

**Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie  
der Julius-Maximilians-Universität Würzburg  
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. J. Reuther**

**In-vivo-Bisskraft:  
Vergleich zwischen konventionellem und  
implantatgestütztem Zahnersatz**

**Inaugural – Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät  
der  
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg  
vorgelegt von  
Mohammadreza Hajian  
aus Düsseldorf**

**Würzburg, März 2004**

**Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. H. Pistner**

**Korreferent: Prof.Dr.med.dent. A. Renk**

**Dekan: Prof. S. Silbernagl**

**Tag der mündlichen Prüfung: 14.01.2005**

**Der Promovend ist Zahnarzt**

# In-vivo-Bisskraft: Vergleich zwischen konventionellem und implantatgestütztem Zahnersatz

Inhaltsverzeichnis	Seite
1. Einleitung.....	1
1.1. Literaturübersicht.....	1 - 8
1.2. Zielsetzung.....	8
2. Material und Methoden.....	8
2.1. Versuchsbeschreibung.....	8 - 9
2.2. Gruppenaufteilung.....	9 - 11
2.3. Messgerät.....	11 - 13
2.4. Statistische Methoden.....	13
2.5. Implantatsysteme.....	13 - 15
3. Ergebnisse.....	16
3.1. Das Messgerät.....	16 - 17
3.2. Bisskräfte in den aufgeteilten Gruppen.....	17
3.2.1. Kontrollgruppe(KG).....	17 - 25
3.2.2. Einzelimplantat-Gruppe(EIG).....	25 - 26
3.2.3. Gruppe der Brücke(BG).....	26 - 27
3.2.4. OK/UK-Totalprothesen-Gruppe (TPG).....	27 - 34
3.2.5. Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG).....	34 - 40
3.3. Zwei-Stich-Proben-T-Tests.....	40
3.3.1. Vergleich zwischen den männlichen und weiblichen Teilnehmern in der Kontrollgruppe(KG).....	40 - 41
3.3.2. Vergleich der Einzelimplantat-Gruppe(EIG) mit Kontrollgruppe(KG).....	41 - 42
3.3.3. Vergleich der Brücken auf Zahn/Zahn (BG Z/Z), Zahn / Implantat (BG Z/I) und auf Implantat/Implantat(BG I/I).....	42 - 43
3.3.4. Vergleich der OK/UK-Totalprothesen-Gruppe (TPG) mit Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG).....	44 - 45
4. Diskussion.....	45
4.1. Allgemeine Grundlagen.....	45 - 46

4.2. Charakteristika dieser Studie.....	46
4.3. Einfluss auf die Bisskraft.....	47
4.3.1. Indikationsstellung, Aufklärung und das Recall-System.....	47
4.3.2. Nervale Biss- bzw. Kauregulation.....	47 - 49
4.3.3. Aktive und passive Empfindungsschwelle.....	49
4.3.4. Alter, Geschlecht und Gesichtsmorphologie.....	49 - 50
4.3.5. Kiefergelenk.....	50
4.3.6. Messeinrichtung .....	51
4.3.7. Speichelflußrate.....	51
4.3.8. Kopfhaltung.....	51
4.4. Einfluss der Bisskraft.....	51
4.4.1. Mobilitätsvergleich.....	51 - 52
4.4.2. Kraftübertragung, Drehmoment.....	52 - 53
4.4.3. Hebeleffekt und Drehmoment.....	53 - 54
4.4.4. Okklusion.....	54
4.4.5. Implantatosseointegration.....	54 - 55
4.4.6. Kiefer.....	55
4.4.7. Befestigungsschrauben.....	55 - 56
4.4.8. Elastizitätsmodul der Suprakonstruktion.....	56
4.5. Einfluss biologischer Faktoren auf Implantaten.....	56
4.6. Bisskraft und Muskelaktivität.....	56 - 57
4.7. Lokalisation der maximalen Bisskraft.....	57 - 58
4.8. Zusammenhänge zwischen interokklusalen Kräften, intraimplantären Kraftrichtungen und prothetischen Konstruktionen.....	58
4.9. Rehabilitation der oralen Funktion durch die Implantation.....	58 - 59
4.10. Bisskraft mit /ohne Zahnersatz.....	59
4.11. Prothesenerneuerung versus Implantat-Therapie.....	59 - 60
4.12. Überlegungen zur Reduzierung der Implantat-Knochen-schädigenden Kräften .....	60
4.13. Strategische Planung bei einer Implantat-Therapie.....	60 - 61
4.14. Schlussfolgerung und Fragestellung.....	62
5. Zusammenfassung.....	63 - 64

6. Abkürzungen.....	65
7. Literatur.....	66 - 80
8. Anhang.....	81 - 82

## Abkürzungen

I1/2.....	mittlere/seitliche Schneidezähne(Dentes incisivi)
C.....	Eckzähne(Dentes canini)
P1/2.....	erste/zweite Backenzähne(Dentes premolares)
M1/2.....	erste/zweite Mahlzähne(Dentes molares)
KG.....	Kontrollgruppe
EIG.....	Einzelimplantat-Gruppe
BG Z/Z.....	Gruppe der Brücke auf Zahn/Zahn
BG Z/I.....	Gruppe der Brücke auf Zahn/Implantat
BG I/I.....	Gruppe der Brücke auf Implantat/Implantat
TPG.....	OK/UK-Totalprothesen-Gruppe
IIG.....	Interforaminal-Implantat-Gruppe

## **1. Einleitung**

Der konventionelle Weg, fehlende Zähne zu ersetzen, ist durch den Einsatz der Implantate revolutioniert worden. Hiernach konnte eine erhebliche Vereinfachung der komplizierten Planungen bzw. der materialaufwendigen Konstruktionen erzielt werden. Durch die Einführung der Implantologie in die Prothetik eröffnete sich eine neue Welt mit großen Erwartungen. Der Wunsch, eine verkürzte Zahnreihe mit festem Zahnersatz zu versorgen, ist realisierbar geworden. Im zahnlosen Unterkiefer kann mittels implantat-gestützter Prothesen ein erheblich verbesserter Halt erreicht werden. Eine Schließung der Zahnlücken ist somit ohne Beschleifung gesunder Nachbarzähne möglich.

Bei Tumorpatienten ist durch Implantatversorgung eine Wiederherstellung der Kaufunktion trotz operationsbedingter, ausgedehnter Defekte ermöglicht worden. Sie haben ebenfalls in der Kieferorthopädie bereits ihren Platz gefunden. Präprothetisch-orthodontische sowie orthodontische Behandlungsmaßnahmen bei Erwachsenen werden durch Insertion spezieller Implantate, sog. Orthoimplantate, im Bereich der Gaumennaht durchgeführt.

Das Implantieren des biokompatiblen Elementes „Titan“ in den Körper ist in der Medizin nicht unbekannt. Speziell im Mundbereich stellen die oralen Gegebenheiten jedoch eine Vielzahl von Ansprüchen an Implantate. Zahlreiche in-vivo- sowie in-vitro-Studien behandelten die Eigenschaften der Implantate. Zu den wichtigen Kriterien der Dentalimplantologie zählen unter anderem die auftretenden Kräfte.

### ***1.1. Literaturübersicht***

Orale, aktive Kräfte treten 1. in Zentrik (z.B. beim Schlucken, Pressen,...), 2. beim Kauen, 3. beim Abbeißen und 4. in unphysiologischer Form (z.B. Knirschen) auf. Physikalisch betrachtet, hat die Kraft einen Betrag und eine Richtung. Sie kann in Form von Zug-, Druck- und Scherkraft vorkommen. Die Kaumuskeln entwickeln kollektiv diese Kräfte. Es gibt allerdings ein sogenanntes „optimales Längen-Spannungs-Verhältnis“ eines Muskels. Die Kraftproduktion und -koordination wird zentral gesteuert. Dabei erhält das ZNS Informationen in Form einer Rückmeldung (feedback)

von den Rezeptoren des Periodontiums, der Muskelspindel, der Mundschleimhaut, des Kiefergelenkes und des Sehnenorgans.

Die sog. "maximale Bisskraft" wird zum einen durch Versuchsausstattung und zum anderen durch individuelle Eigenschaften beeinflusst. Einige Faktoren seien hier aufgeführt: Alter, Muskelkraft, Ermüdungs- und Schmerzschwelle (der Zähne, der Muskel und der Kiefergelenke), Dentitionszustand, Fazialmorphologie, Größe sowie Komfort des Kraftaufnehmers, Lokalisation des Messpunktes und Mitarbeit des Versuchsteilnehmers. Ebenso wird die Ausrechnung der maximalen Bisskraft verschieden gehandhabt. Manche Studien nehmen den höchsten Messwert und andere bilden den Mittelwert der gemessenen Werte an einem Zahnpaar als die maximale Bisskraft. Die Lokalisation der größten gemessenen Kraft im Gebiss wurde unterschiedlich an ersten Molaren(M1), zweiten Molaren(M2) oder an zweiten Prämolaren(P2) festgestellt. Der Kraftaufnehmer wurde in Form einer Bissgabel, einer Bissplatte, aber auch integriert im Zahnersatz, inkorporiert im Implantat oder eingebracht auf die Prothesenbasis eingesetzt.

Die größte unilaterale Bisskraft wurde mit 1550 N und die höchste bilaterale Bisskraft mit 4346 N berichtet [Waltimo A et al. 1993]. Einige Studien berichteten über die Biss- bzw. Kaukraft und haben ihre Resultate mit verschiedenen Konstruktionen und mit unterschiedlichen Ausstattungen vorgestellt. Berichte über die Bisskräfte an natürlicher Bezahnung sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

**Tabelle 1:** Studienberichte, geordnet nach Erscheinungsjahr, über Bisskräfte gemessen am natürlich bezahnten Gebiss(I1: mittlere Schneidezähne, C: Eckzähne)

Studie	Kräfte	Teilnehmeranzahl	Kraftaufnehmerhöhe	Art des Kraftaufnehmers /Messtechnik
Hellsing E et al. 1990	M1-Region: Bei natürlicher Kopfhaltung: 271.6±98N. Bei 20°- extendierter Kopfhaltung: 321.5± 112.2 N.	♂: 6 ♀: 9		Bissgabel(Flöystrand F et al. 1982); Unilateral, bei natürlicher und 20°-extendierter Kopfhaltung;

Studie	Kräfte	Teilnehmeranzahl	Kraftaufnehmerhöhe	Art des Kraftaufnehmers /Messtechnik
Blamphin CNJ et al. 1990	♂: M1-Region: 507 N P1-Region: 388 N I1-Region: 222 N ♀: M1-Region: 237 N P1-Region: 180 N I1-Region: 118 N	♂: 10 ♀: 7	4mm	Kraftumformer(RDP Electronics Sensotec Model 13); Unilateral;
Bakke M et al. 1990	M1-Region: ♂: 522±123N ♀: 441±113N	♂: 59 ♀: 63		Bissgabel(Flöystrand F et al. 1982); Unilateral;
Lyons MF et al. 1990	C-Region: 220±48.1 N	♂: 5	7mm	Bissgabel(Spannungsmessgerät); Bilateral;
Van Eijden TMGJ, 1991	C-Region: 469±85 N P2-Region: 583±99 N M2-Region: 723±99 N	♂: 7	10 mm	3-Komponenten-Kraftumformer(Van Eijden TMGJ et al. 1988b ); Unilateral und feedback-Methode;
Kiliaridis S et al. 1993	M1-Region: 420-650 N I-Region: 160-270 N	♂: 15 ♀: 22	10.9mm	Metallgabel geschützt mit Plastiküberzug(Helkimo E et al. 1975); Unilateral;
Waltimo A et al. 1993	M-Region: ♂: 847 N ♀: 597 N I-Region: ♂: 287 N ♀: 243 N	♂: 15 ♀: 15	22 mm	Kistler Quartz-Kraftumformer; Unilateral;
Wood DP et al. 1994	I-Region: 203 N	♂: 16 ♀: 6	5mm	Doppelt-Spannungsmesser;
Braun S et al. 1995:	Bilateral, M-P-Region: ♂: 814 N	♂: 86 ♀: 56		Druckfühlerelement verbunden mit sterilisierbarem, faserverstärktem und

	♀: 615 N			druckfähigem Gummischlauch; Bilateral;
<b>Studie</b>	<b>Kräfte</b>	<b>Teilnehmeranzahl</b>	<b>Kraftaufnehmerhöhe</b>	<b>Art des Kraftaufnehmers /Messtechnik</b>
Tortopidis D et al. 1998	Bilateral-M1-P2-Region: 580±235 N Unilateral-M1-P2-Region: 428±132 N I-Region: 286±164 N	♂: 8	8-10 mm	Zwei Parallel-Querbalken mit Spannungsmesser; Unilateral, Bilateral;
Fontijn-Tekamp FA et al. 2000	P2-Region: Durchschnittsalter: 54.1 292±94 N Durchschnittsalter: 22.7 398±103 N	♂: 14  ♂: 19	3.8 mm	Miniaturisierter Bisskraftumformer; Unilateral;

In anderen Studien wurde über Patienten mit Totalprothese berichtet, die eine Reduzierung der Bisskräfte um 1/3 bis 1/6 im Vergleich zu natürlich bezahnten Probanden zeigten [Michael CG et al. 1990] [ Carlsson GE et al. 1994] [Rodriguez AM et al. 1994] [Chao YL et al. 1995] [Müller F et al. 2001]. Andere Studien erwähnten Berichte über Patienten mit Totalprothese, die nach der Versorgung mit Implantaten eine signifikante Steigerung der Bisskräfte aufwiesen [Mericske-Stern R et al. 1992]. Dabei hing die Rehabilitation der Bisskraft von der Tragedauer der Prothese ab. Als limitierende Faktoren während der unilateralen Bisskraftmessung bei Totalprothesenträgern wurden der Kippungseffekt der Prothese und die Schmerzgrenze des Prothesenlagers (Mukosa) erwähnt. Patienten mit Totalprothese konnten bei verschiedenen Messmethoden folgende Kräfte entwickeln (Tab. 2).

**Tabelle 2:** Studienberichte, geordnet nach Erscheinungsjahr, über Bisskräfte gemessen an Totalprothesen

Studie	Kräfte	Teilnehmeranzahl	Kraftaufnehmerhöhe	Art des Kraftaufnehmers /Messtechnik
Blamphin CNJ et al. 1990	M-Region: 100 N	♀: 9	4 mm	Kraftumformer(RDP Electronics Sensotec Model 13) ; Unilateral;
Michael CG et al. 1990	M-Region: 160 N	5		4 Spannungsmessmembranen als Druckumformer eingearbeitet in Prothesenbasis; Unilateral, Bilateral;
Fontijn-Tekamp FA et al. 1998	Unilateral, M-Region: ♂: 123.7-145 N ♀: 85.6-99.9 N Bilateral, C-I-Region: ♂: 139.9 N ♀: 70.6 N	♂: 4 ♀: 13	3.8 mm  23.5 mm	Miniaturisierter Bisskraftumformer; Unilateral;  Mechanische Bissgabel; Bilateral, Unilateral;
Müller F et al. 2001	143 N	♂: 6 ♀: 3		Auf einer Gerber-Platte eingebrachte Spannungszelle; Central bearing method ;

Mehrere Studien berichteten über die Bisskräfte an implantat-gestützten Prothesen im Unterkiefer. Sie waren prothetisch unterschiedlich konstruiert (Tab. 3).

**Tabelle 3:** Studienberichte, geordnet nach Erscheinungsjahr, über Bisskräfte gemessen an implantatgestützten Prothesen im Unterkiefer

Studie	Konstruktion	Kräfte	Teilnehmeranzahl	Kraftaufnehmerhöhe	Art des Kraftaufnehmers/Messtechnik
Mericske-Stern R et al. 1992	UK-ITI(2x)-gestützte Prothese	C-Region: 18-240 N	♂: 2 ♀: 3		Integrierter, miniaturisierter, piezoelektrischer Kraftumformer; Dreidimensionale Bestimmung der Kraftgröße sowie -richtung;

Studie	Konstruktion	Kräfte	Teilnehmeranzahl	Kraftaufnahmehöhe	Art des Kraftaufnehmers/Messtechnik
Mericske-Stern R et al. 1996	OK-Totalprothese; UK-ITI-Teleskop; UK-ITI-runder Steg; UK-ITI-U-Stegform:	P2-Region:  193.4±80 N  139.3±55 N  129± 26 N	♂: 4 ♀: 1		Integrierter, miniaturisierter, piezoelektrischer Kraftumformer; Dreidimensionale Bestimmung der Kraftgröße sowie -richtung;
Mericske-Stern R, 1997	UK-ITI(2x)-gestützte Prothese mit extendiertem Steg;	P2-Region: 50-250 N	♂: 4 ♀: 1		Integrierter, miniaturisierter, piezoelektrischer Kraftumformer; Dreidimensionale Bestimmung der Kraftgröße sowie -richtung;
Mericske-Stern R et al. 1997	UK-ITI(2x)-gestützte Prothese mit/ohne Steg; OK-Totalprothese;	P2-Region: 130-193 N	♂: 4 ♀: 1	3 mm	Integrierter, miniaturisierter, piezoelektrischer Kraftumformer und miniaturisierte Bissplatte; Unilaterale Bestimmung der Kraftgröße und dreidimensionale Bestimmung der Kraftgröße sowie -richtung ;
Fontijn-Tekamp FA et al. 1998	UK-IMZ-gestützte Prothese; OK-Totalprothese;	Unilateral, M-Region ♂: 233.8-244 N ♀: 146.6-161.1 N Bilateral, C-Region ♂: 235.2 N ♀: 148.2 N	♂: 5 ♀: 22	3.8mm    23.5mm	Miniaturisierter Bisskraftumformer; Unilateral;    Mechanische Bissgabel; Bilateral, Unilateral;

Studie	Konstruktion	Kräfte	Teilnehmeranzahl	Kraftaufnahmehöhe	Art des Kraftaufnehmers/Messtechnik
Mericske-Stern R, 1998	OK-Totalprothese; UK-ITI(2x)-Kugelanker;	P2-Region: 159.6±47.9 N	♂: 4 ♀: 1	3mm	Integrierter, miniaturisierter, piezoelektrischer Kraftumformer und miniaturisierte Bissplatte; Unilaterale Bestimmung der Kraftgröße und dreidimensionale Bestimmung der Kraftgröße sowie -richtung ;

Seit Einführung der Implantologie in der Zahnmedizin stellte die Mechanokompatibilität der verwendeten Implantatsysteme eine zentrale Frage dar. Bränemark und später IMZ waren die ersten Systeme, die heute mit längsten Erfahrungen beeindruckend hohe Erfolgsraten versprechen. Osseointegrierte Implantate weisen Unterschiede zum natürlichen Zahn auf. Die wichtigsten Differenzen wurden bei der Mobilität und der nervalen Empfindung diskutiert. Welche Kraftgröße zu destruktiven Einflüssen auf den implantatumgebenden Knochen führt, ist nicht eindeutig festzustellen [Bidez MW et al. 1992] [Meijer HJA et al. 1992] [Chen J et al. 1994] [Taylor TD et al. 2000]. Durch die geeignete Anzahl, Lokalisation und Angulation der Implantate können die negativen mechanischen Einflüsse minimiert werden. Andererseits spielen Form, Design, Durchmesser, Länge, Oberflächencharakteristika und Material der Implantate sowie Suprakonstruktion und Okklusionsschema bei der Kraftübertragung auf die Implantat-Knochen-Kontaktfläche eine wichtige Rolle.

