

Literaturstudie:
Kombinationsversorgung von
Zähnen und Implantaten

Daniel Moll

Literaturstudie: Kombinationsversorgung von Zähnen und Implantaten

Von der Medizinischen Fakultät
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
zur Erlangung des akademischen Grades
eines Doktors der Zahnmedizin
genehmigte Dissertation

vorgelegt von
Daniel Moll
aus
Düren

Berichter: Herr Professor
Dr. med. dent. Michael Augthun

Herr Universitätsprofessor
Dr. med. dent. Friedrich Lampert

Tag der mündlichen Prüfung: 08. Februar 2006

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Hochschulbibliothek online verfügbar.

1	EINLEITUNG.....	2
1.1	ENTWICKLUNG DER ZAHNÄRZTLICHEN IMPLANTOLOGIE BIS HEUTE	2
1.2	ZIEL UND FRAGESTELLUNG DER ARBEIT	7
2	THEORETISCHE GRUNDLAGEN.....	8
2.1	ANATOMIE DES ZAHNHALTEAPPARATES	8
2.2	PHYSIOLOGIE DES ZAHNHALTEAPPARATES, KAUBELASTUNG VON ZÄHNEN .	10
2.3	OSSEOINTEGRATION, KAUBELASTUNG VON IMPLANTATEN	14
2.4	ACHSENSTELLUNG VON IMPLANTATEN U. BELASTUNG	18
2.5	IMPLANTATDESIGN U. BELASTUNG	33
2.6	IMPLANTATLOKALISATION U. BELASTUNG.....	35
2.7	KRAFTÜBERTRAGUNG VON IMPLANTAT AUF KNOCHENGeweBE/ BIOMECHANISCHE ÜBERLEGUNGEN	37
2.8	KRAFTÜBERTRAGUNG AUF ZAHN UND IMPLANTAT/ BIOMECHANISCHE ÜBERLEGUNGEN	44
3	IN-VIVO UND IN-VITRO-MESSUNGEN ZUR BELASTUNG VON IMPLANTATEN.....	48
3.1	IN-VITRO-KRAFTMESSUNGEN	48
3.2	FINITE ELEMENTE MESSUNGEN.....	53
3.3	SPANNUNGSOPTISCHE UNTERSUCHUNGEN	56
3.4	AUSGLEICHSMechANISMEN DER UNTERSCHIEDLICHEN BEWEGLICHKEIT VON ZÄHNEN UND IMPLANTATEN	56
3.4.1	TÜBINGER SOFORTIMPLANTATE (FRIALIT).....	57
3.4.2	IMZ-SYSTEM	59
3.4.3	ZEMENTIERUNG UND VERSCHRAUBUNG	63
4	KLINISCHE UNTERSUCHUNGEN.....	73
4.1	FESTSITZENDER ZAHNERSATZ - AUF NATÜRLICHEN ZÄHNEN	73
4.2	FESTSITZENDER ZAHNERSATZ – REIN IMPLANTATGETRAGEN.....	79
4.3	FESTSITZENDER ZAHNERSATZ – ZAHN-IMPLANTATGETRAGEN	87
4.4	HERAUSNEHMBARER ZAHNERSATZ – AUF NATÜRLICHEN ZÄHNEN.....	103
4.5	HERAUSNEHMBARER ZAHNERSATZ – REIN IMPLANTATGETRAGEN.....	108
4.6	HERAUSNEHMBARER ZAHNERSATZ – ZAHN-IMPLANTATGETRAGEN	114
5	ZUSAMMENFASSUNG.....	117
6	LITERATURVERZEICHNIS	118
7	ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	173

1 EINLEITUNG

1.1 ENTWICKLUNG DER ZAHNÄRZTLICHEN IMPLANTOLOGIE BIS HEUTE

In der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde hat die enossale Implantologie als inzwischen anerkannte Therapieform einen bedeutenden Stellenwert erreicht. Der Weg der zahnärztlichen Implantologie von ihren Anfängen bis zum heutigen Stand ist lang und begleitet von zahlreichen, zum Teil entmutigenden Rückschlägen und Misserfolgen.

Schon frühzeitig haben die Menschen versucht, verloren gegangene Zähne durch homöo- oder alloplastische Materialien (Menschen- oder Tierzähne, geschnitzte Knochen oder Perlmutterstücke) zu ersetzen. Der Zweck dieser Zahnersatzstücke war mehr kosmetischer Art, während sie kau-funktionell völlig wertlos waren.

Nach Auswertung von Ausgrabungen wurden bereits im alten Ägypten vor 4500 Jahren Pharaonen zwecks Vollkommenheit bei der Bestattung mit Holzgebissen ausgestattet. Nach COCKBURN (1955) wurden bereits in der hellenistischen Zeitepoche um 400 v. Chr. Versuche durchgeführt, leere Zahnalveolen mit künstlichen Zähnen aus Stein, Holz oder Gold zu versehen, oder auch Tierzähne in zahnlose Kieferabschnitte zu implantieren.

MARZIANI (1955) berichtet über Versuche aus präkolumbianischer Zeit, alloplastische Materialien enossal zu implantieren. Der Spanier ABULCASIM (um 1100 n. Chr.) beschreibt schon den Ersatz verlorener Zähne durch geschnitzte Rinderknochen.

Die seit dem Mittelalter bekannte Reposition luxierter Zähne und deren Wiederbefestigung durch Ligaturen an den benachbarten Zähnen wurden im 17. Jahrhundert wiederentdeckt. Nur werden dafür auch Zähne anderer Personen benutzt, die sich entweder dafür zur Verfügung stellten oder für diese Leistung bezahlt wurden.

Nach ULBRICHT (1989) transplantierte DUPONT (1647) menschliche Zähne bei Ludwig XII. in die Alveole, die „nervlich unterbrochen“ waren. Etwa zur gleichen Zeit veröffentlichte nach WATZEK et al. (1993) der amerikanische Zahnarzt ALLEN (1647), der die Transplantation menschl-

cher Zähne nicht favorisierte, das Werk „The operator of teeth“, in dem die Transplantation von Pavian-, Hunde- und Schafszähnen vorgesehen wurde.

Der französische Zahnarzt FAUCHARD (1746) hat in seinem mehrbändigen epochalen Werk der chirurgischen Zahnheilkunde "Le chirurgien-dentiste ou traité des dents" über die Zahnüberpflanzung berichtet und dabei schon das Alter der Spender und Empfänger begrenzt.

Eine Methode, die besonders im 18. Jahrhundert in den gehobenen Kreisen Englands angewandt wurde bestand darin, erforderliche Zähne, die zuvor jungen Menschen gegen Entgelt entnommen worden waren, einzusetzen. Während HUNTER (1771) dabei ein Infektionsrisiko nicht für möglich hielt, war BELL (1796) der Meinung, dass die "Zähne nicht von krank erscheinenden Personen entnommen werden" dürften. Diese Methode geriet daher mehr und mehr in die fachliche Kritik.

In Deutschland war es nach WILL (2002) der Berliner Chirurg und Hofzahnarzt PFAFF (1756), der in seiner Abhandlung in Anlehnung an die Aussage von FAUCHARD (1746) über die Einpflanzung von Zähnen berichtet. Er beschreibt, dass er nur selten Menschenzähne dafür nimmt, denn "die mehresten Menschen haben ein Grauen für Zähne, die aus einem Leichname gewonnen wurden". Pfaff warnt bei der Überpflanzung vor Übertragung "skorbutischer und venerischer Säfte". Besonderes Gewicht legt er auf die Schonung der Wurzelhaut am transplantierten Zahn, dessen "Wurzelloid abzudichten sei".

Es ist unverkennbar, dass in jener Zeit nicht nur das Bemühen um ein funktionell vollwertiges Gebiss im Vordergrund stand, sondern dass auch die Gefahren einer Infektion nicht unbeachtet blieben. Ansätze der operativen Hygiene sind nicht zu übersehen. Es wurden neue Methoden und Wege in der chirurgischen Zahnübertragung gesucht.

Zu Anfang des 19. Jahrhunderts setzte sich der Italiener FONZI (1809) mit Methoden auseinander, die einen einzelnen Zahn ersetzen sollten. Er entwickelte die sog. Plastinstiftzähne.

Im ausklingenden 18. und im Verlauf des 19. Jahrhunderts wurde neuen Möglichkeiten für den Ersatz verloren gegangener Zähne nachgegangen. Die Zeit war geprägt von den Versuchen der interdisziplinären Verbindung der Naturwissenschaften, die auch in der Medizin Fuß fassten. So

wurden alloplastische Materialien wie Kautschuk, Gold, Porzellan, Elfenbein und andere in Form von Zahnwurzeln in künstlich geschaffene Alveolen implantiert.

Nach CHAIX (1875) wurde von YOUNGER (1875) wurde ein Versuch unternommen, ein Implantatbett zu schaffen, indem eine artifizielle Alveole aufbereitet wurde.

NGO (2002) berichtet, dass WENDLER (1894) und LANGHEINZ (1897) Hickoryholz als Implantationsmaterial verwendeten. Es wurde angenommen, dass Wurzeln aus diesem natürlichen Material durch Wasserresorption zum Quellen angeregt werden und hieraus eine Klemmwirkung entsteht, die einen verfestigten Sitz des Materials in der Zahnalveole ermöglicht.

Weitere Versuche mit verschiedenen Materialien folgten. GREENFIELD (1913) experimentierte mit einem korbähnlichen, käfigartigen Hohlimplantat aus einer Platin-Iridium-Legierung, das eine der ersten Formen des enossalen Implantates galt.

Arnold ERICKE (1920) entwickelte die „Schröderschen Elfenbeinschrauben“ weiter, die sich relativ lange bewährten und mehrere Jahrzehnte bei verschiedenen Patienten inkorporiert waren.

Nach der großen Zahl misslungener Versuche in dieser Zeit trat die zahnärztliche Implantologie erst in den ersten drei Jahrzehnten des 20. Jahrhunderts wieder in die wissenschaftliche Diskussion. Eine praxisgemäße Anwendung dieser Verfahren fand jedoch nicht statt.

Mit den sog. subperiostalen Implantaten beschrieb nach SCHRÖDER et al. (1994) MÜLLER (1937) eine weitere Möglichkeit im Behandlungsspektrum der Implantologie. Man wollte das Innere des Knochens nicht einbeziehen und den Fremdkörper zwischen Knochen und Periost befestigen. Diese Methode wurde vor allem in den 50er und 60er Jahren des 20. Jh.s verbreitet. Allerdings wurde das Konzept der subperiostalen Implantate aufgrund des Aufwands, der sehr unterschiedlichen Langzeitergebnisse und mangelnden Vorhersagbarkeit sowie des Schadens bei Implantatentfernung wieder verlassen.

Die Gebrüder STROCK (1939) verwendeten an der Harvard University mit einer Vitallium-Schraube erstmals ein inertes Material. Vor dieser Zeit wurde eine eigentliche Grundlagenforschung über enossale Implantate nur ansatzweise betrieben. Hier jedoch begannen die Ge-

schichte der modernen zahnärztlichen Implantologie und die Erforschung der Integration der alloplastischen Materialien in vitalen Geweben.

FORMIGGINI (1958) verwendete die Idee von STROCK, indem er die nach ihm selbst benannte Schraube entwickelte. Nach WEIBRICH et al. (2001) empfahl SCIALOM (1962) die Nadelimplantate, die als Zweibein, als Dreibein oder in einer Reihe in Form von Nadelstraßen angewandt wurden. PRUIN (1974) stellte nach WEIBRICH et al. (2001) die Indikation für diese Methode weiter.

TRAMONTE (1966) entwickelte die Schraubenimplantate weiter. LINKOW (1968) und HEINRICH (1971) erfanden die Extensionsimplantate. Zum ersten Mal wurde Titan als Werkstoff verwendet.

Nach SCHRÖDER (1994) führte Leonhard LINKOW (1968) mit seinen enossalen Blattimplantaten aus Titan eine Form vor, die sich an der Form einer Zahnwurzel orientierte. Durch Extension wiesen diese eine große Kontaktfläche zum Knochen auf. Bei entzündlichen Komplikationen wiesen diese jedoch große Nachteile auf, da sich die größere Anlagerungsfläche begünstigend für die Entzündung auswirkte. Diese Implantate werden heute noch in der 5. Generation (Modifikation) in aller Welt inseriert. Parallel zu dieser Entwicklung verlief die wissenschaftliche Erfassung der Mechanismen der Einheilung der Implantate.

1974 wurde das Intramobile Zylinderimplantat unter der Kurzbeschreibung IMZ für die klinische Anwendung freigegeben. SCHRÖDER (1994) berichtet, dass man mit dem intramobilen Zylinderimplantat (IMZ) versuchte, durch ein elastisches Ausgleichselement aus Kunststoff die parodontale Beweglichkeit natürlicher Zähne zu simulieren. Das intramobile Element sollte als eine Art Stoßdämpfer und Lastverteiler dienen. Außerdem versah man dieses Implantat in Form eines Zylinders mit einer Titanplasmabeschichtung zur Oberflächenvergrößerung. Restriktiv wirkte sich hier aus, dass das elastische Ausgleichselement in regelmäßigen Abständen ausgetauscht werden musste. Bei der prothetischen Versorgung auf IMZ-Implantaten war folglich eine abnehmbare Suprakonstruktion nötig. In der Frühphase diente das IMZ-System der Versorgung des zahnlosen Unterkiefers.

Sehr bekannt und seit über 25 Jahren angewendet wird das BRÄNEMARK -System. Aus experimenteller Grundlagenforschung in den Jahren 50er und 60er Jahren des 20.Jh.s zu Geweberepa-

rationsmechanismen erkannte der Anatom BRÄNEMARK die hohe Akzeptanz von Titan im Körpergewebe des Menschen. Bis heute ist das von ihm auf der Grundlage dieser Forschung entwickelte und nach ihm benannte Implantatsystem mit einer Schraube aus Reintitan nur gering modifiziert worden.

Zudem schlägt BRÄNEMARK eine neue Definition für Osseointegration vor: "Osseointegration ist als direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen organisiertem, lebendem Knochen und der Oberfläche eines belasteten Implantats definiert". CARLSSON et al. (1986) beschrieben die Osseointegration als "a direct bone-to-implant contact without interposed soft tissue".

Anfangs waren prothetische Versorgungskonzepte mit Hilfe des BRÄNEMARK -Systems in erster Linie auf die Thematik des zahnlosen Unterkiefers ausgerichtet.

1985 konzipierte das Internationale Team Orale Implantologie (ITI) um SCHROEDER (Bern) die ITI-Bonefit-Implantate. Dieses System ist unter gewissen anatomischen Minimalvoraussetzungen für alle Indikationen geeignet.

Zurzeit gibt es weltweit über 200 Implantatsysteme, mehr als 100 davon sind in den deutschsprachigen Ländern gebräuchlich.

Zunächst dienten die genannten Implantatsysteme in erster Linie dazu, das Hauptproblem der prothetischen Versorgung des zahnlosen Unterkiefers zu lösen. Mit Hilfe der präprothetischen Chirurgie wurde bis dahin versucht, eine bessere Ausgangssituation für den Patienten zu schaffen, deren Alveolarkamm nicht prothesenfähig hinsichtlich der Eingliederung von Totalprothesen war.

Mit der Weiterentwicklung der implantat-chirurgischen und –prothetischen Behandlungskonzepte ist es heute möglich, in allen Bereichen des Ober- und Unterkiefers Implantate zu inserieren und implantatprothetisch zu versorgen.

Während in den letzten 10 – 15 Jahren die chirurgischen Aspekte im Vordergrund standen, um die Insertion und erfolgreiche Einheilung von Implantaten im gesamten Ober- und Unterkieferbe-

reich realisieren zu können, treten derzeit implantat-prothetische Aspekte wieder in den Vordergrund.

1.2 ZIEL UND FRAGESTELLUNG DER ARBEIT

Die bisher entwickelten Konzepte zur implantatprothetischen Versorgung stellten vorwiegend rein implantatgetragene Zahnersatz-Lösungen dar. Jedoch ist insbesondere unter dem Gesichtspunkt einer Vereinfachung der prothetischen Behandlung, aber auch Ausweitung der prothetischen Versorgungsmöglichkeiten die Kombinationsversorgung von Zähnen und Implantaten wünschenswert.

Die vorliegende Arbeit soll anhand einer Sichtung spezifischer Literatur folgende Fragen beantworten:

- ▶ Wie ist der gegenwärtige Kenntnisstand bezüglich der Verwendung von Zahnersatz auf Zähnen und Implantaten?
- ▶ Welches Versorgungskonzept hat sich bei feststehendem Zahnersatz bewährt?
- ▶ Welche Versorgungsmöglichkeiten und Kenntnisse bestehen bei Versorgungen des Lückengebisses mit herausnehmbarem Zahnersatz abgestützt auf Zähnen und Implantaten?

2 THEORETISCHE GRUNDLAGEN

2.1 ANATOMIE DES ZAHNHALTEAPPARATES

Seit Mitte des 19. Jahrhunderts versucht man, unter Zuhilfenahme von mechanischen Begriffen und Modellen, Eigenschaften von biologischen Organen und Organsystem umfassend zu klären. Natürliche Gewebe besitzen i. d. R. eine deutliche komplexere Struktur als gängige technische Werkstoffe wie z.B. Metalle.

Trotzdem lassen sich auch für komplexe biologische Strukturen mechanische Eigenschaften, wie Festigkeit und Elastizitätsverhalten mit jenen Verfahren beschreiben, die bei technischen Materialien Anwendung finden. So ist z.B. Knochen ein Material mit spezifischen Materialeigenschaften, aber auch ein lebendes Organ, das aufgrund seiner Adaptationsfähigkeit auf den ständigen Wechsel seiner Belastung reagieren kann.

Aufgrund seiner desmodontalen Befestigungsstruktur ist es dem natürlichen Zahn möglich, auf Belastungen durch Adaptation seine Aufhängeapparates zu reagieren oder ihnen auszuweichen. Seine kollagenen Faserbündel (SHARPEYsche Fasern) befestigen nach FENEIS (1952) den Zahn an der Alveolenwand, indem sie einerseits im Alveolarknochen und andererseits im Wurzelzement verankert sind.

Als Ausnahme gilt hier die Ankylose eines Zahns: Nach SCHROEDER (1987) versteht man unter diesem Begriff eine Verwachsung der Zahnhartgewebe Zement und Dentin mit dem Alveolarknochen. Eine Ankylose kann nach SCHROEDER (1987) durch Perkussionsschallüberprüfung des betreffenden Zahns klinisch und auch durch röntgenolog. Methoden festgestellt werden.

Der Desmodontalspalt ist bei Erwachsenen ca. 0,15 – 0,2 mm breit. diese syndesmotische Verankerung des Zahnes sowie die Elastizität des gesamten Alveolarfortsatzes gewährleisten eine messbare Zahnbeweglichkeit in horizontaler, vertikaler und rotatorischer Richtung.

Nach LINDHE (1999) hängt die horizontale Beweglichkeit eines Zahns von der Höhe des Alveolarknochens, der Breite des parodontalen Ligaments und der Form und Anzahl der Wurzeln ab.

Die horizontale Beweglichkeit des Zahns führt nach SCHRÖDER (1987) im Desmodont zu Zonen mit Volumenzunahmen, die auf Zugkräfte reagieren (Zugzonen) und gleichzeitig zu Zonen mit komprimierten Abschnitten, in denen es zu einer Einengung kommt (Druckzonen).

2.2 PHYSIOLOGIE DES ZAHNHALTEAPPARATES, KAUBELASTUNG VON ZÄHNEN

Alle Kräfte, die auf einen Zahn ausgeübt werden, wirken nach KÖRBER (1974) auch über die Zahnwurzel auf die Strombahn ein. Der Zahn wird verlagert und es resultiert eine sog. Netzvolumenverschiebung. Nach Entlastung des Zahnes erfolgt ein hydrostatischer Druckausgleich, so dass der Zahn zurück in die Ruhelage geführt wird.

KÖRBER (1974) stellte außerdem fest, dass es hierbei zu einem vaskulären Zirkulationsmechanismus kommt, da die Netzvolumenverschiebung einen jeweils ab- und zunehmenden Blutumlauf in das direkt benachbarte Körpergewebe verursacht. Ein Zahn hat hier in der Ruhelage eine leichtere Beweglichkeit. Bei geringen Kräften wird bereits eine vergleichsweise größere Zahnbewegung ausgeführt.

Nach MÜHLEMANN (1960) wächst der Flüssigkeitswiderstand mit dem Quadrat der Belastungsgeschwindigkeit (Kraft-Weg-Diagramm). Somit soll das Desmodont bei zunehmender Belastungsgeschwindigkeit härter reagieren.

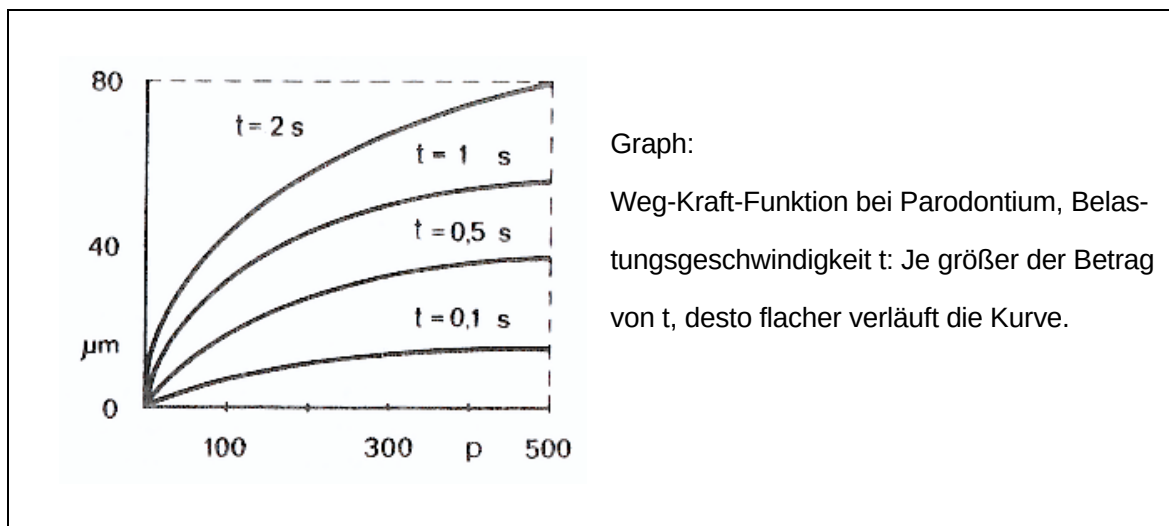


Abbildung 1; aus: Zahnärztliche Prothetik, Bd.I: Funktionslehre, Gnathologie, Traumatologie, Thieme-Verlag, Stuttgart 1980

Die o. g. Netzvolumenverschiebung wird bereits von MÜHLEMANN beschrieben und wie folgt erklärt: Jede Kraft, die auf einen Zahn ausgeübt wird, greift auch durch die Zahnwurzel auf die ernährenden Gefäße des Zahns über. Wenn der Zahn durch Wegnahme der Kraft wieder entlas-

tet wird, soll ein hydrostatischer Ausgleich des vorher ausgeübten Druckes erfolgen. Damit kehrt der belastete Zahn wieder zurück in die Ruhelage.

Durch die Druckkompression kommt es zu einer Blutvolumenverschiebung in angrenzende Gefäße, die MÜHLEMANN (1951) als vaskulären Zirkulationsmechanismus im Sinne der Hydromechanik benennt. Er unterscheidet dabei zwei Unterarten der Zirkulation:

Zum einen kommt es intraalveolär-vaskulär zu einem Volumenausgleich innerhalb des Desmodonts, zum anderen wird über einen extraalveolär-vaskulären Mechanismus eine Flüssigkeitsverlagerung in die umgebende Alveole stattfinden.

Durch die sog. WEDLSCHEN GEFÄSSKNÄUEL, die terminale Endstrombahn, Lymphe und interstitielle Flüssigkeit wird nach MÜHLEMANN (1951) ein System gebildet, das eine Stossdämpferwirkung über einen vergleichbaren Polster- oder Kisseneffekt hat.

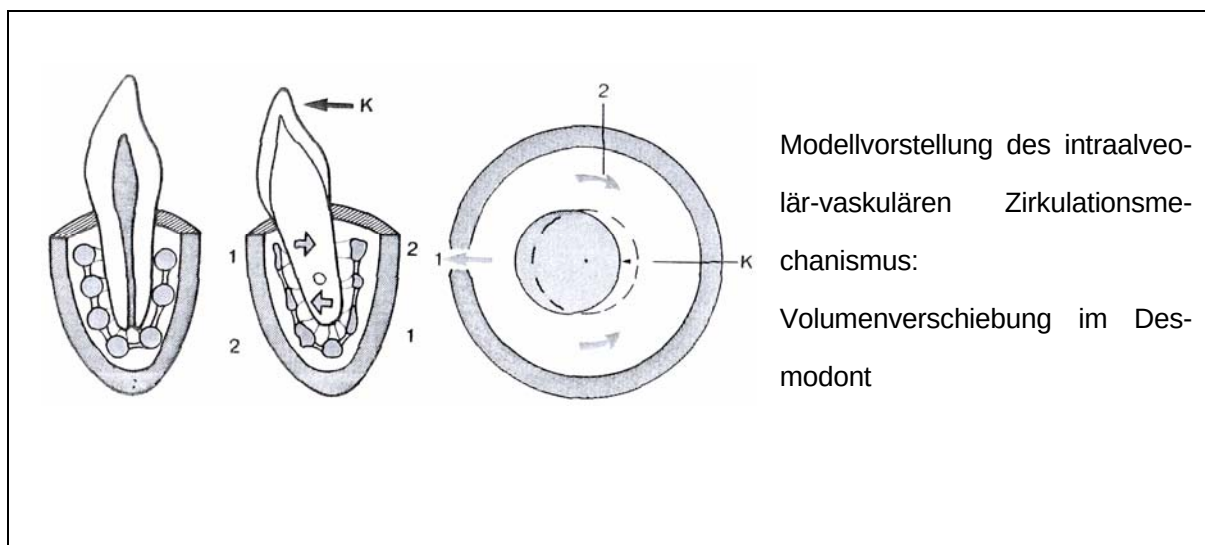


Abbildung 2; aus: Zahnärztliche Prothetik, Bd.I: Funktionslehre, Gnathologie, Traumatologie, Thieme-Verlag, Stuttgart 1980

Die Bewegung des Zahnes wird bei langsamer Lastapplikation prinzipiell in drei Phasen eingeteilt:

Bei der initialen, desmodontalen Phase handelt es sich um die erste Bewegungsphase bei einer Belastung des Zahnes bis etwa 1 Newton (N). Der Zahn bewegt sich dabei innerhalb der Alveole

relativ leicht, gewisse desmodontale Faserbündel werden gespannt, andere entspannt, ohne dass der Alveolarfortsatz wesentlich deformiert wird.

Während der parodontalen, anschließenden sekundären Phase wird der Zahn über 1 N belastet. Dies ist v. a. der Fall bei relativ starken Kräften, die nach der Überwindung der desmodontalen Phase vorliegen. Hierbei tritt eine Entwellung der Faserbündel des Desmodonts in ihrer gesamten Länge auf. Der Alveolarfortsatz wird in der gesamten Länge deformiert und setzt einer weiteren Auslenkung des Zahnes größeren Widerstand entgegen. Ein Zahn kann unter Belastung unterschiedlich stark ausgelenkt werden, i. d. R. ist ein Wert zwischen 30 und 100 μm üblich. Bei parodontal geschädigten Zähnen liegt dieser Wert sicherlich höher.

Nach MÜHLEMANN (1951) zeigt sich meistens keine weitere Dislokation in der terminalen Phase der Auslenkung. Nach Beenden der Lastapplikation kehrt der Zahn wieder langsam in seine Ruhelage zurück.

Nach KÖRBER (1974) verursachen kurzzeitige okklusale Kontakte (Schmelz-Schmelz-Höcker-Kontakt) sog. Nadelimpulse, die den Zahn zum Schwingen anregen. Die Kraft des Impulses ist so stark, dass das Gewebe im Desmodont nicht gleichmäßig schnell genug ausweichen kann. Somit ist das o. g. Flüssigkeitspolster in den terminalen Blutgefäßen und die Kollagenmatrix im Desmodont ein relativ hartes Widerlager. Durch die Kraft wird Energie auf den Dentinkern des Zahns und auch auf die Alveole übertragen, was nach KÖRBER (1974) zu einer gewissen Deformation der genannten Gewebe führt.

Im Sinne der desmodontalen Charakteristika bzgl. der Stoßdämpferwirkung stellt KÖRBER (1974) fest, dass alle Kraftstöße im statischen Bereich hauptsächlich vom Bandapparat des Zahns aufgefangen werden und dass Kräfte dynamischer Art eher vom Flüssigkeitspolstersystem abgepuffert werden. Bei beiden Formen der Energie wird ebenfalls Energie auf den Alveolarknochen übertragen.

Den physiologischen Zusammenhang zwischen Weg und Kraft hinsichtlich der desmodontalen Charakteristika stellt SPIEKERMANN (1994) anhand einer Graphik dar: Die Steifigkeit c_1 nimmt initial mit steigender Kraft bis zu einem gewissen Punkt stark ansteigend zu, danach ist der Zuwachs der Steifigkeit c_2 jedoch geringer:

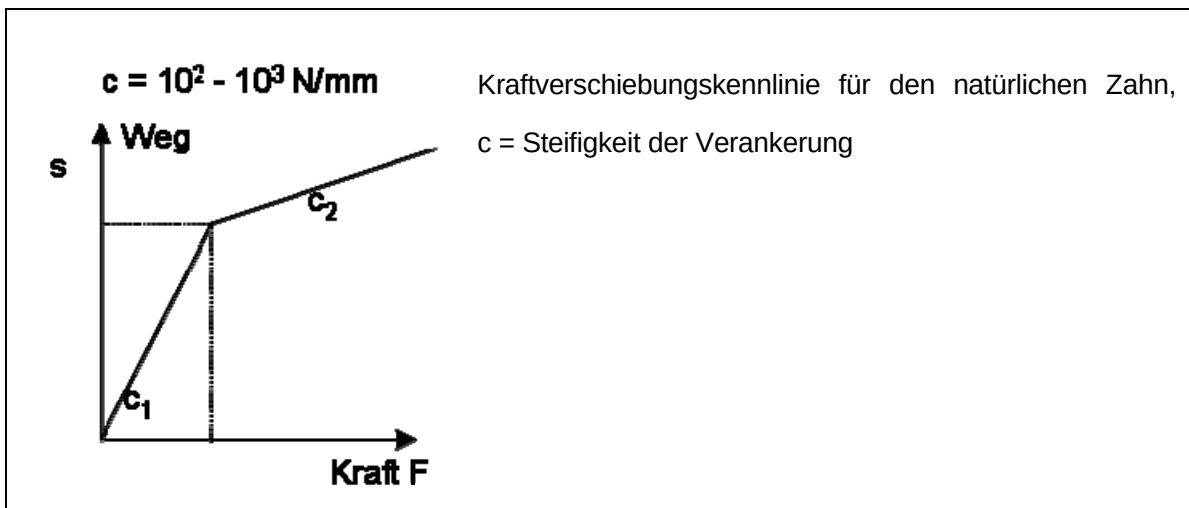


Abbildung 3; aus: Implantologie, H. Spiekermann, Thieme-Verlag, Stuttgart 1994

2.3 OSSEOINTEGRATION, KAUBELASTUNG VON IMPLANTATEN

Aufgrund der ankylotischen Lagerung von Implantaten im Knochen kommt unter biomechanischen Gesichtspunkten der Lokalisation, Achsenstellung und Tiefen dem Implantat eine besondere Bedeutung zu.

Wenn man die gleiche Versuchsanordnung wie beim natürlichen Zahn zugrunde legt, ist nach NEY (1986, 1987) die Auslenkung eines Implantates linearelastisch. Während bei einem Zahn über die kollagenen Fasern eine relativ elastische Verbindung im Knochenfach zustande kommt, findet sich bei einem Implantat ein direkter Knochenkontakt.

Das Schema der Kraftverschiebungskennlinie von SPIEKERMANN (1994) zeigt im Gegensatz zur analogen Darstellung bei natürlichen Zähnen eine höhere Steifigkeit der Verankerung, d.h. es muss eine relativ größere Kraft aufgewendet werden, um einen Weg zurückzulegen:

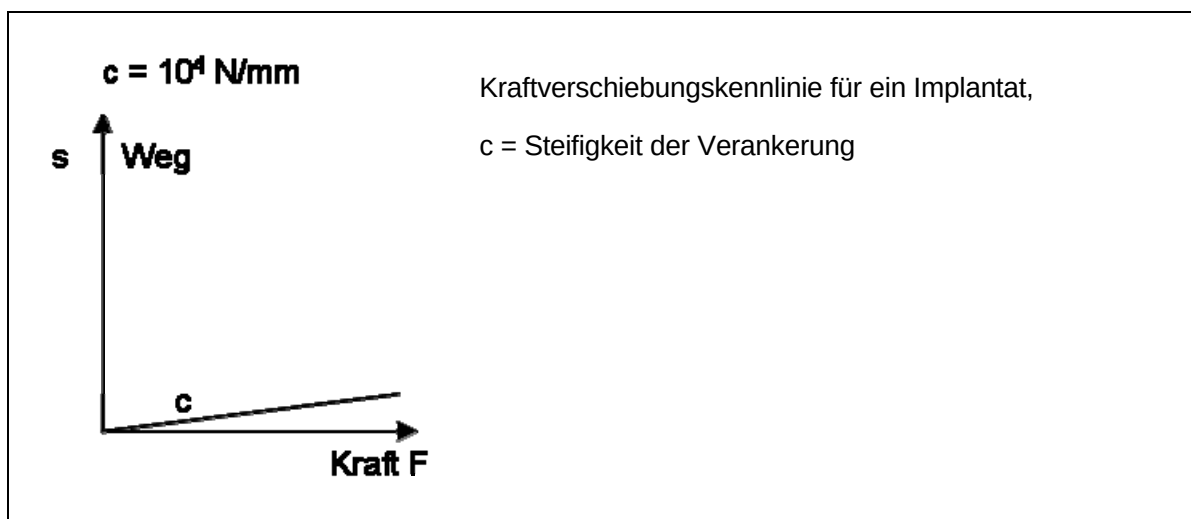


Abbildung 4; aus: Implantologie, H. Spiekermann, Thieme-Verlag, Stuttgart 1994

Diese funktionelle Ankylose bestimmt nach SCHRÖDER (1979) und HOLMES (1992) den Übertragungsmechanismus der Kraft bei sog. osseointegrierten Implantaten, da keine Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen möglich sind. Die Knochenanlagerung erfolgt bis in die Mikrorauhigkeiten.

