

**Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Tübingen**

Abteilung Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Propädeutik

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber

**Periimplantärer Knochenabbau *in-vitro*
Reliabilität der instrumentellen Bestimmung mittels Klopf-
Dämpfungsverfahren und Resonanzfrequenzanalyse sowie
Einfluss der Implantatgeometrie und der Knochenqualität
auf das Messverhalten**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Johannes Yves Laval
aus
Balingen**

2010

Dekan: Professor Dr. I.B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. H. Weber

2. Berichterstatter: Professor Dr. Dr. S Reinert

Für meine Familie

besonders Herrn Dipl. Ing. Walter Ernst Berg

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	8
1.1	Einführung	8
1.2	Literaturübersicht	21
1.3	Ziel	26
2	MATERIAL UND METHODE	28
2.1	Vorbemerkung	28
2.2	Implantate	29
2.3	Knochenblöcke	29
2.4	Kunststoffblöcke	32
2.5	Vorversuche	33
2.6	Generierung der periimplantären Defekte	34
2.7	Messmethode (Osstell [®] / ISQ)	34
2.8	Messmethode (Periotest / PTV)	35
2.9	Datenerhebung	35
2.10	Statistische Auswertung	36
3	ERGEBNISSE	42
3.1	Reliabilität der Messungen	42
3.2	Verhalten beider Verfahren bei periimplantären Abbau	49

3.3	Ermittlung der kleinsten Messschwelle, Ableitung einer möglichen Abbauquantifizierung	50
3.4	Einfluss des Implantattyps auf die Festigkeitswerte	53
3.5	Einfluss der Implantatgeometrie auf die Primärstabilität	55
3.6	Gerätevergleich Klopf-Dämpfungsverfahren und RFA	64
4	DISKUSSION	66
4.1	Ziel	66
4.2	Material und Methode	66
4.3	Diskussion der Ergebnisse	67
4.4	Lineare Regressionsanalyse / Gerätevergleich	72
4.5	Osstell [®] versus Periotest Schlussfolgerung	73
5	ZUSAMMENFASSUNG	75
6	ANHANG	76
6.1	Literaturverzeichnis	76
6.2	Erklärung	83
6.3	Danksagung	84
6.4	Lebenslauf	85

Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
ANOVA	Analyses of Variance (Varianzanalyse)
bar	Bar
cm ³	Kubikzentimeter
FSS	Frialit-2-Syncro-Screw
Hz	Hertz
ISQ	Implantatstabilitätsquotient
kHz	Kilohertz
ml	Milliliter
mm	Millimeter
n	Anzahl
Ncm	Newtonzentimeter
Ø	Durchschnitt
p	p-Wert
PTV	Periotestvalue (Periotestwert)
r ²	Mittlerer quadratischer Fehler
RFA	Resonanzfrequenzanalyse
SD	Standartabweichung

1 EINLEITUNG

1.1 Einführung

Jede Eingliederung von Zahnersatz unterliegt drei grundsätzlichen Forderungen. An erster Stelle steht die Wiederherstellung der Kaufunktion. Zweites Ziel ist die Wiederherstellung der Phonetik des Patienten. Das letzte Ziel muss eine einwandfreie Rekonstruktion der Ästhetik sein.

Diese drei Forderungen werden auf verschiedenem Wege – je nach Therapiemittel – erreicht. Bei konventionellem Zahnersatz werden nur die koronalen Anteile der Zähne oder Weichgewebe ersetzt. Ein Ersatz auch der Zahnwurzel durch den Einsatz dentaler Implantate erweitert das Spektrum der Versorgungs- und Konstruktionsmöglichkeiten in erheblichem Maße.

Herkömmlicher Zahnersatz lagert entweder auf vorhandenen Restzähnen (parodontale Abstützung) oder auf der den Kieferkamm bedeckenden Schleimhaut (mukosale oder gingivale Lagerung). Die letztgenannte Möglichkeit geht längerfristig häufig mit einem Schwund des unter der Schleimhaut befindlichen Knochens einher. Im Gegensatz zu physiologisch stimulierenden Belastungen, die auf natürliche Zähne einwirken, wenn über sie Zahnersatz befestigt wird, atrophiert der unbezahnte Kieferknochen bei einwirkendem Kaudruck oder fehlender desmodontaler Stimulation (Inaktivitätsatrophie). Ein Erhalt des Knochens ist aber notwendig, um schleimhautgetragenen Zahnersatz im Mund zu stabilisieren. Bei zu starkem Schwund ist die Stabilität eines solchen Zahnersatzes unter Umständen so stark reduziert, dass dessen Gebrauch unmöglich wird.

Zahnärztliche Implantate ermöglichen über die biologische Einheilung in den Kieferknochen (Osseointegration) eine dem natürlichen Zahn analoge Abstützung des Zahnersatzes [Meredith 1997a]. Implantate sind nicht nur in der Lage, eine Krone oder sonstigen Zahnersatz aufzunehmen, sondern auch den umliegenden Knochen physiologisch zu belasten, um so einer Druck- oder Inaktivitätsatrophie vorzubeugen.

Die Einleitung physiologischer Reize auf das Gewebe (Schleimhaut und Knochen) um die zu Verlust gegangenen Zähne herum kann somit als vierte Forderung an Zahnersatz angesehen werden.

1.1.1 Indikation für dentale Implantate

Ein dentales Implantat wird an derjenigen Stelle im Kiefer eingebracht, an welcher ein natürlicher Zahn nicht angelegt war, zu Verlust gegangen ist oder aus prothetischer Sicht eine Abstützung des Zahnersatzes sinnvoll erscheint [Meredith 1997a, Meredith 1998a]. Prinzipiell lässt sich jeder Zahn des menschlichen Gebisses durch ein Implantat ersetzen. In vielen Fällen genügt aber die Insertion weniger, aber strategisch sinnvoll geplanter Implantate aus, um ein lückiges oder zahnloses Gebiss mittels festsitzender oder kombiniert festsitzendherausnehmbarer Prothetik zu versorgen. Somit ergeben sich zwei grundsätzliche Indikationen zur Implantation: die Versorgung von Einzelzahnlücken und die Versorgung von gröÙerspannigen zahnlosen Kieferabschnitten.

1.1.2 Technik der Implantation

Um ein Implantat in den Kieferknochen einbringen zu können, muss ein Implantatbett präpariert werden. In den meisten Fällen reicht es aus, mit Bohrern aufsteigenden Durchmessers das entsprechende Loch in einer vorher festgelegten Länge in den Knochen zu präparieren und das Implantat, abhängig vom Fabrikationstyp, einzudrehen oder einzuklopfen. Unter Umständen ist ein vorbereitender Eingriff erforderlich, bei welchem der Knochen am künftigen Insertionsort aufgebaut wird, um ihm die Dimensionen zu verleihen, die zur Aufnahme eines Implantates benötigt werden. Man spricht hier von zweizeitigem Vorgehen, da zwischen der Vorbereitung des Implantatlagers und dem eigentlichen Einbringen eine gewisse Zeit verstreicht. Ebenso kann im Rahmen der eigentlichen Implantat-Operation durch entsprechende Maßnahmen ein zu schmaler Kieferkamm oder einen die Implantation behindernden Kieferhöhlenrezessus augmentiert werden (einzeitiges Vorgehen).

1.1.3 Implantat-Formen

Moderne dentale Implantate sind rotationssymmetrische Zapfen aus Titan, die nach Präparation eines entsprechenden Implantatbettes in den Kiefer eingesetzt werden. Ziel ist die Befestigung von Zahnersatz über das Implantat im Kiefer. Im Laufe der Jahre haben sich aus verschiedenen chirurgisch-prothetischen Konzepten und Indikationen eine Vielzahl unterschiedlicher Designs entwickelt, die inzwischen generell alle für die gängigen Indikationen geeignet sind. Unterschiede bestehen in der Form (Schrauben, Zylinder, Stufenzylinder, konische Implantate und Kombinationen dieser Formen), der Länge und dem Durchmesser sowie der Oberflächenmorphologie (unbehandelt, maschinert, aufgeraut, mit Gewinde oder Kombinationen dieser Oberflächenformen).

Im Folgenden werden zwei Implantat-Typen vorgestellt, die trotz ihrer Unterschiedlichkeit und ihrer ursprünglichen Indikation als repräsentativ angesehen werden können. Sie wurden deshalb auch für die Versuche dieser Studie verwendet.

1.1.3.1 Brånemark-Implantat – Zylinderschraube mit glatter Oberfläche

Das klassische und am besten dokumentierte Implantat überhaupt ist die inzwischen nicht mehr produzierte Standard-Brånemark-Fixtur von Nobel Biocare. Dieses Implantat ist eine zylindrische Schraube mit Außensechskant an der Oberkante zum Einbringen des Implantates und zur Rotationssicherung des Zahnersatzes. Die Implantat-Oberfläche wird nach dem Drehen des Implantates in der Werkbank nicht weiter modifiziert (maschinert).

Ursprünglich wurde es zur Versorgung des zahnlosen Unterkiefers entwickelt, später dann aber bei allen gängigen Indikationen mit Erfolg eingesetzt.

1.1.3.2 Frialit-2-Synchro-Schraube – Stufenzylinder mit Gewinde und rauher Oberfläche

Die Entwicklung der Frialit-2-Synchro-Schraube geht auf das Tübinger Sofortimplantat aus Aluminiumoxidkeramik und seinem Nachfolger, der Frialit-2-Stufenschraube zurück. Das Implantat ist ein nach koronal hin breiter

werdender Stufenzylinder mit Außengewinde und Innensechskant an der Oberseite zum Einbringen des Implantats und zur Rotationssicherung des Zahnersatz. Die Oberfläche ist durch Sandstrahlen und Ätzen aufgeraut.

Seine Schattenrissform gründet auf der ursprünglichen Indikation für dieses Implantat, den Sofort-Ersatz von Zähnen mit einem Implantatkörper, welcher die leere Extraktionsalveole wurzelanalog möglichst formkongruent ausfüllt.

1.1.4 Biologie des Knochen-Implantat-Interfaces

Trotz sorgfältiger Präparation des Knochenbettes mit implantatkongruenten Bohrinstrumenten besteht in aller Regel ein mikroskopischer Spalt (jumping distance) zwischen dem Implantat und dem Knochen, in welchen das Implantat eingebracht wurde. Die primäre Stabilität des Implantates unmittelbar nach seiner Insertion ist, neben der lokalen Knochenqualität und der herstellerabhängigen Implantatmorphologie, von nichts weiter abhängig als von diesem Klemmeffekt des Implantates in seinem Knochenfach. Prinzipiell können Implantate mit einem bestimmten Mindestmaß an Stabilität unter enger Indikationsstellung sofort nach der Implantation belastet werden. Allerdings ist für den Langzeiterfolg einer Implantation die sogenannte Osseointegration erforderlich. Moderne Implantatmaterialien und –oberflächen haben osteophile Eigenschaften, das heißt, dass der Knochen im Bereich des Implantatlagers auf das Implantat zuwächst und den Mikrospace verschließt. Innerhalb der ersten 6 bis 12 Wochen nach der Insertion entsteht so ein vitales, biologisches Interface zwischen den Osteoid ablagernden Osteoblasten des Knochens, der das Implantat einmauert, und der Implantatoberfläche [Davies 2003]. Dieses Interface ist so stark, dass ein osseointegriertes Implantat durch physiologische Kräfte (Kauen, Zähnepressen) nicht gelockert wird. Spätestens zu diesem Zeitpunkt kann das Implantat gegebenenfalls freigelegt, versorgt und belastet werden, auch wenn es beim Einbringen noch eine fragwürdige Primärstabilität gehabt haben sollte.

Die Festigkeit osseointegrierter Implantate ist von verschiedenen Faktoren abhängig, und objektiv nur schwer zu quantifizieren [Ersanli 2005, Glauser 2001]. Hierbei muss man zwischen biologischen Faktoren wie zum Beispiel dem Grad der Osseointegration, Knochenqualität und -quantität am

Insertionsort, der verstrichenen Einheitszeit, speziellen operativen Maßnahmen und mehr technisch-mechanischen Parametern wie zum Beispiel der Implantatgeometrie, Implantatdurchmesser und -länge sowie der effektiven Einbringtiefe unterscheiden, die eher bei der Bestimmung der Primärstabilität von noch nicht eingeeilten Implantaten zum Tragen kommen.

Auch über den Klopfeschall (Perkussionstest) kann ein geschulter Behandler die Güte des Knochen-Implantat-Interfaces beurteilen, wenngleich Versuche, entsprechende Eigenschaften instrumentell-maschinell zu objektivieren, nicht erfolgreich waren.

1.1.4.1 Biologie der periimplantären Weichgewebemanschette

Das orale Weichgewebe, welches die Mundhöhle auskleidet und die Kieferkämme überzieht, übernimmt beim Implantat die Funktion der Gingiva des natürlichen Zahns. Ein in die Mundhöhle ragendes und somit die Mukosa penetrierendes Implantat wird durch die narbige Abheilung des subepithelialen Bindegewebes und des Epithels selber dergestalt abgedichtet, dass in die Mundhöhle aufgenommene oder im Speichel enthaltene Noxen den periimplantären Kieferknochen nicht erreichen und das Knochen-Implantat-Interface nicht schädigen können. Im Gegensatz jedoch zur Gingiva und zum Parodont des natürlichen Zahnes ist das periimplantäre Weichgewebe keine gewachsene, physiologisch determinierte spezialisierte Struktur, sondern gefäßarmes, narbiges Bindegewebe mit reduzierter immunologischer Kompetenz [Schultze-Mosgau 2005].

1.1.4.2 Pathomechanismus der Periimplantitis

Gelingt es Bakterien, den epithelialen Abschluß um das Implantat herum zu durchdringen, können sie weitgehend ungehindert den periimplantären Sulkus bevölkern und das periimplantäre Weichgewebe schädigen [Günay 1989, Krekeler 1986, Salvi 2004, Sanchez-Garces 2004]. Aufgrund der gefäßarmen, narbigen Natur dieses Gewebes erfolgt die begleitende entzündliche Reaktion, verglichen zum Parodont, mit zeitlicher Verzögerung und klinisch weniger auffällig. Dieselben Bakterien, die man mit der Entstehung der Parodontitis

assoziiert, scheinen auch mit der Periimplantitis äthiologisch in Zusammenhang zu stehen. Mit Voranschreiten der periimplantären Tasche, welche durch ein in die Tiefe wachsen des oralen Epithels und begleitende Mikroabszesse gekennzeichnet ist, kommt es zu einer Änderung des Milieus vom Aeroben zum Anaeroben. So finden sich in einer periimplantären Zahnfleischtasche hauptsächlich gramnegative, fakultativ bis obligat anaerobe Bakterienspezies, denen besondere pathologische Potenz zugeschrieben wird [Rutar 2001]. Beschränkt sich die Infektion auf das periimplantären Weichgewebe, spricht man von periimplantärer Mukositis. Dieser Zustand ist in aller Regel reversibel und bei richtiger Therapie heilt die Läsion *ad integrum* aus [Pontoriero 1994, Zitzmann 2001].

Erreicht die Infektion den periimplantären Knochenlimbus, baut sich das Knochen-Implantat-Interface aufgrund der Produktion lokaler Entzündungsmediatoren ab und man spricht von einer Periimplantitis. Der Organismus versucht, den nun infizierten Fremdkörper im Knochen abzustößen, indem es den periimplantären Knochen progressiv abbaut, bis keine ausreichende Implantatstabilität mehr vorhanden ist und das Implantat sich löst [De Smet 2001]. Jeder Knochenverlust im Rahmen einer Periimplantitis ist als irreversibler Schaden anzusehen, da bislang noch keine Therapie zur Verfügung steht, die den verlorengegangenen Knochen vorhersagbar wieder aufbauen ließe [Pontoriero 1994, Roos-Jansaker 2003, Zitzmann 2001]. Knochenabbau bedeutet immer Verlust von Implantatstabilität.

1.1.5 Morphologie der periimplantären Knochendefekte

Eine klinische Klassifikation von Knochendefekten im Hinblick auf die Insertion von Dentalimplantaten wurde 2003 von Tinti und Parma-Benfenati vorgeschlagen [Tinti 2003]. Die Einteilung beruht auf folgendem Schema:

Tabelle 1 klinische Klassifikation von Knochendefekten nach Tinti und Parma-Benfenati

Defektform	Klasse I	Klasse II
Extraktionswunden	Intaktes Knochengehäuse Implantat fest eingebettet	Knochengehäuse nicht intakt Implantat nicht vollständig von Knochen umgeben
Fensterungen	Implantatoberfläche durchdring die Knochenwand nur geringfügig Fensterung befindet sich innerhalb des Knochengehäuses	Krümmung vorhanden Ein bedeutender Teil des Implantats liegt außerhalb des Knochengehäuses frei
Dehiszenzen Knochendickemangel (<50%) Implantatdurchmesser	Implantatoberfläche verbleibt innerhalb des Knochengehäuses	Implantatoberfläche befindet sich außerhalb des Knochengehäuses
Horizontale Knochenkammdefizite Knochendickemangel (>50%) Implantatdurchmesser	Implantatoberfläche verbleibt innerhalb des Knochengehäuses	Implantatoberfläche befindet sich außerhalb des Knochengehäuses
Vertikale Knochenkammdefizite Dreidimensionaler Verlust des Kieferkamms, so dass sich eine Implantation verbietet	weniger als 3mm Höhe fehlen	mehr als 3mm Höhe fehlen

Diese Einteilung lässt sich nicht unmittelbar auf die Situation einer periimplantären Läsion eines osseointegrierten Implantates übertragen, hat aber möglicherweise einen Einfluß auf eine zukünftige Einteilung der Defektmorphologie der Periimplantitis [Block 1990, Van Oosterwyck 2002].

Stand das Implantat bei seiner Insertion zirkulär im Knochen, weist, so die klinische Erfahrung (die Literatur schweigt sich hierüber aus), das Implantat einen zirkulär gleich tiefen Defekt auf. Bestanden bei der Implantation einseitige Defekte, zum Beispiel im Sinne von Dehiszenzen, oder war der Knochen im Bereich der bukkalen oder oralen Lamelle sehr dünn, ist der knöcherne Defekt unter Umständen auf eine Seite beschränkt. Befindet sich dieser Defekt auf der

bukkalen oder oralen Seite, entzieht er sich normalerweise aufgrund der Überlagerungseffekte einer radiologischen Kontrolle vollständig. Somit ist die Diagnostik eines solchen Defektes bislang nicht zuverlässig möglich.

1.1.6 Diagnostik der Periimplantitis

Die Periimplantitis ist, analog der Parodontitis, mit klinischen und radiologischen Anzeichen einer Entzündung vergesellschaftet. Neben den klassischen Galenschen Zeichen *Calor, Dolor, Rubor, Tumor* und *Functio laesa* lassen sich in aller Regel parodontologische Parameter wie Blutung auf Sondierung, erhöhte Sondierungstiefe, Gingivahyperplasie, erhöhte Sulkus-Fluid-Fließ-Rate und eitriges Taschensekret, in seltenen Fällen auch Perkussionsempfindlichkeit erheben. Insbesondere wenn radiologisch ein voranschreitender Knochenabbau zu erkennen ist und sich im mikrobiologischen Befund spezifische Markerkeime nachweisen lassen, muss umgehend eine ursächliche Therapie eingeleitet werden [Aparicio 1998, Salvi 2004]. Ist ein Implantat bei der klinischen Prüfung tastbar locker, ist es bereits vollständig desintegriert und bedarf keiner weiteren Therapie – es ist somit verloren.

Der Lockerungsgrad eines Implantates lässt sich, verhältnismäßig subjektiv und entsprechend unzuverlässig, durch simples Klopfen mit dem Sondengriff bestimmen. Das Klopf-Dämpfungs-Verfahren [Schulte 1983, Schulte 1993] ist ein Versuch, die subjektive Komponente der Klopfens mit der Hand und der instrumentellen Bewertung durch ein Gerät zu ersetzen.

Schließlich wurde mit der Vorstellung der Resonanz-Frequenzanalyse [da Cunha 2004, Meredith 1996, Meredith 1997b, Meredith 1997c, Meredith 1998a, Salvi 2004] ein weiteres Verfahren vorgestellt, mit dem die Stabilität eines Implantates objektiv zu bestimmen ist.

1.1.7 Probleme bei der Diagnostik der Periimplantitis

Implantate, die sich über mehrere Jahre hinweg osseointegriert im Kiefer befinden, weisen in aller Regel einen leichten, progredienten Knochenabbau auf. Dieser Abbau beträgt im ersten Jahr nach Versorgung des Implantates mit Zahnersatz gut 0,5 Millimeter [Lindquist 1988] und dann jedes weitere Jahr im Mittel 0,06 Millimeter bis 0,08 Millimeter. Normalerweise ist dieser

gewissermaßen „physiologische“ Abbau nicht mit einer Vertiefung der Zahnfleischtasche verbunden, völlig entzündungsfrei und klinisch nicht von Bedeutung. Bei Implantaten, die mäßig tiefe Sondierungstiefen aufweisen und darüber hinaus Anzeichen einer periimplantären Mukositis zeigen, ist sowohl klinisch als auch radiologisch die Differenzierung zur manifesten Periimplantitis schwer. Sie lässt sich einzig über die Zunahme des periimplantären Knochenabbaus im Rahmen einer radiologischen Verlaufskontrolle [Derhami 1995, Lang 2000] oder über wiederholte Messungen der Implantatstabilität bestimmen. Während die radiologische Verlaufskontrolle als Gold-Standard [Verhoeven 2000] (in Kombination mit den oben genannten klinischen Parametern) gilt, aber aufgrund der Strahlenbelastung und dem Fehlen der dritten Dimension in der Beurteilung des periimplantären Knochendefektes ihre Limitationen aufweist, fehlen Studien zur Eignung von Verfahren der Implantatstabilitätsbestimmung in der Diagnostik der Periimplantitis.

1.1.8 Primärstabilität

Die bei der Implantation erreichte Primärstabilität eines gedeckt einheilenden Implantates hat keinerlei Einfluss auf die zu erwartende Osseointegration und somit auf die Langzeitstabilität des Implantates, allerdings ist sie von Bedeutung bei der Frage nach dem frühest möglichen Versorgungs- und Belastungszeitpunkt [Al-Nawas 2003, Friberg 1999a, Glauser 2001, Martinez 2001, Nedir 2004]. Die Primärstabilität eines Implantates ist neben den vorgenannten Parametern auch von der Kongruenz zwischen Implantat und Implantatbett abhängig [Martinez 2001, O'Sullivan 2000]. Deshalb werden heutzutage rotationssymmetrische Implantate und der Implantatgeometrie entsprechende Bohrer zur implantatkongruenten Aufbereitung des Implantatbetts verwendet. Viele moderne Implantate haben weiterhin ein Schraubengewinde, um die Primärstabilität zu erhöhen.

Zur Beurteilung der vorrausichtlichen Primärstabilität eines Implantates im Knochen wurde neben den in der Einleitung erwähnten Verfahren an bereits eingebrachten Implantaten ein quasi „intraoperatives“ Verfahren beschrieben. Der Schnittwiderstand beim Vorschneiden des Gewindes im Implantatstollen vor dem Einbringen des Implantates (*cutting resistance measurements*) lässt

eine Beurteilung der Knochenqualität und damit auch der zu erwartenden Primärstabilität zu [Friberg 1995, Friberg 1999b, Friberg 1999a, Meredith 1998a, Sullivan 1996]. Zur Beurteilung der Verankerung des Implantats im Knochen nach erfolgter Einheilung wiederum bedient man sich verschiedener Vorgehensweisen, die man in invasive und noninvasive Verfahren einteilen kann. Die Möglichkeiten der noninvasiven Verfahren zur Bestimmung der Festigkeit waren, wie eingangs geschildert, einerseits die klinische Inspektion (Lockerungsgrad, Taschentiefenmessung, Perkussionstest) sowie andererseits physikalische Messverfahren. Die klinischen Verfahren sind schnell und einfach am Patienten anzuwenden, aber für eine genaue Aussage, insbesondere im Rahmen wissenschaftlicher Studien, zu unpräzise. Sie werden aber routinemäßig eingesetzt, um sich einen Überblick über die Situation zu verschaffen [Geurs 2002]. Geometrisch – physikalische Messverfahren wie zum Beispiel das Klopf-Dämpfungs-Verfahren (PTV, Periotest Gerät) oder die Resonanzfrequenzanalyse (RFA, Osstell® Gerät) liefern Messwerte, die eine präzise und wie in dieser Studie gezeigt auch unter gewissen Bedingungen vergleichbare Aussage bezüglich der Implantatfestigkeit zulassen.