Der Zusammenhang zwischen der Auswertung der Osseointegrationsqualität von Implantaten durch Bestimmung von Plaque-Index, Periotest, Blutung auf Sondierung sowie Sondierungstiefe und der maximalen Bisskraft ist noch nicht eindeutig erforscht. Abhängig von der prothetischen Versorgung und der Messlokalisierung ist die Bestimmung der Bisskraft durch interokklusale Bissplatten nicht für die einwirkende Kraft auf das Implantat repräsentativ.

Die individuelle Bestimmung der optimalen Implantatbehandlung ist anhand vieler mitspielender Faktoren kaum gegeben. Trotzdem soll die Anzahl und die Größe der Implantate eine entscheidende Rolle zu den Erfolgchancen der Therapie beitragen [Homoly P, 1995].

### ***1.2. Zielsetzung***

Angeichts der vielen hier erwähnten Kriterien beabsichtigt diese Studie, sich mit der unilateralen Bisskraftbestimmung zu beschäftigen. Das Teilnehmer-Kollektiv bestand aus 137 Personen. Dabei sollte das absolute und relative Kraftausmaß bei weiblichen und männlichen Probanden sowie bei bestimmten prothetischen Konzepten, nämlich Einzelimplantatversorgungen, Zahn-/Implantat-gestützten Brücken, Totalprothesen und Implantat-gestützten Prothesen, ermittelt und quantitativ miteinander verglichen werden.

## **2. Material und Methoden**

### ***2.1. Versuchsbeschreibung***

Vor der Messung wurde mit den Teilnehmern ein Gespräch über den Ablauf des Versuches geführt und auf von ihnen gestellte Fragen geantwortet, um die Situation zu entspannen und die Mitarbeit zu erhöhen.

Der Biss wurde kontrolliert. Alle Patienten hatten in der habituellen Interkuspitation einen Neutralbiss. Drei- und mehrflächige Amalgamfüllungen wurden von der Messung ausgeschlossen. Der Kraftaufnehmer wurde im Seitenzahnggebiet auf die Arbeitshöcker und im Frontbereich bei leichter Protrusion auf Schneidekanten der Unterkieferzähne so platziert, dass die Patienten sicher zubeißen konnten. Dies wurde durch Probess vor jedem Messvorgang sichergestellt (Abb. 1a,b). Bei einer langsamen Mundschließung wurden die Teilnehmer aufgefordert, nach dem Kontakt mit dem piezokeramischen Kraftaufnehmer den Druck immer weiter zu erhöhen, bis ein Plateau auf dem Diagramm erschien. Abschließend wurden sie zum Entspannen aufgefordert.



**Abb.1a:** Bissituation in der habituellen Interkuspidation



**Abb.1b:** Platzierung des Kraftaufnehmers und die entstandene Disklusion

Die Teilnehmer saßen mit einer horizontalen Kopfhaltung aufrecht. Es wurde an jeder Messstelle viermal gemessen. Der Rechner ermittelte automatisch dann den Mittelwert. Zwischen den Messungen wurden die Patienten nach ihrem Gefühl befragt. Somit wurden kurze Pausen ermöglicht und gleichzeitig die psychische Bereitschaft eingeschätzt. Die Implantate wurden röntgenologisch und klinisch auf den Osseointegrationsgrad und auf eine entzündungsfreie Gingiva untersucht. 196 Freiwillige nahmen in der Studie teil. Konsekutiv wurden 137 Personen in sieben Gruppen aufgeteilt.

## **2.2. Gruppeneinteilung**

Folgende sieben Gruppen wurden gebildet:

**Gruppe 1 = Kontrollgruppe ( KG):** bestehend aus 38 Probanden. Davon waren 19 Frauen im Alter zwischen 20 und 52 Jahren mit dem Durchschnittsalter von  $30.3 \pm 5.8$  und 19 Männer im Alter zwischen 22 und 53 Jahren mit dem Durchschnittsalter von  $30.3 \pm 6.6$ . Alle waren gesund. Es waren teils Studentinnen/en an der Universität Würzburg und teils Angestellte der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität Würzburg.

**Gruppe 2 = Einzelimplantat-Gruppe (EIG):** bestehend aus 20 Patienten. Davon waren 9 Frauen im Alter zwischen 18 und 34 Jahren mit dem Durchschnittsalter von  $26 \pm 3.9$  und 11 Männer im Alter zwischen 20 und 64 Jahren mit dem Durchschnittsalter von  $36.9 \pm 7.9$ . Sie waren mit Einzelimplantaten in Regio 13 (2x), 12 (4x), 11 (2x),

21 (8x), verblockte 11/21 (5x), verblockte 21/22 (2x), 22 (3x) und in Regio 23 (2x) versorgt. Sie hatten ihre „Bone-Lock“-Implantate vor 1 - 3 Jahren in der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie an der Universität Würzburg erhalten.

**Gruppe 3 = Gruppe der Brücke auf Zahn/Zahn (BG Z/Z):** bestehend aus 19 Patienten. Davon waren 12 Frauen im Alter zwischen 29 und 68 Jahren mit dem Durchschnittsalter von  $52.07 \pm 8.7$  und 7 Männer im Alter zwischen 44 und 62 mit dem Durchschnittsalter von  $51.71 \pm 4.3$ . Sie waren mit Brücken auf Zähnen im Seitenzahnbereich seit 1 - 4 Jahren versorgt, wobei zwei Patienten bereits seit 23 Jahren ihre Brücken trugen. Sie bekamen ihren Zahnersatz teils in der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie an der Universität Würzburg, teils in der Praxis eines niedergelassenen Zahnarztes. Die Brücken besaßen unterschiedliche Längen. Die Gegenbezahnung bestand aus eigenen Zähnen.

**Gruppe 4 = Gruppe der Brücke auf Zahn/Implantat (BG Z/I):** bestehend aus 10 Patienten. Davon waren 8 Frauen im Alter zwischen 36 und 60 Jahren mit dem Durchschnittsalter von  $52.87 \pm 6.3$  und zwei Männer im Alter zwischen 62 und 70 Jahren mit dem Durchschnittsalter von  $66 \pm 2.6$ . Sie bekamen ihre Brücken vor 9 - 22 Jahren. Die Implantation und prothetische Versorgung fand im Seitenzahnbereich teils mit Bionit-Implantaten in der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Zentrums für ZMK-Heilkunde an der ehemaligen Medizinischen Hochschule Erfurt und teils mit Straumann-Implantaten in der Praxis einer niedergelassenen Zahnärztin statt. Die Brücken hatten verschiedene Längen. Die Gegenbezahnung bestand aus eigenen Zähnen.

**Gruppe 5 = Gruppe der Brücke auf Implantat/Implantat (BG I/I):** bestehend aus 10 Patienten. Davon waren 3 Frauen im Alter zwischen 48 und 77 Jahren mit dem Durchschnittsalter von  $63.33 \pm 14.5$  und 7 Männer im Alter zwischen 38 und 79 Jahren und mit dem Durchschnittsalter von  $50 \pm 17.7$  Jahren. Sie erhielten die Brücken vor 1 - 4 Jahren. Die Implantation und die prothetische Versorgung fand im Seitenzahnbereich mit Frialit-2-Implantaten in der Praxis eines niedergelassenen Zahnarztes statt. Die Brücken hatten verschiedene Längen. Die Gegenbezahnung bestand aus eigenen Zähnen.

**Gruppe 6 = OK/UK-Totalprothesen-Gruppe (TPG):** bestehend aus 20 Patienten. Davon waren 12 Frauen im Alter zwischen 52 und 85 Jahren und dem

Durchschnittsalter von  $70.16 \pm 8.4$  und 8 Männer im Alter zwischen 65 und 77 Jahren und im Durchschnittsalter von  $71.37 \pm 6.7$ . 19 Patientinnen/en waren seit 1-6 Jahren mit der Totalprothese versorgt, wobei eine einzige Patientin bereits seit 12 Jahren ihre Prothese besaß. 10 Patientinnen/en hatten ihre Prothese in der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie an der Universität Würzburg und 10 Patientinnen/en in der Praxis eines niedergelassenen Zahnarztes erhalten. Die Prothesen hatten einen guten Halt und die Teilnehmer waren mit ihren Prothesen zufrieden.

**Gruppe 7 = Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG) :** bestehend aus 20 Patienten. Davon waren 17 Frauen im Alter zwischen 58 und 80 Jahren mit dem Durchschnittsalter von  $69.41 \pm 9.3$  und 3 Männern im Alter zwischen 64 und 81 Jahren mit dem Durchschnittsalter von  $74.66 \pm 9.3$ . Sie waren seit 1-2 Jahren im Unterkiefer mit 2 (7x), 3 (6x) und 4 (7x) interforaminären Bone-Lock-Implantaten und Oberkiefer-Totalprothesen in der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie an der Universität Würzburg versorgt. Die prothetischen Konstruktionen beinhalteten extendierte anguläre/gerade Stege bzw. nicht extendierte Stege aber auch nicht verblockte, einzeln die Prothese tragende Implantate.

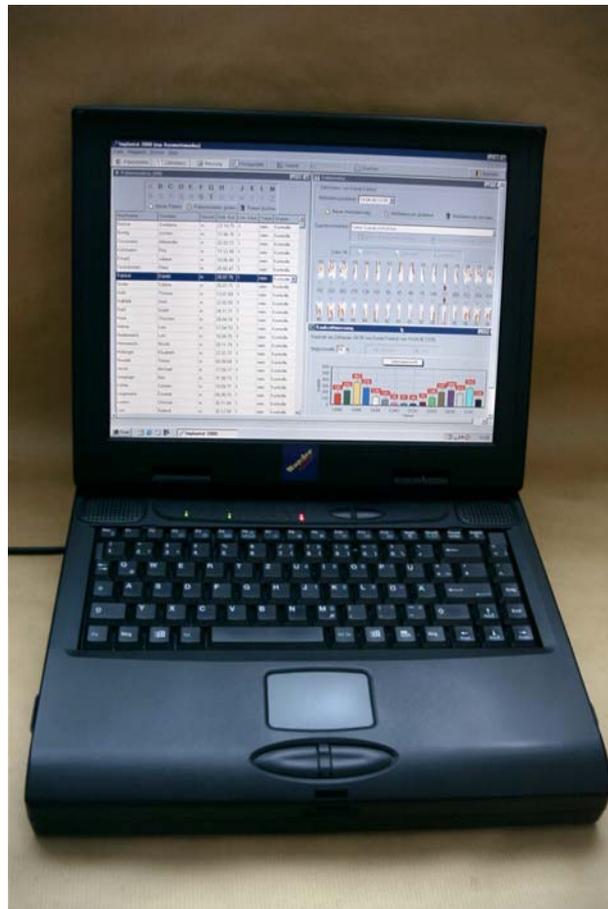
### 2.3. Messgerät

Zur Messung der Kraft wurde ein rechnergestütztes piezokeramisches miniaturisiertes Meßsystem benutzt (Kistler, Winterthur Schweiz). Die genaue Beschreibung des Gerätes wurde in einer früheren Studie erwähnt [Pistner H et al. 1998] (Abb. 2).



**Abb. 2:** Das piezokeramische Messgerät

Es wurde ein neues Software-Programm entworfen, das zusätzlich zum alten Programm das Funktionsfeld des Messprozesses erweitert. Damit ist es zum Beispiel möglich, beliebige Messungen in unterschiedlichen Zahnregionen durchzuführen. Eine Registrierung der Implantatdaten, wie Länge, Durchmesser, Periotest, Röntgenbilder usw., ist ermöglicht worden. Somit können intensivere Untersuchungen der Zusammenhänge in weiteren Studien durchgeführt werden. Eine einfache statistische Auswertung in Form von Tabellen- und Diagrammdarstellung wurde eingearbeitet (Abb. 3). Bei der Inbetriebnahme des neuen Programms wurde das Messgerät mit einer Zwick Universalprüfmaschine (Zwick-Materialprüfung 1445, Ulm) neu kalibriert.



**Abb. 3:** Der Rechner mit neu entwickeltem, installiertem Messprogramm

Der Kraftaufnehmer war 8 mm im Durchmesser breit, 4 mm hoch. Er war beidseitig mit zwei Holzscheiben gepolstert, wodurch eine Endhöhe von ca. 8 mm erreicht wurde (Abb. 4).



**Abb. 4:** Der Kraftaufnehmer

#### ***2.4. Statistische Methoden***

Zum Vergleich der Mittelwerte der Gruppen miteinander wurden Zwei-Stich-Proben-T-Tests durchgeführt, wobei  $\alpha = 0.05$  gewählt wurde. Zur Bestimmung des Zusammenhangs zwischen Zwickmaschine und Messgerät wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet.

#### ***2.5. Implantatsysteme***

Die Teilnehmer dieser Studie trugen vier verschiedene Implantatsysteme:

Das **Bone-Lock-System** (Leibinger GmbH, Deutschland) wurde in der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie an der Universität Würzburg von Prof. J. Reuther und Prof. R. Thull entwickelt. Es handelte sich um Titan- Implantate mit Zirkonoxid- bzw. Niob-Oxinitrid-Beschichtung [Thull R et al. 1995 ](Abb. 5a, b). Die Bisskraftbestimmung der Patienten mit Bone-Lock-Implantaten fand in der Zeit zwischen den Jahren 1997 und 2000 statt.

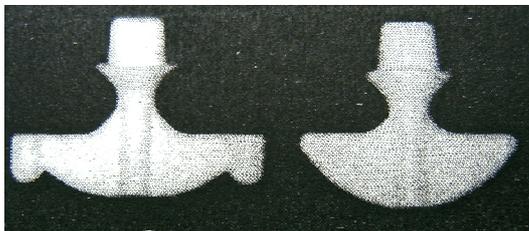


**Abb. 5a:** Bone-Lock-Implantat-Konusschraube

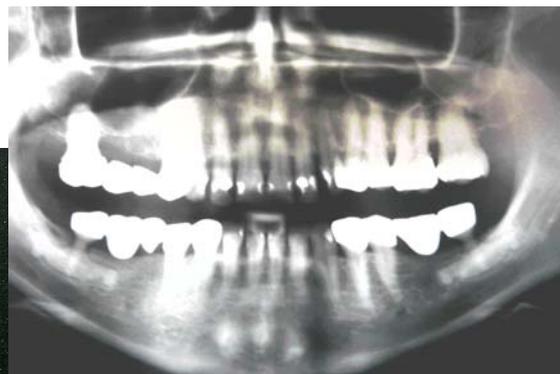


**Abb. 5b:** Röntgenologische Darstellung einer Einzelzahnversorgung durch Bone-Lock-Implantate

Das **Bionit-System** war in der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Zentrums für ZMK-Heilkunde an der ehemaligen Medizinischen Hochschule Erfurt in Zusammenarbeit mit den Keramischen Werken Hermsdorf entwickelt worden. Es handelte sich um Aluminiumoxidkeramik-Blatimplantate und Einzelzahnimplantate zum Sofort- und Spätersatz [Piesold J und Leonhard M, 1991] [Piesold J et al. 1991] [Piesold J, 1990] [Piesold J et al. 1990] (Abb. 6 a, b). Die Bisskraftbestimmung der Patienten mit Bionit-Implantaten fand in der Zeit zwischen den Jahren 2000 und 2001 statt und beschränkte sich auf Extensionsimplantate bei Frendlückenversorgungen.

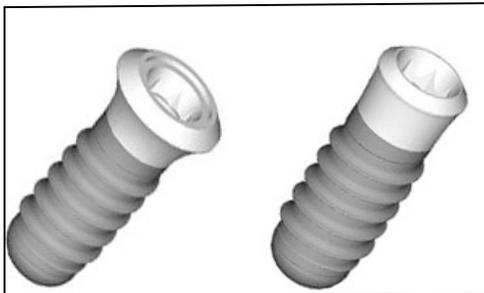


**Abb. 6a:** Bionit-Blatimplantat in zwei Formen

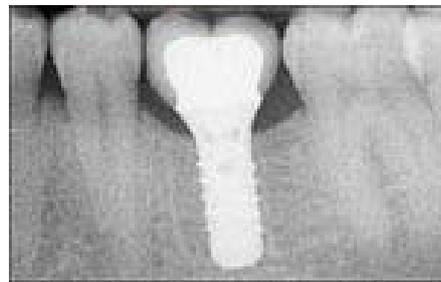


**Abb. 6b:** Röntgenologische Darstellung zweier Bionit-Blatimplantate bei einer Brückenkonstruktion in Kombination mit natürlichen Zähnen

Die anderen 2 Systeme waren **ITI** (Straumann GmbH, Schweiz)[Bernard JP und Belser UC, 2002] [Buser D et al. 1999] [Buser D et al. 1997] (Abb. 7a, b) und **Frialit-2** (Friadent GmbH, Deutschland) [Schulte W et al. 1992] (Abb. 8a, b). Die Bisskraftbestimmung der Patienten mit ITI- bzw. Frialit-2-Implantaten fand in der Zeit zwischen den Jahren 2001 und 2002 statt.



**Abb. 7a:** “wide Neck” und “wide implant” aus dem Hause Straumann



**Abb. 7b:** Röntgenologische Darstellung der Versorgung einer Einzelzahnücke durch ITI



**Abb. 8a:** Ein sog. „Wurzelanalog“-Implantat der Frialit-2-Generation

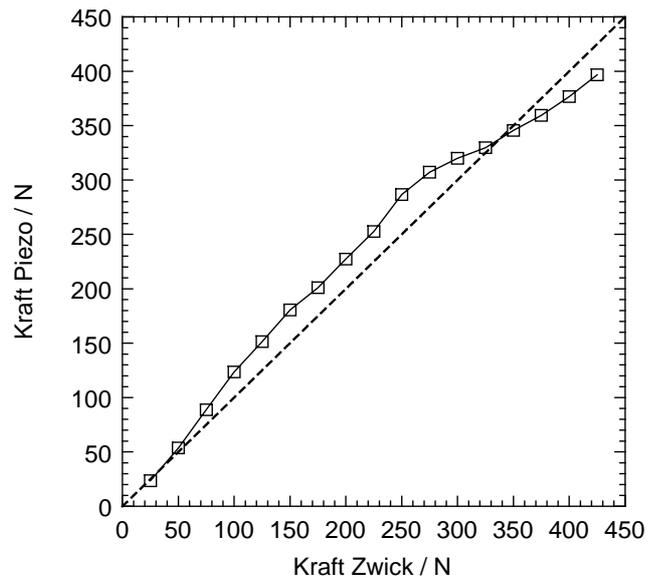


**Abb. 8b:** Röntgenologische Darstellung der versorgten Freundsituation durch zwei Frialit-2-Implantate

### 3. Ergebnisse

#### 3.1. Das Messgerät

Die Kalibrierung des Messgerätes mit Hilfe der Universalprüfmaschine (Zwick-Materialprüfung 1445, Ulm) ergab folgendes Diagramm (Abb. 9). Diese wurde in 25 N-Schritten durchgeführt.