Durch diesen engen Kontakt können Belastungen in alle Richtungen ohne Relativverschiebungen an der Grenzfläche Implantat-Knochen übertragen werden.

BRÄNEMARK et al. (1985) definiert Osseointegration unter vorwiegend klinischer Beobachtung als direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen organisiertem, lebendem Knochen und der Oberfläche eines belasteten Implantats.

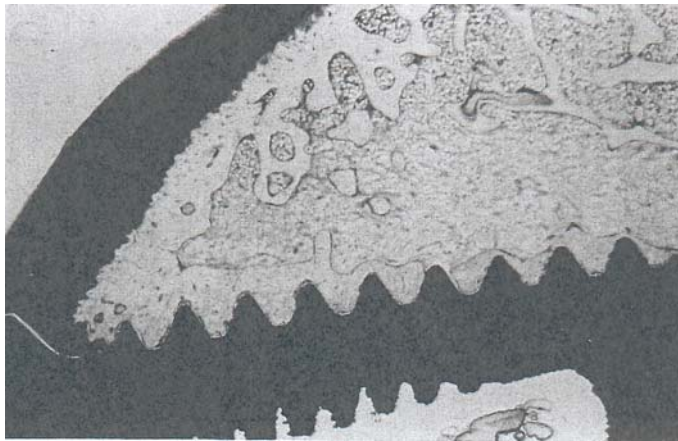
LINDHE (1999) versteht unter Osseointegration eine direkte Verbindung zwischen Knochen und Implantat ohne Zwischenschaltung von Weichgewebe. Da diese Verbindung histologisch nicht feststellbar ist, geben ZARB und ALBREKTSSON (1991) eine stabilitätsbezogene Definition, die einen Prozess beschreibt, bei dem klinisch eine „asymptomatische, starre Fixierung eines alloplastischen Materials“ feststellbar ist und klinisch bei „funktioneller Belastung“ aufrechterhalten wird.

LINDHE (1999) bemerkt hierzu, dass die Osseointegration vor allem ein „zeitabhängiges Phänomen“ sei. WENNERBERG (1997) beobachtete, dass die Oberflächenmodifikation eines Implantats einen wesentlichen Einfluss auf dessen langfristige Stabilität hat.

Nach SCHMITZ (1991) werden bei der Inkorporation von Implantaten in den Knochen zwei physiologische Reaktionen des menschlichen Organismus beobachtet: Im ersten Fall beobachtete man einen „primären multilokulären Einzel-Trabekel-Kontakt“ bei rauher und beschichteter Oberflächenstruktur des Implantats.

Bei glatten Oberflächen von Titanimplantaten jedoch reagiert der Organismus unter Bildung eines „kortikal-knöchernen Rahmens“ im Sinne einer „Neo-Alveole“. Als Vergleich wird hier eine kortikalisierte Hülse herangezogen, die in einer Art „Gewindegang“ das Titanimplantat makromechanisch befestigt.

SCHMITZ (1991) bezeichnet diesen Gewindegang als „sekundären multilokulären Einzel-Trabekel-Verbund“ als Hilfskonstruktion, da die glatte Titanimplantatoberfläche nach GROSS et al. (1987) nicht von den knöchernen Trabekeln erfasst werden kann. So sei hier eine retentive Mindestrauigkeit von ca. 20 µm notwendig, um einen mechanischen Verbund zwischen Trabekeln und der Implantatoberfläche zu schaffen. Die knöcherne Fassung des Implantats wird nach SCHMITZ (1991) ihrerseits selbst wieder durch eine sekundäre Aufhängung über trabekuläre Strukturen im umgebenden Knochen fixiert.

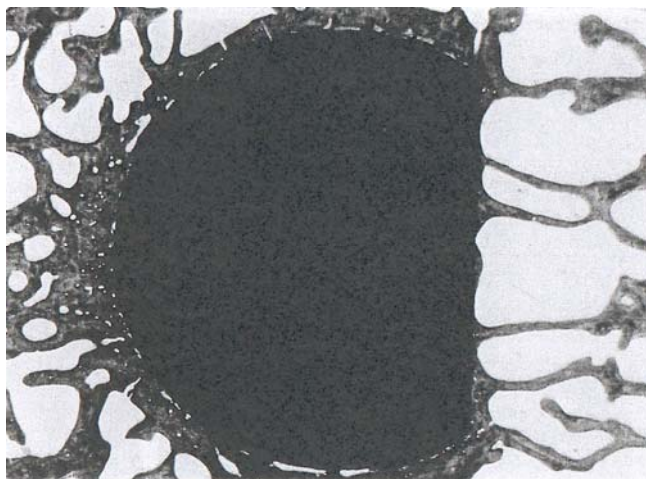


Übersicht eines 84 Tage implantierten BRÄNEMARK Implantates mit glatter Oberfläche.

Typischer kortikalisierter „Knochenrahmen“, der durch viele Einzel-Trabekel gestützt wird.

GIEMSA-Färbung, Vergrößerung 18, 5-fach

Abbildung 5; aus: Schmitz, H-J., Optimierung der Oberfläche enossaler Implantate mit Excimer-Laser, Habil. Aachen 1991, S.179



Rauher Ti5Al2, 5Fe Prüfkörper (RT 37 – 42 µm) nach einjähriger Implantation

Ausgeprägtes mechanisches „interlocking“ von Trabekeln in der Oberfläche.

V. KOSSA-Fuchsin-Färbung, Vergrößerung 18, 5-fach

Abbildung 6; aus: Schmitz, H-J., Optimierung der Oberfläche enossaler Implantate mit Excimer-Laser, Habil. Aachen 1991, S.200

SCHMITZ (1991) geht davon aus, dass die Strukturierung von Implantatoberflächen die Möglichkeit bietet, die enossale Integration zu begünstigen. In diesem Zusammenhang beschreibt er die Messung von Ausdrehwiderstandskräften, biomechanischen Messwerten, mit der die Verankerung beschrieben werden kann. Hierbei schlussfolgert er, dass ein proportionaler Zusammenhang zwischen aufzubringender Kraft zur Entfernung des Implantates und der knöchernen Verankerung gegeben ist.

Im Hinblick auf die Thematik der unterschiedlichen Oberflächenstrukturierung von Implantaten erläutert SCHMITZ (1991), dass selbst bei längerer Liegedauer über 3 Monate in Langzeituntersuchungen nachgewiesen werden konnte, dass es bei den bioaktiven Materialien Glaskeramik und Hydroxylapatit nicht zu einer statischen Verfestigung beim Knochen-Implantat-System kommt. Der gleiche Autor führt weiter aus, dass es auch bei Titanimplantaten mit glatter Oberfläche nicht zu einem Verbund von Implantat und Knochen kommt, wohl aber durch Sandstrahlen ein gewisser Verfestigungseffekt im Hinblick auf die Oberflächenrauigkeit erzielt werden konnte.

SCHMITZ (1991) entdeckte, dass eine einschichtige Lage („monolayer“) von gesinterten Kugelstrukturen innerhalb eines $\frac{1}{4}$ Jahres einen sehr festen Knochen-Implantat-Verbund hervorrief.

WELSH et al. (1971) und YUE et al. (1984) zeigten, dass sowohl die Porosität als auch die Porengröße in der Oberflächenbeschichtung von Implantaten die knöcherne Reaktion beeinflussen im Sinne einer bestimmenden Größe im Knochen-Implantat-Verbund.

SCHMITZ (1991) führt in diesem Zusammenhang aus, dass die jahrelang gängige Auffassung, dass die Oxidoberfläche auf dem Titankörper einen biochemischen, stoffschlüssigen Verbund mit den Knochen eingehe, nicht länger haltbar sei. Belegt wird dies nach SCHMITZ (1991) durch Experimente sowohl an Prüfkörpern als auch an Original-Brånemark -Implantaten.

In diesem Zusammenhang stellen CORDIOLI et al. (2001) fest, dass Oberflächen-Mikrorauigkeiten von Titanimplantaten, die durch Ätzmethode hervorgerufen werden, einen um $\frac{1}{3}$ höheren Knochen-Implantat-Verbund als vergleichbare maschinell hergestellte Titan-Oberflächen mit glatterer Oberfläche ähnlich der von Abutments haben und somit eine bessere mechanische Verzahnung bieten.

In ähnlichen Ergebnissen zeigen KLOKKEVOLD et al. (2000) auf, dass die knöcherne Verankerung von doppelt geätzten Implantaten im Vergleich zu maschinellen Varianten höher ist. Die doppelte Säureätzung führte hier auch zu einer frühen enossalen Integration, die derjenigen vergleichbar ist, die bei einer komplexen Titanplasma-Beschichtung vorliegt.

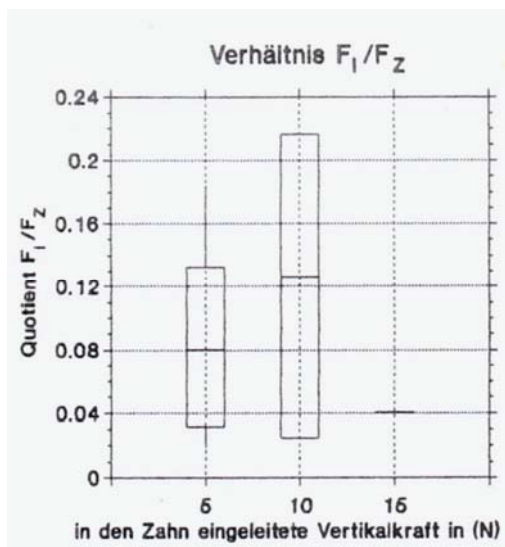
2.4 ACHSENSTELLUNG VON IMPLANTATEN U. BELASTUNG

Während bei der Betrachtung der Osseointegration vornehmlich der biomechanische Verbund zwischen Implantat und Knochen im Vordergrund steht, ist im Hinblick auf die biomechanische Belastung bzw. Belastbarkeit dieses Verbunds die Achsenstellung eines Implantats von Bedeutung.

Hierbei existiert der oft geäußerte Wunsch, eine möglichst axiale Belastung für eine optimale Krafteinleitung zu erhalten.

In diesem Sinne sollen nach SPIEKERMANN (1994) Kaukräfte möglichst axial auf das Implantat gelangen. Dabei soll ein zentraler Höcker-Fossa-Kontakt zwischen dem in der Verlängerung des Kraftvektors des antagonistischen Zahns liegenden Implantat und dem Antagonisten selbst erfolgen.

RICHTER (1992) stellt eine Messmethode vor, bei der durch das Einleiten von bereits definierten, vertikalen Kräften auf den Pfeilerzahn einer Verbundbrücke unter Voraussetzung der Kenntnis der mechanischen Gegebenheiten des Verbindungselements, ein Kräfteverhältnis Implantat-Zahn bestimmt werden kann. Dabei stellt RICHTER fest, dass ca. 90 % der gemessenen Kräfte bis 10 N im Mittelwert auf den natürlichen Pfeiler ausgeübt wurden. Der Vergleichsquotient F_I / F_Z , Verhältnis der Kräftepaare Implantat/ Zahn, ist hier konstant im Bereich von 5 bis 10 N.



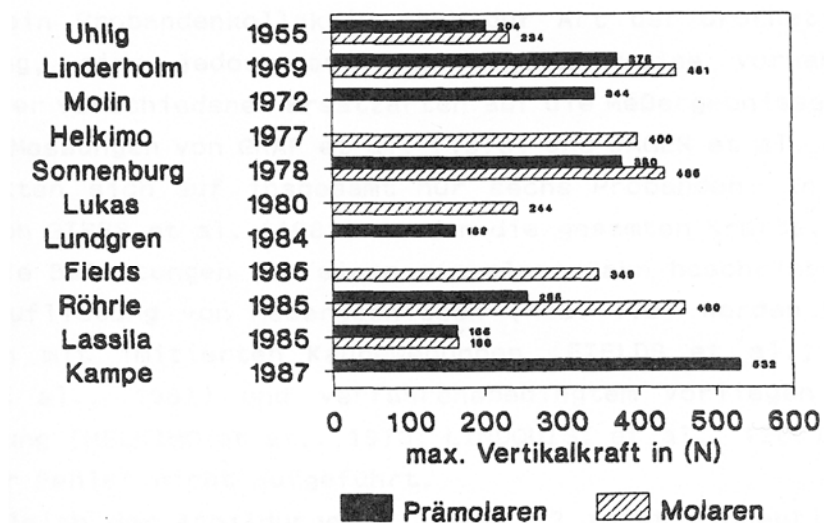
Verhältnis der in das Implantat bzw. in den Zahn eingeleiteten Kräfte

Abbildung 7; aus: Richter, E.; Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen; Bremen 1992; S.83

RICHTER (1992) stellt heraus, dass enossale Implantate in einem starren Brückenverband ähnliche Belastungsgrößen erfahren wie natürliche Zähne, so dass es von Vorteil ist, die gleichen Messmittel und –methoden zur Belastungsmessung zu verwenden wie bei Zähnen, für die folgender Sachverhalt vom gleichen Autor beschrieben ist:

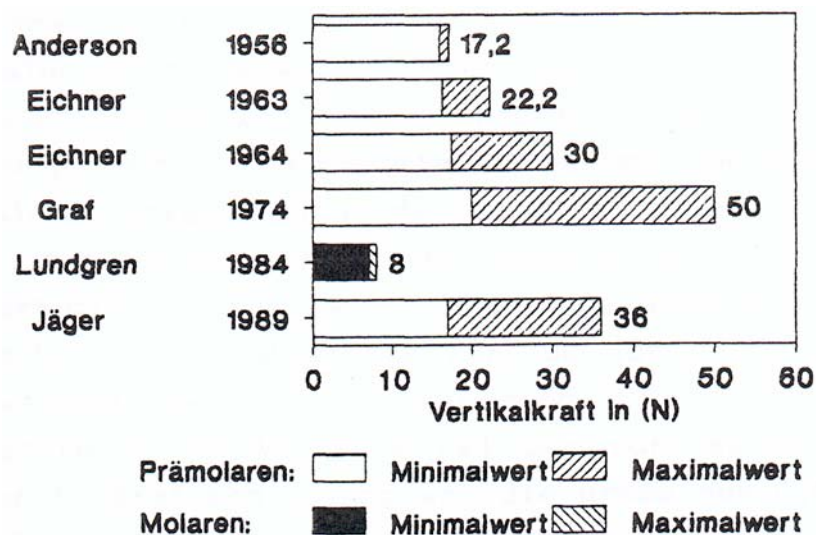
Grundsätzlich werden bei RICHTER (1992) maximale und physiologische Belastungen unterschieden. Ausgewählte Zähne werden unter Bisssperrung in einer ausgewählten Region der entsprechenden Probanden durch maximale Kraftentfaltung belastet. Normale physiologische Belastungen liegen i. d. R. bei Mastikation und Schlucken vor. Die entstehenden Vertikalkräfte sind hier im Gegensatz zur maximalen Kraftentfaltung über eine multilokuläre Abstützung auf viele Zahnpaare verteilt.

Bei Messung der Maximalkräfte über die an Prämolaren und Molaren entstehenden Kraftpaare, die endständigen Implantaten zugewiesen werden, bemerkt RICHTER (1992) eine Variabilität der Messungen, obwohl bei der Mittelwertbildung bereits eine mathematische Nivellierung erfolgt.



Maximale Vertikalkräfte zwischen einzelnen Zähnen. Die Messungen erfolgten bei einer Biss-sperrung von ca. 5 mm.

Abbildung 8; aus: Richter, E.; Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Er-gebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen; Bremen 1992; S.11



Vertikale Maximalkräfte zwischen Zähnen bei physiologischer Belastung ohne Biss-erhöhung

Abbildung 9; aus: Richter, E.; Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen; Bremen 1992; S.11

Die Variabilität der Messung physiologischer Maximalkräfte ist bedingt durch technische Schwierigkeiten bei der Befestigung von Messinstrumenten in den Zahnersatz, da es hierbei zu keiner Bisserrhöhung kommen sollte. Bei der Vielfältigkeit der unterschiedlichen Zahnersatzmittel sind labortechnische Standardbedingungen kaum zu erreichen.

Belastungsmessungen enossaler Implantate mit Unterscheidung zwischen Maximalkräften (singulärer Aufbiss) und physiologischen Kräften (Vierfachabstützung bilateral) sind mit dem Manko behaftet, dass eine Kraft nicht genau einem Pfeiler eindeutig zugewiesen werden kann. Messungen werden indirekt über antagonistischen Zahnersatz durchgeführt. Die Messvorrichtung muss nach RICHTER (1992) deshalb unter Bissssperrung genau zwischen Implantat und Gegenbeziehung installiert werden.

In der folgenden Abbildung werden die Änderung des Kauvermögens und nicht die wirkliche Belastung der Implantate dargestellt.

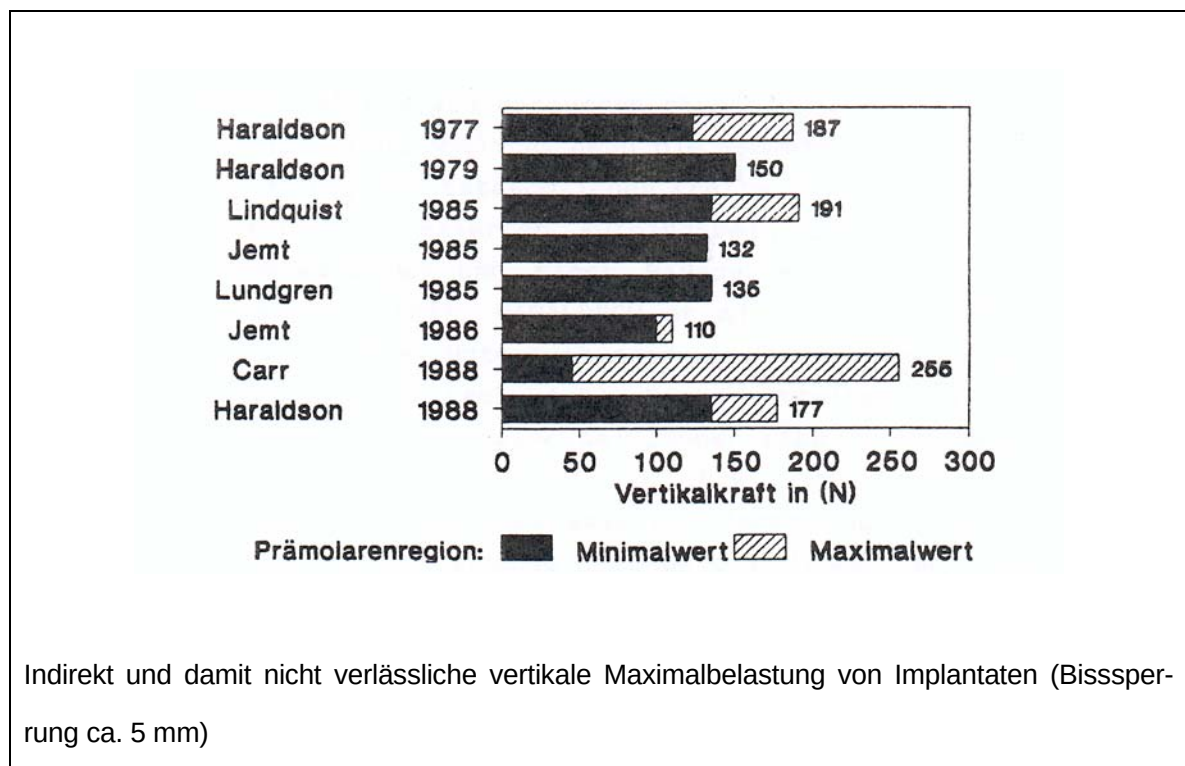


Abbildung 10; aus: Richter, E.; Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat:

Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen; Bremen 1992; S.15

Man fand heraus, dass die über eine Insertion von festsitzendem Zahnersatz auf Implantaten eine relative Erhöhung der Kaukraft erfolgt, die jedoch nicht im Betrag an das Niveau, das von natürlicher Bezahnung hervorgerufen wird, heranreicht.

Bis heute ist es jedoch nicht möglich, den Implantaten einen quantitativen Wert bezüglich einer möglichen Überbelastung zuzuordnen.

GRABER (1985) stellte die Prämisse, dass sich der Implantatpfosten unterhalb des tragenden Höckers befinden sollte. Ebenso soll die okklusale Kontaktfläche in ihrer Breite nicht zu extendiert gestaltet werden, so dass im Idealfall Kontaktpunkte innerhalb der Verlängerung des Querschnittsvektors zu liegen kommen sollen.

Da in Seitenzahnregionen besondere Verhältnisse hinsichtlich eines höheren Risikos einer Überbelastung beim Biegemoment möglich sind, stellt RANGERT (1995) in einer Zusammenfassung biomechanische Grundsätze vor, die aus theoretischen Modellen, In-vitro-Labor-Untersuchungen, In-vivo-Messungen und klinischen Studien gewonnen wurden:

Eine axiale einwirkende Kraft ermöglicht eine Kraftverteilung der Belastung zirkulär um den Implantatquerschnitt und die darin eingearbeiteten Gewindgänge und erzielt damit eine relativ höhere Belastungsfähigkeit des Implantats.

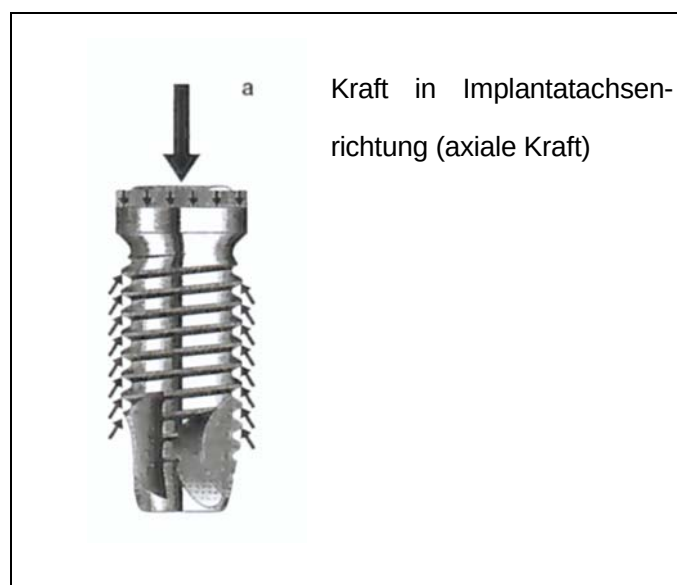


Abbildung 11; aus: Rangert, B.; Biomechanische Richtlinien für Implantate im Seitenzahnbereich; Phillip Journal 6/95, 12.Jahrgang S.277

Eine transversal gerichtete Kraft in lateraler Richtung führt hier zu einem Biegemoment und ebenfalls zu einer Spannungskonzentration an Knochen und Implantat.

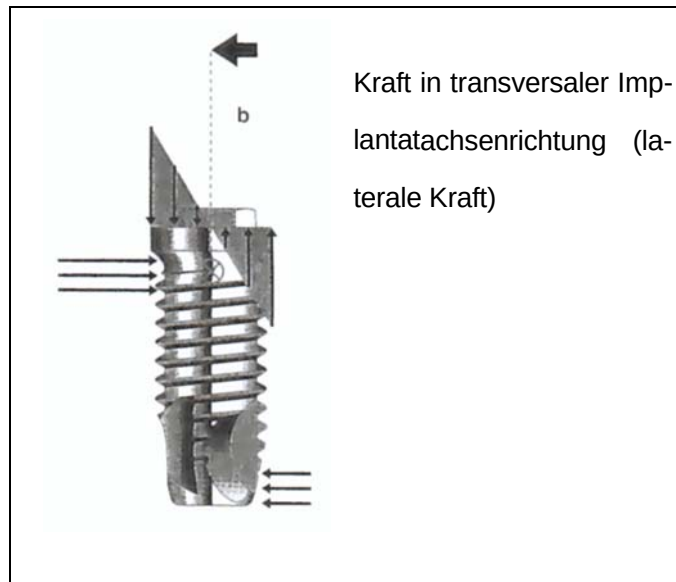


Abbildung 12; aus: Rangert, B.; Biomechanische Richtlinien für Implantate im Seitenzahnbereich; Phillip Journal 6/95, 12.Jahrgang S.277

Außerdem ist RANGERT (1995) der Ansicht, dass die Utilisation von nur einem freistehenden Implantat zur Abstützung eines komplett intakten Molaren mit entsprechender Sorgfalt angegangen werden muss:

Okklusale Kontakte sollten hier zentral und in abgeschwächter Weise erfolgen sowie ein Implantatquerschnitt von mindestens vier Millimetern eingehalten werden, zwei Implantate sollten hier bevorzugt angewendet werden, um den biomechanischen Belastungsgrößen Rechnung zu tragen.

Bei vorhandenem Höckerkontakt summieren sich die Hebelkräfte durch eine größer werdende Höckerneigung.

Je lateraler der okklusale Kontakt erfolgt, desto größer ist der Betrag des Biegemoments

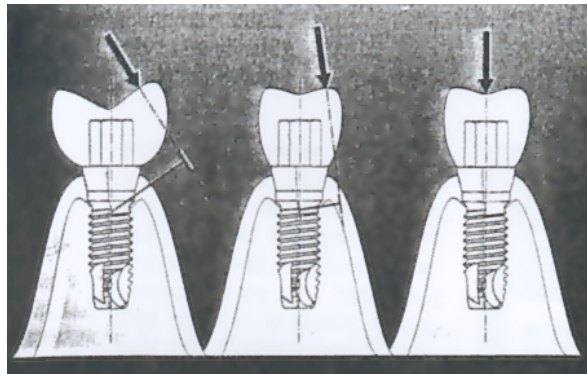


Abbildung 13; aus: Rangert, B.; Biomechanische Richtlinien für Implantate im Seitenzahnbereich; Phillip Journal 6/95, 12.Jahrgang S.281

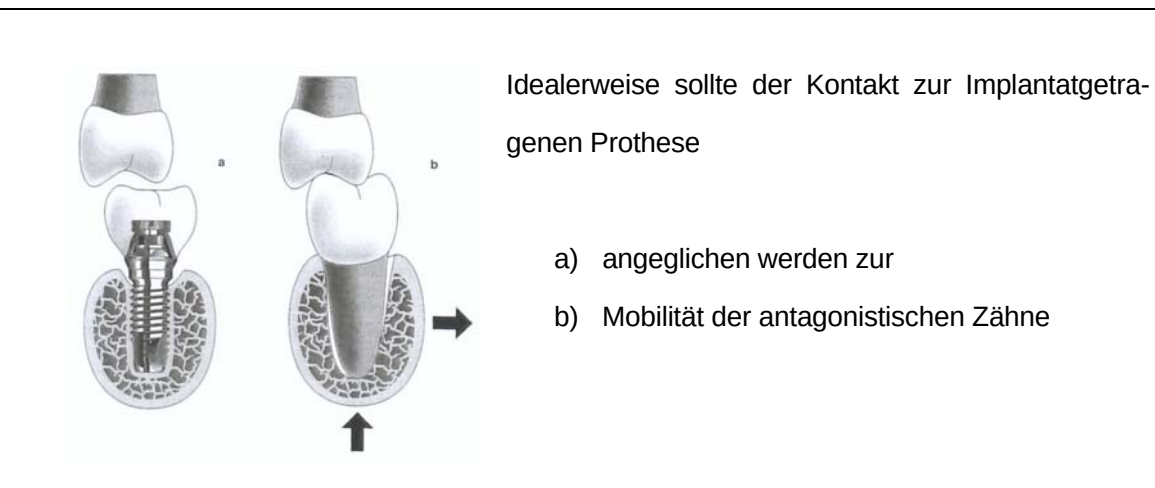


Abbildung 14; aus: Rangert et al., Load Factor Control for Implants in the Posterior Partially Edentulous Segment, Int J Oral Maxillofac Implants 1997,12: 360 – 370

Prinzipiell unterscheidet man bei auf ein orales Implantat einwirkenden Kräften zwischen dynamischer und statischer Belastung.

Unter der dynamischen Belastung von Implantaten versteht man nach WATZEK et al. (2000) die Krafteinwirkung, der ein Implantat während seiner Funktion ausgesetzt wird. Dies kann geschehen durch Kräfte, die über die Suprakonstruktionen auf die Implantate einwirken oder aber durch elastische Verformungen des implantattragenden Knochens an sich. Diese sind erfahrungsgemäß im Unterkiefer deutlich höher als im Oberkiefer.

Bei der statischen Belastung (z. B. Spannung durch Verschraubung) kommt es nach POKORNY et al. (2000) u. a. durch ungenau passend Suprakonstruktionen zu einer Krafteinwirkung. Ursache können Ungenauigkeiten bei der Abformung, der Modellherstellung, Gussveränderungen oder Brennprobleme bei Aufbrennkeramiken sein. Solche Abweichungen von der gegebenen Realität werden im natürlichen Gebiss durch die Beweglichkeit des Zahns ausgeglichen. Das ankylotisch eingeleitete Implantat kann diese Ungenauigkeiten nicht ausgleichen. Durch Festziehen ungenauer Suprakonstruktionen mit definierten Drehmomenten wird eine permanente Spannung in das System eingebracht, die als statische Spannung bezeichnet wird.

Im Gegensatz zur dynamischen Belastung wirkt diese konstant. Ist diese Grundspannung sehr hoch, kann es bei zusätzlicher Kaubelastung zu einer Überbelastung des Systems kommen. Mögliche Folgen sind immer wiederkehrende Lockerungen von Schrauben, mit denen die Suprakonstruktionen auf den Implantaten befestigt sind. Extremere Konsequenzen sind nach WATZEK et al. (2000) Frakturen dieser Schrauben, periimplantäre Knochenresorptionen oder eventuell Implantatfrakturen.

KREKMANOV et al. (2000) untersuchten die Implantatstellung, die sich aus anatomischen Problemen hinsichtlich Mandibularkanal und Sinus maxillaris ergibt und kamen zu dem Ergebnis, dass es bei Analyse der Lastverteilung keinen signifikanten Unterschied zwischen gewinkelten und nicht-abgewinkelten Implantaten gibt. Dies führt zu Vorteilen hinsichtlich der posterioren Ausdehnung des prothetischen Aufbaus, möglicher Vergrößerung der Implantatlänge und besserer knöcherner Verankerung.

Die weiter oben geschilderten Idealsituationen sind jedoch dann insbesondere nicht gegeben, wenn ein Missverhältnis zwischen dem verfügbaren Knochen zur Insertion eines Implantats und der langen Hebelachse des geplanten prothetischen Aufbaus besteht.

CLELLAND et al. (1992, 1993) und TUNCELLI et al. (1997) stellen nach In-vitro-Untersuchungen (photoelastic analysis) den ungünstigen Effekt nicht-axialer Kräfte auf Implantate heraus.

SETHI et al. (2000) hingegen empfehlen aufgrund der Ergebnisse einer klinischen Studie, dass angulierte Abutments sowohl im Front- als auch im Seitenzahnbereich genutzt werden können, ohne dass dies die Langzeitüberlebensdauer eines Implantats beeinträchtigt. Hieraus ergibt sich

eine vereinfachte prothetische Behandlungsplanung und auch eine erleichterte chirurgische Handlungsweise.

GOTFREDSEN et al. (1999) untersuchten in einer In-vivo-Studie (Tierstudie) den Effekt von lateraler statischer Belastung, die durch die Expansionskraft induziert wurde, die die Knochen/ Implantat-Kontaktfläche und den benachbarten peri-implantären Knochen betrafen. Die Knochendichte und der mineralisierte Knochen-Implantat-Verbund sind hier angrenzend an die lateral belasteten Implantate größer als bei den nicht belasteten Kontrollstellen. Es wird hier die Vermutung aufgestellt, dass die statische Belastung auf die Implantate in lateraler Richtung zu einer strukturellen Adaptation des peri-implantären Knochens führte.

RICHTER (1992) rät von angulierten Implantatextensions ab, weil mit diesen keine biegemomentfreien Lasteinleitungen möglich sind. Er empfiehlt eine günstige Lasteinleitung mittels zentrischer Okklusion. Diese lassen sich durch okklusale Kontakte verwirklichen, die innerhalb des Implantatquerschnitts zu liegen kommen. Eine andere Möglichkeit besteht in der gleichmäßigen Verteilung der Okklusalkontakte nach fazial und oral ausgehend von der mittleren Sagittalebene des Zahnersatzes:

Die Implantatachse sollte in der vertikalen Relation maximal 5° nach vestibulär erfolgen.

