

Aus der Klinik für Zahn -, Mund –und Kieferheilkunde  
der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Primärstabilität dentaler Implantate – Einfluss von Art und  
Durchmesser der Implantate sowie Art der für die Untersuchung  
benutzten Knochenmaterialien

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin  
Berlin

von

Thomas Seifert

aus Berlin

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. rer. nat. W.-D. Müller  
2. Prof. Dr. H. Küpper  
3. Prof. Dr. med. dent. M. Walter

Datum der Promotion: 04.02.2011

---

	Seite
1. Einleitung	1
2. Literatur	3
2.1. Knochenmodell	8
2.1.1. Das Hausschwein als Knochenmodell	12
2.1.2. Das Hausschwein als kritisches Knochenmodell	13
3. Aufgaben und Zielstellung	15
4. Material und Methode	18
4.1. Vorversuche	18
4.2. Knochenwahl	20
4.2.1 Rinderscapula	21
4.2.2 Porcine und bovine Mittelfußknochen	21
4.2.3 Humane Knochenproben	22
4.3. Implantatwahl	23
4.3.1. Implantatsysteme	23
4.3.2. Implantatlänge	23
4.3.3. Implantatdurchmesser	24
4.3.4. Frilait2 (press fit)	24
4.3.5. Xive	26
4.4. Insertion	27
4.5. Versuchsaufbau	29
4.5.1. Das Abutment als verbindungsstück zwischen Implantat und Testmaschine	30
4.5.2. Metallplatte als Widerlager	32
4.5.3. Bohrfutter als Ankopplung an die Testmaschine	33
4.5.4. Testmaschine	34
4.5.5. Vorversuche zur Testung der Stabilität des Versuchsaufbaus	34
4.6. Meßmethoden	35
4.6.1. mögliche Meßmethoden	35

---

4.6.2. pull-out als gewählte Meßmethode	35
4.7. Bewertung der Knochenqualität	36
4.7.1. Osteodensitometrie als Vorbild	36
4.7.2. Vorbereitung der Proben	37
4.7.3. Röntgen	37
4.8. Auswertung	38
4.9. Kongruenz zwischen Implantat und finalem Implantatbohrer	38
5. Ergebnisse	41
5.1. Ergebnispräsentation	41
5.2. pull-out-Ergebnisse der press fit –Implantate	42
5.3. pull-out-Ergebnisse der Schraubenimplantate	51
5.4. Mittelwerte aller Knochen	59
5.5. Graustufen	61
5.6. Vergleich der Implantatdurchmesser und Bohrerdurchmesser	65
5.6.1. Frialit2	65
5.6.2. Xive	66
5.6.3. Frialit2 vs. Xive	66
6. Diskussion	67
7. Zusammenfassung	78
8. Summary	80
9. Literaturverzeichnis	82
10. Anhang	91
10.1. Vergleich der Implantatsysteme nach pull-out-Tests je Knochenart	91
10.2. Vergleich der Knochenarten nach pull-out-Tests je Implantatsystem	96
10.3. Messwerte aus pull-out-Tests	108
10.4. Messwerte - Graustufen	112



10.5. Danksagung	126
10.6. Lebenslauf	127

## 1. Einleitung

Bei einer Implantatbehandlung müssen unterschiedliche Interessen zu einem Konsens führen, damit die Therapie erfolgreich verläuft. Der Patient hat eher allgemeine Wünsche hinsichtlich Ästhetik, Komfort, Kosten und Behandlungsdauer. Der Chirurg benötigt ein ausreichendes Knochenangebot, während der Prothetiker statische, ästhetische, und funktionelle Aspekte verfolgt.

Da die Insertion der Implantate nur den ersten Teil einer Implantattherapie darstellt, ist der prothetischen Behandlung mindestens genauso viel, wenn nicht sogar noch mehr, Bedeutung zuzurechnen. Die prothetische Planung und spätere Versorgung der Implantate entscheidet letztlich über den Langzeiterfolg. Schon einfache Fehler oder Ungenauigkeiten können zum Misserfolg führen.

Die Anwendung dentaler Implantate führte zu Zahnersatz im eigentlichen Sinne. Die zu erfüllenden Anforderungen wie Mastikation, Phonetik, Ästhetik, Kaufunktion und der Erhalt von knöchernen und gingivalen Strukturen, sowie die Schonung der Zahnhartsubstanz benachbarter Zähne finden hier Berücksichtigung. Die immer weitere Entwicklung dentaler Implantate hinsichtlich verkürzter Einheilzeiten, variabler Implantationstechniken (offener u. geschlossener Sinuslift, Augmentationen, Sofortimplantationen), sowie verändertes Vorgehen in der prothetische Versorgung, führte zu einer noch anhaltenden umfassenden Forschung.

Gerade die kürzeren Einheilzeiten verlangen auch ein entsprechendes Verhalten im Umgang mit den Suprakonstruktionen, denn die unvermeidlichen Kräfte, die bei der prothetischen Behandlung auftreten ( mehrmaliger Austausch von Sekundärteilen wie Gingivaformer, Abformpfosten und Abutment, Abformung häufig mit sehr starren Materialien wie Impregum (Fa. ESPE), geplanter Wechsel von Provisorien und definitivem Zahnersatz) dürfen nicht die Osseointegration beeinflussen. Neben der horizontalen Verschraubung der Suprakonstruktion wird inzwischen auch häufig semipermanent oder permanent zementiert oder geklebt.

Nur die horizontale Verschraubung gewährleistet eine nahezu schonende Entfernung der Suprakonstruktion. Diese Art der Befestigung ist allerdings auch aufwendiger und birgt somit mehr Ungenauigkeiten, ist mit höheren Kosten verbunden. Vermeintliche Spalten bergen das Risiko einer Periimplantitis, das Handling vor allem im

Seitenzahnggebiet und im Unterkiefer kann sehr schwierig sein und Schraubenbrüche bzw. Schraubenverluste sind die Folge.

Das Zementieren oder Kleben der Suprakonstruktion ist sowohl für den Zahntechniker als auch für den Zahnarzt einfacher, da ab der Befestigung des Abutments die Arbeitsschritte der Versorgung eines natürlichen Zahnstumpfes nahezu gleichen und oben genannte Probleme vermieden werden. Kritisch ist allerdings hierbei die Entfernung der Suprakonstruktion. Die Passgenauigkeit der Krone und auch die Art des verwendeten Befestigungsmaterials können für sehr hohe Abzugskräfte sorgen, die sowohl in der Frühphase der Osseointegration als auch zu einem späteren Zeitpunkt zu einer Schädigung des Implantat-Knochen-Kontakts führen können.

Da vor allem in der Frühphase der Osseointegration, je nach Behandlungskonzept wie z.B. bei frühzeitiger Implantatbelastung und /oder provisorischer Versorgung, mehrere Manipulationen am Implantat vorgenommen werden müssen, ist hier genaues Wissen über die Primärstabilität des Implantates im Knochen nötig.

Diese Primärstabilität ist von verschiedenen Faktoren abhängig, wie vorhandenes Knochenlager, Kongruenz von Implantatbohrer und Implantat, Implantatdesign (Schraubenimplantat, press fit – Implantat), chirurgische Erfahrung des Behandlers, sowie Dauer der operativen Implantation (Knochenresorption). Hervorzuheben sind hierbei das Knochenlager (Anteil an spongiösem und vor allem kompaktem Knochen) und das Implantatdesign. Das Implantatdesign kann gewählt werden, während das Knochenlager den prothetischen Behandlungsplan und den chirurgische Aufwand beeinflussen. Besonders kritisch sind spongiöser Knochen mit geringer oder fehlender Kompakta zu beurteilen. In einigen Fällen sind augmentative Maßnahmen zum Erreichen eines ausreichenden Knochenlagers erforderlich.

Es wäre also wünschenswert, wenn man, ähnlich wie bei den Eindrehmomenten der Implantate in den Knochen, grobe Mittelwerte kennen würde, die dann eine sichere Verwendung des Klebstoffes oder Zements zulassen, ohne den Implantat-Knochen-Knochen-Kontakt bei Entfernung der Suprakonstruktion zu schädigen.

## 2. Literatur

Wenn man heute über dentale Implantate Aussagen treffen möchte, so bedarf es der Berücksichtigung vieler einzelner Faktoren. So sind physikalische, biomechanische, chemische, biochemische, biologische, materialkundliche und medizinische Eigenschaften von großer Bedeutung. Jeder Faktor für sich bedarf der Untersuchung in einzelnen Teilbereichen der Naturwissenschaften. Ein heutiges Implantat ist kein gedrehter Metallkörper der mit artfremden Instrumenten in den Kiefer eingebracht wird, sondern ein hoch modernes Therapiemittel, welches schon sehr viele Entwicklungsstadien durchlaufen hat und dennoch nicht am Ende der Entwicklung steht. Die zunehmende Zahl der inserierten Implantate, die wachsenden Ansprüche der Patienten, sowie der Wunsch nach noch mehr Sicherheit und Vorhersagbarkeit seitens der Implantologen sind der Antrieb für die stets anhaltende Entwicklung und Forschung auf dem Gebiet der Implantologie.

Die Primärstabilität eines Implantates ist in der ersten Phase der Osseointegration von besonderer Bedeutung [36,48] da eine Situation geschaffen werden soll, die der primären Knochenheilung entspricht. Nur wenn die einzelnen Phasen der Knochenneubildung im Spaltbereich zwischen Implantat und Knochen ungestört ablaufen können, ist eine Osseointegration erfolgreich. Dabei wird in den ersten 7 Tagen der Knochenanheftung [55] ein Hämatom gebildet und in den Markräumen des Knochens und in seiner Umgebung eine Reaktion des Gefäßbindegewebes mit einer aktiven Hyperämie ausgelöst. Im weiteren Verlauf erreicht durch Proliferation und Differenzierung der entsprechenden Zellen die Osteogenese in der 3. bis 4. Woche ihr Maximum. Es schließt sich die Umwandlung von Geflechtknochen in lamellären Knochen an [70], wobei von der 6. bis 8. Woche die Knochenremodulation ein relatives Gleichgewicht bildet, bei dem sich die Knochen- und Gefäßarchitektur größtenteils nicht mehr ändert. [1] Dennoch nimmt die Stabilität der Implantate im weiteren Verlauf der Einheilung zu (Reifung) [38,45].

Eine zu starke Belastung bzw. Bewegung in der sensiblen Einheilphase kann den Implantat-Knochen-Kontakt bis hin zum Implantatverlust negativ beeinflussen [37,39,44,53,63,67]

Andererseits werden positive Effekte am Knochen beschrieben, wenn durch moderate Kräfte der Knochen frühzeitig Impulse bekommt und dadurch eine entsprechende Knochenmodulation angestoßen wird. [40,41,43,46,52,54]

An dieser Stelle zeigen sich sowohl die Grenzen als auch die Möglichkeiten der frühzeitigen Belastung. Kennt man die Knochendichte und die damit korrelierende Primärstabilität und auch die möglichen einwirkenden Kräfte, so kann das Risiko der Beeinflussung des Implantat-Knochen-Kontaktes abgewogen werden. [42,47,49,50,51, 56]

Ein weiterer Faktor hinsichtlich der Primärstabilität und auch der Osseointegration ist die Materialwahl und die Oberflächenbeschaffenheit der Implantate. CHRISTENSEN et al [19] zeigte im Vergleich von Titan und nicht rostendem Stahl, dass 12 Wochen nach Insertion die Schrauben beider Materialien etwa gleiche pull-out-Werte zeigten, allerdings Titan einen signifikant höheren Knochenkontakt zeigte. Das spiegelt sich nicht zuletzt in der Vielzahl von Titanimplantaten auf dem Dentalmarkt wider.

LÖHR et al [65] untersucht in einer Studie das Schraubendesign. Er wollte wissen, welches Schraubendesign an welcher Stelle des menschlichen Schädels am günstigsten ist. Beim Vergleich von selbstschneidender Schraube (Kontrollschraube), verdrängender und selbstbohrend-selbstschneidender Schraube, fand er in dünner Kortikalis keine signifikanten Unterschiede. Nur in dicker Kortikalis zeigte die Kontrollschraube die besten pull-out-Werte, während in spongiösem Knochen mit der verdrängenden Schraube signifikant die höchsten pull-out- Werte gemessen wurden.

Nicht nur Makrodesign sondern auch Mikrodesign spielen eine entscheidende Rolle bezüglich des erfolgreichen Implantat-Knochen-Kontaktes. [70,71]

Neben dem Schraubendesign untersuchte BUSER et al [15] die Oberflächengestaltung von Implantaten. Er verglich die geätzte mit der sandgestrahlten und geätzten Oberfläche. Hierbei erzielten die sandgestrahlten und geätzten Implantate signifikant höhere removal torque -Werte als die nur geätzte Oberfläche. Dies spiegelte sich auch in der REM –Untersuchung wider, denn die geätzte Oberfläche offenbarte auch ein flacheres Oberflächenprofil gegenüber der sandgestrahlten und geätzten Oberfläche.

Zu ähnlichen Ergebnissen kam auch Wong et al [81], der sich mit der grundsätzlichen Rauigkeit von Implantatoberflächen befasste. Es wurde dabei eine streng lineare Korrelation zwischen durchschnittlicher Rauigkeit und push-out-Kraft festgestellt. Hinzu kam die Tatsache, dass nicht nur Höhe bzw. Tiefe der Rauigkeit entscheidend für das Ineinandergreifen von Knochen und Rauigkeit ist, sondern auch die Vielzahl der Rauigkeiten, selbst wenn diese nicht so tief bzw. hoch sind. Das heißt, Muster, Größe, Verteilung und Anzahl der Spitzen haben einen signifikanten Einfluss auf die mechanische Verankerung. [81]

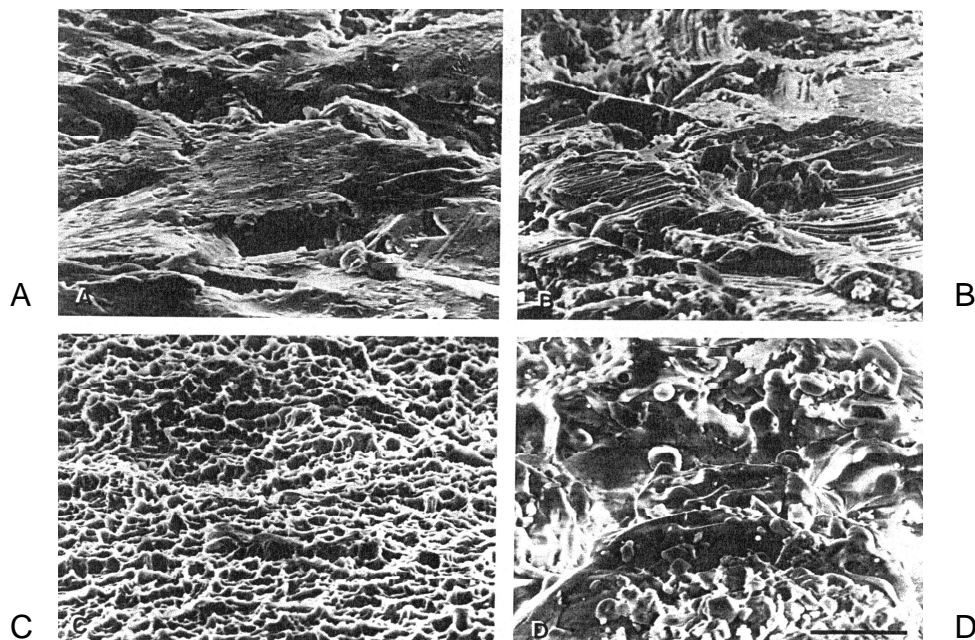


Abb.1 aus WONG et al [81] Elektronenmikroskopaufnahmen von 4 Oberflächentexturen:(A) Kommerzielles Reintitan mit glasperlen gestrahlt; (B) Kommerzielles Reintitan mit Korund gestrahlt; (C) Kommerzielles Reintitan mit Korund gestrahlt und anschl. Hochtemperatur-Ätzung; (D) Ti-6Al-7Nb Korund gestrahlt und mit Hydroxylapatit (Plasma Spray)beschichtet

Auch GERNER et al [35] befasste sich mit der Oberfläche von Implantaten. Er untersuchte mit TCP (Tricalcium-Phosphat) beschichtete Implantate gegenüber Titanimplantaten gleicher Oberflächenrauigkeit mit dem Ergebnis, dass sowohl nach mechanischer Testung (pull-out) als auch nach histologischer Untersuchung die TCP-Implantate besser abschnitten. Allerdings konnten sich beschichtete Implantate zumindest auf dem deutschen Markt nicht durchsetzen.

Klassische Parameter wie Implantatlänge, Implantatform und Implantatdurchmesser sollten zumindest in diesem Zusammenhang auch erwähnt werden, denn sie haben einen signifikanten Einfluss auf die Festigkeit von Implantaten. Gleiches gilt auch für den Insertionsdrehmoment, der eine signifikante, positive Korrelation zu pull-out-Kräften zeigt. [10, 55, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 67]

Hinsichtlich der Belastungsfähigkeit des Implantat-Knochen-Kontaktes sollte auch die Art der Belastung berücksichtigt werden. BRANEMARK et al [14] stellte in seiner Studie dar, dass in den ersten 4 Wochen nach der Insertion von kommerziell gefertigten Schraubenimplantaten mit 2 mm Durchmesser der Ausdrehwert (removal torque) sich nicht änderte, sondern erst ab der 4. Woche stetig zunahm. Dem gegenüber stehen die Abzugskräfte (pull-out), die in den ersten 4 Wochen signifikant zunahm und in der 4.-16.- Woche nur noch moderat (nicht signifikant) stiegen. Dieser Sachverhalt ist vor allem für die Planung und Umsetzung von Provisorien bzw. Sofortversorgungen von Bedeutung, da einige Arbeitsgänge besonders im Rahmen der Abformung am Implantat wirken. [72, 73, 74] Es sind die Scherkräfte, die das Implantat-Knochen-Interface besonders schädigen können. Somit sind abziehenden- oder Steckverbindungen Vorrang zu geben, soweit in den ersten Tagen und Wochen nach Implantation Manipulationen im Rahmen der Therapie überhaupt notwendig sind.

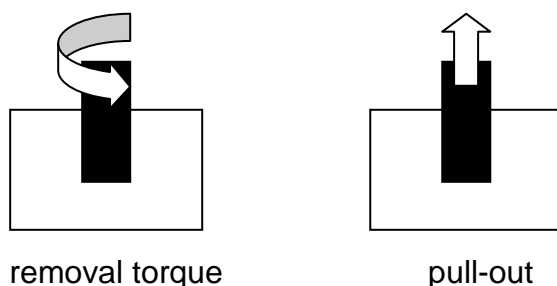


Abb.2 Schematische Darstellung der Testmethoden Removal torque und pull-out

Im Zuge der Weiterentwicklung der Implantologie sollte daher die Frage der Sofortbelastung sehr kritisch betrachtet werden. Wenn eine Sofortbelastung angestrebt wird, so sollte die Stärke der Belastung doch möglichst definiert sein bzw. geklärt sein, wann eine Belastung stattfinden soll oder darf. Gleichfalls sollte bei der frühen

Belastung aus o.g. Ergebnissen das Kleben dem Verschrauben der Vorzug gegeben werden. Wie schon eingangs erwähnt, sollen später die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse hinsichtlich der pull-out-Tests ins Verhältnis zur Befestigung von Kronen auf Abutments gesetzt werden. Da es zur Befestigung von Kronen auf Implantatabutments keinen einheitlichen Standard gibt, sind diesbezüglich sehr viele Möglichkeiten

denkbar:

- horizontal verschrauben
- vertikal verschrauben
- permanent zementieren
- semipermanent zementieren
- kleben

Allerdings sind das Verfahren, die sich einem kritischen Vergleich entziehen.

Somit wird die Frage nach einer definitiven Befestigung ebenfalls schwer zu beantworten sein, soweit sich aus der Konstruktion eine Wahlmöglichkeit ergibt.

An dieser Stelle würde ein Material mit definitiven Haft- oder Klebewerten sicherlich mehr Sicherheit und damit Vorhersagbarkeit geben.

Der Dentalmarkt bietet sehr viele Befestigungsmaterialien an und die Meinungen zur Befestigungsart variieren sowohl auf der Hochschulebene, als auch bei den praktizierenden Zahnärzten sehr stark. Sicherlich spielt bei der Befestigung auch der Therapieplan eine wichtige Rolle, denn ein Provisorium verlangt bezüglich der Befestigungsmaterialien nach anderen Haftkräften als definitive Konstruktionen. [64,65,66,68,69]

In einer Untersuchung von MANSOUR et al [66] wurden unterschiedliche Befestigungsmaterialien getestet. Anhand von 6 verschiedenen Befestigungsmaterialien unterschiedlicher Stoffklassen (eugenolfreies Zinkoxid, Zinkoxid-Eugenol, Zink-Phosphat, Glasionomer, Zink-Polycarboxylat, dualhärtendes Composit) wurden die Haftkräfte gemessen. Hierzu wurden Metallkappen als Kronenmodell auf industriell gefertigte Abutments befestigt und nach 24-stündiger Lagerung bei 100% Luftfeuchtigkeit getestet. Beeindruckend ist hier die große Varianz der Ergebnisse. Die Haftwerte reichen von 32 N (eugenolfreies Zinkoxid) bis 360 N (Composit). Auch wenn der Wert von 32 N recht gering erscheint, so kann er im Bezug auf die Primärstabilität nach Implantatinsertion im Oberkiefer von Bedeutung sein.



Aus der Studie von KRAUT et al [52] ist ersichtlich, dass in den ersten 2 Wochen die Haftkraft der Implantate im Knochen um 50 N schwankt. Auch wenn es sich hierbei um IMZ-Implantate (4mm x 11 mm), also press fit – Implantate, handelt, die in Ziegen inseriert wurden, so ist dennoch ersichtlich, dass mehrmaliger Stress in der Anfangsphase der Osseointegration als extrem grenzwertig zu beurteilen ist.

Sicherlich ist dieser Fakt bei den weit verbreiteten Schraubenimplantaten nicht ganz so kritisch zu bewerten, da hier eine höhere Primärstabilität zu erreichen ist.

Grundsätzlich ist die mechanische Festigkeit der Befestigungszemente von folgenden Faktoren abhängig:

- Fließvermögen des Zements
- mechanische Festigkeit des Zements als Werkstoffgröße (Härte)
- Rautiefe der Befestigungsfläche
- Grundform bzw. Präparationswinkel zwischen Zahn und Gussobjekt

Die Abbindekontraktion kann bei Passgenauen Objekten infolge der geringen Schichtstärke vernachlässigt werden. [56]

Diese Grundsätze finden auch bei Klebstoffen bzw. Adhäsiven ihre Anwendung.

### 2.1. Knochenmodell

Bei allen mechanischen Testverfahren steht am Anfang, neben der Wahl der Implantate, der Zielstellung u.ä. Fragen, die Wahl des Knochenmodells.

Versuche am Menschen sind zu Recht verboten, zwingen zugleich nach Alternativen zu suchen, die möglichst das Verhalten humanen Knochens widerspiegeln. In den zu dieser Arbeit herangezogenen Studien wurden Untersuchungen an Großtieren wie Ziegen, Hunde, Bergschafe, Miniaturschweine und Kälber sowie an Kleintieren wie Hasen und Ratten durchgeführt. [14,19,31, 35, 40, 57, 63, 65, 75,76,81] s. *Tabelle 1*

Die Liste der Tierarten lässt sich jedoch noch deutlich erweitern. Die Vielzahl der verwendeten Tier in den älteren und neuen Studien zeigen, dass es scheinbar kein optimales Modell gibt. Die Frage, warum ausgerechnet das in der Studie verwendete Tier zum Einsatz kam, wird fast nie beantwortet.

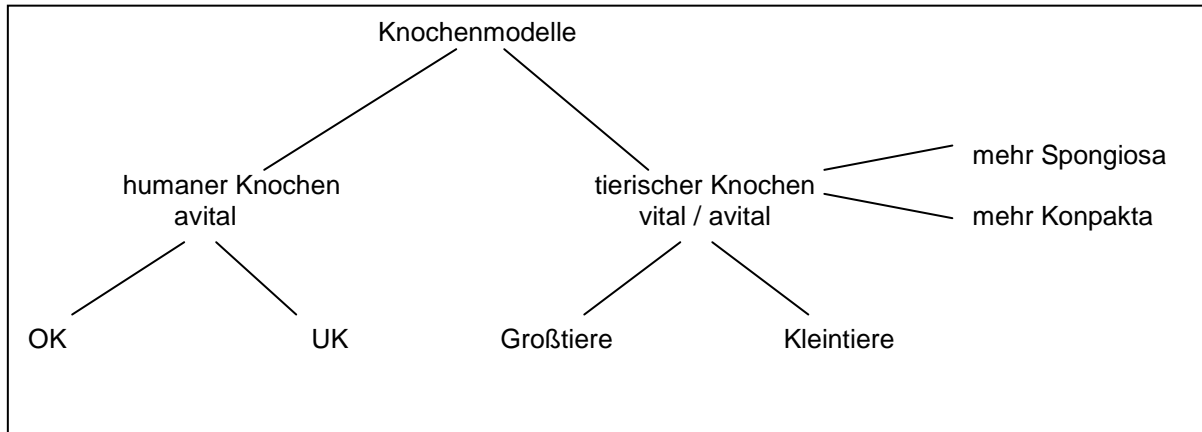


Abb.3 Einteilung der Knochenmodelle

Viele Untersuchungen zu dentalen Implantaten finden an Knochen tierischen Ursprungs statt. Der Vergleich der Ergebnisse zueinander ist schwierig, da viele verschiedenen Tierarten für derartige Untersuchungen genutzt werden. Die nachfolgenden Tabellen 1 und 2 zeigen einen kleinen Überblick von Studien mit Versuchen an diversen Tierknochen. Alle Studien befassen sich mit den pull-out-Kräften zu den unterschiedlichsten Zeitpunkten nach Implantatinsertion. Besonders in der Untersuchung von Baker D. et al [8] ist die kurzzeitige Abnahme der Primärstabilität ersichtlich, auf die in der weiteren Betrachtung noch eingegangen wird.

Tab.1 Studien mit pull-out Tests an verschiedenen Tierknochen zu unterschiedlichen Zeiten nach Implantatinsertion

pull-out Werte verschiedener Studien																			
Autor	Tierart	Anzahl der Impl.	Zugspannung	Gruppe	Mittel pull-out	0 Wo	1 Wo	2 Wo	3 Wo	4 Wo	5 Wo	6 Wo	8 Wo	9 Wo	12 Wo	16 Wo	20 Wo	24 Wo	26 Wo
					[N]	[N]	[N]	[N]	[N]	[N]	[N]	[N]	[N]		[N]	[N]	[N]	[N]	[N]
Kraut R.	18 Ziegen	136 Implantate	0,0508 cm/min																> 821(UK)
																			277 (OK)
Gerner B.	4 Hunde	12 Titanimpl.	1,0 mm/s		39,665														
		12 TCP-Impl.	1,0 mm/s		155,65														
Haas R.	29 Bergschafe	18 mit bovinen HA augm.	0,4 mm/min		393														
		18mit spong. Knochen augm.	0,4 mm/min		356,7														
		18 Kontrollgruppe	0,4 mm/min		259,3														
		alle 54 Impl.	0,4 mm/min												265,7	305,2			438,3
Baker D.	31 Hasen	30 dual-etched	0,05 mm/min				57,6	58,8	56,5	65,9	71,8		114,6						
		30 machined	0,5 mm/min				46,7	39,7	33,3	24,7	29,2		35,7						
Branemark R.	26 Ratten	52 Implantate				32,6		55,2		81,5			93,4			104,8			
Haas 2002	36 Berschafe	144 Friadent-Implantate	0,4 mm/min	leer	259,3														
				autolog.Hüftknochen	356,7														
				humanen DFBD	278,1														
				DFBD vom Schaf	365,2														
				allg. Durchschnitt											264,2	280,2			400,1
Ferris D.M.	20 Ratten	30 Titanstäbe	5 mm/min	goldbeschichtet				0,17 MPa		0,13 MPa									
				RGDC				0,16 MPa		0,18 MPa									
Wong M.	12 Miniatur-Schweine	98	0,1 mm/s	HA-beschichtet											841				
				reines Titan											389				
				rau-gestrahlt											250				
				fein-gestrahlt											119				
Wiscott HWA.	Hasen	104 Titanstäbe ?	5 mm/min	Tas					4,5 MPa			9,9 MPa		18,5 MPa					
				Ted					8,5 MPa			12,4 MPa		18,8 MPa					
				Has					9,0 MPa			13,8 MPa		25,7 MPa					
				Hed					13,3 MPa			17,8 MPa		27,0 MPa					



Für die mechanischen Untersuchungen (pull-out oder removal-torque) von dentalen Implantaten werden häufig die Knochen von Großtieren verwendet. Dies hat einige Vorteile. In Großtieren findet man anatomisch, dem Menschen ähnliche Strukturen vor. Es können original industriell gefertigte Implantate und Instrumente genutzt werden.

Bei Kleintieren hat man das Problem in jedem Fall ortsfremden Knochen (z.B. Femur) für dentale Implantatversuche zu verwenden, oder man muss auf kleinere, dem Kleintier angepasste Implantatgrößen, eventuell auch auf Spezialanfertigungen ausweichen. Die daraus gewonnenen Ergebnisse müssen mathematisch den menschlichen Verhältnissen angeglichen werden. Dieses Problem birgt immer die Gefahr systemischer Fehler in sich.

Ein anderer Aspekt ist die Berücksichtigung der unterschiedlichen Knochenstruktur des Oberkiefers gegenüber dem Unterkiefer. Die unterschiedlichen Anteile an spongiösem und kortikalem Knochen sollten nicht vernachlässigt werden, denn die entsprechenden Dichteunterschiede haben Einfluss auf die mechanischen Tests.

LÖHR et al [65] unterschied beispielsweise bei der Untersuchung von selbstbohrenden und selbstschneidenden Schrauben zwischen Kortikalisproben aus der Tibia schlachtfrischer Rinder und Spongiosaproben aus bovinen Femur (medialer Kondylus).

### 2.1.1. Das Hausschwein als Knochenmodell

Die recht häufige Verwendung des Hausschweins wird in der experimentellen Untersuchung von THORWARTH et al [74] direkt begründet :

„Als Versuchstier wurde das adulte Hausschwein gewählt, da es sich für Studien der Knochenheilung bzw. des Knochenumbaus besonders eignet. Gewebedurchblutung, zirkulatorische Vorgänge und Frakturheilung sind mit den Verhältnissen beim Menschen durchaus zu vergleichen. Die Knochenneubildungsrate des adulten Schweins korrelieren eng mit denen des Menschen ( Schwein 1,2 – 1,5 mm/d ; Mensch 1,0 – 1,5 mm/d ) Das Schwein gilt daher als sehr verlässliches Modell in Bezug auf

Aussagekraft, Reproduzierbarkeit und Übertragbarkeit experimenteller Daten.“ Dabei stützt sich diese Aussage auf die zurückliegenden Untersuchungen von LAIBLIN und JAESCHE [59], die sich dem Knochen- und Muskelstoffwechsel beim Göttinger Miniaturschwein annahmen.

### 2.1.2. Das Hausschwein als kritisches Knochenmodell

In einer aktuellen und sehr kritischen Studie setzt sich INUI et al [47] mit den knöchernen Eigenschaften des Miniaturschweins auseinander. Ziel der Studie war es, die Knochen-Mineral-Dichte (BMD) und die Verteilung der Dichte durch Quantitative Computertomographie (QCT) sowie histomorphometrische Parameter im normal wachsenden Miniaturschwein auszuwerten, um normative Werte herauszufinden und diese in Bezug zum Alter und Geschlecht zu setzen.

Es wird eingangs der Studie sehr deutlich das Pro und Kontra hinsichtlich des Miniaturschweins dargestellt. So wird darauf hingewiesen, dass das Schwein ein sehr gutes Modell für den Menschen ist, weil es ein Allesfresser und ein Tagtier ist und einen 21-tätigen reproduktiven Zyklus hat, der dem menschlichen Menstruationszyklus ähnlich ist.

Kritisch wird dagegen bemerkt, dass das normale Hausschwein exzessiv wächst und ein Körpergewicht von ca. 150 Kg erreicht, während das Miniaturschwein nur ca. 60 Kg erreicht. Weder das eine noch das andere Modell gleicht also dem Durchschnittsmenschen mit ca. 76 Kg. [71]

Die Untersuchung wurde mit einer vergleichbar hohen Anzahl von Miniaturschweinen durchgeführt. Für die Quantitative Computertomographie wurden 55 männliche und 57 weibliche Miniaturschweine im Alter zwischen 0 und 76 Monaten und für die histomorphometrische Untersuchung 28 männliche und 28 weibliche Miniaturschweine im Alter zwischen 0 und 76 Monaten verwendet. Dabei wurde für beide Untersuchungsarten der L4-Wirbelkörper verwendet und entsprechend präpariert.

Die gemessenen Ergebnisse offenbarten am Ende folgende Sachverhalte:

- Ähnlich dem Menschen wurde bei Miniaturschweinen bei der sexuellen Reife eine Tendenz zum geschlechtsspezifischen Unterschied in der BMD während der Pubertät und Jugend beobachtet.

- Das skelettale Wachstum zeigt beim Menschen und beim Miniaturschwein ähnliche Muster, d.h. bei Miniaturschweinen nimmt das BMD nach dem Ende des Knochenwachstums weiterhin kontinuierlich wie beim Menschen zu. Besonders die Muster der BMD- Zunahme bei weiblichen Miniaturschweinen sind den weiblichen Menschen ähnlich, d.h. die Verteilung der Knochendichte bei weiblichen Probanden (Schwein und Mensch) ist ähnlicher als bei männlichen Probanden in der Pubertät
- Miniaturschweine haben eine höhere Festigkeit in trabekulärem und kortikalem Knochen in Vergleich zum Menschen.
- Entgegen den Ergebnissen in anderen Studien wurde hier bei Miniaturschweinen bezüglich des trabekulären Knochens ein Unterschied zwischen den Geschlechtern festgestellt.

Zusammenfassend wurden sehr praxisrelevante Aussagen dahin gehend getroffen, dass es Gemeinsamkeiten bei der mineralischen Knochendichte zwischen Menschen und Miniaturschweinen mit einer Tendenz zu geschlechtsspezifischen Unterschieden in einigen Wachstumsmustern gibt. Unter Berücksichtigung dieser Fakten kann das Miniaturschwein ein brauchbares Tiermodell für experimentelle Knochenstudien sein. Jedoch deutliche Unterschiede in anderen BMD's und histomorphometrischen Werten zwischen Menschen und Miniaturschweinen zeigen, dass der Knochen der Miniaturschweine stärker ist. Aufgrund dieser Unterschiede ist die Wahl des Miniaturschweins als Modell für Humane Knochenstudien mit Vorsicht zu betrachten.