**Abb. 9:** Graphische Darstellung der Korrelation zwischen dem piezokeramischen Messgerät und der Zwickmaschine

Der Korrelationskoeffizient zeigt eine sehr hohe Genauigkeit des Messgeräts (0.989) (Tab. 4).

**Tabelle 4:** Korrelation nach „Pearson“ zwischen dem piezokeramischen Messgerät und der Zwickmaschine

		ZWICK	PIEZO
ZWICK	Korrelation nach Pearson	1,000	,989**
	Signifikanz (1-seitig)	,	,000
	n	17	17
PIEZO	Korrelation nach Pearson	,989**	1,000
	Signifikanz (1-seitig)	,000	,
	n	17	17

\*\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (1-seitig)

### ***3.2. Bisskräfte in den aufgeteilten Gruppen***

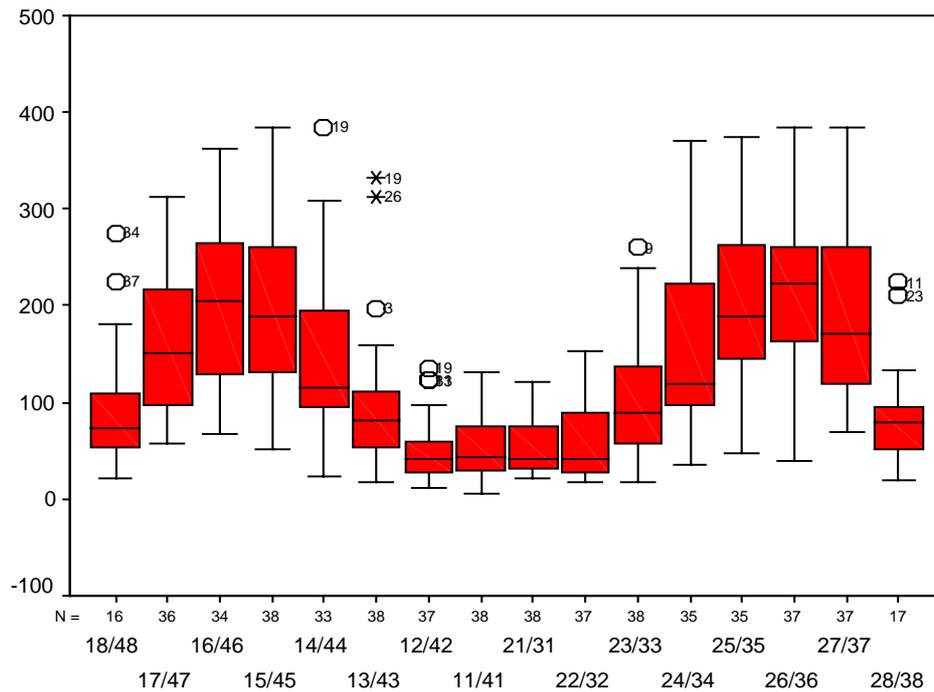
Die Messergebnisse werden in Form von Tabellen und den dazugehörigen Boxplots dargestellt.

#### ***3.2.1. Kontrollgruppe (KG)***

In der Kontrollgruppe ergaben sich zuerst ohne Trennung nach Geschlecht folgende Messwerte (Tab.5).

**Tabelle 5:** Bisskräfte der Kontrollgruppe (KG) in „Newton“ ohne Trennung nach Geschlecht; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

Zahnpaar	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
18/48	16	22	275	94,50	72,06
17/47	36	58	313	160,97	69,82
16/46	34	68	363	205,85	78,29
15/45	38	52	385	198,66	83,67
14/44	33	23	385	142,76	78,77
13/43	38	17	332	96,29	67,94
12/42	37	12	136	50,62	31,22
11/41	38	6	132	53,74	31,17
21/31	38	21	122	56,21	31,72
22/32	37	18	154	59,49	42,05
23/33	38	18	260	102,08	60,74
24/34	35	36	371	155,14	86,66
25/35	35	48	374	204,83	84,58
26/36	37	40	385	218,43	81,10
27/37	37	69	385	190,70	89,78
28/38	17	20	224	88,47	56,68



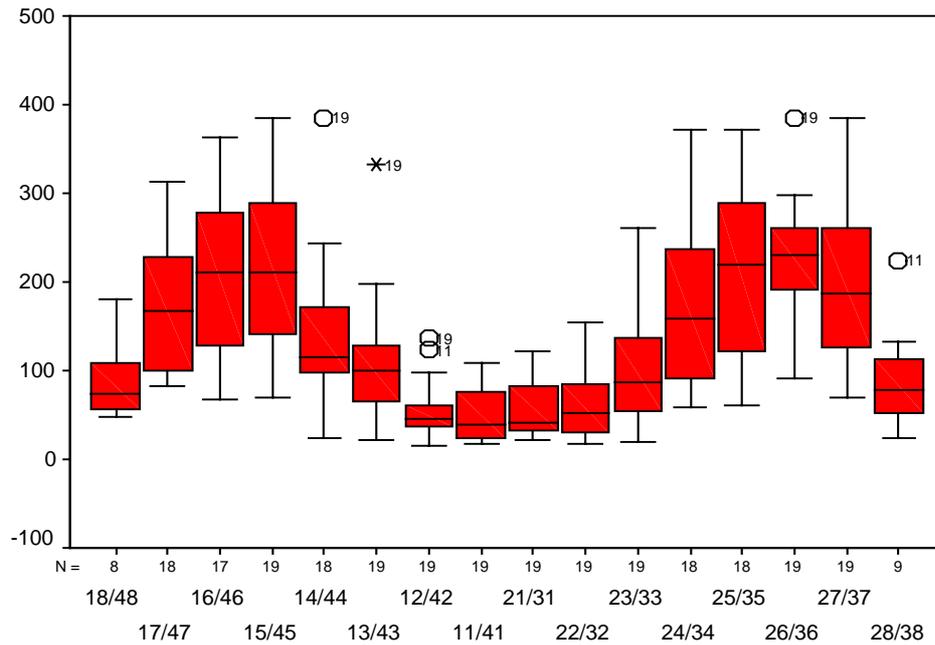
**Abb. 10:** Boxplot zu Tabelle 5; Bisskräfte gemessen in „Newton“ in allen Zahnregionen der Kontrollgruppe (KG); „N“ gibt die Anzahl der vorhandenen Zahnpaare an

Die höchsten Mittelwerte wurden an P2 mit 198 N bzw. 204 N und an M1 mit 205 N bzw. 218 N ermittelt. An P1 konnten vereinzelt Spitzenwerte gemessen werden.

Eine Trennung nach Geschlecht ergab folgende Kraftergebnisse (Tab. 6 und Tab. 7).

**Tabelle 6:** Bisskräfte der männlichen Teilnehmer der Kontrollgruppe (KG) in „Newton“; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaaren an

Zahnpaar	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
18/48	8	48	181	88,25	44,78
17/47	18	82	313	169,94	69,89
16/46	17	68	363	214,71	89,67
15/45	19	69	385	217,32	92,49
14/44	18	23	385	142,33	84,38
13/43	19	21	332	109,47	69,88
12/42	19	16	136	54,89	33,40
11/41	19	18	109	49,89	31,48
21/31	19	21	122	56,68	33,04
22/32	19	18	154	64,37	44,34
23/33	19	20	260	103,21	66,53
24/34	18	59	371	169,94	97,73
25/35	18	60	371	215,78	94,62
26/36	19	92	385	222,89	75,26
27/37	19	70	385	194,74	93,66
28/38	9	24	224	93,22	59,00

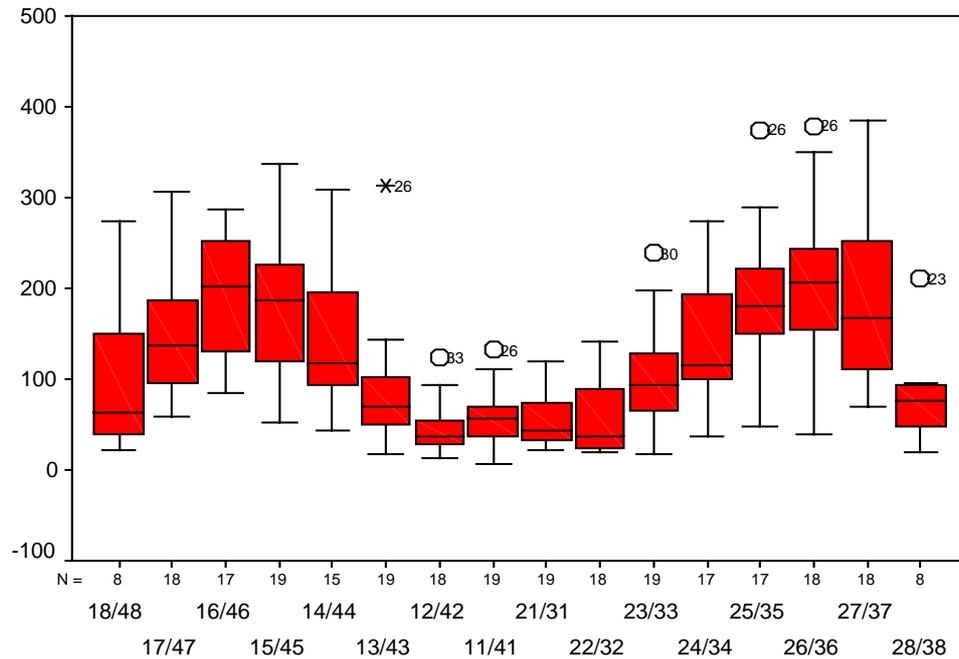


**Abb. 11:** Boxplot zu Tabelle 6; Bisskräfte gemessen in „Newton“ in allen Zahnregionen der männlichen Teilnehmer der Kontrollgruppe (KG); „N“ gibt die Anzahl der vorhandenen Zahnpaaren an

Bei der männlichen Gruppe sind ähnliche Kraftverhältnisse festzustellen wie bei der gemischten Gruppe. Die Mittelwerte betragen an M1 214 N bzw. 222 N und an P2 215 N bzw. 217 N.

**Tabelle 7:** Bisskräfte der weiblichen Teilnehmer der Kontrollgruppe (KG) in „Newton“; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaaren an

Zahnpaar	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
18/48	8	22	275	100,75	95,04
17/47	18	58	306	152,00	70,57
16/46	17	84	386	197,00	66,59
15/45	19	52	338	180,00	71,42
14/44	15	43	309	143,27	74,41
13/43	19	17	313	83,11	65,10
12/42	18	12	123	46,11	28,99
11/41	19	6	132	57,58	31,22
21/31	19	21	120	55,74	31,24
22/32	18	19	141	54,33	40,09
23/33	19	18	239	100,95	56,18
24/34	17	36	273	139,47	72,83
25/35	17	48	374	193,24	73,55
26/36	18	40	379	213,72	88,81
27/37	18	69	385	186,44	88,00
28/38	8	20	210	83,13	57,47



**Abb. 12:** Boxplot zu Tabelle 7; Bisskräfte gemessen in „Newton“ in allen Zahnregionen der weiblichen Teilnehmer der Kontrollgruppe (KG); „N“ gibt die Anzahl der vorhandenen Zahnpaaren an

In der weiblichen Gruppe liegen sowohl die Maximum- als auch die Mittelwerte an M1. Die maximalen Mittelwerte an M1 betragen 197N bzw. 213 N und die an P2 180 N bzw. 193 N. Hier sind einzelne Spitzenwerte an M2 mit 385 N festzustellen.

Das Gebiss wurde in drei Gebiete aufgeteilt: Rechts (18/48 - 14/44), Mitte (13/43 - 23/33) und Links (24/34 - 28/38). Von den Werten der jeweiligen Gebiete wurde zuerst für beide Geschlechter (Tab. 8) und anschließend getrennt (Tab. 9 und Tab. 10) den Mittelwert ermittelt.

**Tabelle 8:** Bisskraftmittelwerte der in Rechts, Mitte und Links aufgeteilten Zahngebiete in der Kontrollgruppe (KG) ohne Trennung nach Geschlecht; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

Gebiet	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
Rechts	157	60	359	172,48	69,60
Mitte	226	25	167	69,75	37,32
Links	161	63	366	186,32	75,39

**Tabelle 9:** Bisskraftmittelwerte der in Rechts, Mitte und Links aufgeteilten Zahngebiete der männlichen Teilnehmer der Kontrollgruppe (KG); „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

Gebiet	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
Rechts	80	63	359	179,03	74,25
Mitte	114	30	167	73,09	41,58
Links	83	83	366	191,92	80,63

**Tabelle 10:** Bisskraftmittelwerte der in Rechts, Mitte und Links aufgeteilten Zahngebiete der weiblichen Teilnehmer der Kontrollgruppe (KG); „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

Gebiet	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
Rechts	77	60	301	165,92	65,97
Mitte	112	25	158	66,40	33,31
Links	78	63	352	180,71	71,52

### 3.2.2. Einzelimplantat-Gruppe(EIG)

Da die meisten Versuchsteilnehmer der EIG ihre Implantate in Regio 21 hatten, wurde der Durchschnittswert der gemessenen Kräfte für diese Region ermittelt. Zum Vergleich ist auch der Mittelwert dieser Regio der KG in der Tabelle eingetragen (Tab. 11).

**Tabelle 11:** Bisskraftmittelwert in Regio 21/31 der Einzelimplantat-Gruppe (EIG) und der Kontrollgruppe (KG); „n“ gibt die Anzahl der Zahnpaare bzw. der Implantate an

Gruppe	n	Mittelwert / N	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
21/31 KG	38	56,21	31,72	5,15
EIG	15	46,87	32,12	8,29

Die Kontrollgruppe mit  $n = 38$  zeigt den Mittelwert von 56 N und die Einzelimplantat-Gruppe mit  $n = 15$  den Mittelwert von 46 N.

Aus dem Zahngebiet „Mitte“ wurde anschließend für beide Gruppen der Mittelwert ermittelt. Dabei sind bei der EIG nur die Implantatwerte berücksichtigt (Tab. 12).

**Tabelle 12:** Bisskraftmittelwert im Zahngebiet „Mitte“ der Kontrollgruppe (KG) und der Einzelimplantat-Gruppe (EIG); „n“ gibt die Anzahl der Zahnpaare bzw. der Implantate an

Gruppe	n / N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Mitte KG	226	69,74	37,32	6,05
EIG	35	46,32	28,66	6,41

Der Mittelwert der Kontrollgruppe beträgt 69 N mit  $n = 226$  und der Mittelwert der Einzelimplantat-Gruppe erreichte 46 N mit  $n = 35$ .

### 3.2.3. Gruppe der Brücke

Da in der BG Z/Z, Z/I und I/I Brücken mit gleicher Pfeileranzahl und gleicher Länge sehr schwer zu finden waren, wurde wie folgt vorgegangen: Zuerst wurde der Mittelwert aus den gemessenen Kräften jeder einzelnen Brücke ermittelt. Anschließend wurde der Durchschnitt aller Gruppenteilnehmer errechnet.

Die Werte der BG Z/Z, Z/I und I/I sind in der folgenden Tabelle wiedergegeben (Tab. 13).

**Tabelle 13:** Bisskraftmittelwert in der Gruppe der Brücke(BG) auf Zahn/Zahn (Z/Z), Zahn/Implantat (Z/I) sowie auf Implantat/Implantat (I/I); „n“ gibt die Anzahl der Brücken an

Gruppe		n	Mittelwert / N	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
BG	Z/Z	19	104,13	53,86	12,36
	Z/I	10	95,81	44,73	14,15
	I/I	10	132,95	63,11	19,96

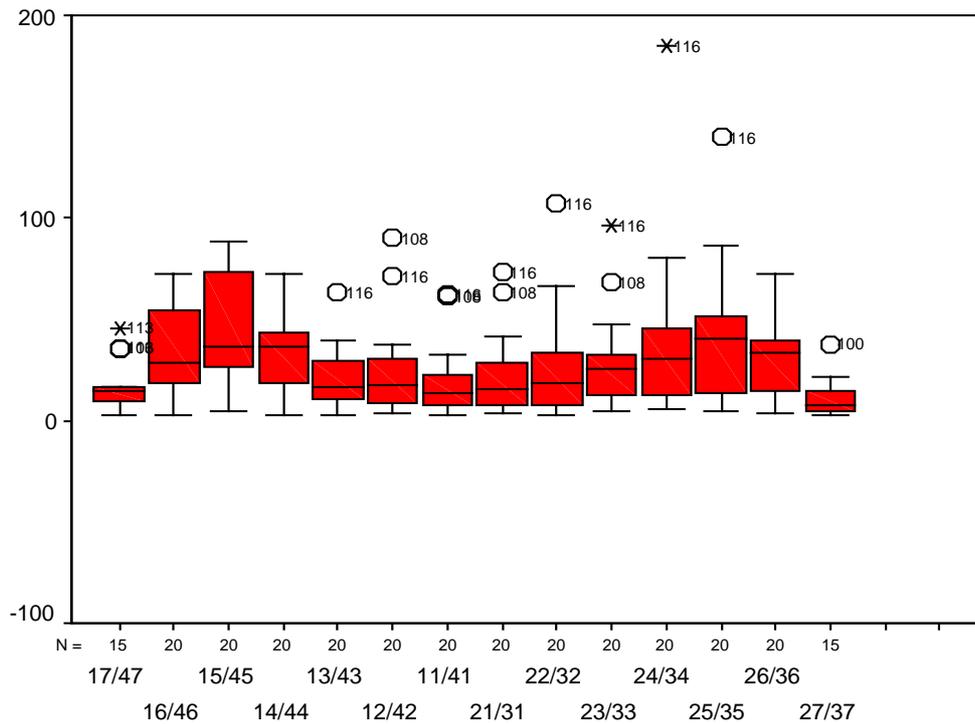
Die BG Z/Z zeigt mit n= 19 einen Mittelwert von 104 N. Er beträgt bei BG Z/I mit n=10, 95 N und bei BG I/I mit ebenso n=10, 132 N.

#### 3.2.4. OK/UK-Totalprothesen-Gruppe (TPG)

In der Totalprothesengruppe ohne Trennung nach Geschlecht ergaben die Bisskraftmessungen folgende Werte (Tab. 14) .