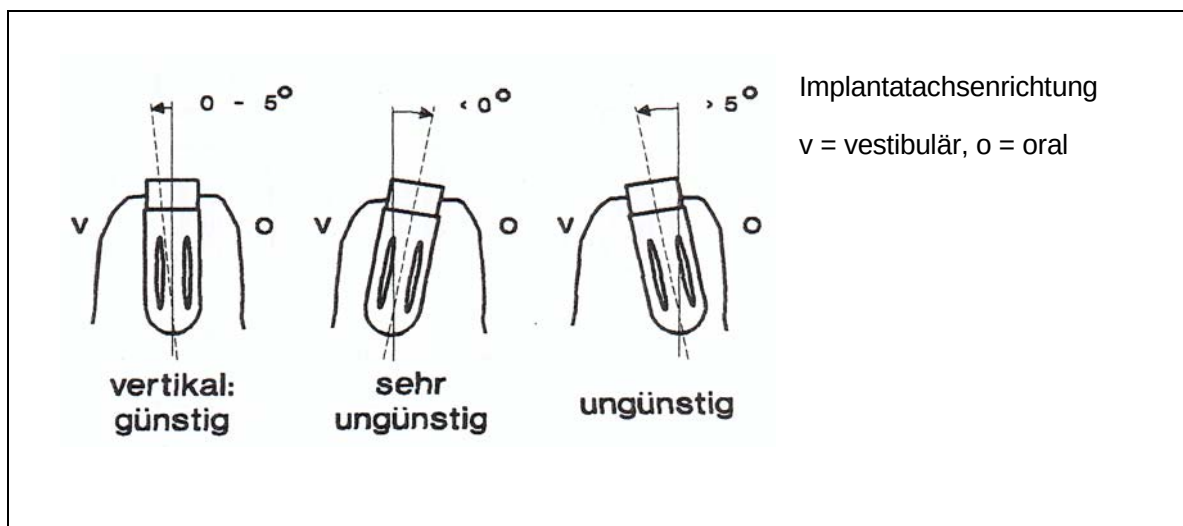


Abbildung 15; aus: Richter, E.; Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat:

Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen; Bremen 1992; S.96

Bei der Insertion des Implantats sollte dessen Position so ausgerichtet werden, dass die bukkale Knochenlamelle einen größeren Umfang hat und in ihrer Quantität mindestens genauso groß ist wie die verbliebene orale Knochenstruktur.

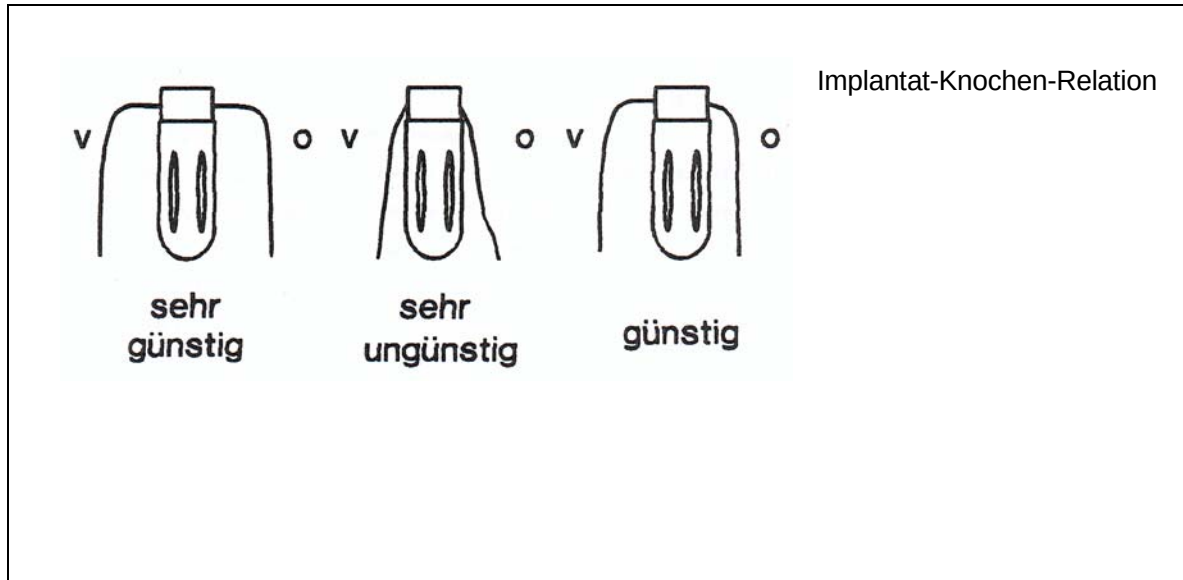


Abbildung 16; aus: Richter, E.; Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat:

Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen; Bremen 1992. S.96

Die okklusale Gestaltung der Kronen sollte so erfolgen, dass das Implantat eine zentrische Kraftbelastung erfährt.

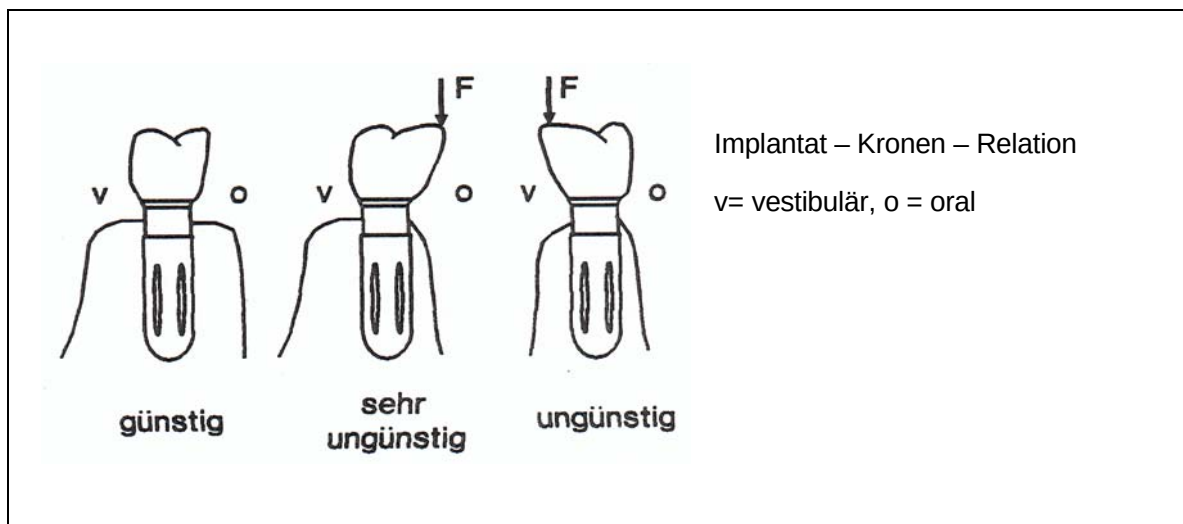


Abbildung 17; aus: Richter, E.; Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat:

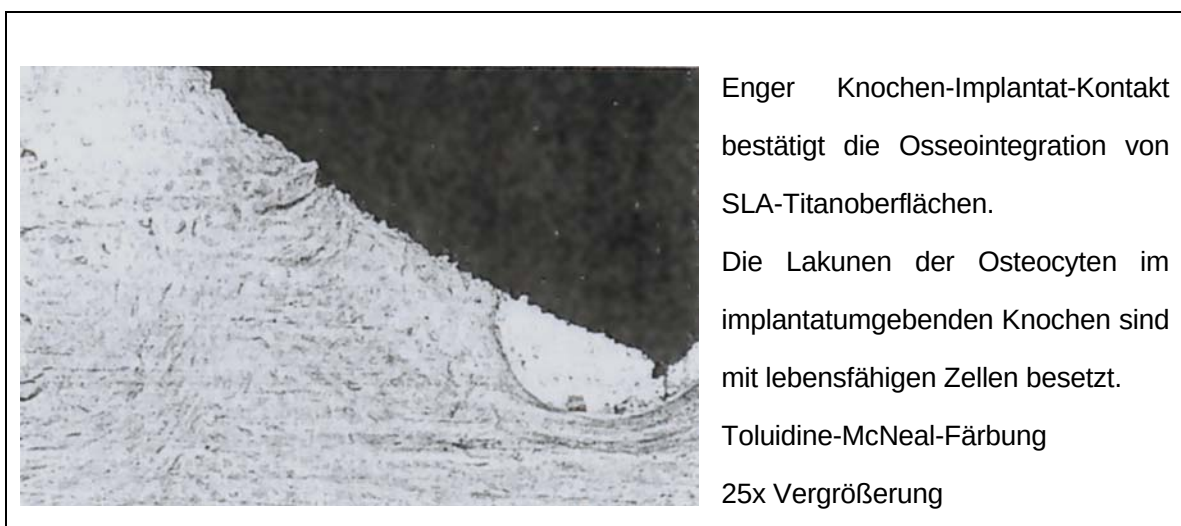
Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen; Bremen 1992; S.97

Eine Variante der von einigen Autoren als ungünstig eingestuften lateralen Krafteinleitung auf Implantate ist gegeben durch die orthodontische Kraftapplikation.

WEHRBEIN et al. (1993) konnten jedoch zeigen dass, osseointegrierte Implantate unter kontinuierlicher Zug- und Druckapplikation weiterhin ossär stabil verankert sind und als Verankerungselement zu orthodontischen Zwecken dienen. Hierbei wurde ein Vergleich auf histologischer Ebene zwischen belasteten Testimplantaten und unbelasteten Kontrollimplantaten durchgeführt.

In einer weiteren histomorphometrischen Untersuchung zur Knochen-Implantatkontaktfläche konnten WEHRBEIN et al. (1998) zeigen, dass alle Implantate, die zur orthodontischen Verankerung eingesetzt wurden, eine gute Knochenintegration trotz längerer Dauerbelastung durch orthodontische Kräfte erfuhren. Hieraus schlussfolgerte der gleiche Autor, dass kleine einteilige transmukosale Implantate mit selbstschneidendem Gewinde und SLA -Oberfläche (sandgestrahlt und säuregeätzt) eine entsprechend befriedigende Verankerungsmöglichkeit für Implantate bei Einsatz in orthodontischen Behandlungen bieten.

Auch die folgende Schrägbelastung der o. g. Implantate mit permanenten Kräften in der Größenordnung von 2 – 6 N wird als vereinbar mit der Kontinuität der Osseointegration gesehen.



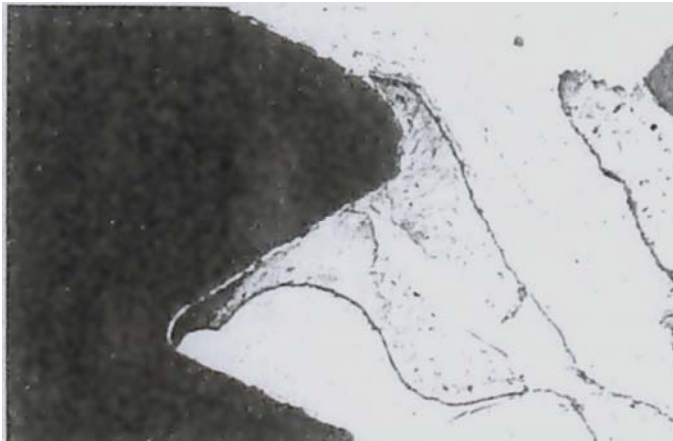
Enger Knochen-Implantat-Kontakt bestätigt die Osseointegration von SLA-Titanoberflächen.

Die Lakunen der Osteocyten im implantatumgebenden Knochen sind mit lebensfähigen Zellen besetzt.

Toluidine-McNeal-Färbung

25x Vergrößerung

Abbildung 18; aus: Wehrbein et al.; Bone-to-implant contact of orthodontic implants in humans subjected to horizontal loading; Clinical Oral Implants Research 1998, 9: S.351



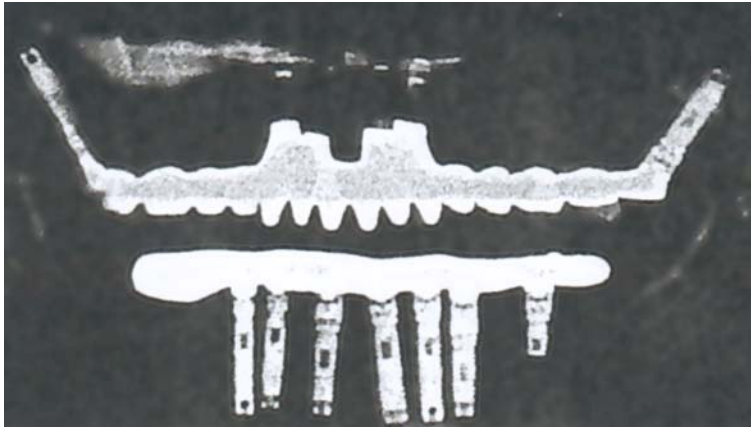
Zeichen von periimplantärem Knochen-Remodelling sind sichtbar. Primäre und sekundäre Knochenkontakte können differenziert werden.
Toluidine-McNeal-Färbung
40 x Vergrößerung

Abbildung 19; aus: Wehrbein et al.; Bone-to-implant contact of orthodontic implants in humans subjected to horizontal loading; Clinical Oral Implants Research 1998, 9: S.351

Nach Implantation der Testimplantate kam es bei ROBERTS et al. (1984) und WEHRBEIN et al. (1993) zu einer Verbesserung des Knochen-Implantat-Kontaktes, einem Remodelling des bereits vorhandenen Knochenangebotes und einer Verbreiterung der knöchernen Kompakta.

In Anlehnung an vergleichbare Untersuchungen zu orthodontischen Belastungen von Zähnen wird dieses Reaktionsmuster von FUKUDA u. YASUDA (1957), BASSET et al. (1964), EPKER u. FROST (1965) und FROST (1982) u. a. durch Deformationen des regionalen Knochens, elektrische Potentialdifferenzen zwischen Druck- und Zugseite und damit auch piezoelektrische Kräfte erklärt.

BALSHI et al. (1999) führten klinische Studien in komplett zahnlosen Oberkiefern durch, indem diesen pterygomaxilläre Implantate inseriert wurden: nach einer mittleren Belastungszeit von 4,68 Jahren wird hier eine kumulative Überlebensrate der Implantate von 88,2 % angegeben.



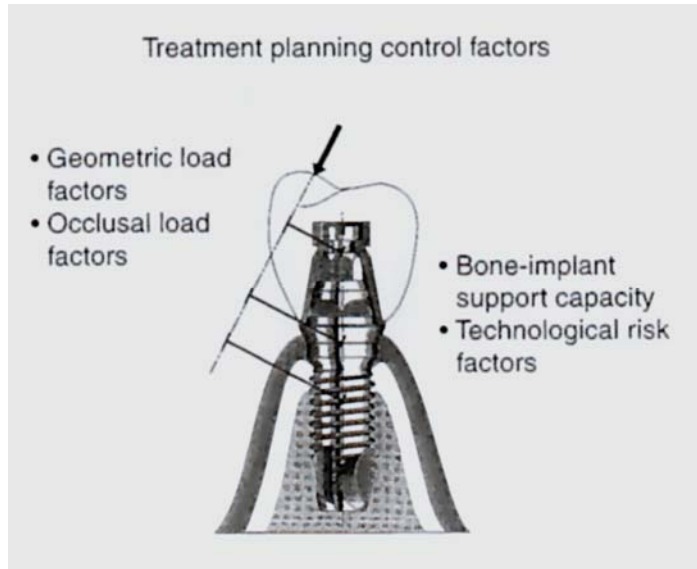
Bilaterale pterygomaxilläre Implantate, 2 Jahre postoperativ erfolgreiches Einheilen in den kompakten Knochen für die Stabilisation auf Stufe I, soll zur späteren Osseointegration führen.

Abbildung 20; aus: Balshi et al.; Analysis of 356 Pterygomaxillary Implants in Edentulous Arches for Fixed Prosthesis Anchorage; Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14: 398 – 406

Das Überleben von jedem Implantat wurde evaluiert im Moment der Abutment-Anbringung unter Zuhilfenahme von Mobilitätstests. Hier beträgt die kumulative Überlebensrate der pterygomaxillären Implantate bis zu 93 %. Insbesondere wird hier der Gebrauch von cross-arch Stabilisations-Riegeln favorisiert, die Verdrehungen verhindern und optimale Passung verleihen sollen.

BAHAT (1992) berichtet bei 72 inserierten Implantaten in regionen des Tuber maxillae in einer klinischen Studie von einer 93%igen Überlebensrate bei einer durchschnittlichen Belastungszeit von 1,7 Jahren. Als Schlüsselbedingungen für eine hohe Erfolgsrate empfiehlt dieser Autor vor allem das Erreichen einer bikortikalen Fixation, Minimierung von transmukosaler Belastung während der Osseointegrationsphase sowie vor allem das Herabsetzen nicht-axialer Belastungen nach Anschluss des Pfeilers.

Nach der Auswertung von Ergebnissen von klinischen Studien erstellt RANGERT (1997) eine Checkliste, die klinisch eine Hilfestellung zur Vermeidung und Herabsetzung von nachteiligen Last-Faktoren geben soll:



Verschiedene Lastfaktoren-Gruppen in Relation zur Belastungskapazität von Knochen und Implantat und den mechanischen Komponenten.

Abbildung 21; aus: Rangert et al.; Load Factor Control for Implants in the Posterior Partially Edentulous Segment, Int J Oral Maxillofac Implants 1997, 12: 360 - 370

Risiko-Kontroll-Faktoren für Implantate im posterioren teilbezahnten Kiefersegment

Geometrische Faktoren:

- ▶ Anzahl der Implantate weniger als der Unterstützungswert
- ▶ weniger als drei Implantate
- ▶ Implantate mit natürlichen Zähnen verbunden
- ▶ Implantate gerade hintereinander gesetzt
- ▶ Auslegerextension
- ▶ okklusale Fläche neben Implantat-Köpfen
- ▶ übermäßige Höhe des Kronen-Abutment-Komplexes

Okklusale Lastfaktoren:

- ▶ Zahnfrakturen als Resultat von okklusalen Faktoren
- ▶ Bruxismus-Anamnese
- ▶ Implantatgetragene Prothese hat Kontakt in weitschweifigen Bewegungen

Knochen-Implantat Unterstützungs-Kapazität

- ▶ Abhängigkeit primär von neu gebildetem Knochen während des Fehlens von guter initialer Stabilität
- ▶ Implantat-Last-Kapazität

Technologische Risiko-Faktoren

- ▶ Präzision
- ▶ Schrauben-Retention
- ▶ Zementierung

TULASNE (1989) berichtet in einer klinischen Studie vom Einsatz von 13 Implantaten in der pterygomaxillären Region, die nach 1 Jahr eine kumulative Überlebensrate von über 86 % hatten.

In einer 2001 durchgeführten klinischen Studie erprobten APARICIO et al. als Alternative zur Sinusboden-Augmentation eine Kombination von abgewinkelten und axialen Implantaten bei Patienten mit stark resorbierter posteriorer Maxilla. Es wurden 25 Patienten mit 29 festsitzenden Teilprothesen, die durch 101 BRANEMARK-Implantate unterstützt wurden, versorgt. 59 Implantate wurden in axialer und 42 in abgewinkelter Richtung installiert. Die Überlebensrate der abgewinkelten Implantate wird mit 100 %, die kumulative Erfolgsrate mit 95,2 % bewertet. Bei axialen Implantaten ist die Überlebensrate hier niedriger mit 96,5 % angesiedelt, ebenso auch die kumulative Erfolgsrate mit 91,3 %. Die eigentliche Prothesen-Überlebensrate wird laut Autoren mit 100 % angegeben. Alle außer zwei Prothesen werden als mechanisch stabil angesehen, das erneute Anziehen von 18 Abutment- und 5 Goldschrauben in 14 Prothesen wird als Aspekt bei den mechanischen Komplikationen benannt. Zwei Abutment-Schrauben und zwei okklusale Flächen brachen. Die Autoren schließen aus der klinischen Studie, dass der Gebrauch von abgewinkelten Implantaten eine effektive und sichere Alternative zu Methoden der Sinusboden-Augmentation darstellt.

2.5 IMPLANTATDESIGN U. BELASTUNG

Das Design eines Implantates wird wesentlich von der Forderung bestimmt, geeignete Kontaktareale zum Knochen zu schaffen. Hierbei ist es das wesentliche Ziel, kleinere Verankerungsflächen für die gleiche Belastung im Vergleich zu einem kürzeren Implantat mit wenig Knochenkontakt zur Verfügung zu stellen.

Um die Kontaktfläche zum Knochen möglichst großflächig zu gestalten, empfiehlt SPIEKERMANN (1994), bei Länge und Durchmesser des Implantats die größtmögliche Form zu wählen. Hier wird eine Mindestlänge von 10 mm und ein Minstdurchmesser von 3,3 mm angenommen.

AL NAWAS (2004) differenziert hinsichtlich des Minstdurchmessers eines Titanimplantats zwischen einem Durchmesser von mindestens 3 mm bei zweizeitigen Titanimplantaten und der Möglichkeit, bei einteiligen Blattimplantaten, eine geringere Materialdicke als 3 mm anzuwenden.

HIGUCHI (1995) beschreibt in Langzeituntersuchungen das gehäufte Auftreten von Ermüdungsfrakturen und damit ein geringeres Überleben von Implantaten mit einem Höchstdurchmesser von 3,5 mm gegenüber Implantaten mit Standarddurchmesser.

APARICIO u. OROZCO (1998) untersuchten in klinischen Langzeitstudien die Modifikationen eines Brånemark Implantats, das in zwei verschiedenen Durchmesser-Variationen, 3,75 mm und 5 mm, bei Patienten eingebracht wurde.

Ziel der Studie war es u. a. die Dämpfungseigenschaften von maschinell hergestellten 5mm-Implantaten zu untersuchen. Hierbei kommen die Autoren zu dem Ergebnis, dass die Hypothese, es existierten Unterschiede zwischen den Dämpfungseigenschaften des Knochens um 5,0 mm breite Implantate und um 3,75 mm breite Implantate, durch ihre Periotest-(PTV)-Werte unterstützt wird.

MISCH (1990) stellte fest, dass bei rotationssymmetrischen Implantaten eine Implantatoberflächenvergrößerung um ca. 10 % eintritt, wenn das Implantat entweder um 3 mm verlängert oder der Durchmesser um 3 mm erhöht wird.

Kurze Implantatformen mit einer Länge von 7 oder 8 mm sind nach SPIEKERMANN (1994) nur in Ausnahmefällen indiziert. WINKLER et al. (2000) schreiben diesen Implantattypen eine kritische Langzeitprognose zu und empfehlen, diese im Falle einer Verwendung mit weiteren Implantaten zu kombinieren.

Während die Mindestanforderung in Größe und Oberfläche der Biomechanik genügt, muss bei der Tiefe des Implantatbetts auf anatomische Gegebenheiten im Sinne von angrenzenden Grenzstrukturen wie Sinus maxillaris, Canalis mandibularis und Cavitas nasi geachtet werden, so dass die Extension des Implantats nach SPIEKERMANN (1994) nicht beliebig gewählt werden kann. Dieser empfiehlt deshalb, einen Sicherheitsabstand von 2 mm zu gefährdeten Arealen einzuhalten. WAGNER et al. (2004) fordert hier eine kritische Implantatlängenobergrenze von 16 bis 18 mm.

BUSER et al. (1999) untersuchte in einer Tierstudie die Auswirkung von Scherkräften auf unbelastete Titanimplantate mit einer SLA (sandblasted and acid-etched) – Oberfläche. Die maschinell hergestellten Titanoberflächen zeigen hier signifikant kleinere Abzugskräfteverwerte verglichen mit Titanium-plasma-sprayed Oberflächen oder SLA-Oberflächen.

Während hier die Oberflächenmodifikation Gegenstand der Diskussion ist, ist bei BAREWAL et al. (2003) in einer klinischen Studie die Primärstabilität nach 5 Wochen bei verschiedenen Knochentypen (Klassifikation nach LEKHOLM et al. (1985)) von Interesse: es findet sich hier kein Hinweis darauf, dass ein deutlicher Unterschied beim Muster der Stabilität zwischen 4 verschiedenen Knochentypen vorhanden ist.

2.6 IMPLANTATLOKALISATION U. BELASTUNG

Der Ort der Insertion eines Implantats differiert nach SPIEKERMANN (1994) abhängig von Knochenangebot und Knochendichte bzw. -angebot der gewählten Region:

Empfohlen wird hier die Insertion von Implantaten im Unterkiefer in der Regio interforaminalis, einer Zone hoher Rigidität. Abgeraten wird hier grundsätzlich von Planungen, die sich auf Areale beziehen, in denen elastische Deformationen – wie z.B. der Angulus mandibulae – durch Muskelzug entstehen. Nach SPIEKERMANN (1994) ist eine hohe biomechanische Belastung des Knochen-Implantat-Systems zu befürchten.

Im Oberkiefer wird ein runder Kieferkammverlauf als biomechanisch vorteilhaft bei der Insertion von Implantaten angesehen: Die Relation von Last- und Widerstandshebelarm ist hier günstiger als bei flachen Kieferkammverläufen.

Weiterhin wird ein bei ausreichendem Knochenangebot über den gesamten Zahnbogen sich erstreckendes Implantatkonzept im Oberkiefer als biomechanisch günstig eingestuft, da das Risiko des Auftretens von ungünstigen Hebelarmen gering gehalten werden kann.

WATZEK et al. (2000) geben zu Bedenken, dass in letzter Zeit eine Rückwärtsplanung im implantologischen Therapiefeld möglich ist: Es ist nicht nur die knöcherne Anatomie, die limitierend wirkt, sondern a priori die geplante prothetische Suprakonstruktion. Eine rückwärts gerichtete Therapieplanung von der angestrebten Prothetik bis zur gewünschten Implantatzahl und deren Position rückt augmentative chirurgische Verfahren wie Guided-Bone-Regeneration, Onlay-Augmentation, Inlay-Augmentation, Bone-Splitting und Nervtransposition in den Vordergrund. Auf diese Weise kann bei anatomisch ungünstigen Verhältnissen die Situation verbessert werden.

MAILATH-POKORNY et al. (2000) beschreiben hinsichtlich der Lokalisation von Implantaten zwei wesentliche Faktoren:

Zum einen bestimmt die Knochenquantität im Sinne des Restknochenangebotes Implantatlänge und Implantatdurchmesser. Andererseits ist auch die Knochenqualität ein limitierender Faktor bei

der Festlegung des Insertionsortes. Ihre klinisch rein subjektive Einteilung beschreibt die Anteile kortikalen und die Dichte spongiösen Knochens:

Typ I:	fast ausschließlich kompakte Knochensubstanz
Typ II:	dichte Spongiosa, umgeben von breiter Kortikalis
Typ III:	dichte Spongiosa, umgeben von dünner Kortikalis
Typ IV:	lockere Spongiosa, umgeben von dünner Kortikalis

Aus dieser Bewertungsskala ist ersichtlich, dass Typ IV eine höhere Implantatmisserfolgsrate impliziert.

2.7 KRAFTÜBERTRAGUNG VON IMPLANTAT AUF KNOCHENGeweBE/ BIOMECHANISCHE ÜBERLEGUNGEN

Um eine längere Funktionsfähigkeit von Implantaten zu gewährleisten, ist es nach SKALAK (1985) notwendig, dass die Implantate die auf sie wirkende Belastung auf den Knochen abgeben können, ohne dass hierbei ein Knochenabbau und eine damit verbundene Lockerung des Implantats folgen. Nach HARALDSON et al. (1977) lassen sich die Kaudrücke bei Patienten mit osseointegrierten Implantaten mit denen einer natürlichen Bezahnung vergleichen (Durchschnittswerte: leichtes Beißen: 15,7 N, Beißen beim Kauen: 50,1 N, maximales Beißen: 144,4 N).

SKALAK (1985) geht davon aus, dass die Bruchbelastung auf ein Implantat im Wesentlichen höher liegt, als die durchschnittliche Kaubelastung. Der gleiche Autor vermutet, dass es aufgrund höher Festigkeit und Steifigkeit des Titankörpers eher zu einem Bruch im Knochen oder an der Grenze des Implantats zum Knochen kommen könnte.

Der Elastizitätsmodul von Titan hat nach ALBREKTSSON et al. (1983) eine Größe von etwa $1,1 \times 10^{11}$ N/m² und eine Bruchfestigkeit auf Zugkräfte von etwa 3×10^8 N/m². Im Vergleich zu diesen Werten ist der Elastizitätsmodul von menschlicher Spongiosa nach ALBREKTSSON et al. (1983) größer: es findet sich hier ein Wert von ca. 10^{10} N/m², die Zugbeanspruchung liegt bei etwa 5×10^7 N/m².

Es lässt sich hier die Beweglichkeit eines Titanimplantats mit dem eines biegesteifen Körpers vergleichen. Dabei kommt man zum Schluss, dass im Gegensatz zur Situation im natürlichen Gebiss eine Relativbewegung zwischen Implantat und Knochen fehlt. Die schraubenförmige Gestaltung eines Implantats lässt eine axiale Kraftübertragung auf das benachbarte Knochengewebe zu: Es werde kein eingebrachtes Haftmittel benötigt, um diesen mikromechanischen Verbund zu gewährleisten.

Die Situation bei einem Implantat mit glatter Oberfläche kann ebenfalls über einen Verzahnungseffekt erklärt werden, der dem einer Schraube gleicht. Bei Betrachtung der Verteilung der belastenden Kräfte auf eine Situation mit mehreren Implantaten muss berücksichtigt werden, dass die Belastung von den unterschiedlichen Steifigkeiten aller Module im System und deren unterschiedlicher geometrischer Anordnung im Raum abhängt.

Eine Gleichung muss die Nachgiebigkeit der prothetischen Suprastruktur, des knöchernen Kieferkammes und der Titanimplantate erfassen können und ist damit statisch unbestimmt. Da es nach SKALAK (1985) bisher keine genauen Zahlenwerte für die Variablen der Steifigkeit der Systeme zueinander gibt, bietet sich zur Berechnung nur eine modellhafte Abschätzung an.

Im Folgenden soll sein Näherungsmodell einer starren Brücke auf elastischen Titanimplantaten mit einwirkenden horizontalen und vertikalen Kräften vorgestellt werden:

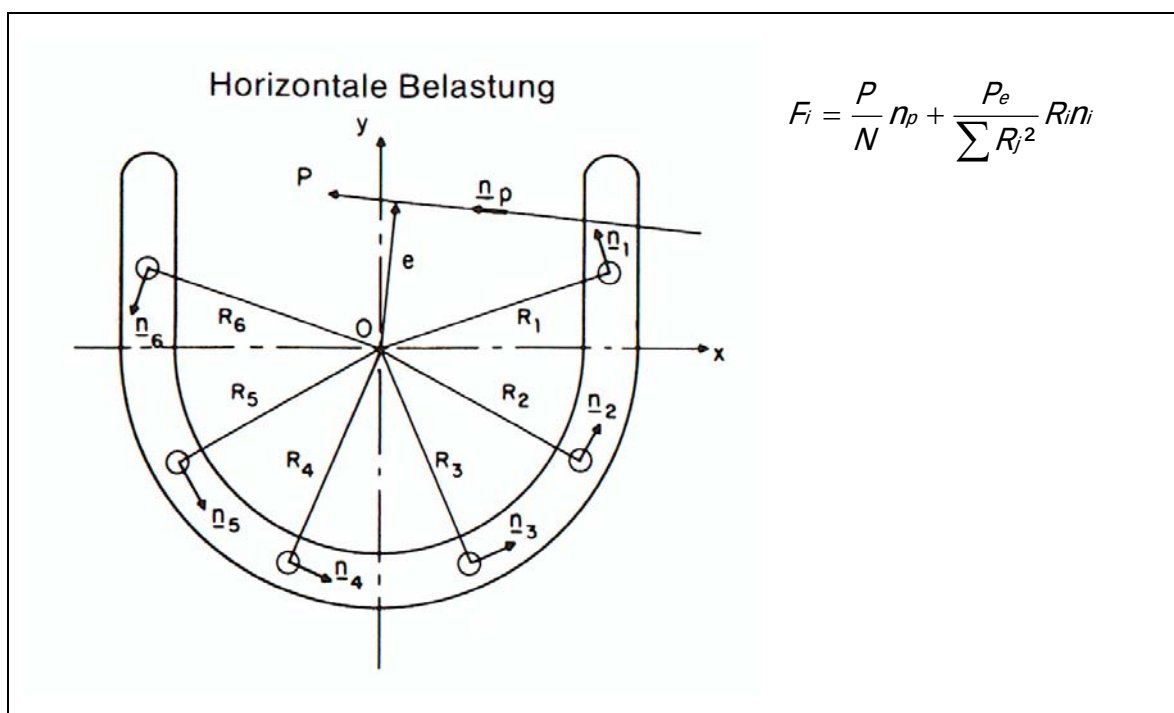


Abbildung 22; aus: BRÄNEMARK et al., Gewebeintegrierter Zahnersatz, S.121

über

F_i = Kraftvektor im Implantat i

P = Größe der horizontalen Gesamtbelastung

n_p = Einheitsvektor mit Richtung der Belastung P

R_i = Radien zu jedem Implantat

O = gemeinsamer Schwerpunkt der Implantate (über Nullpunkt von x und y festgelegt)

e = Entfernung, Exzentrizität der Belastung zu O

N = Gesamtzahl der Implantate

n_i = Einheitsvektor für jedes Implantat i , orthogonal zu R_i

im

1. Summanden der Gleichung eine gleichmäßige Verteilung der Belastung P . und im
2. Summanden die Exzentrizität der Belastung mit einem Drehmoment um (0/0).

Somit erfahren die einzelnen Implantate i. d. R. eine verminderte maximale Kraft im Vergleich zur Belastung P .