Bei diesen Verfahren ist der Absolutwert der Messung neben dem Grad der effektiven Festigkeit auch noch von der Länge der aus dem Knochen herausragenden Implantatanteile abhängig. Ein Implantat mit einem langem Aufbau oder einem tiefen zirkulären Knochendefekt wird also bei gleicher Länge der osseointegrierten Anteile einen niedrigeren Wert für die Festigkeit aufweisen als ein Implantat mit kürzerem Aufbau oder ohne Knochendefekt.

Invasive Verfahren wie Ausdreh- oder Ausreißversuche gehen mit einer irreversiblen Schädigung des Implantat-Knochen-Interfaces einher und verbieten sich somit als einfaches Diagnostikum für die tägliche Praxis, sind allerdings gängige experimentelle Tests bei Tierversuchen [Sullivan 1996]

Weiterhin existiert eine Reihe bildgebender Verfahren zur Ermittlung des Knochenniveaus am Implantat. Konventionelle Röntgenbilder (intraorale Filme oder extraorale Film-Folien-Kombinationen) sind trotz teilweise guter Detaildarstellung nur in jeweils einer Ebene aussagekräftig und erlauben somit

keine umfassende Beurteilung der vorhandenen Situation [Grondahl 1997]. Der Implantatschatten kann selbst bei verzerrter Wiedergabe wegen seiner bekannten genormten Form zur Vermessung des periimplantären Defektes herangezogen werden [Kaeppler 1999, Lindquist 1988]. Durch individuelle Aufbissblöcke können intraorale Aufnahmen standardisiert und präzisiert werden [Gomez-Roman 1996, Schliephake 2003]. Computertomographie, digitale Volumetomographie und andere analoge oder digitale Schichtbildverfahren sind für häufige Anwendungen im Sinne eines Follow-up aufgrund des medizinischen, apparativen und technischen Aufwandes sowie der Strahlenbelastung eher ungeeignet.

1.1.9 Resonanzfrequenzanalyse

Das in der Ingenieurwissenschaft seit langem angewandte Verfahren der Resonanzfrequenzanalyse [Sennerby 1998] wurde erstmals von Meredith und Mitarbeitern zur Bestimmung der Primärstabilität dentaler Implantate vorgestellt [Meredith 1996]. Das Prinzip der Resonanzfrequenzanalyse beruht auf der Messung einer Amplitudenänderung der Implantat-Knochen-Einheit infolge einer durch das Messgerät erzeugten Schwingung (Eigenresonanz), die ein Frequenzband durchläuft. Der Messvorgang erfordert einen direkten Zugang auf das zu bewertende Implantat. Es wird ein Messkopf (*Transducer*) mit zwei Piezoelementen aufgeschraubt und der Messvorgang gestartet. Ein Frequenzgenerator regt hierbei das proximale Piezoelement im Transducer zu Schwingungen an und moduliert dabei die Frequenz in 25Hz Schritten von 5kHz bis 15kHz. Über das andere Piezoelement wird die Resonanzfrequenz des schwingenden Systems (Messkopf und Implantat) abgeleitet, wobei die Resonanzfrequenz als die Frequenz der Amplitudenänderung definiert ist [Glauser 2001]. Nach einer Sekunde ist der Messvorgang abgeschlossen und das Ergebnis des Tests liegt als Messkurve vor. Die Resonanzfrequenz wird hierbei hypothetisch von drei Parametern beeinflusst [Glauser 2001, Meredith 1996]:

- [1] Steifheit des Implantatkörpers (Material, Geometrie),
- [2] Steifheit der Implantat-Knochen-Einheit im Bezug auf den Anteil des Implantat-Knochen-Kontaktes,

[3] Steifheit der periimplantären Gewebe im Bezug auf die Knochendichte respektive des Bindegewebeanteils.

Die Implantatsteifheit kann als konstant angenommen werden. Die sich ändernden Parameter sind abhängig vom biologischen Zustand des periimplantären Gewebes. Durch das standardisierte Aufschrauben des Messkopfs mit definiertem Drehmoment ist ein verlässliches und untersucherunabhängiges Messergebnis möglich [Lachmann 2006].

1.1.10 Klopf-Dämpfungs-Verfahren

Das von Schulte entwickelte Periotest Gerät diente ursprünglich der Bewertung der Zahnlockerung [Schulte 1992a, Schulte 1992b] und basiert auf einer dynamischen Dämpfungsmessung des Parodontiums unter dem Einfluß definierter Klopfschläge. Eine Kraft, die auf einen Zahn ausgeübt wird, führt zu dessen messbarer Auslenkung in der Alveole und einer nachfolgenden Rückstellung in seine Ausgangslage.

Auch der Einsatz am dentalen Implantat zur Evaluation der Primärstabilität und der Osseointegration wurde beschrieben und das Verfahren fand somit Eingang in zahlreiche wissenschaftlichen Studien mit implantologischer Fragestellung [Aparicio 1997, Cranin 1998, Glauser 2001, Nishimura 1997, Olive 1990, Schulte 1993, Teerlinck 1991, Truhlar 2000, Valderrama 2007].

Im Handstück des Periotest Gerätes befindet sich ein Stößel, der beschleunigt wird und gegen den Zahn oder das Implantat klopft. Die Kontaktzeit zum Zahn oder Implantat sowie die Abbremsung des Stößels bei dessen Auslenkung im Knochen werden erfasst und in einen Zahlenwert umgerechnet. Die Messung wird viermal pro Sekunde wiederholt und die konsekutiven 16 Messungen werden als Mittelwert angezeigt. Der Zahlenwert (Periotestwert) wird durch die Kontaktzeit des Stößels zum Zahn oder Implantat errechnet. Er kann daher als absolutes Maß der Zahn- und Implantatlockerung verstanden werden.

Der Periotestwert wird durch Angulation, Lage des Auftreffpunkts des Stößels, Distanzhülsen, - oder Aufbauhöhe sowie Abstand des Handstücks in Ruhe zum Zahn verändert [Meredith 1998c].

Tabelle 2 Klassifikation des Lockerungsgrads von Zähnen

Klassifikation des Lockerungsgrads von Zähnen nach Miller (1938)	Index	Korrespondierender Periotestwert
<i>No movement distinguishable</i>	0	-08 bis +09
<i>First distinguishable sign of movement</i>	I	+10 bis +19
<i>Crown deviates within 1mm of its normal position</i>	II	+20 bis +29
<i>Mobility is easily noticeable and the tooth moves more than 1mm in any direction or can be rotated in its socket</i>	III	+30 bis +50

Osseointegrierte Implantate zeigen ein anderes Dämpfungsverhalten als natürliche Zähne mit ihrem Parodontium. Sie sind wie ankylosierte Zähne unbeweglich mit dem Kieferknochen verbacken, man bezeichnet deshalb die Osseointegration auch als funktionelle Ankylose [Schroeder 1976]. Periotestmessungen am Implantat ergeben eine um das 10-fache niedrigere Beweglichkeit als der natürliche Zahn. Die Schwingungsamplitude nach Klopfen mit dem Stößel liegt im Bereich von einem Mikrometer und die resultierende Auslenkungszeit bei weniger als zwei Millisekunden [Schulte 1993].

Da das Dämpfungsverhalten der parodontalen Strukturen mit der Zahnbeweglichkeit korrespondiert, kann über das Periotestverfahren der Lockerungsgrad des jeweiligen Zahns ermittelt werden [Schulte 1992a]. Der ermittelte Periotestwert kann mit der Einteilung der klinischen Zahnlockerung verglichen werden: Referenzwerte für Messungen am Implantat wurden in dieser Form nicht systematisch aufgearbeitet. Klinische Studien ergaben jedoch, dass Periotestwerte von über +4 beziehungsweise über +10, am in Funktion befindlichen Implantat selber gemessen, auf einen Verlust der Osseointegration schließen lassen, der als Misserfolg gewertet werden muss [Olive 1990, Schulte 1993].

1.2 Literaturübersicht

Meredith [Meredith 1997b] veröffentlichte 1997 eine Arbeit, die sich mit dem Einsatz der Resonanzfrequenzanalyse als klinisches Mittel zur Beurteilung der Implantatstabilität befasst. Zwei Patientengruppen wurden untersucht.

Gruppe A (neun Patienten, 56 Implantate) wurde zum Implantationszeitpunkt und 8 Monate danach (Montage der Sekundärteile) vermessen. Die Resonanzfrequenz nahm von $7473\text{Hz} \pm 127\text{Hz}$ ($p < 0,05$) auf $7915\text{Hz} \pm 112\text{Hz}$ ($p < 0,05$) zu. Dieses wird als Stabilitätsunterschied zwischen Primärstabilität und Osseointegration interpretiert.

Gruppe B (9 Patienten, 52 Implantate) wurde 5 Jahre nach Implantation nach Entfernung der gesamten Suprakonstruktion untersucht, alle Implantate waren klinisch osseointegriert. Das Verhältnis des im Knochen liegenden Implantatanteils zum freiliegenden Anteil wurde bestimmt (Effektive Implantatlänge (EIL)) und mit der Resonanzfrequenz korreliert ($r^2 = 0,78$, $p < 0,01$).

Die Arbeit bestätigte somit in den Augen der Autoren den Zusammenhang zwischen Resonanzfrequenz und Osseointegration.

Al Nawas [Al-Nawas 2003] untersuchte mittels Resonanzfrequenzanalyse die Primärstabilität enossaler Implantate im Tierversuch. Ziel dieser Studie war es, Resonanzfrequenzwerte für selbstschneidende und nicht selbstschneidende Implantate in unterschiedlich dichten Knochenlagern zu ermitteln und diese mit den Drehmomentwerten beim Gewindeschneiden bzw. Eindrehen der Implantate zu korrelieren.

Laut dieser Studie gibt es keine Grundlage für einen kritischen ISQ-Wert, unterhalb dessen ein Implantat nicht als primär stabil betrachtet werden kann. Weiterhin scheinen ISQ-Werte verschiedener Implantatsysteme nicht untereinander vergleichbar. Aufgrund der hohen Reproduzierbarkeit und Behandlerunabhängigkeit sowie der Noninvasivität ist die Resonanzfrequenzanalyse als intraindividuelle Verlaufskontrolle laut den Autoren vielversprechend.

Huang [Huang 2003] befasste sich mit dem Verlauf der Implantateinheilung und der Implantatfestigkeit mittels Resonanzfrequenzanalyse. Verwendet wurden gebräuchliche Implantate (Länge 10mm, Ø 3,75mm) die in-vitro in Knochen (Schweinewirbelkörper) eingebettet wurden. Die erste Gruppe wurde in 3,75mm, die zweite Gruppe in 5mm messende Bohrstollen eingebracht. Die Fehlpassungen wurden mit Klasse I Gips ausgefüllt, um so den Heilungsprozess zu simulieren. Die Resonanzfrequenzmessung erfolgte im Anschluss an das Einbetten mittels eines Piezoelements und einem speziellen Frequenzgeber sowie einem Mikrophon. Es wurde zum Nullzeitpunkt sowie im Abstand von je 3 Minuten bis 75 Minuten nach dem Einbringen gemessen. Das verwendete Gerät war nicht das Osstell[®] Gerät, sondern ein Eigenbau, die Messmethodik aber physikalisch betrachtet identisch.

Um die in-vitro Resultate invivo zu validieren, wurden sechs Hasen implantiert (Tibia). Hierbei wurden die gleichen Vorgaben (3,75mm und 5mm Bohrstollen) sowie eine Kontrollgruppe auf der kontralateralen Seite erfüllt. Die Implantation entsprach dem allgemeinen chirurgischen Vorgehen. Die Resonanzfrequenzmessung wurde hier unmittelbar nach dem Einbringen der Implantate sowie wöchentlich während der Einheilphase wiederholt.

Folgende Ergebnisse wurden gefunden: eine zu Beginn geringe Implantatstabilität (5mm Bohrstollen) führte zu geringeren Initialen Resonanzfrequenzwerten sowie zu einer im Verlauf länger dauernden simulierten Einheilung. Die Gruppe der passgenauen Bohrstollen ergaben eine höhere initiale und finale Resonanzfrequenz sowie eine kürzere simulierte Einheilphase. Die Resonanzfrequenzanalyse ist nach dieser Tierstudie ein geeignetes Mittel zur Erfassung des zeitlichen Verlaufs der Osseointegration.

Olive und Aparicio [Olive 1990] untersuchten Periotestwerte von 204 Brånemark-Implantaten, die bei 46 Patienten inseriert wurden. Periotestwerte wurden beim Aufschrauben des Abutments, vor der endgültigen prothetischen Versorgung sowie im weiteren Verlauf wiederholt. Zwischen Aufschrauben des Abutments und prothetischer Versorgung wurde eine maximale Abweichung von einer Periotesteinheit gefunden. Sieben Implantate gingen vor der

Belastungsphase zu Verlust, was sich in einer Abweichung von 9 Periotesteinheiten und dem entsprechenden klinischen Bild (Implantatlockerung) zeigte. Sechs Implantate mit einem höheren Periotestwert als +4 gingen nach Eingliederung einer Prothese zu Verlust, zwei weitere Implantate wurden von Patienten verloren, deren Ernährung aus sehr harter Nahrung bestand. 9 Implantate mit anfänglich sehr hohem Periotestwert wurden nicht belastet. Folgende durchschnittliche Periotestwerte wurden gefunden:

	männlich	weiblich
Oberkiefer	- 0,05 ± 0,31	1,59 ± 0,41
Unterkiefer	- 1,15 ± 0,30	- 2,30 ± 0,21

Man kam zu folgenden Erkenntnissen: die Periotestmethode erlaubt sehr sensitiv die Lockerung eines Implantats zu diagnostizieren, bevor dieses prothetisch belastet wird, was ein großer Vorteil zur Verhinderung von Misserfolgen darstellt. Weiterhin lassen sich Implantate an der Grenze zum Misserfolg aussortieren und gegebenenfalls länger beobachten. Der Einheilzeitraum im Oberkiefer von 5 bis 6 und im Unterkiefer von etwa 3 bis 4 Monaten ließ sich mittels der Periotestmethode bestätigen. Die reproduzierbare Genauigkeit der Periotestmethode ist laut den Autoren für ein klinisches Follow-Up gut geeignet.

Schulte und Lukas [Schulte 1993] untersuchten die Periotestwerte verschiedener Implantatsysteme (Tübinger-, Frialit-2-, ITI-Bonefit- sowie IMZ-Implantate). Beim IMZ-Implantat wurde das intramobile Element vor der Messung gegen ein spezielles Abutment ausgetauscht. Die Messungen wurden vor prothetischer Versorgung am Ende der Einheilzeit unternommen. Es wurde festgestellt, dass osseointegrierte Implantate im Mittel einen Periotestwert um 0 oder niedriger besitzen. Werte größer als +10 wurden als ein Hinweis auf nicht mehr vorhandene Osseointegration interpretiert. Schulte und Lukas schlossen hieraus, dass die Periotestwerte von - 8 bis +10 die Abstufung der Osseointegration beschreiben. Die Messungen wurden auch an prothetisch

versorgten Implantaten weitergeführt, wobei der Abstand der Messstelle (Stößelauffreffpunkt) zur Gingiva variiert wurde. Hierbei wurde eine Zunahme der Periotestwerte mit wachsendem Gingivaabstand festgestellt, was sich die Autoren mit veränderten Hebelverhältnissen erklärten. Eine interessante Feststellung hierbei ist, dass Schulte und Lukas eine mögliche Implantatüberlastung durch einen verminderten Periotestwert bei einer Messung in Okklusion feststellen konnten.

Verschiedene Implantattypen wiesen in verschiedenen Insertionsbereichen folgende Unterschiede auf (siehe Tabelle 3).

Tabelle 3 Vergleich verschiedener Implantatsysteme und deren Periotestwerte (PTV)

Implantatsystem	Quelle	Implantatlokalisierung	PTV
Brånemark	[Teerlinck 1991]	Unterkiefer und Oberkiefer	- 5 bis 05
		Unterkiefer	- 4 bis 02
Brånemark	[Olive 1990]	Oberkiefer	- 0,8 bis 02
		Unterkiefer	- 2 bis 16
ITI	(Schramm-Scherer, 1987)		-5 bis 05
IMZ	(Schramm-Scherer, 1987)		-5 bis 08
TPS Schraube	(d'Hoedt und Schulte, 1989)		-6 bis 08
Tübinger Implantat	(Schramm-Scherer, 1987)	Osseointegriert	-5 bis 05
		Fibroossäre Integration	05 bis 20
Tübinger Implantat, Frialit-2 ITI IMZ	[Schulte 1993]	Osseointegriert, prothetisch versorgt	-8 bis 10

Tözüm et al. [Tozum 2008] untersuchen in einer in-vitro Studie 12mm lange, 3,7mm bzw. 4,8mm breite Implantate mittels Resonanzfrequenzanalyse im Kunststoffmodell. Periimplantäre Defekte wurden in Millimeterschritten erzeugt und vermessen. Es wurde ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen Eindrehmoment und ISQ-Wert festgestellt sowie eine Varianzanalyse der einzelnen Abbaugruppen durchgeführt. Hier besteht ebenfalls ein signifikanter Zusammenhang. Laut den Autoren lässt sich periimplantärer Knochenabbau mit einem Kunststoffmodell simulieren und eine Stabilitätsverminderung mittels der Resonanzfrequenzanalyse durchführen.

<u>Abbau</u>		<u>ISQ</u>
0mm	A	72
1mm	A B	69
2mm	A B	67
3mm	B C	64
4mm	C D	61
5mm	D	57

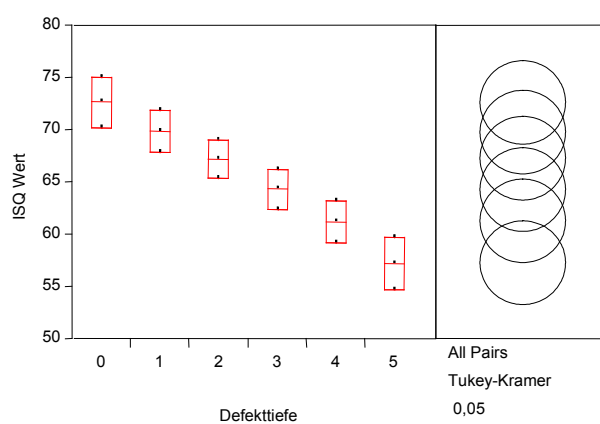


Abbildung 1 Connecting Letters Report und ANOVA Defekttiefe und ISQ-Werte nach Tözüm

1.3 Ziel

Eine Anzahl von Untersuchungen befasst sich mit der Möglichkeit der Bewertung der Osseointegration im Sinne eines Follow-Up. Hierbei wurden in der Vergangenheit Beobachtungen zum Verlauf und der Osseointegration nach dem Einbringen von Implantaten in-vitro und invivo mit entsprechenden Daten publiziert und dokumentiert.

Im Gegensatz zur Osseointegration ist ein Follow-Up des Knochenabbaus bei periimplantären Entzündungen im Sinne einer Degeneration des Implantat-Knochen-Interfaces bisher nicht beschrieben worden. Hier setzt diese Studie an.

Schwächen der beiden Untersuchungsverfahren sind beschrieben und bekannt – wenn auch meist als Nebenergebnis einer Studie mit einer abweichenden Fragestellung. (z.B. keine Vergleichbarkeit unterschiedlicher Implantate untereinander, Einfluss der Abutmentlänge auf einen Messwert).

Nicht untersucht ist ebenfalls die Reliabilität im idealen Fall wie hier vorliegend unter Ausschluss sämtlicher klinisch relevanter Umgebungsvariablen. Änderungen der bekannten Einflussgrößen wie Länge, Dicke und Knochenqualität sind bisher nicht für sich genommen in einem umgebungsvariablenunabhängigen Modell erfasst worden.

Aus der Auswertung der Literatur zu diesem Thema ergeben sich einige Fragen, die bisher unbeantwortet sind. Die vorliegende Studie befasst sich mit einem Teil von ihnen.

Ziel der vorliegenden Studie ist es, im Laborversuch die Eignung des Klopf-Dämpfungs-Verfahren und der Resonanzfrequenzanalyse für die Bestimmung eines fortschreitenden periimplantären Knochenabbaus zu untersuchen. Weiterhin soll ein Methodenvergleich zwischen den beiden untersuchten Verfahren durchgeführt werden, um die Grundlage für einen klinischen Einsatz

dieser Methoden für diese neue Indikation zu schaffen.

Für die Überprüfung einer Eignung des Klopf-Dämpfungs-Verfahrens und der Resonanzfrequenzanalyse in diesem neuen Indikationsbereich sowie für den Methodenvergleich beider Geräte sollten folgende Fragen beantwortet werden:

- (a) Besteht eine ausreichende Reliabilität beider Messverfahren für den klinischen Einsatz?
- (b) Wie verhalten sich beide Verfahren bei voranschreitendem periimplantären Abbau (Ermittlung der kleinsten Mess-Schwelle; hieraus Ableitung einer möglichen Abbauquantifizierung)?
- (c) Wie ist der Einfluss der Implantatgeometrie, des Implantatdurchmessers und der Implantatlänge auf das Messverhalten?
- (d) Bestehen Unterschiede im Messverhalten bei unterschiedlichen Implantatsystemen (Brånemark Standard-Fixtur und Frialit-2-Implantat)?
- (e) Hat die Knochenqualität unter Berücksichtigung des Implantat-Typs Einfluss auf die durch die erwähnten Verfahren ermittelte Primärstabilität dentaler Implantate?
- (f) Deutet der Gerätevergleich auf die Überlegenheit eines der Geräte bei der Bestimmung des periimplantären Knochenabbaus hin?

2 MATERIAL UND METHODE

2.1 Vorbemerkung

Es wurden zur Beantwortung der Fragen dieser Untersuchung zwei Modelle verwendet (Kunststoffblock und Rinderknochen), in die verschiedene Implantate mit unterschiedlichen Längen und Durchmessern inseriert wurden.

Für die Versuche zur Bestimmung des Einflusses der Knochenqualität auf die Primärstabilität kamen Knochenblöcke aus Rinderrippen zum Einsatz, deren makroskopische und radiologische Beschaffenheit den Knochen der zahnlosen Maxilla und der zahnlosen Mandibula simulieren sollte.

Der periimplantäre Knochenabbau ist ein Prozess, der langsam abläuft. Erst nach Ablauf einiger Wochen oder Monate wird eine klinisch und radiologisch sichtbare Veränderung bemerkbar. Außerdem ist die Beurteilung der Implantatfestigkeit am Patienten von einer Vielzahl weiterer Variablen und Einflussgrößen neben den in dieser Untersuchung beurteilten abhängig. Damit bietet sich der Einsatz eines In-vitromodells an. Da es nicht möglich ist, einen periimplantären Knochenabbau an postmortem gewonnenem bovinen Knochen zu simulieren, wurden alle Messungen bezüglich des Knochenabbaus ausschließlich mit dem Kunststoffblöckchenmodell durchgeführt. Die Simulation von Osseointegration mittels des Kunststoffmodells wurde bereits von Meredith [Meredith 1999] vorgestellt.

Osseointegrierte Implantate sind im Idealfall vollständig von Knochen überzogen und ihre Stabilität ist nur von der Qualität des Knochens und den implantatspezifischen Eigenheiten abhängig. Um ein homogenes und praktikables Modell für die Versuche, seine Wiederholungen und Modifikationen zu erhalten, wurden die zu untersuchenden Implantate unter standardisierten Bedingungen in Kunststoffblöcke einpolymerisiert. Hierfür wurde in Vorversuchen die am besten geeignet erscheinende Methode entwickelt.

2.2 Implantate

Für alle Versuche wurden 2 verschiedene Implantatsysteme verwendet. Die in 1.1.3 vorgestellten Implantate wurden beim jeweiligen Hersteller in ausreichender Anzahl beschafft, für jeden Block wurden fabrikneue Implantate eingesetzt.

Folgende Implantate kamen zum Einsatz:

Tabelle 4 verwendete Implantate

System	Länge [mm]	Durchmesser [mm]
Brånemark Standard-Fixtur Noble Biocare AB, Gothenborg, Schweden	11 13 15 18	3,75
Brånemark Titan Fixtur Frialit-2-Synchro-Schraube Friadent GmbH, Mannheim, Deutschland	13 15	3,8 4,5 5,5 6,5

2.3 Knochenblöcke

2.3.1 Herkunft und Präparation der Knochen

Der für die Versuche benötigte Knochen wurde bei einem lokalen Metzger bestellt. Es handelte sich um Rinderrippen ohne Muskulatur und Periost eines etwa 20 Monate alten deutschen Kalbes. Die Rippen wurden in etwa sieben Zentimeter lange Stücke gesägt und bis zum Beginn der Versuche bei -18° Celsius ohne weitere Vorbehandlung tiefgefroren. Vor Beginn einer Versuchsreihe wurden die entsprechenden Blöcke 6 Stunden bei Zimmertemperatur in isotoner Kochsalzlösung aufgetaut.