**Tabelle 14 :** Die Bisskräfte in der Totalprothesengruppe (TPG) in „Newton“ ohne Geschlechtstrennung; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

Zahnpaar	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
18/48	0	0	0	0	,
17/47	15	3	46	16,80	12,64
16/46	20	3	72	34,60	21,90
15/45	20	5	88	44,95	26,72
14/44	20	3	72	33,65	17,94
13/43	20	3	63	22,10	14,69
12/42	20	4	90	23,95	21,93
11/41	20	3	62	18,45	16,81
21/31	20	4	73	21,60	18,93
22/32	20	3	107	25,65	25,13
23/33	20	5	96	28,05	22,04
24/34	20	6	185	38,05	40,08
25/35	20	5	140	42,25	32,94
26/36	20	4	72	31,10	17,99
27/37	15	3	38	11,40	9,65
28/38	0	0	0	0	,



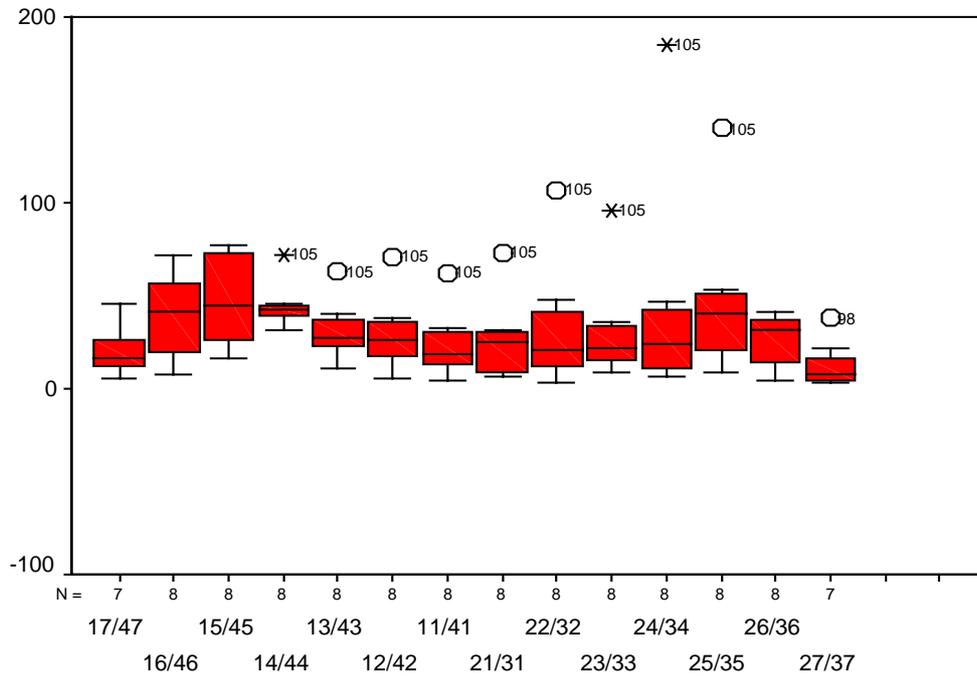
**Abb. 13:** Boxplot zu Tabelle 14; Bisskräfte gemessen in „Newton“ in allen Zahnregionen der Totalprothesengruppe (TPG); „N“ gibt die Anzahl der vorhandenen Zahnpaare an

Der höchste Mittelwert ist am P2 mit 44 N bzw. 42 N festzustellen. P1 und M1 zeigen ähnliche Kraftmittelwerte. Einzelne Spitzenwerte an I2 und P1 sind festzustellen.

Trennung nach Geschlecht ergab folgende Messwerte (Tab. 15 und Tab. 16).

**Tabelle 15:** Die Bisskräfte der männlichen Teilnehmer in Totalprothesengruppe (TGP) in „Newton“; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

Zahnpaar	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
18/48	0	0	0	0	,
17/47	7	5	46	20,57	14,86
16/46	8	8	72	39,50	22,30
15/45	8	16	77	47,75	24,53
14/44	8	32	72	44,62	11,83
13/43	8	11	63	30,88	15,66
12/42	8	5	71	29,25	20,03
11/41	8	4	62	23,50	17,95
21/31	8	6	73	26,13	21,54
22/32	8	3	107	32,25	33,54
23/33	8	9	96	31,00	27,74
24/34	8	7	185	43,38	58,98
25/35	8	9	140	46,75	41,04
26/36	8	4	41	26,13	14,18
27/37	7	3	38	12,86	12,89
28/38	0	0	0	0	,

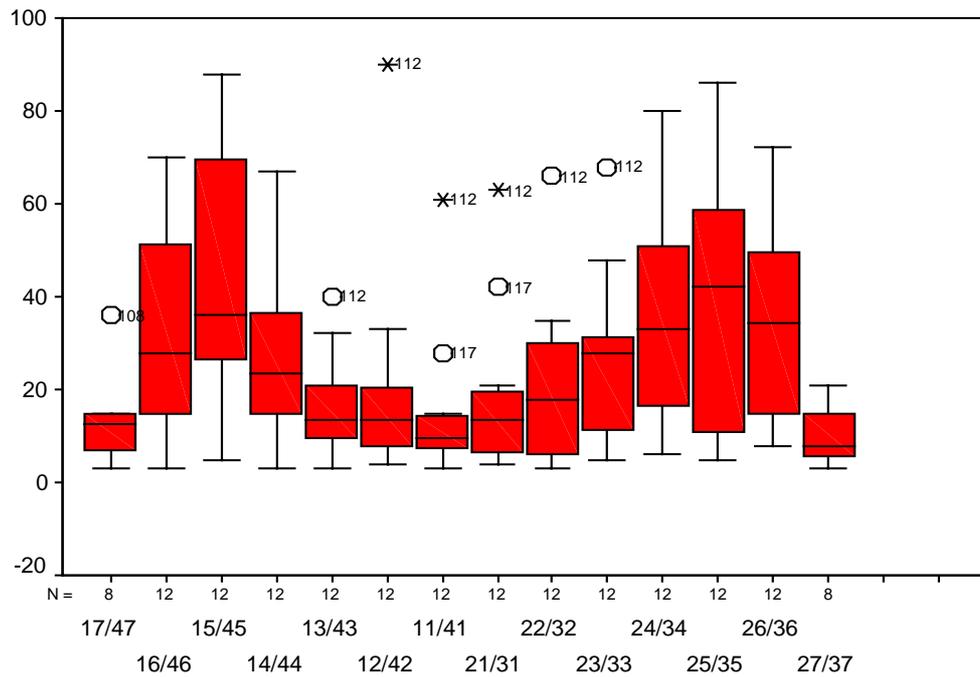


**Abb. 14:** Boxplot zu Tabelle 15; Bisskräfte gemessen in „Newton“ in allen Zahnregionen der männlichen Teilnehmer der Totalprothesengruppe (TPG); „N“ gibt die Anzahl der vorhandenen Zahnpaare an

Die Reihenfolge der Maximalmittelwerte ist  $P2 > P1 > M1$ , wobei P2 mit 46 N bzw. 47 N, P1 mit 43 N bzw. 44 N und M1 mit 26 N bzw. 39 N registriert ist. Einzelne Spitzenwerte über 3 - 4mal höher als die Mittelwerte wurden an I2, P1 und P2 beobachtet.

**Tabelle 16:** Die Bisskräfte der weiblichen Teilnehmer in Totalprothesengruppe (TGP) in „Newton“; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

Zahnpaar	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
18/48	0	0	0	0	,
17/47	8	3	36	13,50	10,18
16/46	12	3	70	31,33	21,97
15/45	12	5	88	43,08	29,00
14/44	12	3	67	26,33	17,91
13/43	12	3	40	16,25	11,10
12/42	12	4	90	20,42	23,27
11/41	12	3	61	15,08	15,88
21/31	12	4	63	18,58	17,29
22/32	12	3	66	21,25	17,96
23/33	12	5	68	26,08	18,42
24/34	12	6	80	34,50	22,96
25/35	12	5	86	39,25	27,90
26/36	12	8	72	34,42	20,03
27/37	8	3	21	10,13	6,31
28/38	0	0	0	0	,



**Abb. 15:** Boxplot zu Tabelle 16; Bisskräfte gemessen in „Newton“ in allen Zahnregionen der weiblichen Teilnehmer der Totalprothesengruppe (TPG); „N“ gibt die Anzahl der vorhandenen Zahnpaare an

Die Reihenfolge der Maximalmittelwerte ist  $P2 > M1 \geq P1$ , wobei P2 mit 39 N bzw. 43 N, M1 mit 31 N bzw. 34 N und P1 mit 26 N bzw. 34 N ermittelt wurde.

Die Mittelwerte für TPG in der Regio 16/46, 26/36 und in der „Mitte“ wurden ermittelt (Tab. 17).

**Tabelle 17:** Bisskraftmittelwert der Totalprothesengruppe (TPG) in der Regio 16/46, 26/36 und in der „Mitte“; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

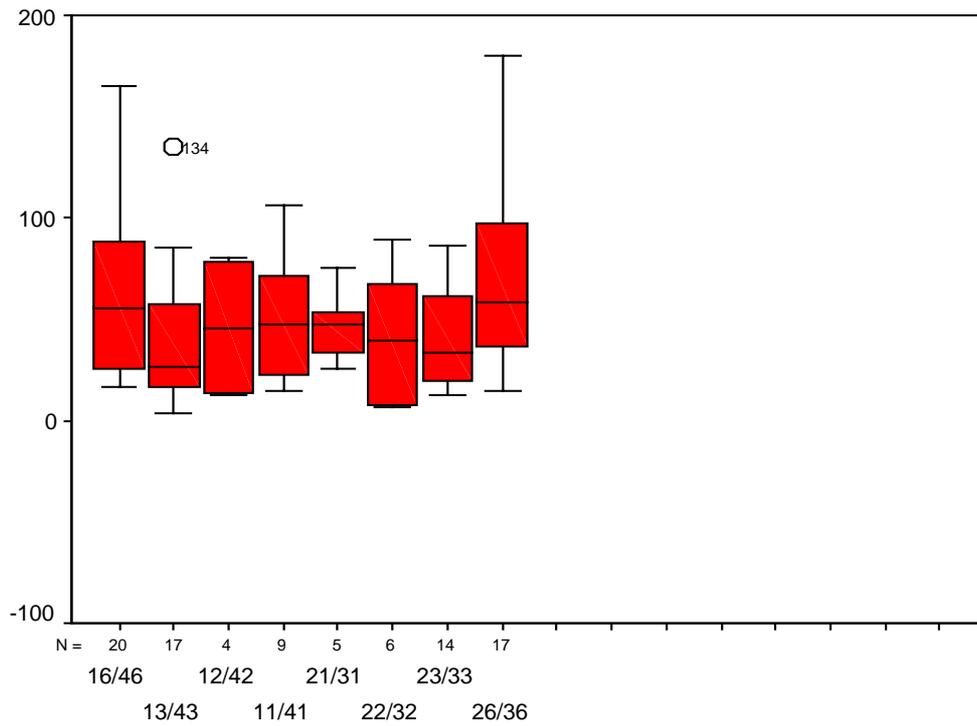
Gruppe	n	Mittelwert / N	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
16/46 TPG	20	34,60	21,90	4,90
Mitte TPG	120	23,30	18,67	4,17
26/36 TPG	20	31,10	17,99	4,02

### 3.2.5. Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG)

Die in der IIG entwickelten Kräfte ergaben ohne Trennung nach Geschlecht folgende Werte (Tab. 18). Die Werte der Front, also 13/43 bis 23/33, repräsentieren die direkt über den Implantaten gemessene Kräfte. Dabei ist zu beachten, dass aufgrund anfänglicher Einschränkung des Messprogramms nur an fünf Stellen gemessen werden konnte.

**Tabelle 18 :** Die Bisskräfte in der Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG) in „Newton“ ohne Geschlechtstrennung; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

Zahnpaar	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
16/46	20	17	165	64,75	43,29
13/43	17	4	135	40,06	34,51
12/42	4	13	80	46,25	37,27
11/41	9	15	106	50,89	29,76
21/31	5	26	75	47,20	18,91
22/32	6	7	89	41,67	33,61
23/33	14	13	86	39,93	24,40
26/36	17	15	180	71,41	47,00



**Abb. 16:** Boxplot zu Tabelle 18; Bisskräfte gemessen in „Newton“ in allen Zahnregionen der Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG); „N“ gibt die Anzahl der vorhandenen Zahnpaare an

Die Werte der aus drei männlichen Teilnehmern bestehenden IIG sind der folgenden Tabelle (Tab. 19) zu entnehmen. Dabei ist zu beachten, dass nur 1 bis 3 Messungen pro Zahnpaar erfolgten. Von einer grafischen Darstellung wurde daher abgesehen.

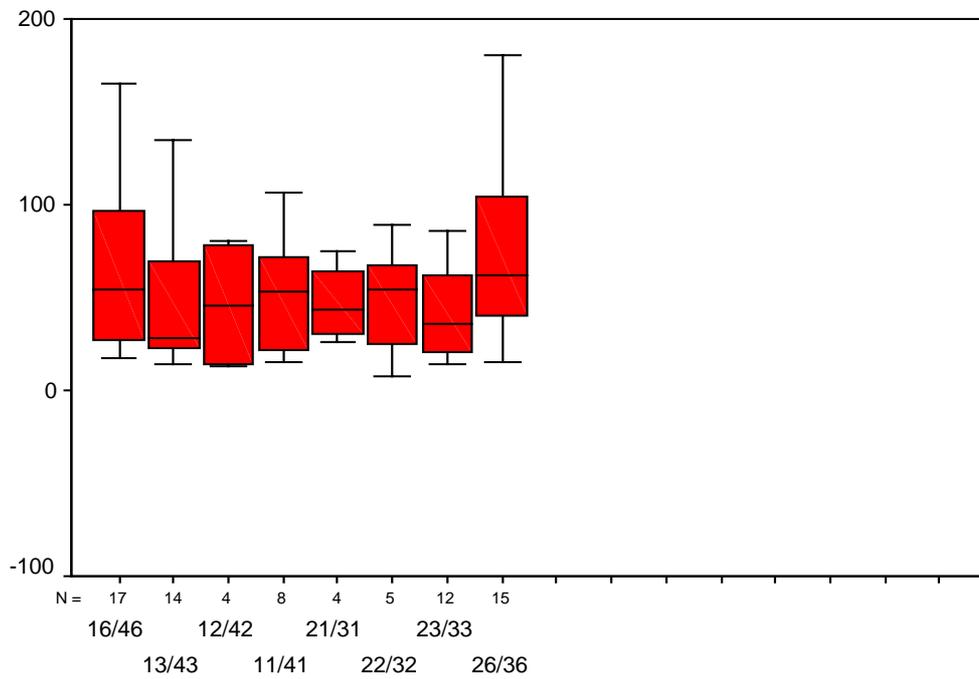
**Tabelle 19:** Die Bisskräfte der männlichen Teilnehmer in Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG) in „Newton“; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

Zahnpaar	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
16/46	3	25	75	52,00	25,24
13/43	3	4	27	13,67	11,93
11/41	1	43	43	43,00	,
21/31	1	48	48	48,00	,
22/32	1	7	7	7,00	,
23/33	2	13	35	24,00	15,56
26/36	2	36	58	47,00	15,56

Bei den weiblichen Patienten dieser Gruppe betragen die Werte wie unten angegeben (Tab. 20).

**Tabelle 20:** Die Bisskräfte der weiblichen Teilnehmer in Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG) in „Newton“; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

Zahnpaar	n	Minimum / N	Maximum / N	Mittelwert / N	Standard- abweichung
16/46	17	17	165	67,00	45,93
13/43	14	14	135	45,71	35,34
12/42	4	13	80	46,25	37,27
11/41	8	15	106	51,87	31,66
21/31	4	26	75	47,00	21,83
22/32	5	8	89	48,60	32,42
23/33	12	14	86	42,58	25,06
26/36	15	15	180	74,67	49,10



**Abb. 17:** Boxplot zu Tabelle 20; Bisskräfte gemessen in „Newton“ in allen Zahnregionen der weiblichen Teilnehmer der Interforaminal-Implantat-Gruppe IIG; „N“ gibt die Anzahl der vorhandenen Zahnpaare an

Die Mittelwerte für IIG in der Regio 16/46, 26/36 und in der „Mitte“ wurden ermittelt (Tab. 21).

**Tabelle 21:** Bisskraftmittelwert der Interforaminal-Implantat-Gruppe ( IIG) in der Regio 16/46, 26/36 und in der „Mitte“; „n“ gibt die Anzahl der gemessenen Zahnpaare an

Gruppe	n / N	Mittelwert	Standard-abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
16/46 IIG	20	64,75	43,29	9,68
Mitte IIG	55	41,37	27,74	6,20
26/36 IIG	17	71,41	47,00	11,40

### 3.3. Zwei-Stich-Proben-T-Tests

#### 3.3.1. Vergleich zwischen den männlichen und weiblichen Teilnehmern in der Kontrollgruppe(KG)

Mittels des T-Testes wurden die Werte der Kontrollgruppe auf einen eventuell signifikanten Unterschied zwischen den weiblichen und männlichen Teilnehmern überprüft (Tab.22).

**Tabelle 22:** Test bei unabhängigen Stichproben; Vergleich des Zahngebietes „Rechts“, „Mitte“ und „Links“ zwischen den männlichen und weiblichen Teilnehmern in der Kontrollgruppe (KG)

		T-Test für die Mittelwertgleichheit				
		T	Df	P-Wert Sig.(2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz
Rechts	Varianzen sind gleich	,575	36	,569	13,11	22,79
Mitte	Varianzen sind gleich	,547	36	,588	6,68	12,22
Links	Varianzen sind gleich	,453	36	,653	11,21	24,73

Männer wiesen tendenziell höhere Kräfte auf. Trotzdem konnte in allen drei Gebissgebieten kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $P > 0,5$ ).

### 3.3.2. Vergleich der Einzelimplantat-Gruppe(EIG) mit Kontrollgruppe(KG)

Die Kontrollgruppe(KG, n=38) wurde in Regio 21 mit der Einzelimplantat-Gruppe(EIG, n=15) verglichen (Tab. 23).

**Tabelle 23:** Test bei unabhängigen Stichproben ; Vergleich der Einzelimplantat-Gruppe (EIG) mit Kontrollgruppe (KG) in Regio 21/31

		T-Test für die Mittelwertgleichheit				
		T	Df	P-Wert Sig.(2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz
21/31	Varianzen sind gleich	,963	51	,340	9,34	9,71

Der T-Test in Regio 21/31 zeigte keinen signifikanten Unterschied ( $P > 0,3$ ).

Der durchgeführte T-Test für das Zahngebiet „Mitte“ ist in folgender Tabelle wiedergegeben (Tab. 24).

**Tabelle 24:** Test bei unabhängigen Stichproben; Vergleich der Einzelimplantat-Gruppe (EIG) mit Kontrollgruppe (KG) in Zahngebiet „Mitte“

		T-Test für die Mittelwertgleichheit				
		T	Df	P-Wert Sig.(2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz
Mitte	Varianzen sind gleich	2,450	56	,017	23,43	9,56

In Zahngebiet „Mitte“ wies KG signifikant höhere Bisskräfte als die EIG auf ( $P < 0,05$ ). Hierbei betrug jedoch die Anzahl ( n ) der gemessenen Zahnpaare in KG, 226 und in EIG, 35.

### 3.3.3. Vergleich der Brücken auf Zahn/Zahn (BG Z/Z), Zahn/Implantat(BG Z/I) und auf Implantat/Implantat(BG I/I)

Der T-Test zur Feststellung des eventuell signifikanten Unterschiedes zwischen der BG Z/Z und der BG Z/I ergab folgende Werte(Tab. 25).

**Tabelle 25:** Test bei unabhängigen Stichproben ; Vergleich der Brücken auf Zahn/Zahn (BG Z/Z) mit Brücken auf Zahn / Implantat (BG Z/I)

	T-Test für die Mittelwertgleichheit				
	T	Df	P-Wert Sig.(2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz
BG Z/Z, Z/I Varianzen sind gleich	,417	27	,680	8,31	19,92

Der T-Test konnte zwischen BG Z/Z und BG Z/I keinen signifikanten Unterschied nachweisen ( $P > 0,6$ ).