Eine ähnliche Gleichung gilt nach SKALAK (1985) für eine vertikale Belastung P unter gleicher Annahme einer starren Brücke mit elastischer Verformungsmöglichkeit aufstellen:

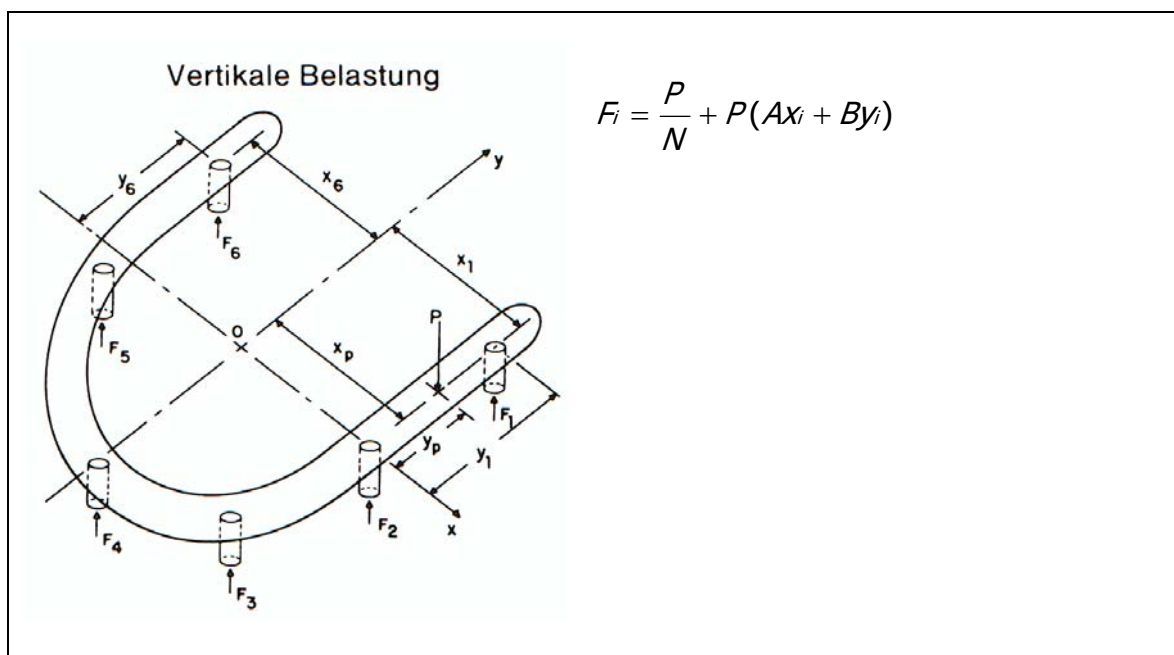


Abbildung 23; aus: BRÄNEMARK et al., Gewebeintegrierter Zahnersatz, S.122

mit

N = Zahl der Implantate

x_i = Koordinate des Implantats i

y_i = Koordinate des Implantats i

A= Koeffizient abh. von x_p und y_p

B = Koeffizient abh. von x_p und y_p

x_p = Lage der Belastung

y_p = Lage der Belastung

ergibt sich

$$A = (I_{xy}y_p - I_{xx}x_p) / (I_{xy}^2 - I_{xx}I_{yy})$$

$$B = (I_{xy}x_p - I_{yy}y_p) / (I_{xy}^2 - I_{xx}I_{yy})$$

mit

$$I_{xx} = \sum y_i^2 I_{yy} = \sum x_i^2 = \text{axiales Trägheitsmoment}$$

und

$$I_{xy} = \sum x_i y_i = \text{Trägheitsmoment}$$

Während (0/0) wieder der gemeinsame Schwerpunkt aller Implantate ist, bezeichnen die Ausdrücke für die Trägheitsmomente Summationen über die Anzahl der Implantate.

Konkret lässt sich mit der Gleichung für die vertikale Betrachtung erklären, dass die Implantate dort, wo eine Belastung (z.B. Kaukraft) auftritt, eine größere Kraft F_i erfahren als auf der kontralateralen Seite. Außerdem lässt sich m. E. sagen, dass Gesamtbelastung P insgesamt kleiner ist als die Einzelbelastung pro Implantat F_i .

Nach SKALAK (1983) ist es auch offensichtlich, dass eine weitflächig verteilte, geometrische Anordnung der Implantate sich vorteilhaft auf die Lastverringerng für jedes einzelne Implantat auswirkt.

Über die enge räumliche Beziehung osseointegrierter Implantate zum Knochengewebe entsteht eine relativ starre Verbindung. Belastungen des Implantats werden unvermittelt und in Qualität bzw. Quantität unverändert an das Knochengewebe weitergegeben, es existiert eine geringe relative Beweglichkeit.

Denkbar ist es, dass es bei großer, überschwelliger Krafteinwirkung zu einer Überbelastung und damit auch einer Fraktur des Knochenkörpers kommen kann. Diese plötzlichen Kraftmassen können z.B. bei härteren Nahrungsgegenständen gegeben sein, so dass die den Unterkiefer bewegende Kaumuskulatur im Bewegungsablauf abrupt gestoppt wird.

In der folgenden Abbildung ist der mechanische Ablauf einer Stossdämpfung nach SKALAK (1983) dargestellt:

- (A) Eine Masse M tritt mit einer gewissen Geschwindigkeit V auf eine metallische Brücke, deren Pfeiler osseointegrierte Implantate sind. Der komplette Versuchsaufbau verhält sich wie eine starre Feder mit dem Elastizitätsmodul K .
- (B) Eine ähnliche Anordnung wie in (A) trifft diesmal auf Kunststoffzähne (Verblendung des metallischen Gerüsts). Die gesamte Versuchseinheit erhält neben dem Modell einer starren Feder zusätzlich eine weichere Feder (K_2) und einen Puffer (dynamische Viskosität μ).
- (C) Graphische Darstellung der Kraftimpulse aus (A) und (B) mit der Kraft P aufgetragen gegen die Zeit t . Der Impuls (entspricht der Fläche unter dem gezeichneten Graphen, Integral der Kraft über die Zeit) ist im Betrag gleich groß, die Kraftspitze (peak) ist in Versuchsanordnung (B) wesentlich kleiner im Vergleich zu (A).

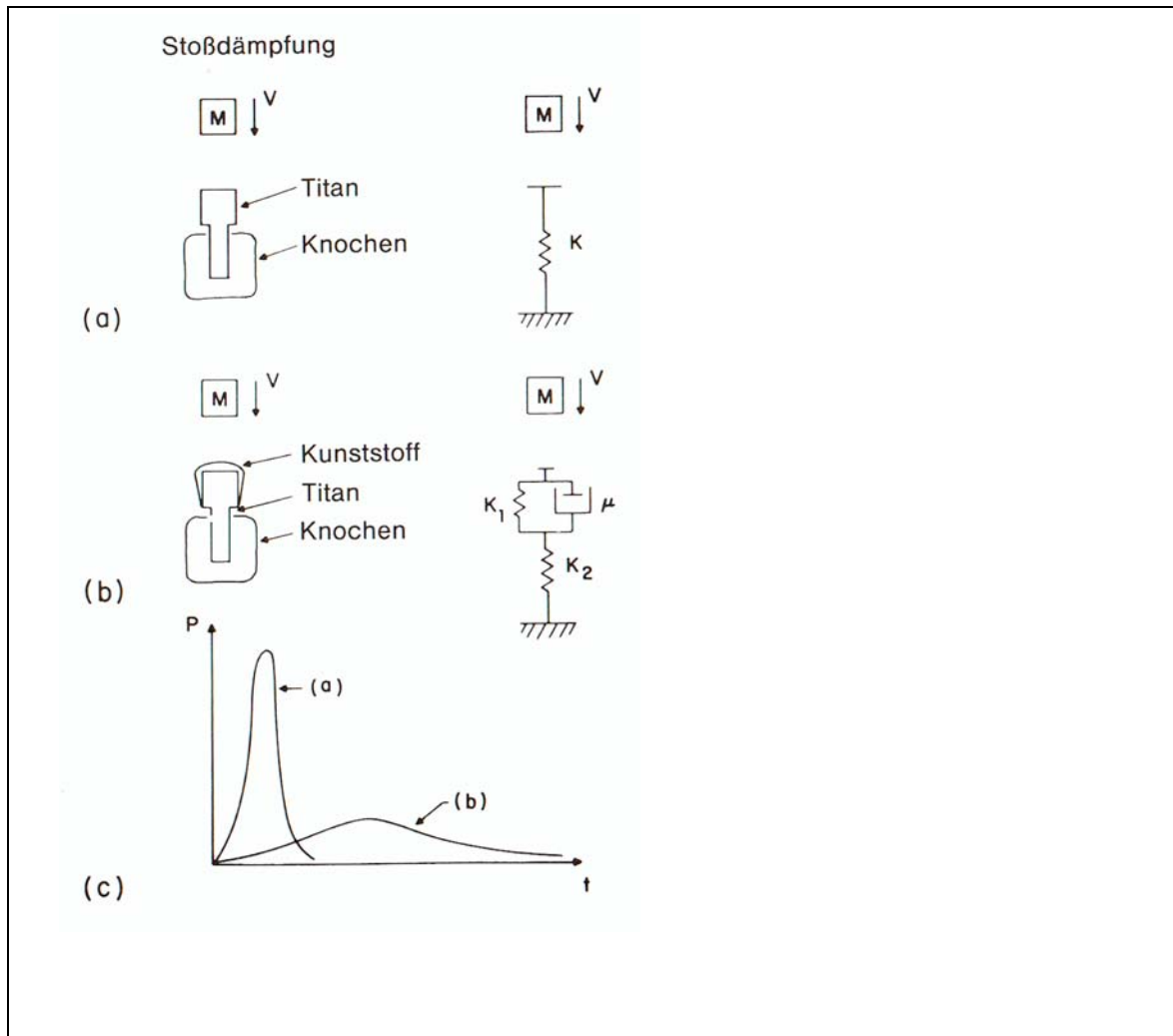


Abbildung 24; aus: BRÄNEMARK et al., Gewebeintegrierter Zahnersatz, S.126

Die graphische Auswertung zeigt nach dieser Auswertung, dass es ohne Einlagerung weicherer Materialien bei zu großen Kraftspitzen zu entsprechenden Frakturen des umgebenden Knochens kommen kann. Eine Lösung zur Stossdämpfung wäre eine zeitlich verzögerte Impulseinleitung, die durch eine Kunststoffschicht mit einem wesentlich niedrigeren Elastizitätsmodul als Metall erfolgen kann.

Der Kunststoffschicht ist in der Abbildung die Feder K_1 und der parallel geschaltete Puffer mit der dynamischen Viskosität μ zugewiesen. Eine solche Unit wird in der Mechanik KELVIN-Körper genannt und ist das zentrale Stück des Stossdämpfers. Zwischen K_1 und K_2 besteht eine mechanische Verbindung: K_2 stellt hier das Implantat dar und ist in Reihe mit dem Knochen geschaltet. Dieser Stossdämpfer reduziert die Kraftspitzen einer aufkommenden Masse M mit der Geschwindigkeit V und schützt so den Knochen vor Frakturen.

SKALAK (1983) führt aus, dass es biomechanisch den gleichen Stossdämpfereffekt gäbe, wenn die weichere Schicht zwischen Implantat und Knochen läge. Dies entspricht beim natürlichen Zahn dem parodontalen Apparat. Allerdings steht die Vermutung an, dass es zu einer stärkeren Abrasion des Kunststoffs unter Kaufunktion kommen könnte.

2.8 KRAFTÜBERTRAGUNG AUF ZAHN UND IMPLANTAT/ BIOMECHANISCHE ÜBERLE- GUNGEN

Eine Kombinationslösung bei partiellem Zahnverlust besteht in einer von Zähnen und Implantaten getragenen prothetischen Konstruktion. SKALAK (1983) erläutert anhand eines theoretischen biomechanisch-physikalischen Modells die Belastungsverteilung zwischen Zahn und Implantat in Abhängigkeit von unterschiedlichen Rigiditäten einzelner Komponenten und der geometrischen Raumverteilung des gedachten Systems:

Besonders die Lateralsteifigkeit sowie Torsions- und Biegespannungen, die durch Brücke, Implantat und Zähne verursacht werden, sind von Interesse und stellen gegenseitige Konditionen. Die quantitative Analyse der einzelnen Faktoren wird hier sowohl durch den Autor im Jahr 1983 als auch später durch RICHTER (1992) als schwierig beschrieben, so dass das Grundprinzip im Hinblick auf die Lateralsteifigkeit dargestellt wird. Die folgenden Abbildungen sollen den Gedankengang graphisch verdeutlichen:

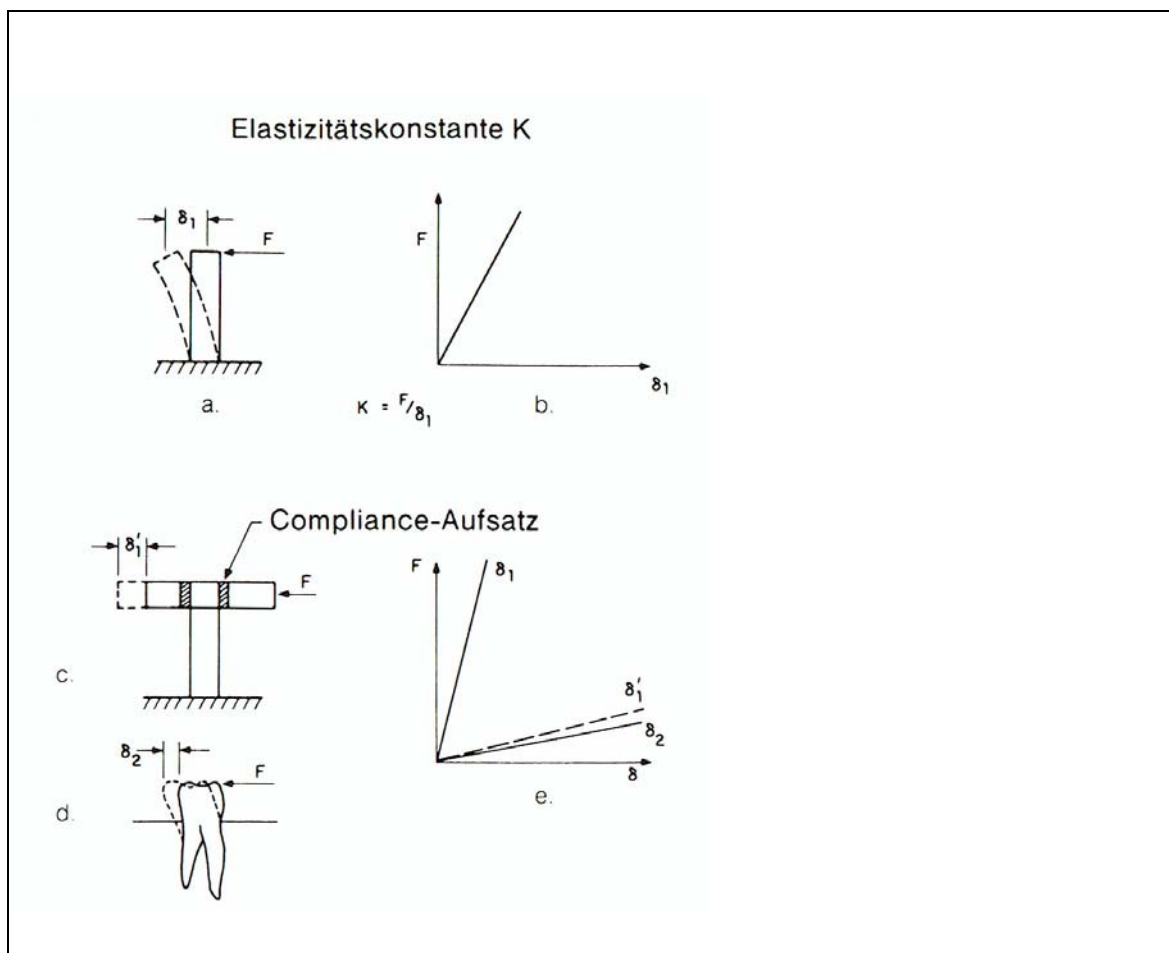
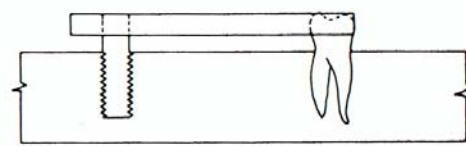


Abbildung 25; aus: BRÄNEMARK et al., Gewebeintegrierter Zahnersatz, S.123

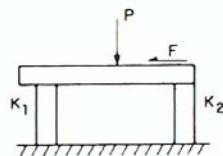
- a) Eine horizontale Kraft wirkt auf ein Implantat oder einen Zahn. Es resultiert eine laterale Verschiebung δ_1 .
- b) Elastische Verformung als Funktion der Kraft F , graphische Darstellung als Gerade. Die laterale Rigidität des Pfeilers erzeugt eine Elastizitätskonstante mit der Gleichung $K = F/\delta_1$. Die Compliance ist die Umkehrfunktion zur Elastizitätskonstanten mit der Gleichung $C = 1/K$. SKALAK (1983) vermutet hier, dass die Verankerung eines Implantats starrer als diejenige eines Zahns ist. Aus diesem Grunde schätzt er die Compliance für einen natürlichen Zahn höher als die eines Implantates ein.
- c) Gleichmäßigere Lastverteilung soll durch Modifikation der starren Verbindung erreicht werden, indem ein elastischer Stossdämpfer inseriert wird: Compliance-Aufsatz (Ring, Kappe aus Kunststoff).
- d) Horizontale Verschiebung δ_2 eines natürlichen Zahns unter horizontaler Belastung F .
- e) Auftrag unterschiedlicher Verschiebungen im Sinne von Elastizitätskurven: Laterale Verschiebung des Implantates ohne Compliance-Modul = Gerade δ_1 , Verschiebung mit des Implantats δ_1' mit Compliance-Modul, natürlicher Zahn = Gerade δ_2 unter gleicher Kraftapplikation F . Hieraus lässt sich ableiten, dass sich durch das Compliance-Modul die Resilienz des Implantates so beeinflusst, dass diese in Richtung natürlicher Zahn verschoben wird.

Brücke auf Implantaten und natürlichen Zähnen

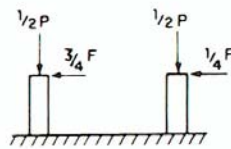


a.

starre Verbindung $K_1 = 3 K_2$

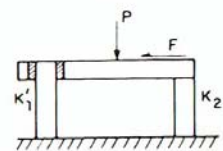


b.

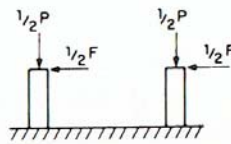


c.

elastische Verbindung $K'_1 = K_2$



d.



e.

Abbildung 26; aus: BRÄNEMARK et al., Gewebeintegrierter Zahnersatz, S.123

- a) Der langfristige Erfolg von Verbundbrücken auf Zähnen und Implantaten wird von der Elastizität der Einzelkomponenten und der Art der Verbindung beeinflusst.
- b) SKALAK (1983) nimmt für das Implantat eine Elastizitätskonstante (K_1) an, die dreifach höher als die eines natürlichen Zahns (K_2) liegt: $K_1 = 3 K_2$: Annahme einer relativ geringen Biegesteifigkeit der Verbindung. Relativ gleichmäßige Kraftverteilung auf beide Elemente. Die Brücke wird belastet durch die Vertikalkraft P und horizontale Kraft F .
- c) Gesetzte Voraussetzung: Auf das Implantat treffen 75 % und auf den Zahn 25 % der Kraft F .

- d) Gleichmäßigere Verteilung durch elastische Verbindung zwischen Brücke und Implantat.
In diesem Beispiel entspricht die Compliance K_1^{-1} des Implantats der Steifigkeit des natürlichen Zahns mit dem Wert K_2 .
- e) Hierbei soll eine übermäßige Belastung des Implantats vermieden werden, da jetzt der Betrag des Kräftepaars zur Hälfte auf beide Trageelemente verteilt wird.

SKALAK (1983) erklärt die Problematik der vorgestellten Analyse vor dem Hintergrund, dass die Materialeigenschaften und die Steifigkeit der Suprakonstruktion und der Pfeiler einschließlich deren Konnektoren quantitativ bestimmt werden müssen, was zu diesem Zeitpunkt für dieses Modell noch nicht vorhanden ist.

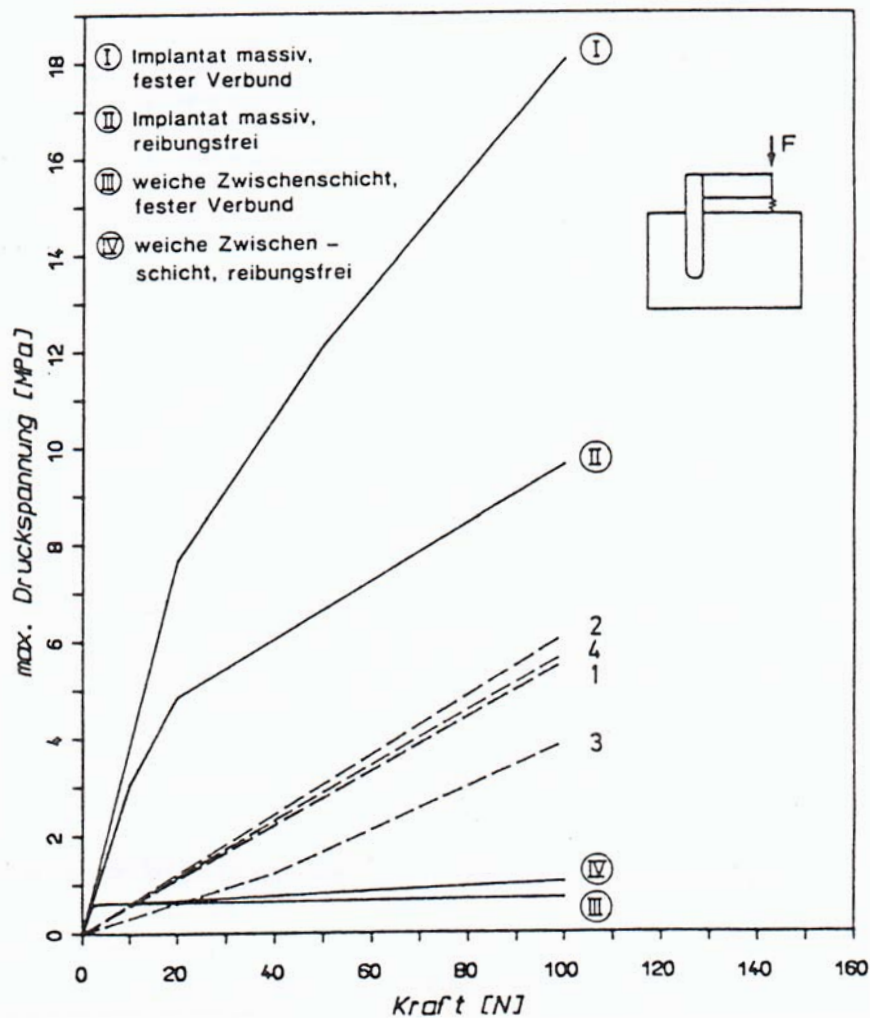
3 IN-VIVO UND IN-VITRO-MESSUNGEN ZUR BELASTUNG VON IMPLANTATEN

3.1 IN-VITRO-KRAFTMESSUNGEN

Um eine bessere Datenerhebung über die Last- und Kraftverteilung, die Implantate und Zähne im Hinblick auf das knöcherne Lager betreffen, zu generieren, werden In-vivo-Belastungsmessungen durchgeführt. Wesentlicher Nachteil dieser Methode ist nach SPIEKERMANN (1993) die mangelnde technische Durchführbarkeit: Messübermittler müssen hierbei technisch und biologisch korrekt eingebaut werden, was sich jedoch schwierig gestaltet.

Besser durchführbar sind hier In-vitro-Untersuchungen. Nach MONTAG et al. (1991) und LUNDGREN et al. (1989) kann in einem 3-D-Diagramm in In-vitro-Untersuchungen das Kräfteverhältnis dargestellt werden.

SIEGELE (1989) bestimmte durch In-vitro-Messungen die maximalen Druckspannungen $\sigma_{\max}$ im Implantat-Knochen-Grenzbereich. Die folgenden Abbildungen dienen zur graphischen Veranschaulichung:



Maximale Druckspannung im Knochen bei vertikaler Kraftapplikation

---- = max. Druckspannung bei Vertikalbelastung des Implantats

I = Implantat starr mit kraftschlüssigem Verbund

II = Implantat starr mit formschlüssigem Verbund

III = Implantat und weiche Zwischenschicht, fester Verbund

IV = Implantat und weiche Zwischenschicht, formschlüssiger Verbund

Abbildung 27; aus: Richter, E., Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat:

Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen, 1992, S.89 [ursprüngl.

nach SIEGELE (1989)]

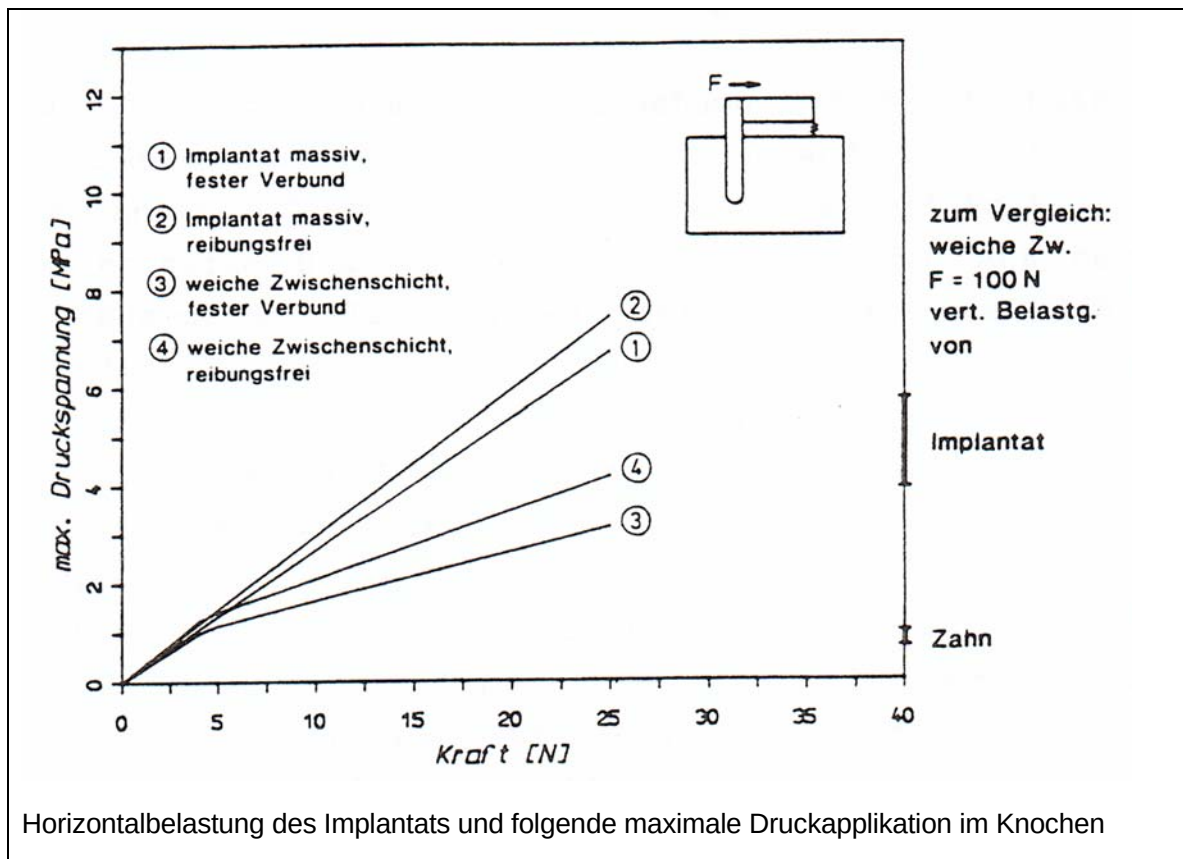


Abbildung 28; aus: Richter, E., Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen, 1992, S.90 [ursprüngl. nach SIEGELE (1989)]

kraftschlüssiger Verbund Implantat-Knochen:				
Vertikalbelastung:	70 Nmm (in vivo)	$\sigma_{\max}$	$\approx$	4 MPa
Transversalbelastung:	170 Nmm (in vivo)	$\sigma_{\max}$	$\approx$	6 MPa
Mesiodistalbelastung:	52 Nmm (in vivo)	$\sigma_{\max}$	$\approx$	1,3 MPa

Abbildung 29; aus: Richter, E., Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen, 1992, S.90 [ursprüngl. nach SIEGELE (1989)]

formschlüssiger Verbund Implantat-Knochen:					
Vertikalbelastung:	70 Nmm (in vivo)	$\sigma_{\max}$	$\approx$	4,4 MPa	
Transversalbelastung:	170 Nmm (in vivo)	$\sigma_{\max}$	$\approx$	6,8 MPa	
Mesiodistalbelastung:	52 Nmm (in vivo)	$\sigma_{\max}$	$\approx$	1,0 MPa	

Abbildung 30; aus: Richter, E., Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat:

Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen, 1992, S.91 [ursprüngl.

nach SIEGELE (1989)]

RICHTER (1992) stellt in einem In-vivo-Vergleich der Biegebelastungen in mesiodistaler und in vestibulooraler Richtung fest, dass die transversalen Biegemomentkräfte besonders kritisch zu betrachten sind, da die Messwerte wesentlich höher liegen als in der sagittalen Richtung. Der Grenzwert der Biegebelastung in sagittaler Richtung wird vom gleichen Autor bei 30 ± 15 Nmm angesetzt, wobei IMZ-Implantate mit definiertem Durchmesser (3,3 mm) und dem Intramobilen Connector Gegenstand der Untersuchung sind. Bei starren Implantattypen sollen keine wesentlich höheren Biegemomente auftreten in Bezug auf die Zahnreihe. Dies hat die theoretische Überlegung zur Folge, dass auch ohne Stossdämpfermodule Verbundbrückenkonstruktionen inseriert werden könnten.

Aus biomechanischer Perspektive vertritt RICHTER (1992) die These, dass es bei Betrachtung der Beweglichkeit eine annähernde Gleichwertigkeit zwischen einem natürlichen Zahn und einem Implantat gibt.

Aus den o. g. Aufstellungen ist ersichtlich, dass die Transversalbelastung die höchste Kraftspannung aufweist. Zu finden ist diese Kraft nach RICHTER (1992) grundsätzlich im Penetrationsbereich des Knochens durch das IMZ-Implantat. Die maximalen Biegemomente in sagittaler Richtung sind hier kleiner als diese in oro-vestibulärer Richtung.

Dies bedeutet im Folgeschluss, dass die Verbindung zwischen Zahn und Implantat ohne Bedeutung für den Knochenabbau am Implantat ist, wenn oro-vestibuläre Biegemomente größer sind.

Dies würde als weitere Konsequenz bedeuten, dass dieser Umstand auch für die als unkritischer angesehene rein-implantatgetragene Brücke gilt.

Die verursachten Spannungen durch Vertikalbelastungen zeigen hier eine Abhängigkeit von der Art und Weise des Knochen-Implantat-Verbundes: Zum einen finden sich diese apikal bei reinem Formschluss, zum anderen bei festem Knochen-Implantat-Verbund im marginalen Kortikalisbereich. Es wird festgestellt, dass die Intrusion des natürlichen Zahns so klein ist, dass keine maximale Intrusion des Zahns beim Kauen erfolgt: kurze, schnelle und kleine Auslenkungen sind in der Mehrzahl, d.h. es gibt wenig vertikale bzw. sagittale Biegemomente.

Der gleiche Autor fordert als Ableitung dieser Vorbedingungen, dass die implantologische Konstruktion möglichst biegemomentarm sein soll, damit quere Belastungen gering gehalten werden.

3.2 FINITE ELEMENTE MESSUNGEN

Nach MAILATH et al. (1989, 1991) zeigen Finite-Element-(FE)-Berechnungen, dass unter normaler physiologischer Belastung bei Implantaten die Spannungsspitzen in der Kortikalis hoch sind, jedoch gleichzeitig in Höhe der Implantatspitzen der spongiöse Knochen eine Entlastung erfährt. Erklärbar wird dies über die ca. 10fach höhere Rigidität der Kortikalis im Vergleich zur Spongiosa.

Diese FE-Rechenmethode ist die Substrukturierung von Strukturen in Einzelemente, die eine ähnliche Größe haben. Jedem Einzelement kann eine spezielle Materialeigenschaft zugewiesen werden. Außerdem werden die Einzelemente über Knotenpunkte verlinkt. Dieses Modell dient in simplifizierter Form einer Simulation einzelner Bereiche des Knochens i.e.S. der kortikalen und der spongiösen Region. Mittels einer Applikationssoftware lassen sich Parameterveränderungen an definierten Einzelementknotenpunkten nach Angabe von Kraft- und Spannungseinwirkung simulieren und berechnen.

Nach SIEGELE (1989) eröffnet die Methode der FE-Analyse die Möglichkeit, unterschiedliche Materialien und Materialeigenschaften in die Berechnungen mit einzubeziehen. Die berechneten Verschiebungen und Spannungen können auch in einem dreidimensionalen Diagramm dargestellt werden.

WATZEK und MAILATH-POKORNY (2000) stellten fest, dass der kortikale Knochen wegen seines 10mal höheren E-Moduls der Verbiegung eines Implantates (Belastung in horizontaler Richtung) oder dem Einsinken (Belastung in vertikaler Richtung) einen wesentlich höheren Widerstand entgegensetzt als der spongiöse Gegenpart.

In der Folge konzentrieren sich hohe Spannungsspitzen um den Implantathals. Man nimmt an, dass die unphysiologisch hohen Druckspannungen im kortikalen Bereich – dort, wo das Implantat durchtritt – die z. T. zu beobachtenden knöchernen Resorptionen mit verursachen. Unter Zuhilfenahme von geeigneteren Implantatformen und –materialien wird nun versucht, eine Optimierung der Grenzflächenbedingungen zu erreichen und die Spannungen in diesem Bereich zu reduzieren.