Für die Untersuchungen wurden die proximalen Anteile der Rippen in der Nähe der *Facies articularis capitis costae* (breite Blöcke mit dünner Kortikalis und etwas weicherem Knochen) sowie deutlich weiter distal liegende Teile aus dem *Angulus costae* (dünne Blöcke mit stark ausgeprägter Kortikalis und eher

hartem Knochen) herangezogen. Bei der radiologischen Klassifikation von Blocksegmenten konnte der Knochen aus dem proximalen Rippenanteil entsprechend der Klassifikation nach Misch der Klasse D3 bis D4 [Misch 1990] beziehungsweise Klasse 3 der Einteilung nach Lekholm/Zarb [Lekholm U. 1985] zugeordnet werden. Der Knochen aus dem distalen Rippensegment wurde als D2 bis D3 beziehungsweise Klasse 2 eingeteilt.

Die Knochenblöcke wurden in einem Feinmechanikerschraubstock (Präzisions-Maschinenschraubstock Primus 100 Proxxon, Niersbach, Deutschland) fixiert und mit dem vom jeweiligen Implantathersteller vorgegebenen neuen Chirurgie-Set entsprechend der Herstellerangaben implantiert.

Es wurde bei der Auswahl der zu verwendenden Knochenstücke beachtet, dass sich die Knochendicke sowie die Dicke der Kortikalis und Spongiosa auf der gesamten Länge des Blöckchens nicht ändert. Die Blöckchen nahmen je vier nebeneinander liegende Implantate auf. Der Abstand der Implantate betrug 5 Millimeter, um der klinischen Situation gerecht zu werden. Die vorgesehenen Stellen wurden mit einem Filzstift markiert und danach auf gleichmäßigen Abstand zueinander kontrolliert. Jetzt wurde die Knochenoberfläche im Bereich der Markierung von eventuell noch anhaftendem Periost befreit und die Stelle durch Ankörnen mit einer Kugelfräse markiert.

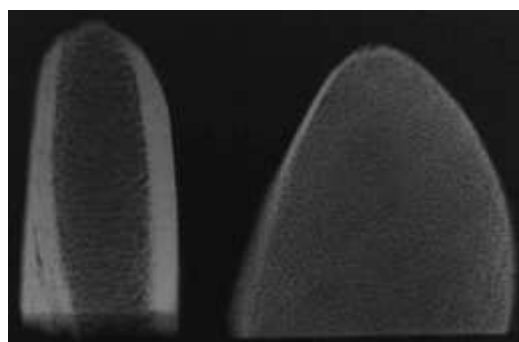
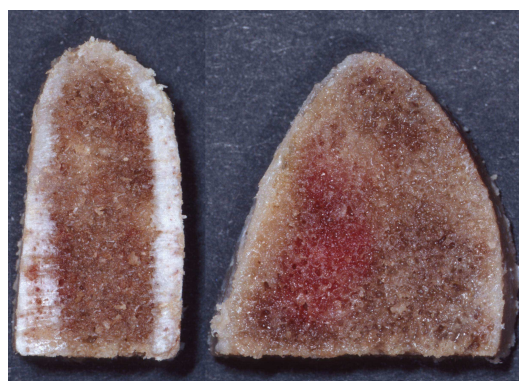


Abbildung 2

Klinisches und radiologisches Bild der beiden Knochenqualitäten der eingesetzten Rippenblöcke

Zur Kontrolle der Implantatangulation werden im klinischen Einsatz spezielle Bohrschablonen mit Führungshilfen verwendet. In der vorliegenden Untersuchung wurden die Bohrungen mit Hilfe einer Präzisions-Bohrführung (MICROMOT-Bohrständer MB 140/S Proxxon, Niersbach, Deutschland) durchgeführt. So konnte gewährleistet werden, dass die Bohrstollen und damit nachfolgend die Implantate in einer Achse lagen.

2.3.2 Vorgehen bei der Implantation:

Im Anschluss an das Ankörnen mit einer Kugelfräse wurde ein dünner Pilotbohrer eingesetzt, um die Richtung und die gewünschte Einbringtiefe vorzugeben. Mit der Implantatgeometrie formkongruenten Fräsen wurde die Vorbohrung in



Abbildung 3 4 Frialit-2 Implantate inseriert in einen der Knochenblöcke

ansteigender Reihenfolge bis auf den gewünschten Durchmesser erweitert. Die immer gleiche Einbringtiefe wurde durch Stopps, die auf die Implantatfräsen aufgesteckt werden oder Markierungen an den Bohrern gewährleistet. Zudem wurden die Bohrstollen nach jeder Bohrung mit einer in Millimeter-Abschnitten markierten Messende kontrolliert. Alle Bohrvorgänge wurden unter stetiger externer Wasserkühlung (sterile Kochsalzlösung 0,9%) vorgenommen.

Nach dem Bohrvorgang wurde das bereitgelegte Implantat positioniert und mittels einer drehmomentbegrenzten Ratsche eingedreht.

Es wurden jeweils Brånemark-Implantate mit 3,75mm Durchmesser und den Längen 11mm, 13mm, 15mm und 18mm sowie Frialit-Implantate mit 3,8mm, 4,5mm, 5,5mm und 6,5mm Durchmesser und 13mm Länge verwendet. Zudem wurden die Blöcke in weichen (D2 bis D3, Klasse 2) und harten (D3 bis D4, Klasse 3) Knochen unterteilt.

Tabelle 5 Reihenfolge der Instrumente bei der Insertion der Implantate

Bohrerabfolge	Frialit-2 - System	Brånemark - System
	Kugelfräse	
	Vorbohrer D 2,0	
	Stufenfräse D 3,4	Kugelfräse
	Stufenfräse D 3,8	Spiralbohrer (2mm)
	Stufenfräse D 4,5	Pilotbohrer
	Stufenfräse D 5,5	Spiralbohrer (3mm)
	Stufenfräse D 6,5	
Eingesetzte Tiefenstopps	für D 3,4 und D 3,8 L 8; L 11; L 13; L 15	Keine, Überprüfung durch Messlehre

2.4 Kunststoffblöcke

2.4.1 Herstellungsverfahren

Es wurden mehrere Blöcke in den Dimensionen 60mm x 40mm x 25mm hergestellt, die jeweils vier Implantate trugen. Deren Abstand zueinander wurde wiederum so gewählt, wie er auch klinisch – etwa bei der Implantation des zahnlosen Unterkiefers oder der posterioren Maxilla – vorkommt.

Die Implantate wurden mit einem für diesen Zweck entwickelten Eingussverfahren mit selbstpolymerisierendem Kunststoff umgossen. Hierfür wurden sie zunächst mit Klebwachs auf einem Objektträger aus Glas in dem vorgesehenen Abstand zueinander fixiert und anschließend in einer Silikonform in Kunststoff eingegossen. Unmittelbar nach Eingießen der Implantate wurde die Form in einen Drucktopf mit 30° Celsius warmem Wasser gestellt und für 15 Minuten ein Druck von 2 bar beaufschlagt. Diese Vorgehensweise ermöglichte einen blasenfreien, homogenen Kunststoffblock. Durch die Verwendung von klarem Kunststoff konnte nach Politur der Oberflächen das Kunststoff-Implantat-Interface auf etwaige mit bloßem Auge sichtbare Blasen oder Einschlüsse hin inspiziert werden. Es kamen nur blasenfreie Blöcke zum Einsatz.

Als Kunststoff wurde das Produkt *FuturaJet klar* (Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) verwendet, welches auch für Prothesen, Aufbissbehelfe oder ähnliches zur Anwendung kommt. Die Verarbeitung erfolgte nach Angaben des Herstellers (17ml Flüssigkeit auf 45cm³ Pulver).

2.4.2 Kunststoffblockkonfiguration

Es wurden unterschiedliche Konfigurationen an Kunststoffblöcken hergestellt, um folgende Fragestellung zu beantworten:

- a) Vergleich zwischen zwei unterschiedlichen Implantatfabrikaten mit ähnlichen Dimensionen (Länge, Durchmesser) nebeneinander im selben Block
- b) Vergleich unterschiedlicher koronaler Implantatdurchmesser und Implantatlängen bei jeweils einem Implantatsystem

2.5 Vorversuche

Zu Beginn der Studie wurde eine Reihe von Implantaten zu Vorversuchszwecken in Kunststoffblöcke eingegossen. Die Ergebnisse dieser Vorversuche und die in diesem Studienabschnitt erprobten Vorgehensweisen waren Grundlage für die Hauptversuche.

Die Vorversuche waren erforderlich, um

- a) die Herstellung der Kunststoff-Blöcke zu optimieren und standardisieren,
- b) Routine im Umgang mit den Gerätschaften zu erlangen,
- c) die Eingabe- und Auswertungs-Software an die studienspezifischen Anforderungen anzupassen und
- d) anhand der vorläufigen Ergebnisse ein Schema zur statistisch korrekten Datenanalyse zu entwickeln.

Der mittels der Vorversuche optimierte Versuchsaufbau wurde in das Studienprotokoll aufgenommen, auf die eigentlichen Studienexperimente übertragen und ohne weitere Modifikationen bei allen Versuchen angewendet.

Alle Versuche und Messungen wurden unmittelbar nach Abschluss der

Vorversuche innerhalb von fünf Wochen durchgeführt, um eine gewisse Homogenität der Durchführung zu gewährleisten. Während dieser Zeit kamen stets ein und dieselben Geräte zum Einsatz.

2.6 Generierung der periimplantären Defekte

Die in den Versuchen mit den Kunststoff-Blöcken generierten periimplantären Defekte wurden mit einer dem Implantatdurchmesser angepassten Explantationsfräse (D3.8, D4.5, D5.5, D6.5 der Fa. Frialit / Dentsply GmbH, Mannheim) geschaffen. Wasserkühlung diente zur Vermeidung einer Überhitzung des Kunststoffs. Die Fräsen wurden außen mit einer Millimeter-Skalierung

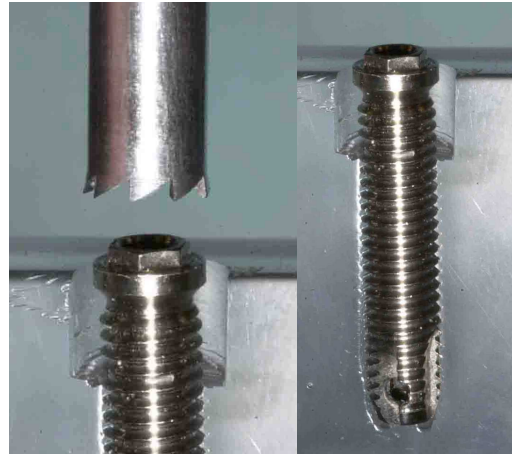


Abbildung 4

versehen und die gewünschte Tiefe des Defektes zu kontrollieren. Mit einer Präzisions-Bohrführung wurde ein Abrutschen oder Verkanten verhindert. Dem Implantat unter Umständen noch anheftende Kunststoff-Fahnen wurden mit einem Skalpell vorsichtig beseitigt. Die Tiefe des Defektes wurde mit einer Parodontalsonde (PCP 11, Fa. Hu Friedy, USA) zirkulär nachkontrolliert.

2.7 Messmethode (Osstell® / ISQ)

Die Vermessung der Implantatstabilität in Knochen und Kunststoff erfolgte stets nach der gleichen Vorgehensweise. Der zum Implantatsystem zugehörige Transducer (Brånemark F1 L5 und Frialit F10 L5) wurde mit 14Ncm Drehmoment (Ratsche der Fa. Friadent GmbH, Mannheim, Deutschland) direkt auf die Implantate senkrecht zur Längsachse des Blocks und zur Implantatachse aufgeschraubt. Die Ausrichtung des Transducers auf dem Implantat wurde innerhalb einer Messreihe nicht verändert.



Abbildung 5

2.8 Messmethode (Periotest / PTV)

Auch hier erfolgte die Messung der Implantate in Kunststoff oder Knochen stets nach der gleichen Vorgehensweise. Auf das Implantat wurde ein Kugelkopf-Attachment (Brånemark 4mm SDCA 526, Durchmesser: 2.25mm und Frialit GH 1, Durchmesser: 3mm) mit 14Ncm Drehmoment aufgeschraubt.

Für eine wiederholbare Messung ist es notwendig, stets an der derselben Stelle zu klopfen. Deshalb kam als Referenzpunkt ein Kugelkopfattachment zum Einsatz. Somit wurden auch Messwertabweichungen, die von



Abbildung 6

unterschiedlichen vertikalen Positionierungen des Stößels herrühren können, ausgeschlossen. Die jeweils gleiche Klopfrichtung (senkrecht zur Längsachse des Kunststoff-Blocks und zur Implantatachse) wurde bei jeder Einzelmessung und Wiederholung innerhalb einer Messreihe beibehalten.

2.9 Datenerhebung

Die Erhebung der Daten erfolgte nach Abschluss der Vorversuche parallel zu den Experimenten. Die Daten wurden unmittelbar nach ihrer Erhebung manuell der elektronischen Datenverarbeitung zugeführt, (Microsoft Excel 2000), und von dort in das Statistikprogramm JMP 6.0 importiert.

2.9.1 Homogenität der Datenerhebung und –übertragung

2.9.1.1 Plausibilitätskontrolle

Um Mess- und Eingabefehler zu vermeiden, wurden die Daten bei ihrer Erhebung und der Eingabe auf Plausibilität kontrolliert. Durch Wiederholungsmessung, immer gleichen Versuchsaufbau und -ablauf sowie einer Reihe von Vorversuchen konnten Fehlmessungen erkannt, korrigiert und eliminiert werden. Bei einem Messwertausreißer wurde die Messreihe unterbrochen und nach Gründen für die Abweichung gesucht, gegebenenfalls der Versuch auch wiederholt.

Zur Kontrolle von Eingabe- und Erfassungsfehlern wurden stichprobenartig wiederholte Eingaben mit Hilfe einer zweiten Person durchgeführt.

2.9.1.2 Datenvalidierung

Ob die erhobenen Daten valide (gültig) sind, wurde entschieden, indem die jeweiligen Datensätze mit vorangegangenen Messungen und den Erkenntnissen aus den Vorversuchen abgeglichen wurden. Um die Abweichungen möglichst gering zu halten, wurden die Daten nach jeder Messung überprüft.

2.10 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit der JMP Statistical Discovery Software™ Version 6.0.0 (SAS Institute, NC, USA). Für die verwendeten Tests wurde eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p \leq 0,05$ als signifikantes Ergebnis gewertet. Folgende Methoden kamen zur Anwendung:

- a) Reliabilitätsbewertung nach Bland- und Altman (Bland and Altman Plot)
- b) Lineare Regression für einen Gerätevergleich Osstell® und Periotest sowie Abbaumessungen bei kontinuierlichen Daten.
- c) t-Test, ANOVA (Analysis of Variance / Varianzanalyse) mittels Tukey-Kramer / HSD-Test für Mittelwertvergleiche bei kategoriellen Daten.

2.10.1 Reliabilität beider Messverfahren

Die Reliabilität der beiden eingesetzten Messverfahren wurde durch zweifaches Wiederholen jeder Messung unter identischen Umgebungsvariablen mit dem Verfahren nach Bland- und Altman bestimmt [Axmann-Krcmar 2002, Bland 1986, Mantha 2000]. Die Messungen wurden unmittelbar hintereinander durchgeführt und dokumentiert. Für jeden Versuch existieren somit drei Messwerte.

2.10.1.1 Bland- und Altman-Plot

Bei mehr als einem Messwert ist es möglich, einen Mittelwert aller Messwerte (arithmetisches Mittel) zu bilden. Dieser kommt idealerweise dem tatsächlichen, aber unbekanntem Wert näher als die jeweiligen Einzelwerte. Messwerte, die vom Mittelwert abweichen, sollten im Idealen Fall gleichmäßig um den Mittelwert verteilt sein. Die Grenzen, in denen eine Abweichung vom Mittelwert toleriert wird, sind ein Maß für die Genauigkeit der Messung. Bland- und Altman

[Bland 1986] haben hierfür ein Verfahren beschrieben, mit dem die Messwertdiskrepanz zweier Messungen visualisiert werden kann [Axmann-Krcmar 2002].

Der Bland- und Altman-Plot ist eine Darstellungsform für den Vergleich zweier Messreihen ein und derselben Situation, bei der die Differenz zweier Messungen gegen deren Mittelwert aufgetragen wird. Ein Bland- und Altman-Plot enthält neben der Punktwolke der Messwertdifferenzen eine mittlere Bezugslinie (Mittelwert der Differenzen der Messwerte) sowie eine obere und untere Grenze, die sich aus der Differenz bzw. der Summe der doppelten Standardabweichung der Einzelwerte ergibt. Eine aussagekräftige Verteilung der Punktwolke schließt mindestens 80% der Punkte in die Grenzen der doppelten Standardabweichung ein.

Die folgende Abbildung 7 zeigt exemplarisch die Verteilung der Abweichung von Einzelmesswerten einer Resonanz Frequenz Analyse (RFA) – Serie. Hierbei wurde die Implantatstabilität eines Brånemark-Implantat dreimal hintereinander erfasst (Messung A, B, C). Danach wurde für die nächste Messung das Implantat zirkulär 1mm freigelegt und erneut vermessen und so fort. Betrachten wir nun die beiden Werte A und B und subtrahieren B von A. Im Idealfall ist die Differenz 0, in der Realität jedoch häufig mehr oder weniger von 0 verschieden. Je nach Messgröße und Abweichung von Null ist die Messung trotzdem klinisch verlässlich.

Der Idealfall (Wert A und B identisch) ist durch die Nulllinie dargestellt, das arithmetische Mittel teilt die Punktwolke in zwei Hälften. Die dargestellte obere und untere Grenzlinie ist \pm die doppelte Standardabweichung vom Mittelwert (Bland- und Altman Plot). Die Abszisse ist die Resonanzfrequenz, die Ordinate die Abweichung der Resonanzfrequenz bei zwei konsekutiven Messungen.

Reliabilität RFA (Frequenz) Brånemark

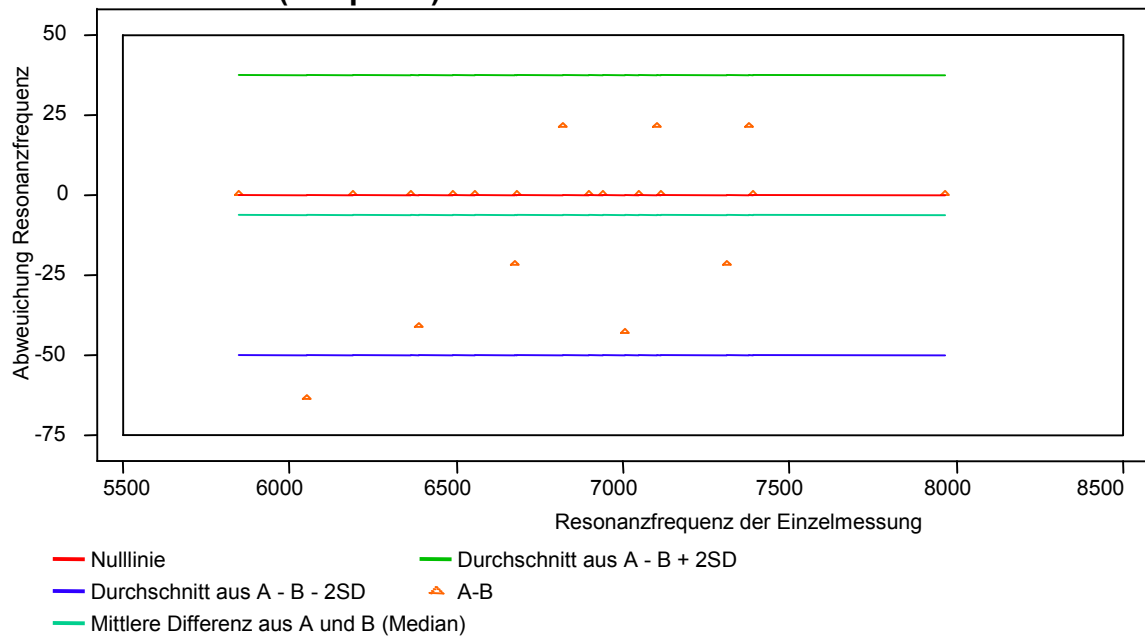


Abbildung 7 Bland- und Altman Plot einer RFA

Eine von 20 Messdifferenzen – bei unterschiedlichen Resonanzfrequenzen - befindet sich außerhalb der Grenzen, 95 % der Messwerte weichen also weniger als die zweifache Standardabweichung vom Medianwert ab. Bei mehr als 80 % innerhalb der Grenzen ist die Messung formal statistisch reliabel.

2.10.2 Lineare Regressionsanalyse

Für den Vergleich der Methoden (Periotest und Osstell®) wurde als weitere Untersuchungsmethode die lineare Regressionsanalyse gewählt. ISQ-Werte werden dabei in der Abbautiefe korrespondierenden PTV-Werten gegenübergestellt. Die Gerade (Regressionsgerade) stellt den Trend der Wertepaare im Streudiagramm zueinander dar Abbildung 8

Es lässt sich auch eine lineare Zuordnung zwischen Durchschnitt ISQ-Werten und Durchschnitt PTV ermitteln. Exemplarisch gilt dabei für ein 15mm Bränemark-Implantat im Kunststoffblöckchen:

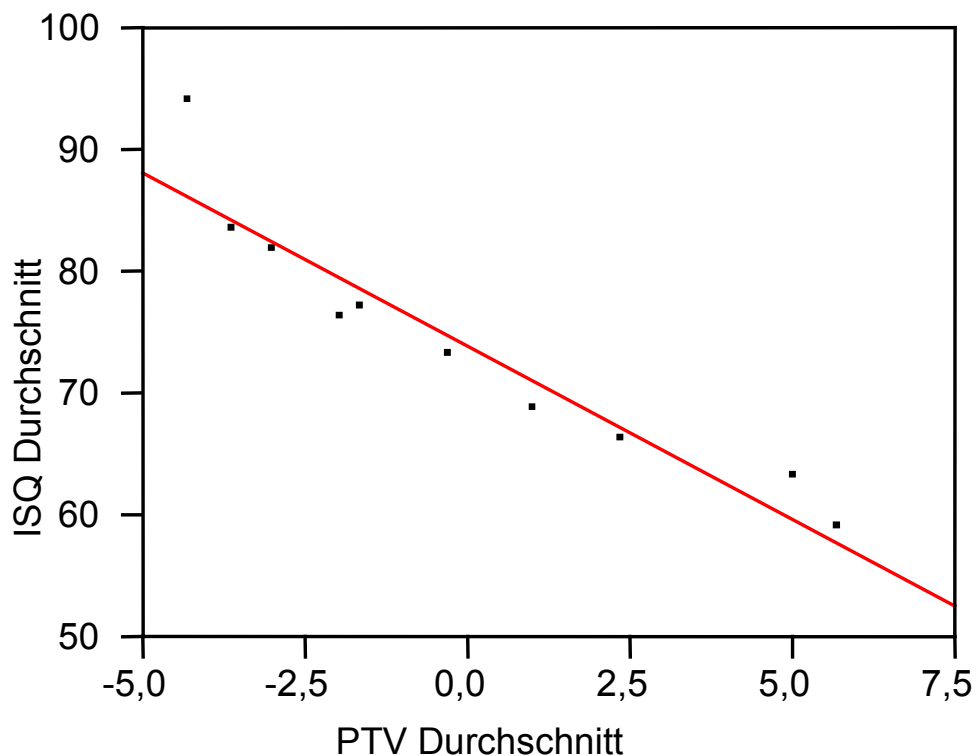


Abbildung 8 Lineare Regressionsanalyse (Bränemark 15mm Länge, 3,75mm Durchmesser)

Die Geradenfunktion der Trendlinie lässt sich berechnen. Für diese Serie ergibt sich folgender linearer Zusammenhang zwischen ISQ- und PTV-Werten.