Der T-Test zur Feststellung des eventuell signifikanten Unterschiedes zwischen der BG Z/Z und der BG I/I ergab folgende Werte(Tab. 26).

**Tabelle 26:** Test bei unabhängigen Stichproben; Vergleich der Brücken auf Zahn/Zahn (BG Z/Z) mit Brücken auf Implantat/Implantat (BG I/I)

	T-Test für die Mittelwertgleichheit				
	T	Df	P-Wert Sig.(2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz
BG Z/Z, I/I Varianzen sind gleich	-1,292	27	,207	-28,83	22,31

Der T-Test ergab zwischen BG Z/Z und BG I/I keinen signifikanten Unterschied ( $P > 0,2$ ).

Der T-Test zur Feststellung des eventuell signifikanten Unterschiedes zwischen der BG Z/I und der BG I/I ergab folgende Werte(Tab. 27).

**Tabelle 27:** Test bei unabhängigen Stichproben; Vergleich der Brücken auf Zahn/Implantat (BG Z/I) mit Brücken auf Implantat/Implantat (BG I/I)

	T-Test für die Mittelwertgleichheit				
	T	Df	P-Wert Sig.(2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz
BG Z/I, I/I Varianzen sind gleich	-1,518	18	,146	-37,14	24,46

Der durchgeführte T-Test ergab bei tendenziell höherem Mittelwert der I/I-Brückengruppe keinen signifikanten Unterschied ( $P > 0,1$ ).

### 3.3.4. Vergleich der OK/UK-Totalprothesen-Gruppe (TPG) mit Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG)

Durch den T-Test wurde die Signifikanz der Mittelwertdifferenzen in Regio 16/46 überprüft (Tab. 28).

**Tabelle 28:** Test bei unabhängigen Stichproben; Vergleich der Totalprothesen-Gruppe (TPG) mit Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG) in Regio 16/46

		T-Test für die Mittelwertgleichheit				
		T	Df	P-Wert Sig.(2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz
16/46	Varianzen sind gleich	-2,779	38	,008	-30,15	10,85

Der Test zeigt einen signifikant höheren Mittelwert der IIG in Regio 16/46 ( $P = 0,008$ ).

Durch den T-Test wurde ebenso die Signifikanz der Mittelwertdifferenzen in Regio 26/36 überprüft (Tab. 29).

**Tabelle 29:** Test bei unabhängigen Stichproben; Vergleich der Totalprothesen-Gruppe (TPG) mit Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG) in Regio 26/36

		T-Test für die Mittelwertgleichheit				
		T	Df	P-Wert Sig.(2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz
26/36	Varianzen sind gleich	-3,549	35	,001	-40,31	11,36

Hier beweist der T-Test ebenfalls einen signifikanten Unterschied zwischen TPG und IIG in Regio 26/36, wobei die IIG statistisch höhere Werte aufweist ( $P = 0,001$ ).

Die Mittelwerte des Zahngebietes „Mitte“ wurden mit Durchführung des T-Testes nach Signifikanz der Unterschiede zwischen TPG und IIG überprüft (Tab. 30).

**Tabelle 30:** Test bei unabhängigen Stichproben; Vergleich der Totalprothesen-Gruppe (TPG) mit Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG) in Zahngebiet „Mitte“

		T-Test für die Mittelwertgleichheit				
		T	Df	P-Wert Sig.(2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz
Mitte	Varianzen sind gleich	-2,417	38	,021	-18,07	7,48

P = 0,021 zeigt ebenfalls signifikant höhere Mittelwerte der IIG gegenüber der TPG im Zahngebiet „Mitte“.

#### 4. Diskussion

Der Versuch, im Mund vorkommende Kräfte zu bestimmen, führt einerseits zur Bestimmung ihrer quantitativen Größen und andererseits zur Feststellung einer Reihe von einflussnehmenden Faktoren. Dies ist aus den unterschiedlichen Ergebnissen verschiedener Studien ersichtlich. Hier soll ausführlich durch einen Einblick in veröffentlichte Dissertationen über diese Kräfte sowie über solch mitwirkende Einflüsse diskutiert werden.

##### 4.1. Allgemeine Grundlagen

Kraft ist als eine physikalische Größe definiert, die einen Betrag und eine Richtung hat. Diese beiden Variablen spielen in der Oral-Biomechanik in jeder Zahnregion die zentrale Rolle. Die Charakteristika der okklusalen Kraft während der Kaubewegung sind die Kraftgröße, -dauer, -frequenz, -verteilung und -richtung. Die Intensität der okklusalen Aktivität variiert individuell sehr stark [Lundgren D et al.1994].

Bei der unilaterlen Bisskraftregistrierung wird der Kraftbetrag in einer von Patienten ausgesuchten Richtung, d. h. nach ihren Bissgewohnheiten bestimmt. Ein Grund für die unterschiedlichen Kraftangaben in verschiedenen Studien ist die Abhängigkeit der Kraftgröße von den Eigenschaften des Kraftaufnehmers. Innerhalb einer Studie kann jedoch ein relativer Kraftvergleich zwischen verschiedenen Gruppen durch die Anwendung der gleichen Messeinrichtung gemacht werden.

Die Bisskraftbestimmung bei den natürlich bezahnten Probanden, den Totalprothesenträgern und den Implantat-Patienten unterscheiden sich grundlegend. Bei einer Bisskraftmessung der gesunden Probanden wird die gesamte Belastung unilateral auf ein Zahnpaar übertragen. Dagegen ist die Kraft bei Patienten mit Totalprothese auf der Basis verteilt. Die schleimhautgetragenen Konstruktionen bewirken unter Druck eine Periostkompression. Diese hat einerseits das Absterben der Osteoblasten zur Folge und andererseits stellen die dadurch entstehenden Schmerzen bei der Bisskraftbestimmung den limitierenden Faktor dar, besonders im Unterkiefer [Michael CG et al. 1990] [Voitik AJ, 1995]. Bei osseointegrierten Implantaten ist die Wahrnehmung der Bisskräfte wiederum aufgrund fehlendes Periodontiums noch strittig.

#### ***4.2. Charakteristika dieser Studie***

1. Bei der Versuchsgestaltung dieser Studie fand keine Randomisierung statt. Im Falle einer festgestellten Signifikanz kann der Unterschied am Selektionseffekt gelegen haben.
2. Die sehr großen Differenzen der Messwertanzahl können eine Signifikanz des Unterschieds vortäuschen. Dies könnte z. B. im Vergleich der KG (n=226) mit EIG (n=35) im Zahngebiet „Mitte“ der Fall sein.
3. Die Patienten wurden über den Ablauf des Versuches genau informiert und das Ziel wurde ihnen bewusst dargestellt. Ein auf die Kraftentwicklung einflussnehmender, nicht zu unterschätzender Faktor ist die „Angst“ vor den Zahn- bzw. Implantatschäden. Diese kann man nur dann den Patienten nehmen, wenn man sie über das Vorhaben aufklärt.

### **4.3. Einfluss auf die Bisskraft**

#### *4.3.1. Indikationsstellung, Aufklärung und das Recall-System*

Die Indikation zu einer Implantation ist erst dann gegeben, wenn Anamnese und Patientenaufklärung erfolgreich abgeschlossen sind. Der Ablauf solch eines Eingriffs ebenso wie die kontinuierliche Postimplantationskontrolle kann das Sicherheitsgefühl des Patienten beeinflussen.

Bei der Erhebung der Krankengeschichte ist auf anatomische Veränderungen des zahnlosen Kiefers, der Knochenqualität und -quantität sowie der Implantatauswahl und -lokalisierung unter Berücksichtigung der Kieferbogenkonfiguration zu achten [Lipkin JN et al. 1994].

Die Aufklärung sollte einen eventuellen Verlust des Implantates sowie die Erläuterung der Gründe hierfür mit einschließen. Periimplantitis mit 58 % und prothetische Komplikationen mit 33 % der Fälle wurden als die häufigsten Ursachen der Verluste beschrieben. Bruxismus wurde als ein hochriskanter Faktor für exzessive Kräfte erwähnt [Voitik AJ, 1995] [Curtis DA et al. 2000].

Besonders im Falle eines Zahn-Implantat-Verbundes ist die Einrichtung eines Recall-Systems von großer Wichtigkeit. Eine Kontrolle und die entsprechende Okklusionsanpassung, vor allem in der Anfangsphase, sollte in regelmäßigen Abständen stattfinden [Dario LJ, 1995].

#### *4.3.2. Nervale Biss- bzw. Kauregulation*

Beim Ersatz fehlender Zähne durch Implantate bezweckt man, die Kaufähigkeit der Patienten wieder herzustellen. Die Integration eines rigiden Systems in ein neural reguliertes, elastisches Kausystem fordert technische Überlegungen. Kaukräfte entstehen in einer funktionellen Einheit. Diese besteht aus Schließ- und ihrer Synergiermuskeln als Kraftproduzenten, aus Dento-Periodontal-System als Kraftaufnehmer und aus den Kiefergelenken als Drehachse. Ihre Rezeptoren beeinflussen die Bissregulierung [Stegenga B et al. 1990].

Rezeptoren des Periodontium stehen durch einen sogenannten Rückkopplungs-Mechanismus über das ZNS mit den Kaumuskeln in ständigem Kontakt [Gartner JL et al. 2000]. Die meisten Mechanorezeptoren des Periodontium sind vom Ruffini-Typ und

sind deshalb in der Lage, Kräfte aus verschiedenen Richtungen aufzufangen. Sie schicken inhibitorische sowie erregende Signale, wodurch ein Regulationseffekt mit den Kieferschließmuskeln, unter anderem mit dem Masseter, entsteht. Die Stimulation dieser Rezeptoren durch die schnelle oder langsame Kraftapplikation führt zur Aktivität unterschiedlicher Massetereinheiten, was eine Steigerung bzw. Verminderung der Bisskraft zur Folge hat [Yang J et al. 2001]. Die Rolle der Rezeptoren der Muskelspindel, der Oralmukosa, des Kiefergelenkes und der Sehnenorgane kommt vor allem bei zahnlosen Patienten in der Koordination des Kauvorgangs zum Vorschein [Shi CS et al. 1991]. Diesem anatomisch organisierten Nervenausstattungs-system stehen rein mechanisch eingesetzte Implantate gegenüber. Diese Gegenüberstellung führte dazu, dass einige Studien sich mit der Analyse der Reizübertragung über die Implantate beschäftigten. In histologischen Tierversuchen wurden vor allem im apikalen Bereich der Implantate aber auch in der kortikoapikalen Ausdehnung der Implantat-Knochen-Kontaktfläche freie Nervenendigungen verschiedener Größe festgestellt [Weiner S et al. 1995]. Das mastikatorische Muskelkoordinationsmuster von implantatversorgten Patienten wurde nahezu ähnlich dem gesunder Probanden berichtet [Gartner JL et al. 2000]. Patienten mit implantatgestützten Prothesen entwickelten ähnliche mastikatorische Kräfte wie natürlich bezahnte Probanden [Curtis DA et al. 2000]. Dabei bestand kein Unterschied zwischen dem festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz [Feine JS et al. 1994] [Chao YL et al. 1995]. Eine höhere Mastikationsfrequenz der Frauen war im Vergleich zu den männlichen Teilnehmern festzustellen [Shi CS et al. 1991]. Der Kauzyklus einer auf ITI-Implantate gestützten Unterkieferprothese hatte einen sehr regulären Stoßrhythmus ähnlich wie bei den natürlich bezahnten Probanden, aber mit reduzierter Schnelligkeit [Mericske-Stern R et al. 1992]. Für den Adaptationsprozess sowie für das Zustandekommen eines solchen rhythmischen Kaumusters bei den Patienten mit Interforaminal-Implantaten und Totalprothesen im Oberkiefer wurde die nervale, auf „Rückkopplungs“-Mechanismus basierende Verbindung mit dem ZNS verantwortlich gemacht [Book K et al. 1992]. Der Vergleich der teilbezahnten Patienten, die implantatgestützte Brücken trugen, mit den natürlich bezahnten Probanden wies keinen signifikanten Unterschied beim kontrollierten Beißen auf [Leung T et al. 2000]. Implantate scheinen trotz fehlender

Periodontalstrukturen ebenso in der nervalen Regulation des Kauvorgangs involviert zu sein.

#### *4.3.3. Aktive und passive Empfindungsschwelle*

Die Ermittlung des aktiven sowie passiven Empfindungsvermögens liefert weitere Hinweise über das Vorhandensein nervaler Signale, die von Implantaten ausgehen. Der Vergleich des Tastsinnes von Zähnen und von Implantaten zeigte allerdings, dass die passive Empfindungsschwelle der Implantate signifikant höher als die der Zähne liegt. Ebenso bei der aktiven Dickenwahrnehmung konnten an den Implantaten höhere Durchschnittsfehler verzeichnet werden als an den Zähnen. Es wurde erwähnt, dass das Geschlecht und die Implantatart aber nicht die Implantatposition, die Wahrnehmung beeinflusst [Hämmerle CHF et al. 1995] [Mericske-Stern R et al. 1995]. Bei einer Implantat-Zahn-Brücke wurde die passive Empfindungsschwelle gleichwertig jeweils über dem Implantat und dem Zahn registriert. Eine Zahn-Zahn-Brücke hatte allerdings eine erhöhte Empfindung [Garrett NR et al. 1992]. Ob mit Voranschreiten des Einheilungsprozesses der Implantation eine Änderung des Empfindungsvermögens stattfindet, wurde überprüft. Die passive Empfindungsschwelle der ITI-Implantate wies in einer Beobachtungszeit von einer Woche bis zu drei Monaten post insertionem keine signifikante Veränderung auf. Der mittlere Empfindungsschwellenwert der ITI-Implantate wurde 10mal höher als der der Zähne berichtet [Keller D et al. 1996]. Diese Differenzen zwischen den Zähnen und Implantaten vermögen eine Rolle bei der Bisskraftbestimmung in der habituellen Interkuspitation zu spielen.

#### *4.3.4. Alter, Geschlecht und Gesichtsmorphologie*

Männer lassen signifikant höhere Bisskraftwerte als Frauen registrieren. Sie nehmen bei beiden Geschlechtern bis zum 25. - 30. Lebensjahr zu. Ab diesem Alter nimmt die Bisskraft bei Frauen signifikant ab. Wobei bei Männern bis zum 45. - 50. Lebensjahr eine tendenzielle und danach eine signifikante Abnahme festzustellen ist. Diese Studie zeigt, dass das Alter, das Geschlecht, die okklusale Stabilität und die Körpergröße einen Beitrag von 30 – 60 % zu den Variationen der maximalen Bisskraft leisten. Auch die Gesichtsmorphologie beeinflusst die Bisskraft, jedoch nur in der Inzisalregion. Die maximale Bisskraft nimmt zu, wenn der ML-NL- und der ArGoMe-Winkel abnehmen

bzw., wenn das Verhältnis der posterioren zur anterioren Gesichtshöhe zunimmt. Eine tendenzielle Zunahme der Bisskraft von ca. 23 N pro Jahr ist bis zum 23. Lebensjahr beschrieben worden [Bakke M et al. 1990] [Kiliaridis S et al. 1993] [Waltimo A et al. 1993] [Braun S et al. 1995] [Miyaura K et al. 1999]. Die an jungen Probanden gemessene maximale Bisskraft in P-M-Region bestätigte ebenfalls den signifikanten Unterschied zwischen beiden Geschlechtern [Braun S et al. 1995].

Die Verhältnisse verändern sich jedoch, sobald die Bisskräfte der Patienten mit herkömmlichem Zahnersatz miteinander verglichen werden. Bei der Bisskraftbestimmung einer Gruppe von zahnlosen Patienten mit einer Disklusion von 15 mm war zwischen Frauen und Männer kein signifikanter Unterschied festzustellen [Prombonas A et al. 1994].

Frauen mit auf IMZ-Implantat-gestützter Unterkiefer-Prothese ließen sich allerdings signifikant schwächere Kräfte als bei Männern dieser Gruppe messen [Fontijn-Tekamp FA et al. 1998].

Schlussfolgernd lässt sich bei natürlich bezahntem Gebiss und implantatgestütztem Zahnersatz ein statistischer Unterschied der Bisskräfte zwischen Männern und Frauen feststellen. Nur Patienten bzw. Patientinnen mit Totalprothese entwickeln die gleichen Kräfte.

#### *4.3.5. Kiefergelenk*

Kiefergelenke beteiligen sich in der Kau- bzw. Bissaktion als Stützpunkt und Drehachse. Es besteht ein Netzwerk aus neuroartikulärer Zusammenarbeit zwischen den Kiefergelenkrezeptoren und der Kaumuskelaktivität [Koolstra JH et al. 1995]. Ein weiter posterior lokalisierter Bisspunkt resultiert in weniger Lastkonzentration auf das Kiefergelenk der Arbeitsseite [Erhardson S et al. 1993]. Eine inzisale Bisskraftmessung beeinflusst signifikant die Kondylenbewegung, deren Betrag allerdings bei der gleichen maximalen Bisskraft individuell unterschiedlich sein kann [Wood DP et al. 1994]. Hierdurch stellt sich heraus, dass die Bisslage sowie der Artikulationszustand ebenfalls die Bisskraftbestimmung beeinflussen.

#### *4.3.6. Messeinrichtung*

Die Bisskraft wird tendenziell durch die Messgeräteigenschaften und die Patientenmitarbeit beeinflusst. Sie wird jedoch signifikant durch die Lokalisation des Kraftaufnehmers im Mund, die Momentarmlänge, die Muskelbeteiligung und die Krafrichtung beeinflusst [van Eijden TMGJ, 1991] [Tortopidis D et al. 1998]. Der Einfluss der Messgeräteigenschaften bedarf aber angesichts des Vergleiches der Ergebnisse verschiedener Studien weiterer Untersuchungen.

#### *4.3.7. Speichelflussrate*

Mit zunehmendem Alter nehmen die Speichelflussrate und die Bisskraft ab. Sie weisen eine positive Korrelation zueinander auf. Die Nahrungskonsistenz, die Kaufrequenz, die Zahl fehlender Zähne und der Dentitionsstatus beeinflussen die Speichelflussrate [Yeh CK et al. 2000].

#### *4.3.8. Kopfhaltung*

Ein weiterer, auf die Bisskraft einflussnehmender Faktor ist die Kopfposition während des Messprozesses. Eine höhere maximale Bisskraft konnte bei extendierter Kopfhaltung registriert werden. Der Hyoidknochenstellung und dem Zusammenspiel der Supra- und Infrahyoidal- sowie der Prae- und Postvertebralmuskeln mit den mastikatorischen Muskeln wurden diese Kraftänderungen zugeschrieben [Helsing E et al. 1990].