Durch mathematische Berechnungen ist bekannt, dass insbesondere die Spannungsspitzen im Bereich der Kortikalis durch ein Hinaufsetzen der Steifigkeit eines Implantates reduziert werden können. Nach PLENK und ZITTER (1993) ergibt sich, dass sich die Forderung nach isoelastischen, dem Knochen ähnlichen Materialien, als falsch erweist. Des Weiteren konnten ihre Berechnungen zeigen, dass bei solchen Materialien die Spannungswerte etwa doppelt so groß wären wie bei steiferen Materialien. Es ist grundsätzlich physikalisch möglich, eine Erhöhung der Steifigkeit eines Implantates durch eine Vergrößerung des Implantatdurchmessers zu erreichen.

Die folgende Abbildung soll diesen Zusammenhang graphisch veranschaulichen:

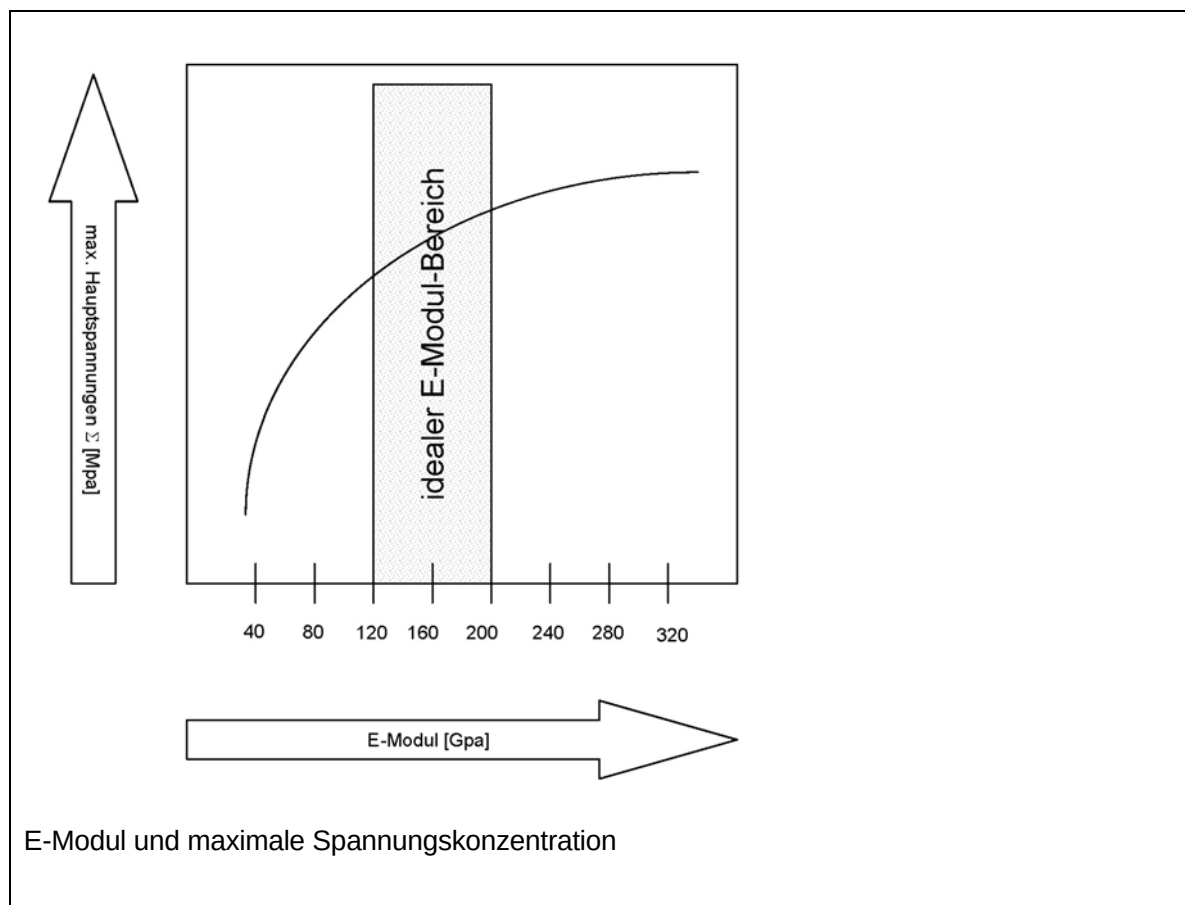


Abbildung 31; aus: Schwenzer-Ehrenfeld, Zahnärztliche Chirurgie 3, S.134, Thieme-Verlag 2000

Es muss bemerkt werden, dass es keinen linearen Zusammenhang zwischen der Abnahme der maximalen Spannungen und steigendem E-Modul gibt. Der ideale Steifigkeitsbereich liegt hier etwa zwischen 120000 und 200000 Newton. In diesem Bereich sind nach WATZEK und MAI-

LATH-POKORNY (2000) die bei Implantaten verwendeten Materialgruppen Titan, Tantal und Niob anzusiedeln:

Elastizitätsmodule einiger gängiger Implantatmaterialien im Vergleich zum Knochen	
Material	E-Modul [N/mm ²]
Spongiosa	2 000
Kompakta	20 000
Glaskohle	25 000
Titan	120 000
Niob	160 000
Tantal	180 000
Cr-Ni	200 000
Aluminiumoxid	400 000

Abbildung 32; aus: Schwenzer-Ehrenfeld, Zahnärztliche Chirurgie 3, S.133, Thieme-Verlag 2000

In Untersuchungen von MENICUCCI et al. (2001) wird unter Zuhilfenahme einer zwei- und dreidimensional begrenzten FE-Analyse das Kraftbelastungsdiagramm erstellt, das nach der Implantation in dem Fall entsteht, wenn ein natürlicher Zahn mit einem distal von ihm gesetzten Implantat starr verbunden wird.

Es werden hier zwei Arten der Belastung untersucht: Eine kontinuierliche, statische und eine kurze, punktuelle Kraftstoßbelastung sind gegenübergestellt. Man findet hier einen Hinweis darauf, dass die Belastungsdauer möglicherweise einen größeren Einfluss auf das funktionelle System Zahn – Implantat hat als die Intensität der Belastung selbst.

Somit scheint die kontinuierliche Kraft ungünstiger auf den Knochen zu wirken. MENICUCCI ET al. (2001) weisen dem Ligamentum parodontale eine Kernfunktion bei der Lastverteilung zwischen Implantat und Zahn bei starrem Verbund zu.

3.3 SPANNUNGSOPTISCHE UNTERSUCHUNGEN

Bei dieser Methode werden Kunststoffmodelle verwendet, in denen ein belastbares Implantat eingebracht wurde. Man untersucht spannungsoptisch mit Hilfe von polarisiertem monochromatischem Licht. Da das Implantat aufgrund seiner Größe eine große Schichtstärke des Kunststoffmodells erfordert, kommt es durch Überlagerungsphänomene zu ungünstigen Messergebnissen. Nach SPIEKERMANN (1993) ist dieser Methode heute geringere Bedeutung beizumessen.

3.4 AUSGLEICHSMECHANISMEN DER UNTERSCHIEDLICHEN BEWEGLICHKEIT VON ZÄHNEN UND IMPLANTATEN

Zunächst wurde in den 1980er Jahren postuliert, dass es bei einem Verbund von Implantaten und Zähnen das Implantat überbelastet wird. Als Folge dieser Überbelastung wurden periimplantitische Folgen wie Abbau des Knochens und damit auch Verlust der Implantate angesehen.

Bei Betrachtung der Vertikal- und Horizontalbeweglichkeit in der Gegenüberstellung von Zähnen und Implantaten ergeben sich wie o. g. durch unterschiedliche Verankerungsmechanismen nach SPIEKERMANN (1993) 10 – 100fach höhere Beweglichkeiten bei Zähnen im Vergleich zu Implantaten.

Dieser signifikante Unterschied veranlasste einige Autoren zu der Aussage, dass bei zahnimplantatgetragenen Konstruktionen sog. Pufferelemente im Sinne eines „stress-brakers“ eingesetzt werden sollten.

3.4.1 TÜBINGER SOFORTIMPLANTATE (FRIALIT)

Dieser Implantattyp besteht aus einer chemisch reinen multikristallinen Aluminiumoxidkeramik. SOLTESZ et al. (1981) konnten zeigen, dass ein Stufenzylinder-Implantattyp im Vergleich zu zylindrisch oder schraubenförmig gestalteten Implantaten günstigere Voraussetzungen für eine Kraftverteilung bot. Das Implantat war lakunenförmig gestaltet, damit das Knochengewebe in diese Nischen hineingenerieren sollte. Die Stufenform wurde nach SPIEKERMANN (1994) ähnlich einer natürlichen Zahnwurzel gestaltet.

Die Druckverteilung sollte nach TETSCH (1984) abwechselnd über Stufen des Implantats bei vertikaler und horizontaler Belastung erfolgen, wobei auch eine Oberflächenvergrößerung bei einem kreisrunden Querschnitt dieses Implantattyps zu verzeichnen war. Die Kanten des Implantats erfuhren ebenfalls an Basis und Stufen eine Abrundung um die o. g. Druckspitzen in den Kontaktzonen so gering wie möglich zu halten.



Abbildung 33; aus: Tetsch, P., Enossale Implantationen in der Zahnheilkunde, Carl Hanser Verlag München 1984

Im Falle eines festen Verbundes mit dem Knochen zeigten SIEGELE et al. (1987) auf, dass es beim Tübinger Implantat zu einer relativ gleichmäßigen Verteilung der Spannungen kommen kann. Bei einer formschlüssigen Anpassung des Implantats an den Knochen jedoch fanden die gleichen Autoren heraus, dass die mechanische Belastung zu einer wesentlich ungünstigeren Situation führt, weil hier hauptsächlich die Stufen des Implantats die angewendeten Kraftbelas-

tungen aufnehmen. Die maximale Spannung ist bei einer Situation, in der sich die oberste Stufe des Implantats nicht im kortikalen Knochen befindet, niedriger.

Konzipiert wurde dieser Implantattyp in erster Linie für Sofortersatz von Zähnen; FENEIS (1952) fand heraus, dass die *Fibrae circulares* des Zahnhalteapparates für die Anlagerung zu nutzen. Aus diesem Grunde war auch zur Anlagerung des Weichteilsaums an Zahnhals und Pfeiler in das Implantat eine Rille eingearbeitet.

Tierexperimente und klinische Studien am Menschen zeigen nach D`HOEDT et al. (1981), dass bei funktioneller Kraftbelastung eine bindegewebsfreie Zone zwischen Knochen und Implantat entsteht und über längere Zeit persistiert.

Nach SCHULTE (1981) erfolgt die Anlagerung zwischen Knochen und Implantat entzündungsfrei und bleibt auch in diesem Maße klinisch unauffällig über Jahre. Der gleiche Autor empfahl aber auch, Tübinger Sofortimplantate erst in der terminalen Phase der Interkuspidation Kontakt zur antagonistischen Zahnreihe zukommen zu lassen, um eine Überbelastung des Implantats zu vermeiden. Hier wird gefordert, dass unter Einbeziehung bekannter klinischer Okklusionsprüfungen wie die habituelle Interkuspidation, geführte Protrusion und Laterotrusion, die Suprakonstruktion am betreffenden Implantat zeit- und kraftversetzt belastet wird: Die natürliche Restbezahnung erfährt eine Kraftauslenkung mit einem Längenbetrag von höchstens 10 µm und erst danach tritt die Suprakonstruktion am Implantat in die okklusale Kraftverteilungslinie ein. Auf diese Weise sollte eine Art Puffer-Funktion über die Position der Suprakonstruktion des Implantats als auch die technische Gestaltung des Implantatkörpers erfolgen.

LUKAS et al. (1982) führen aus, dass keine Erfolgsabhängigkeit zwischen der gewählten Art der Suprakonstruktion und dem Implantat vorliegt, solange eine richtige okklusale Beziehung zwischen Suprakonstruktion und antagonistischem Körper existiert.

3.4.2 IMZ-SYSTEM

Wie bereits bei der Problematik der unterschiedlichen Elastizitätssysteme von Zahn und Implantat erwähnt, kam es insbesondere beim Indikationsbereich der reduzierten Unterkieferbezahnung zu der Fragestellung, ob es notwendig wäre, ein „Puffer-System“ für zahn-implantatgetragene Konstruktionen zu verwenden.

SCHROEDER und LEDERMANN (1983) nahmen eine ausreichende Knochenelastizität an, um eventuell vorhandene biomechanische Differenzen auszugleichen. Andererseits postulierten KANTH (1972), Koch (1976), KIRSCH (1979) und RIESS (1983) die Meinung, dass Stossdämpfungsmodule notwendig wären, um eine Imitation der Zahnbeweglichkeit herbeizuführen und die Kaukrafteinleitung besser zu beherrschen.

KOCH (1976) entwickelte das IMZ-Implantationssystem, das von KIRSCH modifiziert wurde. Das System selbst war zweiphasig und die Implantate bestanden aus hochreinem Titan. Seit 1978 wurde die Oberfläche modifiziert mit einem Titan-Plasma-Spray.

Die folgenden Graphiken zeigen die Geschichte der Entwicklung des IMZ-Implantatsystems:

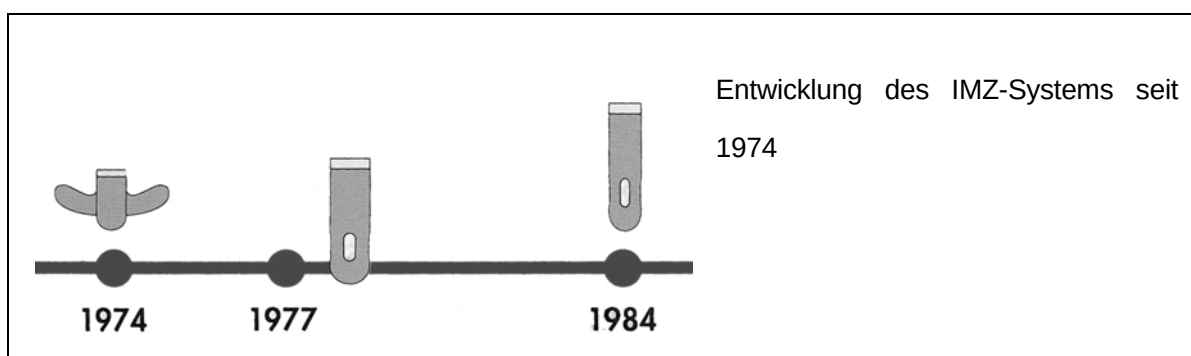


Abbildung 34; aus: IMZ-Twin-Plus Manual, Friadent 2003

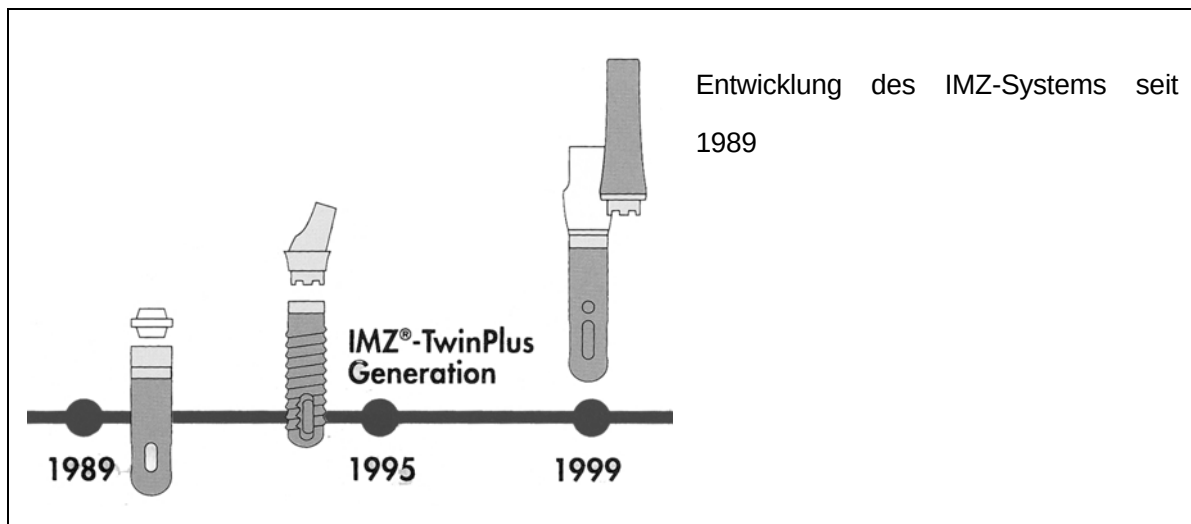


Abbildung 35; aus: IMZ-Twin-Plus Manual, Friudent 2003

Nach der Auswertung von histologischen Humanpräparaten und physikalischen Beweglichkeitsmessungen erkannten KIRSCH u. ACKERMANN (1983), dass es bei einer belastungsfreien Einheilung zu einem physiologischen primären Implantat-Knochen-Kontakt kommt. Dieser Verbund ist auch unter späterer Belastung beständig.

TETSCH (1984) sieht in der Imitation einer Stossdämpferfunktion, die ursprünglich das System Zahn-Desmodont-Knochen darstellt, durch ein entsprechendes Polyoximethylen-Modul mit Titan-kern eine wesentliche Voraussetzung des Weiterbestehens dieses primären Verbunds. Der gleiche Autor führt die Bewertung dieses Systems auch als Hilfsmittel zur Indikationsbewertung für den Fall eines Verbunds von natürlichen Zähnen und Implantaten an.

Nach SPIEKERMANN (1994) beträgt der Konuswinkel des Intramobilen Konnektors 15° , was eine Nivellierung der Achsenrichtungen von Implantaten um einen Betrag von höchstens 30° ermöglicht. Der Rotationspunkt des Systems Implantatkörper-Intramobiler Konnektor liegt nach KIRSCH (1991) vermutlich im Zentrum des Stossdämpfermoduls.

Das System selbst besteht aus zwei Typen von Implantaten: wahlweise stehen 11, 13 und 15 mm Länge und ein genormter Durchmesser von 4 mm für ein Zylinderimplantat zur Verfügung, während 10 mm Länge für ein Zylinderextensionsimplantat angegeben werden. Das Design des Implantats weist eine basale Perforation auf, die es dem Knochengewebe ermöglichen soll, besser zu regenerieren. Weiterhin soll durch diese Gestaltung eine bessere Rotationsstabilität vorhanden sein.

TETSCH (1984) empfiehlt nach eigenen klinischen Beobachtungen ein jährliches Auswechseln des Stossdämpfungselements. Dadurch ist es jedoch notwendig, dass die prothetische Suprastruktur bedingt abnehmbar gestaltet werden muss.

KIRSCH (1982) und FUHRMANN (1983) führten klinische und labortechnische Messungen durch, die bestätigen sollten, dass es beim Vergleich der Implantatkinetik in horizontaler Richtung Äquivalenzen zu parodontal gesunden Zähnen gäbe. Nach ihrer Ansicht gäbe es die Möglichkeit der Mobilitätsadaptation des implantatgestützten Zahnersatzes durch die Pufferfunktion des IMZ-Systems.

In einem Vergleich der Knochenbeanspruchung von Tübinger und IMZ-Implantat fanden SIEGELLE et al. (1987) heraus, dass ein fester Verbund, insbesondere im kortikalen Bereich, eine hohe Konzentration der Spannungen im oberen Austrittsbereich des Implantats verursacht, wohingegen bei Formschluss im basalen Teil des Implantats eine wesentlich geringere Knochenbelastung vorliegt. Es wird hier empfohlen, eine feste Knochen-Implantat-Integration zu vermeiden. Ein fester Verbund in der Spongiosa und eine leichte Mobilitätsmöglichkeit im Kortikalisbereich sollte hier für das IMZ-Implantat angestrebt werden.

VIZETHUM et al. (1994) gehen davon aus, dass permanente Spannungen im knöchernen Lager durch den Intramobilen Connector um maximal die Hälfte reduziert werden: Die Auslenkung implantatgetragener Kronen auf einem Intramobilen Connector ist ähnlich der eines klinisch gesunden Molaren. Im Vergleich zu einem starren Verbindungselement erfährt das IMZ-System eine 3x fach höhere Auslenkung bei physiologischer Belastung. Auch hier soll das Rotationszentrum im Intramobilen Connector zu liegen kommen. Man vermutet hier ebenfalls eine teilweise Entkopplung der Kinematik der Suprastruktur gegenüber der Implantatankylose durch das angeführte Stossdämpfungselement.

RICHTER (1992) führt in seinen Untersuchungen an, dass sein Probandenkollektiv eine tolerable Supraokklusion auf dem Implantat mit einem ungefähren Betrag von 100 µm hat und stellt die Frage nach dem Nutzen eines Intramobilen Zylinderelements zum Ausgleich der unterschiedlichen Mobilität von Zahn und Implantat. Bereits in einer früheren Untersuchung konnten RICHTER et al. (1987) zeigen, dass die Vertikalnachgiebigkeit des Intramobilen Elements nicht an 100 µm heranreicht. Dieses Ergebnis hat folgende Überlegung als Konsequenz: Es wird kein effektiver

stoßdämpfender Effekt beim Pressen erzielt. So wird dem Gesichtsschädel und den elastischen Einzelkomponenten eine ausreichende Deformationskapazität zugewiesen, die zum Ausgleich nicht unbegrenzt hoher aber punktuell erhöhter Kraftstöße interindividuell reichen kann.

Bereits LUNDGREN et al. (1985) vermuteten, dass eine Stossdämpfungsfunktion bei Implantaten nicht von Notwendigkeit sei.

In einer Studie von BABBUSH et al. (1993) wird angeführt, dass die wesentlichen Einflussfaktoren auf die Langzeitüberlebensrate im Gebrauch der längsten und bezogen auf den Durchmesser breitesten Implantate, angepasst an die klinische Situation, liegen.

Seit 1995 wird nach WEIBRICH et al. (2001) das weiterentwickelte IMZ-Twin-Plus-System eingesetzt. Die angeführten Autoren bezeichnen dieses System als sinnvolle Ergänzung der bestehenden IMZ-Systeme insbesondere im Hinblick auf einen neuen Verdrehenschutz dieses Zylinder-Schraubenimplantates.

3.4.3 ZEMENTIERUNG UND VERSCHRAUBUNG

Aus klinischer Sicht bestehen nach SPIEKERMANN (1994) bei Brückenkonstruktionen auf Implantaten zwei Möglichkeiten der Fixation der Suprakonstruktion: die Zementierung in definitiver oder provisorischer Form oder verschraubbare Verbindungen, die bedingt abnehmbar sind.

Als Vorteil einer abnehmbaren verschraubten Verbindung wird hier die Möglichkeit einer nachträglichen Korrektur/ Reparatur neben der besseren Einsicht auf die inserierten Implantate gesehen. Nachteilig kann sich nach SPIEKERMANN (1994) aber eine kompliziertere Handhabung der verschraubten Suprakonstruktion auswirken.

Aufgrund der technisch aufwendigen Gestaltung von verschraubten Suprakonstruktionen ergibt sich i. d. R. eine komplizierte Handhabung.

BELSER et al. (1994) führt folgende Vorteile der zementierten Konstruktion an:

- ▶ Stabilität, keine Lösung der Gesamtrestauration
- ▶ einfachere Reinigungsmöglichkeit
- ▶ Wirtschaftlichkeit

Als Nachteile der zementierten Suprakonstruktion sehen die gleichen Autoren an:

- ▶ erschwerte Kontrollmöglichkeit der Implantate: keine Kontrolle tief subgingival liegender Zementspalten
- ▶ kaum Modifikationsmöglichkeiten bei biologischen u. technischen Misserfolgen und notwendige Umgestaltung der Suprakonstruktion

BELSER (1994) fügt weiter hinzu, dass bei Misserfolg ein neues Implantat inseriert werden kann und die vorhandene Suprakonstruktion möglicherweise ohne größeren Aufwand modifiziert und an die neue prothetische Situation adaptiert werden kann. Existierende Teile eines Geschiebes können herangezogen werden für eine konventionelle Lösung im Sinne z.B. einer Freidendprothese.

Im Wesentlichen hängt das klinische Vorgehen davon ab, ob eine Suprakonstruktion bedingt abnehmbar (verschraubt oder provisorisch zementiert) gestaltet wird, und ob die Verbindung zwischen Implantat und prothetischem Aufbau dauerhaft fest ist und keine Lockerungen bzw. Ermüdungsbrüche aufzeigt.

Durch Verbesserung der Verbindung zwischen Implantat und prothetischem Aufbau mittels spezieller Rotationssicherungen und Schrauben, die mit vorgeschriebenen, auf das jeweilige System angepassten Drehmomenten fixiert werden, wird der Weg zu einfachen, nicht verschraubbaren Suprakonstruktionen möglich gemacht.

GUICHET et al. (2000) untersuchten in einem photoelastischen Modell das Verhältnis von Stress-Generation auf zementierte oder verschraubte Suprakonstruktionen. Die Passivität des Sitzes und die marginalen Diskrepanzen wurden bei beiden Typen bestimmt. Das Anziehen von Schrauben verursacht hier eine Reduktion des marginalen Randschlusses, während der Randschluss bei zementierten Suprakonstruktionen vor und nach dem Zementierungsvorgang ähnlich war. Die verschraubten Konstruktionen zeigen eine gewisse Variabilität in Intensität und Ort der Stressbelastung mit verschiedenen Beispielen von eher apikal lokalisierten Stresskonzentrationen. In ähnlicher Weise verhalten sich zementierte Designs, allerdings mit reduzierterem Stresslevel und einer örtlichen Tendenz der Stresskonzentration in koronaler Richtung. Die Auswertung der Versuchsergebnisse zeigt, dass zementierte Module eine ausgeglichene Stresslastdistribution an den Tag legen als die verschraubten Alternativen.

Photoelastische Resultate aufgelistet in der Reihenfolge von steigendem Stress.

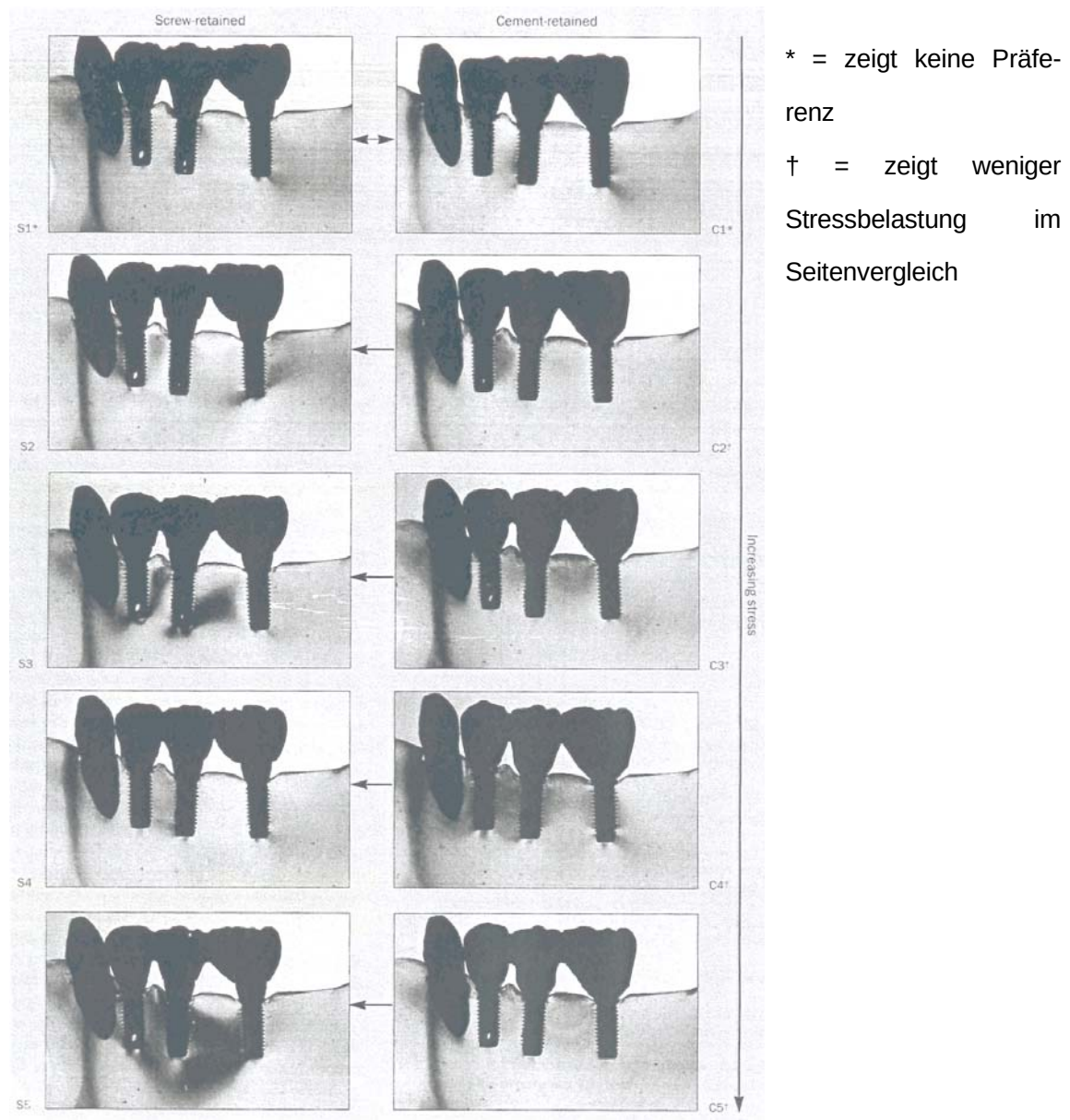


Abbildung 36: Guichet et al., Passivity of Fit and Marginal Opening in Screw- or Cement-Retained Implant Fixed Partial Denture Designs, Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 239 – 246

PIETRABISSA et al. (2000) stellen in einem In-vitro-Vergleich von 3 verschiedenen prothetischen Aufbauten voran, dass es in der Praxis fast unmöglich ist, eine perfekte Passgenauigkeit zwischen prothetischem Gerüst und Implantataufbauteilen zu erreichen. Passungenauigkeiten, die grundsätzlich durch individuelle Anfertigung der festsitzenden Konstruktion gegeben sind, setzen das Gerüst unter Spannung und bewirken zwangsweise Reaktionen. Die Autoren stellen hier

statische Kräfte als Auslöser voran, die die Komponenten des Implantats und den angrenzenden Knochen and der Implantat-Knochen-Kontaktstelle mit Belastung versehen und deshalb auch zu Umbauvorgängen in und am Knochen führen können.

Abhängig von der Passungsgenauigkeit kann durch diese Reaktionen des Knochens eine Lockerung von Schrauben herbeigeführt werden sowie eine Ablösung der Knochen-Implantat-Berührungsfläche erfolgen. Diese würde dann den Implantatmisserfolg bedeuten.

In den Versuchsanordnungen von PIETRABISSA et al. (2000) wird insbesondere untersucht, inwiefern verschiedene Prothetikmodule (Standard, EsthetiCone und CerAdapt, Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) in der Lage sind, Fehler zu kompensieren. Es werden sowohl Translationsfehler als auch Rotationsfehler in den Messvorrichtungen untersucht.

Die kleinste Spannung in Bezug auf Translationsfehler zeigt hier ein System mit zementierten keramischen Prothetikteilen. Das Standardsystem (verschraubt) korreliert mit der kleinsten Spannung in Bezug auf Rotationsfehler.

MICHALAKIS et al. (2003) geben eine kritische Übersicht über den Vergleich von zementretinierten und schraub-retinierten Implant-Konstruktionen: Beim Thema Wirtschaftlichkeit und Fabrikation räumen die Autoren zementierten Modulen Vorteile ein, weil traditionelle prothetische Techniken zum Einsatz kommen und es keinen Anlass gibt, spezielle Zusatzkurse zur Erlangung von besonderen Fertigkeiten in Bezug auf neue Systeme zu besuchen.

Außerdem sind zementierte Konstruktionen hier weniger kostenintensiv. Restaurationen mit einer Divergenz von weniger als 17° Achsenneigung sind auch leichter mit Zementierungen zu erreichen.

Ein weiteres Thema ist die Passivität des Gerüsts hinsichtlich prothetischer Komplikationen: schlecht sitzende verschraubte Aufbauten sind einem Zitat dieser Autoren hinsichtlich klinischer Studien von NAERT et al. (1992), KALLUS (1994) und HEMMINGS (1994) möglicherweise primäre Gründe für Schrauben-Verlust oder –Fraktur.

Eine weitere Komplikation in Bezug auf ungenügende Passung von Gerüsten ist nach LEKHOLM et al. (1994) die Implantatfraktur mit einem Anteil von ca. 1,5 % von restaurierten Implantaten in einem Zeitraum von 3 bis 15 Jahren.

Die Okklusion wird von MICHALAKIS et al. (2003) als ein weiterer Faktor zum Vergleich von zementierten und verschraubten Aufbauten herangezogen: Die Fläche, die das Zugangsloch für die Schraube einnimmt, kann sehr kritisch bei der Erstellung von idealer Okklusion in allen Angle-Klassen sein – speziell für Molaren – weil der okklusale Kontakt genau auf der fraglichen Fläche zu liegen kommen kann.

Das Bedecken der Zugangskavitäten mit Kompositmaterial ist nicht kompatibel mit Langzeitstabilität nach EKFELDT et al. (1988). Auf der anderen Seite können ideale okklusale Kontakte bei zement-retinierten Aufbauten eingeplant werden und eine langzeitstabile Anwendung haben.