### 3. Aufgaben und Zielstellung

Wie viel Kraft darf auf ein Implantat einwirken, ohne das dabei die Primärstabilität und damit der gesamte Therapieerfolg gefährdet wird? Die Beantwortung dieser Frage wirft zunächst erst weitere Fragen bzw. Probleme auf.

Aufgrund der Vielzahl an Einflussfaktoren auf den Erfolg einer Implantatbehandlung gerade auch in der Anfangsphase der Behandlung, stellt sich nun die Frage der Herangehensweise. Es soll in erster Linie die Problematik der Abzugskräfte von Suprakonstruktionen in Bezug zur Widerstandkraft der inserierten Implantate untersucht werden. Die Primärstabilität der Implantate direkt nach der Insertion soll als Maß für eine grenzwertige Situation dienen. Folgende Überlegungen gingen hierbei voraus:

- Direkt nach Insertion und sofortiger Testung der Implantate kann noch keine Osseointegration stattfinden
- Es handelt sich hierbei um einen einfachen und reproduzierbaren Ablauf.
- Diese Untersuchung bedarf keiner komplizierten Operationen und Opferung von Tieren.

Die Wahl der optimalen Knochenalternativen ist sicherlich die größte Herausforderung für die geplante Testung der Primärstabilität. In der Literatur werden sehr viele verschiedene Knochenmodelle verwendet und leider nur sehr spärlich die Eigenschaften bzw. Gründe für die Verwendung des jeweiligen Knochens beschrieben. Aufgrund der Vielzahl der heute verfügbaren Studien lässt sich schwer ein Trend für das eine oder das andere Modell feststellen.

Die Literaturrecherche ließ folgende Sachverhalte zu, die jedoch gleichzeitig kritische Fragen aufwerfen bzw. mehrere Entscheidungen hinsichtlich der Versuchsanordnung verlangen:

- Für die im Dentalhandel gängigen Implantatgrößen eignen sich typische Nutztiere wie Schwein, Rind, Schaf, Ziege, Hund aus dem einfachen Grund, dass die anatomischen Größenverhältnisse dem Menschen sehr ähnlich sind. Außerdem können Forschungen und Untersuchungen dentaler Implantate auch



im Kieferbereich und nicht in anderen ortsuntypischen Regionen durchgeführt werden.

- Die Verwendung von Kleintieren wie Hasen, Ratten und Mäusen verlangen immer nach kleineren Implantaten hinsichtlich Länge und Durchmesser. Die Implantatregion ist häufig ein Röhrenknochen (Hinterläufe oder Hüftknochen), also eine ortsuntypischen Region bezüglich dentaler Implantate.
- Das Kauverhalten der Tiere sollte berücksichtigt werden. Pflanzenfresser und Wiederkäuer haben ein anderes Kauverhalten als Allesfresser oder Fleischfresser. Aus diesem Grund wird u.a. der Hund relativ oft verwendet und v.a. die Rasse Beagle.
- Es werden jedoch auch bei den Großtieren unterschiedliche Knochenquellen gewählt, um den Anteil von Spongiosa oder Kompakta in Bezug auf die menschlichen Kieferverhältnisse gerecht zu werden.

Hinsichtlich der Wahl des Implantatsystems, sollte ein System gefunden werden, welches press fit –Implantate sowie Schraubenimplantate von gleicher Länge und Durchmesser anbietet. Nur so kann ein direkter Vergleich zweier Implantatsysteme erfolgen.

An dieser Stelle sei auch das finanzielle Problem der angestrebten Untersuchung zu nennen. Eine möglichst hohe Zahl an Messreihen sollte erfolgen, um diese einer statistischen Auswertung zuzuführen. Damit ist eine gewisse Anzahl an Implantaten beider Systeme notwendig.

Weiterhin soll der zu verwendete Knochen möglichst ohne lange Lagerzeiten den Tests zugeführt werden, um mögliche Veränderungen von vitalen zu devitalen Knocheneigenschaften so gering wie möglich zu halten.

Aus diesen Anforderungen ergeben sich wiederum unterschiedliche Probleme.

Die Knochen tierischen Ursprungs können prinzipiell vom Fleischer bezogen werden. Allerdings aufgrund der BSE-Problematik müssen die Knochen vom Rind zuerst bestellt werden. Somit besteht hier eher ein logistisches Problem.

Die humanen Knochenproben wurden vom anatomischen Institut bezogen. Über die Dauer der Lagerung der einzelnen Schädelhälften gab es keine Informationen, sodass hier möglicherweise große Unterschiede in der „Restvitalität“ des Knochens bestehen können. Diese kritische Betrachtung relativiert sich jedoch, da es überhaupt die Möglichkeit gab, humane Knochenproben aus dem Ober- und Unterkiefer für diese Untersuchung zu bekommen.

Somit kann jetzt ein direkter Vergleich durchgeführt werden.

Die unterschiedlichen Befestigungsarten von Suprakonstruktionen auf Implantaten erfordert eine Entscheidung hinsichtlich der Art der Messung. Pull-out, push-out und removal torque stehen als Verfahren zur Verfügung. Da das Entfernen von Kronen und Brücken immer eine Kombination aus axialen Kräften und Scherkräften darstellt, muss an dieser Stelle ein Kompromiss gefunden werden, der dennoch einen akzeptablen Aussagewert hat.

#### 4. Material und Methode

##### 4.1. Vorversuche

Entsprechend der Aufgaben –und Zielstellung musste ein passendes Testverfahren aufgebaut werden, welches durch Vorversuche auf Praxistauglichkeit und Fehlerfreiheit entsprechend geprüft werden musste.

Stellvertretend für Schraubenimplantate wurden Metallschrauben mit einem Durchmesser von 3,5 mm und stellvertretend für press fit- Implantate Winkelhaken mit einem Durchmesser von 4 mm gewählt.

Da Oberkiefer und Unterkiefer über verschiedene Knochenqualitäten verfügen, wurden auch hier unterschiedliche Hölzer zur Anwendung gebracht. Als Hartholz wurde Buchenholz verwendet. Hartholz ist durch einen großen Anteil an Fasern und seine enge Gefäßstruktur in der Beschaffenheit festes und schweres Holz. Der Begriff war ursprünglich zolltechnischer Natur und wurde für Hölzer mit einer Darrdichte über 0,55 g/cm<sup>3</sup> (beispielsweise Buche, Eiche, Esche) verwendet. Holz mit geringerer Dichte wird als Weichholz bezeichnet.

Dementsprechend wurde Fichtenholz als Weichholz gewählt, da fast alle Nadelhölzer zu Weichholz gezählt werden können. [44,79]

Hartholz sollte also die Situation für den Unterkiefer und Weichholz die Situation für den Oberkiefer widerspiegeln.

Die im Baumarkt erhältlichen Holzleisten wurden in 10 cm lange Proben zersägt und mit einem 3 mm dicken Holzbohrer vorgebohrt. Anschließend wurde entweder eine Schraube oder ein Winkelhaken in das vorgebohrte Loch ca. 13 mm tief inseriert (geschraubt oder gehämmert). Die Leiste mit der Schraube bzw. dem Haken wurde in die Zwick-Maschine eingespannt und die Schraube bzw. der Haken wurden herausgezogen während die wirkenden Kräfte in einem Kraft-Zeit-Diagramm in einem angeschlossenen Computer aufgezeichnet wurden. Die Tabelle 3 zeigt die gewonnenen Messwerte:

Vorversuche mit Holz		
Holz	Schraube F <sub>max</sub> in [N]	Vierkant (press-fit) F <sub>max</sub> in [N]
Buche	538,62	368,84
	405,77	133,74
	279,82	253,57
	244,93	276,25
	519,75	350,34
Durchschnitt	397,80	276,55
Fichte	345,71	91,24
	440,57	75,65
	282,62	57,97
	193,26	73,16
	285,58	47,82
Durchschnitt	309,55	69,17

Tab.:3 Ergebnisse aus pull-out – Tests (Vorversuch)



Abb.:4 Vierkant in Holzprobe als Analog zum press fit-Implantat



Abb.:5 Holzschraube mit runden Haken in Holzprobe als Analog zum Schraubenimplantat

Dabei sind folgende Ergebnisse erkennbar geworden:

- Hartholz zeigt höhere pull-out-Werte als Weichholz, was auch zu erwarten war.
- Schrauben zeigen höhere pull-out-Werte als Winkelhaken
- Der Unterschied zwischen Hart- und Weichholz ist bei den Schrauben geringer als bei den Haken, d.h. die Stabilität durch die einzelnen Gewindegänge ist höher einzuschätzen als die Presspassung der Haken.
- Bei den Winkelhaken spielt die Qualität des Holzes eine deutlich größere Rolle als bei den Schrauben, d.h. in einem dichtem Material ist die Presspassung durchaus akzeptabel, während in einem weniger dichtem Material die pull-out - Werte deutlich geringer ausfallen.

#### 4.2. Knochenwahl

Es wäre wünschenswert über ein standardisiertes Modell zu verfügen, um Messungen und Untersuchungen gleicher oder ähnlicher Fragestellung besser vergleichen zu können und um darauf aufzubauen.

Entsprechend der Literaturrecherche und der Verfügbarkeit wurden für den Vergleich zu den humanen Knochenproben Schwein- und Rinderknochen gewählt.

Die Wahl sowohl für porcinen als auch bovinen Knochen ergab sich aus folgenden Tatsachen:

- Das Schwein ist ein Großtier und ein Allesfresser und ein häufig verwendetes Knochenmodell in anderen Untersuchungen.
- Das Rind ist ebenfalls ein Großtier allerdings ein Pflanzenfresser. Boviner Knochen findet auch viel Anwendung in ähnlichen Studien und stellt eine gute Alternative zum Schwein dar.
- Von beiden Tieren wurde der Mittelfußknochen gewählt, da hier Kompakta vorhanden ist und gleichzeitig die Knochen eine monokortikale Insertion von 13 mm langen Implantaten zulassen.
- Es wurde auch Rinderscapula getestet, da hier makroskopisch kompakte und spongiöse Knochenanteile in etwa gleichem Ausmaß wie beim humanen Kiefer auftreten.
- Rinder- und Schweineknochen waren frisch vom Fleischer erhältlich und stellten die Versuche nicht vor finanzielle Belastungen. Der Vertrieb bzw. Erhalt von Knochen aus Rinderköpfen wäre aufgrund der BSE-Problematik schwierig.

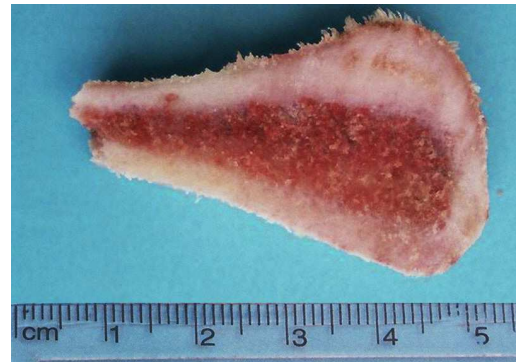
Es wurden Schweinefüße, Rinderfüße und Schulterblätter vom Rind (Rinderscapula) gewählt.

Die Verwendung von Rinder- und Schweinefüßen folgt einer Empfehlung des Prof. Gross der Freien Universität zu Berlin während die Verwendung der Rinderscapula einer Empfehlung von Dr. Striezel der Charité folgt.

Es wurden Haut, Muskeln, Sehnen und Bänder von den Knochenproben abpräpariert und anschließend in ein mit Isopropanol gefüllten und verschließbarem Gefäß gelagert.

#### 4.2.1. Rinderscapula

Die Rinderscapula wurde zusätzlich zersägt, damit eine Probengröße entsteht, die in die Testvorrichtung passt. Gleichzeitig wurde darauf geachtet, dass nur Areale aus dem Randbereich des Schulterblattes ausgesägt wurden, die sowohl kortikale als auch spongiöse Strukturen aufwiesen.



*Abb.:6 Querschnitt durch den Rand der Scapula vom Rind*

#### 4.2.2. porcine und bovine Mittelfußknochen

Bei den Schweinefüßen und Rinderfüßen wurden die Mittelfußknochen herauspräpariert, die beim menschlichen Fuß den Metatarsalien entsprechen. Diese Knochen hatten einen Durchmesser, der eine monokortikale Implantation erlaubte. Makroskopisch zeigten sich hier jedoch schon deutliche Unterschiede.

Die Metatarsalien des Schweins zeigten eine etwa 2-3 mm dicke Kompakta. Bei den Metatarsalien des Rindes war eine etwa 4-5 mm dicke Kompakta sichtbar. Eine Spongiosa fehlte bei beiden Knochenarten völlig und nur eine gelartige Substanz füllte das Lumen aus.



*Abb.:7 Querschnitt durch porcinen Mittelfußknochen*



*Abb.:8 Querschnitt durch bovinen Mittelfußknochen*

#### 4.2.3. humane Knochenproben

Die humanen Knochenproben stammen aus dem anatomischen Institut der Charité´ Campus Mitte. Die dort vorhandenen Schädelhälften dienten für hands on – Übungen im Rahmen implantologischer Kurse. Die Schädelhälften wurden derart zersägt, dass jeweils der Alveolarfortsatz von Oberkiefer und Unterkiefer isoliert vom restlichen Schädel vorlagen. Anschließend wurden die Proben vom angrenzenden Weichgewebe bzw. Muskulatur befreit. Es wurde darauf geachtet, dass die Knochenprobe im Kieferkambereich nahezu plan waren (Extraktion störender



Abb.:9 Querschnitt durch humane Unterkiefer

Zähne), damit nach Insertion der Implantate und Ankopplung an die Testmaschine eine senkrechte Krafteinwirkung erfolgen konnte. Vor allem der aufsteigende Ast des Unterkiefers wurde auf Kieferkammniveau gekürzt. Nach der Präparation der humanen Knochenproben wurde diese in Isopropanol gelagert bis sie der Insertion von Implantaten mit anschließender Testung zugeführt wurden.



Abb.:10 Querschnitt durch humane Oberkiefer

An dieser Stelle sollten folgende kritische Bemerkungen berücksichtigt werden :

- Es gibt keine Angaben über die Dauer der Lagerung der humanen Schädelhälften im anatomischen Institut.
- Die gewonnenen Knochenproben wurden nach der Präparation in unterschiedlichen Zeitabständen der Testung zugeführt.
- Wichtige anamnestische Informationen hinsichtlich Alter, Geschlecht, Raucher, Osteoporose, Medikation u.ä. fehlten völlig.

Diese hier genannten Punkte haben Einfluss auf die Knochenqualität. Es ist daher nicht davon auszugehen, dass alle Knochenproben von gleicher Qualität sind und auch der

Mineralisationsgrad als unterschiedlich anzusehen ist. Gleichzeitig ist es allerdings als positiv anzusehen, dass überhaupt die Möglichkeit bestand, humane Präparate für wissenschaftliche Versuche zur Verfügung gestellt zu bekommen.

### 4.3. Implantatauswahl

#### 4.3.1. Implantatsysteme

Zur Durchführung der pull out -Testung wurden zwei verschiedene Implantatsysteme (press fit -und Schraubenimplantate) aus folgenden Gründen gewählt:

1. Die press fit –Implantate waren sehr weit verbreitet in der Anwendung und werden auch heute noch von einigen Anbietern vertrieben. Da die Oberflächenkonditionierung den Schraubenimplantaten häufig gleicht, ist auch mit einer gleichwertigen Osseointegration zu rechnen, was sich letztlich auch in der Erfolgsquote früherer Jahre widerspiegelt.
2. Die Schraubenimplantate haben sich in den letzten Jahren sehr weit verbreitet und führten auch zur Verbesserung der Primärstabilität. Bei der Betrachtung des Angebots im Dentalhandel findet das auch seine Bestätigung, da hier zu etwa 90 % Schraubenimplantate angeboten werden.
3. Beide Systeme können erfolgreich verwendet werden und haben somit ihre Daseinsberechtigung. Sicherlich bedarf es auch einer genauen Indikationsstellung und auch die Erfahrung des Behandlers ist von Bedeutung.

#### 4.3.2. Implantatlänge

Da von jeder Implantatfirma Implantate mit verschiedenen Durchmessern und unterschiedlichen Implantatlängen angeboten werden, sollten Implantate gewählt werden, die häufig zum Einsatz kommen.

Parallel dazu sollten Implantate verwendet werden, die bei beiden Implantatsystemen (press fit –und Schraubenimplantat) mit gleicher Länge und gleichem Durchmesser angeboten werden.



Mit der weiteren Entwicklung von operativen Techniken im Zusammenhang mit Implantationen wie Augmentationen, Sinuslift oder auch Distraktionen ist man in der Lage, die Implantatlängen dem Kronen-Wurzel-Verhältnis bzw. dem Implantat-Kronen-Verhältnis von 2 : 1 anzupassen. Kompromisse in der Implantatlänge sollten vielmehr die Seltenheit sein. Aus diesem Grund wurde eine Implantatlänge von 13 mm gewählt.

#### 4.3.3. Implantatdurchmesser

Ein weiterer zu berücksichtigender Aspekt ist der Durchmesser von Implantaten. Auch hier sorgen augmentative Operationstechniken für ausreichende Planungsfreiheit. Ziel ist es letztlich im Sinne des „backward planing“ die prothetischen Anforderungen zu definieren und anschließend die Implantatplanung danach auszurichten. Besonders die unterschiedlichen Wurzeldurchmesser der einzelnen Zahngruppen ( Incisivus , Caninus, Prämolare , Molare ) sollen sich auch im Implantatdurchmesser widerspiegeln , um somit den heutigen Anforderungen gerecht zu werden. Aus diesem Grund wurden für die Versuche drei verschiedene Durchmesser gewählt - 3,8 mm; 4,5 mm; 5,5 mm.

#### Frialit 2 ( press fit )

Makroskopisch handelt es sich bei diesem Implantat um einen Stufenzylinder. Je nach Implantatdurchmesser verjüngt sich der zylindrische Implantatkörper von zervikal nach apikal in 3 bis 5 Schritten stufenweise um je 0,4 bis 0,6 mm. Um Spannungsspitzen bei der Insertion zu vermeiden, sind die Kanten aller Implantatstufen abgerundet. Die Implantatstufen selbst wirken als intraossäre Stopps, über die die Kaukraft nicht nur auf den Krestalen, sondern auch auf laterale und apikale Anteile des periimplantären Knochens übertragen wird.

#### **Stufenzylinder**

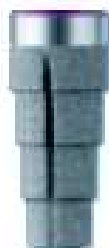


Abb.11 press fit – Implantat (Frialit2)

Mikroskopisch erhält die Implantatoberfläche durch Pulverstrahlung und Plasmaspray eine ca. 50 µm dicke dreidimensionale Titanschicht.

Die Rautiefe [Rt] beträgt ca. 20 µm und der arithmetische Mittelrauwert [Ra] liegt bei 3,5 µm.

Die für die Aufbereitung des Implantatbetts nötigen Spiralbohrer sowie Kugel- und Stufenfräsen sind auf die entsprechenden Implantatgrößen abgestimmt, um eine optimale Kongruenz zwischen Implantatbett und Implantat zu gewährleisten. Weiterhin verfügen die Stufenfräsen über eine Innenkühlung, die eine Überhitzung des Knochens verhindert, was eine weitere mögliche Fehlerquelle ausschließt.



Abb.:12 Bohrprotokoll:  
Vorbohrer, Kugelfräse,  
Stufenfräsen mit  
Tiefenstopp: 3,8 ; 4,5 ;  
5,5

Xive (Schraubenimplantat)

Wie in der Abbildung 10 zu erkennen, handelt es sich bei diesem Implantat um ein Schraubenimplantat. Die Basis der XiVE<sup>®</sup> Schraubenimplantate besteht aus einem zylindrischen Kern, der mit einem selbstschneidenden Gewinde versehen ist. Die Tiefe der Gewindeflanken nimmt bei gleichbleibender Gewindesteigung von krestal nach apikal zu. Dabei bleibt der Außendurchmesser konstant. Das apikale Gewinde ist mit drei in Drehrichtung angeschrägten Schneidkanten ausgestattet.

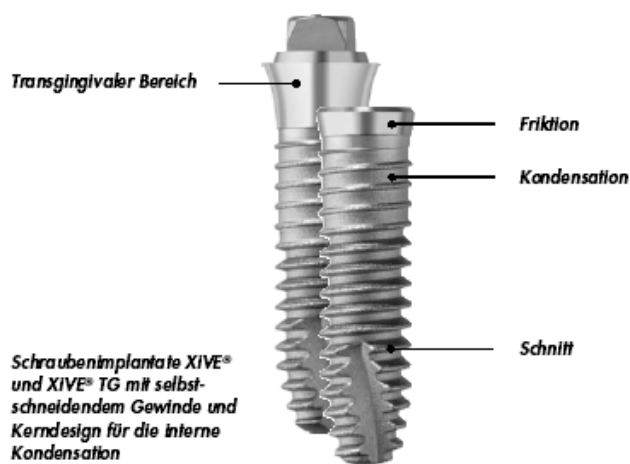


Abb.: 13 Schraubenimplantat (Xive)

Mikroskopisch ist die Implantatoberfläche durch die 4 Vorgänge Strahlen, Ätzen, Neutralisieren und Spülen gekennzeichnet.

Die Rautiefe [Rt] liegt bei circa. 15  $\mu\text{m}$  und der arithmetische Mittenrauwert [Ra] bei etwa 2,2  $\mu\text{m}$ . Für die Aufbereitung des Implantatbetts stehen ebenfalls kongruente Spiralbohrer mit Innenkühlung zur Verfügung, die ein standardisiertes Bohrprotokoll gewährleisten.



Abb.: 14 Bohrprotokoll  
Spiralbohrer mit Durchmesser  
2,0 ; 3,0 ; 3,4 ; 3,8 ; 4,5 ; 5,5;  
unterschiedliche Längen für  
posterioren oder anterioren  
Einsatz  
Verzicht auf finalen  
Krestalbohrer

#### 4.4. Insertion

Die gewonnenen Knochenproben wurden nach 1-2 Tagen in den Versuch eingesetzt, um mögliche Entmineralisierungen so gering wie möglich zu halten.

Die Knochenproben wurden unwillkürlich aus dem Aufbewahrungsgefäß entnommen, um keinem der beiden Implantatsysteme Vor- bzw. Nachteile zu verschaffen. Gleiches galt für die Wahl der Implantatregion.

Als chirurgischer Motor kam die „Dental Unit DSC electronic“ der Firma Dentale Medizinische Produkte Hans Karl Matysiak zur Anwendung. (siehe Abbildung)

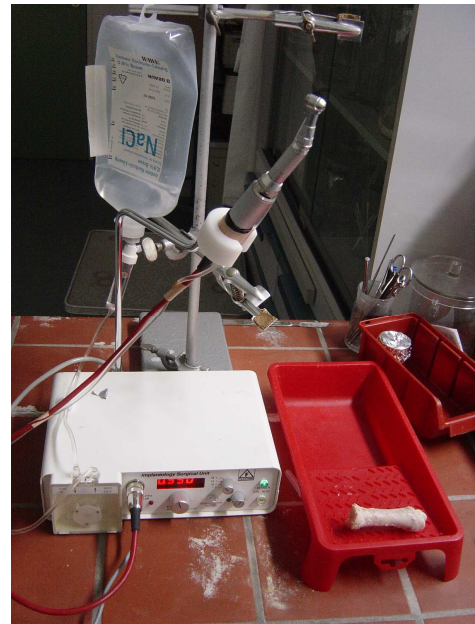


Abb.: 15 chirurg. Motor mit NaCl-Kühlung

Die Insertion der Implantate erfolgte immer nach gleichen Parametern und Abläufen:

- Die Bohrung des Implantatbettes erfolgte entsprechend des Bohrprotokolls
- Die ersten Bohrungen wurden mit einer Drehzahl von 1000 U/min durchgeführt während die finale Bohrung mit einer Drehzahl von 500 U/min erfolgte.
- Es wurden immer Bohrer mit Innenkühlung verwendet, um eine mögliche Überhitzung zu vermeiden.
- Als Kühlmittel diente handelsübliche Natriumchlorid-Lösung, die mit einer Menge von 75 ml/min dem Bohrer zugeführt wurde

- Die Insertion der Schraubenimplantate erfolgte immer maschinell mit einem Drehmoment von 28,5 Ncm. Dieser Wert entspricht nicht ganz der Empfehlung des Herstellers (35 Ncm). Die stufenlose Regelung mittels Drehschalter barg eine Fehlerquelle, die durch Wahl des Maximalwertes (Anschlag des Drehschalters) bei der Untersetzung 15:1 eliminiert wurde.
- Das Inserieren der Stufenzylinder-Implantate (press fit) erfolgte mittels Einbringhilfe und Hämmerchen. Das Achten auf einen exakten crestalen Abschluss der Implantatschulter, sollte die Fehlerquelle hinsichtlich unterschiedlicher Krafteinwirkung beim Inserieren reduzieren.

Auf die finalen Kortikalisbohrer wurde prinzipiell verzichtet. In der Praxis kommen diese ebenfalls nur zum Einsatz, wenn das Implantatbett über ausreichend Kortikalis verfügt. Hinzu kommt, dass hier hauptsächlich subjektive Entscheidungen seitens des Behandlers hinsichtlich der Verwendung und Eindringtiefe des Kortikalisbohrers und der variablen Eindringtiefe eine Rolle spielen. Im Sinne eines einheitlichen Versuchsablaufs wurden alle Proben ohne den finalen Kortikalisbohrer präpariert.

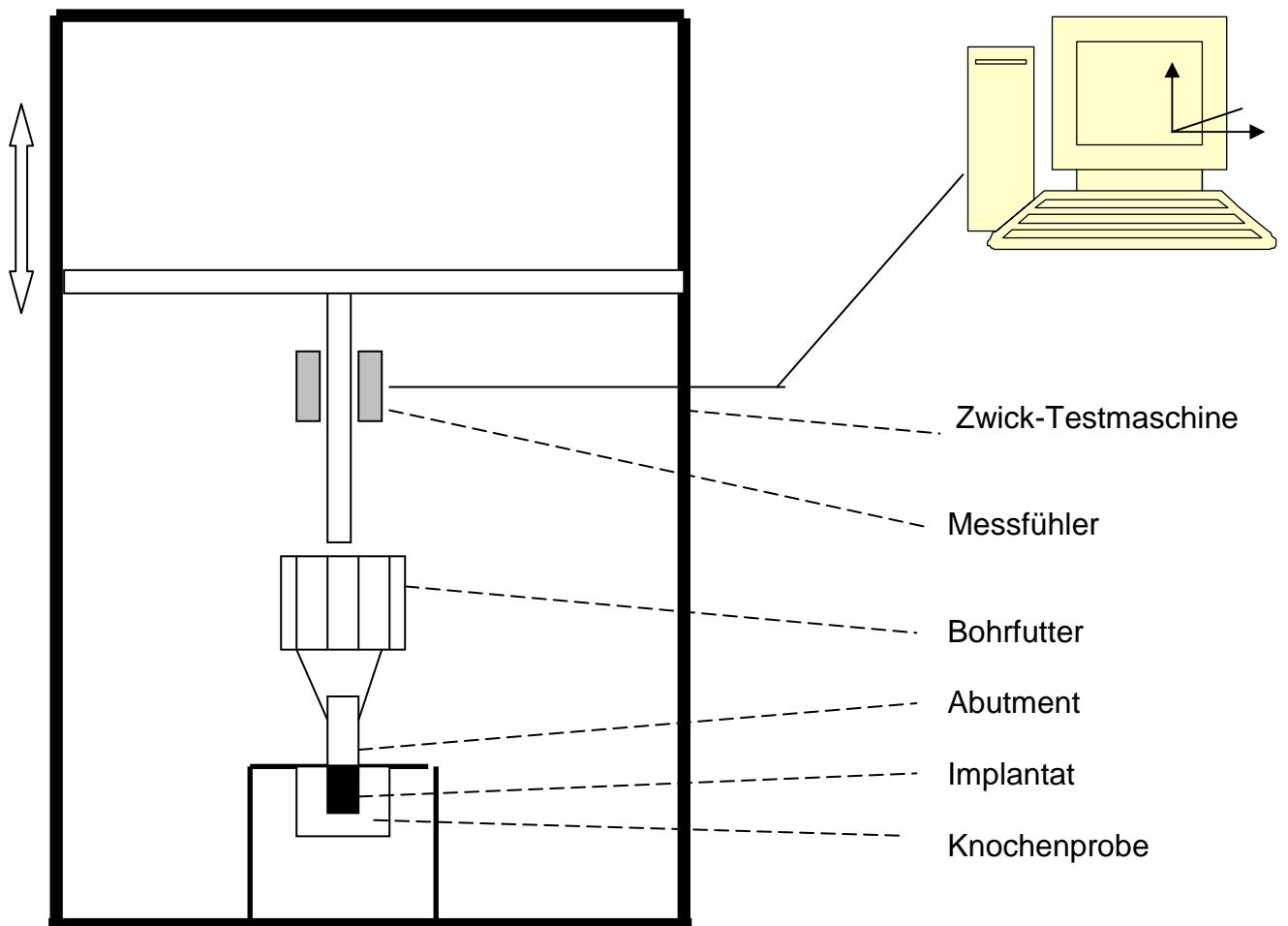
4.5. Versuchsaufbau

Abb. 16 schematischer Versuchsaufbau

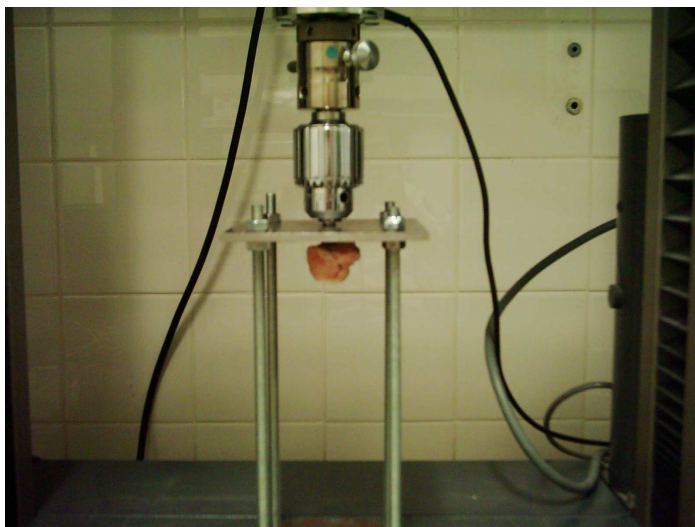


Abb. 17 Versuchsaufbau im Labor mit Knochenprobe

#### 4.5.1. Das Abutment als Verbindungsstück zwischen Implantat und Testmaschine

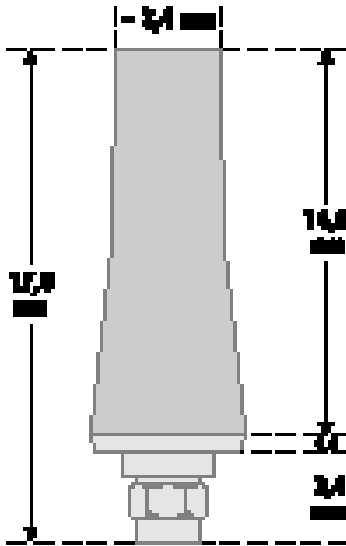


Abb.:18 Friadent – Aurobase

Die für die Tests notwendige Verbindung zwischen Implantat und Testmaschine (Bohrfutter) wurde durch ein individualisiertes Abutment mit passender Metallhülse gewährleistet. Als Grundlage für das individuelle Abutment diente der handelsübliche Aurobase-Aufbau der Fa. Friadent.

Die präfabrizierte HSL-Basis ist aus einer angießfähigen Metalllegierung gefertigt (hochschmelzende Legierung). Sie verfügt über den 3,4 mm hohen FRIADENT Implantat-Aufbau-Verbund mit einem Sechskant zur Rotationssicherung und einem 0,6 mm hohen Implantatanschluss. Die zentrale Bohrung dient der Aufnahme der FRIADENT Aufbauschraube. Auf die HSL-Basis ist eine ausbrennbare Modellationshülse aus POM-Kunststoff mit einer Höhe von 14 mm und einer Wandstärke von 0,6 mm aufgespritzt.



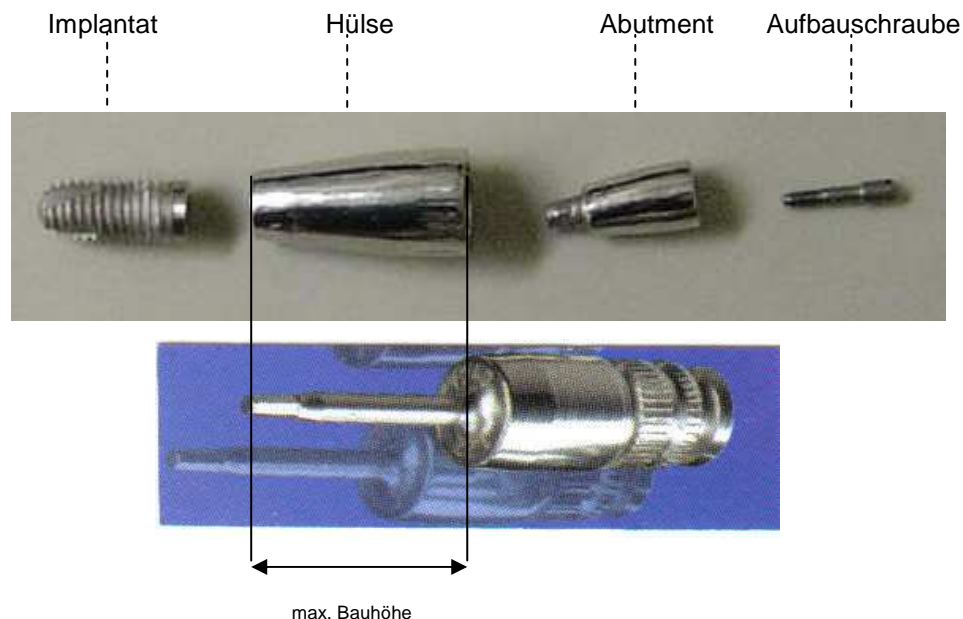
Abb.:19 Verbindung Implantat – Abutment HSL-Basis

Dieser Kunststoffaufbau wurde mit Wachs zu einem umgekehrten Kegel modelliert. Nach konventioneller Art wurde anschließend eine Silberlegierung an die HSL-Basis angegossen. Passgenau zu dieser individuellen Aufbauform wurde eine Hülse aus der gleichen Silberlegierung angefertigt, die den gleichen Konuswinkel wie der Aufbau

besitzt und diesen in sich aufnehmen kann. Es konnte dadurch die tiefe, innen liegende Implantat-Aufbau-Verbindung im Sinne eines "Tube-in-Tube"- Mechanismus genutzt werden.