### **4.4. Einfluss der Bisskraft**

#### *4.4.1. Mobilitätsvergleich*

Beim Ersatz eines fehlenden Zahnes durch ein Implantat stellt sich die Frage, inwiefern dieses den biomechanischen Erwartungen gerecht werden kann. Ebenso ist es von großer Wichtigkeit festzustellen, welche prothetische Lösung die in einer bestimmten Zahnregion auftretenden Kräfte erlauben. Im ersten Schritt macht sich der Mobilitätsunterschied zwischen einem Zahn und einem Implantat bemerkbar. Die physiologische Beweglichkeit der Zähne beträgt im Vertikalen ca. 28 - 90 µm. Im Horizontalen ist je nach Region mit 56 – 80 µm im Seitenzahnbereich und mit 90 – 140

um im Frontbereich berichtet worden. Außer dieser intraalveolären Mobilität wird eine elastische Deformation des Alveolarknochens bei Zunahme der horizontalen Kräfte beschrieben. Andererseits wird den Implantaten eine Mobilität von 25 µm zugeschrieben [Bechelli AH, 1992] [Kerstein RB, 2001]. Dieser Unterschied spielt bei der prothetischen Versorgung eine entscheidende Rolle. Es wurde gefordert, dass bei Einzelimplantaten erst dann das Implantat in Okklusion treten soll, wenn die Zähne unter Okklusalkraft den Alveolarboden erreicht haben [Kerstein RB, 2001]. Dieses Konzept, d.h. die Infraokklusion der Implantate wird jedoch als nicht zweckmäßig bezeichnet, da die größten Kräfte nicht in maximaler Interkuspitation sondern durch die Nahrung im Mund entstehen [Taylor TD et al. 2000]. Für eine Spannungsabsorption sollte allerdings bei einer situationsbedingten Zahn-Implantat-Kombination prothetisch gesorgt werden, etwa durch Gelenke oder Riegel [Sheets CG et al. 1993].

Andererseits werden solche Systeme wie IMZ [Stefano EG et al. 1991] sowie Bränemark [Taylor TD et al. 2000] als kombinationsfähig mit natürlichen Zähnen angesehen, da diesen eine zahnähnliche Mobilität zugeschrieben wird. Die integrierten Dämpferelemente in IMZ-Implantaten und das Biegevermögen der Bränemark-Schraubenkonstruktion ermöglichten eine Beweglichkeit in axialer Richtung, die der natürlicher Zähne vergleichbar sei. Daher sei eine Zahn-Implantat-Verbindung, zum Beispiel bei Brückenkonstruktionen, vertretbar [Chapman RJ et al. 1990] [Rangert B et al. 1995].

#### *4.4.2. Kraftübertragung, Drehmoment*

Die Übertragung der okklusalen Kräfte durch ein osseointegriertes Implantat auf den umgebenden Knochen stellt ebenfalls eine Problematik dar. Nach dem „Energieerhaltungssatz“ wandelt sich die durch Kaukräfte verrichtete Arbeit in verschiedene Energieformen um. Diese Energie breitet sich u. a. in Komponenten wie Suprakonstruktion, Implantate und Stützknochen aus [Chao YL et al. 1995]. Aufgrund der Implantatausrichtung sowie der Okklusalgestaltung können Drehmomente entstehen. Zum Beispiel sollte bei der extendierten Stegkonstruktion der Interforaminal-Implantate versucht werden, die Okklusionskontakte von der Extension über die Implantate zu verlagern, um die Entstehung solcher Drehmomente zu verhindern. Je nach Knochentyp und Implantatmaterial ist die Kraftübermittlung vom

Implantat auf den Knochen unterschiedlich. Die Nahrungselastizität beeinflusst ebenso die okklusale Kraftverteilung [Falk H, 1990] [Weinberg LA et al. 1995]. Kauen einer weichen, elastischen Nahrungskonsistenz erzeugte bei einer Brückenkonstruktion mit IMZ/Implantat-Zahn-Pfeiler im Seitenzahnbereich die größte Lastmenge [Richter EJ, 1995].

Die nicht-axialen Kräfte sind besonders kritisch. Zähne sind durch ihre physiologische Mobilität in der Lage, solche Kräfte apikalwärts zu verlagern, Implantate besitzen diese Eigenschaft dagegen nicht. Dies führt vor allem zu Schäden der für die Primärstabilität des Implantates wichtigen Knochenkortikalis. Es konnten sehr hohe Spannungswerte in der Kortikalis um den Implantatthals bei der Versorgung des Unterkiefers sowohl mit als auch ohne Stegkonstruktion beobachtet werden. Das Okklusionsschema bzw. die Suprakonstruktion, die Implantatgröße und -anzahl sowie -position (Angulation, Lokalisation) beeinflussen diese Knochenbeanspruchung, wobei das Suprakonstruktionsdesign die übergeordnetere Rolle zu spielen scheint [Meijer HJA et al. 1992] [Kregzde M, 1993] [Misch CE et al. 1994] [Meijer HJA et al. 1994] [Chao YL et al. 1995]. Die beschriebene Spannungskonzentrationen um den Implantatthals wurden ebenfalls bei zwei sowie vier Interforaminal-Implantaten in in-vitro-Untersuchungen beobachtet. Dabei nahmen sie mit Abnahme der Unterkiefer-Kammhöhe zu [Meijer HJA et al. 1994].

Eine starke Beanspruchung der Knochenkortikalis konnte ebenfalls beim Kauen beobachtet werden. Patienten mit implantatgestützten Prothesen wiesen bei der Mastikation große Stoßkräfte auf die Knochenkortikalis auf [Curtis DA et al. 2000]. Zudem wurde ein als „anteriorer Kraftvektor“ bezeichnetes mastikatorisch bedingtes Phänomen beschrieben, das eine Mesialwanderung verursacht [Southard TE et al. 1990].

#### *4.4.3. Hebeleffekt und Drehmoment*

Die Lokalisation und Anzahl der Implantate im Unterkiefer wurden nach physikalischen Grundlagen und Newton'schen Gesetzen untersucht [Osier JF, 1991]. Der Unterkiefer unterliegt dem dritten Hebelgesetz. Bei einem Implantat-Zahn-Verbund distalwärts vom M1 gilt allerdings das zweite Hebelgesetz. Aus diesem Grund nimmt die Kraft auf das Implantat mit der Länge des Momentarmes zu. Wie die

geeignete Implantattherapie zum Beispiel bei einer Brückenkonstruktion ausgewählt werden soll, hängt unter anderem von der Knochenqualität und dem Drehmoment ab [Valen M et al. 1990].

#### *4.4.4. Okklusion*

Bei der Frage der Spannungsreduzierung auf der Implantat-Knochen-Kontaktfläche erwies sich die Herstellung eines optimierten Zentrikkontaktes als wesentlich relevanterer Faktor im Vergleich zur Implantatanzahl bzw. zum –durchmesser [Seong WJ et al. 2000]. Die Messung der Kräfte in Zentrik auf einer Brückenkonstruktion mit IMZ/Implantat-Zahn-Pfeiler im Seitenzahnbereich zeigte mittels in implantat integriertes Spannungsmessers eine gleichmäßige Lastverteilung. Frühkontakte weniger als 200 µm führten nicht zu signifikant höheren Spannungen in den Implantaten [Richter EJ, 1995]. Dennoch sind Frühkontakte zwecks Herstellung einer gleichmäßigen, balancierten Okklusion zu vermeiden. Es konnte anhand einer besonderen Messausstattung (T-scan-II-Software) ein Kraftzentrum beschrieben werden, das sich im Maxillarbogenzentrum elliptisch in Mittelsagittalebene von C bis distal vom M1 erstreckt. Kräfte außerhalb dieser Ellipse deuten auf Frühkontakte bzw. unbalancierte Kontakte hin und müssen korrigiert werden [Kerstein RB,1998] [Shinogaya T et al. 1999]. Die Kontaktareale nehmen beim Zusammenpressen des Gebisses im Vergleich zu habitueller Interkuspitation zu und konzentrieren sich vorwiegend in der Molarenregion. Dies spielt bei der Gestaltung der Okklusion sowie der Implantatverteilung eine wichtige Rolle [Kumagai H et al. 1999].

#### *4.4.5. Implantatosseointegration*

Da eine Bewegunflexibilität des Implantates durch fehlende Aufhängungsmechanismen ähnlich wie beim natürlichen Zahn nicht gegeben ist, findet bei einer bestimmten Kraftapplikation eine drastisch mechanische, lokale Änderung auf der Knochen-Implantat-Kontaktfläche statt [Chen J et al. 1994]. Die auf Implantate einwirkenden Zug- und Druckkräfte können teilweise aufgrund der Hebelwirkung die eigentliche okklusale Kraft um das Mehrfache übersteigen [Brunski JB, 1993]. Dabei zeigten in-vitro-Versuche eine Zerstörung der Knochen-Implantat-Kontaktfläche durch die Scher- und Zugkräfte, die zum Beispiel in Folge einer ungeeigneten

Okklusionsgestaltung sowie eines Hebeleffektes verursacht werden können. Durch Kompressionskräfte hingegen wurde in früheren Studien über eine Osseointegration der Implantate berichtet [Bidez MW et al. 1992] [Meijer HJA et al. 1992]. Die Ergebnisse der späteren Untersuchungen sowie Tierversuche konnten allerdings nicht belegen, ob die Knochen-Implantat-Kontaktfläche auf Zug- und Scherkräfte anders reagiert als auf beschriebene Kompressionskräfte [Chen J et al. 1994] [Taylor TD et al. 2000]. Ab welcher Momentspannungsgröße eine Schädigung auftritt, konnte ebenso nicht belegt werden [Bidez MW et al. 1992] [Meijer HJA et al. 1992].

Ein knochenähnliches Elastizitätsmodul des Implantatmaterials verringert die Spannungsdifferenz auf der Knochen-Implantat-Kontaktfläche [Bidez MW et al. 1992]. Apatit-Implantate zeigten in Tierversuchen aufgrund ihrer optimalen Knochenbindung einen hohen Lastwiderstand sowie gute Stabilität [Ogiso M et al. 1994].

#### *4.4.6. Kiefer*

Durch die Muskelwirkung, zum Beispiel die des Masseters, deformiert sich der Unterkiefer. Je nach Zahnregion kann diese Deformation verschiedene Größen annehmen. Es sind rotatorische, parasagittale und vertikale Deformationen [Korioth TWP et al. 1994]. Es wurden vier Formen von Unterkiefer-Deformationen durch die Muskeleinwirkung und die Symphyseal-Verbindung beschrieben. Je nach Symphysendurchmesser, Kortikalisdicke und transversalem Abstand der Implantate können Mikrobewegungen entstehen, die allerdings klinisch eine untergeordnetere Rolle spielen als zum Beispiel die Schraubenproblematik [Hobkirk JA et al. 1991].

#### *4.4.7. Befestigungsschrauben*

Die Stabilität der Befestigungsschrauben der Implantatsuprakonstruktion ist besonders unter starken okklusalen Bisskräften beansprucht. Bei Schraubenkonstruktionen und bei Einzelimplantaten tauchen mehr Komplikationen auf als bei zementierten Suprakonstruktionen und multiplen Stegeinheiten. Die Schraubenkonstruktion gewährleistet jedoch die Abnehmbarkeit [Curtis DA et al. 2000]. Die Befestigungsschraube eines IMZ-Implantates wies in einer in-vitro-Untersuchung die höchste Konzentration an Spannung auf [Holmes DC et al. 1992]. Eine Untersuchung des Schraubenmaterials und -designs ergab, dass bei Einzelimplantaten die

Goldschrauben mit flachem Kopf im Vergleich zu Titanschrauben die besseren Ergebnisse lieferten [Jörneus L et al. 1992].

#### *4.4.8. Elastizitätsmodul der Suprakonstruktion*

Interne Spannungen in Prothesen aus reiner Legierung verschiedener Materialien und aus Legierung-Kunststoff-Kombinationen wurden in vitro untersucht. Die Co-Cr-Legierung zeigte aufgrund ihres großen Elastizitätsmoduls eine einheitliche Belastungsverteilung im Gerüst [Williams KR et al. 1990].

#### **4.5. Einfluss biologischer Faktoren auf Implantaten**

Außer oralen Kräften wirken auch biologische Faktoren wie z. B. Mikroorganismen, Speichel, Nahrungsmittel usw. auf die Implantate ein [Homoly P, 1995].

#### **4.6. Bisskraft und Muskelaktivität**

Der Kauprozess wird durch komplexes Zusammenspiel der mastikatorischen Muskeln bewerkstelligt. Jeder einzelne Kaumuskel scheint in eine bestimmte Bewegungsrichtung des Kiefers dominierend zu wirken [Koolstra JH et al. 1995]. Bei einer bestimmten Kieferbewegung, z. B. bei Laterotrusion oder bei Protrusion, werden verschiedene Muskeln sowie ihre Synergiermuskeln aktiv. Eine elektromyographische Darstellung individueller Muskelaktivität ist deshalb nur begrenzt möglich [Lyons MF et al. 1990] [Shi CS et al. 1992]. Trotzdem kann die Elektromyographie als ein zuverlässiger Parameter für die Untersuchung der Oralfunktion zum Beispiel im Zusammenhang mit dem Mundöffnungsgrad und der Muskelaktivität verwendet werden [Lindauer SJ et al. 1991].

Eine ständige Aktivität der Masseteren und des M. temporalis anterior et posterior war trotz ihrer antagonistischen Wirkungen in allen Bissrichtungen und -regionen während der Bisskraftbestimmung beobachtet worden [Van Eijden TMGJ, 1990]. Eine Studie präsentierte ihre Ergebnisse darüber, dass die an natürlich bezahnten Probanden gemessene Bisskraft ihren höchsten Wert bei einer Mundöffnung von 14 – 28 mm erreichte. Dies wurde mit erstens der Zunahme der Aktivität anderer Muskel neben Masseter und M. temporalis, wie zum Beispiel M. pterygoideus lateralis et medialis, zweitens dem entstehenden Momentarm und drittens der Sarkomer-Optimallänge

begründet [Paphangkorakit J et al. 1997]. Ähnliche Versuche mit zahnlosen Patienten ergaben eine Festlegung der maximalen Bisskraft bei einer 15 mm-Disklusion [Prombonas A et al. 1994]. Andere Studien berichteten über die maximale Bisskraft, die bei einer Muskellänge kurz vor Molarenkontakt erreicht wurde [Mao J et al. 1994]. Die Zunahme der Aktivität zweier der wichtigsten Schließmuskel, nämlich M. masseter und M. temporalis anterior, ist mit einer zunehmenden Bisskraft begleitet. Über das lineare EMG/Bisskraft-Verhältnis der beiden Muskel wurde berichtet [Gay T et al. 1994].

#### ***4.7. Lokalisation der maximalen Bisskraft***

Die durchschnittlichen maximalen Bisskräfte konnten teilweise in der P2-Regio und teilweise in der M2-Regio gemessen werden [Brunski JB et al. 2000]. Anhand einer 0.1 mm dünnen Folie wurde die maximale Bisskraft bei gesunden Probanden gemessen. Als Resultat stellte sich heraus, dass 80 % der totalen Bisskräfte in der Molarenregion konzentriert waren [Shinogaya T et al. 1999]. Andere Untersuchungen fanden heraus, dass die maximale Bisskraft sowohl in der Implantat- als auch in der Probanden-Gruppe in Regio P2 signifikant höher als in den restlichen Gebissregionen waren [Mericske-Stern R et al. 1995]. Dies war bei den Interforaminal-Implantaten mit extendierten Stegen ebenfalls der Fall. Obwohl die Gegenbezahnungen Totalprothese, natürliche Bezahnung und Brücke waren, konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden [Falk H, 1990]. Zwischen den auf ITI-Implantate gestützten Unterkieferprothesen und den auf natürlichen Zähnen mittels Kugelattachment gestützten Prothesen war kein signifikanter Unterschied der maximalen Bisskraft festzustellen. In beiden Gruppen wurde wiederum in Regio P2 die höchste maximale Bisskraft gemessen [Mericske-Stern R et al. 1993].

Eine Betrachtung dieses Phänomens von elektromyographischen Gesichtspunkten lässt interessante Zusammenhänge feststellen. Die Aktivität des M. masseter und M. temporalis anterior zeigte beim Pressen in Interkuspitationsposition und beim Beißen auf einen Gummiblock in verschiedenen Zahnregionen die höchste Bisskraft an Regio M2, wobei nicht die höchste Muskelkraft gefordert war [Erhardson S et al. 1993]. Für die Produktion des gleichen Bisskraftlevels in eine bestimmte Richtung wurde die größte Aktivität der Schließmuskel für das Beißen an C und die niedrigste Aktivität für

das Beißen an M2 aufgezeichnet. Ein mittelmäßiger Aktivitätslevel der Muskeln wurde an P2 beobachtet [Van Eijden TMGJ, 1990].

#### ***4.8. Zusammenhänge zwischen interokklusalen Kräften, intrainplantären Kraftrichtungen und prothetischen Konstruktionen***

Die Kaukraftgröße sowie –richtung konnte durch die in ITI-Implantaten eingearbeiteten Kraftaufnehmer bestimmt werden. Die dreidimensionale Messung zeigte in der Unterkiefer-Eckzahn-Region eine in vertikale Richtung dominierende Kraft. Sie war stets von lateralen Kräften begleitet [Mericske-Stern R et al. 1992] [Jacobs R et al. 1993]. Kräfte in transversaler bzw. sagittaler Richtung erreichten beim Kauen und in der Zentrikokklusion gleichwertige Größen wie die Vertikalkräfte [Mericske-Stern R, 1997]. Eine spätere Studie gleicher Reihe berichtete darüber, dass diese Kräfte sogar die vertikale Kräfte überstiegen. Die Prothesen waren mittels Knopfankerattachment, Steg- bzw. Teleskop-Konstruktionen befestigt. Dies zeigt, mit welchen teilweise enormen Kräften, die eine Gefährdung der Osseointegration darstellen könnten, zu rechnen ist. Es konnte ebenfalls bewiesen werden, dass die mit Hilfe einer Bissplatte gemessene interokklusale Kräfte eine schwache Korrelation mit in Implantaten montierten Kraftzeichnern vorwiesen [Mericske-Stern R, 1998].

#### ***4.9. Rehabilitation der oralen Funktion durch die Denta implantat-Versorgung***

Die orale Funktion, z. B. die Bisskraft, die Kaueffizienz und die okklusale Dickenwahrnehmung, wird durch die osseointegrierten Implantate signifikant verbessert. Es wurde eine Verdoppelung der maximalen Bisskraft innerhalb von 6 Monaten erreicht. Nach diesem Zeitraum konnten 3mal dünnere Folien wahrgenommen werden. Die Gegenbezahnungen waren Zähne, Kronen, kleine Brücken und partielle Prothesen [Lundqvist S et al. 1990]. Der Kauvorgang sowie die Bisskraft einiger Patienten, die Interforaminal-Implantate erhielten und im Oberkiefer Totalprothesen trugen, wurden untersucht. Die bis zu einem Jahr laufenden Beobachtungen haben eine signifikante Steigerung der Bisskraft gezeigt [Book K et al. 1992]. Diese belegt unter anderem die Rehabilitationsfähigkeit der mastikatorischen Muskeln. Dabei spielte die Tragezeit der Totalprothese vor der Implantation eine wichtige Rolle. Die prothetischen Verankerungselemente scheinen weniger wichtig zu sein als Faktoren wie z. B. die

Passgenauigkeit der Prothese, das Okklusionskonzept bzw. die Okklusionsstabilität [Mericske-Stern R et al. 1997]. Hierbei wiesen starre Konstruktionen, wie z. B. Teleskope oder extendierte Dolder-Stege, tendenziell höhere Bisskräfte in vertikaler Richtung auf. Patienten mit implantatgestützten Prothesen zeigten bei EMG-Auswertungen ebenfalls den Totalprothesenträgern gegenüber verbesserte, den natürlich bezahnten Probanden gegenüber ähnliche Masseterleistung [Jacobs R et al. 1993].