Als weiteres Thema wird bei MICHALAKIS et al. (2003) die Abnehmbarkeit von prothetischen Restaurationen auf Implantaten diskutiert. So wird dies als wesentlicher Nachteil der zementierten Aufbauten herangezogen. Obwohl es aufgrund der höheren Langzeitstabilitäten von Implantat und Aufbau nicht unbedingt notwendig wäre, ein provisorisches Zement zu verwenden, ist dies doch bei verschiedenen Autoren als Notwendigkeit in der Behandlungsvariabilität Gegenstand der Diskussion.

Nach In-vitro-Studien von KENT et al. (1997) kann geschlossen werden, dass Einzelimplantatrestitutionen mit provisorischem Zement eine günstige Arbeitsbasis liefern. In einer anderen Studie von MICHALAKIS et al. (2000) wird die Zugfestigkeitsbeanspruchung in einer In-vitro-Messung bei provisorischen Zementen untersucht, wobei die Ergebnisse bei verschiedenen Zementarten differieren.

SINGER et al. (1996) präsentiert in einer klinischen Studie Ergebnisse von 92 Implantat-unterstützten festsitzenden Teilprothesen, die von 6 Monaten bis 3 Jahren temporär zementiert wurden. Sowohl die Einzelzahnrestaurationen als auch die Teilprothesen wurden temporär mit Temp-Bond® oder IRM® zementiert. Komplikationen bestanden hier im Auswaschen des Zements, Fraktur der Keramik, Verlust der zentralen Schrauben und Implantat-Verlust.

Ziel dieser Studie ist es, Alternativen zu schraub-retinierten Aufbauten aufzuzeigen. Die Autoren vergleichen die meisten Komplikationen, die über festsitzende prothetische Suprakonstruktionen bei der verschraubten und zementierten Variante bekannt sind.

Auf diese Weise werden verschraubten Aufbauten Abnehmbarkeit und eine rigide Verbindung zwischen Restauration und Abutment zuerkannt. Provisorisches Zementieren bietet nach dieser Gegenüberstellung ebenfalls eine gute Verbindung zwischen Aufbau und Abutment bei sorgfältiger Präparation. Eine geringe Versagensquote ist auffallend bei der zementierten Variante. Im Falle eines Zementverlusts durch Herauswaschen gestaltet sich die Reparierbarkeit einfacher und der Zeitfaktor ist ebenfalls geringer weil die Rezementierung eine standardisierte Methode in der prothetischen Versorgung darstellt.

AKCA et al. (2002) verglichen in einer In-vitro-Studie uniaxiale Widerstandskräfte von permanenten und provisorischen Zementarten nach Einsatz in implantatunterstützten Kronen. Es wird eine Empfehlung ausgesprochen, Glass-Ionomer und Zink-Phosphatzemente zu verwenden, um die Dauer des Zementierungshalts zwischen Krone und Implantatoberfläche zu verlängern und damit zu verbessern. Insbesondere gilt dies für Restaurationen auf kurzen Abutments. Temporäres Zementieren wird hier insbesondere bei Restaurationen, die von mehreren Implantaten getragen werden, für geeignet gehalten.

Mit Hilfe einer In-vitro-Studie verglichen RANDI et al. (2001) den Sitz von abnehmbaren zementierten Gerüsten mit aufgewachsenen schraubretinierten Varianten. Außerdem wurde die mechanische Widerstandsfähigkeit der zementierten Restauration einem Test unterzogen: Zementretinierte Restaurationen zeigen hier eine deutlich überlegene passive Passung in der Z-Achse und Vorteile bei angulärer Verdrehung gegenüber verschraubten Aufbauten.

Retentive Widerstandsmessungen zeigen nach Ansicht dieser Autoren als Ergebnis, dass die zementierende Technik mit Teleskopen auf intraorale Situationen mit einem recht hohen Zuversichtsgrad angewendet werden kann.

In einer In-vitro-Studie untersuchten WATANABE et al. (2000) durch eine quantitative Analyse die Lastverteilung bei schraub-retinierten Suprakonstruktionen auf den umgebenden Knochen und

bezogen dabei Fabrikationsmethoden und die Reihenfolge des Schraubenanziehens beim Inserieren ein.

Als Ergebnis stellen die Autoren heraus, dass in jedem Fall Zugkräfte um das Implantat herum produziert werden, wenn die Suprakonstruktion verschraubt wird. Nach Lösen der Schraube verschwindet diese Last auf den Knochen wieder. Die Größe der Zugkraft differiert bei jeder Ableistung ungeachtet der Fabrikationsmethode des prothetischen Aufbaus. Bei gelöteten Suprakonstruktionen spielt die Reihenfolge des Schraubenanziehens eine Rolle in Bezug auf die Größe der Zugkraft, während dies bei passive-fit Suprakonstruktionen nicht oder nur wenig der Fall ist.

DRAGO (2003) verfasste eine Darstellung seiner klinischen Kurzzeit-Studie zur Effektivität von Gold-Tite-square-Abutment-Schrauben in zement-retinierten Implantat-Restaurationen. Hierbei wird das Drehmoment mit einem entsprechenden Indikator bestimmt.

In den Resultaten dieser Studie wird hervorgehoben, dass Abutment-Schrauben mit verstärkten Oberflächen einen höheren Schrauben-Implantat-Kontakt vermitteln, höhere Rotationswerte aufweisen und darüber hinaus kalkulierte Preload-Werte.

Tabelle:

Übersicht der dargestellten Literatur im Hinblick auf Verbindungsart, Quelle, Vorteile und Nachteile der Verbindungsart

<u>Verbindungsart</u>	<u>Quelle</u>	<u>Vorteil</u>	<u>Nachteil</u>
Verschraubung (bedingt abnehmbar)	DRAGO (2003)	▶ verstärkte Oberfläche von Abutment-Schrauben bietet höheren Schrauben-Implantat-Kontakt ▶ höhere Rotationswerte ▶ kalkuliertes Preloading	
	WATANABE et al. (2000)	▶ Lösen der Verschraubung lässt periimplantäre Zugkräfte wieder verschwinden ▶ Bei passive-fit Suprakonstruktionen keine Reihenfolge des Schraubanziehens nötig	▶ Entstehung von periimplantären Zugkräften
	SINGER et al. (1996)	▶ Abnehmbarkeit ▶ rigide Verbindung zwischen Restauration und Abutment	
	EKFELDT et al. (1988)		▶ Bedecken der Zugangskavität mit Kompositmaterial nicht kompatibel mit Langzeitstabilität
	NAERT et al. (1992), KALLUS (1994), HEMMINGS (1994)		▶ bei passiven Spannungen bedingt durch schlecht sitzende Suprakonstruktion: primärer Faktor für Schraubenverlust oder -fraktur
	PIETRA-BISSA et al. (2000)	▶ kleinste Spannung bei Fehlerkompensation bei Rotationsfehlern	
	SPIEKER-MANN (1994)		▶ kompliziertere Handhabung
	BELSER et al. (1994)	▶ Möglichkeit der nachträglichen Kontrolle ▶ Bessere Einsicht auf inserierte Implantate	

provisorische Zementierung	AKCA et al. (2002)	▶ Bei Restaurationen, die von mehreren Implantaten getragen werden, geeignet	
	SINGER et al. (1996)	▶ gute Verbindung zwischen Aufbau und Abutment (nur bei sorgfältiger Präparation) ▶ geringe Versagensquote ▶ einfachere Reparierbarkeit ▶ geringerer Zeitfaktor (Standardmethode in Prothetik)	
definitive Zementierung	RANDI et al. (2001)	▶ Deutliche überlegene passive Passung in Z-Achse. ▶ Vorteile bei angulärer Verdrehung	
	EKFELDT et al. (1988)	▶ ideale okklusale Kontakte einplanbar mit langzeitstabiler Anwendung	
	MICALA-KIS et al. (2003)	▶ Wirtschaftlichkeit ▶ Fabrikation ▶ traditionelle prothetische Techniken einsetzbar ▶ keine Extraausbildung für die Anwendung notwendig ▶ weniger kostenintensiv ▶ Restaurationen mit Divergenz < 17° Achsenneigung besser mit Zementierung versehen	
	PIETRA-BISSA et al. (2000)	▶ kleinste Spannung bei Fehlerkompensation bei Translationsfehlern	
	GUICHET et al. (2000)	▶ ausgeglichene Stresslastdistribution	
	BELSER et al. (1994)	▶ Stabilität, keine Lösung der Gesamtrestauration ▶ einfachere Reinigungsmöglichkeit ▶ Wirtschaftlichkeit	▶ erschwerte Kontrollmöglichkeit der Implantate: keine Kontrolle tief subgingival liegender Zementspalten ▶ kaum Modifikationsmöglichkeiten bei biologischen u. technischen Misserfolgen

In der klinischen Anwendung konkurrieren mehrere anwendbare prothetische Alternativen: zum einen gibt es den konventionell-festsitzenden Zahnersatz auf natürlichen Zähnen. Falls jedoch keine natürlichen Zähne als Pfeiler einer Konstruktion zur Verfügung stehen, ist es möglich, eine rein-implantatgetragene Konstruktion in Betracht zu ziehen. Denkbar ist aber auch eine zahn-implantatgetragene Variante, die zu einem Verbund der natürlichen Restbezahnung mit einem oder mehreren Implantaten führt.

Zu dieser Variante muss folgende Überlegung vorangestellt werden: Zementierte zahn-implantatgetragene Konstruktionen sind i. d. R. spannungsfreier als die verschraubten Alternativen. Bei der Verschraubung wird das System nach WATANABE et al. (2000) immer unter Spannung gesetzt. Eine Zementierung kann jedoch im Gegensatz dazu nach GUICHET et al. (2000) einen gewissen Spannungsausgleich zwischen Implantataufbau und Suprakonstruktion liefern.

In den nächsten Abschnitten soll eine eingehende Darstellung erfolgen, welche Wertigkeit diese Versorgung im Vergleich zu rein-implantatgetragenen Zahnersatz oder festsitzenden Brücken auf natürlichen Zähnen hat. Die Vergleiche erfolgen u. a. in Bezug auf Überlebensrate der Implantate und Zähne sowie auch technischen und biologischen Komplikationen. Dieser Vergleich wird vor allem vor dem nicht immer explizit beschriebenen Hintergrund durchgeführt, welchen Kosten-Nutzen-Effekt dies für die Patienten hat.

4 KLINISCHE UNTERSUCHUNGEN

4.1 FESTSITZENDER ZAHNERSATZ - AUF NATÜRLICHEN ZÄHNEN

Zur Beurteilung des therapeutischen Nutzens einer zahn-implantatgetragenen Konstruktion ist ein Vergleich dieser speziellen Form des Zahnersatzes mit alternativen Therapiemitteln sinnvoll. Hier sind neben der klassischen, konventionellen Brücke auf natürlichen Zähnen die rein implantatgetragenen Suprakonstruktionen zu nennen.

Ein bedeutender Aspekt dieser verschiedenen Therapieformen ist neben der Patientenzufriedenheit die sog. Kosten-Nutzen-Relation. Aussagen darüber sind jedoch nur möglich, wenn bestimmte Parameter zur Beurteilung herangezogen werden können.

Dazu zählen neben der Langzeitfunktion bzw. Überlebensrate die Erfassung von biologischen und technischen Komplikationen dieser verschiedenen Versorgungsformen.

In diesem Sinne sollen zunächst Ergebnisse klinischer Studien zu feststehendem Zahnersatz vorgestellt werden, die nach KERSCHBAUM (1999) durch eine Datenerhebung in Bezug auf eine zeitabhängige Darstellung, Zahn und Art des Restaurationstyps und die Anwendung des in-vitro-Kriteriums definiert sind.

Tabelle:

Langzeitergebnisse von Brücken

<u>Erstautor</u>	<u>Jahr</u>	<u>Brücken</u>	<u>Zeit</u>	<u>% überleben</u>
Leempoel	1987	1674	12	87
Kerschbaum	1991	1669	15	64
Erpenstein	1992	298	15	60
BKK-Studie	1992	2578	6	97

Creugers	1994	Meta-Analyse	15	74
Seth	1995	2583	10	76
Nordmeyer	1996	131	5	98
Scurria	1998	Meta-Analyse	15	75

Abbildung 37; aus: Ergebnisorientierte Versorgung mit Kronen und Brücken, Kerschbaum, T., 2000

KERSCHBAUM (1999) nimmt in einem Resümee zu Langzeitergebnissen und Konsequenzen Stellung zu Faktoren, die auf die Verweildauer von Brückenkonstruktionen Einfluss haben. Hierbei werden im Wesentlichen Ergebnisse einer Habilitationsschrift von LEEMPOEL (1987) zur Beurteilung dieser Problematik herangezogen: Brücken weisen nach KERSCHBAUM (1999) eine durchschnittliche Verlustrate von ca. 1 % nach 10 Jahren auf.

In einer Literaturstudie, die auf einer medline-Literatursuche basiert, zu Überlebens- und Komplikationsraten bei konventionellen, festsitzenden Brückenrekonstruktionen (FPDs) über eine Beobachtungszeit von mindestens 5 Jahren, werten TAN et al. (2004) die Risiken für Misserfolge durch spezifische biologische und technische Komplikationen aus. Das Überleben der FPDs wurde entsprechend des in situ und intakten Misserfolgsrisikos evaluiert. Weitere technische und biologische Parameter wie Karies, Vitalitätsverlust und Auftreten von Parodontopathien wie auch Retentionsverlust, Frakturen von Material und Zahn wurden in die Studie mit einbezogen. Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass die Überlebensrate von festsitzenden Brückenrekonstruktionen über 10 Jahre 89,1 % betrug. Das 10-Jahres-Risikos für Karies wurde mit 2,6 %, jenes für Parodontitis mit 0,7 % angegeben. Retentionsverluste machten 6,4 % über einen Zeitraum von 10 Jahren aus. Pfeilerfrakturen kamen über diesen Zeitraum auf 2,1 % und Materialfrakturen wurden in 3,2 % der Fälle in 10 Jahren beobachtet.

KERSCHBAUM et al. (1991) veröffentlichten eine Analyse mit einer Studie an 1669 Brücken: Endpfeilerbrücken, Brücken im Molaren- und Prämolarenbereich, einspännige Brücken, Brücken im Unterkiefer und jene bei jüngeren Patienten haben wesentlich niedrigere Risiken als z.B. Frei-

endbrücken mit einem Ankerzahn und einem Anhänger. Eine Integration eines zweiten Pfeilers in eine Brücke reduziert das Risiko.

Hinsichtlich der Belastbarkeit parodontaler Strukturen wird in neuerer Zeit durch NYMAN et al. (1979) und YI et al. (1995) deutlich, dass diese größer zu sein scheint als ursprünglich angenommen, so dass einfache und/ oder extendierte Restaurationen auch auf längere Zeitperioden gesehen zum Erfolg führen können.

LEEMPOEL et al. (1995) zeigen allerdings auf, dass Brücken, die mit dem ANTESchen Gesetz von ANTE (1926) vereinbar sind, eine höhere Erfolgswahrscheinlichkeit haben.

Das ANTESche Gesetz zeigt einen Zusammenhang zwischen Attachmentoberfläche der Ankerzähne und der zu ersetzenden Zähne: erstere soll mindestens der Attachmentoberfläche der zu ersetzenden Zähne entsprechen. Wenn ein Zahnhalteapparat durch eine parodontale Erkrankung in seiner Pfeilerwertigkeit reduziert ist, muss diese Regel entsprechend der Restqualität der Attachmentoberfläche angepasst werden.

Jedoch wird in dieser Studie kein Unterschied in Bezug auf die parodontale Gesundheit der Versuchs- und Kontrollgruppen angegeben.

KARLSSON (1986) berichtet in einer klinischen Evaluation über die Ergebnisse bei festsitzenden Brücken 10 Jahre nach der Insertion. Es werden 238 Brücken analysiert. Dabei sind 93,3 % der Extensions-Brücken immer noch in funktionalem Urzustand, ohne dass ein Teil der Restauration entfernt werden musste.

Wenn Extensionsbrücken auf mindestens einem devitalen Pfeiler gelagert sind, werden nach DECOCK et al. (1996), KARLSSON (1989) und LANDOLT (1988) signifikant schlechtere Überlebensraten angegeben.

Bei Extensionsbrücken fanden DECOCK et al. (1996) nach klinischen Untersuchungen heraus, dass 18 Jahre nach Einbringen in die Mundhöhle noch 70 % der vormals installierten Gesamtzahl gebraucht wurden. Die endodontische Therapie an einem Pfeilerzahn wird als Hauptrisikofaktor für einen Verlust der Gesamtkonstruktion gesehen.

PJETURSSON et al. (2004) befassen sich ebenfalls mit einer systematischen Übersicht zu Flieger- oder Extensionsbrücken. Eine Meta-Analyse, die auf der Basis einer medline-Suche ent-

stand, führte zur Angabe einer geschätzten Überlebensrate der Extensionsbrücken von 81,8 % und einer Erfolgsrate von 63 % nach 10 Jahren. Häufigste biologische Komplikation war der Vitalitätsverlust der Pulpa (32,6 %) und die Karies an Pfeilerzähnen in 9,1 % der Fälle. Nach 10 Jahren waren 2,6 % der festsitzenden Extensionsbrücken als Folge von Karies und 1 % als Folge von wieder auftretender Parodontitis verloren gegangen. Häufigste technische Komplikationen waren Retentionsverlust (16,1 %) und Materialfrakturen (5,9 %). Hinsichtlich der Inzidenz von Pfeilerzahnfrakturen wurde festgestellt, dass in 2,9 % Frakturen an Zähnen vorlagen. 2,4 % der festsitzenden Extensionsbrücken gingen als Folge der Pfeilerfrakturen nach 10 Jahren verloren. Die Autoren bewerten diese Ergebnisse dahingehend, dass die Überlebens- und Erfolgsaussichten bei Extensionsbrücken niedriger sind als bei konventionellen Brücken mit endständigen Pfeilern. Der Grad der Häufigkeit biologischer und technischer Komplikationen ist nach dieser Ansicht ebenfalls hoch.

Beim Themenpunkt klinisch-technische Komplikationen zeigt KERSCHBAUM (1989, 1993, 1999) auf, dass ca. 5 – 10 % aller zementierten Kronen-Brückenanker sich grundsätzlich nach dem definitiven Zementieren lösen und mit einer Variabilität bis zu 14 % oft mehr als einmal rezementiert werden. Faktoren dieses Geschehens sind z.B. der Konvergenzwinkel der Präparation der Pfeilerzähne, die Schaffung von Hilfskavitäten, die klinische Position und die Rauigkeit des präparierten Stumpfes. Außerdem sind die Passform und die Innenrauigkeit der eingesetzten Restauration von Interesse für den klinischen Erfolg.

Bei der Vorbereitung des Einsetzens sind Reinigungs- und Trocknungsmethoden für Stumpf und Krone Einflussfaktoren sowie auch die Methode beim Anrühren des Befestigungszements. Die Haftung des Zements kann nach KERSCHBAUM (1993) durch Einprobe mit Fit-Checkern beeinflusst werden. Mechanisch ist auch die Widerstandsfähigkeit der eingesetzten Restauration gegenüber Mastikations- und Artikulationskräftepaaren ein weiterer Faktor bei den klinisch-technischen Komplikationen.

In einer Schlussbemerkung weist KERSCHBAUM (1999) darauf hin, dass die meisten empirischen Analysen signifikant Brücken als langlebige Restaurationen charakterisieren. Selbst nach einer sehr langen Zeitspanne ist oft eine Wiederholungsüberkronung/ Wiederverwendung des bereits benutzten Pfeilerzahns möglich.

Aus diesem Ergebnis schlussfolgert der gleiche Autor, dass Brücken die Überlebensrate natürlicher Zähne durchaus verlängern können: metallkeramische Suprakonstruktionen sind bei Langzeitwirkungen in der zahnärztlichen Praxis von Vorteil und derzeitiger Standard in der zahnärztlichen Prothetik. In 14,5 % der Oberflächen fällt eine Randspaltbildung auf, die auch als die größte Gefahr für die Entstehung von Sekundärkaries gesehen wird. Keramikverblendete Metallgerüste sind signifikant mehr überkonturiert in den interapproximalen Raum im Vergleich zu kunststoffverblendeten Goldbrücken. Zähne die zunächst als vital eingestuft werden, zeigen röntgenologisch eine sichtbare periapikale Läsion.

In der gleichen Weise berichtet LANDOLT et al. (1988), dass bei 5 bis 10 % der überkronten Zähne ein Vitalitätsverlust wahrscheinlich wird. Die Entwicklung einer Karies wird auch hier im Zusammenhang mit dem Randschluss der Kronen signifikant.

Tabelle:				
Überleben von Ankerzähnen (Quelle mit Erstautor, Anzahl Pfeiler, Zeit in Jahren, Überlebensschätzung in %, M = Metaanalyse)				
Erstautor	Jahr	Pfeiler (Brücken)	Zeit	% überleben
Schlösser	1993	588	9	96 Brücken
Seth	1995	3313	10	96 Brücken
Scurria	1998	1525	10	96 Brücken

Abbildung 38; aus: Ergebnisorientierte Versorgung mit Kronen und Brücken, Kerschbaum, T., 2000

Zusammenfassend ist zu bemerken, dass Brücken nach den Studien von KERSCHBAUM (1999) eine zumeist klinisch positiv zu bewertende Langzeitprognose haben. Je mehr Pfeiler in eine Brückenkonstruktion einbezogen werden, desto besser fällt die klinische Langzeitprognose aus. Die Wiederverwendung von bereits überkronten möglichen Pfeilern einer Brückenkonstruktion ist sehr oft möglich und entbietet somit eine Alternative in den zahnärztlich-prothetischen Therapiemöglichkeiten. Als häufigste biologische Komplikationen sind Sekundärkaries und Vitalitätsverlust anzutreffen.

Nach Betrachtung dieser Daten sollen auf den folgenden Seiten der festsitzende rein-implantatgetragene und der zahn-implantatgetragene Zahnersatz Gegenstand der Untersuchung sein.

4.2 FESTSITZENDER ZAHNERSATZ – REIN IMPLANTATGETRAGEN

Bei der Literaturrecherche fällt auf, dass die Quantität der Daten beim Aspekt der Überlebensrate und seiner wirtschaftlichen Betrachtungsweise i. e. S. dem Nachsorgeaufwand nicht sehr umfassend ist.

Studien, die das Thema rein-implantatgetragenen Zahnersatz behandeln, behandeln oft nur ein Implantatsystem. Der Vergleich zwischen Systemen mit differierendem Verbindungstyp und unterschiedlichen Implantatkonstruktionen erweist sich als nur eingeschränkt durchführbar. Biologische und mechanische Problematiken existieren bei fast allen Implantatsystemen. Die inhaltlichen Details dieser Probleme werden aber in den meisten Fällen nicht grundlegend dargestellt.

Im folgenden Abschnitt soll nun Literatur zum Thema rein-implantatgetragener Zahnersatz behandelt werden.

BEHR et al. (1998) untersuchten in einer klinischen Studie die Komplikationsrate bei Vergleich von zwei Implantatsystemen mit differierendem Konzept der Lagerung der Suprakonstruktion des implantatprothetischen Aufbaus (starr und resilient) bei herausnehmbarem und feststitzendem Zahnersatz. Im Vordergrund dieser Studie steht nicht alleine die Überlebensrate des Implantats, sondern es werden auch Faktoren wie Schraubenlockerung, Schraubenfrakturen, Frakturen von Inserts (hier intramobiles Element, intramobiler Connector), Distanzhülsen und Frakturen von Brückengerüsten erfasst. Mit diesen Ereignissen ergibt sich somit eine Betrachtung über den Nachsorgeaufwand. Beim verwendeten ITI-System werden laut BEHR et al. (1998) in 28,8 % der Fälle überhaupt prothetische Komplikationen vermerkt.

Beim weiterhin benutzten IMZ-System wurde festgestellt, dass es in 77,4 % der analysierten Fälle eine oder mehrere Komplikationen gab und somit eine signifikant höhere Komplikationsrate im Vergleich zum ITI-System besteht.

Die Autoren bilanzieren in Bezug auf die Komplikationen der Suprakonstruktion, dass beim ITI-System prothetische Komplikationen mit einer Zahl von 15,1 % mehr als doppelt so viele Ereignisse auftreten wie beim IMZ-System mit 6,4 %. Allerdings steht dieser Bilanz eine hohe Komplikationsrate von 71 % beim IMZ-System in Bezug auf das Implantatsystem selbst (Versagen des intramobilen Elements) im Vergleich zu ITI-Implantaten mit 13,5 % gegenüber.

Die folgende Graphik soll diese Auswertungen mit einer hohen Trennschärfe qualitativ veranschaulichen:

	IMZ-System (Komplikationen)	ITI-System (Komplikationen)
Implantatkomponenten	↑	↓
Implantatsuprakonstruktion	↓	↑

BEHR et al. (1998) empfehlen aus diesem Grund, besonders starre und passgenaue Systeme mit einer genau dosierten Kraftübertragung auf den Implantatkörper zu verwenden, um einen klinischen Langzeiterfolg zu sichern.

In einer 5-Jahresstudie stellen JEMT et al. (1993) fest, dass die häufigste angetroffene klinische Komplikation der Ermüdungsbruch des Verblendungskunststoffes ist sowie gelockerte Goldschrauben auftreten. Dennoch wird hier eine kumulative Erfolgsrate von 100 % für die Suprakonstruktionen angegeben.

ECKERT et al. (1991) beschreiben in einer Untersuchung an 1170 Implantaten, die in vier unterschiedlichen anatomischen Regionen (anteriore Maxilla, posteriore Maxilla, anteriore Mandibula, posteriore Mandibula) inseriert wurden, die Unabhängigkeit dieses Faktors von Implantat-Überlebensrate, Implantat-Fraktur-Rate, Schraubenlockerungen oder Schraubenfrakturen. Während der Untersuchungsphase wurden neue restaurative Komponenten entwickelt, deren Design aber in der Studie nicht genauer beschrieben wird. Als Ergebnis werden jedoch dennoch wesentliche technische Verbesserungen bemerkt: Abutment-Schraubenlockerungen gehen von ursprünglich mehr als 46 % vor dem Designwechsel mit nunmehr nur noch 3,2 % einher.

In einer 5-jährigen Multicenter-Prospektivstudie von LEKHOLM et al. (1994) wird die Stabilität der Suprakonstruktion beim Implantatverfahren ad modum BRÅNEMARK bei 94 % eingestuft. Während des Untersuchungszeitraumes ergeben sich hier wenige prothetische Komplikationen, wovon die häufigsten Frakturen des Kunststoffes und gelockerte Goldschrauben sind. Allerdings konnten hier 116 Implantate von insgesamt initial 558 nicht untersucht werden.

WALTON et al. (1994) stellen in einer retrospektiven Studie mit 156 Patienten heraus, dass die sich meist-wiederholenden Reparaturen beim festsitzenden Zahnersatz auf Implantaten größtenteils auf die Goldschrauben beziehen. Die Inzidenz von Wiederholungsreparaturen ist hier mehr als zweimal so hoch bei festsitzendem Zahnersatz im Vergleich zu abnehmbaren Konstruktionen. Die meisten Reparaturen ereignen sich hier im ersten Jahr der prothetischen Wartungsarbeiten. Der Name des untersuchten Implantatsystems wird nicht genannt.

TAYLOR et al. (2000) vertreten in einer Zusammenfassung zur Implantatprothetik, dass schraubretinierte Komponenten im Implantatsystem (sog. „core-vent dental implants“) nach PATRICK et al. (1989) weniger dazu in der Lage seien, nichtaxialen Kräften zu widerstehen, als die, welche in der Richtung des axialen Pfeilers angebracht sind. Toleranzen zwischen den mechanischen Komponenten erlauben eine Relativbewegung über die Verbindungsstellen.

Aus diesem Grund wird der Aspekt der Ermüdungsbrüche besonders interessant. TAYLOR et al. (2000) empfehlen deshalb den Fokus bei zukünftiger Implantatentwicklung auf das Zusammenspiel der Einzelkomponenten des Implantatsystems zu richten, um Konsequenzen der Materialermüdung zu vermeiden. Es wird in den entsprechenden Ausführungen von TAYLOR et al. (2000) nicht klar, welches Implantatsystem explizit beschrieben wird.

In einer weiteren Zusammenfassung von klinischen Studien aus dem Zeitraum von 1981 bis 1997 berichten GOODACRE et al. (1999) über klinische Komplikationen bei osseointegrierten Implantaten. Hierbei berichten die Autoren beim Aspekt der Schraublockerung und –verlust, dass dieses Phänomen die meistberichtete mechanische Komplikation darstellt. Die Inzidenz von Abutment-Schraubenlockerungen beträgt hier zwischen 1 und 45 % mit einer vergleichbaren Inzidenz zwischen 1 und 38 % für Goldschraubenlockerungen. Goldschraubenfrakturen treten im Bereich zwischen 1 und 19 % häufiger auf als Brüche bei Abutment-Schrauben mit einer Inzidenz zwischen 0,5 und 8 %. Die Autoren beschreiben nicht, welches Implantatsystem Gegenstand der Untersuchung ist.

Die Nachfolgestudie von GOODACRE et al. aus dem Jahr 2003 enthält weitere Informationen zu Arten der Komplikationen, die in Verbindung mit osseointegrierten wurzelförmigen Implantaten und entsprechenden implantatprothetischen Aufbauten stehen. Nach einer medline- und intensiven Handsuche, beginnend mit dem Jahre 1981, wurden klinische Komplikationen aufgelistet. Die häufigsten mechanischen Implantat-Komplikationen (mit einer höheren Inzidenz als 15 %) waren

der Verlust des retentiven Mechanismus bei den prothetischen Aufbauten, das komplette Erneuern der prothetischen Suprakonstruktion in 19 % und die Attachment-Fraktur in 16 % der Fälle. GOODACRE et al. ziehen hierbei den Schluss, dass trotz der unterschiedlich erhobenen Implantatdaten aus differierenden Studien, ein Trend zu einer größeren Inzidenz an Komplikationen bei Implantatprothesen, d.h. bei herausnehmbarem, implantatgestütztem Zahnersatz, als bei herkömmlichen Einzelkronen, Brücken und Keramik-Kronen besteht.

PJETURSSON et al. (2004) geben sowohl eine systematische Übersicht zu Überlebenszeit von implantat-getragenen festsitzendem Zahnersatz (FPD) nach 5 und 10 Jahren als auch die Häufigkeit von biologischen und technischen Komplikationen an. Mit Hilfe einer medline-Suche wurde eine Meta-Analyse durchgeführt, die eine geschätzte Überlebensrate der Implantate in kombiniert zahn-implantatgetragenen FPDs von 95,4 % nach 5 Jahren und 92,8 % nach 10 Jahren ergab. Rein-implantatgetragene Konstruktionen hatten nach dieser Analyse eine Überlebensrate von 95 % nach 5 Jahren und 86,7 % nach 10 Jahren funktioneller Belastung. Nach 5 Jahren waren laut Angabe der Autoren nur 61,3 % der untersuchten Patienten völlig komplikationsfrei. Biologische Komplikationen wie Periimplantitis und Weichgewebsentzündungen traten in 8,6 % der Fälle auf. Die untersuchten technischen Probleme bezogen sich auf Implantatfrakturen (0,4 % nach 5 Jahren), defekte Sekundärteile (gelöste oder frakturierte Schrauben in 7,3 % der Fälle nach 5 Jahren) und Suprastrukturen (Porzellan- oder Gerüstfrakturen mit 14 % Anteil nach 5 Jahren). Die Autoren betonen, dass trotz einer hohen Überlebensrate häufig biologische und technische Komplikationen eintreten. Sie weisen darauf hin, dass mit beachtlicher Arbeitszeit für Reparaturarbeiten gerechnet werden muss. Allerdings wird auch auf die Notwendigkeit hingewiesen, Langzeitstudien von 10 und mehr Jahren auszuwerten, weil bis zum Zeitpunkt des Erscheinens dieser Literaturstudie nur wenige Arbeiten langfristige Folgen beschreiben.

CARLSON et al. (1994) berichten über prothetische Komplikationen in Verbindung mit zahnärztlichen Implantaten ad modum BRÄNEMARK in einer klinischen Studie, die sowohl reguläres Patientengut als auch Notfallpatienten umfasst. Hierbei wird berichtet, dass 28 % der 600 untersuchten Suprakonstruktionen einer Korrektur unterzogen werden mussten. Untersucht werden hier verschraubte Konstruktionen sowohl in Verbindung mit implantatgetragenen Einzelzahnersatz als auch rein-implantatgetragenen Brücken im teilbezahnten Gebiss. 86 % der Restaurationen sind festsitzend konstruiert. Die Analyse der Autoren ergibt, dass die meisten Probleme mit dem Kunststoffanteil der Suprakonstruktion zusammenhängen.

Mehr Komplikationen ereignen sich hier im Oberkiefer als im Unterkiefer. In 8 % der Fälle werden gelockerte Abutment-Schrauben und/ oder gelockerte Gold-Schrauben beobachtet.

Misserfolge und Komplikationen bei 127 chronologisch nacheinander inserierten festsitzend verschraubten Teilprothesen mittels Implantaten ad modum BRÄNEMARK werden von JEMT et al. (1992) in einer klinischen Studie analysiert. Die Patienten wurden ein Jahr lang beobachtet. Dabei wird von einer Gesamterfolgsrate von 98,6 % nach diesem ersten Jahr des Beobachtungszeitraums berichtet. Prothetische Probleme, die sich am häufigsten ereignen, sind gelockerte Goldschrauben und ästhetische Beschwerden seitens des Patienten. Die Summe der Komplikationen wird als gering eingestuft.