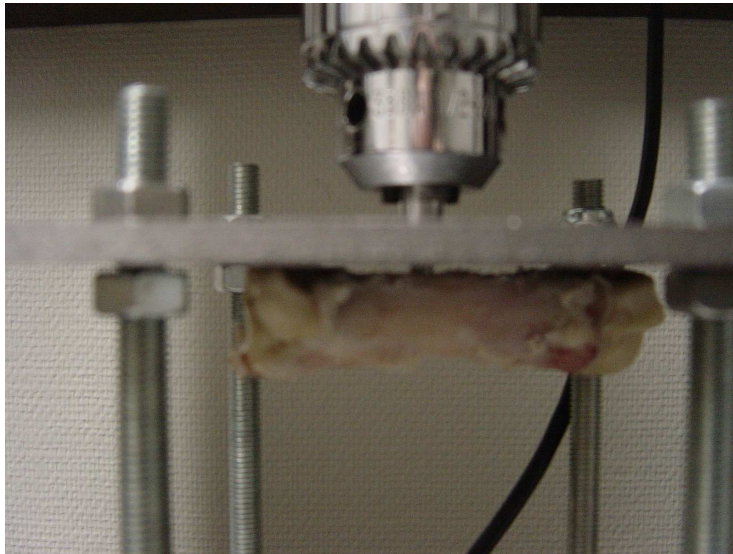
Die FRIALIT®-2 / Xive Aufbauschraube mit dem Gewindedurchmesser 1,6 mm sichert den Sitz des individuellen Aufbaus am Implantat.

Die Verbindung beider gegossener Teile ineinander gleicht einer formschlüssigen Verbindung, die als eine sehr zuverlässige und stabile Verbindung beschrieben wird. Dadurch konnte eine direkte Krafteinleitung von der Testmaschine zum Implantat gewährleistet werden. Gleichzeitig konnte durch dieses individuelle aber dennoch praxisnahe Abutment der originale Schraubendreher mit seiner begrenzten Arbeitslänge genutzt werden. Das bot wiederum die Möglichkeit mittels Ratsche das Abutment mit definierter Kraft über die Vertikalschraube am Implantat zu befestigen. So konnte an dieser Stelle ein praxisnaher Versuchsaufbau umgesetzt werden.



*Abb.20 Implantat-Abutment –  
Verbindung*

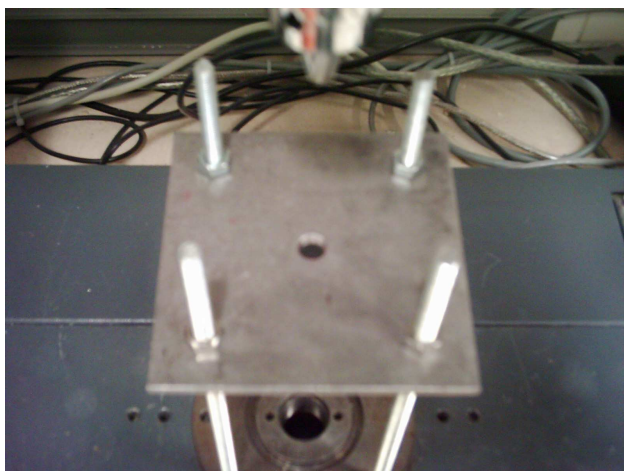




*Abb.:21 Implantat-  
Abutment –Verbindung mit  
Ankopplung an die  
Testmaschine (Bohrfutter)*

#### 4.5.2. Metallplatte als Widerlager

Es wurde weiterhin eine 5 mm dicke Metallplatte angefertigt, die durch 4 Vertikalschrauben an den Ecken der Platte mit der Basis der Zwick-Maschine befestigt wurde. Sie diente als stabiles Widerlager zum ausgeübten Zug. Dabei wurde die Metallplatte mittels einer Wasserwaage horizontal ausgerichtet, um eine senkrechte Krafteinleitung auf das Implantat zu gewährleisten. Durch die zentrale Bohrung wird das individuelle Abutment geführt damit es ca. 5 – 8 mm oberhalb der Metallplatte heraus ragt.



*Abb.:22 Metallplatte mit 4  
Schrauben befestigt und justierbar*

#### 4.5.3. Bohrfutter als Ankopplung an die Testmaschine

Für die Verbindung des Zugarmes mit dem Abutment stellte sich das zur Verfügung stehende Bohrfutter als bestes Ankopplungselement dar.

Für jeden einzelnen Test musste das Abutment mit Hülse erst auf das Implantat aufgeschraubt werden und anschließend durch die Metallplatte geführt werden bis es letztlich über das Bohrfutter am Zugarm befestigt wurde. Nach Durchführung des Tests wurde alles in umgekehrter Reihenfolge abgebaut.

Hierbei war die Verwendung eines Bohrfutters einfach, schnell und sicher.

Der größte Vorteil war jedoch die präzise Ankopplung an das Abutment, was aus oben genannten Gründen nur eine begrenzte Bauhöhe hatte.



Abb.:23 Ausgangssituation

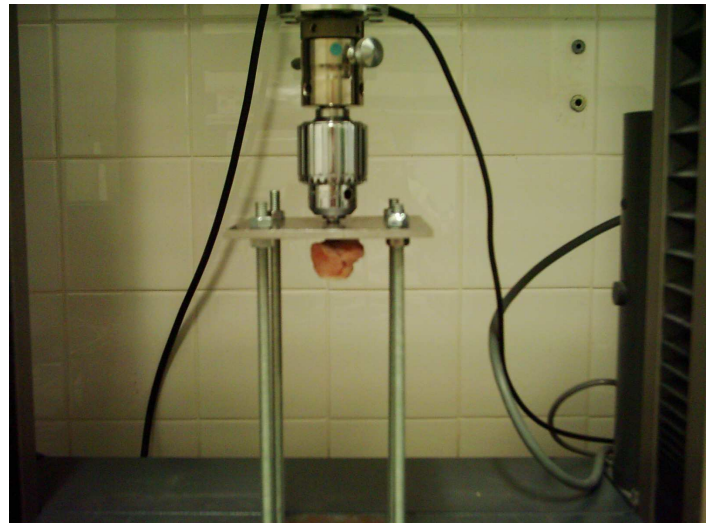


Abb.:24 Ankopplung des Bohrfutters an der Knochenprobe über das Abutment, was durch die Metallplatte geführt wurde

#### 4.5.4. Testmaschine

Für die pull-out Testung kam die Zwick –Testmaschine Z 005 zum Einsatz. Diese wurde über das Betriebssystem Windows 95 und der Software testXpert Master angesteuert und die entsprechenden Ergebnisse wurden sowohl tabellarisch als auch in einem Kraft-Zeit-Diagramm grafisch dargestellt.

Mit einer pull-out – Geschwindigkeit von 1mm/min zog die Testmaschine vertikal nach oben. Nach Erreichen der Maximalkraft zog die Maschine weiter bis nur noch 20 % der Maximalkraft wirkten. Dann wurde der Testintervall abgeschlossen und tabellarisch sowie grafisch ausgewertet.



Abb.:25 Zwick Testmaschine

#### 4.5.5. Vorversuche zur Testung der Stabilität des Versuchsaufbaus

Die Stabilität der Metallplatte wurde durch die oben beschriebenen Vorversuche mit implantatähnlichen Schrauben in Holzleisten getestet. (siehe Abb. 4 u. 5 )

Im Ergebnis dieser Vorversuche konnte festgestellt werden, dass aufgrund der Abmessungen und Dicke keine Verformung der Metallplatte stattfindet. Damit konnte eine mögliche Fehlerquelle ausgeschlossen werden.

Zusätzlich würde darauf geachtet, dass das Ankopplungselement (im Vorversuch ein Vierkanthaken, im späteren Testablauf das Abutment) nicht aus dem Bohrfutter rutscht, was ebenfalls einen Fehler beinhaltet hätte.

#### 4.6. Meßmethoden

##### 4.6.1. mögliche Meßmethoden

Zur Testung der Primärstabilität werden in der Literatur verschiedene Methoden verwendet. Die gängigsten Verfahren zur Messung der Primärstabilität von dentalen Implantaten sind removal torque (Herausdrehen), push-out (Herausdrücken) und pull-out (Herausziehen). Jedes dieser Verfahren hat seine Berechtigung. Die Anwendung hängt letztlich von der Fragestellung des Tests ab. Für die vorliegende Arbeit sollte der pull-out Test herangezogen werden. Es gibt hierfür folgende Überlegungen:

- Die gewonnenen Werte dieser Arbeit sollen ins Verhältnis zu den entwickelten Klebstoffen gesetzt werden, damit die Haftkraft der Klebstoffe so gestaltet wird, dass zum einen ein Verlust der Suprakonstruktion verhindert wird und zum anderen bei notwendiger Entfernung der Suprakonstruktion die Osseointegration nicht beeinflusst wird.
- Mit der Freilegung des Implantates finden verschiedene Krafteinwirkungen auf das Implantat statt. Im Allgemeinen ist ein mehrmaliger Austausch von Sekundärteilen nötig (Gingivaformer, Abformpfosten, Gerüsteinprobe), was mit mehrmaligem Auf – und Abschrauben verbunden ist. Hier wäre die removal torque -Testung sicherlich sehr aussagekräftig.

##### 4.6.2. pull-out als gewählte Meßmethode

Trotz der oben erwähnten Möglichkeit, hinsichtlich der removal torque –Testung wurde das pull-out –Verfahren gewählt, da bei der prothetischen Behandlung nicht nur drehende Kräfte auftreten, sondern vor allem Zugkräfte auftreten.

Ziehenden Kräfte treten in der Weiterbehandlung z.T. in sehr starkem Maße auf. Bei der Abformung ist das Polyether Impregum (Fa. Espe) weit verbreitet. Es wird sehr hart und ist bei nicht absoluter Parallelität mehrerer Implantate schwer auszugliedern, wodurch sehr hohe Abzugskräfte auftreten können.

Bei den Bemühungen, die gesamte Behandlung möglichst in kürzester Zeit abzuschließen, wird häufig mit Provisorien gearbeitet, die wiederum vor der Eingliederung des definitiven Zahnersatzes entfernt werden müssen. Hier wirken je nach Entfernungsmethode unterschiedliche Momentankräfte auf. Häufig wird auch eine definitive Konstruktion erst provisorisch eingesetzt. Da hierbei schon auf eine besondere Passgenauigkeit geachtet wird, ist bei der Entfernung dieser Konstruktion vor der definitiven Befestigung mit größeren Entfernungskräften zu rechnen als bei konventionellen Provisorien.

Nicht zu vergessen ist auch die planmäßige und v.a. auch die unplanmäßige Ausgliederung der Suprakonstruktion zu berücksichtigen. Implantatversorgungen bedürfen einer aufmerksamen Pflege sowohl durch den Patienten als auch durch den Zahnarzt. Der Einsatz von Interdentalbürsten und Zahnseide kann bei unsachgemäßer Handhabung zu Kräften führen, die abziehenden Kräften gleichzusetzen sind. Ebenso können die prophylaktischen Maßnahmen oder auch Entzündungsprozesse im Sinne einer Periimplantitis zur Ausgliederung der Suprakonstruktion führen. Auch hierbei würden unter anderen abziehende Kräfte wirken können.

Letztlich sollte auch der alltägliche Gebrauch des Zahnersatzes berücksichtigt werden. Die Krafteinleitung auf Implantate ist nicht nur apikal gerichtet, sondern gerade das Kauen bzw. Zerkleinern von zäher Speise wirkt eher in koronaler Richtung und das über viele tausend Zyklen.

#### 4.7. Bewertung der Knochenqualität

##### 4.7.1. Osteodensitometrie als Vorbild

Für eine vergleichende Bewertung der Festigkeitsergebnisse aus den vorangegangenen pull-out –Tests, war es erforderlich, auch die Qualität der Knochen zu beurteilen. Dies wurde analog zur Osteodensitometrie über die Auswertung von Röntgenbildern vorgenommen.

Die Osteodensitometrie, die vor allem als Knochendichtemessung bei Verdacht auf Osteoporose angewendet wird, ist eine Röntgenuntersuchung mit anschließender Auswertung der Knochenqualität.



#### 4.7.2. Vorbereitung der Proben

Um annähernd vergleichbare Messbedingungen sicher zustellen, wurden die Proben erst grob in ca. 1cm dicke Scheiben zersägt und anschließend mittels einer rotierenden Schleifscheibe auf einheitlich 8 mm getrimmt. Dabei entstanden Knochenproben mit zwei planen und glatten Flächen. Die Genauigkeit der Probenmodifikation beträgt  $\pm 0,1$  mm.

#### 4.7.3. Röntgen

Die neu gewonnenen Proben wurden mit dem intraoralen Röntgengerät der Fa. Gendex, der dazugehörigen Wandbox mit Sensor der Fa. Sirona digital geröntgt. Dazu wurde sowohl die Probe als auch ein Titanplättchen (15mm lang, 2 mm breit, 1mm dick) auf dem Sensor platziert. Der Tubus hatte immer einen Abstand von 5 cm zur Sensoroberfläche. Mit einer Röntgenleistung von 60 KV und einer Belichtungszeit von 0,06 s wurden Probe und Titanplättchen durchstrahlt und als unkomprimierte TIFF-Datei gespeichert.



Abb.:26 Knochenprobe auf Röntgensensor mit Objekt-Tubus-Abstand von 5 cm



Abb.:27 Digitalisierung und Darstellung der Knochenprobe am Monitor

#### 4.8. Auswertung

Die TIFF-Dateien wurden in das Programm „Image P2“ (H&K, Berlin) eingelesen. Mittels dieser Software wurden die Graustufen der Proben an unterschiedlichen Stellen gemessen und dokumentiert.

Die gewonnenen Werte wurden mit dem Statistikprogramm Origin 6.0 ausgewertet

#### 4.9 Kongruenz zwischen Implantat und finalem Implantatbohrer

Zur Kongruenz zwischen Implantatbett und Implantat besteht in der heutigen Zeit ein weitgehender Konsens. Bei genauer Betrachtung der Implantate schien es zumindest so, als ob die Implantatschulter etwas breiter ist. Dieser Erscheinung nachgehend wurden von jedem Implantatdurchmesser sowohl jeweils 1 Implantat jedes Systems als auch der zum jeweiligen System entsprechende finale Bohrer mittels einer Kamera fotografiert. Das gewonnene Bild wurde digital abgespeichert und einer digitalen Messung unterzogen.

Anhand der Messwerte konnten die Differenzen zwischen Implantatdurchmesser und finalem Bohrerdurchmesser ermittelt werden, wobei der Implantatdurchmesser grundsätzlich immer etwas größer war gegenüber dem finalen Bohrer.

Die Unterschiede sind in der Tabelle 4 aufgeführt.

Interessanterweise ist die Differenz zwischen Bohrer und Implantat bei dem press fit – Implantat geringer als beim Schraubenimplantat. Beim Schraubenimplantat findet also im crestalen bzw. kortikalen Bereich mit der Insertion des Implantates gleichzeitig eine Knochenkondensation statt, was sicherlich auch Einfluss auf die Primärstabilität hat. Dieser Aspekt ist jedoch als relativ anzusehen, da das Bohrprotokoll bei diesem Schraubenimplantat noch einen crestalen Spiralbohrer vor der Insertion des Implantates vorsieht, um eine zu starke Knochenkondensation zu verhindern, die im Extremfall lokale Drucknekrosen hervorrufen kann und damit die Osseointegration gefährdet. Demgegenüber besteht die Möglichkeit ein schwaches Knochenlager durch entsprechende Kondensation zu optimieren und damit auch die Primärstabilität zu erhöhen.

Prinzipiell ist der Durchmesser des crestalen Bohrers um 0,2 mm größer als der des finalen Spiralbohrers. Das Arbeitsende der Bohrer ist auf das Design der Implantate abgestimmt. Die Miroextension des Implantathalses ist dabei ebenfalls berücksichtigt. Bei größtmöglicher Ausnutzung der Versenktiefe wird diese Extension auf das Implantatbett übertragen. Die variable Präparationstiefe des crestalen Bereichs der Kavität steuert das Ausmaß der internen Kondensation, die durch das spezielle Xive® Implantat- und Gewindedesign während der Insertion erzielt wird.

An dieser Stelle ist die Entscheidung des Behandlers bzw. dessen Planung maßgebend. Wie schon oben erwähnt, wurde in dieser Untersuchung auf den crestalen Spiralbohrer verzichtet, um Ergebnisse unter gleichen Bedingungen zu erzielen, da die Anzahl der Implantate begrenzt war und somit nicht ausreichend Messreihen sichergestellt werden konnten. Dennoch sollte bei der Betrachtung der Messergebnisse dieser Fakt nicht völlig unberücksichtigt bleiben.

Tab.:4 Vergleich der Durchmesser von Implantatbohrer und Implantat

Differenz zwischen Implantat- und Bohrerdurchmesser in [mm]			
	D 3,8	D 4,5	D 5,5
Frialit2	0,179	0,126	0,18
Xive	0,699	0,555	0,466

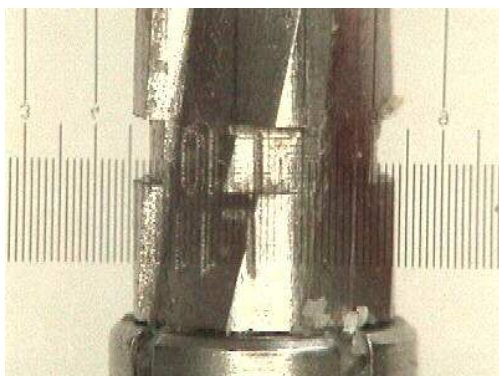
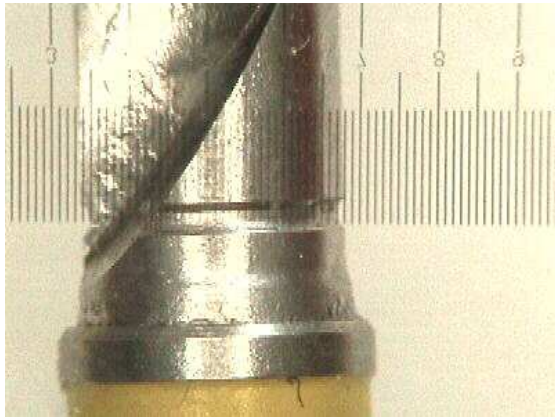


Abb. 28 finaler Bohrer (Frialit2)

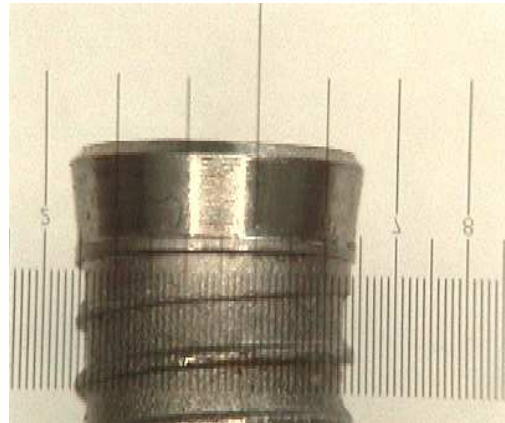


Abb.29 Implantatschulterbereich





*Abb.30: finaler Bohrer (Xive)*



*Abb.31: Implantatschulterbereich (Xive)*

## 5. Ergebnisse

### 5.1. Ergebnispräsentation

Entsprechend der durchgeführten Tests werden die gewonnenen Ergebnisse ,wie aus der Tabelle 5 ersichtlich , dargestellt. Die zwei grundsätzlichen verschiedenen Implantatsysteme wurden an 5 verschiedenen Knochenarten durch 2 Meßmethoden getestet. Weiterhin werden die Unterschiede der beiden Implantatsysteme hinsichtlich der Differenz zwischen Bohrerdurchmesser und Implantatdurchmesser in einer Tabelle dargestellt.

*Tab.:5 Schema der Ergebnispräsentation*

### Schema der Ergebnispräsentation

<b>Implantatsysteme</b>	Press fit - Implantat	Schraubenimplantat
<b>getestete Knochenarten</b>	porciner Mittelfußknochen boviner Mittelfußknochen bovine Rinderscapula humaner Oberkieferknochen humaner Unterkieferknochen	porciner Mittelfußknochen boviner Mittelfußknochen bovine Rinderscapula humaner Oberkieferknochen humaner Unterkieferknochen
<b>Testverfahren</b>	pull-out Graustufenmessung	pull-out Graustufenmessung
<b>Vergleich</b>	Implantatdurchmesser zu Bohrerdurchmesser	Implantatdurchmesser zu Bohrerdurchmesser
<b>Statistik</b>	Ein-Wege-ANOVA	Ein-Wege-ANOVA

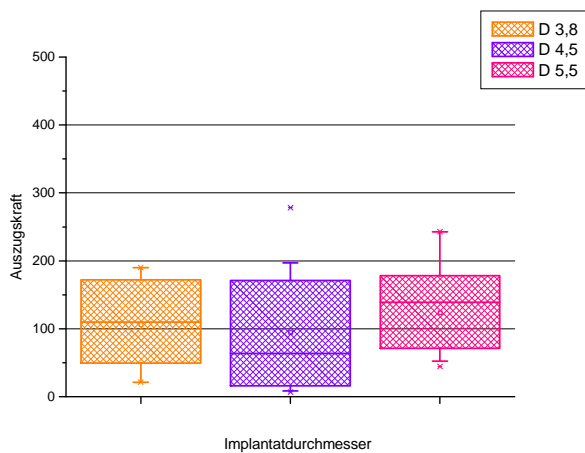
5.2. pull-out - Ergebnisse der press fit – Implantateporciner Mittelfußknochen

Abb. 32: pull-out – Werte bei porcinen Mittelfußknochen unter Verwendung von press fit – Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

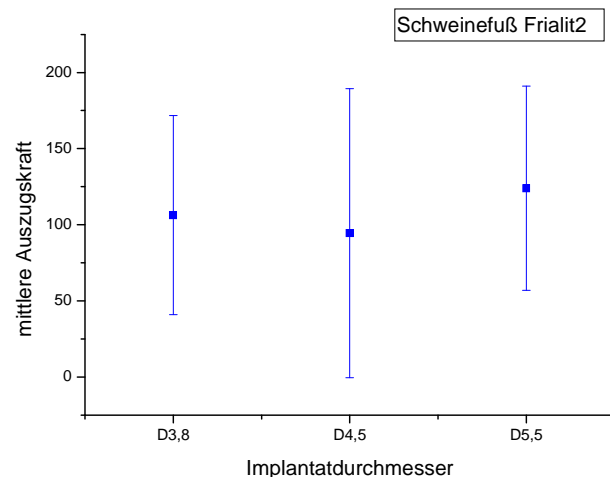


Abb.33: mittlere pull-out – Werte bei porcinen Mittelfußknochen unter Verwendung von press fit – Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

Tab.6 statistischer Vergleich der Implantatdurchmesser bei pull-out Tests an porcinen Mittelfußknochen

Implantatdurchmesser	D 3,8	D 4,6	D 5,5
D 3,8	-	nicht signifikant	nicht signifikant
D 4,5	p = 0,74266	-	nicht signifikant
D 5,5	p = 0,54792	p = 0,40256	-

Auswertung

- Bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  unterscheiden sich die 3 verschiedenen Durchmesser nicht signifikant.
- Die Streuung der Werte und das dichte Beieinanderliegen der Werte lassen keine weiteren Rückschlüsse auf eventuelle Vorteile oder Nachteile der einzelnen Implantatdurchmesser zu.
- Im Vergleich zu humanen Unterkieferknochen und boviner Mittelfußknochen liegen die Werte aller 3 Durchmesser tiefer.
- Vergleicht man dagegen die Messwerte und auch die mittlere Auszugskraft mit humanem Oberkieferknochen, so liegen die Durchmesser 3,8 mm und 4,5 mm dicht beieinander. Nur der Durchmesser 5,5 mm zeigt im humanen Knochen deutlich höhere pull-out Werte als im porcinen Mittelfußknochen.

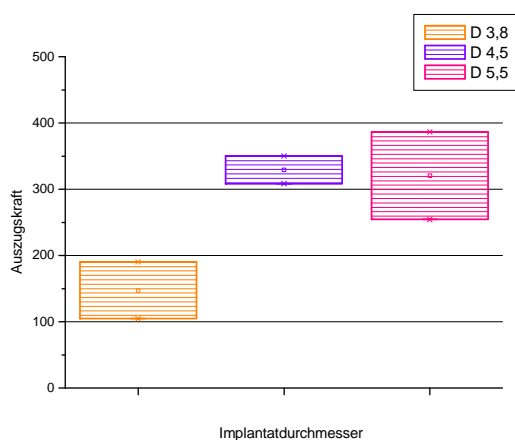
boviner Mittelfußknochen

Abb. 34: pull-out – Werte bei bovinen Mittelfußknochen unter Verwendung von press fit – Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

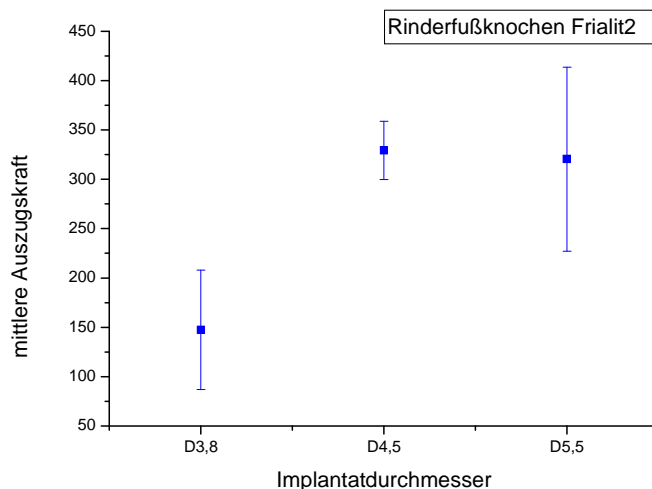


Abb. 35: mittlere pull-out – Werte bei bovinen Mittelfußknochen unter Verwendung von press fit – Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

Tab.7 statistischer Vergleich der Implantatdurchmesser bei pull-out Tests an bovinen Mittelfußknochen

Implantatdurchmesser	D 3,8	D 4,6	D 5,5
D 3,8	-	nicht signifikant	nicht signifikant
D 4,5	p = 0,06229	-	nicht signifikant
D 5,5	p = 0,1588	p = 0,91002	-

Auswertung

- Bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  unterscheiden sich die 3 verschiedenen Durchmesser nicht signifikant.
- Grundsätzlich ist diese Auswertung kritisch zu betrachten, da zu jedem Durchmesser nur 2 Messwerte zur Verfügung stehen.
- In den Diagrammen ist ein grafischer Unterschied zwischen den Durchmessern 4,5 mm und 5,5mm in Bezug auf den Durchmesser 3,8 mm zu sehen.
- Gegenüber den humanen Oberkieferknochen und Unterkieferknochen liegen die pull-out Werte höher. (nur Vergleich mit Frilat2-Implantaten)
- Nur der Durchmesser 5,5 mm zeigt ähnliche Werte wie der Durchmesser 5,5 mm beim humanen Unterkiefer (nur Vergleich mit Frilat2-Implantaten)

- 
- Während im humanen Knochen die Messwerte der Durchmesser 3,8 mm und 4,5 mm relativ dicht liegen und der Durchmesser 5,5 mm den Ausreißer darstellt, ist im Rinderfußknochen der Durchmesser 3,8 mm der Ausreißer mit geringeren Messwerten gegenüber der Durchmesser 4,5 mm und 5,5 mm.

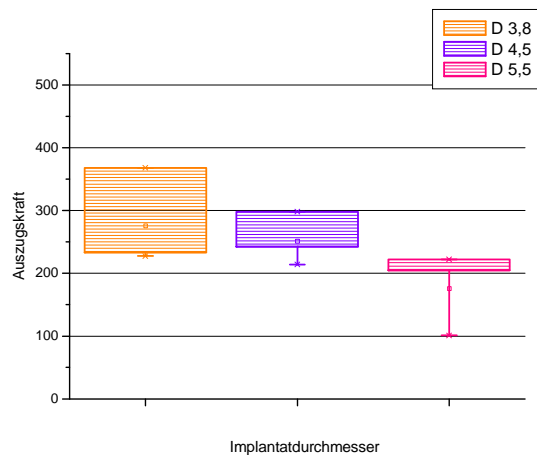
spongiöse Rinderscapula

Abb. 36: pull-out – Werte bei spongiöser Rinderscapula unter Verwendung von press fit – Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

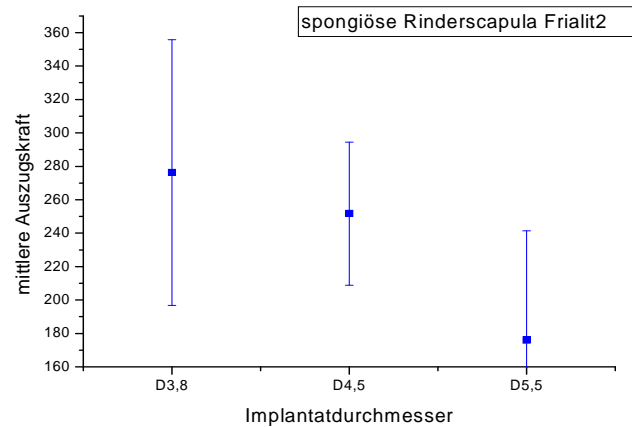


Abb. 37: mittlere pull-out – Werte bei spongiöser Rinderscapula unter Verwendung von press fit – Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

Tab.8 statistischer Vergleich der Implantatdurchmesser bei pull-out Tests an spongiöser Rinderscapula

Implantatdurchmesser	D 3,8	D 4,6	D 5,5
D 3,8	-	nicht signifikant	nicht signifikant
D 4,5	p = 0,66144	-	nicht signifikant
D 5,5	p = 0,16687	p = 0,16908	-

Auswertung

- Bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  unterscheiden sich die 3 verschiedenen Durchmesser nicht signifikant.
- Da diese Versuchsreihe nur 3 Messwerte pro Implantatdurchmesser aufweist, ist die weitere Betrachtung nur von geringem Aussagewert.
- Es ist ein abfallender Trend in der graphische Darstellung vom kleinsten zum größten Durchmesser zu erkennen. Eine mögliche stärkere Gefügauflockerung bei Verwendung größerer Durchmesser könnte hier diskutiert werden. Sonstigen Erkenntnissen hinsichtlich größerer Durchmesser und größerer Implantatoberfläche widerspricht dieser Trend.

- Die pull-out Werte des Durchmessers 3,8 mm sind sowohl im Vergleich zu den anderen Durchmessern als auch im Vergleich mit den anderen Knochenarten höher bei isolierter Betrachtung der press-fit Implantate.
- Der Durchmesser 4,5 mm stellt sich bezüglich der mittleren Auszugskraft gegenüber bovinen Mittelfußknochen mit geringeren pull-out Werten und gegenüber humanem Ober –und Unterkieferknochen sowie porkinen Mittelfußknochen mit höheren pull-out Werten dar.
- Bei der Betrachtung des Durchmessers 5,5 mm bei press fit Implantaten zeigen bezüglich der mittleren Auszugskraft der porkine Schweinefußknochen geringere, während humaner Ober -und Unterkieferknochen und boviner Mittelfußknochen höhere Werte.

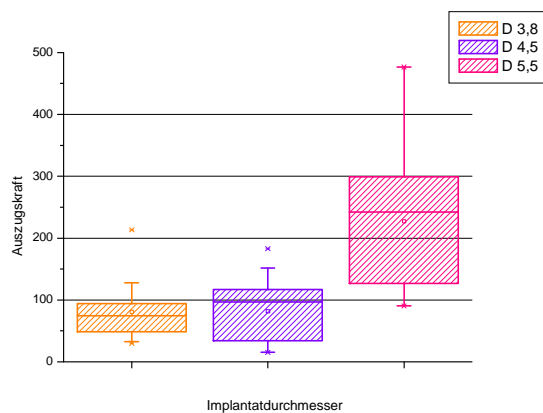
humaner Oberkieferknochen

Abb. 38: pull-out – Werte bei humanen Oberkieferknochen unter Verwendung von press fit – Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

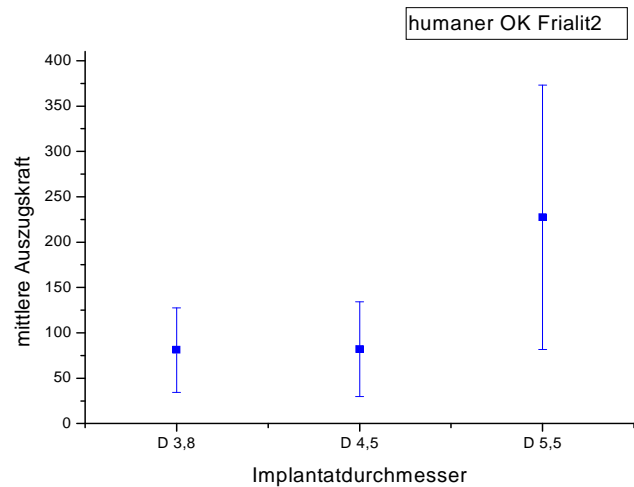


Abb. 39: mittlere pull-out – Werte bei humanen Oberkieferknochen unter Verwendung von press fit – Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

Tab.9 statistischer Vergleich der Implantatdurchmesser bei pull-out Tests an humanem Oberkieferknochen

Implantatdurchmesser	D 3,8	D 4,6	D 5,5
D 3,8	-	nicht signifikant	signifikant
D 4,5	p = 0,96291	--	signifikant
D 5,5	p = 0,00152	p = 0,0035	-

Auswertung:

- Der Unterschied bei den Durchmesser 3,8 mm und 4,5 mm ist nicht signifikant bei  $p = 0,05$ . Die Durchschnittswerte liegen dicht beieinander bei einer moderaten Varianz der Werte.
- Der Unterschied des Durchmessers 5,5 mm zu den Durchmessern 3,8 mm und 4,5 mm ist signifikant bei  $p = 0,05$  bei gleichzeitig großer Streuung der pull-out Werte.
- Der Durchmesser 5,5 mm zeigt im Durchschnitt fast die 3-fache Primärstabilität
- Für den Durchmesser 5,5 mm gab es nur 6 Werte gegenüber 16 und 14 Werten bei den Durchmessern 3,8 mm und 4,5 mm, da das Knochenangebot für den Durchmesser 5,5 mm nur selten gegeben war.