Durchschnitt ISQ = $73,9 - 2,83 \times$ Durchschnitt PTV

2.10.3 ANOVA (Analysis of variance) / Varianzanalyse bei nicht kontinuierlichen Variablen

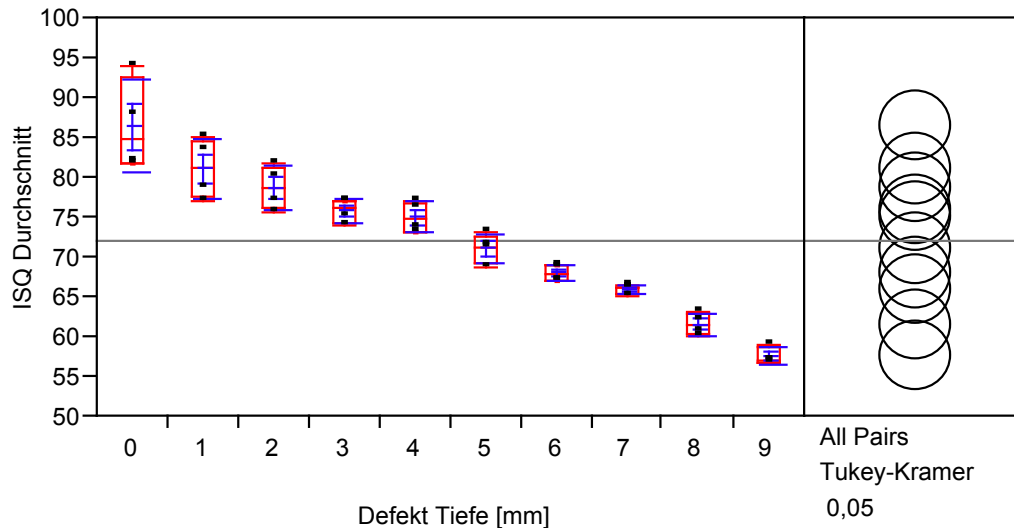


Abbildung 9 ANOVA der Implantatstabilität (ISQ) bei zunehmender Defekttiefe (n=40, $r^2=0,9$, $p<0,0001$)

Die ANOVA (Varianzanalyse) dient dem Vergleich einzelner Gruppen. Mit dem Verfahren wird getestet, in wieweit sich Gruppen voneinander unterscheiden und ob die Varianz zwischen den zu vergleichen Gruppen größer ist als innerhalb einer Gruppe.

Für die vorliegende Studie wurde jedem Millimeterabschnitt der Defekttiefe eine Gruppe voneinander unabhängiger ISQ- bzw. PTV-Werte zugeordnet, um deren Durchschnitt miteinander zu verglichen werden. Je geringer die Streuung innerhalb einer Gruppe und je weiter die Mittelwerte der Gruppen voneinander verschieden sind, desto schärfer lassen sich die Gruppen voneinander trennen. Die Überschneidung der Kreise im rechten Bildabschnitt symbolisieren dieses Verhalten in einer anderen Darstellung (Darstellungsvariante Tukey-Kramer).

2.10.3.1 Connecting Letters Report

Diese weitere Darstellungsvariante der ANOVA ordnet den Mittelwertgruppen Buchstaben zu. Abbautiefen, die sich keine Buchstaben teilen (deren Mittelwerte verschiedenen Mittelwertgruppen angehören) sind statistisch signifikant verschieden voneinander. In diesem Beispiel variieren die Mittelwertgruppen zwischen 2 und 4 Abbaueinheiten. Die Vorhersagegenauigkeit des untersuchten Verfahrens beträgt demnach in diesem Fall zwischen 2mm und 4mm.

Tabelle 6 Connecting Letters Report

Abbau [mm]	Mittelwertgruppe				Mittelwerte (RFA)		
0	A				86,3		
1	A	B			81,0		
2		B			78,6		
3		B	C		75,8		
4		B	C		74,9		
5			C	D	71,0		
6				D	67,9		
7				D	E	65,8	
8					E	F	61,4
9						F	57,4

3 ERGEBNISSE

3.1 Reliabilität der Messungen

Die Wiederholbarkeit der beiden eingesetzten Geräte und Methoden war in allen Mess-Serien vergleichbar und die Abweichung der Messwerte der Wiederholungsmessungen aus klinischer Sicht vernachlässigbar.

3.1.1 Reliabilität der Messungen des ISQ

Die Reliabilität des ISQ (von Brånemark-Implantaten) wird wie in 2.10.1 beschrieben exemplarisch mit den folgenden Abbildungen gezeigt. Hierbei wurden die Messwerte von 20 Durchgängen mit den entsprechenden Wiederholungen verwendet.

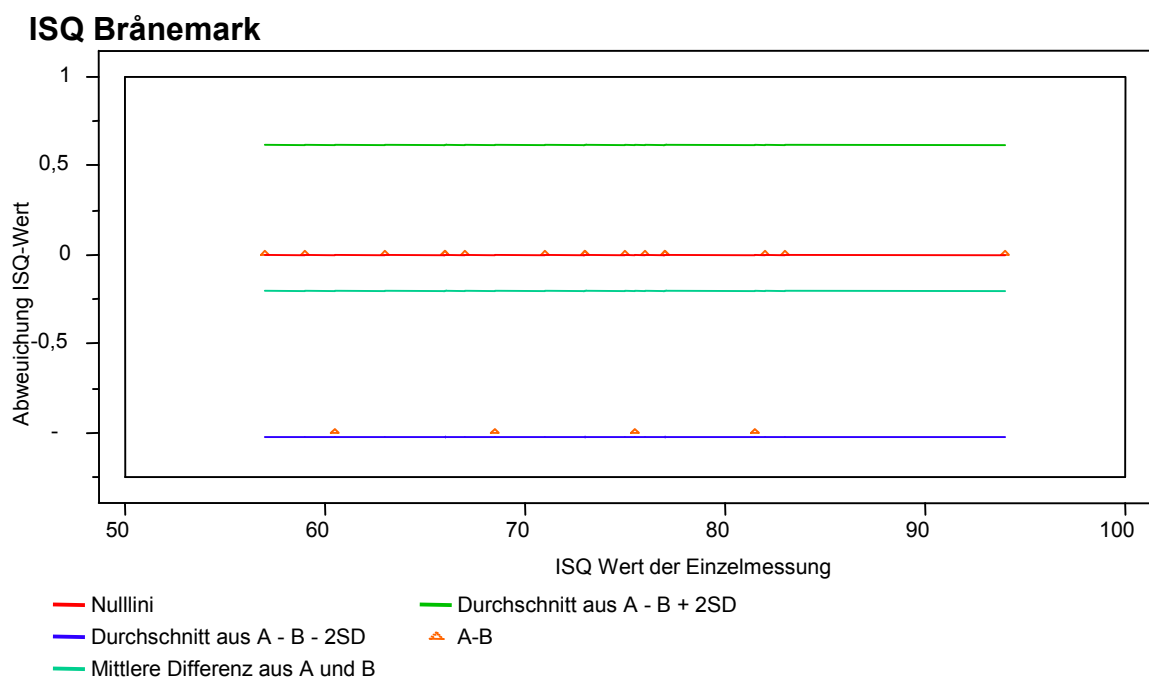


Abbildung 10 Bland- und Altman-Plot der Reliabilität von Resonanz-Frequenzanalyse - Wiederholungsmessungen am Beispiel des Knochenabbaus des Brånemark-Implantats

Ebenso verhält sich die Reliabilität des ISQ bei der Messung des Frialit-2 Implantats.

Sämtliche weitere Datensätze der Resonanz Frequenz Analyse sind auf identische Art und Weise untersucht und bewertet worden, stets mit dem gleichen Ergebnis.

3.1.2 Reliabilität der Messungen des PTV

Hier wurden, wie oben beschrieben, die Datensätzen der Periotestmethode für beide Implantatsysteme untersucht. Auch hier bestätigte sich in allen Mess-Serien die Reliabilität des Periotestverfahrens (Abbildung 9).

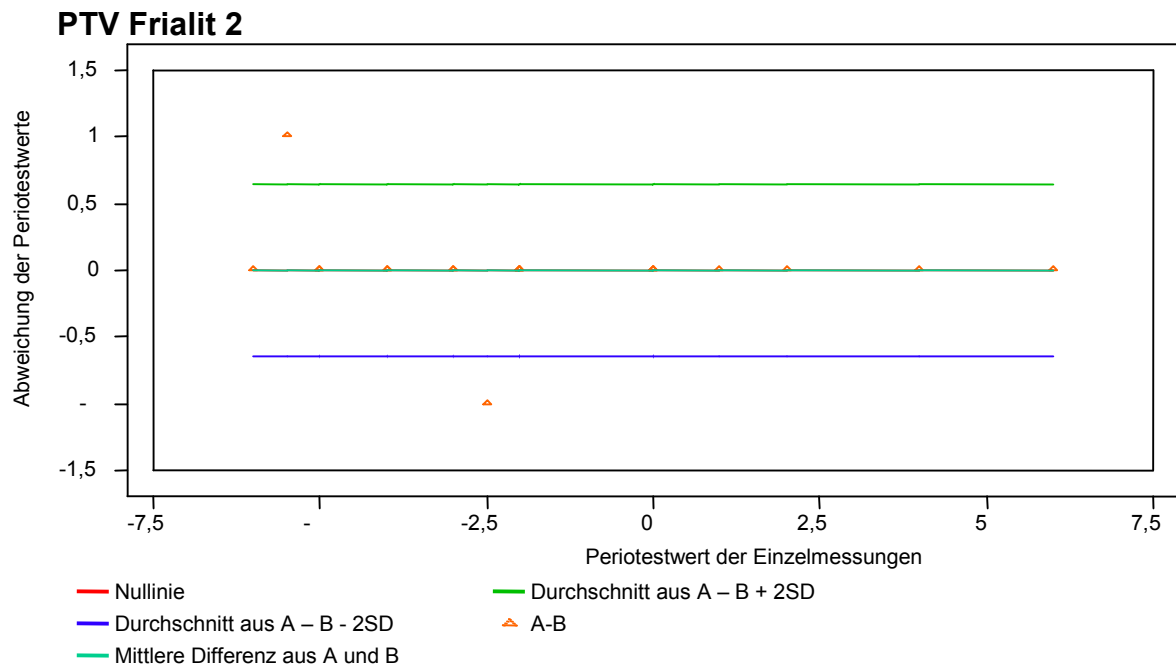


Abbildung 11 Bland- und Altman-Plot der Reliabilität von Periotest-Wiederholungsmessungen am Beispiel des Knochenabbaus des Frialit-2 Implantats

Es wurden 3 mal 20 Messwertdifferenzen (die Grafiken folgen auf den nächsten Seiten) jeweils für ISQ und PTV sowie Brånemark und Frialit-2 untersucht. Aus den Messung A, B, C folgen also die Ergebnisdiagramme von A-B, B-C, und B-C. Einzelne ausgezählt und aufsummiert ergibt sich folgende Tabelle:

Tabelle 7 Reliabilität des ISQ und PTV

	ISQ			PTV		
	n	> ± 2 SD ¹	%	n	> ± 2 SD ¹	%
Brånemark	60	1	1,7	60	1	1,7
Frialit-2	60	6	10	60	3	5
Gesamt	120	7	5,8	120	4	3,3

¹ Werte außerhalb des Intervalls Mittelwert ± 2 SD (ISQ SD = 0,5 ISQ; PTV SD = 0,7 PTV)

Die Reliabilität der beiden Methoden (Periotest und Osstell[®] Gerät) lässt sich durch diese Methode plausibel darstellen. Hierzu sind die Daten aller Mess-Serien verwendet und ausgewertet worden.

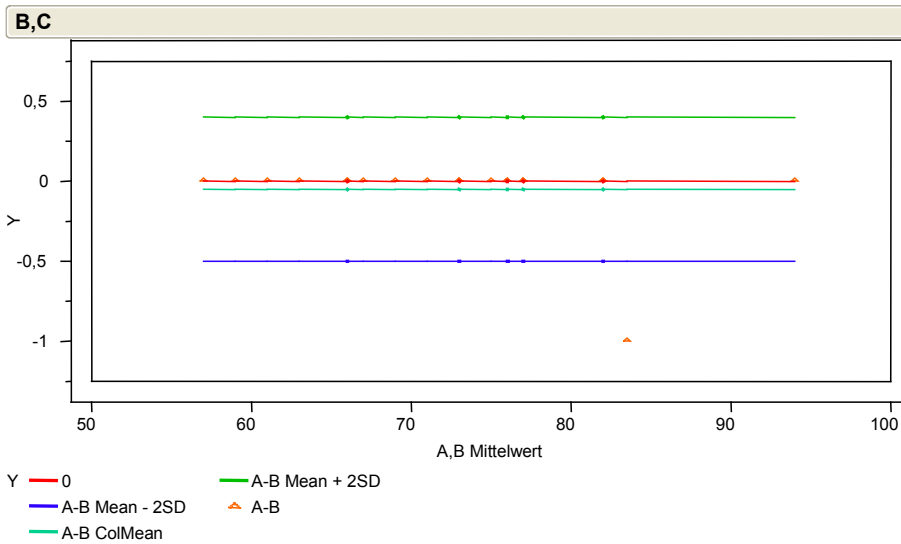
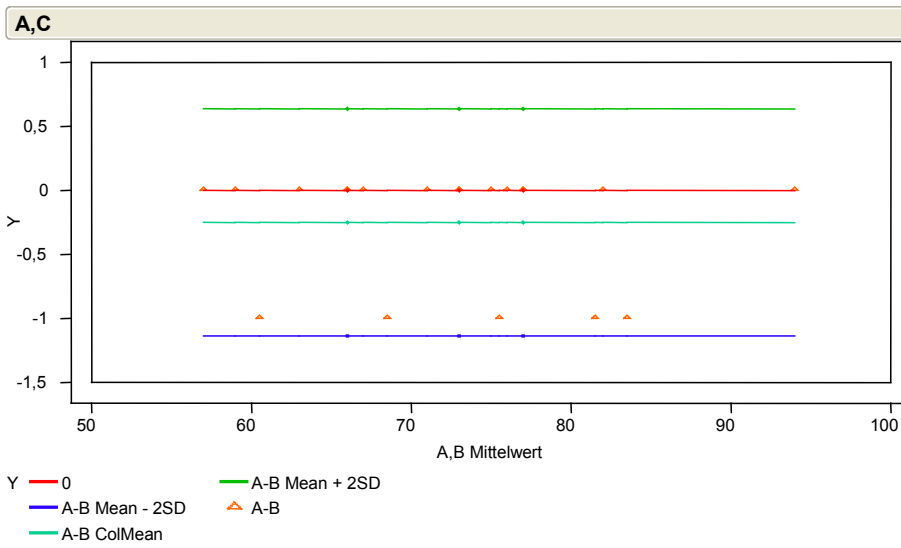
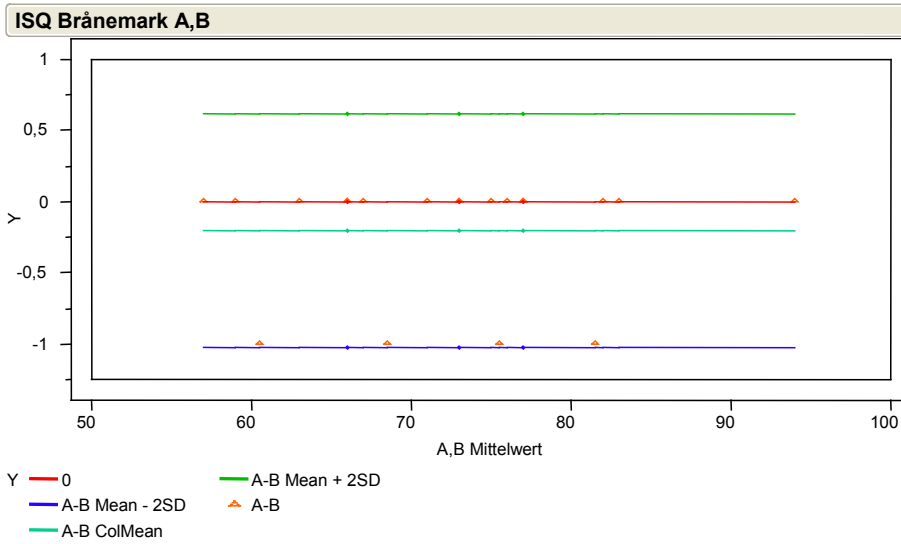


Abbildung 12

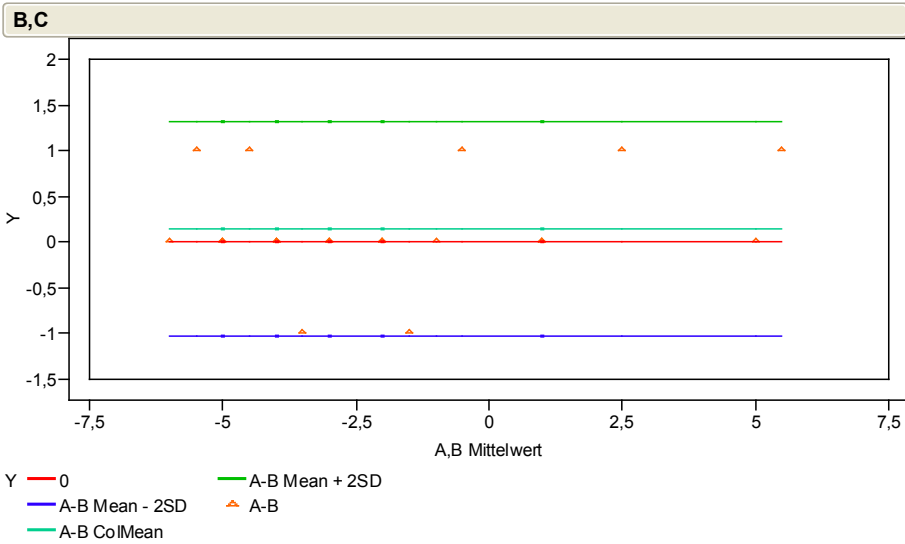
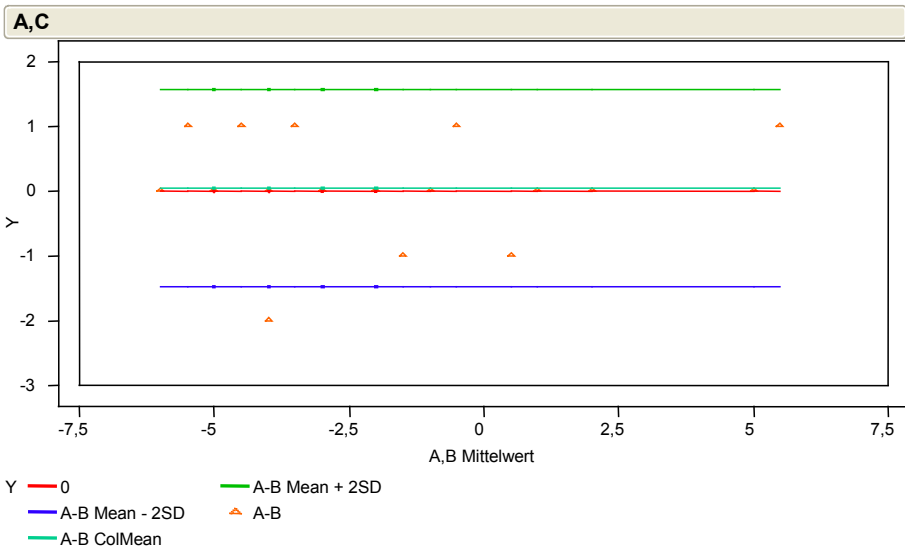
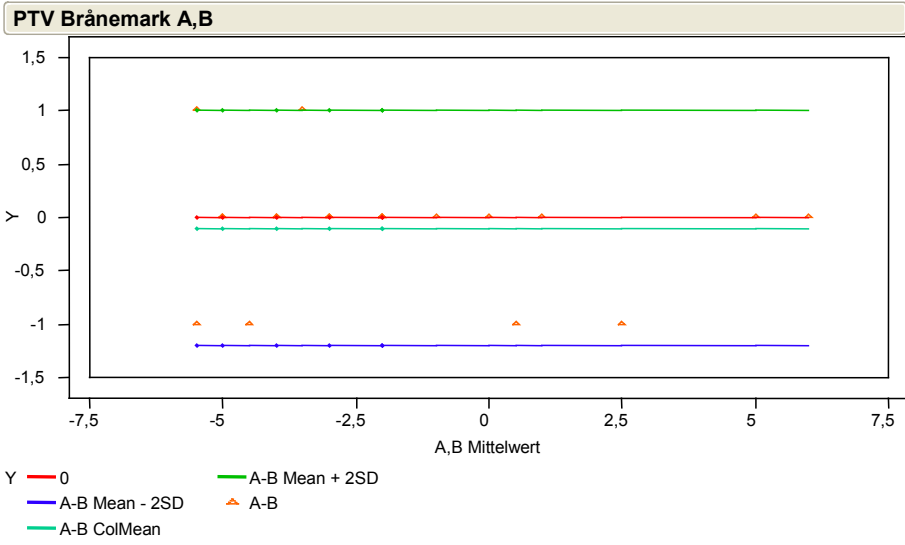


Abbildung 13

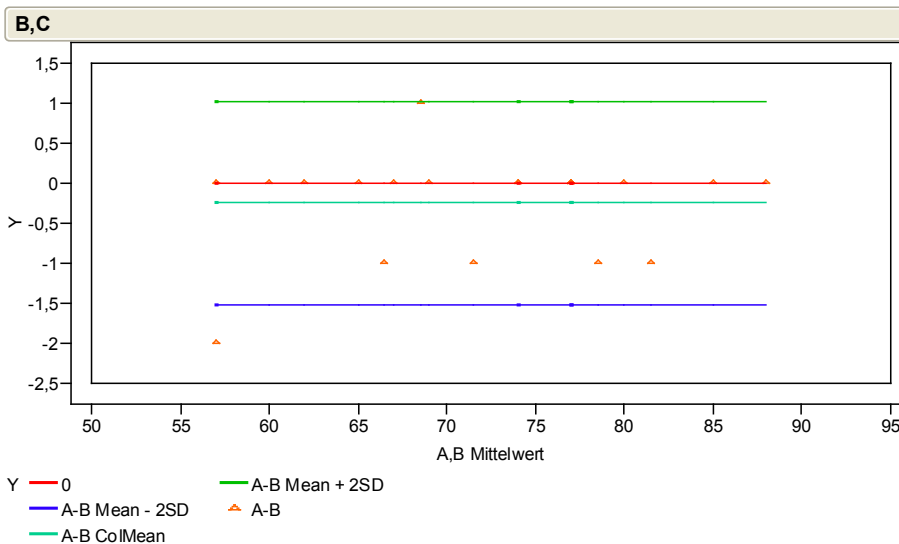
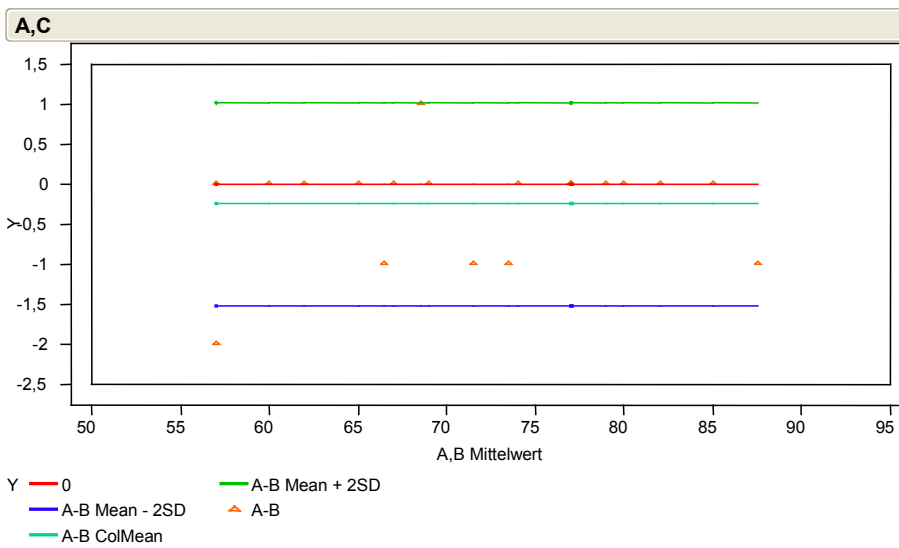
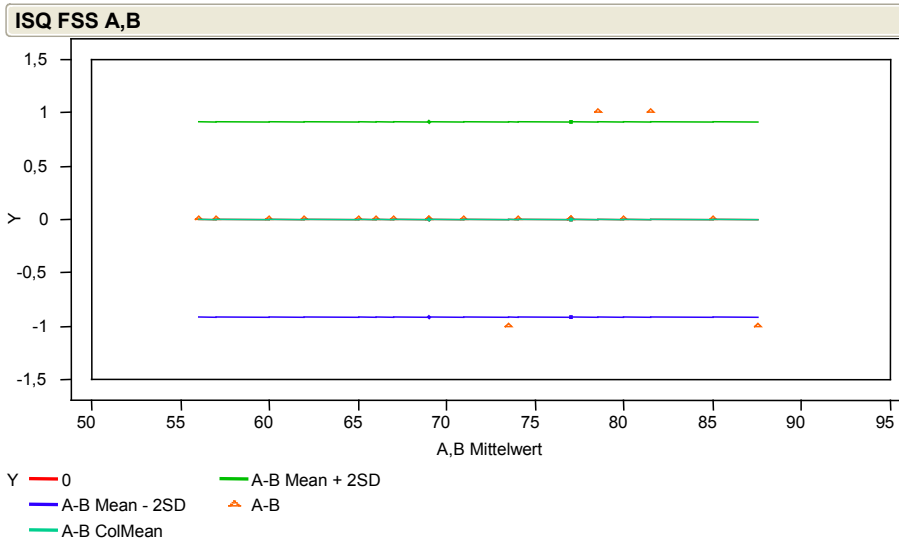