NAERT et al. (1992) führten Untersuchungen an 589 aufeinander folgend inserierten Implantaten ad modum BRÄNEMARK durch, welche die Basis für komplett festsitzende prothetische Aufbauten bilden. Weder die anatomische Region des Implantats noch die Länge des Auslegers zeigt einen signifikanten Unterschied im marginalen Knochenabbau um die benannten Fixtoren. Komplikationen bei prothetischen Komponenten traten auf durch Abutment-Schrauben-Frakturen (5 / 564) und Goldschrauben-Frakturen (7 / 564). Die meisten Frakturen der Goldschrauben ereignen sich hier in der maxillären Region. Die Autoren dieser klinischen Studie empfehlen, Goldschrauben nachträglich zu kontrollieren zu einem kalibrierten maximalen Preload (10 N / cm), und dies nicht nur während der Installation der prothetischen Suprakonstruktion, sondern auch zu festgelegten Intervallen.

ENGEL (2000) nimmt zur Gefahr der Lockerung von Schraubverbindungen in der Mundhöhle und entsprechenden Lösungsmöglichkeiten Stellung: Bei der verschraubten Befestigung an einem Implantatzahnersatz wird durch die Anwendung eines bestimmten Drehmoments eine bestimmte mechanische Vorspannung in die Befestigungsschrauben der prothetischen Suprastruktur eingebracht.

Eine Friktion ist umso höher einzustufen, wenn die Gewinde beider beteiligten Strukturen aneinandergepresst werden. Durch die Fertigung existieren immer Toleranzen zwischen Prothetikschrauben und dem Körper des Implantats. Ein wirklicher Kontakt besteht laut der Autorin anfangs nur an verschiedenen erhöhten Punkten. Bei mechanischer Beanspruchung jedoch erfolgt eine Abrasion der Punkte bei der entsprechenden Schraubverbindung. Durch Materialverlust

entsteht auch ein Friktionsverlust, der sich wiederum klinisch durch eine mess- oder feststellbare Schraubenlockerung auszeichnet.

Das Design und Material des Implantats als auch der Schraube sind nach DIXON et al. (1995) und MCGLUMPHY et al. (1998) verantwortlich für die Entscheidung, welcher Preload angewendet werden darf, um eine möglichst hohe Stabilität der Verschraubung in der Mundhöhle zu gewährleisten (keiner der beiden Autoren benennt das untersuchte Implantatsystem).

GOHEEN et al. (1994) erstellten eine Analyse um herauszufinden, ob erfahrene Kliniker in der Lage sind, die für die Schraubbefestigung notwendigen Drehmomente in manueller Weise für eine klinisch ausreichende Vorlast zu erzeugen. Für diejenigen Kliniker, die Handschraubenzieher benutzten, reichten die Werte von 0,7 bis 18,1 Ncm, 1,4 bis 33,7 Ncm, 8,2 bis 36,2 Ncm für die 10-Ncm, 20 Ncm und 32-Ncm-Drehmomente. Als ein Ergebnis dieser Studie bleibt die Höhe des Preloads mit herkömmlich benutzten Schraubenziehern signifikant unterhalb der vom Hersteller als notwendig erachteten Werte.

Hieraus ist ersichtlich, dass es empfehlenswert ist, ein definiertes Drehmoment zu erbringen, das unter Zuhilfenahme von speziellen mechanischen Hilfsmitteln gelingen kann.

ENGEL (2000) vermutet beispielsweise, dass ein Teil der recht hohen Lockerungsfrequenz der prothetischen Module – insbesondere vom hier untersuchten FRIALIT2-System – höchstwahrscheinlich in Zusammenhang mit der regelmäßigen Nicht-Verwendung der entsprechend vorgegebenen Drehmomentschlüssel steht. Eine Lockerung der Schrauben beim ebenfalls verwendeten IMZ-System ging zusätzlich einher mit einer Fraktur der prothetischen Aufbauten.

Im weiteren Verlauf ihrer Ausführungen stellt ENGEL (2000) fest, dass eine relativ hohe Frequenz von Brüchen in Bezug auf Implantate und Abutmentschrauben, die beim BRÄNEMARK -System auftraten, wohl speziell für dieses eine Implantat-System gelten, da diese Ereignisse hauptsächlich singulär sind.

Aus den oben angeführten Aussagen empfiehlt die gleiche Autorin, dass bei Verwendung von verschraubten Prothetikteilen immer der adäquate Drehmomentschlüssel eingesetzt werden sollte und dass in allen klinisch möglichen Fällen das Zementieren einer Suprakonstruktion einer Verschraubung vorzuziehen ist. In einer Phase, wo eine sichere Verschraubung der Prothetikteile

im Implantatkörper nicht gewährleistet werden kann, wird die Verwendung eines provisorischen Zements erwogen.

Als eine Erklärung für die Nicht-Verwendung der Schlüssel bietet sich nach der gleichen Autorin die Möglichkeit einer schwierigen klinischen Situation an, wo aus Platzgründen eine korrekte Applikation nicht oder kaum durchführbar ist. Vor allem betrifft dieses Problem Restaurationen im Seitenzahnbereich.

SUTTER (1994) berichtet, dass beim BONEFIT-Implantat weniger gelockerte Sekundärkoni auftreten, jedoch gelöste und teilweise auch mit Verlust einhergegangene Halteschrauben. Durch konstruktionsinhärente Bedingungen beim BONEFIT-System (Verkeilen im 8°-Grad-Konus-System) werden durchschnittlich weniger Lockerungen des Zahnersatzes und der entsprechenden prothetischen Teile beobachtet.

LAZARRA et al. (1996) stellen fest, dass bei Implantatzahnersatz auf 3i-Implantaten eine Lockerung das am häufigsten eingetretene Ereignis ist.

BENIASHVILI et al. (1999) führten eine klinische Studie an 462 Ankylos-Implantaten durch. 212 dieser Implantate waren zahn-implantatgetragene Elemente und die weiteren 250 rein implantatgetragene. Dabei wurden im Zeitraum von 1991 bis 1998 sowohl konventionelle als auch Freidendbrücken angewendet. Gegenstand der Untersuchung sind hauptsächlich die auftretenden Knochendehiszenzen. In der Belastungsphase kommt es hier zwischen 9,5 und 10,9 % der Fälle bei den rein-implantatgetragenen Konstruktionen zu diesem Ereignis, während es bei der gegenübergestellten zahn-implantatgetragenen Variante in 12 % (vertikal) und 12,4 % (horizontal) der untersuchten Fälle zu einer Knochendehiszenz kommt. Eine bevorzugte anatomische Region scheint es bei den Knochendehiszenzen nicht zu geben. Die Autoren weisen in einer Schlussbemerkung darauf hin, dass das benutzte Ankylos-System uneingeschränkt in eine festsitzende Brückenrekonstruktion einbezogen werden kann – auch im Verbund mit natürlichen Zähnen.

Beim zementiert festsitzenden Tübinger Implantat finden nach Aussagen von ENGEL (2000) nach einer gewissen Tragezeit Frakturen der Stiftaufbauten und auch der Implantate selbst statt. Eine eventuelle Reparatur hierbei bedeutet erheblichen Zeitaufwand und erzwingt häufigere Behandlungsmaßnahmen.

Nach DE WIJS (1994) bestätigt sich dieses Statement über die hohe Bruchgefahr sowohl des Implantatkörpers als auch des Stiftaufbaus beim Tübinger Implantatsystem Aluminiumoxidkeramik. Sinnvoll erscheint es deshalb nach SPIEKERMANN (1994) und SCHMITZ et al. (1996), metallische Legierungen als Implantatmaterialien einzusetzen.

Aus den vorgestellten Ergebnissen zu rein implantatgetragenen festsitzenden Zahnersatz ist ein Zusammenhang zwischen prothetischem Nachsorgeaufwand und der Art und Weise, wie Implantat und Suprakonstruktion zusammengefügt werden, ersichtlich. Biegemomente führen meistens dann zu Schraubenlockerungen und weiteren Konsequenzen dieser Lockerung, wenn das Implantatsystem und seine Aufbauten keine ausreichend starre Verwindungssteifigkeit besitzt. Verschraubte Systeme stellen damit insbesondere unter dem Aspekt der Lockerung ein auffälliges Problem dar, so dass die klinische Handhabung und Wartung der Systeme deshalb modifiziert wird. Aufbauten auf Implantaten sollten nach ENGEL (2000) in der klinischen Praxis eine definierte Kraftanwendung (ca. 30 Ncm) mit abgestimmten Drehmomentschlüsseln und weitere Sicherungen mit Goldschrauben erfahren, um eine bessere Starrheit der Konstruktion zu erzeugen. Der quantitative Betrag der Kraftapplikation auf die aufgesetzten verschraubten Suprakonstruktionen ist jedoch nach GOHEEN et al. (1994) geringer (ca. 20 Ncm) und birgt immer noch ein Risiko der Lockerung des Systems.

Von Vorteil für die Handhabung eines Implantatsystems wäre es, Verbindungsarten zu entwickeln, deren Halt dauerhafter als die bisher erwähnten Systeme ist. Konventionelle prothetische Techniken kämen evtl. zum Einsatz und damit eine leichter und sicherer Einsatz eines Implantatsystems. Damit würde auch der Kostenfaktor für die Wartung eines Systems gesenkt.

4.3 FESTSITZENDER ZAHNERSATZ – ZAHN-IMPLANTATGETRAGEN

Zahn-implantatgetragene Konstruktionen lassen im Gegensatz zu rein-implantatgetragenen Pendants bei theoretischer Betrachtungsweise einige Vorteile für diese Bauart erahnen: Da weniger Implantate eingesetzt werden müssen, ergeben sich geringere Materialkosten für die zahnärztliche Therapiemaßnahmen. Zudem ist in der Regel der Behandlungsaufwand geringer.

Überdies kann ein parodontal vorgeschädigter Zahn durch den Einbezug in eine starre Gesamtkonstruktion gesichert und stabilisiert werden. Parodontal und funktionell bedeutsame Zähne können als Pfeiler in die Konstruktion miteinbezogen werden, so dass eine zusätzliche Stabilisierung und Abstützung der Suprakonstruktion möglich ist. Da sich bei Frendlücken oft nur herausnehmbare Prothetik realisieren lässt und zusätzlich der endständige Zahn überkrönt ist, könnte dieser endständige Zahn mit einem Implantat verbunden werden und somit der Lückenschluss erfolgen.

Im Hinblick auf eine Indikationsempfehlung, die prothetische Maßnahmen mit einbezieht, ist es wichtig, nicht nur die Überlebensrate von Implantaten, sondern auch technische und biologische Komplikationen darzustellen. Komplikationen ergeben in der Zahnarztpraxis einen Nachsorgeaufwand und müssen beim Aspekt der Wirtschaftlichkeit eines Zahnersatzes kritisch betrachtet werden.

Bei feststehendem zahn-implantatgetragenen Zahnersatz sind zwei Formen der Suprakonstruktion bekannt: Zum einen ist es möglich, eine starre Zahn-Implantat-Verbindung durch ein Geschiebe mit einer Schraubsicherung zu installieren oder eine konventionelle Brücke direkt auf Zahn und Implantat zu zementieren. Zum anderen ist aber auch eine nicht-starre Verbindung von Zahn und Implantat mit Geschiebe ohne Verschraubung denkbar, bei dem eine vertikale Bewegung möglich ist: Dies bedeutet, dass eine Dimension nicht gesichert ist.

In den folgenden Ausführungen sollen diese Aspekte durch klinische Studien näher erörtert werden:

LINDH et al. (2001) untersuchten in einer longitudinalen vergleichenden klinischen Studie zwei gegenübergestellte Systeme: auf der einen Seite wurde eine zahn-implantatgetragene Konstruktion im Bereich der posterioren Maxilla gewählt, auf der kontralateralen Seite fand eine rein-

implantatgetragene, festsitzende Konstruktion Anwendung. Es wurde das BRANEMARK-Implantatsystem benutzt. Kontrolluntersuchungen fanden nach 3, 6, 12 und 24 Monaten statt. Die kumulative Überlebensrate für die getesteten Implantate beträgt hier ca. 88 %. Als Ergebnis wird dargestellt, dass es hinsichtlich der Misserfolgsrate nach 2 Jahren bei Vergleich der zwei unterschiedlichen Konstruktionsformen keine Unterschiede gibt. Der totale mittlere Verlust an marginaler Knochenhöhe in Nähe der Implantate war nach Ansicht der Autoren innerhalb akzeptabler Standards, wurde jedoch häufiger bei Implantaten beobachtet, die nicht mit Zähnen kombiniert waren.

In einem praktisch-klinischen Erfahrungsbericht schildert LANG (1997) das Problem, wie Implantate und natürliche Zähne verblockt werden sollten. Er referiert mit dem Hintergrund eines klinischen Erfahrungsberichts über die prothetisch-technische Durchführung der Verbindung Zahn-Implantat. Hierbei wurde in einer Versuchsreihe über einen Zeitraum von 5 Jahren die Bestimmung von solitär, halbjährlich ermittelten Periotestwerten am natürlichen Pfeilerzahn des vorgenannten Verbunds vorgenommen. LANG berichtet über einen positiven Trend für die Verblockung. Es wird die Meinung vertreten, dass die Verbindung von Implantaten und Restbeziehung nicht nur möglich ist, sondern auch in vielen Fällen, wo parodontale Gefährdungen am natürlichen Pfeilerzahn persistieren, notwendig ist, um den parodontal geschwächten Zahn zu erhalten und zusätzlich hochinvasive Eingriffe und die Kosten der Behandlung zu reduzieren. Weiterhin wird dargestellt, dass der Knochenabbau auch bei hochgradig parodontal geschädigten Zähnen dauerhaft unterbunden werden kann, wenn eine Verblockung durchgeführt wird.

Unter dem Aspekt des Implantatmisserfolgs oder der prothetischen Misserfolge verglichen OLS-SON et al. (1995) in einer prospektiv-randomisierten Studie zwei Versorgungsvarianten: zum einen wurde beim gleichen Patienten eine rein-implantatgetragene Lösung gewählt, zum anderen kontralateral eine zahn-implantatgetragene Konstruktion installiert. Es wurde jeweils der am weitesten distal gelagerte Zahn als Pfeiler für die kombinierte Versorgung gewählt. Zwischen beiden Seiten konnten keine Unterschiede gefunden werden. Hinsichtlich der Stabilität der Brücken weist das kombinierte Konzept mit 91 % einen um 3 % höheren Betrag auf als die rein-implantatgetragene Versorgung auf 2 Implantaten. Man beobachtete bei der Veränderung der marginalen Knochenhöhe periimplantär im Durchschnitt 0,1 – 0,3 mm Knochenabbau während der analysierten fünf Jahre. Biologische Komplikationen bei Zähnen und Implantaten werden als selten bezeichnet. Aus diesen Ergebnissen lässt sich nicht schlussfolgern, dass zahn-

implantatgetragene Brücken ein höheres Risiko hinsichtlich eines implantat- oder prothetischen Misserfolgs aufweisen.

In ähnlicher Weise argumentieren HOSNY et al. (2000) in einer klinischen Langzeitstudie über 14 Jahre: Hier wurde in gleicher Weise eine Gegenüberstellung von den bei OLSSON et al. (1995) erwähnten Testaufstellungen vorgenommen. Beurteilt wurden Implantatüberlebensrate, marginaler Knochenverlust und mechanische Komplikationen. Es wurden keine Implantat-Mobilität, keine Frakturen von irgendeiner Komponente der Implantate, keine prothetischen Komplikationen, kein Zementbruch bei Kronen und keine Intrusion von Zähnen festgestellt. Als Ergebnis dieser Studie wird vermerkt, dass zahn-implantatgetragene Konstruktionen keinen Affekt auf die Langzeitverweildauer im Vergleich zum rein-implantatgetragenen Zahnersatz haben.

NAERT et al. (1992) stellten in einer 6-jährigen klinischen Studie mit 509 inserierten BRANE-MARK-Implantaten fest, dass die Art der Verbindung zwischen Zahn und Implantat oder die Verwendung von Keramik statt Kompositwerkstoffen keinen Einfluss auf die Höhe des marginalen periimplantären Knochens hat. Technische Komplikationen betrafen u. a. den Verlust von Kronenzement, und dies in 2 von 49 starr-verbundenen Brücken.

VAN STEENBERGHE (1989) berichtet in einer retrospektiven multicenter Evaluation über die Überlebensrate von osseointegrierten Implantaten im Lückengebiss. 58 % der zur Anwendung gekommenen prothetischen Rekonstruktionen waren mit Zähnen verbunden. VAN STEENBERGHE stuft die initiale Zurückhaltung über das Verbinden der zwei unterschiedlichen Elemente Zahn und Implantat als überbewertet ein. Aus seiner Sicht kann die vorsichtige Schlussfolgerung gezogen werden, dass in einem kürzeren Zeitraum eine direkte Verbindung zwischen den Abutments und natürlichen Zähnen keine periodontalen oder mechanischen Probleme verursacht. Der Gebrauch von Präzisions-Anhängern kann zu einer Bewegung der natürlichen Zähne führen, wobei er voraussetzt, dass sich das Implantat nicht bewegen kann. Als Folge dieses Geschehens vermutet er eine okklusale Irregularität: durch den Ausfall neuraler Rezeptoren kann die Kaufunktion beeinträchtigt werden. VAN STEENBERGHE gibt keine Empfehlungen ab, ob eine starre Verbindung, ein Präzisions-Attachment oder keine Verbindung zwischen Zahn und Implantat erfolgen soll.

In einer longitudinalen vergleichenden Studie wurden bei LINDH et al. (2000) Patienten mit anteriorer Restbezahnung durch zwei jeweils unterschiedlich konstruierte festsitzende Brücken poste-

rior maxillär versorgt. Wie auch bei anderen klinischen Studien wurden auf einer Seite rein-implantatgetragene Konstruktionen verwendet, kontralateral eine zahn-implantatgetragene Alternative eingebracht. In regelmäßigen Untersuchungsintervallen wurde die Belastung der Implantate untersucht. LINDH et al. kommen zu dem Ergebnis, dass kein Unterschied in der Misserfolgsrate für beide vorgenannten Modifikationen vorliegt. Außerdem war der totale mittlere Verlust an Knochenhöhe periimplantär im Bereich der als von den Autoren eingeschätzten Standardwerte. Es wird hervorgehoben, dass bei der rein-implantatgetragenen Rekonstruktion ein ausgeprägter Knochenabbau erfolgte. Man nimmt hier einen Zusammenhang zwischen prothetischer Gestaltung und Knochenverlust an.

Zu einem anderen Ergebnis kommen NAERT et al. (2000). In einer klinischen Studie über 15 Jahre wurde die Entwicklung der Stabilität des marginalen Knochens bei rein-implantatgetragenen und zahn-implantatgetragenen Rekonstruktionen zum Zweck der Prognoseerstellung für die Implantate untersucht. Es wird vorangestellt, dass in einem Zeitraum von 0 – 15 Jahren mehr Knochenverlust bei starren zahn-implantatgetragenen Konstruktionen auftritt (0,7 mm). Bei nicht-starren kombinierten Versorgungen ist jedoch kein bedeutender Unterschied zu rein-implantatgetragenen Zahnersatz in Bezug auf Knochenverlust festzustellen. Ein weiterer Unterschied wurde im Vergleich von starr und mehrfach verbundenen kombinierten Konstruktionen und ihrem rein-implantatgetragenen Korrelat festgestellt, wobei wiederum weniger Knochenverlust beim zweiten Fall zu verzeichnen ist. Grundsätzlich scheint es hier also mehr Knochen bei Implantaten im Verlust, wenn eine starre Verbindung mit Zähnen angewendet wurde. Die Autoren machen eine erhöhte Biegebelastung bei der kombiniert-starren Alternative für das genannte Phänomen verantwortlich. Es wird empfohlen grundsätzlich eher rein-implantatgetragene Versorgungen anzustreben.

Im Gegensatz zur vorgenannten Analyse berichten ASTRAND et al. (1991) in einer zweijährigen Längsschnittstudie über andere Ergebnisse der Kombination von natürlichen Zähnen und osseointegrierten Implantaten als Brückenpfeiler. Wiederum wird eine Vergleichssituation „zahn-implantatgetragen“ (Prothesen-Typ II) und „rein-implantatgetragen“ (Prothesen-Typ I) erstellt: Die Ausfallquote bei Implantaten war ungefähr gleich bei beiden Prothesenarten. ASTRAND et al. geben an, dass aufgrund der Unterschiede in der Knochenverankerung zwischen Implantat und Zahn Probleme auftreten könnten, so dass ein erhöhtes Risiko von biomechanischen Komplikationen gegeben sein könnte. In-vivo bestätigt sich dies hier jedoch nicht, so dass laut Autoren hier keine negativen Gesichtspunkte bei der Verbindung von Zähnen und Implantaten in der gleichen

Rekonstruktion gegeben sind. Man behält sich vor, die starre Verbindung zwischen Zahn und Implantat hinsichtlich eines negativen Einflusses auf das Periodontium des Pfeilerzahns weiterhin zu untersuchen, um differenziertere Aussagen treffen zu können.

KINDBERG et al. (2001) evaluierten in einer klinischen Studie, die zwischen 14 Monaten und 8,9 Jahren dauerte, die Ergebnisse des Vorgehens bei starren Prothesen in verschiedenen Größen und in Kombination mit unterschiedlichen Zahlen von Zähnen und Implantaten als Abutments. Die kumulative Überlebensrate der Implantate betrug hier 89,8 % nach 5 Jahren. Nur 5 % der Prothesen waren als Verlust zu bezeichnen. Die quantitative Höhe der technischen Komplikationen war gering. Auch wurden nur leichte Knochenabbauvorgänge bei Zähnen und Implantaten nach einer zweiten Kontrolle nach 1 Jahr festgestellt. Die Autoren weisen der Kombination von parodontal gesunden Zähnen und Implantaten in einer starren Einzelverbindung gute Langzeitprognosen zu.

Eine andere Meinung hinsichtlich der Art des Verbundes zwischen Zahn und Implantat vertreten LINDH et al. (2001): In einer retrospektiven multicenter-Studie wurden Implantat-Überlebensrate und der Verlust an marginaler Knochenhöhe sowie Indikationen und Komplikationen dieser Implantat-Therapieform analysiert. Der anfängliche Knochenverlust war quantitativ weniger in der maxillären Region zu verzeichnen, jedoch wurde keine Differenz bei weiteren Messungen festgestellt. Es wurden Intrusionen von Abutment-Zähnen festgestellt, die in 5 % aller Fälle auftraten. Diese Intrusion wird in dieser Studie vor allem bei der nicht-starren Verbindungsvariante zwischen Zahn und Implantat beobachtet. Als wesentliches Ergebnis der Studie von LINDH et al. wird hervorgehoben, dass in einem kürzeren Bewertungszeitraum die gleiche Sicherheit des Vorgehens bei zahn-implantat-getragenen Konstruktionen angewendet werden kann wie beim rein-implantatgetragenen Konzept. Es wird allgemein empfohlen eine starre Verbindung beim kombinierten Zahnersatz anzustreben, um die Intrusion des Pfeilerzahns zu verhindern.

In klinischer Anwendung wurde bei TANGERUD et al. (2002) festsitzender, starrer Teilersatz auf Brånemark -Implantaten und Zähnen in einem Zeitraum von 3 Jahren analysiert. Die Implantat-überlebensrate wird hier mit 91 % in der Maxilla und 95,5 % in der Mandibula angegeben. Es wird eine allgemeine Empfehlung zur Verwendung der starren Variante der kombinierten Rekonstruktionen angegeben.

In einer Ergebnissammlung hinsichtlich radiographischer Auswertungen mit einer Beobachtungszeit von bis zu 16 Jahren fassen NAERT et al. (2002) die Ergebnisse einer klinischen Studie zu-

sammen, die die Veränderungen der marginalen periimplantären Knochenhöhe bei Lückengebissen beschreibt. 398 von 1655 Implantaten waren in einer kombinierten Versorgung in allen Bereichen von Ober- und Unterkiefer integriert. Auffallend ist der Bericht, dass keine Unterschiede bei anatomischer Lokalisation und Art der Verbindung (rein-implantatgetragen, kombiniert etc.) hinsichtlich des periimplantären Knochenabbaus gefunden wurden. Im Oberkiefer beträgt der jährliche Verlust an Knochenhöhe nach dem initialen Verlust in beiden Kiefern insgesamt 0,015 mm/Jahr mehr als im Unterkiefer. Alter und Geschlecht bilden hier keine Einflussfaktoren auf das Geschehen. Es wird hervorgehoben, dass der Einsatz von strikt unverblockten Einzelzahnimplantaten zur Therapie von Zahnlücken, im Vergleich zur verblockten Variante, nicht zu einem stärkeren Knochenabbau führt. Aus diesen Ergebnissen schließen die Autoren, dass auch für das kombiniert zahn-implantatgetragene Konzept eine sehr gute Prognose erstellt werden kann.

Mit einer systematischen Übersicht zur Überlebenszeit von kombiniert zahn-implantatgetragenen festsitzenden Zahnersatz (FPD) nach 5 und 10 Jahren und der Aufzählung von biologischen und technischen Komplikationen befassen sich LANG et al. (2004). Eine manuell ergänzte medline-Suche führte zu einer Meta-Analyse mit einer analysierten Überlebensrate der Implantate bei zahn-implantatgetragenen FPDs von 94,1 % nach 5 Jahren und 77,8 % nach 10 Jahren in Funktion. Es wurden keine signifikanten Unterschiede bei der Überlebensrate von Zahn- und Implantatfeilern bei den kombinierten Formen gefunden: nach 5 Jahren waren 3,2 % der Pfeilerzähne und 3,4 % der funktionell belasteten Implantaten verloren gegangen. Nach 10 Jahren erhöhten sich die Werte für die Zähne auf 10,6 % Verlust und für die Implantate auf 15,6 %. Ein Intrusionsphänomen wurde nach einer Beobachtungszeit von 5 Jahren bei 5,2 % der Pfeilerzähne festgestellt. Diese Intrusion war laut Aussage der Autoren fast ausschließlich bei nicht-starren Verbindungen festzustellen. Es wird festgestellt, dass v. a. anatomische Aspekte, patientenspezifische Gründe und die Risikoanalysen der vorhandenen Restbezahnung kombiniert zahn-implantatgetragene Rekonstruktionen rechtfertigen, und dass ein dringender Bedarf an weiteren Langzeitstudien zu zahn-implantatgetragenen FPDs besteht.

In einem klinischen Report berichten CHO et al. (1992) von einer offensichtlichen Intrusion von natürlichen Zähnen in einer implantatunterstützten Prothese. Die Autoren verweisen darauf, dass sie dieses Ereignis nicht plausibel erklären können.

SHEETS et al. (1992) befassen sich ebenfalls mit dem Phänomen der Intrusion von natürlichen Pfeilerzähnen. Es wird eine Hypothese des Mechanismus der Intrusion natürlicher Pfeilerzähne in

einer kombinierten Versorgung vorgeschlagen, die auf klinischen Observationen beruht. Die Autoren stellen voran, dass diese Intrusion bei der Behandlung der Patienten reversibel ist.

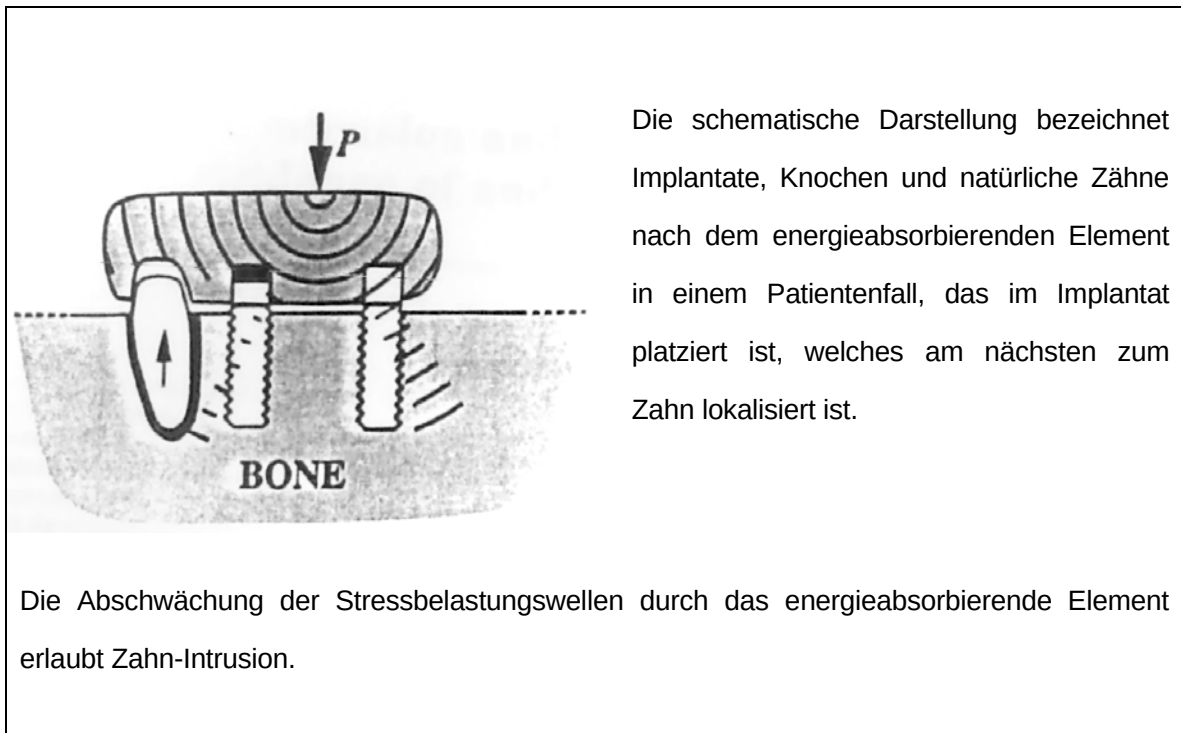


Abbildung 39; aus: Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis:

Evidence of and a hypothesis for the occurrence, SHEETS et al., J Prosthet Dent 1993;

70: 513 - 20

SHEETS et al. vertreten die Auffassung, dass es wichtig sei, einen Energie-Absorptions-Mechanismus für Implantate zu verwenden, der dem natürlichen Zähne sehr nahe kommt. Diese Hypothese wird damit begründet, dass ein möglichst ausgewogenes Gleichgewicht, welches durch Dämpfungselemente unterstützt wird, das physiologische Bone Remodelling positiv beeinflusst. Nach Ansicht der Autoren ist es wichtig, dass immer adäquate mechanische Stimuli ausgeübt werden, die durch ein Dämpfungselement näherungsweise optimal gesteuert werden können. Empfohlen wird jedoch, wann immer es möglich ist, natürliche Zähne und Implantate unabhängig voneinander zu konfigurieren. Wenn aber eine Verbindung zwischen Zahn und Implantat beabsichtigt ist, soll die Überlegung, einen Stressdämpfer einzusetzen, in jedem Fall berücksichtigt werden.

In einer späteren Stellungnahme diskutieren SHEETS et al. (1997) u. a. auf der Basis der Ergebnisse von zwei Patienten-Fällen wieder über das Problem der Zahn-Intrusion in implantat-unterstützten Prothesen. Es wird vorangestellt, dass die Intrusion bei Zähnen, die mit einem Imp-

lantat verbunden sind, reversibel ist. Wenn die Intrusion auftritt, soll der reverse Prozess sofort eingeleitet werden. Auch nach der vorangegangenen oben genannten Studie ist bis zu diesem Zeitpunkt für die Autoren offensichtlich, dass kein universal akzeptiertes System existiert, das in der Lage ist, den Dämpfungseffekt des parodontalen Ligaments zu imitieren. Falls eine Intrusion auftritt, soll beispielsweise das Design der Prothese verändert, die Anwendung von Schmiermitteln bevorzugt, parafunktioneller Stress mittels Aufbiss-Schienen reduziert, die Okklusion angepasst und benachbarte Implantat-Abutments modifiziert werden, um mehr mechanische Stressabsorption zu erreichen. Die Autoren führen ähnlich gewichtete Probleme wie Schraubenverlust oder –fraktur, Prothesenreparaturanfälligkeit, Abutment-Fehler aufgrund Metallermüdungsbrüchen auf das initiale Problem der mechanischen Stressdämpfung zurück.