- 
- Der signifikante Unterschied des Durchmessers 5,5 mm zu den Durchmessern 3,8 mm und 4,5 mm spiegelt sich auch in den Diagrammen wider. Es ist die größere Implantatoberfläche sicherlich dafür verantwortlich zu machen.

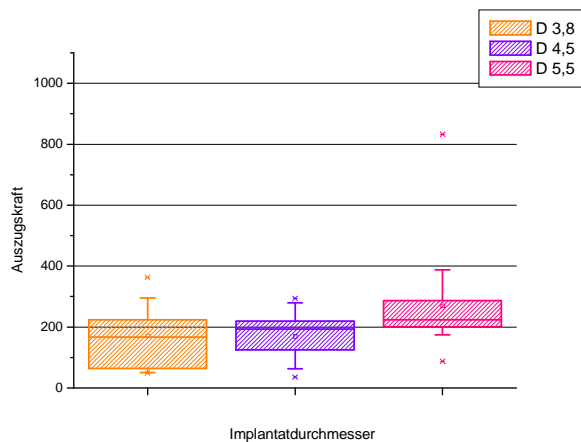
humaner Unterkieferknochen

Abb. 40: pull-out – Werte bei humanen Unterkieferknochen unter Verwendung von press fit – Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

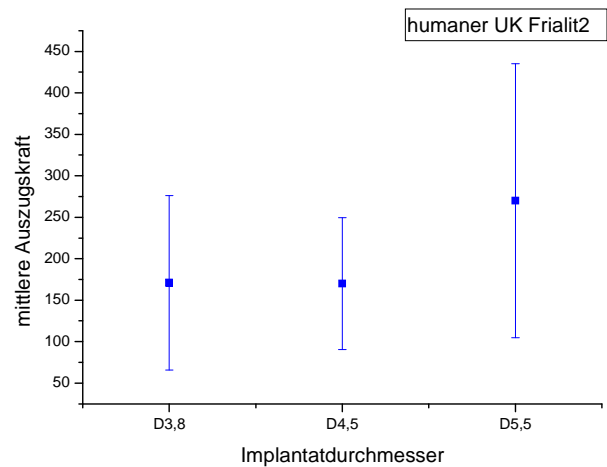


Abb. 41: mittlere pull-out – Werte bei humanen Unterkieferknochen unter Verwendung von press fit – Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

Tab.10 statistischer Vergleich der Implantatdurchmesser bei pull-out Tests an humanen Unterkieferknochen

Implantatdurchmesser	D 3,8	D 4,6	D 5,5
D 3,8	-	nicht signifikant	nicht signifikant
D 4,5	p = 0,97912	-	signifikant
D 5,5	p = 0,08124	p = 0,03725	-

Auswertung

- Der Unterschied zwischen den Durchmessern 3,8 mm zu 4,5 mm und 5,5 mm ist bei einem Signifikanzniveau  $p = 0,05$  nicht signifikant.
- Der Unterschied zwischen den Durchmesser 4,5 mm zu 5,5 mm ist dagegen signifikant bei  $p = 0,05$
- Der optische Vergleich im Diagramm spiegelt nicht zwingen dieses Ergebnis wider. Allerdings ist die Streuung bei den Durchmessern 3,8 mm und 5,5 mm größer als bei dem Durchmesser 4,5 mm.
- Beim Vergleich der Durchmesser 4,5 mm zu 5,5 mm wird jedoch mit  $p = 0,03725$  das Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  nur knapp verfehlt, d.h. nur bei

sehr strenger Betrachtung ist der Unterschied zwischen beiden Implantatdurchmessern signifikant.

- Bei der Betrachtung der Diagramme ist ein kleiner Trend zugunsten des Durchmessers 5,5 mm zu sehen. Das erklärt sich eventuell dadurch, dass hier die größere Implantatoberfläche zum Tragen kommt. Eine weitere Möglichkeit ist die bessere kortikale Verankerung in buccolingualer Richtung.

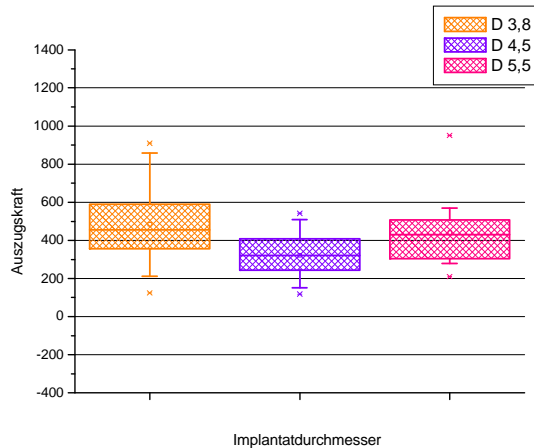
5.3. pull-out – Ergebnisse der Schraubenimplantateporciner Mittelfußknochen

Abb. 42: pull-out – Werte bei porcinen Mittelfußknochen unter Verwendung von Schraubenimplantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

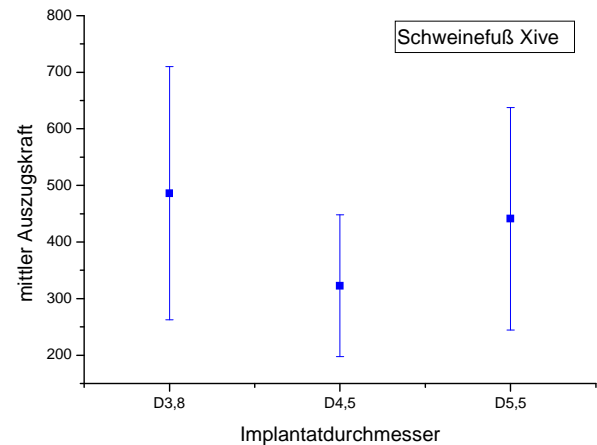


Abb. 43: mittlere pull-out – Werte bei porcinen Mittelfußknochen unter Verwendung von Schraubenimplantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

Tab.11 statistischer Vergleich der Implantatdurchmesser bei pull-out Tests an porcinen Mittelfußknochen

Implantatdurchmesser	D 3,8	D 4,5	D 5,5
D 3,8	-	signifikant	nicht signifikant
D 4,5	p = 0,02217	-	nicht signifikant
D 5,5	p = 0,5837	p = 0,07512	-

Auswertung

- Die Durchmesser 3,8 mm und 4,5 mm unterscheiden sich signifikant bei  $p = 0,05$ .
- Die Durchmesser 3,8 mm und 5,5 mm sowie 4,5 mm und 5,5 mm unterscheiden sich nicht signifikant bei  $p = 0,05$ .
- Die absoluten pull-out Werte und die mittlere Auszugskraft liegt beim Durchmesser 3,8 mm höher als die beim Durchmessern 4,5 mm und 5,5 mm.

- 
- Der Durchmesser 3,8 mm zeigt im porcinen Schweinefußknochen, bovinen Schweinefußknochen und humanen Unterkieferknochen ähnliche Werte. Nur im humanen Oberkieferknochen fallen die pull-out Werte geringer aus.
  - Beim Durchmesser 5,5 mm liegen nur noch die Werte des humanen Unterkiefers auf ähnlichen Niveau, während die Auszugkräfte im bovinen Rinderfuß deutlich höher und im humanen Oberkiefer deutlich geringer ausfallen.
  - Der Durchmesser 4,5 mm zeigt hier eigenständige Werte, die mit keinem anderen Knochen eine Annäherung zeigen.

### boviner Mittelfußknochen

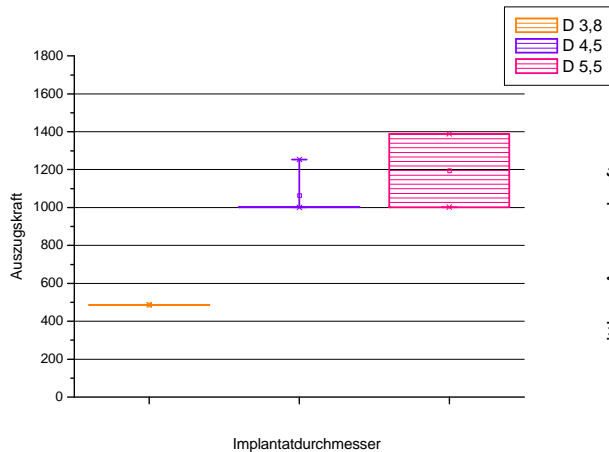


Abb. 44: pull-out – Werte bei bovinen Mittelfußknochen unter Verwendung von Schraubenimplantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

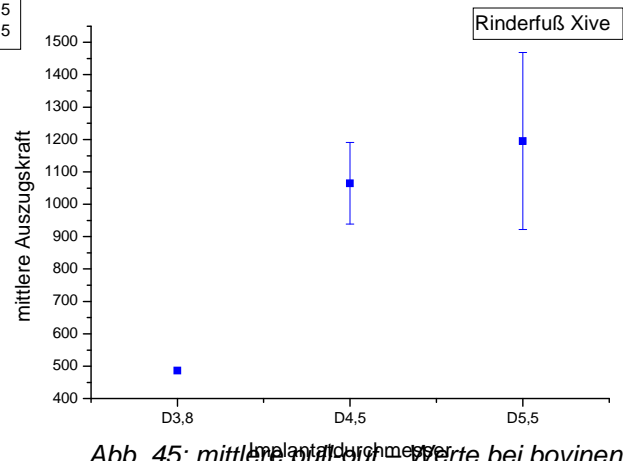


Abb. 45: mittlere pull-out-Werte bei bovinen Mittelfußknochen unter Verwendung von Schraubenimplantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

Tab. 12 statistischer Vergleich der Implantatdurchmesser bei pull-out Tests an bovinen Mittelfußknochen

Implantatdurchmesser	D 3,8	D 4,6	D 5,5
D 3,8	-	signifikant	nicht signifikant
D 4,5	p = 0,02599	-	nicht signifikant
D 5,5	p = 0,28078	p = 0,43739	-

### Auswertung

- Der Durchmesser 3,8 mm unterscheidet sich signifikant von den Durchmessern 4,5 mm und 5,5 mm .
- Die Durchmesser 4,5 mm und 5,5 mm zeigen dagegen keinen signifikanten Unterschied
- Auch hier halten die Aussagen kritischer Betrachtung nicht stand
- Bei dem Durchmesser 3,8 mm und 4,5 mm kam es zu einem Bruch der Vertikalschraube, die die Verbindung zwischen Implantat und Abutment herstellte

- 
- Weiterhin kam es zu 3 Messabbrüchen bei dem Durchmesser 4,5 mm, da die Maximalkraft bis 1000 N an der Testmaschine definiert wurde und diese somit überschritten wurde.
  - Bei dem Durchmesser 5,5 mm kam es einmal zum Messabbruch aus o.g. Gründen, wobei die Maximalkraft höher definiert wurde.
  - Es gibt also bezüglich des Schraubenimplantates, welches in bovinen Mittelfußknochen inseriert wurde keine realen Messwerte. Somit erübrigen sich weitere Überlegungen an dieser Stelle.

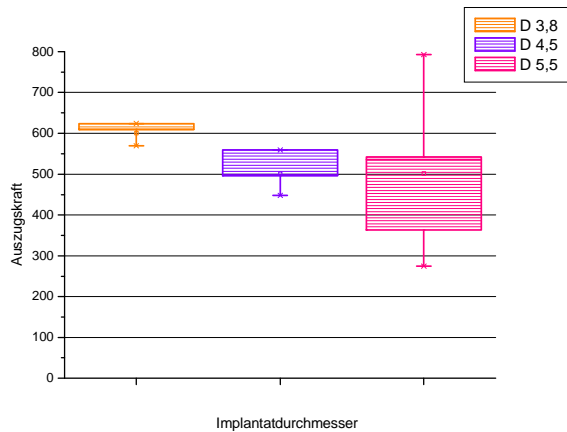
spongiöse Rinderscapula

Abb. 46: pull-out – Werte bei spongiöser Rinderscapula unter Verwendung von Schraubenimplantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

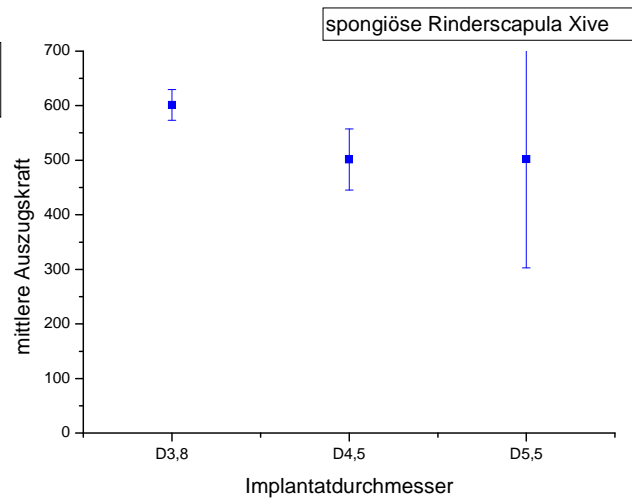


Abb. 47: mittlere pull-out – Werte bei spongiöser Rinderscapula unter Verwendung von Schraubenimplantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

Tab.13 statistischer Vergleich der Implantatdurchmesser bei pull-out Tests an spongiöser Rinderscapula

Implantatdurchmesser	D 3,8	D 4,6	D 5,5
D 3,8	-	nicht signifikant	nicht signifikant
D 4,5	p = 0,05132	-	nicht signifikant
D 5,5	p = 0,4376	p = 0,99728	-

Auswertung

- Bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  unterscheiden sich die 3 verschiedenen Durchmesser nicht signifikant.
- In dieser Versuchsreihe sind für die Durchmesser 3,8 mm und 4,5 mm nur 3 Messwerte verfügbar und für den Durchmesser 5,5 mm 5 Messwerte. Somit sind weitere Aussagen kritisch zu betrachten.
- Wie bei den Frialit2 –Implantaten zeigt der Durchmesser 3,8 mm höhere Auszugswerte gegenüber den Durchmessern 4,5 mm und 5,5 mm. Ein Trend wie bei den Frialit2-Implantaten ist jedoch nicht erkennbar.



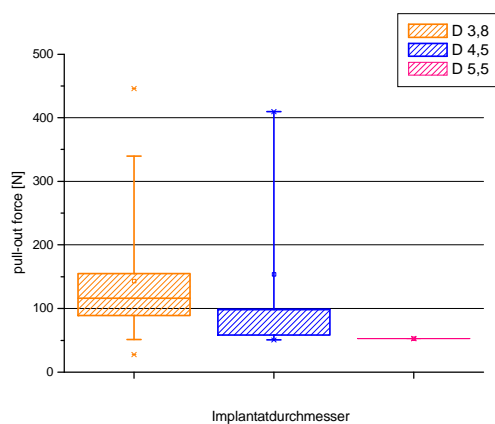
humaner Oberkieferknochen

Abb. 48: pull-out – Werte bei humanen Oberkieferknochen unter Verwendung von Schraubenimplantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

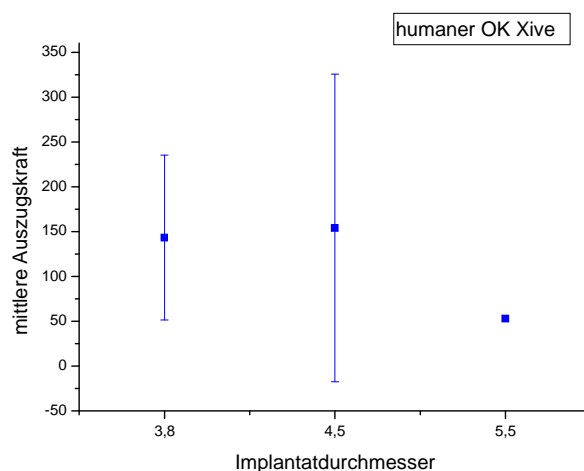


Abb. 49: mittlere pull-out – Werte bei humanen Oberkieferknochen unter Verwendung von Schraubenimplantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

Tab.14 statistischer Vergleich der Implantatdurchmesser bei pull-out Tests an humanen Oberkieferknochen

Implantatdurchmesser	D 3,8	D 4,6	D 5,5
D 3,8	-	nicht signifikant	nicht signifikant
D 4,5	p = 0,84832	-	nicht signifikant
D 5,5	p = 0,34358	p = 0,63435	-

Auswertung

- Der Unterschied bei den Durchmessern 3,8 mm und 4,5 mm ist nicht signifikant bei  $p = 0,05$ . Die Durchschnittswerte liegen dicht beieinander, wobei vor allem der Durchmesser 4,5 mm eine sehr große Streuung in den pull-out Werten hat.
- Der Unterschied zwischen den Durchmessern 3,8 mm und 4,5 mm zu 5,5 mm ist ebenfalls nicht signifikant, wenngleich die mittlere pull-out Kraft geringer ist als bei den beiden erstgenannten.
- Die Vergleichbarkeit ist an dieser Stelle eingeschränkt, da zwar 27 Messwerte für den Durchmesser 3,8 mm zur Verfügung stehen, aber nur 4 Messwerte für den Durchmesser 4,5 mm und sogar nur 1 Messwert für den Durchmesser 5,5 mm. Hier wäre eine bessere Verteilung der Messwerte

wünschenswert gewesen, allerdings gab es nicht ausreichend anatomische Voraussetzungen (häufig zu dünner Kieferkamm) zur Erlangung homogenerer Messwerte.

- Auch das Zufallsprinzip bei der Wahl der Knochen beeinflusste die ungünstige Verteilung der unterschiedlichen Implantatdurchmesser.
- Der graphisch dargestellte Trend zu Ungunsten des Durchmessers 5,5 mm sollte hier keine Bedeutung haben, da 1 Wert keine aussagekräftige Bewertung zulässt.

### humaner Unterkieferknochen

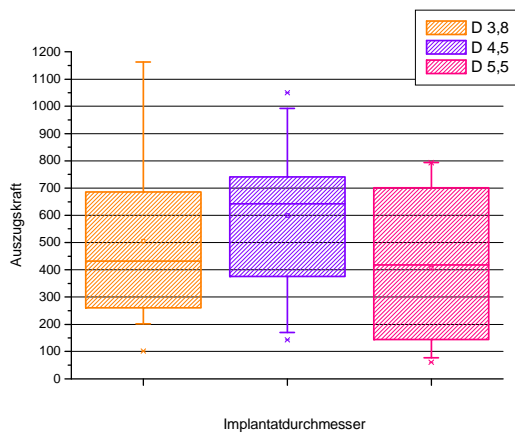


Abb. 50: pull-out – Werte bei humanen Unterkieferknochen unter Verwendung von Schraubenimplantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

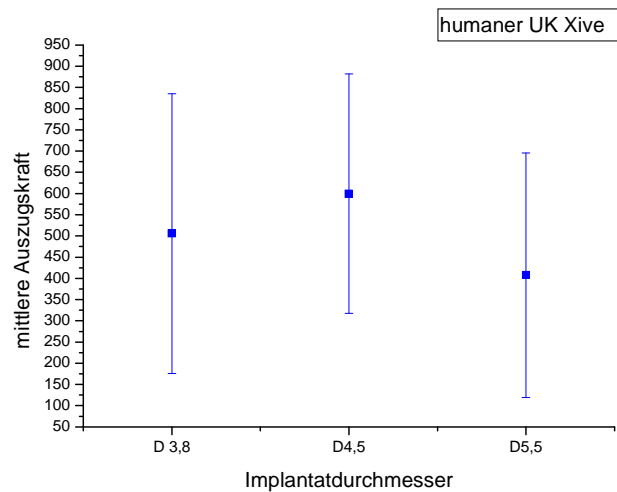


Abb. 51: mittlere pull-out – Werte bei humanen Unterkieferknochen unter Verwendung von Schraubenimplantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

Tab. 15 statistischer Vergleich der Implantatdurchmesser bei pull-out Tests an humanen Unterkieferknochen

Implantatdurchmesser	D 3,8	D 4,6	D 5,5
D 3,8	-	nicht signifikant	nicht signifikant
D 4,5	p = 0,39728	-	nicht signifikant
D 5,5	p = 0,41923	p = 0,10817	-

### Auswertung

- Der Vergleich zwischen den 3 verschiedenen Durchmessern untereinander zeigt bei  $p = 0,05$  keinen signifikanten Unterschied
- Bei allen 3 Durchmessern ist eine recht große Streuung im Diagramm erkennbar, was wahrscheinlich mit der unterschiedlichen Knochenqualität zusammen hängt.
- Es scheint einen kleinen Vorteil bei dem Durchmesser 4,5 mm zu geben. Möglicherweise wird gerade in buccolingualer Richtung ein Optimum erreicht und so im Implantatschulterbereich eine größere kortikale Verankerung stattfindet als bei den Durchmessern 3,8 mm und 5,5 mm

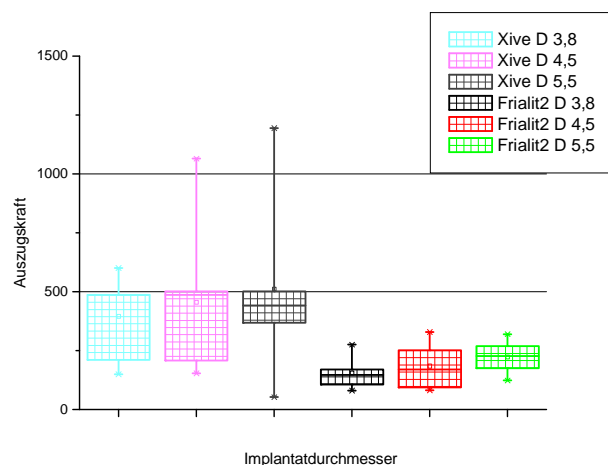
5.4. Mittelwerte aller Knochen

Abb. 52: pull-out – Werte aller Knochen -proben unter Verwendung von Schraubenimplantaten und press fit - Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

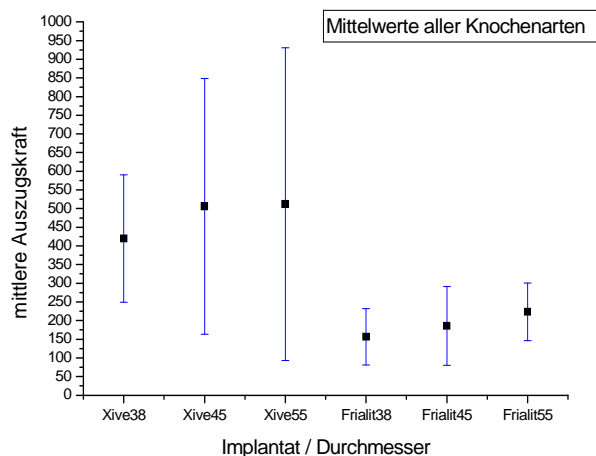


Abb. 53: mittlere pull-out – Werte aller Knochen -proben unter Verwendung von Schraubenimplantaten und press fit - Implantaten mit 3 verschiedenen Durchmessern

Tab.16 statistischer Vergleich der Implantatsysteme bei gleichem Durchmesser bei pull-out Tests

pull-out - Mittelwerte aller Knochenarten - Xive versus Frialit2			
	Frialit2 3,8	Frialit2 4,5	Frialit2 5,5
Xive 3,8	p = 0,01341		
	signifikant		
Xive 4,5		p = 0,08073	
		nicht signifikant	
Xive 5,5			p = 0,16857
			nicht signifikant

Auswertung

- Verglichen wurden die zwei Implantatsysteme mit ihrem jeweiligen adäquaten Durchmesser im Bezug auf die pull-out Mittelwerte aller Knochenarten.
- Bei dem Durchmesser 3,8 mm ist bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  der Unterschied zwischen beiden Implantatsystemen signifikant.
- Bei dem Durchmesser 4,5 mm und 5,5 mm ist bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  der Unterschied zwischen beiden Implantatsystemen nicht signifikant.

- 
- Alle pull-out Mittelwerte sämtlicher Versuche wurden in einer Tabelle zusammengefasst, d.h. es wurden hier Ergebnisse zusammengefasst, die streng betrachtet nicht miteinander verglichen werden sollten.
  - Nur die Implantate mit dem Durchmesser 3,8 mm zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Implantatsystemen.

5.5. Graustufen

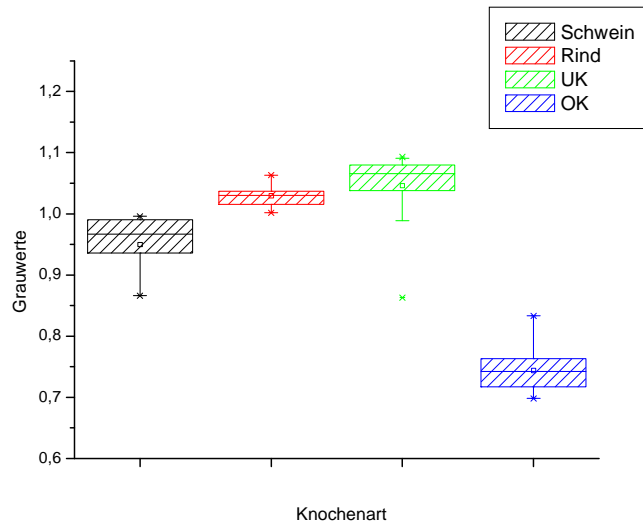


Abb. 54: Grauwertvergleich der Knochenproben unterschiedlichen Ursprungs

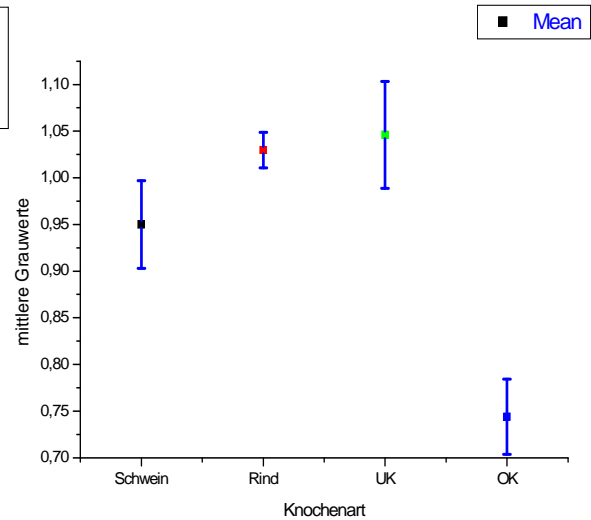


Abb. 55: mittlerer Grauwertvergleich der Knochenproben unterschiedlichen Ursprungs

Tab.17 Mittelwerte für relative Knochendichte

Knochenursprung	porciner Mittelfußknochen	boviner Mittelfußknochen	humaner Unterkiefer	humaner Oberkiefer
relative Knochendichte	0,94995	1,0298	1,04606	0,744

Tab.18 statistische Auswertung ( $p=0,05$ ) der relativen Knochendichte bezüglich der einzelnen Knochenarten

Knochenursprung	porciner Mittelfußknochen	boviner Mittelfußknochen	humaner Unterkiefer	humaner Oberkiefer
porciner Mittelfußknochen	---	signifikant	signifikant	signifikant
boviner Mittelfußknochen	$p = 9,7908$	---	nicht signifikant	signifikant
humaner Unterkiefer	$p = 1,70108$	$p = 0,39657$	---	signifikant
humaner Oberkiefer	$p = 4,09648$	$p = 7,69385$	$p = 2,1416$	---

#### Graustufen beim porcinen Mittelfußknochen

- Die relative Knochendichte ist geringer als die des bovinen Mittelfußknochen und des humanen Unterkiefers jedoch größer als die des humanen Oberkiefers
- Bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  unterscheidet sich die relativen Knochendichte im Vergleich zu den anderen Knochenarten signifikant
- Das war ein zu erwartendes Ergebnis, da auch die Makrostruktur sich von den anderen Knochenarten unterscheidet.

#### Graustufen beim bovinen Mittelfußknochen

- Die relative Knochendichte ist geringer als die des humanen Unterkiefers jedoch größer als die des porcinen Mittelfußknochen und des humanen Oberkiefers.
- Bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  unterscheidet sich die relativen Knochendichte im Vergleich zum humanen Unterkiefer nicht signifikant und zum porcinen Mittelfußknochen sowie zum humanen Oberkiefer signifikant
- Im Vergleich zum humanen Oberkiefer und porcinen Mittelfuß war dieses Ergebnis zu erwarten, dass sich auch die pull-out Werte entsprechend darstellten und auch makroskopisch eine dicke Kompakta zeigte.
- Im Vergleich zum humanen Unterkiefer war der nicht signifikante Unterschied nach Messung der pull-out Werte nicht zu erwarten. Die pull-out Werte lagen immer höher gegenüber des humanen Unterkiefers. Des Grund dafür liegt sicherlich in der Makrostruktur des Unterkiefers, denn während der bovine Mittelfußknochen hauptsächlich von einer dicken Kompakta und fehlender Spongiosa geprägt ist, besteht der Unterkieferknochen aus einer vergleichsweise dünnen Kompakta verbunden mit einer soliden Spongiosa.

### Graustufen beim humanen Unterkieferknochen

- Die relative Knochendichte ist größer als die der anderen Knochenarten.
- Bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  unterscheidet sich die relativen Knochendichte im Vergleich zum bovinen Mittelfußknochen nicht signifikant und zum porcinen Mittelfußknochen sowie humanen Oberkieferknochen signifikant.
- Der Unterschied zum humanen Oberkiefer war zu erwarten, da sowohl die pull-out Werte als auch die makroskopischen Strukturen (kaum Kompakta, hauptsächlich Spongiosa) schwächer ausfielen.
- Der Unterschied zum porcinen Mittelfußknochen war nicht in jedem Fall zu erwarten. Gerade im Vergleich der Schraubenimplantate lagen die pull-out Werte relativ dicht beieinander. Nur der Vergleich der press-fit Implantate fiel bei den pull-out Werten zugunsten des humanen Unterkiefers aus. Makroskopisch ließ die dicke Kompakta des porcinen Mittelfußknochen eher auf eine dichtere Struktur gegenüber des humanen Unterkiefers schließen.
- Der Unterschied zum bovinen Mittelfußknochen wurde schon bei diesem dargestellt.

### Graustufen beim humanen Oberkieferknochen

- Die relative Knochendichte ist geringer als die der anderen Knochenarten.
- Bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  unterscheidet sich die relativen Knochendichte im Vergleich zu den anderen Knochenarten signifikant
- Das war ein zu erwartendes Ergebnis, da auch die Makrostruktur sich von den anderen Knochenarten unterscheidet.
- Diese Ergebnisse spiegeln sich auch in den gewonnenen pull-out werten wider.



### Graustufen im Verhältnis zu den pull-out Werten beim humanen Ober -und Unterkieferknochen

- Die Knochendichte im Unterkiefer liegt bei einem Wert von 1.
- Die Knochendichte im Oberkiefer liegt bei einem Wert von 0,7.
- Die pull-out Werte sind im Unterkiefer höher als im Oberkiefer.
- Die relative Knochendichte, die sich aus dem Verhältnis der gemessenen Graustufen von Knochen zu Titan ergibt, ist bis auf einzelne Werte sehr homogen. Das gilt sowohl für den Oberkiefer als auch für den Unterkiefer.
- Somit hat die Knochendichte Einfluss auf die Primärstabilität der Implantate. Das Gilt für beide Implantatsysteme, wobei der Unterschied beim Schraubenimplantat (Xive) deutlicher ist als beim press-fit Implantat (Frialit2)
- Die pull-out Werte bei beiden Implantatsystemen schwanken deutlich. Würde man diese Werte mit der relativen Knochendichte ins Verhältnis setzten bleibt die Schwankungsbreite erhalten..
- Eine weitere Variable ist der Implantatdurchmesser. Auch die pull-out Werte eines Implantatdurchmessers zeigen eine große Schwankungsbreite.
- Es müssen also noch andere Faktoren Einfluss auf die Primärstabilität haben (Verhältnis von Kortikalis zu Spongiosa, Dicke der Kortikalis, Mineralisationsgrad des Knochens....)

### 5.6. Vergleich Implantatdurchmesser zu Bohrerdurchmesser

Wie in der Tabelle 19 zu sehen, gibt es in geringem Maße Unterschiede zwischen Implantat und Bohrer. Besonders im Bereich der Implantatschulter und des obersten aktiven Bohreransatzes sind die Unterschiede deutlich geworden. Das soll in der nachfolgenden Tabelle dargestellt werden

Tab.19 Vergleich der Durchmesser von Implantatbohrer und Implantat

<b>Differenz zwischen Implantat- und Bohrerdurchmesser in [mm]</b>			
	<b>D 3,8</b>	<b>D 4,5</b>	<b>D 5,5</b>
<b>Frialit2</b>	0,179	0,126	0,18
<b>Xive</b>	0,699	0,555	0,466

#### 5.6.1. Frialit2

Bei diesem Implantatsystem lässt sich aufgrund der einfachen press fit Form folgendes feststellen:

- Die Unterschiede im obersten Bereich (Implantatschulter und oberster Bohreransatz) sind größer als in tieferen Bereichen.
- In den oberen Bereich liegen die Unterschiede im 1/10 mm-Bereich während in den tieferen Bereichen die Unterschiede nur im 1/100 mm-Bereich liegen.
- Grundsätzlich kann man aber feststellen, dass das Implantat immer einen etwas größeren Durchmesser im Vergleich zum finalen Bohrer besitzt.

### 5.6.2. Xive

Dieses Implantatsystem ist aufgrund seiner etwas komplexeren Form differenzierter zu betrachten. Dennoch können folgende Aussagen getroffen werden:

- Es gibt auch hier Unterschiede im Implantatschulterbereich zum koronalen Bohrerbereich.
- Die Differenz zwischen tiefer liegenden (apikalen) Bohrerabschnitten und Gewindegang liegt bei ca. 0,2 mm – 0,5 mm.
- Die Differenz zwischen tiefer liegenden (apikalen) Bohrerabschnitten und Implantatkorpusanteil liegt bei dem Durchmesser 3,8 mm im Bereich von ca. 0,3 mm dagegen bei den Durchmessern 4,5 mm und 5,5 mm nur im 1/100 mm-Bereich.

### 5.6.3. Frialit2 vs. Xive

Beide Systeme zeigen eine moderate Erweiterung des Durchmessers im Implantatschulterbereich und in den obersten Bohrerabschnitten. Es ist deutlich erkennbar, dass die Bohrer sich am Durchmesser des Implantatkorpus orientieren. Die dargestellten Differenzen sind laut Manual vom Hersteller gewollt. Gleichzeitig muss auch erwähnt werden, dass es sich hierbei nur um jeweils eine Messung gehandelt hat. Bei weiterreichenden Fragestellungen, sind hier mehrere Messreihen nötig.