Abbildung 14

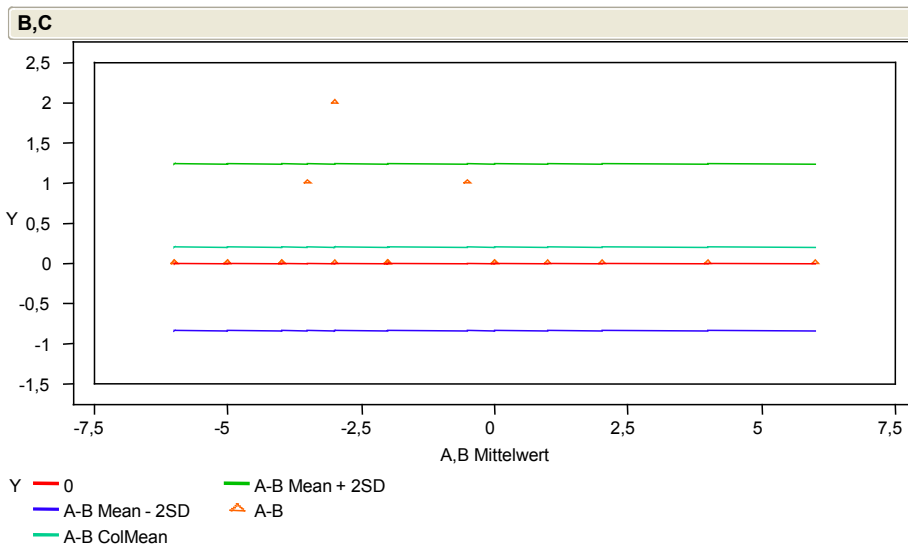
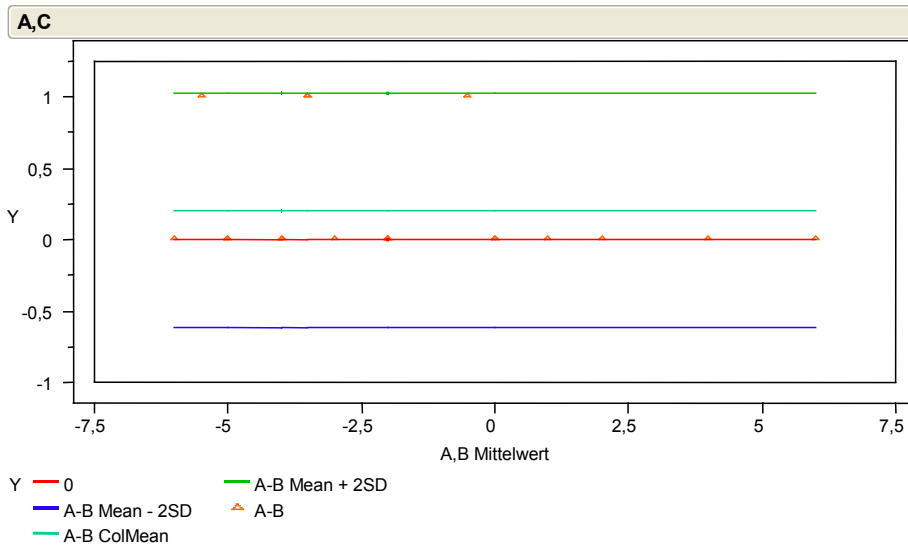
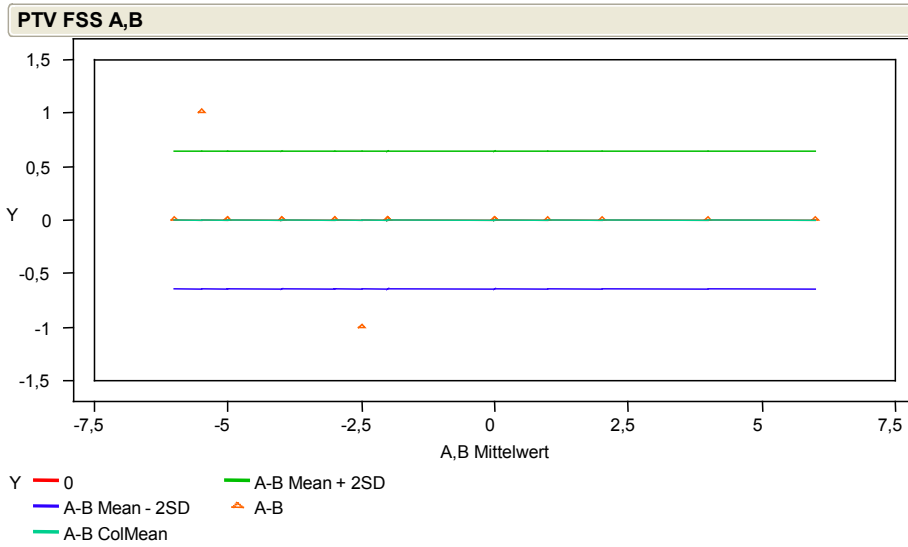


Abbildung 15

3.2 Verhalten beider Verfahren bei periimplantären Abbau

3.2.1 Lineare Regressionsanalyse der ISQ und PTV in Abhängigkeit der Defekttiefe, Brånemark und Frialit-2 kombiniert

Beide folgenden Grafiken zeigen den Zusammenhang der Messwerte zur Defekttiefe. Die Trendlinien im Streudiagramm folgen den nachstehenden Funktionen

$$\text{Durchschnitt ISQ} = 85,3 x - 2,96 \text{ Defekttiefe [mm]}$$

$$\text{Durchschnitt PTV} = -5,76 x + 0,89 \text{ Defekttiefe [mm]}$$

Daraus lassen sich für das vorliegende Modell in jedem ISQ- respektive PTV-Wert eine konkrete Abbautiefe zuordnen bzw. die Umkehrfunktion bilden. Die PTV-Werte weisen im Gegensatz zu den ISQ-Werten jedoch eine größere Streuung auf.

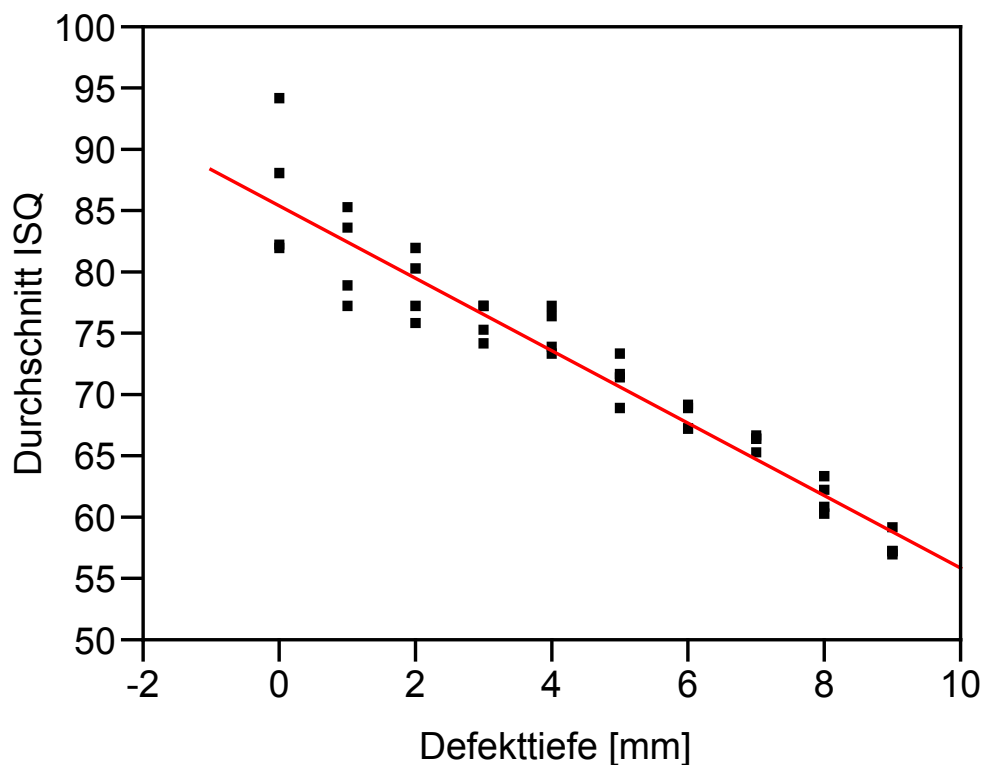


Abbildung 16 lineare Regressionsanalyse ISQ

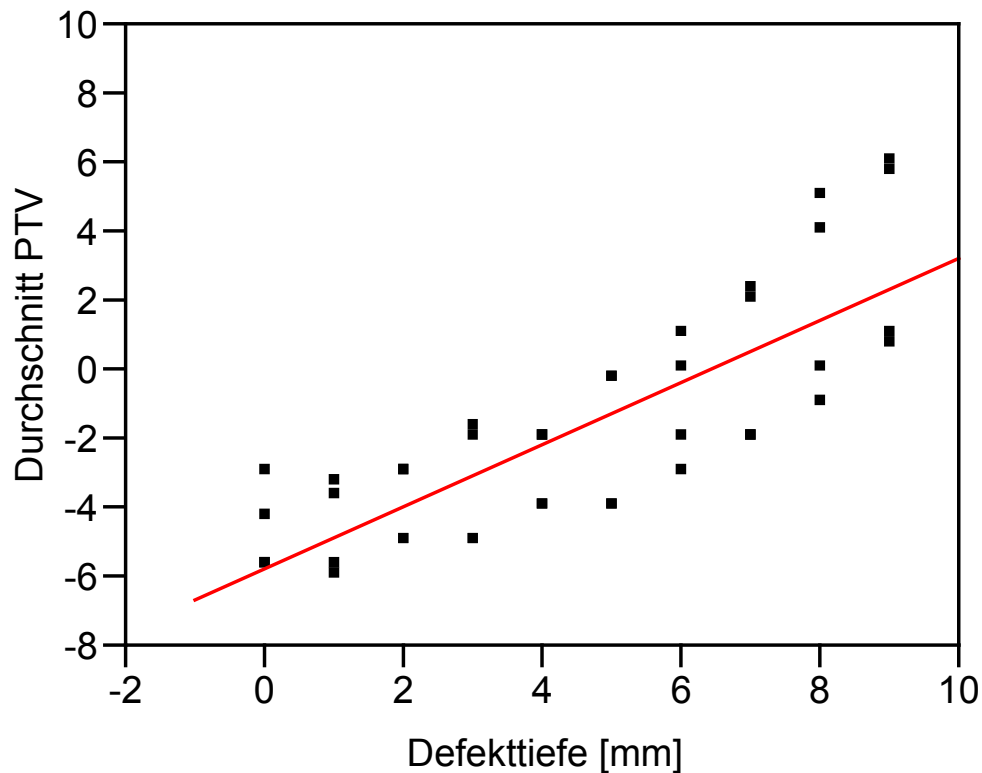


Abbildung 17 lineare Regressionsanalyse PTV

3.3 Ermittlung der kleinsten Messschwelle, Ableitung einer möglichen Abbauquantifizierung

Die beiden Darstellungsvarianten Tukey-Kramer und Connecting Letters Report ergeben bei ISQ Messreihen für 15mm Implantate (Brånemark und Frialit-2) eine Vorhersagegenauigkeit zwischen 2mm und 4mm. Die Mittelwertgruppen überschneiden sich also in einem Intervall von 2mm bis 4mm Abbautiefe.

Bei PTV Messreihen für 15mm Implantate (Brånemark und Frialit-2) lassen sich keine statistisch signifikant voneinander verschiedene Gruppen ermitteln, da sich sämtliche Mittelwertgruppen überlappen. Diese Überschneidung konnte auch schon im Verhalten des PTV bei lineare Regressionsanalyse beobachtet werden, bei der die Werte mit zunehmendem PTV, d.h. abnehmender Festigkeit auffächern.

Zur Ermittlung der kleinsten Messschwelle wird wie in 2.10.3 beschrieben die ANOVA (Analysis of Variance) verwendet:

3.3.1.1 ISQ

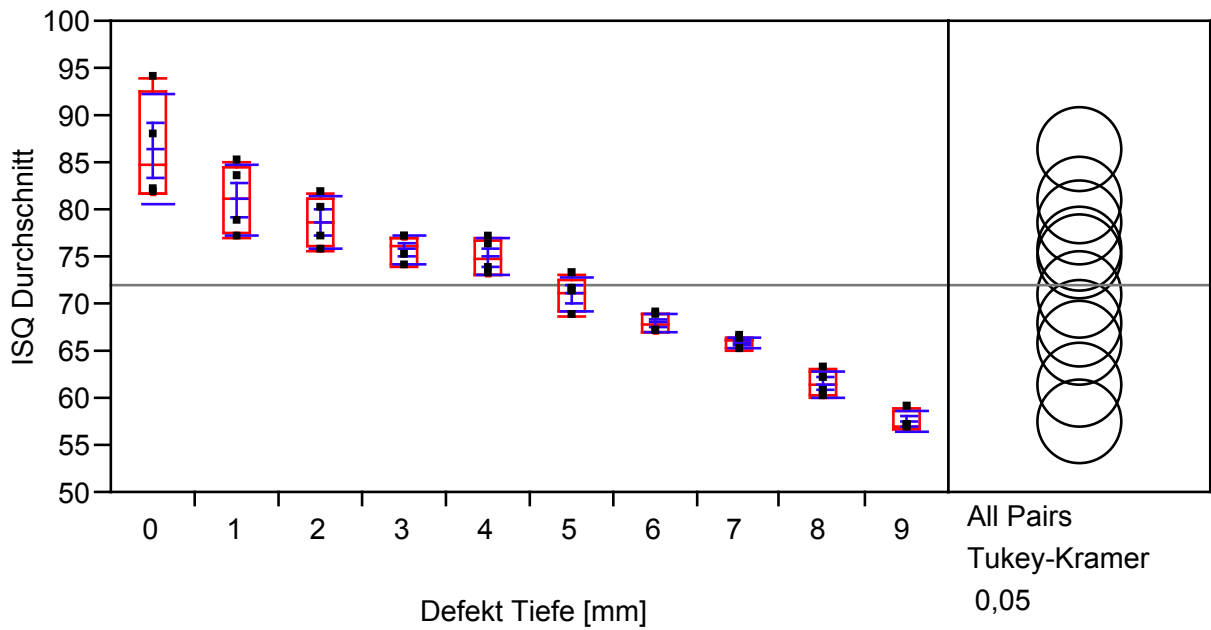


Abbildung 18 ANOVA (ISQ) 15mm Brånemark und Frialit-2 Implantate $r^2=0,93$, $n=40$, $p>0,0001$

Tabelle 8 Connecting Letters Report 15mm Brånemark und Frialit-2 Implantate $r^2=0,93$, $n=40$, $p>0,0001$

Abbau [mm]	Mittelwertgruppe	Mittelwerte
0	A	86,3
1	A B	81,0
2	B	78,6
3	B C	75,6
4	B C	74,9
5	C D	71,0
6	D	67,9
7	D E	65,8
8	E F	61,4
9	F	57,4

3.3.1.2 PTV

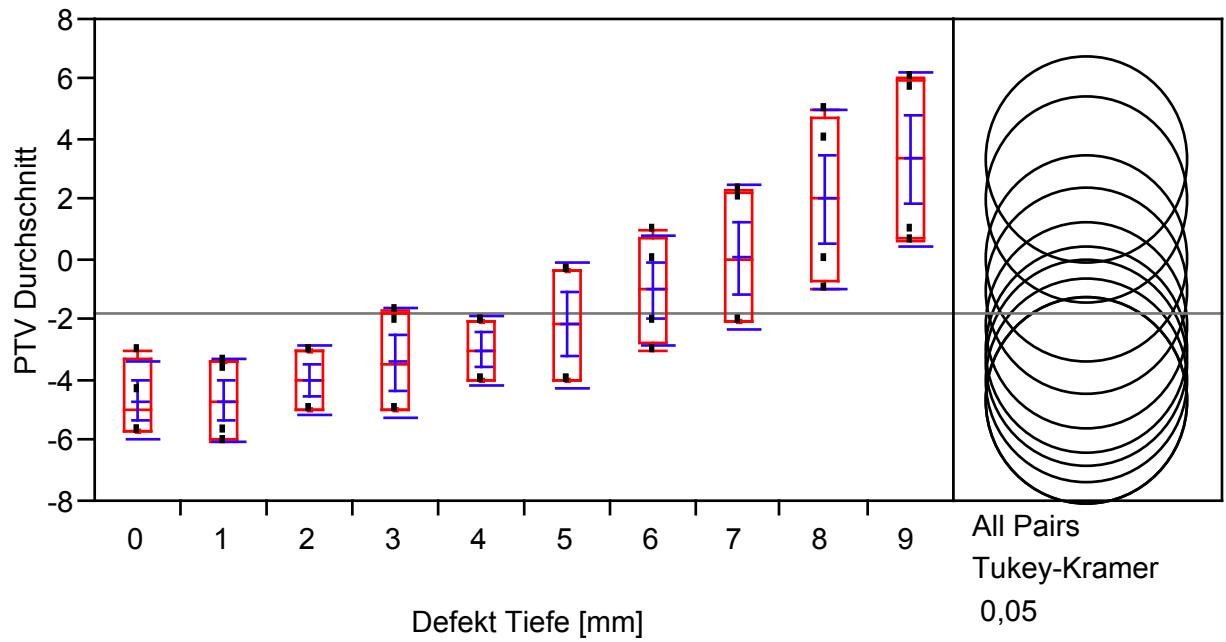


Abbildung 19 ANOVA (PTV) 15mm Brånemark und Frialit-2 Implantate $r^2=0,70$, $n=40$, $p>0,0001$

Tabelle 9 Letters Report 15mm Brånemark und Frialit-2 Implantate $r^2=0,70$, $n=40$, $p>0,0001$

Abbau [mm]	Mittelwertgruppe	Mittelwerte
9	A	3,3
8	A B	2,0
7	A B C	0,1
6	A B C	-1,0
5	B C	-2,2
4	C	-3,0
3	C	-3,4
2	C	-4,0
1	C	-4,7
0	C	-4,7

3.4 Einfluss des Implantattyps auf die Festigkeitswerte

Nachfolgend sind von beiden Implantatsystemen (Länge: 13mm, Durchmesser Brånemark 3,75mm, Frialit-2 3,8mm) ISQ- und PTV-Werte einander gegenübergestellt. Die Regressionsgeraden stellen den Trend im Streudiagramm der Messwerte zueinander dar.

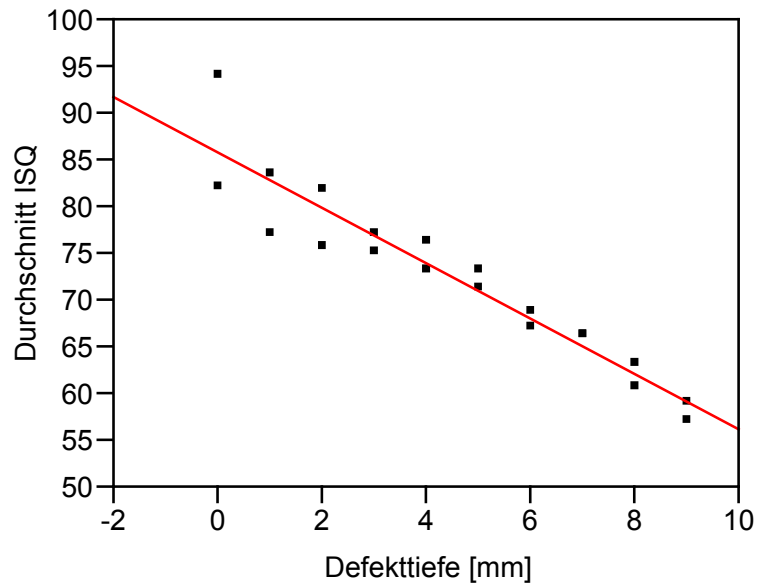


Abbildung 20 Brånemark

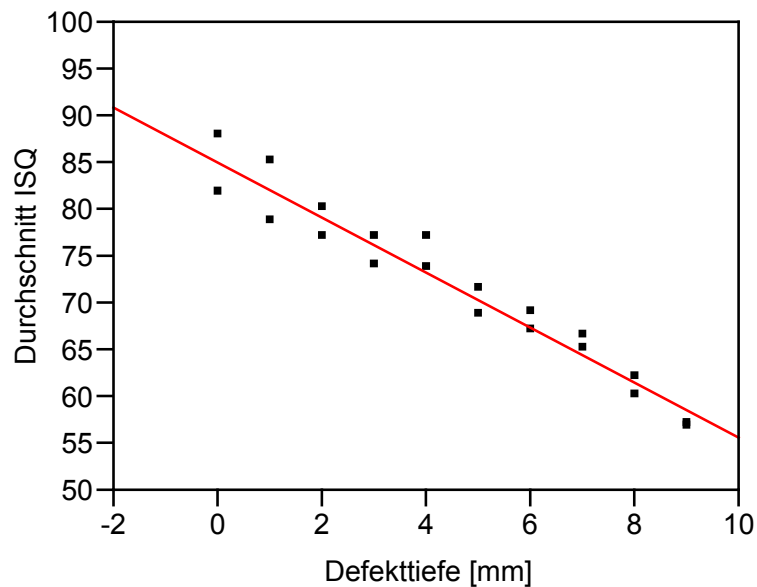


Abbildung 21 Frialit-2

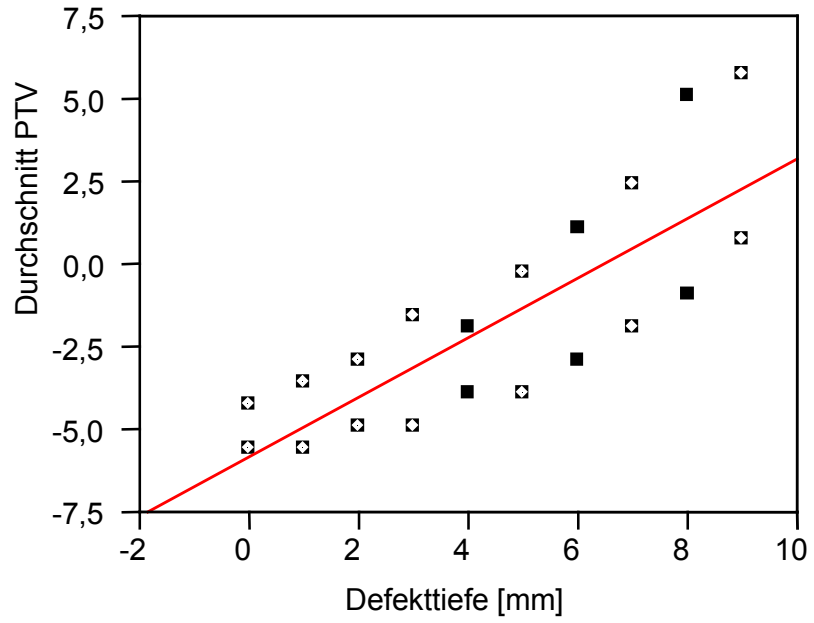


Abbildung 22 Bränemark

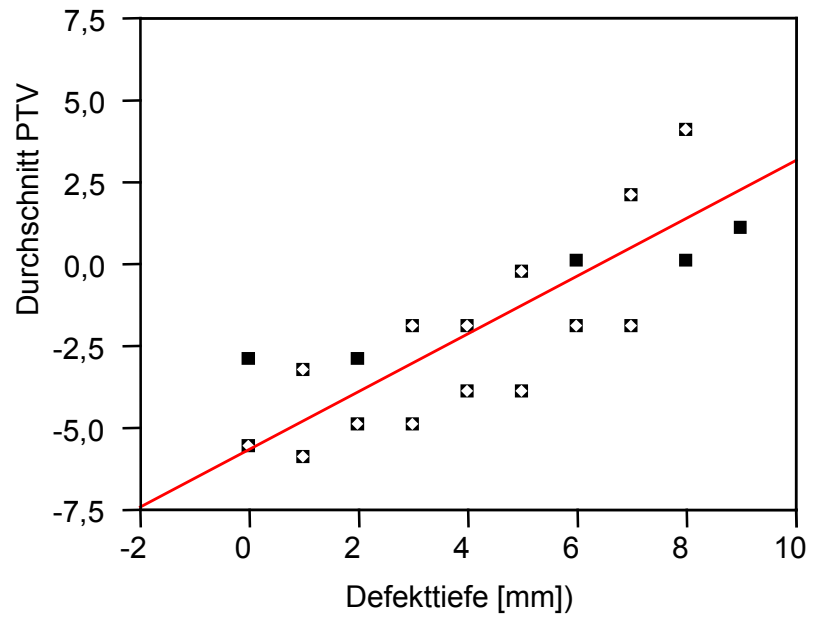


Abbildung 23 Frialit-2

Folgender linearer Zusammenhang besteht demnach zwischen ISQ-Wert und Defekttiefe:

Tabelle 10

Zuordnung		n	r ²	p
Brånemark	Durchschnitt ISQ = 85,6 x - 2,96 Defekttiefe [mm]	20	0,90	< 0,0001
Frialit-2	Durchschnitt ISQ = 85,1 x - 2,96 Defekttiefe [mm]	20	0,94	< 0,0001
Brånemark	Durchschnitt PTV = -5,84 x + 0,90 Defekttiefe [mm]	20	0,64	< 0,0001
Frialit-2	Durchschnitt PTV = -5,68 x + 0,88 Defekttiefe [mm]	20	0,66	< 0,0001

Bei beiden Implantatsystemen ist die Abhängigkeit des ISQ-bzw. des PTV-Werts von der Abbautiefe nahezu identisch, wie man an den Parametern Y-Achsenabschnitt und Steigung erkennen kann.