#### ***4.10. Bisskraft mit /ohne Zahnersatz***

Die maximale Bisskraft der natürlich bezahnten Probanden soll 4.5mal größer als die der Totalprothesenträger sein [Michael CG et al. 1990]. In einer Literaturrecherche [Rodriguez AM et al. 1994] wurde die 2 - 3mal höhere maximale Bisskraft der zahnlosen Patienten nach Versorgung mit Implantaten zitiert [Carlsson GE et al. 1994]. Patienten mit auf IMZ-Implantat-gestützter Unterkiefer-Prothese wiesen unilateral sowie bilateral signifikant höhere maximale Bisskräfte im Vergleich zu Patienten mit Totalprothese auf [Fontijn-Tekamp FA et al. 1998].

#### ***4.11. Prothesenerneuerung versus Implantat-Therapie***

Bei der Versorgung zahnloser Kiefer sollte allerdings zwischen einer Therapie durch Anfertigung einer neuen Prothese und einer Implantatbehandlung abgewogen werden. Durch die Erneuerung der Totalprothesen bei älteren Patienten mit schwerer Knochenresorption konnte nach anfänglicher Reduzierung eine spätere Steigerung der maximalen Bisskraft festgestellt werden [Müller F et al. 2001]. Von einer Steigerung der inzisalen Bisskraft wurde nach Erzielen eines besseren Haltes durch Erneuerung der Totalprothesen oder durch Anwendung einer Haftcreme berichtet [Ghani F et al. 1995]. Die okklusale Form der Kunststoffzähne einer Prothese, d. h. mit oder ohne Höckergestaltung, in der Molarenregion hat keinen signifikanten Einfluss auf die Kaukraft [Michael CG et al. 1990]. Bisskraft und Kaueffizienz stehen bei Patientinnen mit gut sowie schlecht sitzender Totalprothese und bei Patientinnen mit implantatgestützter Prothese nicht in Korrelation. Obwohl sich bei Implantatpatientinnen höhere Bisskräfte messen ließen, war ihre Kaueffektivität keinesfalls besser als die der Totalprothesenträgerinnen mit gutem Halt. Diese

Korrelation war allerdings nur in der Gruppe der gesunden Probanden festzustellen [Fontijn-Tekamp FA et al. 2000].

#### ***4.12. Überlegungen zur Reduzierung der osseointegrationsschädigenden Kräfte***

Untersuchungen zur Reduzierung der okklusal schädlichen Kräfte führten zu kontroversen Ergebnissen.

Orale Kräfte kommen in verschiedenen Formen vor. Sie können aktiv oder auch unbewusst produziert werden. Zum Beispiel beim Schluckvorgang können Werte bis zu einer halben maximalen Bisskraft in sehr kurzer Zeit von Millisekunden erreicht werden [Voitik AJ, 1995]. Ebenso als „impact“-bezeichnete Kollisionsmomente können trotz kurzzeitiges Auftretens sehr große Maße annehmen. Um solche Aufprallkräfte abzufangen, wurden Kunststoffzähne, intramobile Elemente sowie eine fibröse Knochen-Implantat-Kontaktfläche als Dämpfungseffektiv bzw. Stoßreduktiv angesehen [Brunski JB, 1993]. In früheren in-vitro-Studien wurde behauptet, dass Polymethylmethacrylat Stoßkräfte bis zu 57 % reduziert und damit die Gefahr von Knochenmikrofrakturen verhindern kann [Stefano EG et al. 1991]. In-vitro-Untersuchungen ergaben dagegen, daß IMZ-Implantate mit rigidem (Titan) oder resilientem (POM) Internalelement keinen Unterschied in der Belastung der Kortikalis vorweisen konnten [Holmes DC et al. 1992]. Ein Abfangen der Kräfte durch Gestaltung der okklusalen Fläche aus verschiedenen Materialien wie Kunststoff, Gold oder Keramik und folglich eine Dämpfung der Überlastung kann aus physikalischen Gründen nicht bestätigt werden. Fragen wie z. B. die optimale Implantatanzahl und Stegverbindung versus einzeln stehender Implantate im Bezug auf Lastwiderstand stehen noch offen [Cibirka RM et al. 1992] [Taylor TD et al. 2000].

#### ***4.13. Strategische Planung bei einer Implantat-Therapie***

Trotz individuellem Zusammenspiel einer Reihe unterschiedlicher Faktoren bestimmen die Implantatanzahl und -größe, d. h. Länge und Durchmesser, die fundamentalen Prinzipien der Implantatauswahl, um der okklusalen Last besser Widerstand leisten zu können [Homoly P, 1995]. Hierbei ist jedoch zu erwähnen, dass eine Steigerung der Implantatanzahl nicht gleichzeitig eine Bisskraftsteigerung bedeutet [Mericske-Stern R et al. 1996]. Bei der Bestimmung des Längenoptimums gab es Berichte darüber, dass

die Verwendung eines kürzeren Implantates bei vertikal einwirkenden Kräften keinen Einfluss auf die Belastungsstärke um das Implantat zeigt. Daher sind Implantatlängen von ca. 7 mm ausreichend. Andere Studien berichten von einer ausreichenden Implantatlänge von 8 – 12 mm. Eine artifizielle „Bikortikation“ soll durch den Kortikalis-Transport bei der Bohrung des Implantatbettes für die Standhaftigkeit sorgen. Um die Überbelastung allerdings zu verringern, sollte der Durchmesser und die Anzahl der Implantate gesteigert werden. Bei Reduktion der Unterkieferkammhöhe wurde eine substantiell größere Belastung im Knochen um das Implantat beobachtet. Die höchste Belastung war um den Hals des Implantates in Höhe der oberen Kortikalisschicht festzustellen [Lum LB,1991] [Lum LB et al. 1992] [Meijer HJA et al. 1992] [Chao YI et al. 1995]. Allerdings ergaben die Modellversuche zur Untersuchung der Spannungsverteilung, dass nicht immer der größere Implantatdurchmesser Vorteile mit sich bringt. Es seien eher die spezifisch morphologischen Grenzen sowie die Beachtung der einwirkenden Kräfte ausschlaggebend [Holmgren EP et al. 1998].

Während ein zahnloser Oberkiefer problemlos konventionell versorgt werden kann, lässt der zahnlose Unterkiefer, v. a. bei fortgeschrittener Atrophie, eine herkömmliche Lösung nicht ohne weiteres zu. In solchen Fällen stellt Implantat-Therapie eine sinnvolle Alternative dar. Jedoch variieren die prothetische Lösungen für den besseren Halt der Suprakonstruktion sowie Schutz des Implantates vor exzessiven Kräften speziell für den zahnlosen Unterkiefer nicht all zuviel. Als Konzept für die Versorgung des zahnlosen Unterkiefers werden vier Interforaminal-Implantate und eine Längenverkürzung der Extension für ausreichend gehalten. Andere Studien schlagen bilaterale Distalimplantate vor, die allerdings wegen Unterkieferflexur nur abgestützt werden sollten [McCartney JW, 1992]. Bei extendierten Stegkonstruktionen sind die größten Spannungen und Kräfte am distalen Implantat gemessen worden [Williams KR et al. 1990][Chao YL et al. 1995]. Untersuchungen an ITI-Interforaminal-Implantaten konnten keine Bestätigung der Präferenz irgendeiner Stegform liefern. Ob eine Stegkonstruktion überhaupt bei dem Lastausgleich von Vorteil ist, wird noch diskutiert [Mericske-Stern R et al. 1996] [Mericske-Stern R, 1997].

#### **4.14. Schlussfolgerung und Fragestellung**

Angesichts der hier aufgeführten Faktoren ist offenkundig, dass die Bisskraft eine abhängige Variable ist. Okklusion, natürlich bezahntes oder prothetisch versorgtes Gebiss, Art der Konstruktion und die Biomechanik, nervales Zusammenspiel zwischen dem stomatognathen Nervensystem und dem ZNS und Umbauprozesse des Knochens nehmen Einfluss auf die Kraftentwicklung. Bei der Bisskraftbestimmung spielt die Bereitschaft des Versuchsteilnehmers ebenfalls eine entscheidende Rolle. So wurden Patienten in dieser Studie mit ausführlicher Aufklärung und dem von ihnen abgegebenen Einverständnis aufgenommen.

Unter den genannten individuellen, anatomischen sowie prothetischen Aspekten bei der Bisskraftbestimmung sollte die Rolle der Messeinrichtung nochmals betont werden. Ergebnisse der maximalen Bisskräfte verschiedener Studien weisen sehr große Differenzen auf. Dabei sind eher die internen Vergleiche innerhalb einer Studie von Relevanz als der Vergleich zwischen den unterschiedlichen Versuchen, da eine wichtige Variable, nämlich das Messgerät, nicht mit einbezogen wird. Daher legen wir mit unseren Ergebnisse mehr Wert auf den Vergleich der verschiedenen Konstruktionen als auf die Hervorhebung der absoluten Zahlenwerte. Es ist dem Leser überlassen, sich ein Bild von den quantitativen Bisskraftgrößen unter den dargestellten Umständen zu machen.

Trotz vielseitiger Untersuchungen sind einige Zusammenhänge noch nicht eindeutig klar:

1. Welche Kräfte führen zur Implantat-osteointegration?
2. Ab welcher Kraftgröße findet eine Zerstörung der Osteointegration statt?
3. Besteht ein signifikanter Bisskraftunterschied zwischen den männlichen und weiblichen Geschlechtern?
4. Wie kann die Kraftrichtung als ein entscheidender Faktor vor der Implantation v. a. im Seitenzahnbereich individuell bestimmt werden?
5. Besteht einen Zusammenhang zwischen der Bisskraft und den klinischen Befunden an Implantaten, wie z. B. Periotest, Plaque-Index, Blutung auf Sondierung?
6. Welchen Einfluss haben die Messgeräteigenschaften auf die Bestimmung der Bisskräfte?

## 5. Zusammenfassung

Das Ziel dieser Studie bestand darin, Bisskräfte im gesamten Gebiss zu ermitteln und die implantologischen Therapiekonzepte mit den natürlichen Zähnen sowie mit den herkömmlichen prothetischen Behandlungsmethoden anhand der entwickelten Bisskräfte zu vergleichen. An dieser Studie nahmen 137 Freiwillige teil, davon 57 männlich und 80 weiblich. Sieben Gruppen wurden gebildet und die Bisskräfte wie unten angegeben miteinander verglichen:

Test 1: Kontrollgruppe(KG) und Einzelimplantat-Gruppe(EIG),

Test 2: Gruppe der Brücke auf Implantat/Implantat (BG I/I) und Gruppe der Brücke auf Zahn/Zahn (BG Z/Z),

Test 3: Gruppe der Brücke auf Implantat/Implantat (BG I/I) und Gruppe der Brücke auf Zahn/Implantat (BG Z/I),

Test 4: Gruppe der Brücke auf Zahn/Implantat (BG Z/I) und Gruppe der Brücke auf Zahn/Zahn (BG Z/Z),

Test 5: OK/UK-Totalprothesen-Gruppe (TPG) und Interforaminal-Implantat-Gruppe (IIG).

In der Kontrollgruppe (KG) wurde die höchste mittlere Bisskraft an den ersten Molaren (M1) mit 211 N festgestellt. Patienten mit Totalprothese (TPG) ließen ihre höchsten mittleren Bisskräfte in Regio P2 mit Werten von 43 N messen. In der Gruppe der Interforaminal-Implantate (IIG) war die maximale mittlere Bisskraft in Regio M1 mit 71 N registriert und wies damit in den gemessenen Regionen signifikant höhere Werte als die TPG auf. Auffallend waren die großen Differenzen zwischen Minimal- und Maximalwerten in allen Gruppen.

Resultate dieser Studie sind:

1. Es war kein signifikanter Unterschied der Bisskraft in der KG zwischen männlichen und weiblichen Teilnehmern festzustellen.
2. Der T-Test ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen KG und EIG in Regio 21/31.
3. In der BG zeigten Patienten der I/I-Gruppe zwar tendenziell höhere Werte, jedoch konnte kein statistischer Unterschied zwischen Z/Z-, I/Z- und I/I- Brückengruppe gefunden werden.

4. Die IIG wies signifikant höhere mittlere Bisskräfte als die TPG in Region M1 und in der Front auf .
6. In der KG und IIG wurden die höchsten mittleren Bisskräfte in Regio M1 und in der TPG in der Regio P2 gemessen. Die in der IIG gemessene mittlere Bisskraft in der Regio M1 betrug 71 N.
7. Es wurden sehr große Differenzen der Minimum- und Maximumwerte festgestellt.
8. Teilweise kamen unerwartet hohe Bisskräfte an C(332 N) sowie P1 (385 N) vor.

## 6. Abkürzungen

I1/2.....	mittlere/seitliche Schneidezähne(Dentes incisivi)
C.....	Eckzähne(Dentes canini)
P1/2.....	erste/zweite Backenzähne(Dentes premolares)
M1/2.....	erste/zweite Mahlzähne(Dentes molares)
KG.....	Kontrollgruppe
EIG.....	Einzelimplantat-Gruppe
BG Z/Z.....	Gruppe der Brücke auf Zahn/Zahn
BG Z/I.....	Gruppe der Brücke auf Zahn/Implantat
BG I/I.....	Gruppe der Brücke auf Implantat/Implantat
TPG.....	OK/UK-Totalprothesen-Gruppe
IIG.....	Interforaminal-Implantat-Gruppe

## 7. Literatur:

Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Möller E:

Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors.

Scand J Dent Res 1990; 98: 149-158.

Bechelli AH:

The osteointegrated prosthesis-combination of osteointegrated implants and teeth in fixed prostheses.

J Oral Implantol 1992; 18: 62-65.

Bernard JP, Belser UC:

Twelve years of clinical experience with the ITI dental implant system at the university of Geneva.

Journal de parodontologie & d'implantologie orale 2002; 21: 109-135.

Bidez MW, Misch CE:

Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles.

J Oral Implantol 1992; 18: 264-274.

Blamphin CNJ, Brafield TR, Jobbins B, Fisher J, Watson CJ, Redfern EJ:

A simple instrument for the measurement of maximum occlusal force in human dentition.

Proc Inst Mech Eng H 1990; 20: 129-31.

Book K, Karlsson S, Jemt T:

Functional adaptation to full-arch fixed prosthesis supported by osseointegrated implants in the edentulous mandible.

Clin Oral Impl Res 1992; 3: 17-21.

Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE:  
A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics.  
Angle Orthod 1995; 65: 367-372.

Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE:  
A study of bite force, part 2: Relationship to various cephalometric measurements.  
Angle Orthod 1995; 65: 373-377.

Brunski JB:  
Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants.  
Dental Implantology Update 1993; 4: 77-81.

Brunski JB, Puleo DA, Nanci A:  
Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current status and  
future developments.  
Int J Oral & Maxillofac Impl 2000; 15: 15-46.

Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC,  
Lang NP:  
Long-term evaluation of non-submerged ITI implants.  
Clin Oral Impl Res 1997; 8: 161-172.

Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP:  
Klinische Erfahrungen mit einzeitigen, transmukosal einheilenden Implantaten.  
Adv Dent Res 1999; 13: 153-161.

Carlsson GE, Lindquist LW:  
Ten-year longitudinal study of masticatory funktion in edentulous patients treated with  
fixed complete dentures on osseointegrated implants.  
Int J Prosthodont 1994; 7: 448-453.

Chapman RJ, Kirsch A:

Variations in Occlusal Force With a Resilient Internal Implant Shock Absorber.  
Int J Oral Maxillofac Impl 1990; 5: 369-74.

Chen J, Lu X, Paydar N, Akay HU, Roberts WE:

Mechanical simulation of the human mandible with and without an endosseous implant.  
Med Eng Phys 1994; 16: 53-61.

Chao YL, Meijer HJA, van Oort RP, Versteegh PAM:

The incomprehensible success of the implant stabilised overdenture in the edentulous mandible: A literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants.

Eur J Prosthodont Rest Dent 1995; 3: 255-261.

Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS:

Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces.

J Prosthet Dent 1992; 67: 361-364.

Curtis DA, Sharma A, Finzen FC, Kao RT:

Occlusal consideration for implant restorations in the partially edentulous patient.

J Calif Dent Assoc 2000; 28: 771-779.

Dario LJ:

How occlusal forces change in implant patients: A clinical research report.

J Am Dent Assoc 1995; 126: 1130-1133.

Erhardson S, Sheikholeslam A, Forsberg CM, Lockowandt P:

Vertical forces developed by the jaw elevator muscles during unilateral maximal clenching and their distribution on teeth and condyles.

Swed Dent J 1993; 17: 23-34.

Falk H:

On occlusal forces in dentitions with implant-supported fixed cantilever prostheses.  
Swed Dent J Suppl 1990; 69: 1-40.

Feine JS, Maskawi K, de Grandmont P, Donohue WB, Tanguay R, Lund JP:

Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: Evaluation of masticatory funktion.

J Dent Res 1994; 73: 1646-1656.

Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van 't Hof MA, Geertman ME, Kalk W:

Bite force with mandibular implant-retained overdentures.

J Dent Res 1998; 77: 1832-1839.

Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA:

Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions.

J Dent Res 2000; 79: 1519-1524.

Garrett NR, Hasse AL, Kapur KK:

Comparisons of tactile thersholds between implant-supported fixed partial dentures and removable partial dentures.

Int J Prosthodont 1992; 5: 515-522.

Gartner JL, Mushimoto K, Weber HP, Nishimura I:

Effect of osseointegrated implants on the coordination of masticatory muscles: A pilot study.

J Prosthet Dent 2000; 84: 185-193.

Gay T, Rendell J, Majoureau A, Maloney FT:

Estimating human incisal bite forces from the electromyogram/bite-force function.

Archs oral Biol 1994; 39: 111-115.

Ghani F, Likeman PR, Picton DCA:

An investigation into the effect of denture fixatives in increasing incisal biting forces with maxillary complete dentures.

Eur J Prosthodont Rest Dent 1995; 3: 193-197.

Hämmerle CHF, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, Lang NP:

Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth.

Clin Oral Imp Res 1995; 6: 83-90.

Hellsing E, Hagberg C:

Changes in maximum bite force related to extension of the head.

Eur J Ortho 1990; 12: 148-153.

Hobkirk JA, Schwab J:

Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants.

J Oral Maxillofac Implants 1991; 6: 319-328.

Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC:

Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: A finite element stress analysis.

Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7: 450-458.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F:

Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis- A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction.

J Oral Implantol 1998; 24: 80-88.

Homoly P:

Controlling forces on dental implants.

Dent Today 1995; 14: 46-47.

Jacobs R, van Steenberghe D:

Masseter muscle fatigue during sustained clenching in subjects with complete dentures, implant-supported prostheses, and natural teeth.