Der etwas größere Durchmesser im Implantatschulterbereich hat durchaus Einfluss auf die Primärstabilität, verliert aber im weiteren Verlauf der Osseointegration an Bedeutung, da ein ca.1mm hoher Knochenverlust häufig auftritt [16]. Dieser Aspekt ist allerdings Ausgangspunkt für andere Diskussionen und soll hier nur kurz erwähnt sein.

## 6. Diskussion

Anliegen dieser Untersuchung war es, ein Maß, sowie Modelle für die Bewertung der Primärstabilität dentale Implantate zu finden, um so Grenzwerte für die Belastbarkeit auch unter dem Gesichtspunkt der Fixierung und Lösbarkeit von geklebten Aufbauten ermitteln zu können. Dabei stand die Suche nach geeigneten Knochenmodellen für die in- vitro Prüfung im Vordergrund.

Neben humanen Ober- und Unterkieferknochen wurden auch Knochen tierischen Ursprungs getestet. Porciner Mittelfußknochen, boviner Mittelfußknochen und bovine Scapula mit spongiösen Anteilen dienten dem Vergleich der in diesem Rahmen untersuchten Implantatsysteme. Hierbei handelte es sich um ein press-fit-Implantat, sowie um ein Schraubenimplantat.

Besonders die Ergebnisse aus den pull-out – Tests zeigten, dass es nicht nur Unterschiede in der Knochenqualität der einzelnen Knochenarten gibt. Wie in den Abbildungen 56 und 57 zu erkennen, gibt es durchaus Knochenarten, die im Vergleich zum humanen Ober- und Unterkieferknochen eine ähnliche Primärstabilität zeigen.

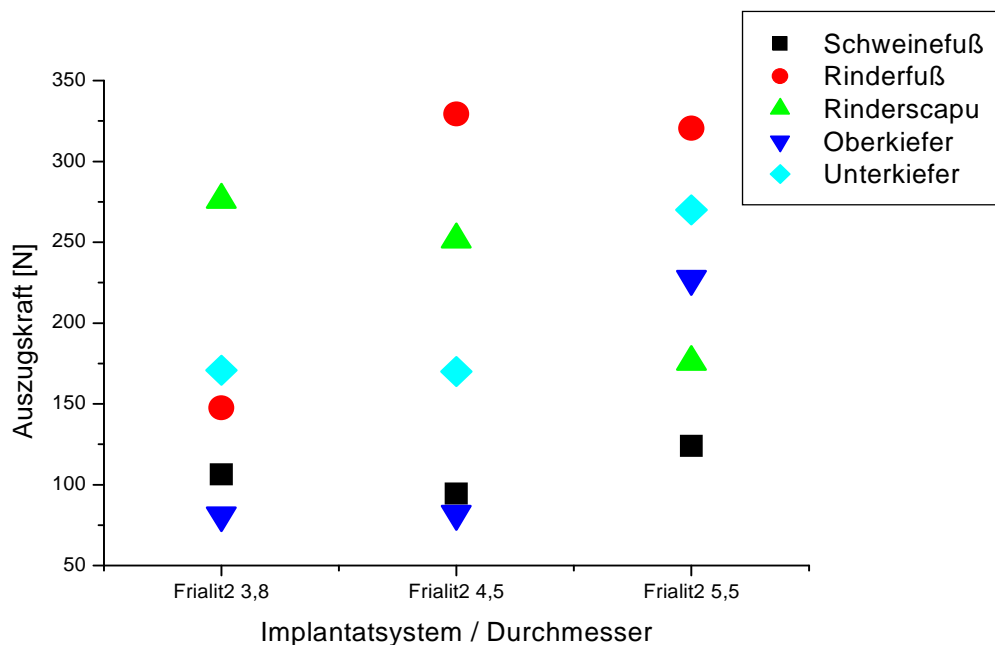


Abb. 56: pull-out - Mittelwerte aller Knochenarten nach der Messung mit press fit - Implantaten

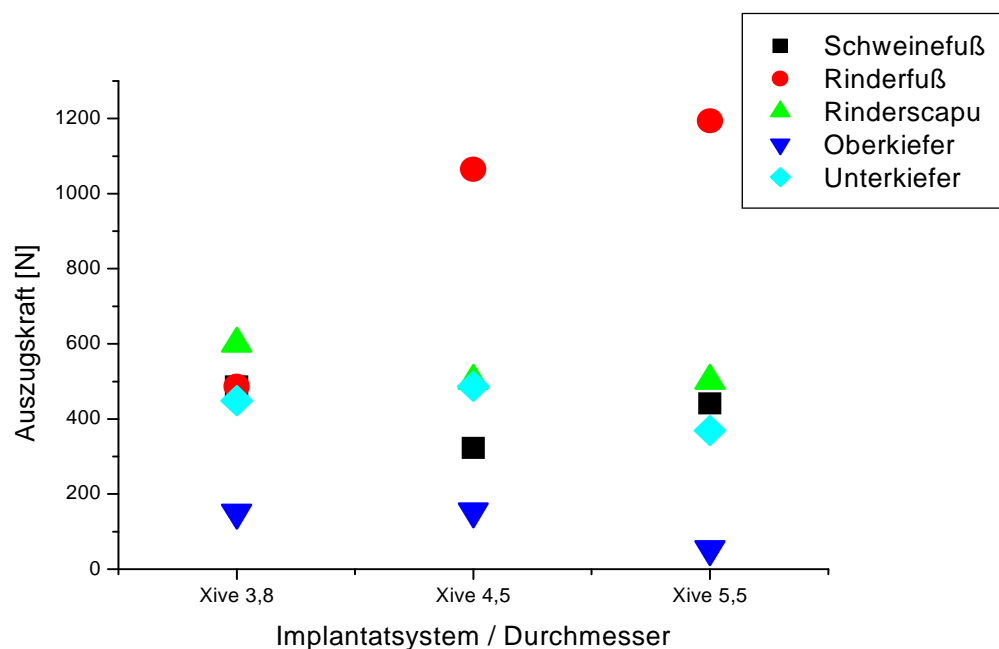


Abb. 57: pull-out - Mittelwerte aller Knochenarten nach der Messung mit Schraubenimplantaten

Aus der statistischen Auswertung ergab sich die Herleitung zweier Knochenmodelle, die bei ähnlichen Fragestellungen humanen Kieferknochen ersetzen können.

Tab.20 Übersicht der Modelltauglichkeit verschiedener Knochenarten im Bezug auf humanen Oberkiefer und Unterkiefer bei pull-out-Testung

Modelltauglichkeit verschiedener Knochenarten			
	porciner Mittelfuß	boviner Mittelfuß	spongiöse Rinderscapula
für Oberkiefer	press fit - Implantat	press fit - Implantat fraglich	
für Unterkiefer		press fit - Implantat fraglich	press fit- Implantat
			Schraubenimplantat

Die Untersuchungen an den verschiedenen Knochenpartien ergaben, dass der Mittelfußknochen vom Hausschwein als Alternative zum humanen Oberkieferknochen für pull-out-Tests an press-fit- Implantaten nutzbar ist.

Bei den drei getesteten Implantatdurchmessern wurden keine signifikanten Unterschiede in Vergleich zum Oberkiefer des Menschen festgestellt, was die allgemein gute Modelltauglichkeit des Schweineknöchens bestätigt. [47,59]

Gleichwohl entspricht die Makrostruktur des Mittelfußknochens (Röhrenknochen mit ausgeprägter Kompakta und fehlender Spongiosa) nicht dem überwiegend spongiösem humanen Oberkieferknochen.

Ebenso gibt es signifikante Unterschiede bei der Auswertung der Graustufenmessung im Vergleich von beiden Knochenarten, was u.a. mit der unterschiedlichen Knochendichte zu erklären ist ( Abb.54, Tab.17,18).

Dass trotz der genannten Unterschiede beider Knochenarten im pull-out-Test vergleichbare Werte gemessen wurden, liegt möglicherweise daran, dass das massive, wenn auch überwiegend spongiöse Knochenangebot des Oberkiefers, den Nachteil der geringeren Knochendichte und geringeren Kompakta gegenüber des kompakten Röhrenknochens kompensiert.

Dass Schraubenimplantate auf Grund ihrer Struktur eine höhere Primärstabilität als press fit – Implantate in einer ca. 2-4 mm dicken Kompakta erzielen, ist gut nachvollziehbar. Der bessere mechanische Verbund durch die Schraubengänge gegenüber einer Presspassung spiegelt sich in den signifikant höheren pull-out-Werten wider.

Eine noch bessere Modelltauglichkeit gegenüber dem porcinen Mittelfußknochen kann man der spongiösen Rinderscapula attestieren. Im Vergleich zum humanen Unterkieferknochen zeigten sowohl die press fit – Implantate als auch die Schraubenimplantate im pull-out – Verhalten keinen signifikante Unterschiede und dies unabhängig vom gewählten Durchmesser. Die Makrostruktur der spongiösen Rinderscapula ist dem humanen Unterkieferknochen sehr ähnlich.

Während die Scapula zum größten Teil kortikale Strukturen besitzt, gibt es in einzelnen Randbereichen der Scapula kortikale und spongiöse Anteile. Diese Randbereiche haben einen Aufbau aus überwiegender Spongiosa mit einer schmalen kortikalen Hülle, die der strukturellen Beschaffenheit des Unterkiefers gleicht. Siehe Abbildung 6 und 9. Dies ist insofern von Bedeutung, da die bovinen

und porcinen Mittelfußknochen nur kompakte Röhrenknochen sind, die keine spongiösen Strukturen besitzen.

Die Tauglichkeit des bovinen Mittelfußknochens als Alternative zum Ober- und Unterkiefer für pull-out-Versuche mit press fit - Implantaten muss als fraglich bewertet werden. Es wurden trotz einer vergleichbaren Anzahl von Messungen gegenüber anderer Knochenarten sehr wenige Messwerte erzielt. Die Ursache dafür liegt in der Vielzahl an Schraubenbrüchen, Messabbrüchen nach Überschreiten der vordefinierten Maximalkraft und auch durch eine Fraktur der Knochenwand während des Tests.

Interessant ist, dass im Falle des Implantatdurchmessers von 4,5 mm gegenüber den Versuchen in humanem Ober- und Unterkieferknochen signifikante Unterschiede bei der pull-out – Messung der press fit – Implantate zu beobachten waren, während bei der Verwendung der beiden anderen untersuchten Implantatdurchmesser dies nicht festgestellt werden konnte.

Ein Grund dafür ist in der Differenz der Durchmesser zwischen finalem Bohrer und Implantatschulterbereich zu suchen (Abb. 28 bis 31). Bei beiden Implantatsystemen ist im letzten Millimeter der Implantatschulter (polierter Bereich) eine koronale Erweiterung zu messen. Diese Erweiterung des Implantatdurchmessers spiegelt sich nicht im Bohrerdurchmesser wider, was unweigerlich bei der Insertion zu einer Knochenkondensation führt.

Während die Implantatdurchmesser 3,8 mm und 5,5 mm um einen Betrag von 0,18 mm dicker sind als Ihr finaler Implantatbohrer, war beim Durchmesser 4,5 mm nur eine Differenzbetrag von 0,126 mm zu messen. Hier findet zumindest im Implantatschulterbereich eine geringere Kondensation des Knochens statt, die sich in den pull-out-Tests folgerichtig widerspiegeln muss.

Möglicherweise würden jedoch mehr Messwerte dieses Ergebnis relativieren. Weiterhin unterscheidet sich die Makrostruktur des bovinen Mittelfußknochens mit seiner dicken ausgeprägten Kompakta deutlich von der des humanen Kiefers.

Ein interessanter Nebenaspekt zeigte sich gerade in den Versuchsreihen mit bovinen Mittelfußknochen. Die bereits oben erwähnten Schraubenbrüche ereigneten sich erst bei ca. 1000 N Auszugskraft. So gesehen stellen die klein dimensionierten

Schrauben eine sichere Verbindung zwischen Implantat und Abutment dar. Das sollte bei zukünftigen Betrachtungen nicht außer Acht gelassen werden. Mögliche Methoden zu Entfernung von Suprakonstruktionen sollten daher in axialer Richtung erfolgen. Ebenso muss bei Schraubenbrüchen im klinischen Alltag die gewählte Kraftverteilung kritisch hinterfragt werden.

Für die Bewertung des Einflusses des Implantatdurchmessers auf die Primärstabilität wurden sämtliche pull out – Mittelwerte aller Knochenarten zusammengefasst.

Somit bot sich durch die Bündelung der Daten aus den verschiedenen Messreihen die Möglichkeit der Abschätzung eines Trends beim Vergleich der beiden untersuchten Implantatsysteme, die in der Abbildung 52 und 53 zusammengefasst dargestellt sind.

An Schraubenimplantaten wurden grundsätzlich höhere pull-out Werte ermittelt, die etwa um den Faktor 2 größer sind als die mit press fit – Implantaten gemessenen Werte. Gleichzeitig ist eine stetige Zunahme der Auszugskräfte vom kleinsten zum größten Durchmesser zu erkennen. Auch diese Tatsache ist nachvollziehbar, denn es kommt zu einem größer werdenden Implantat-Knochen-Kontakt bei zunehmenden Implantatdurchmesser und gleicher Implantatlänge. Die statistische Auswertung ergab beim Durchmesser 3,8 mm einen signifikanten Unterschied im Vergleich beider Implantatsysteme, während die Durchmesser 4,5 mm und 5,5 mm sich nicht signifikant unterscheiden wie der Tabelle 16 zu entnehmen ist. Die Ursache für das abweichende Verhalten des 3,8 mm Durchmessers liegt möglicherweise in der größeren Differenz zwischen finalen Bohrerdurchmesser und Implantatdurchmesser siehe Tabelle 19. Hier besteht vor allem im Implantatschulterbereich der Schraubenimplantate der größte Unterschied gegenüber den beiden anderen Durchmessern, d.h. der finale Bohrerdurchmesser ist um ca. 0,7 mm schmaler als der Implantatschulterbereich. Diese vom Hersteller gewünschte Knochenkondensation im kortikalen Bereich wird jedoch in der Praxis durch den Einsatz der Kortikalisbohrer gesteuert. Allerdings obliegt es dem Behandler inwieweit er den Kortikalisbohrer verwendet, da unterschiedliche Knochenqualitäten ein sehr differenziertes Vorgehen verlangen.



Aus diesem Grund wurde in dieser Untersuchung auf den Gebrauch des Kortikalisbohrer verzichtet, um systematische Fehler im Versuchsaufbau zu vermeiden.

Die durchgeführte Röntgenuntersuchung und daraus ermittelten Graustufen dienten als weiteres Kriterium für die Bewertung der Modelltauglichkeit der verwendeten Knochenproben.

Die in Bezug auf Titan ermittelte relative Knochendichte ergab eine Rangfolge von der geringsten zur größten Knochendichte:

- humaner Oberkiefer ( 0,744 )
- porciner Mittelfußknochen ( 0,94995)
- boviner Mittelfußknochen ( 1,0298 )
- humaner Unterkiefer ( 1,04606 )

Die Knochen mit einer ausgeprägten Kompakta (porciner und boviner Mittelfußknochen sowie humaner Unterkiefer) unterscheiden sich klar von dem Knochen mit überwiegender Spongiosa (humaner Oberkiefer).

Bis auf humaner Unterkiefer und boviner Mittelfußknochen unterscheiden sich alle oben genannten Knochenarten signifikant zueinander.

Dieser Aspekt war bei der ausgeprägten kortikalen Struktur des bovinen Mittelfußknochens gegenüber dem humanen Unterkiefer nicht zu erwarten. Hier zeigt sich die hohe Qualität des Unterkieferknochens und es erklärt unter anderem dessen hohe Primärstabilität, welche Indikationen zur Sofortbelastung im gegebenen Rahmen zulässt.

Im Vergleich der pull-out – Werte zu den ermittelten Graustufen ist ersichtlich, dass bei einer geringen relativen Knochendichte die pull-out Werte kleiner sind gegenüber einer höheren relativen Knochendichte. So gesehen hat die Knochendichte einen Einfluss auf die Primärstabilität. Für speziellere und detailliertere Fragestellungen ist dieses Ergebnis jedoch zu pauschal und auch schon bekannt. Ein sensibleres Diagnoseverfahren für die Graustufenermittlung könnte möglicherweise helfen, die unterschiedlichen pull-out-Ergebnisse besser zu interpretieren. Andererseits muss die Messung der Graustufen als Maß für mechanische Tests kritisch hinterfragt

werden, da die Graustufenmessung über alle Knochenarten hinweg annähernd gleich waren. Dem stehen die deutlichen Unterschiede der pull-out-Messung gegenüber. Unter diesen Bedingungen ist die Herleitung eines Zusammenhangs schwierig.

In der Auswertung der relativen Knochendichte wird die spongiöse Rinderscapula nicht aufgeführt. Das liegt an der schwierigen Beschaffung der Schulterblätter und dem dadurch sparsamen Umgang der gewonnenen Knochenproben. Die relativ eng beieinander liegenden Bohrungen erlaubten im Anschluss keine genormte Herstellung von 8 mm dicken Proben für die röntgenologische Untersuchung. Die resultierenden dünneren Proben hätten das Ergebnis verfälscht.

Für die praktische Anwendung können Graustufenmessungen bzw. Knochendichtemessungen für die Planung einer Implantattherapie sehr hilfreich sein. Die Entscheidung für eine Sofortversorgung und damit für eine Sofortbelastung kann von einer praxistauglichen Knochendichtemessung durchaus beeinflusst werden, da die Einteilung der Knochenklassen D I bis D IV nach C. MICH et al., U. LEKHOLM und G.A. ZARB doch eher subjektiv erfolgt. Voraussetzung wäre hier allerdings ein einfaches und standardisiertes Verfahren.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung sollten eine Antwort auf die Frage der Befestigung von Suprakonstruktionen auf dentalen Implantaten geben.

Die zur Verfügung stehenden Befestigungsmethoden sind die horizontale oder vertikale Verschraubung, das

Zementieren und das Kleben. Alle 3 Verfahren bieten neben ihren spezifischen Vorteilen auch Nachteile.

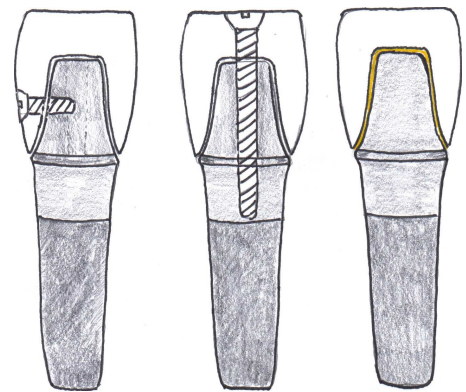


Abb. 58: 3 verschieden Befestigungsarten von Suprakonstruktionen auf Dentalen Implantaten

Je nach Indikation müssen die Vor- und Nachteile berücksichtigt werden, um eine erfolgreiche Osseointegration nicht zu gefährden. Gerade die gewünschte Option, die Suprakonstruktion wieder entfernen zu können und dabei den Implantat-Knochenkontakt nicht zu schädigen, ist eine Herausforderung an die Wissenschaft.

So bietet die Verschraubung heute schon die Möglichkeit die prothetische Konstruktion mit definierten Kräften zu befestigen und ggf. auch wieder zu lockern.

Da besonders Scherkräfte in der Anfangsphase der Osseointegration sehr kritisch zu bewerten sind, kann dieses Verfahren nur als definitive Befestigungsart genutzt werden. Gleichzeitig sind die Spalten zwischen Abutment und Suprakonstruktion unversorgt. Zusätzliche Präventionsmaßnahmen sind hierbei erforderlich, um eine Periimplantitis zu vermeiden. Im ästhetischen Bereich können Verschraubungen Einbußen mit sich bringen, wie bei der vertikalen Verschraubung im Unterkiefer, wo okklusale Schraubenschächte im Allgemeinen mit Kunststoffen noch verschlossen werden müssen. Die horizontale Verschraubung kann zum größten Teil ästhetisch anspruchsvoll gelöst werden, findet aber aufgrund der oralen Anatomie (Zunge, Gaumendach) und der patientenspezifischen Gegebenheiten (Würgereiz, Mundöffnung) ihre Grenzen. Letztlich sind die verschleißanfälligen Schrauben und der hohe und damit kostenintensive zahntechnische Aufwand noch zu nennen.

Die sich daraus ergebenden Alternativen des Zementierens und auch des Klebens, können die Nachteile des Verschraubens überwinden.

Die dentalen Befestigungszemente besitzen nach ihrer Aushärtung keine Klebekraft mehr. Die Haftkraft wird vielmehr durch die Mikrorauhigkeit in den Befestigungsflächen verursacht, die zusammen mit dem eingepressten Zement eine Art Versiegelungssystem bilden [56], wobei hier zwischen permanenten und semipermanenten Zementieren hinsichtlich der positiven und negativen Aspekte unterschieden werden muss.

Beim semipermanenten Zementieren besteht die Gefahr der spontanen Lockerung der Kronen bzw. Brücken mit der Gefahr des Verschluckens oder Aspirierens. Gleichzeitig besteht jedoch die Möglichkeit, im Idealfall den Zahnersatz ohne Schäden zu entfernen. Das bringt zusätzliche positive Aspekte hinsichtlich Kostenersparnis, Kontrollierbarkeit, bessere Behandlung von Periimplantitiden und einfache Erweiterbarkeit des Zahnersatzes.

Das permanente Zementieren reduziert die Gefahr der Lockerung des Zahnersatzes mit den o.g. Folgen des Verschluckens bzw. Aspirierens. Ein Entfernen des Zahnersatzes kann sich aber als schwierig darstellen und die Gefahr von Schäden am Zahnersatz bis hin zum Implantat ist deutlich gegeben.

Grundsätzlich ist das Zementieren ein einfaches kostengünstiges Verfahren, was Zahnarzt wie Zahntechniker gut beherrschen. Der Zement füllt den technologisch

bedingten Spalt zwischen Abutment und Krone aus und sorgt damit für ein geringes bis ausbleibendes Infektionsrisiko der umgebenden Gingiva. Gleichzeitig sorgt der passive Sitz zementierter Kronen und Brücken für weniger Spannungen und damit weniger Keramikabplatzer [73].

Das Kleben als zweite Alternative zur Verschraubung hat ähnliche Eigenschaften wie das Zementieren, bietet jedoch weitergehende Aspekte. Technisch betrachtet ist das Kleben ein Fügeverfahren, welches nahezu alle Werkstoffe miteinander und untereinander verbinden kann. Dabei ist die Klebetechnik besonders schonend, da sie nicht großer Hitze bedarf, welche Verzug, Abkühlspannung oder Gefügeveränderungen der Fuge zur Folge haben kann. Zum Kleben werden auch keine schwächenden Löcher in den Fügeteilen benötigt, wie etwa beim Schrauben. Außerdem wird beim Kleben die Kraft flächig von einem zum anderen Fügeteil übertragen. [78]

In der Implantologie ist das Kleben der Suprakonstruktion noch nicht so weit verbreitet wie das Zementieren. Grundsätzlich war ein Verbund der zumeist metallischen Anteile mit Zement zufrieden stellend. Die zunehmende Verbreitung der Vollkeramischen Systeme gab den Anreiz wie in der konventionellen Zahnmedizin das Kleben als Alternative zu entwickeln.

Die Beantwortung der Frage, ob die Konstruktion geklebt oder zementiert wird, hängt von der jeweiligen Indikation ab.

Ebenso ist der Zeitpunkt der notwendigen Intervention an der Suprakonstruktion von Bedeutung. Manipulationen während der Einheilphase sind besonders in den ersten Wochen mit der Gefahr der unzureichenden Osseointegration verbunden [68].

Die Art der Krafteinleitung (vertikal, horizontal, tangential, kombiniert) bei der Entfernung der Suprakonstruktion sollte Berücksichtigung finden, da gerade in der ersten Phase der Osseointegration Scherkräfte kritischer gegenüber Zugkräften zu betrachten sind [14].

Die eigentliche Haftkraft des Befestigungsmaterials sollte sich an dem Therapiekonzept und dem Zeitpunkt der aktuellen Osseointegration orientieren. Provisorische Konstruktionen bei Sofortversorgungen verlangen nach sehr geringen Haftwerten, während permanente Eingliederungen nach hohen Haftwerten verlangen.

So konnten mit dieser Untersuchung zumindest ein Grenzbereich ermittelt werden, der Aufschluss über die Wahl des geeigneten Befestigungsmaterials geben kann.

Die Studie von MANSOUR et al. untersuchte die möglichen Befestigungsmaterialien für Suprakonstruktionen auf dentalen Implantaten. Dabei wurden die verschiedenen Stoffklassen hinsichtlich ihrer Haftkraft untersucht. Hierbei wurde eine Hülse mit den verschiedenen Befestigungsmaterialien auf einem Abutment befestigt und durch einen Abzugsversuch getestet.

Tab. 21 Haftwerte verschiedener Befestigungsmaterialien aus einer Studie von MANSOUR et al.

Haftwerte von Befestigungsmaterialien nach MANSOUR et al.			
Material	Stoffgruppe	durchschnittliche	Umrechnung
		Zugkräfte in [Kg]	in [N]
			~
Temp Bond NE	eugenolfreies Zinkoxid	3,18	31,8
IRM	Zinkoxid Eugenol	9,25	92,5
HY Bond	Zinkphosphat	10,9	109
Protec cem	resin modifizierter GIZ	18,98	189,8
Durelon	Zink Polycarboxylat	23,55	235,5
Panavia	10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphat resin	36,53	365,3

Bezieht man die Werte aus Tabelle 21 auf die pull-out – Werte der humanen Kieferknochen, so ergeben sich besonders im Oberkiefer deutliche Grenzbereiche. Sowohl die pull-out -Werte zum press fit Implantat (50 N im Oberkiefer und 35 N im Unterkiefer) als auch zum Schraubenimplantat (27 N im Oberkiefer) erreichen Tiefstwerte in der Primärstabilität, die mit den Abzugskräften von provisorischen Materialien (Temp Bond) korrelieren. Eine frühzeitige Belastung des Implantates ist hierbei sehr riskant, genauso wie eine provisorische Versorgung, die nach kurzer Zeit (1-2 Tage) entfernt werden muss. Da die Primärstabilität wie oben beschrieben in den ersten Wochen sich sogar reduziert, ist ein provisorisches Befestigungsmaterial mit Abzugskräften von ca. 30 N zu empfehlen. Nur die Primärstabilität von Schraubenimplantaten im Unterkiefer (60 N – 890 N) eröffnen eine Sofortversorgung der Implantate mit definitiven oder provisorischen Konstruktionen. Da bei der Sofortversorgung je nach chirurgischer Herangehensweise (offene / geschlossenen

Implantation) mit Veränderungen der Gingiva zu rechnen ist und folglich die Suprakonstruktion im Rahmen einer exakten Anpassung zu einem späteren Zeitpunkt nochmals entfernt werden sollte, ist eine semipermanente Befestigung mittels Befestigungsmaterialien im Bereich von 100 N bis 200 N zu empfehlen.

Die Befestigungsmaterialien zeigen eine große Bandbreite an Abzugskräften (Tab. 21). Das eröffnet die Möglichkeit für verschiedene Situationen ein passendes Befestigungsmaterial zu wählen. Gleichzeitig ist es auch notwendig indicationsbedingt die richtige Wahl der Befestigung zu treffen. Besonders press fit – Implantate besitzen eine geringere Primärstabilität gegenüber Schraubenimplantaten. Sicherlich spielen hier auch subjektive Aspekte eine nicht zu unterschätzende Rolle. Für die Therapiesicherheit wäre es daher wünschenswert ein Zement oder Klebstoff zur Verfügung zu haben, der mit vordefinierten Kräften und / oder vordefinierten Verfahren wie z.B. Klopfen, Ultraschall oder vielleicht Wärme- oder Kälteapplikation eine problemlose Entfernung der Suprakonstruktion ermöglicht.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass porciner Mittelfußknochen und spongiöse Rinderscapula als Modellknochen für in- vitro Untersuchungen zur Bewertung der Primärstabilität dentaler Implantate empfohlen werden können.

Die im Rahmen dieser Untersuchung gemessenen Primärstabilitäten bewegen sich zwischen 6,99 N und 1388,22 N. Unter Berücksichtigung der ermittelten Werte sollten besonders in der ersten Einheilphase die Abzugskräfte durch Manipulationen an der Implantatkonstruktionen 30 N im Oberkiefer und 100 N im Unterkiefer nicht überschreiten, was besondere Anforderungen an die verwendeten Klebstoffe („Zemente“) stellt, wenn man berücksichtigt, dass eine geklebte Verbindung zwischen Suprakonstruktion und Implantataufbau ohne Störung bzw. Zerstörung des Implantat-Knochen Interfaces im Bedarfsfalle lösbar sein sollte.

## 7. Zusammenfassung

Die vorliegende in-vitro Untersuchung befasste sich mit der Bewertung der Primärstabilität dentaler Implantate. Es wurde mit 2 verschiedene Implantatsysteme (press fit-Implantate und Schraubenimplantate) der Fa. Friadent mit gleicher Länge (13 mm) jedoch unterschiedlichen Implantatdurchmessern (3,8 mm, 4,5 mm und 5,5 mm) getestet.

Ziel der Untersuchung war es einen Grenzwert für die Primärstabilität dentaler Implantate direkt nach Insertion zu bestimmen, da sich ein Trend in der Implantologie nach kürzeren Einheilzeiten bis hin zur Sofortversorgung von Implantaten abzeichnet. Gleichzeitig gibt es eine Vielzahl an Befestigungsarten und Befestigungsmaterialien für Suprakonstruktionen, die sich jedoch kaum an der Stabilität der Implantate im Knochen orientieren.

Der günstige Umstand, humanen Kieferknochen (avital) für Tests zur Verfügung zu bekommen, ermöglichte gleichzeitig bei gleichem Studiendesign, Vergleiche mit anderen Knochenarten tierischen Ursprungs anzustellen.

Als Untersuchungsmethode wurde das pull-out-Verfahren mit einer eigens dafür entwickelten Testvorrichtung in einer Zwick –Prüfmaschine gewählt. Zusätzlich wurden einzelne Knochenproben einer Graustufenmessung zur Bestimmung einer relativen Knochendichte in Bezug auf Titan unterzogen, um Rückschlüsse aus der Knochenqualität auf die Primärstabilität ziehen zu können.

Die Ergebnisse der Auszugsprüfung zeigten, dass Schraubenimplantate gegenüber press fit-Implantaten eine höhere Primärstabilität etwa um den Faktor 2 besitzen. Im humanen Oberkieferknochen wurde ein kritischer Wert um 30 N und im Unterkieferknochen um 100 N ermittelt, der bei Manipulationen am Implantat nach Insertion nicht überschritten werden sollte, besonders unter der Berücksichtigung, dass 4 bis 6 Wochen nach Implantatinsertion die Primärstabilität noch abnimmt und übermäßige Kräfte eine erfolgreiche Osseointegration verhindern.

Der Vergleich mit anderen Knochenarten ermöglichte die Entwicklung eines Knochenmodells als Alternative zu Versuchen an humanem Knochen. Bei Fragestellungen zum Verhalten von press fit-Implantaten im Oberkiefer bietet sich die Verwendung von porcinen Mittelfußknochen an. Eine noch bessere Alternative stellt die

spongiöse Rinderscapula dar. Bei Untersuchungen bezüglich des Unterkiefers zeigen press fit-Implantate und Schraubenimplantate keine signifikanten Unterschiede der pull-out-Werte im Vergleich zur spongiösen Rinderscapula. Parallel dazu ist auch die Makrostruktur beider Knochenarten sehr ähnlich.

Die Ergebnisse der Graustufenmessung bestätigten allgemein bekannte Sachverhalte, dass eine geringe Knochendichte mit geringen pull-out-Werten korreliert. Für präzisere Aussagen eignet sich diese Messmethode nicht.

Im klinischen Alltag ist bei Sofortversorgungen dentaler Implantate die Indikation sehr kritisch zu stellen. Sollte eine Sofortversorgung mit den dafür notwendigen Behandlungsschritten (Provisorium) erfolgen, dann ist die Verwendung von Befestigungsmaterialien mit Abzugskräften von 30 N zu empfehlen.



## 8. Summary

The present in vitro study was concerned with the primary stability of dental implants. Two different implant systems produced by the Friadent company (press-fit implants and screw implants) that were of the same length (13 mm) but of different implant diameters (3,8 mm, 4,5 mm and 5,5 mm) were tested.

The purpose of this study was to determine a critical value for the primary stability of dental implants directly after insertion, since there has been a growing trend in implantology towards reduced healing periods and towards the immediate loading of implants. At the same time, however, there is a wide range of fixation methods and fixation materials for supra-constructions that are hardly orientated towards the stability of the implants in the bone.

The favourable circumstance of having human jaw bones (devitalized) available for testing made it possible at the same time to draw comparisons with other bones of animal origin, using the same study design.

As an appropriate method for testing the pull-out procedure employing a specifically designed testing device in a Zwick testing machine was chosen. In addition, several bone samples were subjected to a gray scale measurement to determine a relative bone density measured against titanium, in order to draw conclusions on the influence of bone quality on primary stability.

The results of the pull-out test showed that screw implants when compared to press-fit implants have a higher primary stability by a factor of approximately 2. Critical values of around 30 N in the human maxilla and of around 100 N in the mandible were identified that should not be exceeded when manipulating the implant after insertion, especially when taking into account that four to six weeks after implant insertion the primary stability is still decreasing and excessive forces prevent a successful osseointegration.

The comparison with other bone types allowed the development of a bone model as an alternative to testing on human bones. If the behaviour of press-fit implants in the maxilla is to be investigated the use of porcine metatarsal bone suggests itself. An even better alternative is represented by the spongiose bovine scapula. When investigating their pull-out behaviour in the mandible, both press-fit implants and screw implants

show no significant differences if used in the spongiose bovine scapula. Parallel to this, the macrostructures of both bone types are also very similar.

The results of the gray scale measurement confirm generally known facts that low bone density correlates with low pull-out values. This method of measurement is not suitable for more precise findings.

Under clinical conditions the indication for loading dental implants immediately must be determined very critically. Should an immediate loading with all the necessary steps (provisional restoration) be carried out, the use of fixation materials with pull-out forces of 30 N is recommended.