3.5 Einfluss der Implantatgeometrie auf die Primärstabilität

Folgende Parameter wurden dabei untersucht: Einfluss des Design (Brånemark vs. Frialit-2), Durchmesser (nur Frialit-2), Länge (nur Brånemark). Messinstrumente waren auch hier wieder das Osstell[®] und das Periotest Verfahren.

3.5.1 Implantatdesign

Hierzu wurden in Durchmesser ähnliche 13mm Implantate (Brånemark Durchmesser: 3,75mm) (Frialit-2 Durchmesser: 3,8mm) nebeneinander in ein und denselben Knochenblock inseriert.

Beide Implantattypen weisen je nach Messmethode ein unterschiedliches Verhalten im Bezug auf die Primärstabilität auf. PTV-Werte ergaben eine höhere Primärstabilität für das Frialit-2 Implantat, während das Brånemark-Implantat eine geringere Stabilität aufwies (Abbildung 24). Mit dem Osstell[®] Gerät haben beide Implantatdesigns nahezu die gleiche Festigkeit (Abbildung 25).

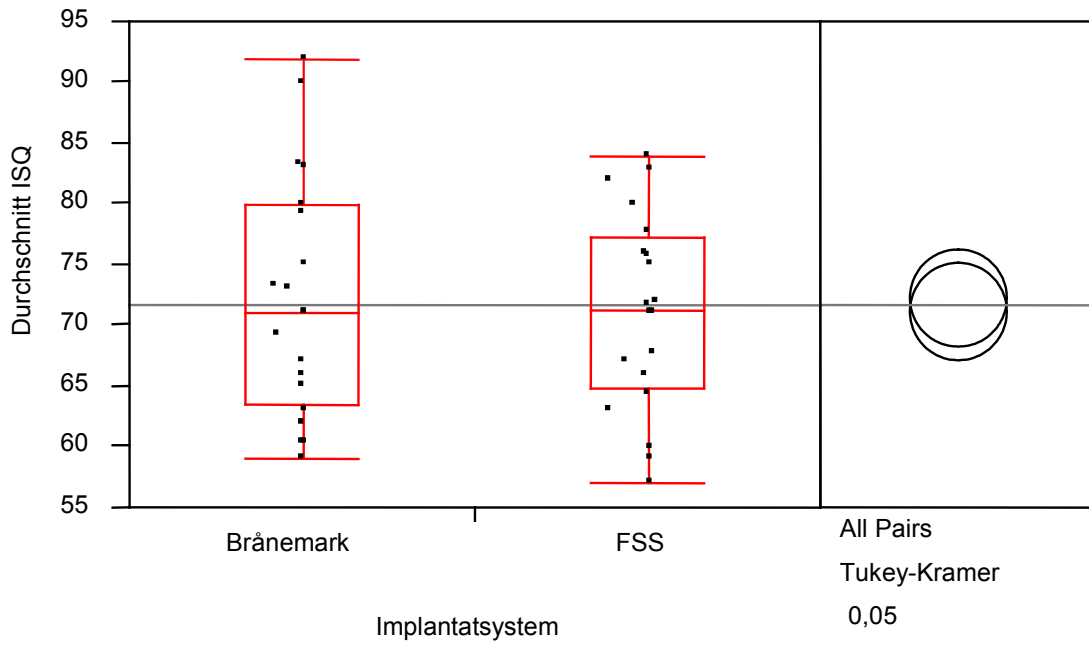


Abbildung 24

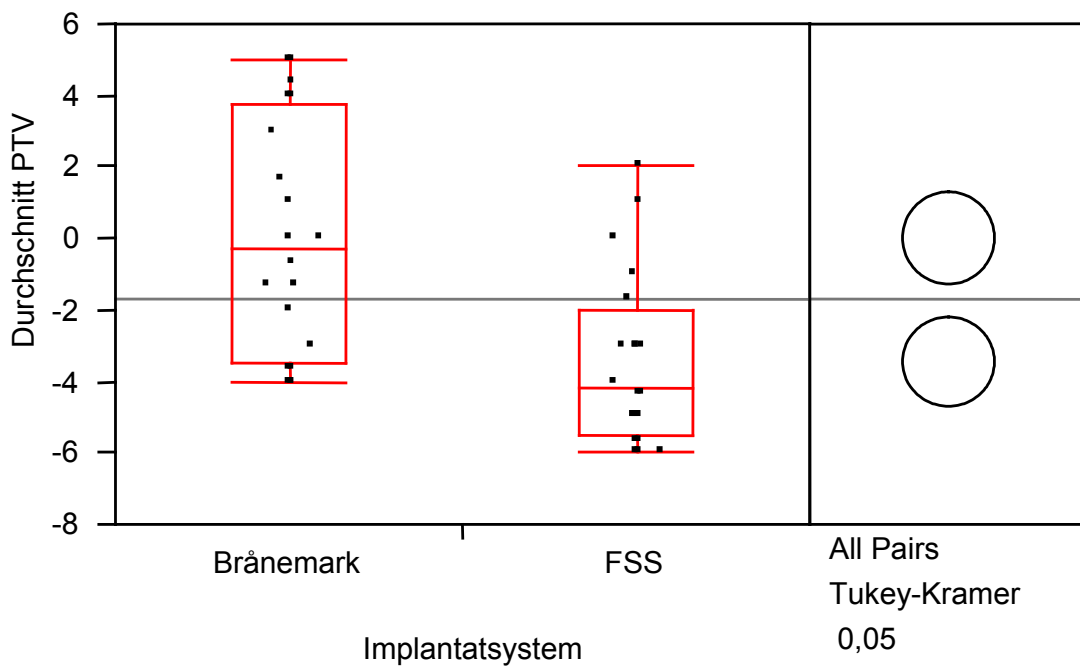


Abbildung 25

Tabelle 11

	Bränemark	Frialit-2	p-Wert	n
ISQ Durchschnitt	72,1	71,1	0,72	20
PTV Durchschnitt	0,0	-3,4	0,0005	20

Daneben weisen beide Implantatformen geringere ISQ-Werte bei Insertion in weichen Knochen (dünne Kortikalis) auf, die PTV-Werte sind nahezu identisch (Abbildung 26).

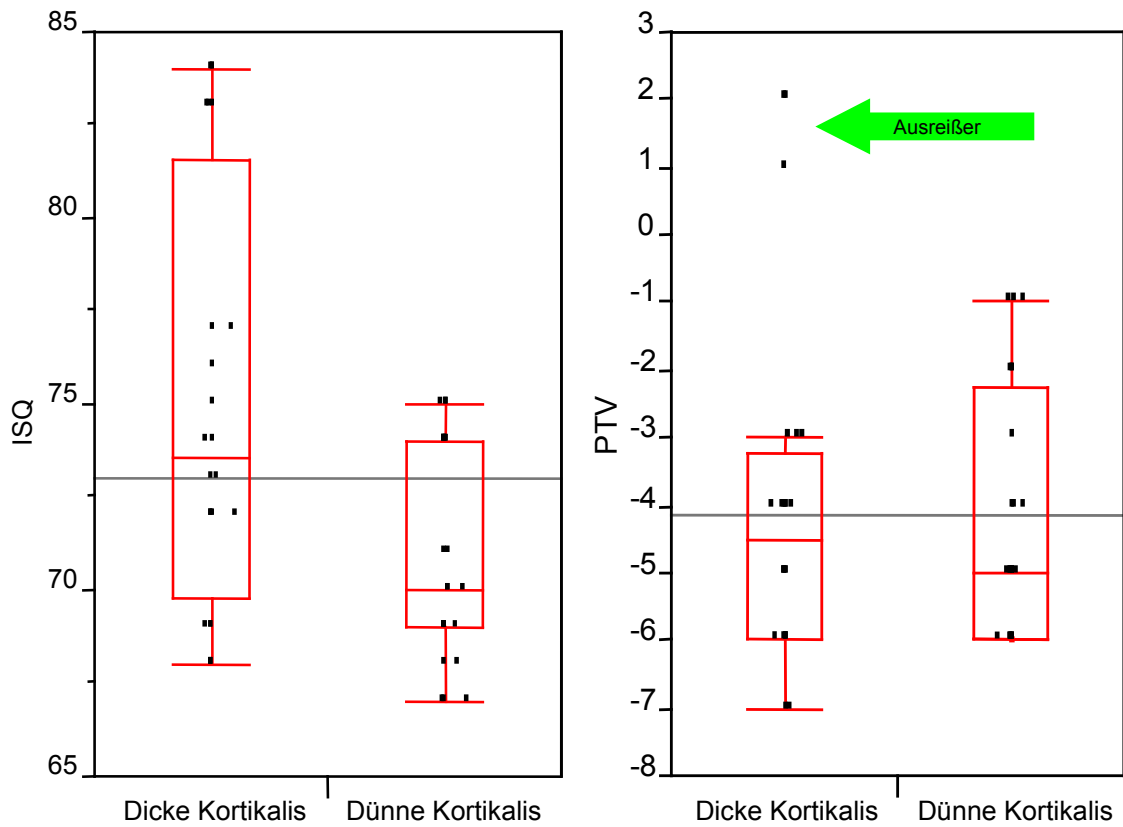


Abbildung 26

Tabelle 12

	Durchschnitt	p-Wert	n
ISQ (dünne Kortikalis)	71,0	0,0036	24
ISQ (dicke Kortikalis)	75,0		24
PTV (dünne Kortikalis)	-4,2	0,79	24
PTV (dicke Kortikalis)	-4,0		24

3.5.2 Durchmesser

Hierfür wurden 13mm lange Implantate mit 3,8mm, 4,5mm, 5,5mm und 6,5mm in Knochen mit dicker und dünner Kortikalis eingebracht und mit beiden Verfahren vermessen. 3,8mm Implantate weisen hier in beiden Knochenqualitäten eine geringere Stabilität gegenüber den dickeren Implantaten auf. Die Messwerte des PTV ergeben eine statistisch signifikante Aussage bezüglich des 3,8mm Implantats gegenüber den anderen dickeren Durchmessern, der ISQ-Werte verfehlt dieses knapp ($p=0,054$).

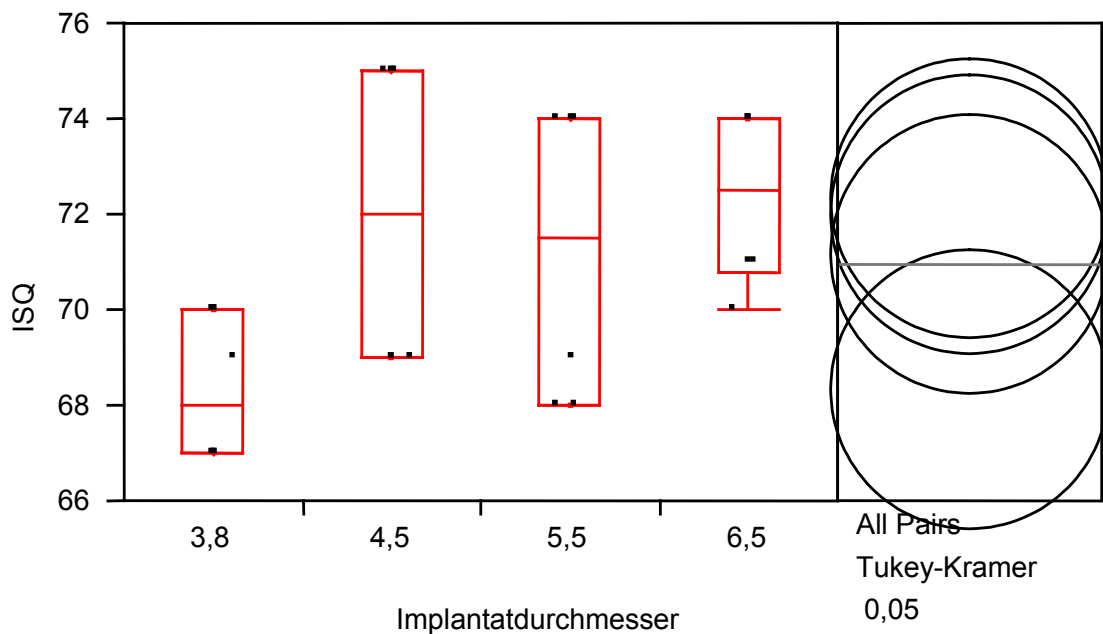


Abbildung 27 Implantatdurchmesser und ISQ n = 24, p = 0,054 r² = 0,31

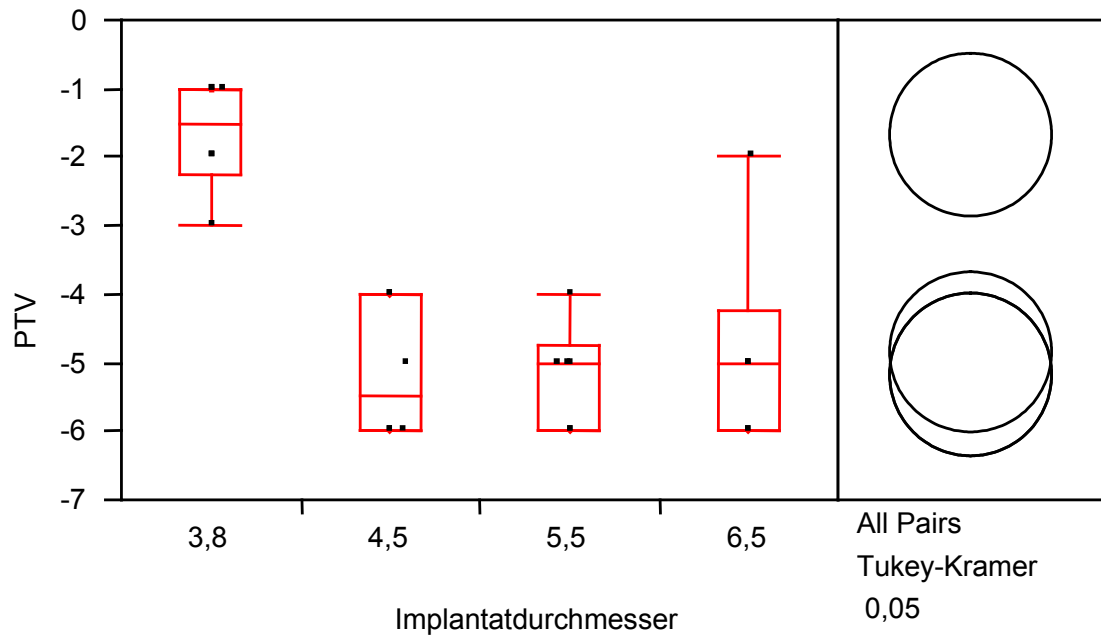


Abbildung 28 Implantatdurchmesser und PTV n = 24, p < 0,0001 r² = 0,70

3.5.2.1 Durchmesser und Knochenqualität

Unterschiede in der Knochenqualität lassen sich mittels der Osstell[®] Methode vorhersagen, das Periotest Gerät kann hier die Knochenqualität nicht unterscheiden. ISQ und Implantatformen $p=0,0036$, $n=48$

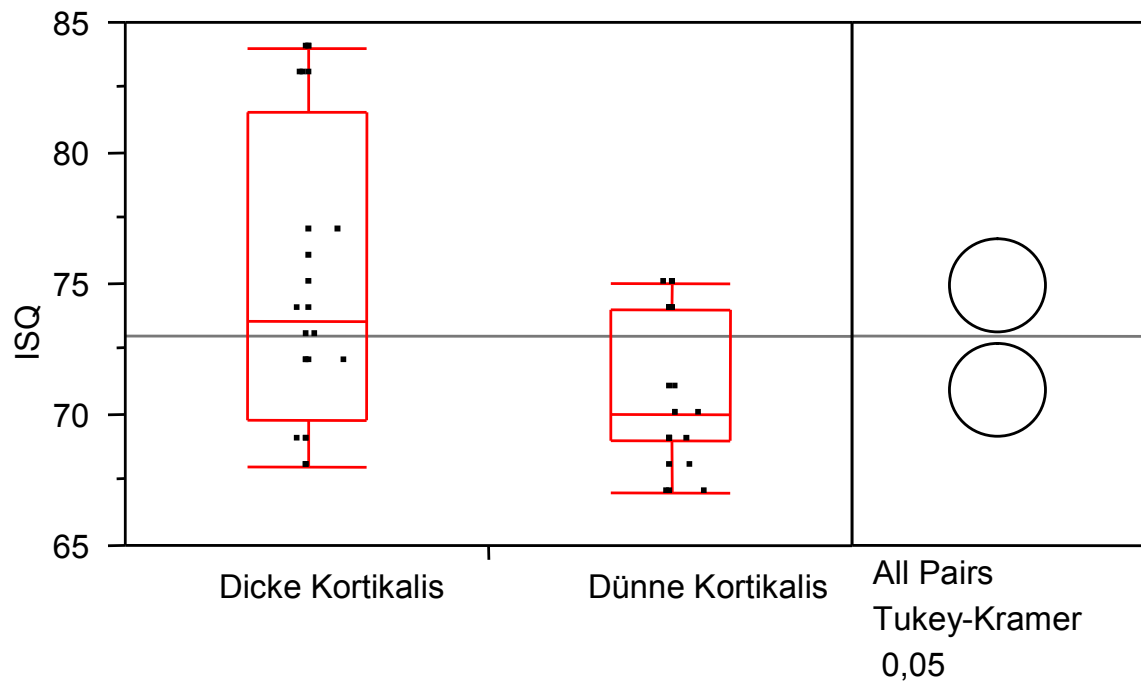


Abbildung 29 ISQ-Werte der Frialit-2 Implantate bei unterschiedlichen Knochenqualitäten
 $p = 0,0036$, $n = 48$

3.5.3 Länge und Knochenqualität (Bränemark)

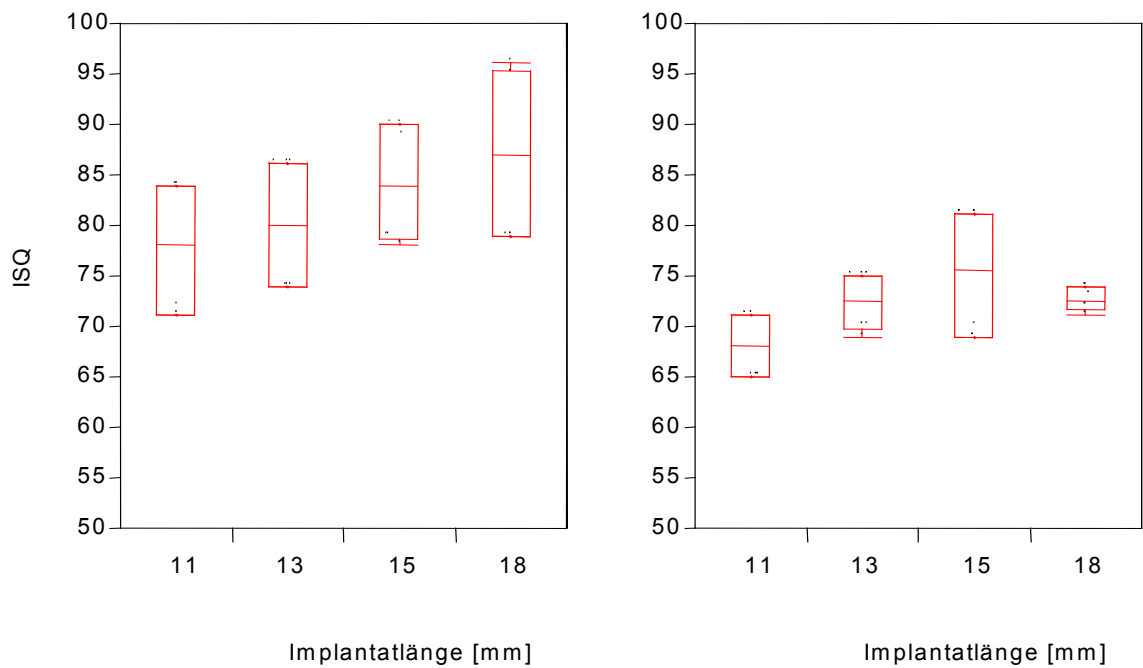


Abbildung 30 Implantatlänge und Knochenqualität ISQ hart (links) und weich (rechts)

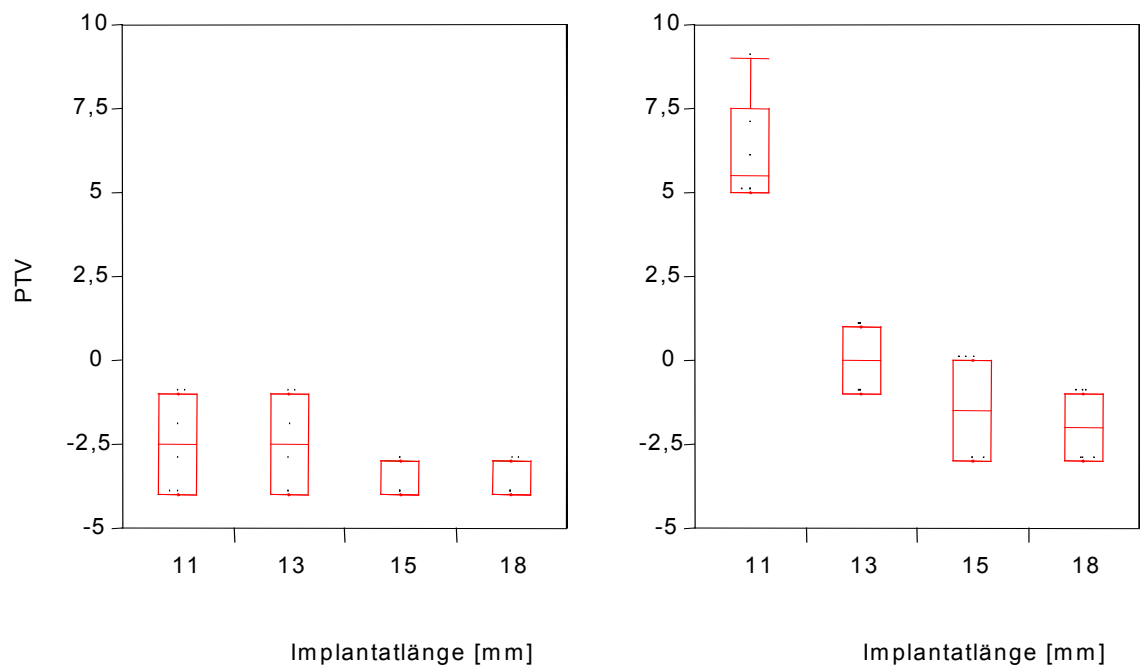


Abbildung 31 Implantatlänge und Knochenqualität PTV hart (links) und weich (rechts)

Die beiden Abbildung 30 und Abbildung 31 wie auch der folgende Connecting Letters Report (Tabelle 13 Connecting Letters Report) zeigen, dass ein Unterschied in der Primärstabilität von Implantaten unterschiedlicher Länge bis

auf das 11mm Implantat bei PTV-Messungen gegen das 18mm (harter Knochen) bzw. die 13mm bis 18mm (weicher Knochen) Implantate statistisch nicht belegbar ist.