J Prosthet Dent 1993; 69: 305-313.

Jörneus L, Eng M, Jemt T, Carlsson L, Eng E:

Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants.

Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7: 353-359.

Keller D, Hämmerle CHF, Lang NP:

Thresholds for tactile sensitivity perceived with dental implants remain unchanged during a healing phase of 3 months.

Clin Oral Impl Res 1996; 7: 48-54.

Kerstein RB:

Understanding and using the center of force.

Dent Today 1998; 17: 116-119.

Kerstein RB:

Nonsimultaneous tooth contact in combined implant and natural tooth occlusal schemes.

Pract Proce Aesthet Dent 2001; 13: 751-755.

Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström CH:

The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth.

Acta Odontol Scand 1993; 51: 323-331.

Koolstra JH, van Eijden TMGJ:

Biomechanical analysis of jaw-closing movements.

J dent Res 1995; 74: 1564-1570.

Korioth TWP, Hannam AG:

Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching.

J Dent Res 1994; 73: 56-66.

Kregzde M:

A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis.

Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 662-673.

Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H:

Occlusion force distribution on the dental arch during various levels of clenching.

J Oral Rehabil 1999; 26: 932-935.

Leung T, Lai VF :

Control of jaw closing forces: A comparison between natural tooth and osseointegrated implant.

Eur J Prothodont Rest Dent 2000; 8: 113-116.

Lindauer SJ, Gay T, Rendell J:

Electromyographic-force characteristics in the assessment of oral funktion.

J Dent Res 1991; 70: 1417-1421.

Lipkin JN, Hoffer M:

The implant supported mandibular bar overdenture: Diagnosis and treatment planning.

J Can Dent Assoc 1994; 60: 779-874.

Lum LB:

A biomechanical rationale for the use of short implants.

Journal of Oral Implantology 1991; 17: 126-131.

Lum LB, Osier JF:

Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics.  
J Oral Implantol 1992; 18: 343-348.

Lundgren D, Laurell L:

Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants.  
Periodontology 2000,1994; 4: 23-40.

Lundqvist S, Haraldson T:

Oral funktion in patients wearing fixed prosthesis on osseointegrated implants in the maxilla.  
Scand J Dent Res 1990; 98: 544-9.

Lyons MF, Baxendale RH:

A preliminary electromyographic study of bite force and jaw-closing muscle fatigue in human subjects with advanced tooth wear.  
J Oral Rehabil 1990; 17: 311-318.

Mao J, Osborn JW:

Direction of bite force determines the pattern of activity in jaw-closing muscles.  
J Dent Res 1994; 73: 1112-1120.

McCartney JW:

Cantilever rests: An alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible.  
J Prosthet Dent 1992; 68: 817-819.

Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F:

Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible.  
J Prosthet Dent 1992; 68: 96-102.

Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F:

A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible.

Int J Prosthodont 1994; 7: 271-279.

Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F:

Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure.

Journal of Oral Rehabilitation 1994; 21: 47-56.

Mericske-Stern R, Geering AH, Bürgen WB, Graf H:

Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures.

Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7: 185-194.

Mericske-Stern R, Hofmann J, Wedig A, Geering AH:

In vivo measurements of maximal occlusal force and minimal pressure threshold on overdentures supported by implants or natural roots: A comparative study, part 1.

Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 641-649.

Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W:

Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants.

Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 345-354.

Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G:

3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures.

Clin Oral Impl Res 1996; 7: 387-396.

Mericske-Stern R, Zarb GA:

In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants.

Clin Oral Impl Res 1996; 7: 153-161.

Mericske-Stern R, Sirtes G, Piotti M, Jäggi CH:

Biomechanik und implantate.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 1997; 107: 602-613.

Mericske-Stern R:

Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extension. A 3-D in vivo study.

Clin Oral Impl Res 1997; 8: 142-151.

Mericske-Stern R:

Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study.

Int Oral Maxillofac Implants 1998; 13: 36-43.

Michael CG, Javid NS, Colaizzi FA, Gibbs CH:

Biting strength and chewing forces in complete denture wearers.

J Prosthet Dent 1990; 63: 549-553.

Misch CE, Bidez MW:

Implant-protected occlusion: A biomechanical rationale.

Int J Dent Symp 1994; 2: 32-37.

Miyaura K, Matsuka Y, Morita M, Yamashita A, Watanabe T:

Comparison of biting forces in different age and sex groups: a study of biting efficiency with mobile and non-mobile teeth.

J Oral Rehabil 1999; 26: 223-227.

Müller F, Heath MR, Ott R:

Maximum bite force after the replacement of complete dentures.

Gerodont 2001; 18: 58-62.

Ogiso M, Tabata T, Kuo PT, Borgese D:

A histologic comparison of the functional loading capacity of an occluded dense apatite implant and the natural dentition.

J Prosthet Dent 1994; 71: 581-588.

Osier JF:

Biomechanical load analysis of cantilevered implant systems.

Journal of Oral Implantology 1991; 17: 40-47.

Paphangkorakit J and Osborn JW:

Effect of jaw opening on the direction and magnitude of human incisal bite forces.

J Dent Res 1997; 76: 561-567.

Piesold J:

Mechanische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zum Langzeitverhalten von Bionit-Kieferimplantaten.

Z Zahnärztl Implantol 1990; 6: 195-200.

Piesold J, Zschau HE, Szafinski H, Szafinski F:

Elementanalytische Untersuchungen zum Korrosionsverhalten von Aluminiumoxidkeramik (Bionit) nach Einwirkung von anorganischen Lösungsmitteln und Säure.

Z Zahnärztl Implantol 1990; 6: 283-288.

Piesold J und Leonhard M:

Morphometrische Untersuchungen des Alveolarfortsatzes vor der endossalen Einzelzahnimplantation.

Z Zahnärztl Implantol 1991; 7: 225-229.

Piesold J, Zschau HE, Szafinski H, Szafinski F:

Langzeitverhalten von Bionit Kieferimplantaten im Tierexperiment.

Z Zahnärztl Implantol 1991; 7: 157-161.

Pistner H, Kukiz P:

Kieferschließkräfte nach kieferorthopädischer Vorbehandlung,  
Umstellungsosteotomien und Unterkieferfrakturen.

Dtsch Zahnärztl Z 53, 1998; 8 : 528-534.

Prombonas A, Vlissidis D, Molyvdas P:

The effect of altering the vertical dimension of occlusion on biting force.

J Prosthet Dent 1994; 71: 139-143.

Rangert B, Gunne J, Glantz PO, Svensson A:

Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant.

Clin Oral impl Res 1995; 6: 40-46.

Richter EJ:

In vivo vertical forces on implants.

Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 99-108.

Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS:

Cantilever and implant biomechanics: A review of the literature, part 1.

J Prosthodont 1994; 3: 41-46.

Schulte W, d'Hoedt B, Axmann D, Gomez G:

15 Jahre Tübinger Implantat und seine Weiterentwicklung zum Frialit-2-System.

Z Zahnärztl Implantol 1992; 8: 77-96.

Seong WJ, Koriath TWP, Hodges JS:

Experimentally induced abutment strains in three types of single-molar implant restorations.

J Prosthet Dent 2000; 84: 318-326.

Sheets CG, Earthman JC:

Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: Evidence of and a hypothesis for the occurrence.

J Prosthet Dent 1993; 70: 513-520.

Shi CS, Ouyang G, Guo TW:

A comparative study of mastication between complete denture wearers and dentate subjects.

J Prosthet Dent 1991; 66: 505-509.

Shi CS and An Y:

Observation of proportionality of myoelectrical activity of anterior temporalis to masseter muscle during clenching at varied jaw positions.

Journal of Oral Rehabilitation 1992; 19: 539-543.

Shinogaya T, Sodeyama A, Matsumoto M:

Bite force and occlusal load distribution in normal complete dentitions of young adults.

Eur J Prosthodont Rest Dent 1999; 7: 65-70.

Southard TE, Southard KA, Stiles RN:

Factors influencing the anterior component of occlusal force.

J Biomech 1990; 23: 1199-1207.

Stefano EG, Jack IN, James DC, Ralph AY:

Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants.

Int J Prosthodont 1991; 4: 282-291.

Stegenga B, Broekhuijsen ML, Van Willigen JD:  
Clinical Significance of Bite Force Reproduction Ability.  
Journal of Craniomandibular Disorders 1990; 4: 8-16.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T:  
Implant prosthodontics: Current perspective and future directions.  
Int J Oral & Maxillofac Impl 2000; 15: 66-75.

Thull R, Handke KD, Karle EJ:  
Tierexperimentelle Prüfung von Titan mit Oberflächenbeschichtungen aus (Ti,Nb)ON  
und (Ti, Zr)O.  
Biomed. Technik 1995; 40: 289-295.

Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH:  
The variability of bite force measurement between sessions, in different positions  
within the dental arch.  
J Oral Rehabil 1998; 25: 681-686.

Valen M, Schulman A:  
Establishment of an Implant Selection Protocol for Predetermined Success.  
J Oral Implantol 1990; 16: 166-71.

Van Eijden TMGJ:  
Jaw muscle activity in relation to the direction and point of application of bite force.  
J Dent Res 1990; 69: 901-905.

Van Eijden TMGJ:  
Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment.  
Arch oral Biol. 1991; 36: 535-539.

Voitik AJ:

A close look at the restorative needs of patients with dental implants: Part 1.  
Trends Tech Contemp Dent Lab 1995; 12: 36-41.

Waltimo A, Könönen M:

A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults.  
Scand J Dent Res 1993; 101: 171-175.

Weinberg LA, Kruger B:

A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables.  
Int J Prosthodont 1995; 8: 421-433.

Weiner S, Klein M, Doyle JL, Brunner M:

Identification of axons in the peri-implant region by immunohistochemistry.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 689-695.

Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D:

Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants.  
Quintessence Int 1990; 21: 563-70.

Wood DP, Floreani KJ, Galil KA, Teteruck WR:

The effect of incisal bite force on condylar seating.  
Angle Orthod 1994; 64: 53-62.

Yang J, Türker KS:

Distribution of periodontal afferent input to motoneurons of human masseter.  
Arch Oral Biolo 2001; 46: 989-996.

Yeh CK, Johnson DA, Dodds MWJ, Sakai S, Rugh JD, Hatch JP:

Association of salivary flow rates with maximal bite force.  
J Dent Res 2000; 79: 1560-1565.

## 8. Anhang

Tabelle 31. Originaldaten der Bisskräfte. Gruppenspalte: 1=Kontrollgruppe, 2=Einzelimplantat-Gruppe, 3=Gruppe der Brücke auf Zahn/Zahn, 4=Gruppe der Brücke auf Zahn/Implantat, 5=Gruppe der Brücke auf Implantat/Implantat, 6=Totalprothesen-Gruppe, 7=Interforaminal-Implantat-Gruppe; Geschlecht-Spalte: 1=männlich, 2=weiblich; Implantat-Art-Spalte: BL=Bone-Lock-Implantatsystem, Bio=Bionit-Implantatsystem, ITI=Straumann-Implantatsystem, F2=Frrialit-2-Implantatsystem, Rote Zahlen= Implantate, Blaue Zahlen=Brückenglieder

Gruppe	Pat. Nr.	Geschlecht	Alter	ZE- Alter	Imp. Art	18/48	17/47	16/46	15/45	14/44	13/43	12/42	11/41	21/31	22/32	23/33	24/34	25/35	26/36	27/37	28/38		
1	2	1	25			48	91	100	121	46	50	23	18	35	28	50	59	122	141	131	53		
1	3	1	28				99	290	294	103	99	46	39	42	39	71	79	106	261	136	51		
1	6	1	53				203	211	259	146	197	98	89	93	103	159	341	356	261	260			
1	7	1	24			181	232	363	279	139	101	50	41	44	70	148	237	269	212	310	133		
1	9	1	31			95	129	190	210	151	120	57	75	73	56	110	153	250	231	138	83		
1	11	1	29			56	89	127	110	98	46	16	22	21	18	57	98	190	210	71	24		
1	12	1	22				241	253	304	244	122	63	109	110	52	128	273	294	259	224			
1	13	1	27					257	285	116	44	38	24	28	71	58	172	277	296	122	114		
1	14	1	25				206	265	349	238	160	60	92	105	147	260	279	371	297	263			
1	17	1	31				98	120	140	172	93	80	42	39	52	33	68	80	97	119			
1	18	1	23			123	160	307	313	205	151	123	79	122	154	223	231	350	348	239	224		
1	19	1	27				229	278	269	108	133	27	20	39	24	106	109	289	291	186			
1	21	1	30			72	121	178	160		101	34	39	24	39	53		146	232	324	79		
1	22	1	51				173		141	98	106	39	30	47	98	103	69	101	92	70			
1	23	1	46			55	115		161	80	74	38	18	34	20	68	92		229	132			
1	26	1	25				252	129	132	115	55	56	56	57	57	87	169	175	176	304			
1	27	1	28				226	161	148	95	75	17	18	31	18	40	163	186	207	198			
1	39	1	23			76	82	68	69	23	21	42	32	31	35	20	96	117	110	88	78		
1	40	1	28				313	353	385	385	332	136	105	102	142	187	371	325	385	385			
1	1	2	25			52	88	84	128	88	26	38	36	43	40	28	49	158	223	277	72		
1	4	2	52					119	104		17	34	70	103	94	198	102	257	237	222			
1	5	2	20				91	208	182	117	100	17	82	23	67	115	219	222	350	286			
1	8	2	29			28	166	176	168	104	83	47	36	34	27	63	100	143	155	110	210		
1	10	2	35				188		260		27	50	67	87	101	149	225						
1	15	2	21				154	202	89	92	54		95			39	51	176	217	302			
1	16	2	23				306	254	338	309	313	84	132	120	141	146	273	374	379	385			
1	20	2	23			76	110	130	110	96	57	23	32	34	21	85	100	136	143	105	80		
1	24	2	33				96	126	110	43	81	34	30	31	20	55	109	124	175	164			
1	25	2	46				208	276	259	195	76	28	57	29	25	68	169	191	154	102			
1	28	2	23				281	282	186		111	93	69	76	89	239		181	241	238			
1	29	2	29			22	150	189	191	154	105	38	58	57	32	120	132	180	175	129	20		
1	30	2	32			53	125	159	148	100	64	28	36	34	27	76	112	150	163	112	43		
1	31	2	24				98	244	212	237	111	123	110	112	132	137	265	290	346				
1	32	2	44			275	245	251	198		144	55	59	70	41	93	193	243	69	51			
1	34	2	38				119	286	196	141	63	63	52	50	54	104	193	205	306	172			
1	36	2	21				188	253	247	220	70	44	23	30	19	79	120	257	195	253			
1	37	2	29			225	85	110	242	197	46	12	6	69	29	106	116	105	151	94			
1	38	2	29			75	58		52	56	31	19	44	21	19	18	36	48	40	96	95		
2	41	1	26	1	BL										89								
2	43	1	22	3	BL																		
2	44	1	20	1	BL									6		23	80						
2	47	1	30	1	BL										37								
2	48	1	59	1	BL										97								
2	49	1	32	1	BL								32										
2	50	1	29	1	BL							50				64							
2	52	1	26	1	BL										43								
2	53	1	64	1	BL										37								
2	55	1	48	2	BL										127	111							
2	58	1	50	1	BL									24	25								
2	42	2	28	3	BL										23								
2	45	2	27	1	BL						20	21											
2	46	2	34	1	BL										55								
2	51	2	23	1	BL											65	82						
2	54	2	33	1	BL							34	27		34								
2	56	2	18	1	BL								40		39	35							
2	57	2	21	1	BL						44		50		34								
2	59	2	21	1	BL										21								
2	60	2	31	1	BL							36	20	19			37						
3	61	2	34	1				25	24	26							52	29	18				
3	62	1	50	2				27	52	51							55	32	15				
3	63	1	48	1			48	91	57									130	93	32			
3	64	1	44	1			190	177	188									228	259	249			
3	65	2	49	1			103	143	170								232	214	185				
3	66	1	48	4			198	166	134									166	210	327			
3	67	2	68	2			166	108	89									170	159	169			
3	68	1	55	2		31	34	35	32							30		25	60	27			
3	69	2	42	4			70	90	121									149	125	153			
3	70	2	51	23			251	201	148								192	204	307				
3	71	2	39	1			154	157	67									80	180	160			
3	72	2	67	1			188	180	155	133							146	212	216	205	224		
3	73	1	62	2				60	110	94								172	199	210			
3	74	1	64	1				134	194	140								156	167	111			
3	75	1	55	3				136	81	77							98	114	192				
3	76	2	29	4			40	68	73									63	52	55			
3	78	2	55	23			38	28	31	15	65							24	50	55	64		
3	79	2	53	1				96	98	31							37	44	35				
3	80	2	49	1				163	98	53	44						98	127	192				



**Danksagung:**

Ich möchte Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. Hans Pistner für das Vertrauen auf die Bewältigung dieses spannenden Themas und dessen Überlassung aber auch für die unermüdliche Betreuung besonders danken.

Mein herzlicher Dank richtet sich an Herrn Priv.-Doz. Dr. J. U. Piesold für die freundliche Überlassung der Patientenakteien.

Weiterhin danke ich:

- Die Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie an der Universität Würzburg,
  - Herrn Prof. Dr.-Ing. R. Thull,
  - Frau Dr. Dr. M. Hagen und das Praxisteam,
  - Herrn Zahnarzt Dr. P. Beyer und das Praxisteam,
  - Und allen Studien-Teilnehmern
- für die freundliche Zusammenarbeit.

**Lebenslauf**

**Name:** Hajian  
**Vorname:** Mohammad-Reza  
**Geburtsdatum und -ort:** 11.03.66 in Gorgan/Iran  
**Anschrift:** Gladbacher Str. 92  
 40219 Düsseldorf  
 Tel.& Fax : 0211-8763396  
  
**Staatsangehörigkeit:** deutsch  
**Familienstand:** verheiratet  
**Abitur:** 1985  
**Studium:** 1985-1986, Laborwissenschaft  
**Wehrdienst:** 1986-1988  
**Universität-**  
**Vorbereitungskurs:** 1988-1989  
**Sprachkurs für Deutsch:** 1989-1991, Teheran/Iran  
**Einreise in Deutschland:** 1991  
**Studienkolleg:** 1991-1993, Bonn  
**Studium:** SS 1993 – WS 1999/2000 Zahnmedizin an der  
 Universität Würzburg  
**Staatsexamen:** WS 1999/2000, Gesamtergebnis „gut“  
**Promotion:** Seit 1997, Thema: Der Vergleich der in-vivo-  
 Bisskraft zwischen dem konventionellen und  
 dem auf implantat-gestützten Zahnersatz  
  
**Vorbereitungsassistent:** Vom 01.10.2000 bis 30.06.2003 in Düsseldorf  
 und  
 Duisburg  
**Approbation:** 29.07.2002, Regierung von Unterfranken  
**Zugelassen als**  
**Kassenzahnarzt:** Vom 01.07.2003 bis 31.12.2004 in  
 Lüdinghausen

**Planung der Neugründung**

**eigener Praxis:**

Seit 01.01.2005 in Düsseldorf

**Rigorosum:**

Am 14.01.2005

Düsseldorf, 14.01.2005