## Literaturverzeichnis

- 1 Albrektsson T.  
Direkt bone anchorage of dental implants  
J Prothet Dent, 1983, 50: 255-261
- 2 Albrektsson T., Dahl E., Enborn L. et al.  
Osseointegrated oral Implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants.  
J Periodontol, 1998, 59: 287-296
- 3 Albrektsson A., Johansson C.  
Osseinduction, Osseoconduction, Osseointegration  
Eur Spine J, 2001, 10: 96-101
- 4 Aparicio, C.  
A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Branemark implants: a technical note.  
Int J Oral Maxillofac Implants, 1995, 10(5): 614-8
- 5 Assad, A. S., M. A. Abd El-Dayem, et al.  
Comparison between mainly mucosa-supported and combined mucosa-implant-supported mandibular overdentures.  
Implant Dent, 2004, 13(4): 386-94
- 6 Aparicio, C.  
A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Branemark implants: a technical note.  
Int J Oral Maxillofac Implants, 1995, 10(5): 614-8
- 7 Assad, A. S., M. A. Abd El-Dayem, et al.  
Comparison between mainly mucosa-supported and combined mucosa-implant-supported mandibular overdentures.  
Implant Dent, 2004, 13(4): 386-94
- 8 Baker D., London R.M., O'Neal R.:  
Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: A comparative study in Rabbits  
Int J Oral Maxillofac Implants, 1999, 14, 722 – 728
- 9 Ballo, A. M., E. A. Akca, et al.  
Bone tissue responses to glass fiber-reinforced composite implants--a histomorphometric study.  
Clin Oral Implants Res, 2009, 20(6): 608-15

- 10 Baumrind, S., L. A. Bravo, et al.  
Lower molar and incisor displacement associated with mandibular remodeling.  
Angle Orthod, 1997, 67(2): 93-102
- 11 Becker, W., B. E. Becker, et al.  
Early functional loading at 5 days for Branemark implants placed into edentulous mandibles: a prospective, open-ended, longitudinal study.  
J Periodontol, 2003, 74(5): 695-702
- 12 Bernal, G., M. Okamura, et al.  
The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations.  
J Prosthodont, 2003, 12(2): 111-5.
- 13 Boggan, R. S., J. T. Strong, et al.  
Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants.  
J Prosthet Dent, 1999, 82(4): 436-40
- 14 Branemark R., Öhrnell L.-O., Nilsson P., Thomsen P.:  
Biomechanical characterization of osseointegration during healing. An experimental in vivo study in the rat.  
Biomaterials 18, 1997, 14: 969 – 978
- 15 Buser D., Nydegger T., Hirt H.P., Cochran D.L., Nolte L.-P.:  
Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs.  
Int J Oral Maxillofac Implants, 1998, 13 (5) : 611-619
- 16 Büchter A., Kleinheinz J., Meyer U., Wiesmann H.-P., Joos U.,  
Implantatdesignabhängiger peri-implantärer Knochenverlust ?  
ZWR Das deutsche Zahnärzteblatt, 2005, 114 (3): 79-84
- 17 Carr, A. B.  
Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model.  
Int J Oral Maxillofac Implants, 1991, 6(4): 448-55
- 18 Caruso, G. and A. Cattaneo  
Immediate loading in conometric prosthodontics--the Cagliari technique: two case reports.  
Int J Periodontics Restorative Dent, 2008, 28(1): 29-35
- 19 Christensen F.B., Dalstra M., Sejling F., Overgaard S., Bünger C.: Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel.  
Eur Spine J, 2000, 9: 97-103

- 20 Clelland, N. L., E. Papazoglou, et al.  
Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit.  
J Prosthodont, 1995, 4(4): 243-50
- 21 Conrad, H. J., J. K. Schulte, et al.  
Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report.  
J Prosthet Dent, 2008, 99(4): 251-6
- 22 Cook, S. D., S. L. Salkeld, et al.  
Evaluation of recombinant human osteogenic protein-1 (rhOP-1) placed with dental implants in fresh extraction sites.  
J Oral Implantol, 1995, 21(4): 281-9
- 23 Cronin, R. J., Jr.  
Restorative considerations for a fixed implant prosthesis using different root form implant systems.  
J Prosthet Dent, 1992, 67(1): 124-9
- 24 Dailey, B., L. Jordan, et al.  
Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque.  
Int J Oral Maxillofac Implants, 2009, 24(2): 251-6
- 25 Deporter, D., B. Ogiso, et al.  
Ultrashort sintered porous-surfaced dental implants used to replace posterior teeth.  
J Periodontol, 2008, 79(7): 1280-6
- 26 Dhert, W. J.  
Retrieval studies on calcium phosphate-coated implants.  
Med Prog Technol, 1994, 20(3-4): 143-54
- 27 Dibai, N. and S. Caro  
Aesthetics and osseointegration for the completely edentulous.  
J Dent Que, 1990, 27: 407-11
- 28 Duyck, J., H. Van Oosterwyck, et al.  
Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study.  
J Oral Rehabil, 2001, 28(3): 226-33
- 29 Eliasson, A.  
On the role of number of fixtures, surgical technique and timing of loading.  
Swed Dent J Suppl, 2008, (197): 3-95

- 30 Exbrayat, P.  
Early intraoral splinting and loading of one-stage dental implants in the edentulous mandible: literature review and case report.  
Pract Proced Aesthet Dent, 2002, 14(7): 529-36; quiz 538
- 31 Ferris D. M., Moodie G.D., Dimond P.M., et al.  
RGD-coated titanium implants stimulate increased bone formation in vivo.  
Biomaterials, 1999, 20: 2323-2331
- 32 Flanagan, D.  
Complete artificial dentition supported by endosseous implants: a case report of total in-office treatment.  
J Oral Implantol, 2005, 31(2): 91-7
- 33 Gabet, Y., D. Kohavi, et al.  
Trabecular bone gradient in rat long bone metaphyses: mathematical modeling and application to morphometric measurements and correction of implant positioning.  
J Bone Miner Res, 2008, 23(1): 48-57
- 34 Gaucher, H., K. Bentley, et al.  
A multi-centre study of Osseotite implants supporting mandibular restorations: a 3-year report.  
J Can Dent Assoc, 2001, 67(9): 528-33.
- 35 Gerner B.T., Barth E., Albrektsson T., Rönningen H., Solheim L.F., Wie H.:  
Comparison of bone reactions to coated tricalcium phosphate and pure titanium dental implants in the canine iliac crest  
Scand J Dent Res., 1988, 96: 143-148
- 36 Golec, T. S.  
Technique for press-fit implants.  
J Am Dent Assoc, 1990, 121(3): 409-12
- 37 Gomes, E. A., W. G. Assuncao, et al.  
Effect of passive fit absence in the prosthesis/implant/retaining screw system: a two-dimensional finite element analysis.  
J Craniofac Surg, 2009, 20(6): 2000-5
- 38 Guichet, D. L., D. Yoshinobu, et al.  
Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations.  
J Prosthet Dent, 2002, 87(5): 528-35
- 39 Guichet, D. L., A. A. Caputo, et al.  
Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs.  
Int J Oral Maxillofac Implants, 2000, 15(2): 239-46

- 40 Haas R., Mailath G., Dörtbudak O., Watzek G.:  
Bovine hydroxyapatite for maxillary sinus augmentation : analysis of interfacial bond strength of dental implants using pull-out tests.  
Clin Oral Impl Res., 1998, 9: 117-122
- 41 Haas R., Haidvogel D., Dörtbudak O., Mailath G.:  
Freeze – dried bone for maxillary sinus augmentation in sheep.  
Clin. Oral Impl. Res., 2002, 13: 581-586
- 42 Heckmann, S. M., M. Karl, et al.  
Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements.  
Clin Oral Implants Res, 2006, 17(3): 345-50
- 43 Heckmann, S. M., M. Karl, et al.  
Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures.  
Clin Oral Implants Res, 2004, 15(4): 466-73
- 44 Heidemann W., Gerlach K.L., Gröbel K.-H., Köllner H.-G.  
Auswirkung verschiedener Bohrlochdurchmesser auf die Haltekraft von Osteosyntheseschrauben  
Mund Kiefer Gesichtschir, 1998, 2: 136-140
- 45 Henry, P. J., A. E. Tan, et al.  
Fit discrimination of implant-supported fixed partial dentures fabricated from implant level impressions made at stage I surgery.  
J Prosthet Dent, 1997, 77(3): 265-70
- 46 Holmgren, E. P., R. J. Seckinger, et al.  
Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction.  
J Oral Implantol, 1998, 24(2): 80-8
- 47 Inui A., Itamoto K., Takuma T., Tsutsumi H., Tanigawa M., Hayasaki M., Taura y., Mamba K.  
Age-related changes of Bone Mineral Density and Microarchitecture in Miniature pigs  
J. Vet. Med. Sci., 2004, 66(6): 599-609
- 48 Jemt, T., U. Lekholm, et al.  
Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits.  
Clin Implant Dent Relat Res, 2000, 2(3): 129-37

- 49 Karagianes, M. T., R. E. Westerman, et al.  
Development and evaluation of porous dental implants in miniature swine.  
J Dent Res, 1976, 55(1): 85-93
- 50 Karl, M., F. Graef, et al.  
A methodology to study the effects of prosthesis misfit over time: an in vivo model.  
Int J Oral Maxillofac Implants, 2009, 24(4): 689-94
- 51 Karl, M., W. Winter, et al.  
Different bone loading patterns due to fixation of three-unit and five-unit implant prostheses.  
Aust Dent J, 2007, 52(1): 47-54
- 52 Kaut R. A. , Dootson J. , McCullen A.  
Biomechanical Analysis of Osteintegration of IMZ Implants in Goat Mandibles and Maxillae  
Int J of Oral & Maxillofacial Implants, 1991, 6(2): 187-194
- 53 Kersten, S. and C. Tiedemann  
Strength and marginal fit of full and partial porcelain crowns on Branemark implants.  
Clin Oral Implants Res, 2000, 11(1): 59-65
- 54 Khatami, A. H. and C. R. Smith  
"All-on-Four" immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework.  
J Prosthodont, 2008, 17(1): 47-51
- 55 Kirch A., Donath K.  
Tierexperimentelle Untersuchungen zur Bedeutung der Mikromorphologie von Titanimplantatoberflächen  
Fortschr Zahnärztl Implantol , 1984, 1: 35-40
- 56 Körber K., Ludwig K.  
Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie  
Georg Thieme Verlag Stuttgart New York, 1982. 187 f
- 57 Kraut R.A., Dootson J., McCullen A.  
Biomechanical Analysis of Osseointegration of IMZ Implants in Goat Mandibles and Maxillae  
Int J Oral Maxillofac Implants, 1991, 6(2) :187-194



- 58 Lai, S. K., C. P. Chan, et al.  
Implant-retained mandibular overdentures: a simplified effective treatment option.  
Changeng Yi Xue Za Zhi, 1996, 19(3): 281-5
- 59 Laiblin CH., Jaeschke G.  
Klinisch-chemische Untersuchung des Knochen- und Muskelstoffwechsels unter  
Belastung beim Göttinger Miniaturschwein – eine experimentelle Studie  
Berl. Münch. Tierärztl. Wschr, 1979, 92: 124-128
- 60 Lemmerman, K. J. and N. E. Lemmerman  
Osseointegrated dental implants in private practice: a long-term case series  
study.  
J Periodontol, 2005, 76(2): 310-9
- 61 Lemons, J. E.  
Biomaterials, biomechanics, tissue healing, and immediate-function dental  
implants.  
J Oral Implantol, 2004, 30(5): 318-24
- 62 Lin, C. L., S. H. Chang, et al.  
Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single  
tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-  
based Taguchi method.  
Eur J Oral Sci, 2007, 115(5):408-16
- 63 Lind M.,Overgaard S.,Bünger C.,Soballe K.:  
Improved bone anchorage of hydroxylapatite coated implants compared with  
tricalcium-phosphate coated implants in trabecular bone in dogs  
Biomaterials,1999, 20: 803 – 808
- 64 Lioubavina-Hack, N., N. P. Lang, et al.  
Significance of primary stability for osseointegration of dental implants.  
Clin Oral Implants Res, 2006, 17(3): 244-50
- 65 Löhr J., Gellrich N-C., Büscher P., Wahl D., Rahn B.A.:  
Vergleichende In-vitro-Untersuchungen von selbstbohrenden und  
selbstschneidenden Schrauben.  
Mund Kiefer GesichtsChir, 2000, 4: 159-163
- 66 Mansour A., Ercoli C., Graser G., Tallents R., Moss M. :  
Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six  
cements  
Clin. Oral Impl. Res.,2002, 13 : 343-348
- 67 Miyamoto, Y., K. Koretake, et al.  
Influence of static overload on the bony interface around implants in dogs.  
Int J Prosthodont, 2008, 21(5): 437-44

- 68 Nkenke E., Lehner B., Fenner M., Roman FS., Thams U., Neukam FW., Radespiel-Troger M.  
Sofortbelastung vs. Spätbelastung von Implantaten im Oberkiefer von Mischweinen: Eine Untersuchung zur Stabilität und zum Verlust von Implantaten  
Int J Oral Maxillofac Implants, 2005, 20 (1): 39-47
- 69 Schenk R.K.:  
Cytodynamics and Histodynamics of Primary Bone Repair, in Fracture Healing, J.M.Lane(ed).  
Churchill-Livingstone New York, 1987, 23-32
- 70 Schwenzer N., Grimm G.  
Spezielle Chirurgie  
Georg Thieme Verlag Stuttgart-New York, 1990, 2: 523-527
- 71 Statista  
[http://de.statista.org/statistik/stats\\_graph\\_average/studie/342/filter/-1/fcode/-1/umfrage/koerpergewicht-in-kilogramm/](http://de.statista.org/statistik/stats_graph_average/studie/342/filter/-1/fcode/-1/umfrage/koerpergewicht-in-kilogramm/)
- 72 Svanborg LM, Andersson M, Wennerberg A.  
Surface characterization of commercial oral implants on the nanometer level.  
J Biomed Mater Res B Appl Biomater., 2009, 462-9
- 73 Terpelle T.,  
Konzepte in der Implantatprothetik  
ZWP spezial, 2007, 7(6): 4-9
- 74 Thorwarth M., Schlegel K.A., Srour S., Wiltfang J.,  
Knöcherner Reparatur ossärer Defekte  
ZWR Das deutsche Zahnärzteblatt, 2004, 10: 427-435
- 75 Uhthoff H.K.,  
Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone  
J Bone Joint Surg Br, 1973, 55 : 633-639
- 76 Weiler A., Hoffmann R.F.G., Siepe C.J., Kolbeck S.F., Südkamp N.P.:  
The influence of screw geometry on Hamstring tendon interference fit fixation.  
Am J Sports Med, 200, 28: 356-359
- 77 Wennerberg A, Albrektsson T.  
Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review.  
Clin Oral Implants Res., 2009 Sep 20, Suppl 4: 172-84
- 78 Wikipedia ;Stichwort Kleben

- 
- 79 Wikipedia: Begriff Weichholz
- 80 Wiskott H.W.A., Belser U.C.:  
Mechanical resistance of cemented post and core buildups for ITI-Bonefit implants  
Clin Oral Impl Res, 1992, 3: 128 -135
- 81 Wong M., Eulenberger J., Schenk R., Hunziker E.:  
Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabekular bone.  
J Biomed Mat Res., 1995, 29: 1567-1575
- 82 Zipprich H., Weigl P., Lange B., Lauer HC.  
Erfassung , Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-  
Abutment-Interface  
Implantologie, 2007, 15(1): 31-46

10. Anhang

10.1. Vergleich der Implantatsysteme nach pull-out-Tests je Knochenart

Xive vs Frialit2 – porciner Mittelfußknochen

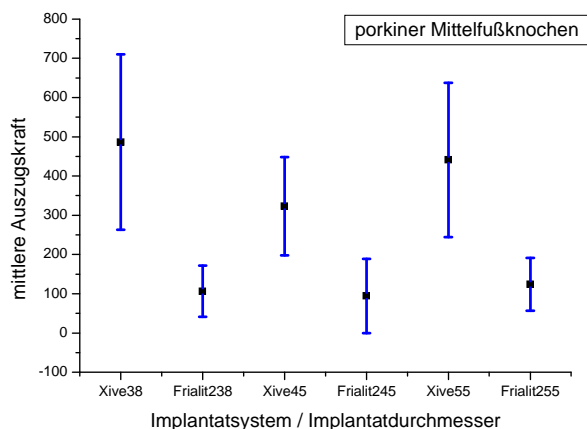
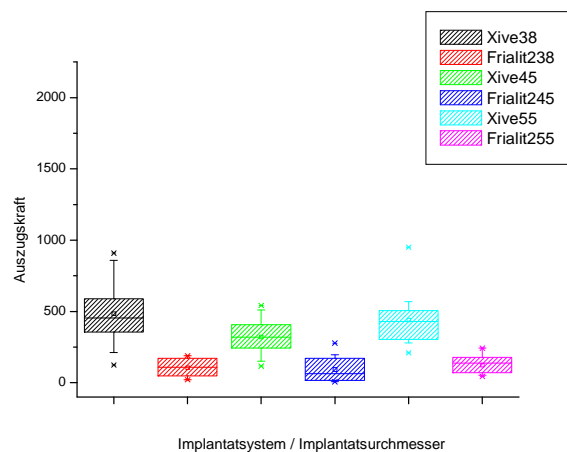


Abb. 59: pull-out – Werte bei porcinen Mittelfußknochen ; Vergleich der beiden Implantatsysteme

Abb. 60: mittlere pull-out – Werte bei porcinen Mittelfußknochen ; Vergleich der beiden Implantatsysteme

Tab.22 statistischer Vergleich der Implantatsysteme Xive und Frialit2 bei pull-out Tests in porcinen Mittelfußknochen

Vergleich Xive vs. Frialit2 in porcinen Mittelfußknochen			
Implantatsystem	Frialit2 D 3,8	Frialit2 D 4,5	Frialit2 D 5,5
Xive 3,8	p = 2,48025 signifikant	---	---
Xive 4,5	---	p = 2,71144 signifikant	---
Xive 5,5	---	---	p = 4,94983 signifikant

**Xive vs. Frialit2 - boviner Mittelfußknochen**

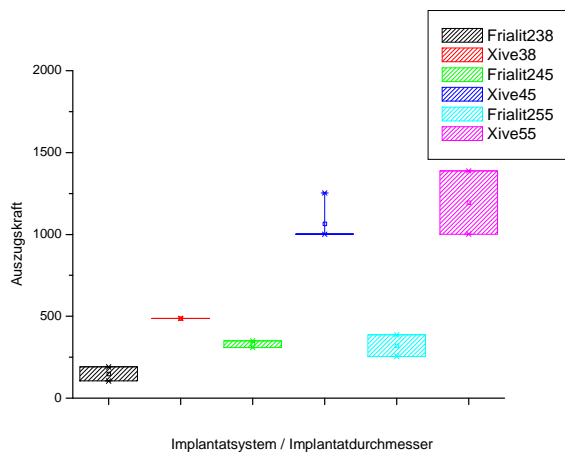


Abb. 61: pull-out – Werte bei bovinen Mittelfußknochen ; Vergleich der beiden Implantatsysteme

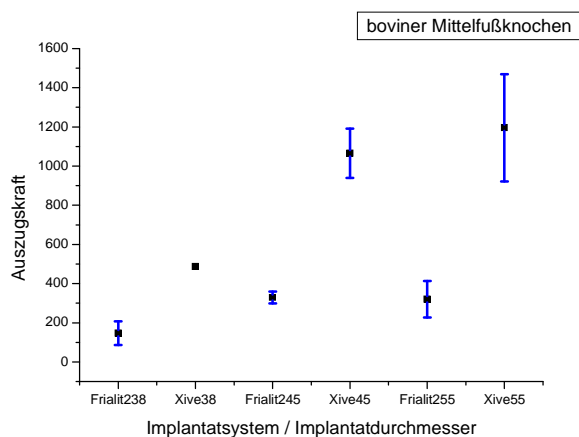


Abb. 62: mittlere pull-out – Werte bei bovinen Mittelfußknochen ; Vergleich der beiden Implantatsysteme

Tab.23 statistischer Vergleich der Implantatsysteme Xive und Frialit2 bei pull-out Tests in bovinen Mittelfußknochen

Vergleich Xive vs. Frialit2 in bovinen Mittelfußknochen			
Implantatsystem	Frialit2 D 3,8	Frialit2 D 4,5	Frialit2 D 5,5
Xive D 3,8	p = 0,13713	---	---
	nicht signifikant		
Xive D 4,5	---	p = 0,00151	---
		signifikant	
Xive D 5,5	---	---	p = 0,05036
			nicht signifikant

**Xive vs. Frialit2 – spongiöse Rinderscapula**

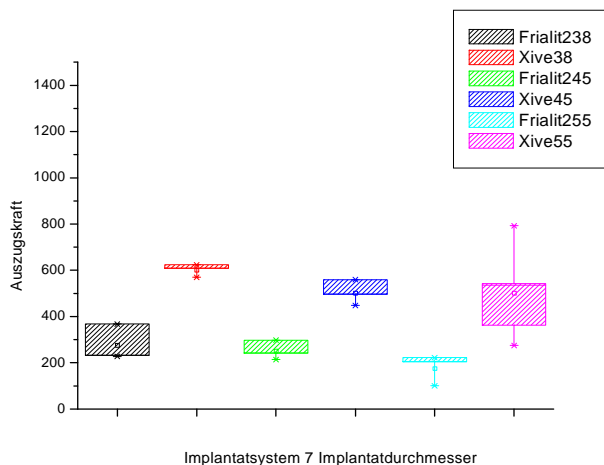


Abb. 63: pull-out – Werte bei spongiöser Rinderscapula ; Vergleich der beiden Implantatsysteme

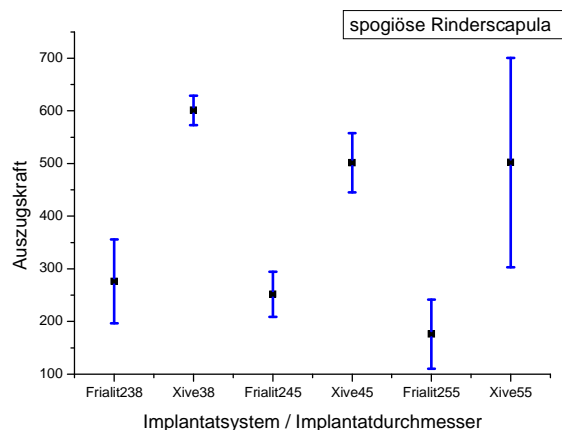


Abb. 64: mittlere pull-out – Werte bei spongiöser Rinderscapula ; Vergleich der beiden Implantatsysteme

Tab.24 statistischer Vergleich der Implantatsysteme Xive und Frialit2 bei pull-out Tests in spongiöser Rinderscapula

Vergleich Xive vs. Frialit2 in spongiöser Rinderscapula			
Implantatsystem	Frialit2 D 3,8	Frialit2 D 4,5	Frialit2 D 5,5
Xive D 3,8	p = 0,00262	---	---
	signifikant		
Xive D 4,5	---	p = 0,00357	---
		signifikant	
Xive D 5,5	---	---	p = 0,03672
			signifikant

**Xive vs. Frialit2 - humaner Oberkieferknochen**

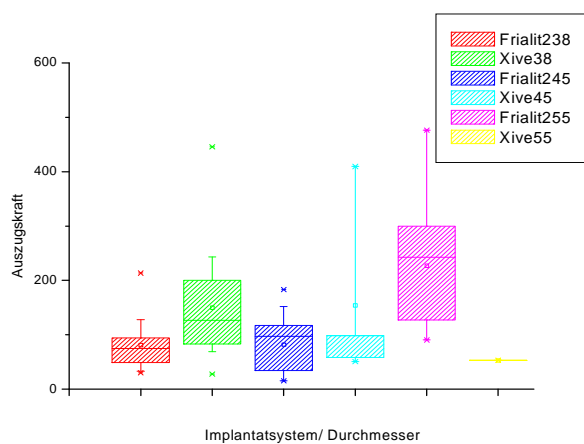


Abb. 65: pull-out – Werte bei humanen Oberkieferknochen ; Vergleich der beiden Implantatsysteme

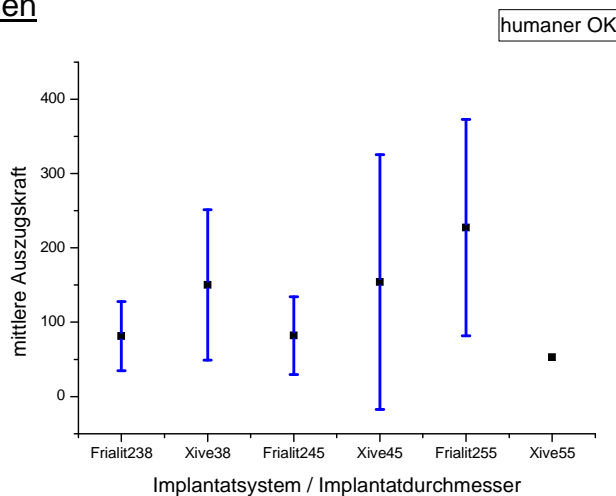


Abb. 66: mittlere pull-out – Werte bei humanen Oberkieferknochen ; Vergleich der beiden Implantatsysteme

Tab.25 statistischer Vergleich der Implantatsysteme Xive und Frialit2 bei pull-out Tests in humanen Oberkieferknochen

Vergleich Xive vs. Frialit2 in humanen Oberkiefer			
Implantatsystem	Frialit2 D 3,8	Frialit2 D 4,5	Frialit2 D 5,5
Xive 3,8	p = 0,01905	---	---
	signifikant		
Xive 4,5	---	p = 0,16779	---
		nicht signifikant	
Xive 5,5	---	---	p = 0,31779
			nicht signifikant

**Xive vs. Frialit2 – humaner Unterkieferknochen**

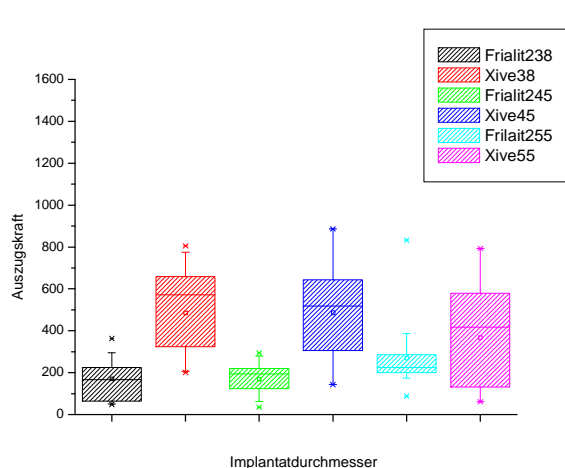


Abb. 67: pull-out – Werte bei humanen Unterkieferknochen ; Vergleich der beiden Implantatsysteme

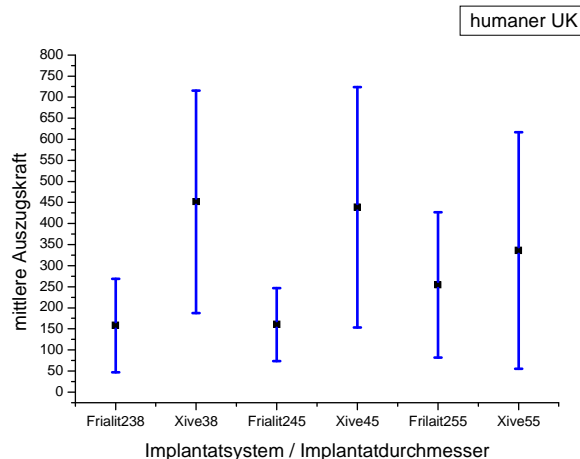


Abb. 68: mittlere pull-out – Werte bei humanen Unterkieferknochen ; Vergleich der beiden Implantatsysteme

Tab.26 statistischer Vergleich der Implantatsysteme Xive und Frialit2 bei pull-out Tests in humanen Unterkieferknochen

Vergleich Xive vs. Frialit2 in humanen Unterkiefer			
Implantatsystem	Frialit2 D 3,8	Frialit2 D 4,5	Frialit2 D 5,5
Xive 3,8	p = 0,00156		
	signifikant		
Xive 4,5		p = 1,16792	
		signifikant	
Xive 5,5			p = 0,25719
			nicht signifikant



10.2. Vergleich der Knochenarten nach pull-out-Tests je Implantatsystem

porciner Mittelfußknochen vs. Oberkiefer mit Frialit2-Implantaten

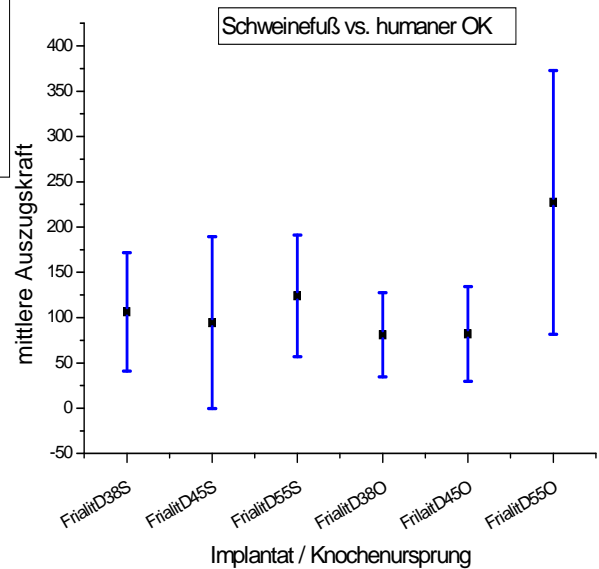
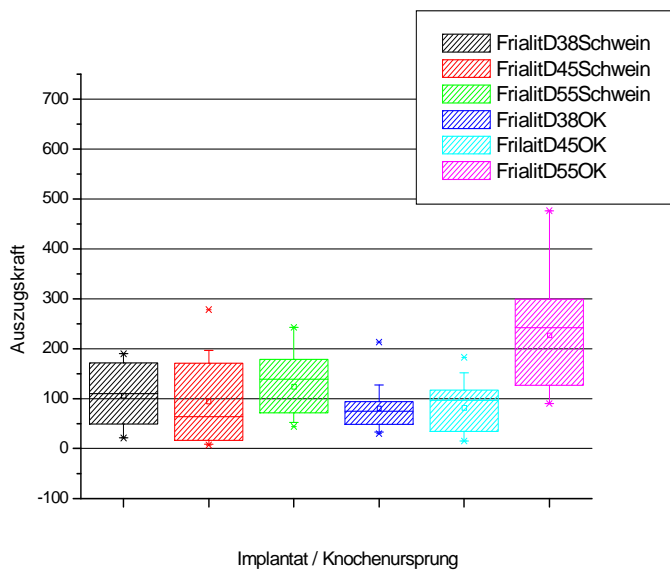


Abb. 69: pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von porcinen Mittelfußkochen und humanen Oberkieferknochen

Abb. 70: mittlere pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von porcinen Mittelfußkochen und humanen Oberkieferknochen

Tab.27 statistischer Vergleich von porcinen Mittelfußknochen mit humanen Unterkieferknochen bei pull-out Tests mit press-fit Implantaten

Vergleich porciner Mittelfußknochen mit humanem Oberkiefer			
Frialit2	Oberkiefer D 3,8	Oberkiefer D 4,5	Oberkiefer D 5,5
Schweinefuß D 3,8	p = 0,26102		
	nicht signifikant		
Schweinefuß D 4,5		p = 0,67363	
		nicht signifikant	
Schweinefuß D 5,5			p = 0,0606
			nicht signifikant

**porciner Mittelfußknochen vs. Oberkiefer mit Xive –Implantaten**

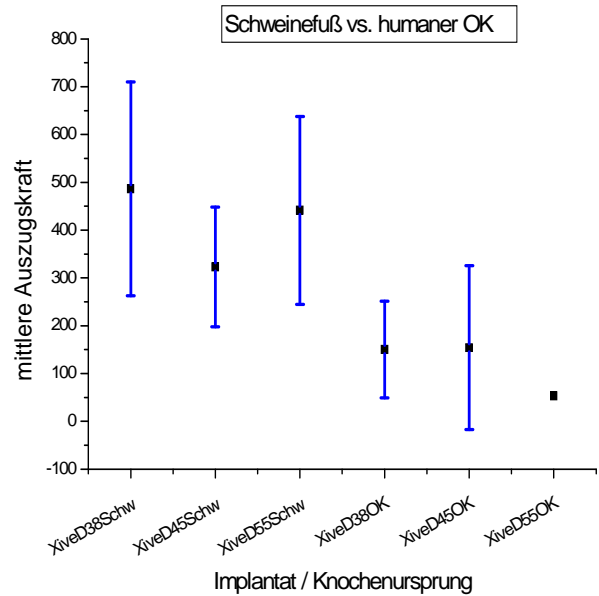
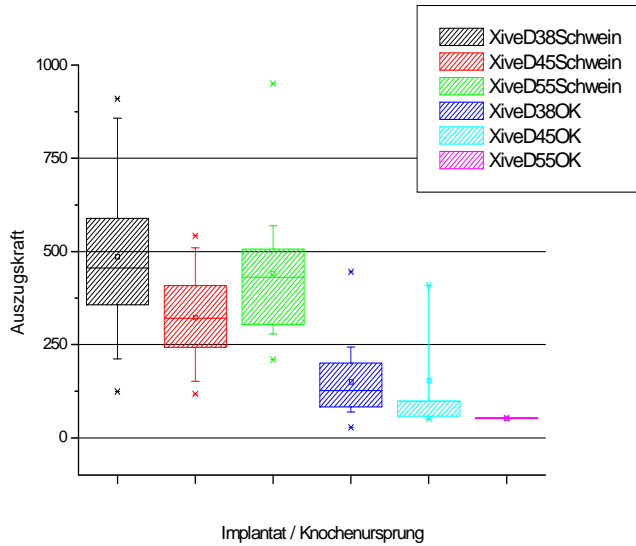


Abb. 71: pull-out – Werte der Schrauben – Implantate im Vergleich von porcinen Mittelfußknochen und humanen Oberkieferknochen

Abb. 72: mittlere pull-out – Werte der Schraubenimplantate im Vergleich von porcinen Mittelfußknochen und humanen Oberkieferknochen

Tab.28 statistischer Vergleich von porcinen Mittelfußknochen mit humanen Oberkieferknochen bei pull-out Tests mit Schraubenimplantaten

Vergleich porciner Mittelfußknochen mit humanem Oberkiefer			
Xive	Oberkiefer D 3,8	Oberkiefer D 4,5	Oberkiefer D 5,5
Schweinefuß D 3,8	p = 5,94511		
	signifikant		
Schweinefuß D 4,5		p = 0,0425	
		signifikant	
Schweinefuß D 5,5			p = 0,08411
			nicht signifikant

porciner Mittelfußknochen vs. Unterkiefer mit Frialit2 –Implantaten

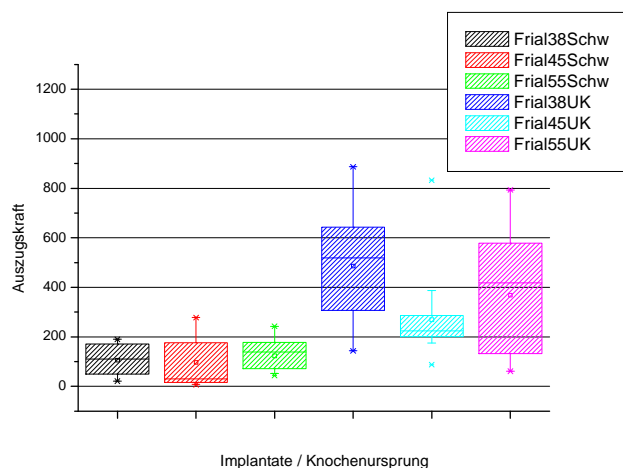


Abb. 73: pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von porcinen Mittelfußkochen und humanen Unterkieferknochen