Tabelle 13 Connecting Letters Report

Implantatlänge	ISQ (hart)	ISQ (weich)	PTV (hart)	PTV (weich)
18mm	A	A	A	A
15mm	A	A	A B	B
13mm	A	A	A B	B
11mm	A	A	B	B
n	24	24	24	24
r ²	0,23	0,27	0,34	0,86
P	0,13	0,08	0,036	< 0,0001

Fasst man die im Versuch verwendeten Implantate in zwei Gruppen lang (18mm und 15mm) und kurz (13mm und 11mm) zusammen, sieht man, dass beide Verfahren Periotest und Osstell[®] zwischen beiden Gruppen unabhängig von der Knochenqualität deutlich unterscheiden:

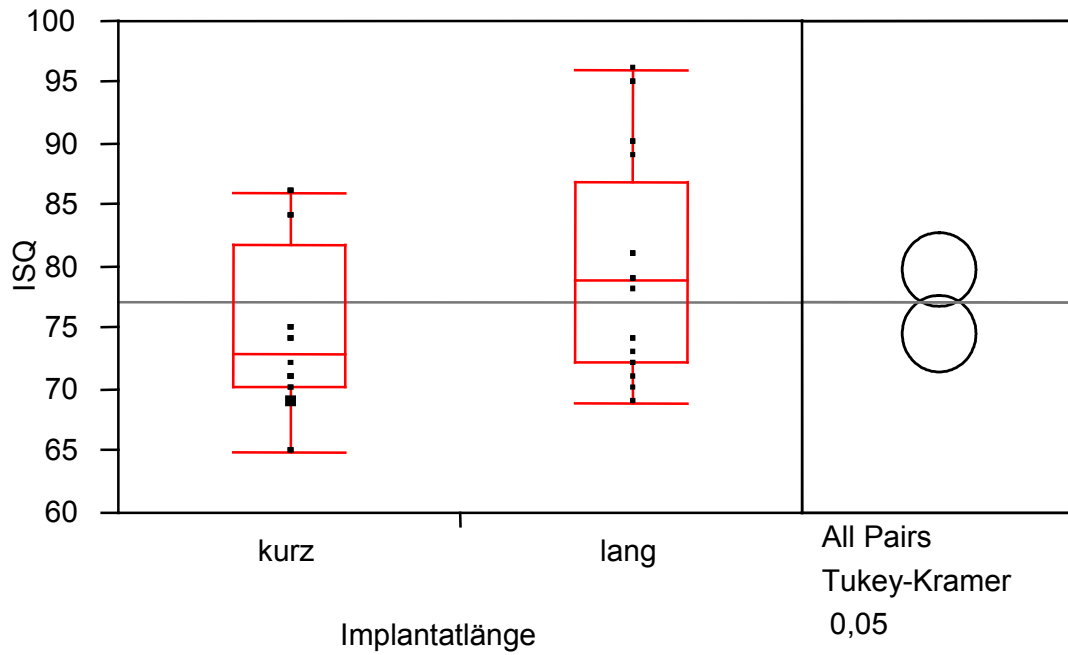


Abbildung 32 ISQ / Implantatlänge p = 0,011 n=48

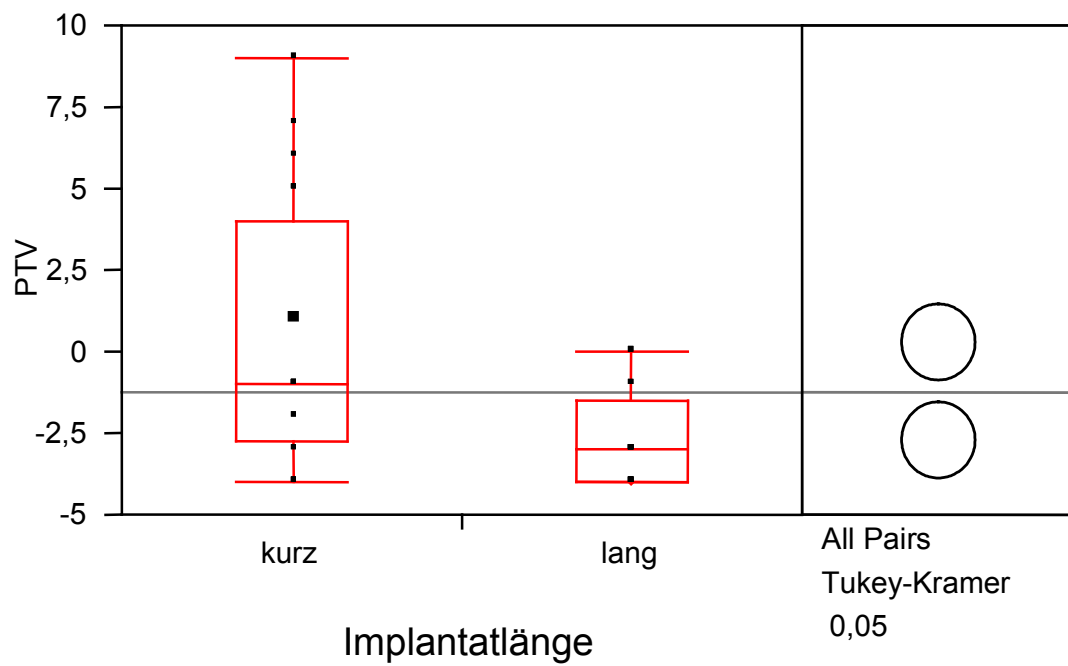


Abbildung 33 PTV / Implantatlänge p = 0,001 n=48

3.5.4 Unterschiede im Verhalten der Messwerte im Bezug auf verschiedene Implantatsysteme (Brånemark und Frialit-2)

Ein Vergleich der beiden Implantatsysteme zeigt eine jeweils von der Höhe des Anfangswertes abhängige Abnahme der Stabilität der einzelnen Implantate. Die Ergebnisse der ISQ Untersuchung wurden in 3.4 vorgestellt (Abbildung 22 und Abbildung 23 sowie Tabelle 10). Der r^2 Wert als Maß für die Erklärbarkeit des Modells durch die getesteten Variablen ist bei der Resonanzfrequenzanalyse besser als beim Klopf-Dämpfungsverfahren.

3.6 Gerätevergleich Klopf-Dämpfungsverfahren und RFA

Untenstehende Abbildung beschreibt den Zusammenhang zwischen den Messgrößen ISQ und PTV bei zunehmendem Knochenabbau

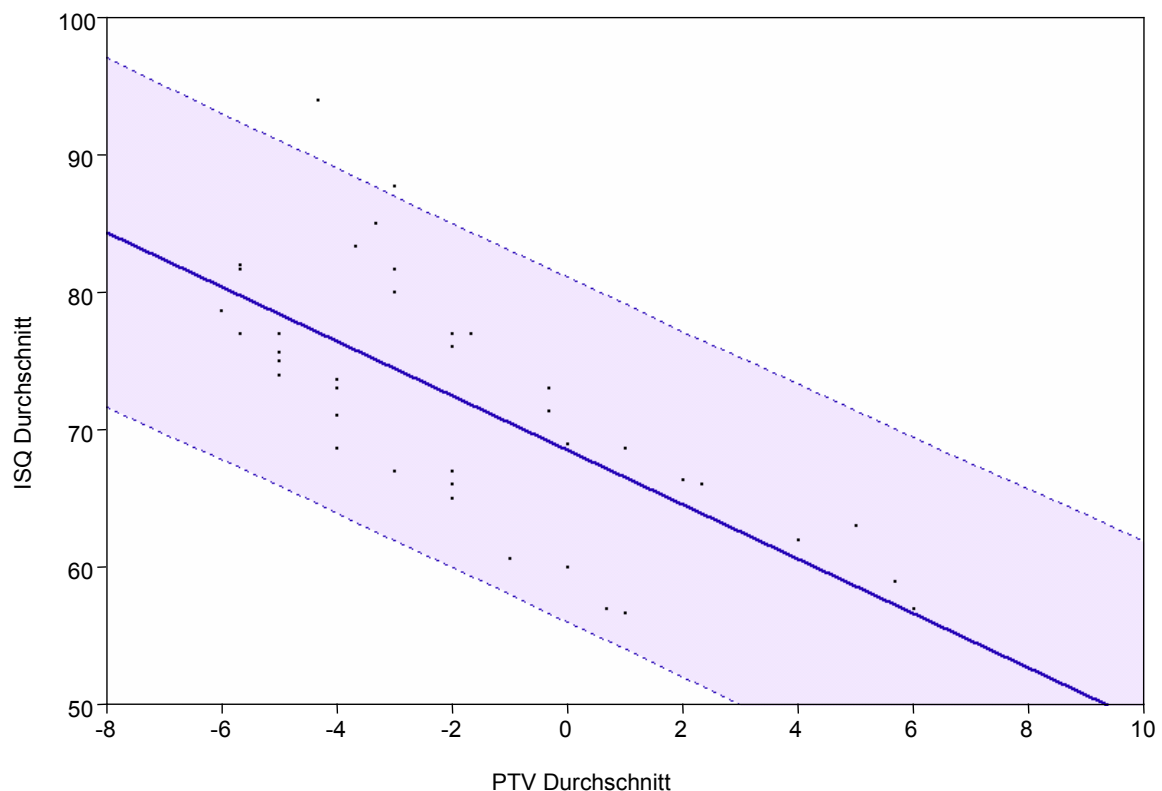


Abbildung 34 Lineare Regressionsanalyse ISQ in Abhängigkeit des PTV

Durchschnitt ISQ = $68,55 x - 1,98$ Durchschnitt PTV $p = < 0,0001$, $n = 120$, $r^2 0,50$

Wie in 2.10.2 beschrieben, wurden der PTV-Wert gegen den ISQ-Wert einer Messreihe aufgetragen. Jeder Punkt in dem Diagramm symbolisiert hier einen gemittelten PTV-Wert und bei identischem Abbau den korrespondierenden ISQ

Durchschnittswert. Man erkennt, dass ein statistisch signifikanter linearer Zusammenhang zwischen ISQ und PTV-Werten besteht. Die gestrichelten Linien markieren das obere und untere 95 % Konfidenz-Intervall.

4 DISKUSSION

4.1 Ziel

Die beiden etablierten Verfahren Klopf-Dämpfungs-Verfahren sowie Resonanzfrequenzanalyse zur Bewertung der Implantatfestigkeit sollten miteinander im Laborversuch zur Bestimmung eines fortschreitenden periimplantären Knochenabbaus verglichen werden. Ein Methodenvergleich zwischen den beiden untersuchten Verfahren soll die Grundlage für einen klinischen Einsatz dieser Methoden für diese neue Indikation schaffen.

Folgende Fragen waren hierbei zu beantworten:

- Besteht eine ausreichende Reliabilität beider Messverfahren für den klinischen Einsatz?
- Wie verhalten sich beide Verfahren bei voranschreitendem periimplantären Abbau (Ermittlung der kleinsten Mess-Schwelle; hieraus Ableitung einer möglichen Abbauquantifizierung)?
- Wie ist der Einfluss der Implantatgeometrie, des Implantatdurchmessers und der Implantatlänge auf das Messverhalten?
- Bestehen Unterschiede im Messverhalten bei unterschiedlichen Implantatsystemen (Brånemark Standard-Fixtur und Frialit-2 Implantat)?
- Hat die Knochenqualität unter Berücksichtigung des Implantat-Typs Einfluss auf die durch die erwähnten Verfahren ermittelte Primärstabilität dentaler Implantate?
- Deutet der Gerätevergleich auf die Überlegenheit eines der Geräte bei der Bestimmung des periimplantären Knochenabbaus hin?

4.2 Material und Methode

Die Herstellung der Modelle und auch der Messablauf wurden in einer Vorversuchsserie ermittelt und optimiert, danach wurde für die Messung der Aufbau und Ablauf des Verfahrens nicht mehr modifiziert, damit die Daten nicht durch sich ändernde Umgebungsvariablen verfälscht werden konnten.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

4.3.1 Reliabilität Osstell® und Periotest

Die Frage nach ausreichender Reliabilität beider Messverfahren für den klinischen Einsatz kann mit ja beantwortet werden. Beide Verfahren liefern zuverlässig genaue Messwerte, deren Aussagekraft die klinische Diagnostik unterstützt.

Aus Tabelle 7 wird ersichtlich, dass 94% der ISQ- und 96% der PTV-Werte innerhalb eines Intervalls von kleiner als ± 2 SD liegen (ab 80% ist die Aussage nach den von Bland- und Altman vorgegebenen Kriterien statistisch belegt). Beim ISQ-Wert jedoch ist die Standardabweichung kleiner als eine halbe Messeinheit und die Skalenbandbreite des ISQ nahezu doppelt so groß wie beim PTV. Unter diesen Gesichtspunkten betrachtet, ist die Ergebnisgenauigkeit des Osstell® Geräts der des Periotest geringfügig überlegen, dies wird aber im klinischen Untersuchungsalltag sicherlich eine eher nachrangige Rolle spielen.

4.3.1.1 Periotest

Schulte [Schulte 1993] sowie andere Arbeitsgruppen [d'Hoedt 1985, Manz 1992a, Manz 1992b, Teerlinck 1991] wiesen eine Abweichung von $\pm 1-2$ PTV je nach klinischer Situation für diagnostische Fragestellungen als völlig zureichend aus. Unsere Ergebnisse stimmen mit den Erkenntnissen dieser Studien präzise überein. Die Ergebnisse 3.1.2 zeigen 96 % der Messwerte in einer Schwankungsbreite von $\pm 1,4$ PTV um den Medianwert (Verfahren nach Bland- und Altman).

4.3.1.2 ISQ

Meredith [Meredith 1996, Meredith 1997b] fand eine Zuverlässigkeit von mehr als 99% bei Messreihenwiederholungen. Gemessene Werte wichen demnach weniger als ± 1 ISQ ab. Die vorliegende Studie kommt zu einem ähnlichem Ergebnis, hier streuen 94 % aller Messwerte um weniger als 1 ISQ um den Medianwert (3.1.1)

4.3.2 Verhalten bei progredientem Abbau / kleinste ermittelbare Messschwelle

4.3.2.1 Lineare Regression

Die Frage nach einer kleinsten ermittelbaren Abbauschwelle wurde unter zu Hilfenahme der Lineare Regression und der ANOVA (Tukey-Kramer HSD Tests) beantwortet.

In Abschnitt 3.4 wird der lineare Zusammenhang zwischen Abbautiefe und ISQ oder PTV beschrieben. Aus beiden Diagrammen lassen sich Trendlinien der Punktwolken bilden und jeweils eine Zuordnungsvorschrift bilden.

In Tabelle 10 sind die Ergebnisse der linearen Regressionsanalyse von ISQ und PTV dargestellt, wobei auf eine Trennung der Implantattypen geachtet wurde. Erkennbar ist hier ein deutlich geringer mittlerer quadratischer Fehler der ISQ-Werte ($r^2 \sim 0,92$) im Gegensatz zum PTV-Wert ($r^2 \sim 0,65$). Beide Verfahren weisen einen statistisch hoch signifikanten Zusammenhang zwischen Abbautiefe und Messwert auf ($p < 0,0001$).

In dieser Fragestellung scheint die Resonanzfrequenz-Analyse zuverlässiger zu messen als das Klopf-Dämpfungsverfahren. Qualitativ lässt sich dieses auch bei der Betrachtung der Punktverteilung um die Trendlinie in den Diagrammen erkennen. Allerdings stellt sich die Frage, in wieweit diese Unterschiede klinisch relevant sind.

Salvi [Salvi 2004] hält das Periotestverfahren für untauglich, einen Knochenabbau sicher zu diagnostizieren. Günay [Günay 1989] kommt zu dem Schluss, dass eine Änderung des PTV-Werts um mehr als 2 Einheiten durchaus klinische Relevanz hat und weitere diagnostische Maßnahmen zur Folge haben sollten. Die Ergebnisse des Periotests sollten nicht als ein Einzelbefund sondern als einer von vielen Hinweisen auf einen möglichen periimplantären Knochenanbau gesehen werden. Trotzdem kann der Periotest als zuverlässig in der klinischen Bewertung des Implantat-Knochen Interface eingesetzt werden [Geurs 2002].

Nach einer Studie von Lachmann et al. [Lachmann 2006] liefert das Osstell® Gerät genauere Messwerte als das Periotest Gerät und reproduziert diese auch

mit geringerem Fehler. Meredith [Meredith 1996] konnte in-vitro mittels der Resonanzfrequenzanalyse ebenfalls einen Zusammenhang zwischen freiliegender Implantatlänge und Resonanzfrequenz herstellen $r=0,94$, $p<0,01$. Die vorliegenden Daten bestätigen diese Zusammenhänge.

Tabelle 8 und Tabelle 9 zeigen Connecting Letters Reports (ANOVA) von ISQ und PTV-Messungen bei variablen Abbautiefen. Mittelwertgruppen, die sich keinen Buchstaben teilen, sind voneinander statistisch signifikant verschieden. An dieser Darstellung ist abzulesen, dass die Messpräzision insbesondere des Periotest nicht scharf genug zwischen unterschiedlichen Abbautiefen differenzieren kann. Cranin bestätigt diese Annahme in einer in-vivo Studie [Cranin 1998].

Die Messgenauigkeit des Osstell[®] Verfahrens erlaubt immerhin eine Abbautiefe von 2mm bis 4mm zu detektieren. Zu diesem Ergebnis kommen auch Lachmann et al in in-vitro Studien [Lachmann 2006]. Tözüm et al. [Tozum 2008] können ein Intervall von 2mm bis 3mm detektieren. Die in dieser Studie vorgestellten Ergebnisse decken sich sehr exakt mit den von Tözüm erhobenen Daten.

Die Daten scheinen bei erster Ansicht unzureichend für den klinischen Einsatz. Im Follow-up eines Implantats können beide Methoden nicht allzu scharf den Verlauf des Knochenabbaus darstellen. Das Osstell[®] Gerät kann 2mm bis 4mm Abbau zuverlässig vorhersagen [Huang 2002]. Ein Vergleich mit andern klinischen Methoden relativiert diese Schwäche in der Aussagegenauigkeit [Al-Nawas 2003, Aparicio 1997, Bragger 1996, Meredith 1998a].

Eine klinische Diagnose stützt sich nie allein auf einen Befund sondern auf eine Anzahl von Befunden, deren Summe dann die Diagnose ergibt. So können beide Geräte einen Befund liefern, der in Zusammenhang mit anderen Kriterien zu einer Diagnose führt [Winkler 2001]. Beide Methoden sind also mit Einschränkungen durchaus geeignet im zeitlichen Verlauf Änderungen der periimplantären Knochenhöhe qualitativ wiederzugeben.

4.3.3 Implantattyp (Brånemark / Frialit-2)

Die Frage nach dem Einfluss des Implantatyps auf die gemessene Implantatstabilität bei periimplantären Kunststoffabbau kann anhand der Daten dieser Untersuchung wie folgt beantwortet werden. Die Regressiongeraden von beiden Messungen an Brånemark und Frialit-2 sind für sich betrachtet nahezu gleich, was den Zusammenhang zwischen Abbau und ISQ-Wert betrifft (Tabelle 10). Das PTV Verfahren ist in beiden Situationen erkennbar weniger genau ($r^2 \sim 0,65$) im Gegensatz zum ISQ ($r^2 \sim 0,92$).

Bei der Analyse mit dem Periotest Gerät muss zudem der Tatsache Rechnung getragen werden, dass die Aufbauteile (Brånemark 4mm SDCA 526, Durchmesser: 2.25mm und Frialit GH 1, Durchmesser: 3mm) herstellerabhängig eine unterschiedliche Länge aufweisen, was zu unterschiedlichem Schwingungsverhalten führt [Derhami 1995, Gomez-Roman 2001].

Die Geraden weisen bei minimal verschiedenem y-Achsenabschnitten vergleichbare Steigungen auf. Das Verhalten der Messwerte beider Implantatsysteme bei den Abbauvorgängen ist also identisch. Die Unterschiede in Design und Oberfläche sind also für die hier untersuchten mechanischen Eigenschaften nicht entscheidend. Die Primärstabilität von Implantaten hingegen scheint anderen Gesetzmäßigkeiten zu unterliegen (s. u.).

4.3.4 Primärstabilität und Implantatgeometrie

Die Primärstabilität von Implantaten lässt sich gut mit einem Knochenmodell in-vitro nachempfinden. Vergleichbare Studien weisen auf eine gute Übertragbarkeit der Modelle auf die klinische Situation hin [Al-Nawas 2003, Bade 2000, da Cunha 2004, Glauser 2001].

4.3.4.1 Implantatdesign

Das Implantatdesign und systemimmanente Faktoren (Aufbauteile) beeinflussen die gemessenen Ergebnisse. Die Primärstabilität der Frialit-2 Implantate war bei der PTV-Messung höher als bei Brånemark-Implantaten. Der Einfluss der Implantatgeometrie an sich ist nur schwer zu ermitteln, da die

Ergebnisse von zu vielen Faktoren (Schattenrissform, Oberflächentextur, Gewindesteigung) abhängen. Trotz präziser Messverfahren lassen sich mit den vorgestellten Verfahren diese Unterschiede nicht erklären [Al-Nawas 2003, Bade 2000]. Auch in der vorliegenden Untersuchung sind die mittels Osstell® bestimmten Abweichungen im Bereich einer ISQ-Einheit statistisch nicht signifikant und unter klinischen Gesichtspunkten mit Sicherheit vernachlässigbar. Ein Erklärungsansatz für die mittels des Periotest bestimmten Unterschiede zwischen den beiden Implantatsystemen könnte sein, dass bei der Verwendung einer fixen Implantatlänge die Höhe des Kugelkopfaufbaus die Gesamtlänge der Konstruktion die Hebelverhältnisse (Abstand des Kraftangriffspunkts (Stößelaufschlagpunkt) zur Drehachse (apikale Implantatspitze)) entsprechend beeinflusst. Beide Implantatsysteme haben unterschiedlich lange Kugelkopfaufbauten, wobei das Brånemark-System eine größere Bauhöhe oberhalb der Knochenkante aufweist. Ähnliche Ergebnisse wurden auch im Bezug auf die PTV Änderung in einer anderen Studie gefunden [Gomez-Roman 2001], bei der allerdings im Unterschied zum vorliegenden Versuchsaufbau Zahnersatz eingegliedert wurde, was aber rein geometrisch betrachtet (veränderte Hebelverhältnisse und PTV-Wert-Veränderung) dem hier vorgestellten Prinzip ähnlich ist. Die Messergebnisse beider Geräte sind hier also untereinander wenig vergleichbar. Dies bestätigen auch weitere Studien, die ebenfalls zu dem Schluss kommen, dass verschiedene Implantatsysteme im Bezug auf Festigkeitswerte nicht miteinander vergleichbar sind [Al-Nawas 2003]

4.3.4.2 Durchmesser

Die Vergleiche der Primärstabilität bei verschiedenen Implantatdurchmessern bestätigt die Annahme, dass eine Erhöhung der Implantatstärke mit einer größeren Primärstabilität einhergeht. Die Unterschiede sind aber nur als ein Trend zu beobachten, der keine statistische Signifikanz erreicht. Einzig das 3,8mm Implantat hat eine statistisch signifikante geringere Festigkeit als die übrigen Implantate $p < 0,0001$. Der ISQ-Wert verfehlt die statistische Signifikanz knapp ($p = 0,054$). Ostman et al. [Ostman 2006] beschreiben einen ähnlichen Zusammenhang, „Wide platform“ Brånemark-Implantate weisen bei

der Insertion eine höhere Primärstabilität als reguläre oder schmale Implantate. Degidi et al [Degidi 2007] fanden bei augmentierten und nicht augmentierten Insertionsorten ebenfalls höhere Stabilitätswerte nach Implantatinsertion.

4.3.4.3 Länge

Lediglich das kurze 11mm Implantat in weichem Knochen differenzierte sich bei PTV-Messungen von den anderen eingesetzten Implantaten auf signifikantem Niveau $p=0,0001$. Zu einem vergleichbaren Ergebnis kommen auch einige Studien, die keinen Einfluss der Länge auf PTV oder ISQ-Werte festgestellt haben [Bischof 2006, Farzad 2004, Tricio 1995].

Wurden die Implantate in 2 kürzeren und 2 längeren Gruppen gepoolt (kurz: 11mm und 13mm, lang: 15mm und 18mm), zeigte die ANOVA deutliche Unterschiede zwischen beiden. In diesem Fall wies die Gruppe der kurzen Implantate in beiden Messverfahren eine geringere Primärstabilität als die längeren Implantate. Auch Degidi et al beschreiben in ihrer oben erwähnten Studie einen positiven Einfluß der Implantatlänge auf die Primärstabilität (Verfahren: Resonanzfrequenzanalyse) in augmentierten und nicht augmentierten Arealen [Degidi 2007].

4.3.4.4 Knochentyp

Die in der Mehrzahl der Experimente dieser Arbeit beschriebene Abhängigkeit der Messwerte für die Primärstabilität bei Implantatinsertion in hartem Knochen (siehe Abschnitt 3.5.3) wird durch Beobachtungen von Alsaadi et al. [Alsaadi 2007] bestätigt und scheint unter klinischen Gesichtspunkten plausibel.

