....	37

### 8.3 Verzeichnis der Abbildungen

Abbildung 1: Topographische Einteilung der Mandibula mit I: Mentum, II: Corpus, III: Ramus, IV: Collum (Weßling, 1997).....	1
Abbildung 2: Die Bionix 858 der Firma MTS .....	14
Abbildung 3: Die Aufnahmevorrichtung mit Auszugs -U auf dem XY - Tisch.....	16
Abbildung 4: Schematische Darstellung der Auszugsvorrichtung.....	17

## 9. Danksagung

- Herrn Prof. Dr. Hellner gilt mein besonderer Dank für die Bereitstellung des Themas, für die kontinuierliche Förderung meiner Arbeit und für viele wertvolle Anregungen.
- Herrn Prof. Dr. Morlock danke ich besonders für die statistische Auswertung der Messergebnisse sowie für zahlreiche nützliche Hinweise.
- Herrn Dipl.-Ing. Knopf gilt mein Dank für die Bereitstellung der technischen Voraussetzungen und die stete und umsichtige Assistenz bei den Versuchsdurchführungen.
- Herrn Dr. Weßling gebührt mein großer Dank für unermüdliche Assistenz während der Versuchsdurchführungen.
- Meinem Mann Herrn Dipl.-Phys. Peter Schotters bin ich dankbar für die Unterstützung bei der Konzipierung und Anfertigung meiner Doktorarbeit.
- Nicht zuletzt danke ich meinen Eltern, die mich in meinem Werdegang immer unterstützt haben.

## 10. Lebenslauf

Name	Kirsten Schotters, geb. Harms
Anschrift	Brook 5, 24641 Stukenborn
Geburtsdatum	21.02.1966
Geburtsort	Bad Segeberg
Familienstand	verheiratet, 3 Kinder
Schulbesuch	1972-1976 Grundschule Sievershütten 1976-1985 Gymnasium Kaltenkirchen, Abitur
Ausbildung	1985-1988 Ausbildung zur Bankkauffrau 1988-1990 Tätigkeit als Bankkauffrau
Studium	01.04.1990-12.08.1996 Studium der Zahnmedizin an der Universität Hamburg, Abschluss Staatsexamen, Approbation
Beruflicher Werdegang	seit dem 19.08.1996 Tätigkeit als (Ausbildungs-)Assistentin in der Zahnarztpraxis Dr. Karl-Heinz Harneit, Hauptstr. 113, 22889 Tangstedt  seit dem 10.04.2000 im Erziehungsurlaub  vom 01.02.2001 – 31.12.2002 sowie seit dem 01.04.2004 Tätigkeit als Jugendzahnärztin beim jugendzahnärztlichen Dienst des Kreises Stormarn