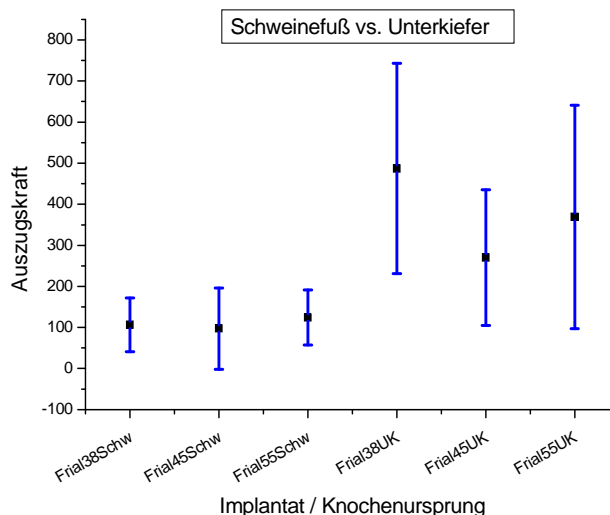


Abb. 74: mittlere pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von porcinen Mittelfußkochen und humanen Unterkieferknochen

Tab. 29 statistischer Vergleich von porcinen Mittelfußknochen mit humanen Unterkieferknochen bei pull-out Tests mit press-fit Implantaten

Vergleich porciner Mittelfußknochen mit humanem Unterkiefer			
Frialit2	Unterkiefer D 3,8	Unterkiefer D 4,5	Unterkiefer D 5,5
Schweinefuß D 3,8	p = 2,84616 signifikant		
Schweinefuß D 4,5		p = 0,00482 signifikant	
Schweinefuß D 5,5			p = 0,00923 signifikant

**porciner Mittelfußknochen vs. Unterkiefer mit Xive –Implantaten**

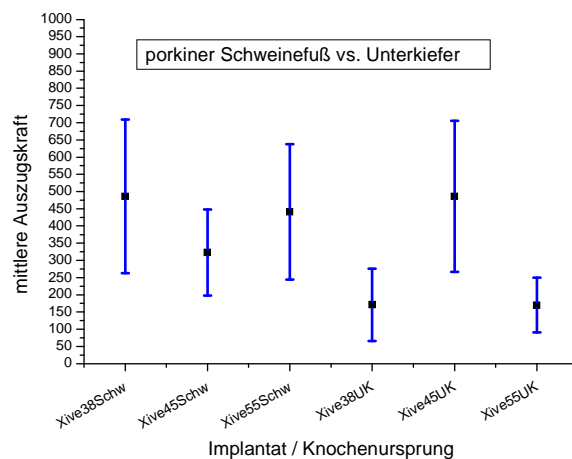
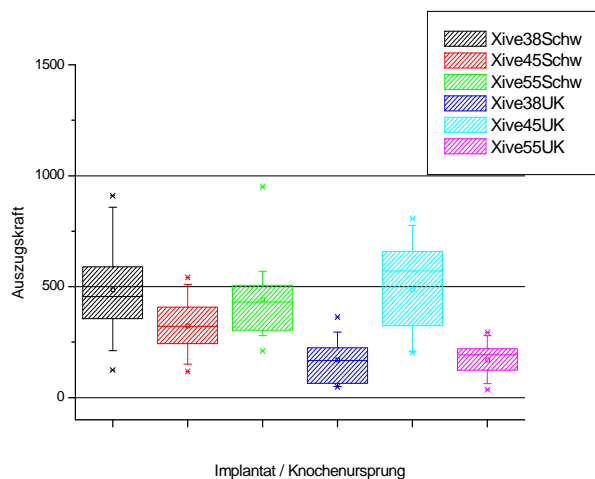


Abb. 75: pull-out – Werte der Schrauben – Implantate im Vergleich von porcinen Mittelfußkochen und humanen Unterkieferknochen

Abb. 76: mittlere pull-out – Werte der Schraubenimplantate im Vergleich von porcinen Mittelfußkochen und humanen Unterkieferknochen

Tab. 30 statistischer Vergleich von porcinen Mittelfußknochen mit humanen Unterkieferknochen bei pull-out Tests mit Schraubenimplantaten

Vergleich porciner Mittelfußknochen mit humanem Unterkiefer			
Xive	Unterkiefer D 3,8	Unterkiefer D 4,5	Unterkiefer D 5,5
Schweinefuß D 3,8	p = 1,21581		
	signifikant		
Schweinefuß D 4,5		p = 0,02603	
		signifikant	
Schweinefuß D 5,5			p = 3,15942
			signifikant

**spöngiöse Rinderscapula vs. Oberkiefer mit Frialit2-Implantaten**

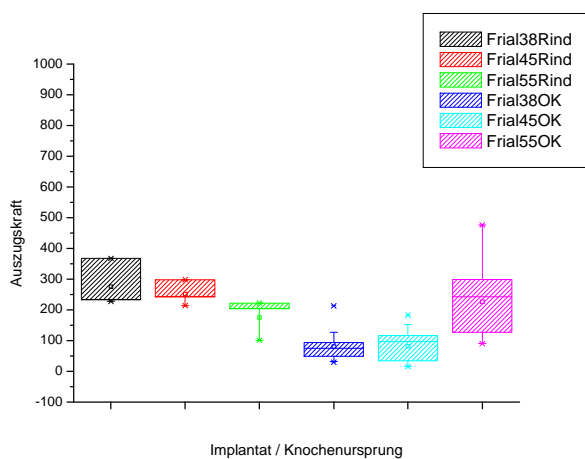


Abb. 77: pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von spöngiöser Rinderscapula und humanen Oberkieferknochen

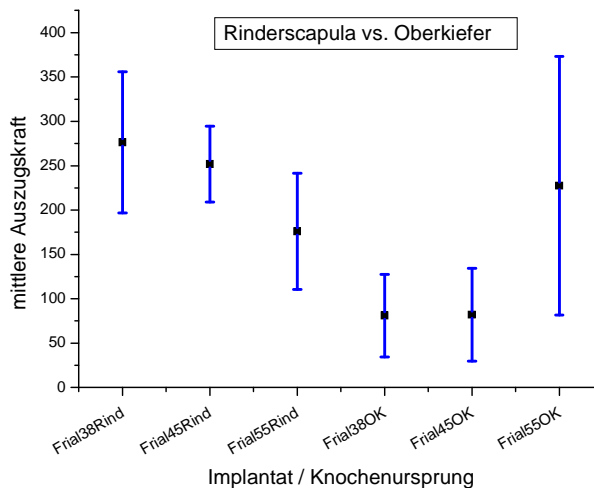


Abb. 78: mittlere pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von spöngiöser Rinderscapula und humanen Oberkieferknochen

Tab. 31 statistischer Vergleich von spöngiöser Rinderscapula mit humanen Oberkieferknochen bei pull-out Tests mit press-fit Implantaten

Vergleich Rinderscapula mit humanem Oberkiefer			
Frialit2	Unterkiefer D 3,8	Unterkiefer D 4,5	Unterkiefer D 5,5
Rinderscapula D 3,8	p = 1,37363 signifikant		
Rinderscapula D 4,5		p = 1,04473 signifikant	
Rinderscapula D 5,5			p = 0,58803 nicht signifikant

spongöse Rinderscapula vs. Oberkiefer mit Xive-Implantaten

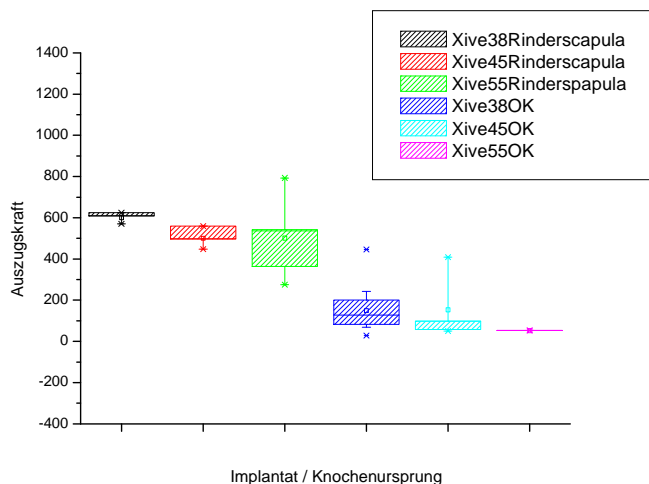


Abb. 79: pull-out – Werte der Schrauben – Implantate im Vergleich von spongöser Rinderscapula und humanen Oberkieferknochen

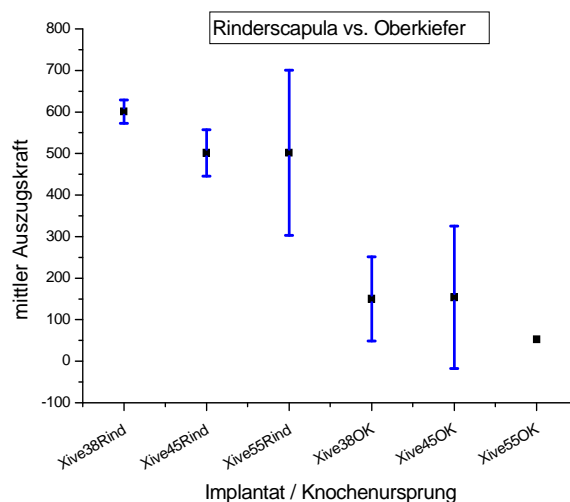


Abb. 80: mittlere pull-out – Werte der Schraubenimplantate im Vergleich von spongöser Rinderscapula und humanen Oberkieferknochen

Tab.32 statistischer Vergleich von spongöser Rinderscapula mit humanen Oberkieferknochen bei pull-out Tests mit Schraubenimplantaten

Vergleich Rinderscapula mit humanem Oberkiefer			
Xive	Unterkiefer D 3,8	Unterkiefer D 4,5	Unterkiefer D 5,5
Rinderscapula D 3,8	p = 8,57698		
	signifikant		
Rinderscapula D 4,5		p = 0,02132	
		signifikant	
Rinderscapula D 5,5			p = 0,02953
			signifikant

spongöse Rinderscapula vs. Unterkiefer mit Frialit2-Implantaten

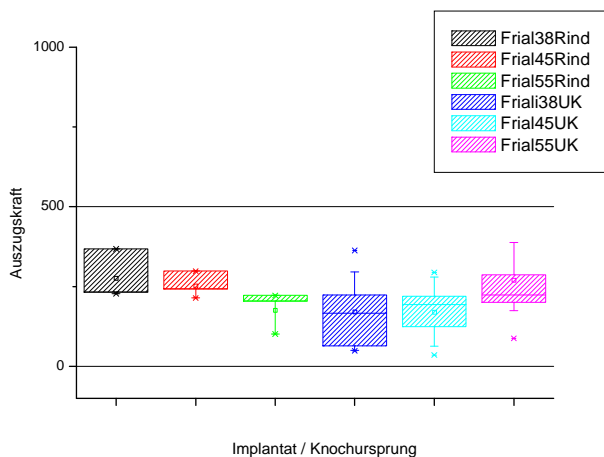


Abb. 81: pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von spongöser Rinderscapula und humanen Unterkieferknochen

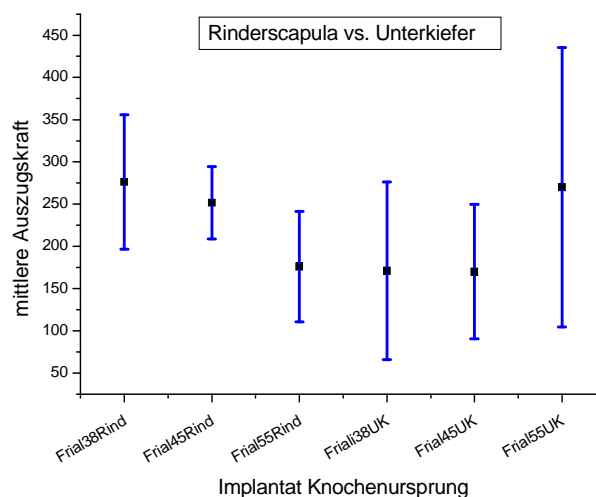


Abb. 82: mittlere pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von spongöser Rinderscapula und humanen Unterkieferknochen

Tab. 33 statistischer Vergleich von spongöser Rinderscapula mit humanen Unterkieferknochen bei pull-out Tests mit press-fit Implantaten

Vergleich Rinderscapula mit humanem Unterkiefer			
Frialit2	Unterkiefer D 3,8	Unterkiefer D 4,5	Unterkiefer D 5,5
Rinderscapula D 3,8	p = 0,13252		
	nicht signifikant		
Rinderscapula D 4,5		p = 0,10663	
		nicht signifikant	
Rinderscapula D 5,5			p = 0,35423
			nicht signifikant

**spongiose Rinderscapula vs. Unterkiefer mit Xive - Implantaten**

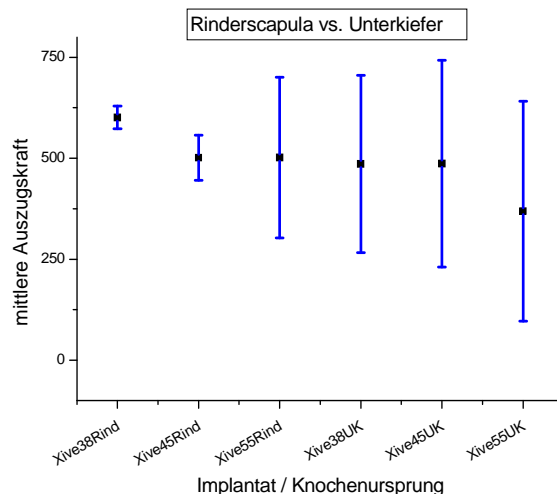
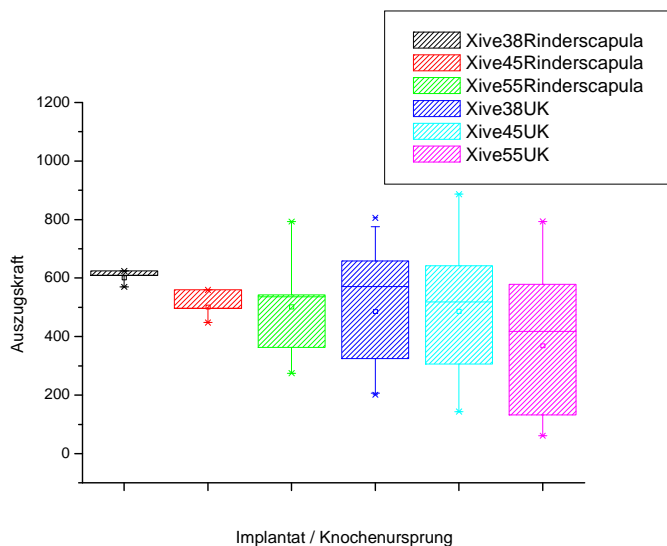


Abb. 83: pull-out – Werte der Schrauben – Implantate im Vergleich von spongöser Rinderscapula und humanen Unterkieferknochen

Abb. 84: mittlere pull-out – Werte der Schrauben – Implantate im Vergleich von spongöser Rinderscapula und humanen Unterkieferknochen

Tab. 34 statistischer Vergleich von spongöser Rinderscapula mit humanen Unterkieferknochen bei pull-out Tests mit Schraubenimplantaten

Vergleich Rinderscapula mit humanem Unterkiefer			
Xive	Unterkiefer D 3,8	Unterkiefer D 4,5	Unterkiefer D 5,5
Rinderscapula D 3,8	p = 0,39498		
	nicht signifikant		
Rinderscapula D 4,5		p = 0,92549	
		nicht signifikant	
Rinderscapula D 5,5			p = 0,35343
			nicht signifikant



**boviner Mittelfußknochen vs. Oberkiefer mit Frialit2-Implantaten**

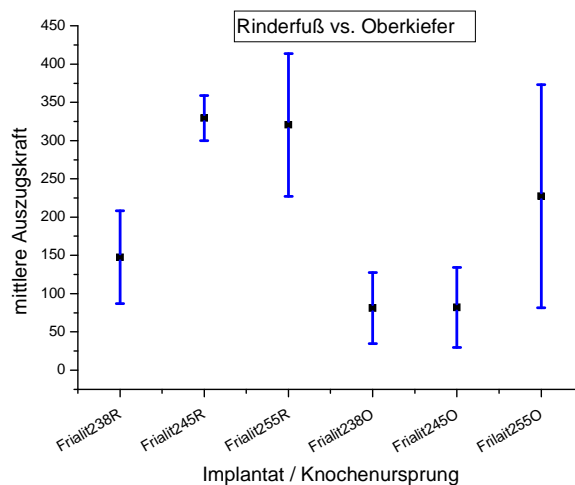
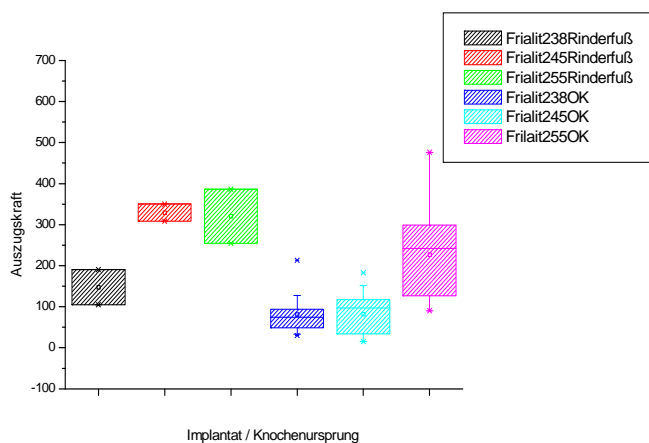


Abb. 85: pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von bovinen Mittelfußknochen und humanen Oberkieferknochen

Abb. 86: mittlere pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von bovinen Mittelfußknochen und humanen Oberkieferknochen

Tab.35 statistischer Vergleich von bovinen Mittelfußknochen mit humanen Oberkieferknochen bei pull-out Tests mit press-fit Implantaten

Vergleich boviner Mittelfußknochen mit humanem Oberkiefer			
Frialit2	Oberkiefer D 3,8	Oberkiefer D 4,5	Oberkiefer D 5,5
Rinderfuß D 3,8	p = 0,0811		
	nicht signifikant		
Rinderfuß D 4,5		p = 1,6109	
		signifikant	
Rinderfuß D 5,5			p = 0,44081
			nicht signifikant

boviner Mittelfußknochen vs. Oberkiefer mit Xive-Implantaten

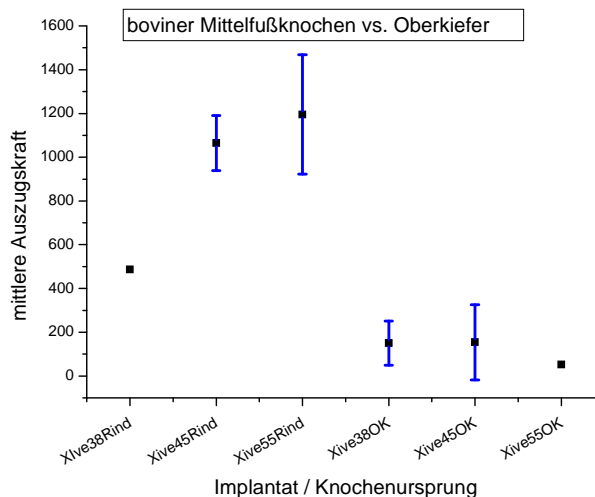
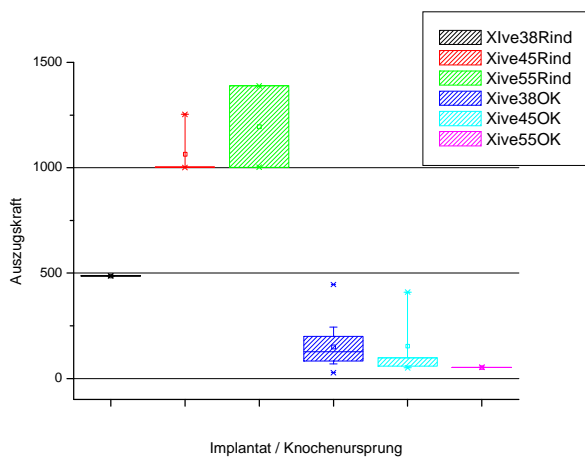


Abb. 87: pull-out – Werte der Schrauben – Implantate im Vergleich von bovinen Mittelfußknochen und humanen Oberkieferknochen

Abb. 88: mittlere pull-out – Werte der Schraubenimplantate im Vergleich von bovinen Mittelfußknochen und humanen Oberkieferknochen

Tab.36 statistischer Vergleich von bovinen Mittelfußknochen mit humanen Oberkieferknochen bei pull-out Tests mit Schraubenimplantaten

Vergleich boviner Mittelfußknochen mit humanem Oberkiefer			
Xive	Oberkiefer D 3,8	Oberkiefer D 4,5	Oberkiefer D 5,5
Rinderfuß D 3,8	p = 0,00562 signifikant		
Rinderfuß D 4,5		p = 1,39172 signifikant	
Rinderfuß D 5,5			p = 0,02741 signifikant

**boviner Mittelfußknochen vs. Unterkiefer mit Frialit2-Implantaten**

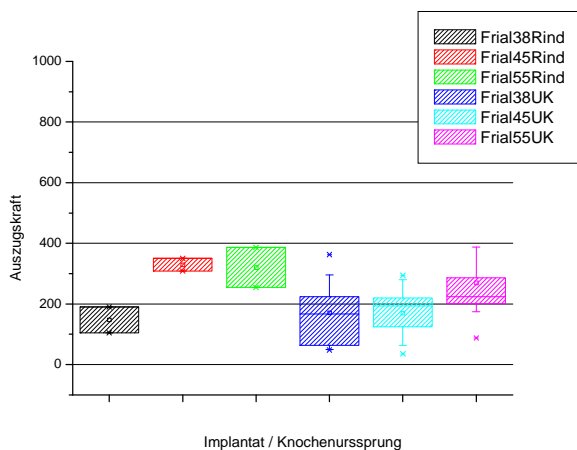


Abb. 89: pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von bovinen Mittelfußknochen und humanen Unterkieferknochen

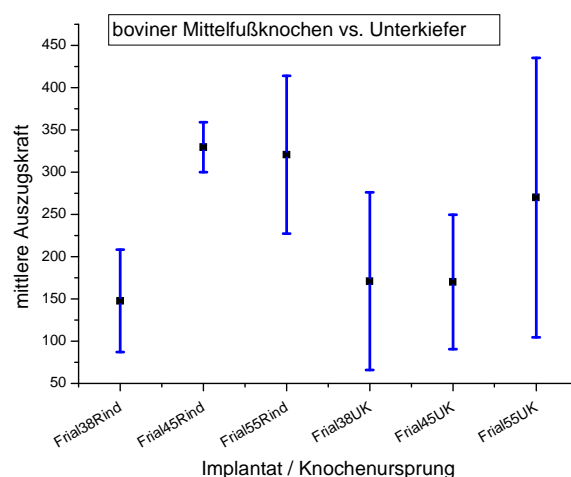


Abb. 90: mittlere pull-out – Werte der press fit – Implantate im Vergleich von bovinen Mittelfußknochen und humanen Unterkieferknochen

Tab. 37 statistischer Vergleich von bovinen Mittelfußknochen mit humanen Unterkieferknochen bei pull-out Tests mit press-fit Implantaten

Vergleich boviner Mittelfußknochen mit humanem Unterkiefer			
Frialit2	Unterkiefer D 3,8	Unterkiefer D 4,5	Unterkiefer D 5,5
Rinderfuß D 3,8	p = 0,76907		
	nicht signifikant		
Rinderfuß D 4,5		p = 0,01437	
		signifikant	
Rinderfuß D 5,5			p = 0,68251
			nicht signifikant

**boviner Mittelfußknochen vs. Unterkiefer mit Xive-Implantaten**

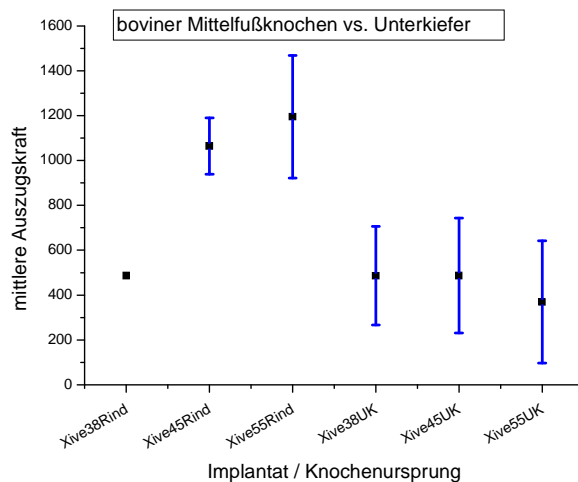
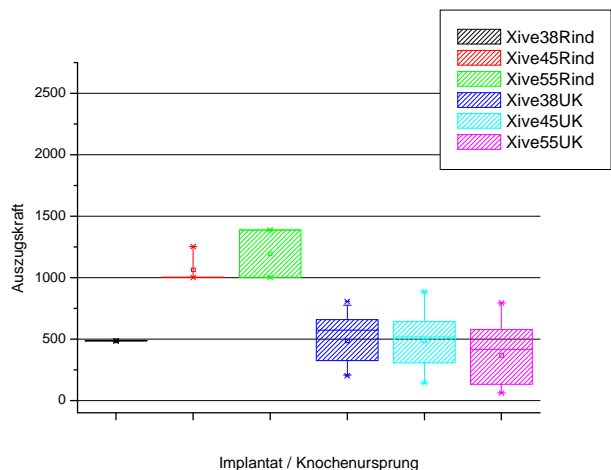


Abb. 91: pull-out – Werte der Schrauben – Implantate im Vergleich von bovinen Mittelfußknochen und humanen Unterkieferknochen

Abb. 92: mittlere pull-out – Werte der Schrauben – Implantate im Vergleich von bovinen Mittelfußknochen und humanen Unterkieferknochen

Tab. 38 statistischer Vergleich von bovinen Mittelfußknochen mit humanen Unterkieferknochen bei pull-out Tests mit Schraubenimplantaten

Vergleich boviner Mittelfußknochen mit humanem Unterkiefer			
Xive	Unterkiefer D 3,8	Unterkiefer D 4,5	Unterkiefer D 5,5
Rinderfuß D 3,8	p = 0,99821		
	nicht signifikant		
Rinderfuß D 4,5		p = 0,00144	
		signifikant	
Rinderfuß D 5,5			p = 0,00288
			signifikant

10.3. Messwerte aus pull-out-Tests

Tab. 39 pull-out-Werte an humanen Oberkieferknochen beider Implantatsysteme

pull-out- Werte humaner Oberkiefer in [N]						
Implantatsystem	Xive	Xive	Xive	Frialit2	Frialit2	Frialit2
Durchmesser	3,8/13	4,5/13	5,5/13	3,8/13	4,5/13	5,5/13
<b>Oberkiefer</b>	29,97	221,20	34,03	98,39	476,47	52,83
	74,49	102,68	182,89	50,39	299,31	
	213,38	243,39	28,33	57,89	242,34	
	61,46	226,76	15,32	409,51	126,95	
	36,58	126,74	15,18		90,35	
	63,32	104,60	116,93		128,60	
	93,94	445,81	151,91			
	127,64	27,51	66,43			
	48,77	200,17	107,40			
	120,87	134,95	127,35			
	32,80	155,10	96,81			
	72,20	82,90	53,20			
	106,02	104,89	52,24			
	42,73	68,92	99,37			
	94,11	74,73				
	79,48	80,81				
<b>Summe</b>	1297,76	2401,16	1147,39	616,18	1364,02	52,83
<b>Anzahl d. Messungen</b>	16	16	14	4	6	1
<b>Mittelwert</b>	<b>81,11</b>	<b>150,07</b>	<b>81,96</b>	<b>154,04</b>	<b>227,34</b>	<b>52,83</b>

Tab. 40 pull-out-Werte an humanen Unterkieferknochen beider Implantatsysteme

pull-out-Werte im humanen Unterkiefer in [N]						
Implantatsystem	Xive		Frialit2		Frialit	
Durchmesser	3,8/13	4,5/13	5,5/13	3,8/13	4,5/13	5,5/13
<b>Unterkiefer</b>	658,89	595,84	417,86	160,91	219,78	206,20
	685,44	886,61	700,45	220,16	294,15	212,05
	805,78	741,10	247,05	136,41	63,11	249,42
	201,25	518,69	793,46	264,75	88,66	182,94
	432,79	375,58	61,23	362,76	35,44	174,55
	571,41	143,59	578,63	166,92	124,32	832,55
	775,17	642,75	77,04	295,63	95,35	87,67
	260,32	306,35	131,80	224,18	279,38	286,54
	338,55	170,12	144,22	63,97	125,29	200,72
	206,74		539,22	50,28	202,41	183,71
	571,90			48,43	238,57	293,58
	324,77			56,76	134,32	387,47
					148,50	272,75
					208,24	224,22
					193,68	320,02
					268,94	205,41
<b>Summe</b>	4513,53	4380,63	3690,96	2051,16	2720,14	4319,8
<b>Anzahl d. Messungen</b>	12	9	10	12	16	16
<b>Mittelwert</b>	<b>376,12</b>	<b>486,74</b>	<b>369,1</b>	<b>170,93</b>	<b>170,01</b>	<b>269,99</b>

Tab. 40 pull-out-Werte an bovinen Mittelfußknochen beider Implantatsysteme

pull-out- Werte boviner Mittelfußknochen in [N]						
Implantatsystem	Xive	Xive	Xive	Frialit2	Frialit2	Frialit2
Durchmesser	3,8/13	4,5/13	5,5/13	3,8/13	4,5/13	5,5/13
Rinderfuß	*486,61	*1253,29	***1002,02	190,32	308,5	254,56
		***1001,13	**1388,22	104,64	350,23	386,49
		***1002,03				
		***1002,76				
<b>Summe</b>	486,61	4259,21	2388,24	294,96	658,73	641,05
<b>Anzahl d. Messungen</b>	1	4	2	2	2	2
<b>Mittelwert</b>	<b>486,61</b>	<b>1064,80</b>	<b>1194,12</b>	<b>147,48</b>	<b>329,36</b>	<b>320,52</b>
* Bruch der vertikalen Schraube						
** Fraktur der bukkalen Wand						
*** Messabbruch , da F <sub>max</sub> bei 1000 N definiert						

Tab. 41 pull-out-Werte an porcinen Mittelfußknochen beider Implantatsysteme

pull-out Werte porciner Mittelfußknochen in [N]						
Implantatsystem	Xive	Xive	Xive	Frialit2	Frialit2	Frialit2
Durchmesser	3,8/13	4,5/13	5,5/13	3,8/13	4,5/13	5,5/13
	497,01	421,82	475,99	78,47	20,52	139,10
	124,33	542,09	430,59	32,40	16,31	85,76
	358,36	235,87	279,24	21,43	10,46	71,29
	358,78	320,76	285,13	65,01	30,77	52,56
	356,53	243,07	304,14	49,45	8,66	53,14
	413,12	250,09	348,78	189,97	6,99	44,32
	857,53	510,00	569,39	109,93	63,69	242,86
	909,71	376,36	950,40	175,64	278,19	140,03
	588,84	151,38	506,55	169,37	154,75	160,40
	356,04	294,67	209,89	171,69	171,13	178,32
	797,66	256,77	394,20		196,79	196,65
	455,90	408,56	540,73		175,95	
	490,86	390,39				
	353,30	117,73				
	650,93					
	211,48					
<b>Summe</b>	7780,38	4519,56	5295,03	1063,36	1134,21	1364,43
<b>Anzahl d. Messungen</b>	16	14	12	10	12	11
<b>Mittelwert</b>	<b>486,27</b>	<b>322,83</b>	<b>441,25</b>	<b>106,34</b>	<b>94,51</b>	<b>124,01</b>

Tab. 42 pull-out-Werte an spongiöser Rinderscapula beider Implantatsysteme

pull-out- Werte boviner Scapula in [N]						
Implantatsystem	Xive	Xive	Xive	Frialit2	Frialit2	Frialit2
Durchmesser	3,8/13	4,5/13	5,5/13	3,8/13	4,5/13	5,5/13
	623,97	559,72	363,40	227,58	242,56	204,57
	609,38	496,67	274,90	367,96	298,28	222,28
	569,65	448,02	536,03	233,24	214,13	101,07
			542,09			
			793,08			
<b>Summe</b>	1803,00	1504,41	2509,50	828,78	754,97	527,92
<b>Anzahl d. Messungen</b>	3	3	5	3	3	3
<b>Mittelwert</b>	<b>601,00</b>	<b>501,47</b>	<b>501,90</b>	<b>276,26</b>	<b>251,66</b>	<b>175,97</b>

Tab. 43 Mittelwerte aller Knochenarten aus pull-out-Tests beider Implantatsysteme

pull-out-Mittelwerte aller Knochenarten						
Knochenursprung	Xive 3,8	Xive 4,5	Xive 5,5	Frialit2 3,8	Frialit2 4,5	Frialit2 5,5
Schweinefuß	486,27	322,83	441,25	106,34	94,51	124,01
Rinderfuß	486,61	1064,80	1194,12	147,48	329,36	320,52
Rinderscapula	601,00	501,47	501,90	276,26	251,66	175,97
humaner Oberkiefer	150,07	154,04	52,83	81,11	81,96	227,34
humaner Unterkiefer	448,69	486,74	369,1	170,93	170,01	269,99



#### 10.4. Messwerte - Graustufen

##### Erklärungen

Röntgenleistung	60 KV ,
Belichtungszeit	0,06 s
Wert A	Anfangswert
Wert B	Endwert
Mittelwert	Mittelwert
Varianz	statistische Auswertung ( Abweichung zwischen Maximal - und Minimalwert )
Standardabweichung	statistische Auswertung
N	Länge der Messstrecke
Max	Maximalwert
Min	Minimalwert
Glättung	Nachbearbeitung der Piks

Tab. 44 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an humanen Unterkiefer