4.4 Lineare Regressionsanalyse / Gerätevergleich

Die lineare Regressionsanalyse beider Verfahren (PTV und ISQ) zeigt einen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen PTV und ISQ-Werten. Es ist also formal möglich, einem ISQ-Wert ein Intervall von PTV-Werten zuzuweisen bzw. einem PTV-Wert ein ISQ-Intervall, um Messwerte des einen Verfahrens in solche des anderen umzurechnen. Klinisch ist ein solches Übertragen nicht zweckmäßig, da die Spannweite der einem Messwert korrespondierenden

analogen Werte des anderen Messverfahrens sehr breit ist (siehe Abbildung 34).

4.5 Osstell versus Periotest Schlussfolgerung

Beide Verfahren sind mit denen hier dargestellten recht ungenauen Schwellenwerten für die Beschreibung eines progredienten Knochenabbaus nur in Grenzen aussagekräftig und liefern Daten, die zur Befundung eines Patientenfalls für sich nicht ausreichen. Die Streuung der Messergebnisse und die Grenzen, in denen Messwerte abweichen, sind im Falle des Osstell® Geräts geringer.

4.5.1.1 Klinische Gesichtspunkte

Praktisches Problem der Messung mit dem Osstell® Gerätes ist die Umständlichkeit in der Anbringung des Messaufbaus. Für jede Messung muss der Implantatkragen zugänglich sein und ein implantatspezifischer Messkopf (Transducer) verwendet werden. Zementierte Konstruktionen oder Implantatsysteme, für die kein Transducer angeboten wird, sind nicht beurteilbar. Durch diese Einschränkung sind nicht alle Implantatversorgungen für ein Follow-up mittels Osstell® geeignet.

Das Periotestverfahren misst zwar mit einer geringeren Präzision (sowohl in-vitro als auch klinisch) jedoch sind alle unverblochten Einzelzahnrestorationen oder abschraubbare Konstruktionen klinisch vermessbar und können longitudinal beobachtet werden.

4.5.1.2 Reliabilität

Das Periotestverfahren weist eine geringere Intra- und Interuntersucher-Reliabilität auf als das Osstellgerät – die Ergebnisse sind jedoch in beiden Fällen für den klinischen Alltag ausreichend reproduzierbar [Derhami 1995]. Der Messpunkt (Stößelaufschlagpunkt) in Abhängigkeit seiner Lage bei nicht standardisierten Aufbauten (z.B. zementierte Kronen) kann den Messwert stark beeinflussen [Faulkner 2001, Meredith 1998b, Salonen 1997].

Die Resonanzfrequenzanalyse ist das genauere von beiden Verfahren. Dies

liegt möglicherweise daran, dass die Parameter, die Ergebnisse verfälschen können, weitgehend durch den Messvorgang standardisiert sind.

4.5.1.3 Anwendung / Grenzen

Beide Verfahren eignen sich im Bezug auf ihre Aussagekraft bedingt für das Follow-Up eines einzelnen Implantats. Vergleichende Untersuchungen an mehreren Implantaten scheitern an der Vielzahl der Parameter, die den sensiblen Messwert des Klopf-Dämpfungsverfahrens und der Resonanzfrequenzanalyse beeinflussen [Alsaadi 2007, Nedir 2004, Truhlar 1997, Winkler 2000]. Implantate lassen sich mit beiden Methoden nur auf Veränderungen im Bezug auf einen Ausgangswert z.B. nach Einheilen oder Freilegung untersuchen. Vergleicht man die hier festgestellten Messungenauigkeiten mit Ergebnissen röntgenologischer Studien zur Ermittlung des periimplantären Abbaus, zeigen sich die Grenzen der Aussagekraft von Osstell® und Periotest im Bezug auf die Vergleichbarkeit bei unterschiedlichen Implantattypen, Dimensionierungen und Insertionsorten [Aparicio 1998, Gomez-Roman 1996]. Diese Schwierigkeiten der Aussagekraft wurde sowohl bei der Messung der Primärstabilität von Implantaten als auch bei osseointegrierten Implantaten beobachtet [Salonen 1997].

Eine Veränderung des Messwertes (ISQ oder PTV) eines zu einem späteren Zeitpunkt erneut vermessenen Implantats kann jedoch neben den klassischen klinischen und radiologischen Befunden ein weiterer, einfach zu bestimmender non-invasiver Parameter sein, der auf einen pathologischen periimplantären Prozess hinweist.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der vorliegenden Studie war es, im Laborversuch die Eignung des Klopf-Dämpfungs-Verfahren und der Resonanzfrequenzanalyse für die Bestimmung eines fortschreitenden periimplantären Knochenabbaus zu untersuchen. Weiterhin sollte ein Methodenvergleich zwischen den beiden untersuchten Verfahren durchgeführt werden, um die Grundlage für einen klinischen Einsatz dieser Methoden für diese neue Indikation zu schaffen.

Dazu wurden verschiedene Implantattypen in Kunststoffblöcke bzw. in Rinderknochen eingebracht. Die Vermessung der Implantate erfolgte mit zwei verschiedenen Geräten, die ein Maß für die Implantatfestigkeit wiedergeben. Die Geräte unterschieden sich in ihren Messprinzipien (Klopf-Dämpfungsverfahren: Periotest und Resonanzfrequenz Analyse: Osstell®).

Die Auswertungen der Versuche ergab eine vergleichbare, unter klinischen Gesichtspunkten akzeptable Reliabilität beider Verfahren. Beide Geräte können in-vitro Stabilitätsverluste feststellen, wobei das Osstell®-Gerät aufgrund der geringeren Streuung der Messwerte eine etwas niedrigere minimale Abbauschwelle erkennen lässt und die höhere Messpräzision aufweist.

Der Vergleich verschiedener Implantatsysteme untereinander sowie homologer Implantate unterschiedlicher Dimension gestaltet sich nach den hier gewonnenen Erkenntnissen als nicht sinnvoll, weil die hiermit verbundenen Einflüsse auf das Messergebnis bei ansonsten konstanten Umgebungsvariablen sehr stark ausgeprägt sind. Eine Follow-up Untersuchung eines einzelnen Implantats kann aber als Zusatzparameter zur klinischen Untersuchung eine Diagnose festigen.

6 ANHANG

6.1 Literaturverzeichnis

Al-Nawas,B, R Brahm, K A Grötz, 2003, Resonanzfrequenzanalyse zur Messung der Primärstabilität enossaler Implantate in vivo: DFZ, p. 35-37.

Alsaadi,G, M Quirynen, K Michiels, R Jacobs, D van Steenberghe, 2007, A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment: J.Clin.Periodontol., v. 34, p. 359-366.

Aparicio,C, 1997, The use of the Periotest value as the initial success criteria of an implant: 8-year report: Int.J.Periodontics.Restorative.Dent., v. 17, p. 150-161.

Aparicio,C, P Orozco, 1998, Use of 5-mm-diameter implants: Periotest values related to a clinical and radiographic evaluation: Clin.Oral Implants.Res., v. 9, p. 398-406.

Axmann-Krcmar,D, G Gomez-Roman, M Groten. Der Bland und Altman Plot - eine einfache graphische Methode zur Einschätzung der Verlässlichkeit von Messverfahren. Dtsch.Zahnarzt.Z. 57, 613-616. 2002.

Ref Type: Magazine Article

Bade,H, Y Günes, 2000, Untersuchung zur Primärstabilität von Dentalimplantaten: Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie, v. 16, p. 33-39.

Bischof,M, R Nedir, N S Abi, S Szmukler-Moncler, J Samson, 2006, A five-year life-table analysis on wide neck ITI implants with prosthetic evaluation and radiographic analysis: results from a private practice: Clin.Oral Implants.Res., v. 17, p. 512-520.

Bland JM., Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1, 307-310. 1986.

Ref Type: Magazine Article

Block,MS, J N Kent, 1990, Factors associated with soft- and hard-tissue compromise of endosseous implants: J.Oral Maxillofac.Surg., v. 48, p. 1153-1160.

Bragger,U, C Hugel-Pisoni, W Burgin, D Buser, N P Lang, 1996, Correlations between radiographic, clinical and mobility parameters after loading of oral implants with fixed partial dentures. A 2-year longitudinal study: Clin.Oral Implants.Res., v. 7, p. 230-239.

Cranin,AN, J DeGrado, M Kaufman, M Baraoidan, R DiGregorio, G Batgitis, Z Lee, 1998, Evaluation of the Periotest as a diagnostic tool for dental implants: J.Oral Implantol., v. 24, p. 139-146.

d'Hoedt,B, D Lukas, L Muhlbradt, F Scholz, W Schulte, F Quante, A Topkaya, 1985, [Periotest methods--development and clinical trial]: Dtsch.Zahnarztl.Z., v. 40, p. 113-125.

da Cunha,HA, C E Francischone, H N Filho, R C de Oliveira, 2004, A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading: Int.J.Oral Maxillofac.Implants., v. 19, p. 578-585.

Davies,JE, 2003, Understanding peri-implant endosseous healing: J.Dent.Educ., v. 67, p. 932-949.

De Smet,E, D van Steenberghe, M Quirynen, I Naert, 2001, The influence of plaque and/or excessive loading on marginal soft and hard tissue reactions around Branemark implants: a review of literature and experience: Int.J.Periodontics.Restorative.Dent., v. 21, p. 381-393.

Degidi,M, G Daprile, A Piattelli, F Carinci, 2007, Evaluation of factors influencing resonance frequency analysis values, at insertion surgery, of implants placed in sinus-augmented and nongrafted sites: Clin.Implant.Dent.Relat Res., v. 9, p. 144-149.

Derhami,K, J F Wolfaardt, G Faulkner, M Grace, 1995, Assessment of the periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants: Int.J.Oral Maxillofac.Implants., v. 10, p. 221-229.

Engel,E, G Gomez-Roman, D Axmann-Krcmar, 2001, Effect of occlusal wear on bone loss and Periotest value of dental implants: Int.J.Prostodont., v. 14, p. 444-450.

Ersanli,S, C Karabuda, F Beck, B Leblebicioglu, 2005, Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period: J.Periodontol., v. 76, p. 1066-1071.

Farzad,P, L Andersson, S Gunnarsson, P Sharma, 2004, Implant stability, tissue conditions, and patient self-evaluation after treatment with osseointegrated implants in the posterior mandible: Clin.Implant.Dent.Relat Res., v. 6, p. 24-32.

Faulkner,MG, D Giannitsios, A W Lipsett, J F Wolfaardt, 2001, The use and abuse of the Periotest for 2-piece implant/abutment systems: Int.J.Oral Maxillofac.Implants., v. 16, p. 486-494.

Friberg,B, L Sennerby, B Linden, K Grondahl, U Lekholm, 1999a, Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study: Int.J.Oral Maxillofac.Surg., v. 28, p. 266-272.

Friberg,B, L Sennerby, N Meredith, U Lekholm, 1999b, A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study: Int.J.Oral Maxillofac.Surg., v. 28, p. 297-303.

Friberg,B, L Sennerby, J Roos, P Johansson, C G Strid, U Lekholm, 1995, Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs: Clin.Oral Implants.Res., v. 6, p. 164-171.

Geurs,NC, R L Jeffcoat, E A McGlumphy, M S Reddy, M K Jeffcoat, 2002, Influence of implant geometry and surface characteristics on progressive osseointegration: Int.J.Oral Maxillofac.Implants., v. 17, p. 811-815.

Glauser,R, N Meredith, 2001, Diagnostische Möglichkeiten zur Evaluation der Implantatstabilität: Implantologie - Die Zeitschrift für die Praxis, v. 9, p. 147-160.

Gomez-Roman,G, B d'Hoedt, D Axmann-Krcmar, W Schulte. Visual-metric measurement of periimplant bone defects on radiographs. A reliability study. Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie 12, 104-109. 1996.
Ref Type: Magazine Article

Gomez-Roman,G, D Lukas, 2001, Influence of the implant abutment on the Periotest value: an in vivo study: Quintessence.Int., v. 32, p. 797-799.

Grondahl,K, U Lekholm, 1997, The predictive value of radiographic diagnosis of implant instability: Int.J.Oral Maxillofac.Implants., v. 12, p. 59-64.

Günay,H, U Blunk, F W Neukam, H Scheller. Periimplantäre Befunde bei Branemark-Implantaten. Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie , 162-167. 1989.
Ref Type: Magazine Article

Huang,HM, C L Chiu, C Y Yeh, C T Lin, L H Lin, S Y Lee, 2003, Early detection of implant healing process using resonance frequency analysis: Clin.Oral Implants.Res., v. 14, p. 437-443.

Huang,HM, S Y Lee, C Y Yeh, C T Lin, 2002, Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach: Clin.Oral Implants.Res., v. 13, p. 65-74.

Kaeppler,G, 1999, New radiographic programs for transverse conventional tomograms in the dentomaxillofacial region: Quintessence.Int., v. 30, p. 541-549.

Krekeler K, Pelz K, Nelissen R. Mikrobielle Besiedelung der Zahnfleischtaschen am künstlichen Titanpfeiler. Dtsch.Zahnarzl.Z. 41, 569-572. 1986.
Ref Type: Magazine Article

Lachmann,S, B Jager, D Axmann, G Gomez-Roman, M Groten, H Weber, 2006a, Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability: Clin.Oral Implants.Res., v. 17, p. 75-79.

Lang,NP, T G Wilson, E F Corbet, 2000, Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment: Clin.Oral Implants.Res., v. 11 Suppl 1, p. 146-155.

Lekholm U., Zarb G., 1985, Patient selection and preparation., in Branemark P., Zarb G., and Albrektsson T. (eds), Osseointegration in Dentistry: Chicago, Quintessenz Publisher Co., Inc., p. 199-209.

Lindquist,LW, B Rockler, G E Carlsson, 1988, Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses: J.Prosthet.Dent., v. 59, p. 59-63.

Mantha,S, M F Roizen, L A Fleisher, R Thisted, J Foss, 2000, Comparing methods of clinical measurement: reporting standards for bland and altman analysis: *Anesth.Analg.*, v. 90, p. 593-602.

Manz,MC, H F Morris, S Ochi, 1992a, An evaluation of the Periotest system. Part I: Examiner reliability and repeatability of readings. Dental Implant Clinical Group (Planning Committee): *Implant.Dent.*, v. 1, p. 142-146.

Manz,MC, H F Morris, S Ochi, 1992b, An evaluation of the Periotest system. Part II: Reliability and repeatability of instruments. Dental Implant Clinical Research Group (Planning Committee): *Implant.Dent.*, v. 1, p. 221-226.

Martinez,H, M Davarpanah, P Missika, R Celletti, R Lazzara, 2001, Optimal implant stabilization in low density bone: *Clin.Oral Implants.Res.*, v. 12, p. 423-432.

Meredith,N, 1997a, The role of implants in restorative dentistry. 1: The replacement of missing teeth: *Dent.Update.*, v. 24, p. 159-163.

Meredith,N, 1998a, A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants: *Crit Rev.Biomed.Eng*, v. 26, p. 275-291.

Meredith,N, 1998b, Assessment of implant stability as a prognostic determinant: *Int.J.Prostodont.*, v. 11, p. 491-501.

Meredith,N, 1999, Determination of the elastic modulus of resin based materials as a function of resonance frequency during polymerisation: *Dent.Mater.*, v. 15, p. 98-104.

Meredith,N, D Alleyne, P Cawley, 1996, Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis: *Clin.Oral Implants.Res.*, v. 7, p. 261-267.

Meredith,N, K Book, B Friberg, T Jemt, L Sennerby, 1997b, Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on 9586468: *Clin.Oral Implants.Res.*, v. 8, p. 226-233.

Meredith,N, B Friberg, L Sennerby, C Aparicio, 1998c, Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability: *Int.J.Prostodont.*, v. 11, p. 269-275.

Meredith,N, F Shagaldi, D Alleyne, L Sennerby, P Cawley, 1997c, The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia: *Clin.Oral Implants.Res.*, v. 8, p. 234-243.

Misch,CE, 1990, Divisions of available bone in implant dentistry: *Int.J.Oral Implantol.*, v. 7, p. 9-17.

Nedir,R, M Bischof, S Szmukler-Moncler, J P Bernard, J Samson, 2004, Predicting osseointegration by means of implant primary stability: *Clin.Oral Implants.Res.*, v. 15, p. 520-528.

Nishimura,K, T Itoh, K Takaki, R Hosokawa, T Naito, M Yokota, 1997, Periodontal parameters of osseointegrated dental implants. A 4-year controlled follow-up study: Clin.Oral Implants.Res., v. 8, p. 272-278.

O'Sullivan,D, L Sennerby, N Meredith, 2000, Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study: Clin.Implant.Dent.Relat Res., v. 2, p. 85-92.

Olive,J, C Aparicio, 1990, Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability: Int.J.Oral Maxillofac.Implants., v. 5, p. 390-400.

Ostman,PO, M Hellman, I Wendelhag, L Sennerby, 2006, Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery: Int.J.Prosthodont., v. 19, p. 77-83.

Pontoriero,R, M P Tonelli, G Carnevale, A Mombelli, S R Nyman, N P Lang, 1994, Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans: Clin.Oral Implants.Res., v. 5, p. 254-259.

Roos-Jansaker,AM, S Renvert, J Egelberg, 2003, Treatment of peri-implant infections: a literature review: J.Clin.Periodontol., v. 30, p. 467-485.

Rutar,A, N P Lang, D Buser, W Burgin, A Mombelli, 2001, Retrospective assessment of clinical and microbiological factors affecting periimplant tissue conditions: Clin.Oral Implants.Res., v. 12, p. 189-195.

Salonen,MA, A M Raustia, V Kainulainen, K S Oikarinen, 1997, Factors related to Periotest values in endosseal implants: a 9-year follow-up: J.Clin.Periodontol., v. 24, p. 272-277.

Salvi,GE, N P Lang, 2004, Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions: Int.J.Oral Maxillofac.Implants., v. 19 Suppl, p. 116-127.

Sanchez-Garces,MA, C Gay-Escoda, 2004, Periimplantitis: Med.Oral Patol.Oral Cir.Bucal., v. 9 Suppl, p. 69-74.

Schliephake,H, M Wichmann, F Donnerstag, S Vogt, 2003, Imaging of periimplant bone levels of implants with buccal bone defects: Clin.Oral Implants.Res., v. 14, p. 193-200.

Schroeder,A, O Pohler, F Sutter, 1976, Gewebsreaktion auf ein Titan-Holzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche: Schweizer Monatsschrift der Zahnheilkunde, v. 86, p. 713-727.

Schulte,W, 1992a, The Periotest Method: International Dental Journal, v. 42, p. 433-440.

Schulte,W, B d'Hoedt, D Lukas, L Muhlbradt, F Scholz. Periotest neues Messverfahren der Funktion des Parodontiums. Zahnärztliche Mitteilungen 73, 1229-1239. 1983. Zahnärztliche Mitteilungen.
Ref Type: Journal (Full)

Schulte,W, B d'Hoedt, D Lukas, M Maunz, M Steppeler, 1992b, Periotest for measuring periodontal characteristics--correlation with periodontal bone loss: J.Periodontal Res., v. 27, p. 184-190.

Schulte,W, D Lukas, 1993, Periotest to monitor osseointegration and to check the occlusion in oral implantology: J.Oral Implantol., v. 19, p. 23-32.

Schultze-Mosgau,S, M B Blatz, F Wehrhan, K A Schlegel, M Thorwart, S Holst, 2005, Principles and mechanisms of peri-implant soft tissue healing: Quintessence.Int., v. 36, p. 759-769.

Sennerby,L, N Meredith, 1998, Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration: Compend.Contin.Educ.Dent., v. 19, p. 493-8, 500, 502.

Sullivan,DY, R L Sherwood, T A Collins, P H Krogh, 1996, The reverse-torque test: a clinical report: Int.J.Oral Maxillofac.Implants., v. 11, p. 179-185.

Teerlinck,J, M Quirynen, P Darius, D van Steenberghe, 1991, Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants: Int.J.Oral Maxillofac.Implants., v. 6, p. 55-61.

Tinti,C, S Parma-Benfenati, 2003, Klinische Klassifikation von Knochendefekten im Hinblick auf die Insertion von Dentalimplantaten: Internationales Journal für Parodontologie & Restaurative Zahnheilkunde, v. 23, p. 143-152.

Tozum,TF, I Turkyilmaz, E A McGlumphy, 2008, Relationship between dental implant stability determined by resonance frequency analysis measurements and peri-implant vertical defects: an in vitro study: J.Oral Rehabil..

Tricio,J, D van Steenberghe, D Rosenberg, L Duchateau, 1995, Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study: J.Prosthet.Dent., v. 74, p. 608-612.

Truhlar,RS, F Lauciello, H F Morris, S Ochi, 1997, The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery: J.Oral Maxillofac.Surg., v. 55, p. 55-61.

Truhlar,RS, H F Morris, S Ochi, 2000, Stability of the bone-implant complex. Results of longitudinal testing to 60 months with the Periotest device on endosseous dental implants: Ann.Periodontol., v. 5, p. 42-55.

Valderrama,P, T W Oates, A A Jones, J Simpson, J D Schoolfield, D L Cochran, 2007, Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability: a clinical trial: J.Periodontol., v. 78, p. 262-272.

Van Oosterwyck,H, J Duyck, S J Vander, P G Van Der, I Naert, 2002, Peri-implant bone tissue strains in cases of dehiscence: a finite element study: Clin.Oral Implants.Res., v. 13, p. 327-333.

Verhoeven,JW, M S Cune, C de Putter, 2000, Reliability of some clinical parameters of evaluation in implant dentistry: J.Oral Rehabil., v. 27, p. 211-216.

Winkler,S, H F Morris, S Ochi, 2000, Implant survival to 36 months as related to length and diameter: Ann.Periodontol., v. 5, p. 22-31.

Winkler,S, H F Morris, J R Spray, 2001, Stability of implants and natural teeth as determined by the Periotest over 60 months of function: J.Oral Implantol., v. 27, p. 198-203.

Zitzmann,NU, T Berglundh, C P Marinello, J Lindhe, 2001, Experimental peri-implant mucositis in man: J.Clin.Periodontol., v. 28, p. 517-523.

6.2 Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die der Medizinischen Fakultät der Universität Tübingen zur Promotion eingereichte Arbeit mit dem Titel

Periimplantärer Knochenabbau *in-vitro*

Reliabilität der instrumentellen Bestimmung mittels Klopf-Dämpfungsverfahren und Resonanzfrequenzanalyse sowie Einfluss der Implantatgeometrie und der Knochenqualität auf das Messverhalten

selbstständig ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht. Ich versichere an Eides statt, dass diese Angaben wahr sind und dass ich nichts verschwiegen habe. Mir ist bekannt, dass die falsche Abgabe einer Versicherung an Eides statt mit einer Freiheitsstrafe bis zu drei Jahren oder mit einer Geldstrafe bestraft wird.

Stuttgart, den 26. Juni 2010

Johannes Laval

Johannes Yves Laval

6.3 Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Herrn Professor Dr. Heiner Weber für die Überlassung des Themas dieser Arbeit.

Herrn Dr. med. dent. Stefan Lachmann danke ich herzlich für die engagierte Betreuung und Unterstützung sowie die Anleitung bei den praktischen Versuchen. Er hatte immer ein offenes Ohr für meine Anliegen und half mit einer Menge Ratschlägen und Anregungen.

Herrn Dr. rer. nat. Detlef Axmann für die Hilfe, Unterstützung und rege Diskussion beim statistischen Teil der Studie.

Ebenso danke ich allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Implantologie und der Vorklinik des ZZMK, die mich unterstützt haben besonders Frau Gabriele Enderle, Dr. med. dent. Berthold Jäger, und Herrn Prof. Dr. German Gomez-Roman

Meinen Eltern und Großeltern, die mich während des gesamten Studiums immer unterstützt haben.

6.4 Lebenslauf

Name	Laval
Vorname	Johannes Yves
Geburtsdatum	21. März 1979
Geburtsort	Balingen
Anschrift	Daimlerstasse 27 70372 Stuttgart / Bad Cannstatt

Schulbildung

Grundschule	1985 bis 1989	Grundschule Benningen
Gymnasium	1989 bis 1998	Oscar-Paret-Schule Freiberg
Abitur	1998	

Studium

Studium der Zahnheilkunde	1999 bis 2004	Universität Tübingen
Vorphysikum	02. Oktober 2000	
Physikum	04. April 2002	
Staatsexamen	30. November 2004	
Approbation	03. Dezember 2004	

Berufsausübung

Angestellter Zahnarzt	2005 bis 2008	Stuttgart
	2009	Tübingen
Weiterbildungsassistent	2009	Nürtingen