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser Regio	pull-out [N]	Material	Linien- breite	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard- abweichung	N	N´	Max	Min	Glättung
1 UK Frialit1 press fit	3,8 35	53,29	Titan	5	214	209	208,24	3,710	1,927	235	1,45	214	203	0
				5	214	214	213,22	5,939	2,437	229	1,42	219	206	0
				5	215	207	208,18	4,090	2,022	236	1,46	215	203	0
			Knochen	5	226	226	226,01	4,090	4,827	170	1,05	237	211	0
				5	222	228	225,92	25,587	5,058	163	1,01	237	213	0
				5	225	222	225,62	14,576	3,818	124	0,77	234	217	0
				5	229	232	232,54	16,561	4,069	72	0,44	243	223	0
5	229	227	229,35	20,974	4,579	71	0,44	239	214	0				
2 UK Frialit1 press fit	3,8 36	116,95	Titan	5	214	213	211,82	5,111	2,260	233	14,38	220	204	0
				5	214	204	210,62	5,075	2,253	234	14,44	217	204	0
				5	210	218	211,34	4,644	2,155	232	14,32	217	207	0
			Knochen	5	228	224	228,54	16,809	4,099	126	7,77	239	218	0
				5	218	216	218,71	45,915	6,776	83	5,12	235	202	0
				5	228	239	221,89	47,294	6,877	119	7,34	235	203	0
				5	228	234	221,67	68,613	8,283	98	6,04	236	205	0
5	231	241	221,30	62,867	7,928	105	6,48	238	204	0				
3 UK Frialit1 press fit	4,5 43	294,15	Titan	5	211	215	209,48	5,079	2,254	235	14,38	214	204	0
				5	206	221	207,53	5,194	2,279	234	14,32	215	200	0
				5	211	221	207,32	3,681	1,918	234	14,32	213	202	0
			Knochen	5	225	227	223,67	28,431	5,332	125	7,65	237	212	0
				5	230	235	226,06	46,059	6,787	95	5,81	240	200	0
				5	229	232	228,08	30,479	5,528	93	5,69	239	213	0
				5	236	213	222,49	65,874	8,116	75	4,59	239	203	0
5	232	242	224,75	44,056	6,637	156	9,55	238	207	0				
4 UK Frialit1 press fit	5,5 41	249,42	Titan	5	216	215	211,90	4,554	2,134	237	14,51	218	206	0
				5	213	217	209,54	4,086	2,021	235	14,38	215	203	0
				5	215	210	210,38	4,647	2,156	235	14,38	217	204	0
			Knochen	5	224	247	223,63	63,210	7,950	334	20,44	240	203	0
				5	225	247	227,01	46,223	6,798	122	7,46	240	210	0
				5	228	225	224,90	51,960	7,208	197	12,06	238	203	0
				5	224	222	221,51	40,362	6,353	145	8,87	235	207	0
5	225	214	222,33	29,111	5,395	143	8,75	234	209	0				

Tab. 44 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an humanen Unterkiefer (Fotsetzung)

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser	pull-out [N]	Material	Linien-	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard-	N	N´	Max	Min	Glättung
	Regio			breite					abweichung					
5 UK Frialit1 press fit	3,8 42	50,28	Titan	5	214	211	214,69	6,554	2,560	240	14,63	223	208	0
				5	214	223	209,77	4,151	2,037	236	14,39	219	205	0
				5	217	223	210,65	5,949	2,439	240	14,63	220	204	0
			Knochen	5	209	225	213,35	57,669	7,594	197	12,01	230	195	0
				5	215	227	212,31	108,720	10,427	238	14,51	235	184	0
				5	217	238	224,81	36,185	6,015	242	14,75	240	209	0
				5	216	221	221,85	33,279	5,768	107	6,52	235	208	0
				5	229	219	226,06	18,610	4,314	118	7,19	241	215	0
6 UK Frialit1 press fit	5,5 48	832,55	Titan	5	217	216	214,32	7,193	2,682	237	14,51	222	207	0
				5	219	214	212,16	5,717	2,391	235	14,38	219	206	0
				5	218	221	212,28	5,095	2,257	235	14,38	219	206	0
			Knochen	5	208	228	226,91	40,608	6,372	136	8,32	238	204	0
				5	202	220	216,70	42,943	6,553	129	7,89	231	202	0
				5	212	222	221,96	14,303	3,782	234	14,32	231	212	0
				5	220	213	220,08	27,661	5,259	101	6,18	232	205	0
				5	224	220	216,68	57,611	7,590	143	8,75	230	197	0
7 UK Frialit1 press fit	4,5 31	134,32	Titan	5	216	223	215,41	6,615	2,572	238	14,63	222	209	0
				5	218	215	211,87	5,345	2,312	237	14,56	218	206	0
				5	218	210	212,17	5,541	2,354	234	14,38	218	206	0
			Knochen	5	227	230	229,41	24,887	4,988	268	16,47	242	212	0
				5	234	225	223,28	37,987	6,163	102	6,27	239	211	0
				5	209	223	212,69	69,186	8,318	155	9,52	230	195	0
				5	227	234	216,56	91,525	9,567	295	18,13	241	193	0
				5	180	201	173,09	58,453	7,645	267	16,41	196	155	0
8 UK Frialit1 press fit	4,5 34	208,24	Titan	5	222	215	215,59	7,976	2,824	242	14,81	223	206	0
				5	215	211	211,53	4,504	2,122	237	14,51	217	207	0
				5	217	219	212,10	5,227	2,286	236	14,44	219	204	0
			Knochen	5	240	217	229,90	23,562	4,854	143	8,75	244	217	0
				5	236	223	231,52	18,945	4,352	122	7,46	241	222	0
				5	236	220	227,18	41,759	6,462	98	5,99	242	211	0
				5	220	213	224,96	20,812	4,562	184	11,26	236	208	0
				5	223	219	226,92	18,033	4,246	154	9,36	238	217	0

Tab. 44 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an humanen Unterkiefer (Fortsetzung)

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser	pull-out [N]	Material	Linien- breite	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard- abweichung	N	N'	Max	Min	Glättung
	Regio													
9 UK Xive Schraube	5,5 43	392,26	Titan	5	213	222	211,62	7,594	2,755	238	14,69	219	205	0
			Knochen	5	213	220	200,01	3,828	1,957	235	14,50	215	203	0
				5	210	215	209,01	4,286	2,070	231	14,25	215	203	0
				5	216	231	222,16	17,765	4,215	156	9,62	233	212	0
				5	221	220	228,96	21,441	4,631	211	13,02	243	215	0
				5	240	231	228,73	34,440	5,868	124	7,65	242	203	0
				5	215	211	218,87	19,779	4,447	279	17,22	231	208	0
				5	214	231	218,57	35,748	5,979	174	10,74	235	206	0
10 UK Xive Schraube	5,5 47	700,45	Titan	5	212	209	212,34	7,351	2,711	232	14,14	220	206	0
			Knochen	5	210	211	209,83	4,131	2,032	233	14,20	216	204	0
				5	215	211	210,41	3,916	1,979	233	14,20	216	205	0
				5	215	226	216,38	37,693	6,139	159	9,69	235	202	0
				5	222	216	219,69	28,345	5,324	169	19,30	232	207	0
				5	224	224	226,15	24,167	4,916	106	6,46	240	212	0
				5	218	223	223,76	14,907	3,861	182	11,09	236	213	0
				5	216	212	221,28	29,264	5,409	154	9,39	237	210	0
11 UK Xive Schraube	5,5 43	417,86	Titan	5	213	209	208,23	4,084	2,021	227	13,84	214	202	0
			Knochen	5	206	208	208,14	4,104	2,026	226	13,78	214	203	0
				5	209	216	208,86	4,067	2,017	230	14,02	215	204	0
				5	211	222	215,24	22,866	4,782	218	13,29	226	206	0
				5	228	233	226,94	28,407	5,329	169	10,30	240	210	0
				5	222	221	226,20	24,702	4,970	212	12,92	238	210	0
				5	222	217	225,95	28,325	5,322	224	13,65	238	208	0
				5	209	231	226,03	48,858	6,989	129	7,86	239	209	0
12 UK Xive Schraube	5,5 45	793,46	Titan	5	212	204	210,01	5,809	2,410	232	14,20	216	204	0
			Knochen	5	205	206	207,54	3,576	1,891	227	13,89	212	202	0
				5	213	215	207,55	3,759	1,939	230	14,08	213	202	0
				5	231	231	228,14	20,113	4,485	195	11,93	237	215	0
				5	226	229	229,28	17,414	4,173	198	12,12	239	215	0
				5	228	219	227,15	12,142	3,485	169	10,34	237	219	0
				5	226	241	227,50	18,479	4,298	79	4,83	237	216	0
				5	214	234	224,80	31,823	5,641	168	10,28	235	209	0

Tab. 44 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an humanen Unterkiefer (Fortsetzung)

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser	pull-out [N]	Material	Linien- breite	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard- abweichung	N	N´	Max	Min	Glättung
	Regio													
13 UK Xive Schraube	5,5 46	578,63	Titan	5	209	213	209,37	5,122	2,263	231	14,20	215	204	0
				5	207	215	206,65	3,205	1,790	230	14,13	213	201	0
			Knochen	5	210	210	206,97	4,098	2,024	234	14,38	211	201	0
				5	221	237	228,68	15,255	3,906	151	9,20	238	218	0
				5	221	243	227,91	21,729	4,661	138	8,41	241	218	0
				5	229	229	222,90	16,763	4,094	120	7,31	232	210	0
				5	226	226	223,22	21,812	4,670	145	8,84	233	208	0
				5	231	234	232,01	25,866	5,086	174	10,60	246	218	0
14 UK Xive Schraube	5,5 42	144,22	Titan	5	211	221	216,50	7,771	2,787	230	14,13	225	210	0
				5	214	216	214,03	5,235	2,288	230	14,13	220	208	0
			Knochen	5	218	213	213,71	6,135	2,477	232	14,26	221	207	0
				5	204	234	194,26	194,550	13,948	168	10,32	227	170	0
				5	196	184	185,05	73,201	8,556	196	12,04	206	160	0
				5	168	171	179,24	127,420	11,288	199	12,23	204	160	0
				5	178	207	188,19	161,570	12,711	162	9,95	227	164	0
				5	195	194	180,31	40,897	6,395	119	7,31	199	171	0
15 UK Xive Schraube	4,5 43	642,75	Titan	5	209	222	211,71	7,664	2,768	234	14,26	220	204	0
				5	209	208	208,93	4,009	2,002	231	14,08	217	204	0
			Knochen	5	213	210	208,83	4,102	2,025	235	14,32	216	204	0
				5	215	213	206,04	128,130	11,319	246	14,99	223	172	0
				5	212	221	219,58	48,758	6,983	238	14,51	236	200	0
				5	207	205	213,95	51,457	7,173	149	9,08	231	195	0
				5	202	210	202,48	105,060	10,249	206	12,56	227	179	0
				5	196	220	209,79	96,680	9,833	160	9,75	235	188	0
16 UK Xive Schraube	5,5 47	131,8	Titan	5	195	206	206,95	5,880	2,425	243	14,87	215	195	0
				5	203	205	204,71	3,920	1,979	231	14,14	210	199	0
			Knochen	5	206	207	204,39	3,670	1,917	235	14,38	209	199	0
				5	204	233	223,82	88,200	9,392	182	11,14	244	203	0
				5	213	211	229,12	30,650	5,536	89	5,44	242	213	0
				5	208	200	213,13	33,510	5,789	97	5,93	222	196	0
				5	193	189	200,68	40,400	6,356	87	5,32	213	188	0
				5	232	202	228,00	50,810	7,128	92	5,63	240	203	0

Tab. 45 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an humanen Oberkiefer

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser	pull-out [N]	Material	Linien-	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard-	N	N´	Max	Min	Glättung
	Regio			breite					abweichung					
17 OK Frialit1 press fit	4,5 22	107,4	Titan	5	223	231	222,75	10,920	3,304	230	14,13	232	215	0
				5	225	211	221,45	10,680	3,267	230	14,13	230	211	0
			Knochen	5	225	225	211,63	8,770	2,962	228	14,01	203	213	0
				5	182	199	199,55	120,690	10,986	149	9,15	224	181	0
				5	197	182	175,05	111,170	10,544	127	7,80	206	159	0
				5	192	181	169,25	110,320	10,503	139	8,54	194	147	0
				5	176	200	183,36	103,360	10,166	139	8,54	207	166	0
				5	193	177	183,75	91,050	9,542	145	8,91	208	154	0
18 OK Frialit1 press fit	3,8 11	29,97	Titan	5	230	234	230,41	12,650	3,557	232	14,26	243	220	0
				5	235	230	227,97	14,850	3,854	239	13,95	239	216	0
			Knochen	5	229	223	227,38	13,810	3,716	239	13,95	239	216	0
				5	197	164	170,39	47,180	6,969	197	11,24	197	154	0
				5	181	178	172,43	50,210	7,086	189	12,35	189	158	0
				5	193	177	176,96	72,270	8,501	197	13,46	197	156	0
				5	192	178	173,88	159,530	12,630	201	17,09	201	149	0
				5	190	179	164,30	84,210	9,170	191	16,53	191	146	0
19 OK Frialit1 press fit	3,8 13	36,58	Titan	5	238	231	233,24	16,330	4,040	231	14,14	244	222	0
				5	239	229	229,33	15,850	3,982	234	14,32	242	218	0
			Knochen	5	239	238	230,57	14,490	3,807	237	14,51	240	218	0
				5	168	174	182,11	92,100	9,597	152	9,30	203	157	0
				5	207	192	171,74	124,690	11,166	155	9,48	218	154	0
				5	195	171	172,21	97,900	9,894	240	14,69	198	152	0
				5	175	182	160,29	90,265	9,500	145	8,87	183	140	0
				5	159	161	171,39	56,470	7,515	121	7,40	190	156	0
20 OK Frialit1 press fit	4,5 16	34,03	Titan	5	234	243	231,38	12,110	3,479	232	14,38	240	222	0
				5	232	216	228,21	16,790	4,097	228	14,13	239	216	0
			Knochen	5	231	236	228,39	14,309	3,783	231	14,31	238	220	0
				5	166	169	166,86	42,187	6,495	200	12,39	185	150	0
				5	168	174	164,95	42,790	6,541	209	12,95	181	152	0
				5	162	172	161,88	88,198	9,391	194	12,02	187	143	0
				5	161	187	162,89	68,540	8,279	117	7,25	181	151	0
				5	165	158	170,21	62,010	7,874	197	12,21	191	150	0

Tab. 45 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an humanen Oberkiefer (Fortsetzung)

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser	pull-out [N]	Material	Linien- breite	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard- abweichung	N	N'	Max	Min	Glättung
Regio														
21 OK Frialit1 press fit	5,5 11	106,02	Titan	5	229	231	231,88	12,420	3,524	226	13,83	244	223	0
				5	229	236	230,03	15,510	3,938	227	13,89	244	220	0
				5	231	223	229,53	16,750	4,093	226	13,83	241	215	0
			Knochen	5	196	172	181,00	143,330	11,972	175	10,71	212	156	0
				5	191	169	185,41	173,140	13,158	160	9,79	214	159	0
				5	180	173	176,29	105,450	10,268	196	11,99	202	149	0
				5	178	174	174,78	121,110	11,005	177	10,83	200	155	0
22 OK Xive Schraube	5,5 11	52,83	Titan	5	230	223	229,69	15,480	3,936	230	14,19	240	222	0
				5	227	226	227,86	15,340	3,917	231	14,25	239	218	0
				5	224	235	228,10	13,290	3,646	224	13,82	238	220	0
			Knochen	5	163	170	161,72	34,181	5,846	197	12,16	175	149	0
				5	178	174	164,16	48,190	6,942	195	12,03	182	151	0
				5	154	161	157,46	22,560	4,749	168	10,37	173	144	0
				5	162	158	152,92	18,961	4,354	183	11,29	166	143	0
				5	154	168	162,42	38,483	6,203	219	13,51	179	150	0
23 OK Xive Schraube	4,5 13	50,39	Titan	5	224	218	231,38	17,562	4,191	229	14,07	244	219	0
				5	233	238	229,24	19,330	4,397	229	14,07	244	218	0
				5	231	233	229,53	12,484	3,533	231	14,20	241	220	0
			Knochen	5	165	167	161,35	53,435	7,309	182	11,18	178	143	0
				5	164	183	167,22	22,279	4,731	157	9,65	179	154	0
				5	161	160	166,27	55,053	7,419	247	15,18	188	151	0
				5	167	165	162,43	28,197	5,310	163	10,02	179	145	0
				5	166	164	161,03	24,227	4,922	154	9,46	176	147	0
24 OK Xive Schraube	3,9 28	82,9	Titan	5	227	227	231,63	14,988	3,871	226	13,89	242	222	0
				5	225	226	228,75	19,910	4,462	228	14,01	244	220	0
				5	229	224	229,10	16,940	4,116	228	14,01	240	219	0
			Knochen	5	174	158	162,40	44,621	6,679	170	10,45	178	145	0
				5	166	162	170,17	36,561	6,046	156	9,59	183	156	0
				5	151	143	162,38	82,364	9,075	177	10,88	183	143	0
				5	158	176	160,68	53,999	7,348	120	7,37	180	148	0
				5	169	156	171,50	39,450	5,518	152	9,34	185	161	0

Tab. 45 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an humanen Oberkiefer (Fortsetzung)

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser	pull-out [N]	Material	Linien- breite	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard- abweichung	N	N'	Max	Min	Glättung
Regio														
25 OK Xive Schraube	3,8 22	200,17	Titan	5	237	231	233,21	18,637	4,317	232	14,08	244	222	0
				5	233	227	230,22	21,463	4,633	229	13,90	243	217	0
				5	238	240	230,39	17,100	4,135	229	13,90	242	220	0
			Knochen	5	183	176	178,42	19,370	4,402	116	7,04	190	160	0
				5	179	172	169,75	44,623	6,680	134	8,13	185	157	0
				5	177	169	172,78	81,620	9,034	131	7,95	191	155	0
				5	172	190	181,23	44,558	6,675	107	6,49	195	167	0
				5	174	174	180,26	44,424	6,665	106	6,43	197	168	0
26 OK Xive Schraube	3,8 24	155,1	Titan	5	232	231	231,64	16,920	4,114	232	14,14	245	220	0
				5	232	234	229,56	18,669	4,230	228	13,90	240	218	0
				5	233	227	229,82	17,770	4,215	224	13,65	243	220	0
			Knochen	5	150	182	165,93	57,829	7,604	139	8,47	187	148	0
				5	156	168	172,92	77,872	8,824	213	12,98	193	149	0
				5	177	185	171,94	80,657	8,981	107	6,52	191	154	0
				5	151	174	157,08	37,090	6,091	187	11,34	172	141	0
				5	169	173	158,55	81,008	9,001	172	10,48	181	143	0



Tab. 46 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an porcinen Mittelfußknochen

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser Regio	pull-out [N]	Material	Linien- breite	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard- abweichung	N	N'	Max	Min	Glättung
Titan 1				5	238	233	228,82	15,169	3,8947	237	14,51	241	221	0
				5	232	231	228,73	15,094	3,8852	234	14,32	241	219	0
				5	233	226	220,82	12,342	3,5131	232	14,20	239	221	0
Schwein1				5	217	221	210,02	68,684	8,2876	144	8,81	234	191	0
				5	233	211	212,82	76,774	8,7621	233	14,26	233	180	0
				5	208	221	218,41	87,236	9,3400	136	8,32	242	200	0
				5	213	214	208,24	63,463	7,9664	117	7,16	225	190	0
				5	222	233	208,46	82,906	9,1053	129	7,89	231	192	0
Titan 2				5	229	224	224,84	12,192	3,4817	232	14,20	235	216	0
				5	227	230	225,3	12,724	3,5671	235	14,38	235	217	0
				5	232	236	227,44	19,537	4,4201	232	14,20	237	215	0
Schwein2				5	214	225	206,39	84,351	9,1843	218	13,34	233	191	0
				5	233	225	228,33	41,400	6,4343	127	0,77	243	207	0
				5	224	217	213,25	31,550	5,6169	163	9,97	227	198	0
				5	226	224	224,42	36,573	6,0475	99	6,06	236	207	0
				5	208	217	209,02	128,890	11,3530	150	9,18	234	190	0
Titan 3				5	229	232	221,23	10,692	3,2699	239	14,75	231	214	0
				5	225	223	220,87	10,111	3,1799	235	14,50	229	212	0
				5	228	230	223,67	13,999	3,7415	235	14,50	232	214	0
Scwein 3				5	232	229	223,79	80,401	8,9667	169	10,37	242	198	0
				5	234	221	219,62	41,172	6,4166	129	7,96	240	205	0
				5	225	195	220,22	107,670	10,3760	150	9,25	239	189	0
				5	195	198	217,03	46,665	6,8311	151	9,32	234	187	0
				5	220	211	218	50,116	7,0793	138	8,51	242	205	0
Titan 4				5	235	222	224,21	11,884	3,4474	233	14,26	235	215	0
				5	228	224	223,57	12,779	3,5748	233	14,26	237	212	0
				5	232	227	226,67	15,040	3,8781	235	14,38	237	215	0
Schwein 4				5	217	225	221,43	38,282	6,1973	115	7,04	235	209	0
				5	218	236	216,59	66,673	8,1653	140	8,57	237	197	0
				5	229	238	218,15	38,084	6,1712	166	10,16	233	201	0
				5	229	191	212,57	99,519	9,9759	158	9,67	233	192	0
				5	234	220	218,03	48,716	6,9797	118	7,22	238	201	0

Tab. 46 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an porcinen Mittelfußknochen (Fortsetzung)

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser	pull-out [N]	Material	Linienbreite	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	N	N'	Max	Min	Glättung
	Regio													
Titan 5				5	226	228	217,42	7,581	2,7534	236	14,50	228	212	0
				5	227	223	217,09	9,098	3,0163	234	14,38	229	210	0
				5	223	223	218,38	10,382	3,2222	232	14,50	227	209	0
Schwein 5				5	228	220	215,47	27,374	5,2321	186	11,43	229	200	0
				5	226	226	218,06	47,995	6,9278	153	9,40	234	201	0
				5	222	232	219,03	114,380	10,6950	132	8,11	240	195	0
				5	233	215	218,33	81,726	9,0402	130	7,99	241	191	0
				5	211	191	211,76	28,901	5,3759	218	13,40	223	197	0
Titan 6				5	231	229	223,29	11,952	3,4572	236	14,50	231	213	0
				5	232	224	223,19	12,092	3,4773	236	14,50	236	214	0
				5	226	239	225,55	17,979	4,2402	232	14,26	235	215	0
Schwein 6				5	220	224	219,72	45,855	6,7716	163	10,02	232	201	0
				5	204	223	226,5	44,717	6,6870	100	6,14	244	204	0
				5	202	202	200,46	31,982	5,6552	120	7,37	216	188	0
				5	208	212	223,74	53,827	7,3367	182	11,18	238	200	0
				5	213	227	219,75	49,228	7,0162	128	7,86	233	199	0
Titan 7				5	228	225	219,55	8,981	2,9968	233	14,32	228	213	0
				5	230	220	219,2	8,599	3,0982	234	14,38	230	211	0
				5	227	230	220,96	11,188	3,3449	232	14,26	234	213	0
Schwein 7				5	230	229	215,28	66,865	8,1771	180	11,06	236	198	0
				5	223	225	216,9	43,477	6,5937	110	6,76	231	201	0
				5	222	217	217,44	57,554	7,5864	122	7,49	232	203	0
				5	216	215	229,25	27,795	5,2721	132	8,11	241	213	0
				5	232	229	216,29	35,345	5,9452	189	11,61	234	203	0
Titan 8				5	227	226	224,2	11,116	3,3341	234	14,56	233	217	0
				5	231	22	223,49	11,832	3,4398	235	14,62	233	214	0
				5	229	229	226,49	15,873	3,9837	232	14,43	236	216	0
Schwein 8				5	196	207	201,2	70,121	8,3738	183	11,38	220	178	0
				5	204	194	207,01	75,822	8,7076	159	9,89	225	179	0
				5	209	218	217,19	50,689	7,1196	152	9,46	237	201	0
				5	223	199	224,13	48,598	6,9712	142	8,83	242	208	0
				5	214	211	214,27	47,164	6,8676	148	9,21	228	198	0

Tab. 46 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an porcinen Mittelfußknochen (Fortsetzung)

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser	pull-out [N]	Material	Linien- breite	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard- abweichung	N	N'	Max	Min	Glättung
	Regio													
Titan 9				5	241	241	229,09	17,399	4,1712	233	14,44	242	219	0
				5	236	240	229,01	18,454	4,2958	232	14,38	241	218	0
Schwein 9				5	237	237	231,22	18,351	4,2838	238	14,75	244	219	0
				5	215	222	181,56	201,960	14,2110	135	8,36	232	159	0
				5	203	187	189,5	137,100	11,7090	200	12,39	218	157	0
				5	211	189	198,2	106,120	10,3010	178	11,03	222	170	0
				5	230	224	199,79	193,370	13,9050	200	12,89	237	172	0
				5	202	223	225,92	45,371	6,7358	107	6,63	247	202	0
Titan 10				5	244	236	232,38	17,254	4,1538	231	14,25	246	219	0
				5	232	239	229,94	17,058	4,1301	228	14,07	243	220	0
				5	234	238	232,65	22,755	4,7702	236	14,56	247	218	0
Schwein 10				5	212	230	201,51	106,900	10,3390	178	10,98	230	180	0
				5	196	200	191,17	136,170	11,6690	217	13,39	216	159	0
				5	205	206	204,07	122,160	11,0520	129	7,96	224	177	0
				5	212	216	205,3	104,580	10,2260	110	6,79	223	179	0
				5	211	205	208,62	43,237	6,5755	95	5,86	221	193	0

**Bemerkung:** Die Proben 9 und 10 (Beginn des Kondylus) stellen keinen reinen Rohrenknochen wie die Proben 1-8 dar. Es sind makroskopisch weniger Kompaktaanteile und dafür deutliche Spongiosaanteile erkennbar. Die Proben 1-8 bestehen aus solider Kompakta, während das Knochenmark einen gelartigen Zustand aufweist, der röntgenologisch nicht sichtbar ist. Es sind die Proben 9 und 10 differenziert zu betrachten

Tab. 47 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an bovinen Mittelfußknochen

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser Regio	pull-out [N]	Material	Linien- breite	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard- abweichung	N	N'	Max	Min	Glättung
Titan 1				5	213	224	213,11	8,126	2,8506	238	14,57	220	205	0
					213	216	208,99	5,208	2,2822	236	14,44	216	203	0
					212	216	208,97	5,455	2,3356	238	14,57	220	204	0
Rind 1				5	215	221	218,24	30,917	5,5603	200	17,14	231	206	0
					205	227	212,41	37,915	6,1575	293	17,93	231	202	0
					210	217	215,16	16,973	4,1198	362	22,16	225	205	0
					223	234	219,16	16,620	4,0768	199	12,18	232	210	0
					222	223	225,65	14,523	3,8109	150	9,18	234	217	0
Titan 2				5	211	215	209,42	5,514	2,3481	239	14,63	217	202	0
					213	207	207,32	8,138	2,8526	242	14,81	221	200	0
					210	210	206,97	4,617	2,1488	234	14,32	210	202	0
Rind 2				5	213	213	223,03	15,166	3,8944	245	14,99	232	213	0
					218	211	218,51	17,061	4,1305	233	14,26	229	208	0
					208	208	214,82	12,157	3,4867	372	22,77	223	205	0
					216	230	221,55	21,029	4,5857	170	10,40	236	210	0
					221	227	227,51	18,448	4,2951	183	11,20	240	215	0
Titan 3				5	216	216	215,51	6,156	2,4811	233	14,32	223	209	0
					217	220	211,38	6,297	2,5093	237	14,56	220	205	0
					214	214	211,53	5,773	2,4027	236	14,50	219	204	0
Rind 3				5	224	225	226,77	24,419	4,9416	232	14,26	240	215	0
					223	226	226,49	19,546	4,4210	245	15,06	237	213	0
					209	215	220,76	19,774	4,4468	393	24,15	233	207	0
					220	222	220,41	15,716	3,9644	160	9,83	231	205	0
					223	220	224,65	26,408	5,1389	155	9,52	236	213	0
Titan 4				5	215	222	211,67	6,950	2,6363	239	14,63	218	205	0
					210	217	208	5,725	2,3926	237	14,51	217	201	0
					211	209	207,47	5,976	2,2530	231	14,14	215	199	0
Rind 4				5	218	231	220,58	21,461	4,6326	185	11,32	234	211	0
					215	224	217,25	34,538	5,8769	226	13,83	235	201	0
					212	207	216,88	20,484	4,5259	393	24,06	226	202	0
					218	205	209,26	38,354	6,1930	152	9,30	222	191	0
					213	218	219,1	56,690	7,5293	185	11,32	236	204	0

Tab. 47 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an bovinen Mittelfußknochen (Fortsetzung)

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser Regio	pull-out [N]	Material	Linien- breite	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard- abweichung	N	N'	Max	Min	Glättung
Titan 5				5	216	213	211,91	7,523	2,7427	235	14,38	219	206	0
				5	210	215	209,63	5,369	2,3172	233	14,26	216	201	0
				5	217	222	209,37	4,863	2,2051	237	14,51	217	201	0
Rind 5				5	200	215	214,25	71,848	8,4763	176	10,77	237	200	0
				5	211	208	206,67	11,145	3,3384	228	13,95	217	200	0
				5	210	209	212,27	11,753	3,4282	367	22,46	223	203	0
				5	217	210	218,94	15,288	3,9100	255	15,61	229	208	0
				5	227	209	227,15	24,551	4,9549	267	16,34	242	210	0
Titan 6				5	220	217	216,13	5,494	2,3439	235	14,27	224	210	0
				5	215	219	211,66	5,787	2,4055	235	14,27	219	203	0
				5	213	219	211,47	4,796	2,1899	232	14,08	217	205	0
Rind6				5	214	214	218,22	11,636	3,4112	374	22,71	226	205	0
				5	214	215	217,4	14,168	3,7641	250	15,18	229	208	0
				5	219	225	212,11	13,701	3,7015	172	10,44	222	204	0
				5	224	213	221,28	13,437	3,6657	134	8,13	212	204	0
				5	222	204	212,82	34,782	5,8976	281	17,06	227	197	0
Titan 7				5	221	219	218,18	9,192	3,0318	234	14,50	226	211	0
				5	219	222	214,25	6,495	6,5485	237	14,68	224	207	0
				5	218	228	213,82	7,022	2,6499	235	14,56	224	207	0
Rind 7				5	210	205	219,9	57,134	7,5587	390	24,17	235	205	0
				5	209	2225	217,76	42,326	6,5058	363	22,49	234	204	0
				5	212	218	220,71	41,924	6,4749	165	10,22	235	208	0
				5	227	240	226,65	14,110	3,7565	207	12,83	236	217	0
				5	217	228	224,7	20,350	4,5117	299	18,53	237	211	0
Titan 8				5	216	212	215,58	8,839	2,9730	233	14,38	223	209	0
				5	213	213	212,57	5,137	2,2665	232	14,32	218	206	0
				5	218	216	212,34	5,106	2,2595	233	14,38	219	205	0
Rind 8				5	211	221	212,92	8,533	2,9210	365	22,53	222	205	0
				5	204	229	211,64	9,159	3,0265	354	21,85	222	202	0
				5	230	211	224,2	34,150	5,8438	146	9,01	236	214	0
				5	223	221	224,98	18,390	4,2884	180	11,11	243	215	0
				5	218	227	224,92	14,456	3,8021	224	13,82	236	215	0

Tab. 47 Messergebnisse aus der Graustufenmessung an bovinen Mittelfußknochen (Fortsetzung)

Graustufenmessung														
Probe	Durchmesser	pull-out [N]	Material	Linien- breite	Wert A	Wert B	Mittelwert	Varianz	Standard- abweichung	N	N'	Max	Min	Glättung
Titan 9				5	223	220	220,04	10,519	3,2434	231	14,25	227	211	0
				5	220	217	218	10,388	3,2231	230	14,19	226	207	0
				5	216	222	217,78	9,379	3,0625	232	14,32	229	210	0
Rind 9				5	214	222	218,7	24,054	4,9045	158	9,75	232	207	0
				5	225	252	222,82	19,120	4,3727	198	1,22	234	211	0
				5	229	234	223,28	21,072	4,5905	137	8,45	234	210	0
				5	222	215	218,51	21,552	4,6424	276	17,03	234	207	0
				5	230	222	216,64	17,661	4,2025	254	15,67	231	209	0
Titan 10				5	225	235	220,09	8,817	2,9693	237	14,51	230	210	0
				5	214	220	217,12	8,524	2,9196	234	14,32	225	200	0
				5	225	226	216,62	9,374	3,0616	233	14,26	226	207	0
Rind 10				5	216	214	215,96	6,953	2,6369	199	12,18	222	210	0
				5	218	222	215,16	11,048	3,3239	161	9,85	224	207	0
				5	211	243	219,43	36,191	6,0158	181	11,08	237	208	0
				5	215	224	225,66	13,351	3,6539	175	19,71	235	214	0
				5	225	220	215,4	16,331	4,0411	183	11,20	226	204	0

### 10.5. Danksagung

Herrn Prof. Dr. Klaus-Peter Lange danke ich für die Überlassung des Dissertationsthemas.

Herrn Prof. Dr. Wolf-Dieter Müller danke ich besonders für die fachliche Unterstützung und Geduld während der gesamten Arbeitung.

Bei der Fa. Friadent bedanke ich mich für die großzügige Bereitstellung der Vielzahl von Implantaten und Instrumenten.

Weiterhin danke ich Herrn Reiss als Zahntechniker für die Umsetzung des individuell entwickelten Abutments.

Der Fleischerei Kayser aus Prieros danke ich für die Bereitstellung der Rinder- und Schweinefüße.

Der Fleischerei Hinkel aus Eichwalde danke ich für die Besorgung der Rinderschultern.

Frau Dr. Heukendorf aus dem anatomischen Institut der Charité Campus Mitte danke ich für die Bereitstellung der humanen Schädelhälften und der Unterstützung bei der Präparation der Kieferproben.

Besonders danke ich meiner Partnerin Alexandra Sanden für die Entlastung im Alltag zur Schaffung von Freiräumen.

### 10.6. Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.



## Erklärung

„Ich, Thomas Seifert, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:  
„Primärstabilität dentaler Implantate – Einfluss von Art und Durchmesser der Implantate  
sowie Art der für die Untersuchung benutzter Knochenmaterialien“

selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt,  
ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer  
Arbeiten dargestellt habe.“

Datum

Unterschrift