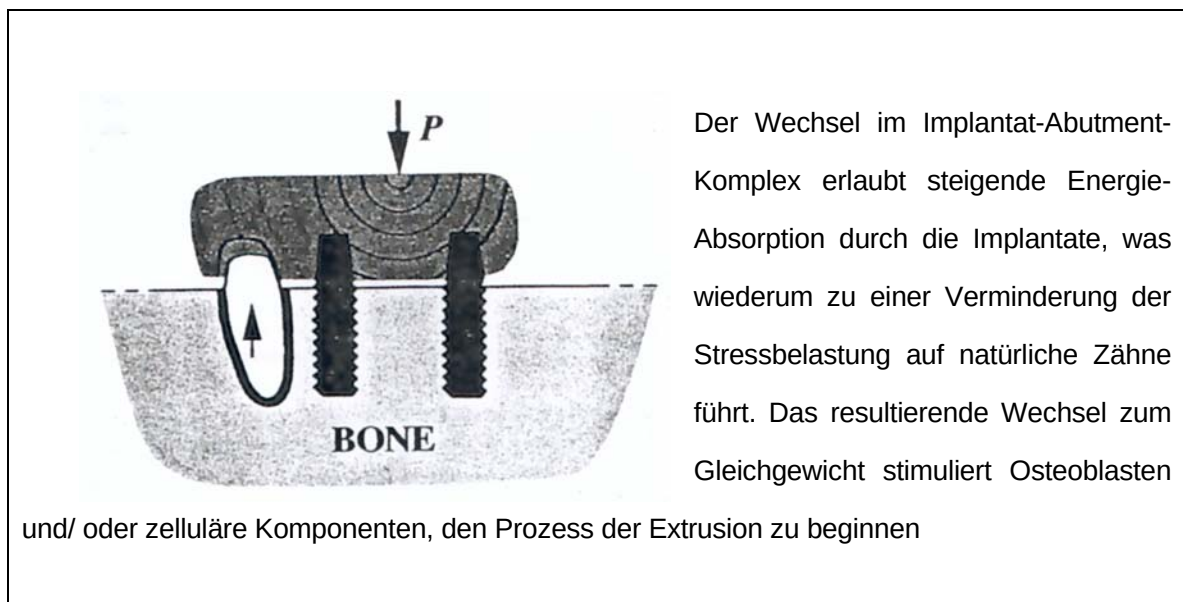


Abbildung 40; aus: Tooth intrusion in implant-assisted protheses, SHEETS et al., J

Prosthet Dent 1997, 77: 39 - 45

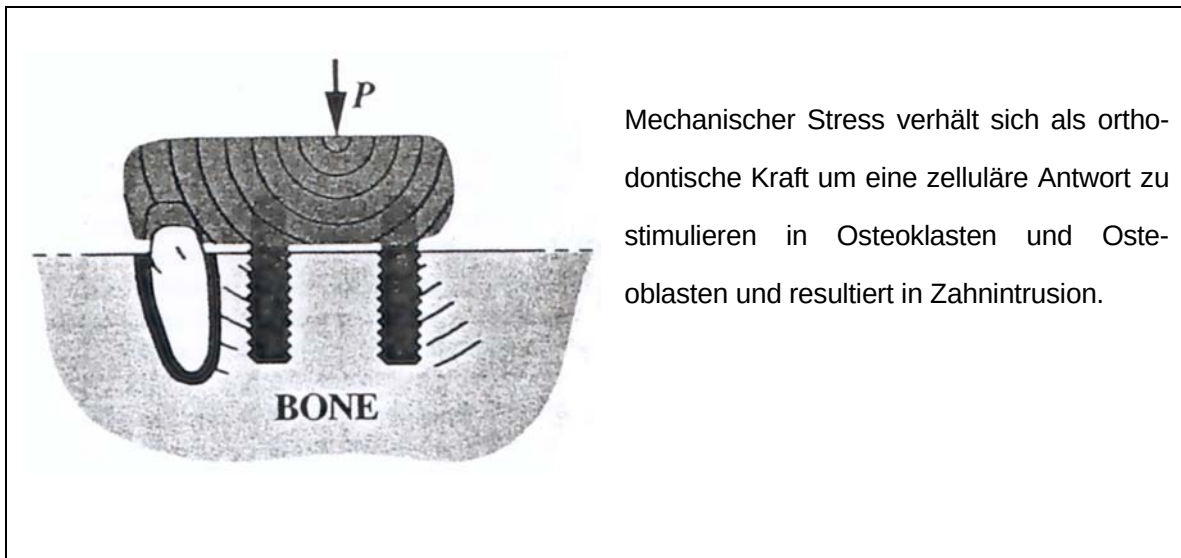


Abbildung 41; aus: Tooth intrusion in implant-assisted prostheses, SHEETS et al., J

Prosthet Dent 1997, 77: 39 - 45



Abbildung 42; aus: Tooth intrusion in implant-assisted prostheses, SHEETS et al., J

Prosthet Dent 1997, 77: 39 - 45

Mit dem Phänomen der Intrusion natürlicher Zähne beim Verbund mit Implantaten befassen sich auch GARCIA et al. (1998). In einer Umfrage an die Mitglieder der Academy of Osseointegration wurden retrospektiv klinische Ergebnisse beurteilt, die mit dem vorgenannten Themenkomplex inhaltlich befasst sind. Der Überblick über die Ergebnisse zeigt ein Auftreten der Zahnintrusion in 3,5 % der Fälle bei zahn-implantatgetragenen festsitzendem Zahnersatz. Die Resultate verdeutlichen, dass das Intrusions-Phänomen sowohl bei starren als auch bei nicht-starren Konnektoren in gleicher Weise auftritt. Die starren und die nicht-starren Konnektoren beziehen sich auf den

Typ des Attachments bei implantatgestütztem Teilersatz. Dies lässt sich aus der Fragetabelle 1 des Überblicks herleiten. Die Autoren heben hervor, dass die Inzidenz-Raten für verschraubte, nicht-starre Konnektoren und andere wie z.B. teleskopierende Konstruktionen weniger hoch waren, aber dennoch auftraten. Die anfängliche Überlegung, das Intrusionsphänomen einem spezifischen Implantatsystem zuzuschreiben, ist aus dieser Sicht für die Autoren nicht zu halten.

BLOCK et al. (2002) verglichen in einer prospektiven klinischen Evaluation den Verbund von Zähnen und Implantaten, die starr oder nicht-starr in einem patientenbezogenen Kreuzbogen-Modell integriert waren. Die Patienten wurden bis zu 5 Jahre nach der Insertion der Implantate untersucht. Wiederholte Messungsanalysen zeigten keinen signifikanten Unterschied im krestalen Knochenverlust bei Implantaten im Vergleich der nicht-starren Variante zur starren Alternative. Der Prozentsatz der Patienten, die eine messbare Intrusion natürlicher Pfeilerzähne hatten, betrug 66 % in der nicht-starren-Variante zu 44 % in der starren Gruppe. Die nicht-starre Verbindung erfordert oftmals mehr nicht eingeplante Kontrollen zur Beseitigung von Problemen. Aufgrund dieser Ergebnisse kommen die Autoren dieser Studie zur der Aussage, dass das gehäufte Auftreten einer Zahnintrusion und die unverhältnismäßig hohen zusätzlichen Patientenbesuche implizieren, alternative Behandlungsmaßnahmen ohne die Möglichkeit der Verbindung von Zahn und Implantat zu benutzen.

In anderer Weise untersuchten RANGERT et al. (1995) in einer klinischen Studie 5 Patienten mit festsitzenden Seitenzahnrekonstruktionen, die von einem Zahn und einem BRÄNEMARK - Implantat getragen wurden. Es wurden bei den Patienten In-vivo Messungen der Beißkraft, der axialen Implantatbelastung und des Drehmoments durchgeführt. Die Messungen verdeutlichen, dass die Vertikalkräfte, die auf die Brücken einwirken, gleichmäßig auf Zahn und Implantat verteilt werden. Ein maximal auf das Implantat ausgeübtes Drehmoment mit 10 – 15 Ncm blieb unter dem gesetzten Grenzwert von 50 -60 Ncm für ein Implantat, auch wenn die Beißkraft selbst höher als 100 N war. RANGERT et al. vermuten, dass diese Verteilung der Kräfte über das dem BRÄNEMARK -Implantat eigene Biegevermögen der Schraubverbindung erfolgt. Weiterhin wird angebracht, dass die axiale Beweglichkeit des Parodontalligamentes durch diese Möglichkeit ausgeglichen werden kann.

GUNNE et al. (1997) untersuchten funktionelle Belastungen sowohl auf rein-implantatgetragenen als auch zahn-implantat-unterstützte Rekonstruktionen. Jeder Patient hatte beide o. g. Varianten jeweils postero-mandibulär inseriert. Die Resultate der klinischen Studie demonstrieren keine

wesentliche Differenz in der Höhe der funktionellen Belastungen im Vergleich zum Typ der Rekonstruktion. Es wird hervorgehoben, dass die Lastverteilung mehr von der Prothesen-Geometrie und dem Ort der Implant-Insertion beeinflusst wird, als von der Differenz in der Dämpfungseigenschaft von Zahn und Implantat. Diese Schlussfolgerung ist jedoch restriktiv für die Verbindung von einem Zahn mit einem Implantat. Für ausgedehntere Konstruktionen wird keine Aussage getroffen. Es wurden keine wesentlichen lateralen Biegemomente registriert, wobei die Autoren vermuten, dass niedrige okklusale Oberflächen und die Anwesenheit der kompletten Gegenbe-zahnung dies limitieren.

Die Studien von OLSSON et al. (1995), GUNNE et al. (1997) und LINDH (2001) zeigen auf, dass bei mehrteiligen, nicht-beweglichen Verbindungen die Aspekte des Implantatverlusts, des Knochenabbaus und der funktionellen Langlebigkeit der Suprakonstruktion zwischen zahn-implantatgetragenen und rein-implantatgetragenen Konstruktionen wenig differieren.

Während in den gerade genannten klinischen Studien regelmäßig ein verschraubtes Geschiebe Gegenstand der Betrachtung ist, soll auch die Frage gestellt werden, ob eine einfache, starre Brückenkonstruktion zwischen einem Zahn und einem Implantat angewendet werden kann. Der zahnärztliche Behandlungsaufwand wäre bei einer solchen konventionellen Methodik für eine einfache Brücke geringer, weil die Handhabung und Schritte zur Herstellung einer Brücke im Alltag besser eingeübt sind. Möglicherweise würden implantologische Maßnahmen durch vereinfachte, sichere Behandlungsschritte für viele Patienten finanziell erschwinglicher.

Zum Thema der einfachen Brückenkonstruktion verfassten In ähnlicher Weise WALTHER et al. (1999) eine Zusammenfassung über den prothetischen Erhaltungsaufwand in der Gegenüberstellung von rein-implantatgestütztem und kombiniert zahn-implantatgetragenen Zahnersatz. Es wurden 89 zahn-implantatplantatgetragene Konstruktionen und 35 implantatgetragene Konstruktionen untersucht. Etwa die Hälfte der zahn-implantatgetragenen Konstruktionen waren über ein Geschiebe, der Rest über eine zementierte Brücke mit einem natürlichen Zahn verbunden. Eine Evaluation geschieht hier über die Zusammenfassung der Komplikationen und deren Abstufungen sowie den Wartungsaufwand. Es werden 46 ASTRA- und 78 FRIALIT-Implantate verwendet.

Bei rein-implantatgetragenen Konstruktionen (Ergebnisse von FRIALIT- und ASTRA-System werden addiert) werden einfache, aufwendige, problematische und irreversible (Komplikationsgrad I – IV) Komplikationen dargestellt. Die einfachen Mängel traten zu 22 % auf in Form von

Schraubenlockerung. Durch Festdrehen der Schrauben lässt sich dieses Problem leicht lösen. Aufwendigere Mängel (Austausch von Teilen des Implantatsystems, Reparatur im Labor) werden zu 7 % und problematische (individualisierte Konstruktionselemente, Revision des Systems) zu 3,5 % genannt. Es werden keine irreversiblen Komplikationen aufgezeigt, die einen Implantatverlust bedeuten würden. Im Gegensatz dazu stellen sich zahn-implantatgetragene Konstruktionen mit 14 % einfachen, 3,6 % aufwendigsten, 2,7 % problematischen und 0,1 % irreversiblen (Verlust) dar. Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass Unterschiede im klinischen Erfolg der analysierten prothetischen Behandlungsmodi nicht gefunden wurden. In 4 Fällen der insgesamt 124 prothetischen Konstruktionen mussten bei der kombinierten Versorgung endodontische Behandlungen an den Pfeilerzähnen durchgeführt werden. Die Anwendung von kombiniert zahn-implantatgetragenen Zahnersatz wird als klinisch zuverlässige Variante zur aufwendigeren rein-implantatgetragenen Alternative eingestuft. Hinsichtlich einer Vergleichbarkeit zu In-vitro-Untersuchungen kommen die Autoren zu der Aussage, dass die Vermutung, kombinierte Konstruktionen seien mit einem erhöhten Risiko verbunden, klinisch nicht unterstützt wird.

Eine weitergehende Darstellung zu einer einfachen Konstruktion stellen BRÄGGER et al. (2000) vor: Sie berichten von biologischen und technischen Komplikationen bei feststehendem Zahnersatz auf Zähnen, Implantaten und kombiniert zahn-implantatgetragenen Zahnersatz nach 4 – 5 Jahren in klinischer Gebrauchsperiode. Es wurde das ITI-Implantatsystem verwendet. 85 Patienten mit 105 Implantaten und 144 überkronten Zähnen wurden untersucht. Die Patienten wurden in 3 Gruppen eingeteilt:

Gruppe I: 33 Patienten mit 40 rein-implantatgetragenen Brücken;

Gruppe II: 40 Patienten mit 58 rein-zahngetragenen Brücken

Gruppe III: 12 Patienten mit 18 zahn-implantatgetragenen Brücken

Die biologische Komplikationsrate beträgt hier bei den Implantaten 9,6 % und bei den natürlichen Zähnen 11,8 %. Bei den Implantaten wurde die peri-implantitische Probleme (Knochenabbau mindestens 5 mm), bei den Zähnen Sekundärkaries (2,8 %), Parodontitis (4 %) und endodontische Komplikationen (4,9 %) aufgeführt. BRÄGGER et al. (2000) erwähnen, dass sich die biologischen Komplikationen nicht statistisch signifikant zu Patientenrisikofaktoren wie Rauchen und schlechtem Allgemeinzustand verhalten.

Technische Fehler treten bei den überkronten Zähnen zu 6,3 %, bei den Implantaten insgesamt zu 20,4 % auf. Unter den technischen Fehlern verstehen BRAGGER et al. (2000) Retentionsverlust (2,9 %), Porzellanfraktur (10 %) und Schraubenlockerung (6,8 %). Bei den Zähnen findet sich in 0,7 % der untersuchten Fälle ein Retentionsverlust, zu 5,6 % eine Porzellanfraktur.

Technische Misserfolge sind hier im Zusammenhang mit Bruxismus seitens der Patienten vermeldet, sowie auch Komplikationen der gleichen Art bei Extensionsbrücken. Die Verlustrate von festsitzendem Zahnersatz auf Implantaten und Zähnen wird hier als etwa gleich häufig mit der Misserfolgsrate von rein-implantatgetragenen oder rein-zahngetragenen Zahnersatz gesetzt. Die Komplikationsrate wird also eher als gering eingeschätzt.

In einer retrospektiven Untersuchung von FUGAZZOTTO et al. (1999) an 3096 verschraubten Attachments zwischen natürlichen Zähnen und Implantaten in Funktion zwischen 3 und 14 Jahren wird die Hypothese aufgestellt, dass durch dieses prothetische Design die Intrusion der natürlichen Pfeilerzähne verhindert werden kann. Die Ergebnisse wurden ausgewertet ohne Berücksichtigung der genauen Anzahl der Zähne und Implantate im Einzelfall und des endgültigen prothetischen Designs, so lange alle Attachments sicher durch Schrauben verankert wurden. Keine derjenigen Prothesen mit intakter Schraubverbindung wies ein Intrusionsverhalten des natürlichen Pfeilers auf. Im Gegensatz dazu war bei einem nicht reparierten Schraubenbruch in jedem Fall eine Zahn-Intrusion festzustellen. Die Autoren dieser klinischen Studie stellen eine Latenzzeit von 3 Monaten vom Auftritt des technischen Defekts bis zur Intrusion fest.

Folglich ist nach FUGAZZOTTO et al. (1999) davon auszugehen, dass Ereignisse, die im Zusammenhang mit Zahnintrusionen stehen, bei nicht-starren zahn-implantatgetragenen Verbindungen durch entsprechende sichernde Gegenmaßnahmen verhindert werden können.

KAY (1993) fasst Ergebnisse seiner klinischen Untersuchungen zusammen und vergleicht diese mit der ihm zu diesem Zeitpunkt vorliegenden Literatur. Er gibt an, dass die passive Verbindung unter Verwendung eines halbpräzisen Attachments einer Konstruktion zwischen Zahn und Implantat inhärent instabil ist, ein Potential für eine mögliche Zahnwanderung und außerdem schlechte Schienungsqualitäten aufweist. Eine starre Verbindung wird als biomechanisch problematisch bezeichnet, wenn natürliche Pfeilerzähne mobil sind. Resiliente Verbindungen mit Implantaten mittels intramobiler Elemente soll nach Ansicht des Autors eine günstigere Stresslastverteilung

zwischen Zahn und Implantat ermöglichen. Ebenfalls soll diese Verbindung starre, jedoch wieder lösbare Verbindungen zwischen natürlichen Zähnen und Implantaten gewährleisten.

Ein osseointegriertes Implantat und ein natürlicher Zahn werden miteinander verbunden – Erhöhung der Disparität in der Rigidität der Pfeiler:

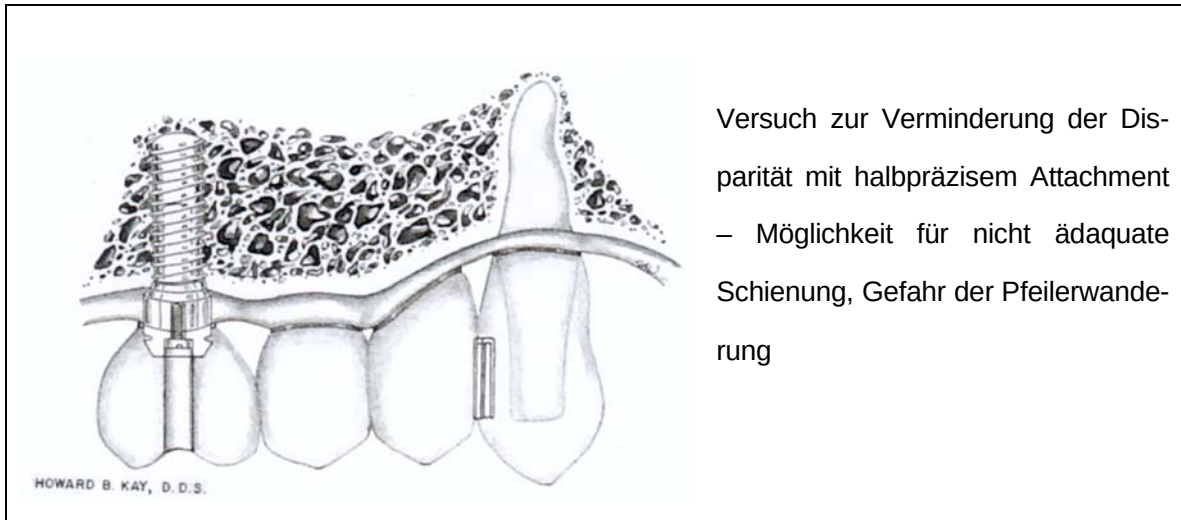


Abbildung 43; aus: Rein implantatgetragene Restaurationen im Vergleich zu implantat- und zahn-getragenen Restaurationen - Betrachtungen über die prothetische Perspektive; Kay, H. B.; Int Journal für Parodontologie & Restaurative ZHK 1993, 13. Jahrgang, Heft 1, S.47 - 69

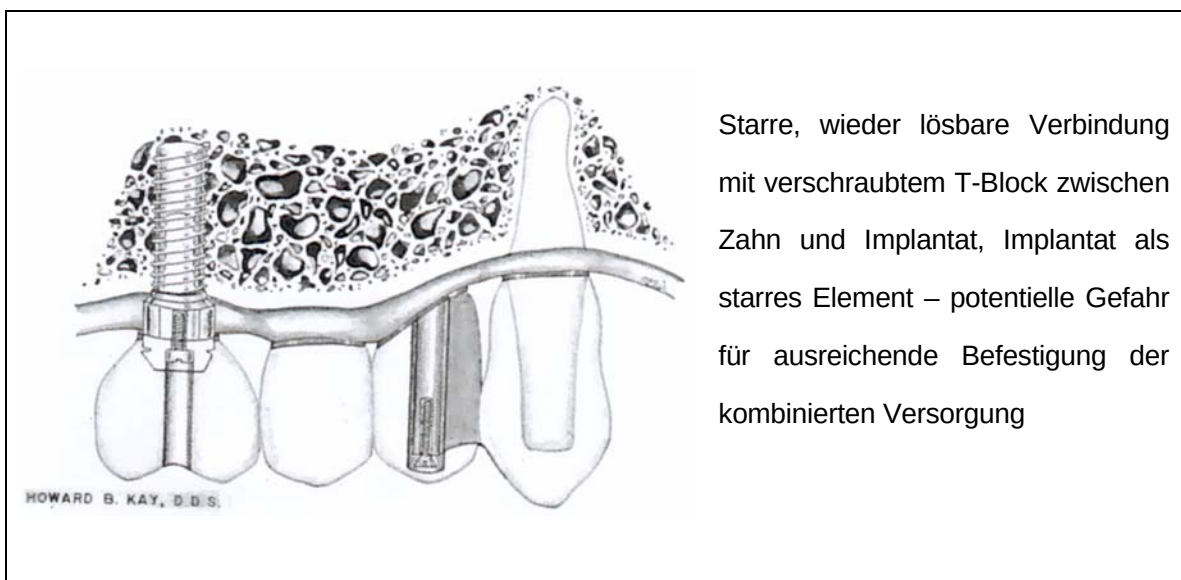


Abbildung 44; aus: Rein implantatgetragene Restaurationen im Vergleich zu implantat- und zahn-getragenen Restaurationen - Betrachtungen über die prothetische Perspektive; Kay, H. B.; Int Journal für Parodontologie & Restaurative ZHK 1993, 13. Jahrgang, Heft 1, S.47 - 69



Abbildung 45; aus: Rein implantatgetragene Restaurationen im Vergleich zu implantat- und zahngetragenen Restaurationen - Betrachtungen über die prothetische Perspektive; Kay, H. B.; Int Journal für Parodontologie & Restaurative ZHK 1993, 13. Jahrgang, Heft 1, S.47 – 69

Reaktionen am knöchernen Implantatlager im Vergleich von zahn-implantat- und rein-implantatgetragenen Rekonstruktionen sind Gegenstand klinischer Studien von BENIASHVILI et al. (1999). Alle kombinierten Versorgungen und 90 % der rein-implantatgetragenen Rekonstruktionen erfuhren eine Zementierung. Die Autoren berichten, dass innerhalb der 7-jährigen klinischen und röntgenologischen Untersuchungen zervikale Knochenverluste bei beiden vorgenannten Therapietypen mit dem sog. Ankylos-System kein typisches Ereignis und auch kein Behandlungsrisiko darstellen. Es wird eine Empfehlung zur Verwendung des Implantatssystems im Verbund mit natürlicher Restbezahnung ausgesprochen.

HOWE et al. (2001) berichten in einer prospektiven klinischen Studie über festsitzende Brücken, die den Implantattyp Astra ST mit einem natürlichen Pfeilerzahn verbinden. Die Studie wurde durchgeführt, um die Leistungsfähigkeit des Astra ST-Implantats zu testen unter normalen funktionellen Belastungen. Drei von 19 untersuchten Brücken erforderten ein Rezementieren mit permanentem Zement statt des vorher angewendeten temporären Zements. Die 1-Jahres-Resultate dieser Studie zeigen nach Ansicht der Autoren sehr ermutigende Resultate im Bereich der Stabilität von Implantat und Zahn unter Einbeziehung von stabilen Knochenhöhen sowie der vollwertigen Funktionsbereitschaft der entsprechenden Restaurationen. Es wird berichtet, dass keine Intrusion der Abutment-Zähne entdeckt wurde.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei den vorgestellten Versorgungsarten auf eine längere Zeit hin in jedem Fall Komplikationen leichter bis schwerer Art auftreten. Die unterschiedlichen Mittel und Durchführungen der implantologischen Therapien bedingen Ergebnisse, die mit Blick auf Merkmale wie Implantat- und Zahnüberlebensraten, Funktionsperiode der Suprakonstruktion sowie Wartungs- und Reparaturaufwand eine ähnliche Tendenz zeigen.

Es ist, von diesem Standpunkt betrachtet, durchaus möglich, mit kombiniert zahn-implantatgetragenen zementierten Brückenaufbauten, Schaltlücken und Freiendlücken mit weniger Aufwand als bei rein-implantatgetragenen Konstruktionen zu behandeln. Allerdings muss darauf geachtet werden, dass die Brückenkonstruktionen nicht zu groß werden (höchstens 3-gliedrige Brücken), keine Parafunktionen vorliegen, Extensionen vermieden werden und grundsätzlich – wie bei allen Vorhaben – gesunde parodontale, endodontische und ossäre Konditionen vorliegen. Ziel dieses Vorhabens ist es, die Erfolgsraten konventioneller rein-zahngetragener Brücken zu erreichen.

4.4 HERAUSNEHMBARER ZAHNERSATZ – AUF NATÜRLICHEN ZÄHNEN

Zur Versorgung von Patienten mit herausnehmbaren zahn-implantatgetragenen Rekonstruktionen liegen im Vergleich zu festsitzenden Rekonstruktionen nur wenige Studien vor. Deshalb erscheint es umso sinnvoller und notwendiger, auch hier diese Therapieform mit den Ergebnissen anderer Therapieformen zu vergleichen.

Durch die Ergebnisse, die im Zusammenhang mit herausnehmbarem Zahnersatz auf natürlichen Zähnen bzw. rein-implantatgetragenen herausnehmbarem Zahnersatz stehen, könnten somit Rückschlüsse hinsichtlich der Gestaltung von zahn-implantatgetragenen herausnehmbarem Zahnersatz gezogen werden, die die Überlebensrate steigern, sowie technische und biologische Komplikationen reduzieren.

Bei der Betrachtung der Literatur zur konventionellen Teilprothetik unter Einbezug natürlicher Zähne ist voranzustellen, dass Vergleiche und Zusammenfassungen mit allgemein einheitlichen Bewertungskriterien fehlen, da für den Behandlungserfolg in der Teilprothetik biomechanische, parodontale, funktionelle und psychische Parameter berücksichtigt werden müssen und diese zur Beurteilung des Behandlungserfolgs einzubeziehen sind.

Es ist aber durchaus denkbar, Ersatzkriterien für einen Therapieerfolg zu definieren. Die Aspekte der minimalen Nebenwirkungen und möglichst langer Funktionsperioden von Zahnersatz würden sowohl die biologische Effektivität von teilprothetischem Zahnersatz als auch dessen finanziellen Kostenrahmen ersatzweise darstellen.

VERMEULEN et al. (1996) geben mit in einer 10 Jahre umfassenden Evaluation einen Überblick über Langzeit-Ergebnisse von abnehmbaren Teilprothesen. 1036 Patienten wurden mit Modellgussprothesen versorgt. Von diesen wurden 748 Patienten, die 886 Modellgussprothesen trugen über 5 bis 10 Jahre lang untersucht. 288 Patienten wurden nicht weiter beobachtet. 748 Patienten trugen konventionell gestaltete Metall-Modellgussprothesen und 183 Patienten hatten Attachments. Beim Vergleich der nicht-weiter beobachteten Patienten und der verbliebenen Gruppe fällt auf, dass die entfallenen Patienten nicht weiter die Resultate der Studie beeinflussten. Die Überlebensraten der Teilprothesen wurden durch bestimmte Fehlerkriterien analysiert: 40 % der konventionellen Prothesen überlebten 5 Jahre; mehr als 20 % 10 Jahre beim Fehlerkriterium Abut-

ment-Retreatment. Die Fraktur des Metallrahmens wurde in 10 bis 20 % der Fälle nach 5 Jahren und in 27 bis 44 % nach 10 Jahren beobachtet. Beim Kriterium der Ersatzes oder des Nichttragens der Prothese werden Überlebensraten von 75 % nach 5 Jahren und 50 % nach 10 Jahren angegeben.

Teilprothesen, die mittels Attachment oder Teleskopverbindung auf natürlichen Zähnen gelagert sind, haben im Gegensatz zu konventionellen Modellgussprothesen mit Klammerabstützung einen Vorteil im Tragekomfort für die Patienten. Leider ist i. d. R. die Herstellung der dental abgestützten Prothesen technisch und finanziell aufwendiger als beim konventionellen Therapiemittel der Modellgussprothese.

Als Ursachen, die zum Ausgliedern einer Teilprothese und damit dem Ende der funktionellen Lebensdauer führen, werden von KERSCHBAUM et al. (1978) zahntechnische Fehler und der Verlust von Zähnen als prothetische Pfeiler angeführt. Beide Aspekte können auch gleichzeitig vorliegen.

KERSCHBAUM et al. (1979) verglichen in einer klinischen Studie den parodontalen Status – als einem wesentlicher Faktor für die Lebensdauer von Teilprothesen – von 70jährigen Patienten mit dem von 10 Jahre jüngeren Patienten. Es wurde festgestellt, dass das chronologische Alter der untersuchten Patienten keinen signifikanten Einfluss auf die untersuchten Parameter wie die Verteilung der verbliebenen Restbezahnung, die Art der Abstützung der Prothesen, die orale Hygiene oder den generellen physischen Zustand hatte. Auf der Basis der Studie kommen die Autoren zum Schluss, dass nur die Patienten in der Gruppe der Über-70-Jährigen passende Teilprothesen hatten, deren Zähne einen kleineren Anteil am vorherigen parodontalen Schaden hatten und/oder deswegen parodontal resistenter waren. Dies trug nach Ansicht der Autoren zur zufriedenstellenden prothetischen Versorgung bei.

Es fällt hierbei auf, dass mögliche parodontale Einzelaspekte, die i. d. R. die parodontale Befindlichkeit bedingen, nicht unbedingt zwangsläufig zu ihren angenommen Folgen führen. Dieses Problem bedeutet auch, dass beispielsweise primär zahntechnische Fehler wie mangelnder Halt der Halteelemente durch Abrutschen und Abrasion biologische Folgeschäden haben können.

MEIER et al. (1979) und KERSCHBAUM et al. (1978) führten ebenfalls Untersuchungen zum parodontalen Status von Teilprothesenträgern durch. Regressive Veränderungen am Zahnhalteapparat der an einer Teilprothese direkt beteiligten Zähne und der weiteren verbliebenen Zähne

wurden nach KERSCHBAUM (1977) auf größere Weise deutlicher, wenn eine weitere Reduktion von Zähnen und Abstützungsmöglichkeiten gegeben war. Die Resultate dieser klinischen Studie lassen erwarten, dass die Funktionsdauer von Teilprothesen bei guter parodontaler Abstützung länger ist.

Es ist bei prothetischen Konstruktionen immer erstrebenswert, eine 4-Punkt-Abstützung im Polygon zu erreichen, damit die z.T. hohen mastikatorischen Belastungen gleichmäßig verteilt werden. In vielen Fällen lassen sich natürliche Zähne und Implantate auf einfache Art und Weise mittels teleskopierender Elemente (über eine Suprakonstruktion) verbinden, deren Vor- und Nachteile kurz dargelegt werden sollen:

Die Hygienefähigkeit ist bei Teleskopen meistens in ausreichender Weise gegeben. Ein weiterer Vorteil ist die insgesamt in sich recht widerstandsfähige Konstruktion. Divergenzen durch unterschiedliche Präparationswinkel der Pfeiler lassen sich durch Teleskope ausgleichen. Bei Verlust eines Pfeilers lässt sich nach BESCHNIDT et al. (2001) die vorhandene Prothese durch Auffüllen des Teleskops auf patientenfreundliche und kostengünstige Art und Weise erweitern. Jedoch muss die vestibuläre Ausdehnung von Frontzahnteleskopen bedacht werden, die eine ästhetisch-ungünstige Situation erzeugen können. Außerdem kann der Substanzverlust durch die Präparation enorm sein. WENZ et al. (2001) fügen hinzu, dass abnehmbaren Teilprothesen auf Teleskopkronen eine gute klinische Langlebigkeit zugewiesen werden kann. Beim Kostenaspekt erwähnen HOFMANN et al. (2002), dass die Hypothese von höheren laufenden Kosten bei den komplizierter aufgebauten Doppelkronensystemen in ihrer Aussage abgelehnt werden muss.

Denkbar ist außerdem, dass die rigide Verbindung zwischen Innen- und Außenkrone sowie auch der Außenkrone mit der eigentlichen Suprakonstruktion i.e.S. der Prothese Probleme mit Spannungen – und als Folge – Schmerzsensationen aufwirft. Einerseits entstehen die Schmerzen durch die Auslenkung der Fasern des Zahnhalteapparates, andererseits drücken die Sättel der Prothese auf die Gingiva.

Während bei Zähnen eine ausweichende Zahnbeweglichkeit möglich ist, um Winkeldifferenzen in der Einschubrichtung auszugleichen, bedeutet dies für Implantate im Umkehrschluss zwangsläufig eine höhere Spannungsapplikation.

Wenn sich die Frage nach der verursachenden Komponente für den Misserfolg von Teilprothesen stellt, können sowohl die zahntechnischen als auch die biologischen Probleme selbigen bedin-

gen. Dennoch ist es möglich einige Aspekte aufzuzählen, die klinisch und ökonomisch eine bedeutende Rolle spielen.

Wenn in ca. 1/5 der Fälle, wie VERMEULEN et al. (1996) berichten, nach 5 Jahren bei Modellgussprothesen Frakturen des Metallgerüsts auftreten, besteht eine Wartungsbedürftigkeit, die Kosten verursacht. In vielen Fällen werden weitere Faktoren wie Unterfütterungen und weitere Bruchreparaturen hinzukommen. Nach 10 Jahren ist die Anzahl der Brüche auf ca. 44 % erhöht: Dies bedeutet, dass ein recht hoher finanzieller Aufwand in der Wartung dieses teilprothetischen Zahnersatzes bestehen kann.

Es ist festzustellen, dass zeitbezogene klinische Studien, die eine eindeutige Ursache für den Verlust einer Teilprothese darstellen, in der Literatur selten zu finden sind. Untersuchungen und Erkenntnisse zu Langzeitüberlebensraten, die den teilprothetischen Zahnersatz betreffen, könnten in gewisser Weise auf eine herausnehmbare Versorgung auf Zähnen und Implantaten angewendet werden.

MOJON et al. (1995) stellen fest, dass bei einem Defekt der teilprothetischen Restauration, Wurzelkaries und parodontale Erkrankungen häufiger auftraten. Eine Möglichkeit wäre hier, den betroffenen Zahn zu überkronen, um eine erhöhte koronale Stabilität und langfristige Kariesfreiheit zu erreichen. Die gleichen Autoren berichten, dass die Träger einer Teilprothese weniger Wert auf orale Gesundheit legten.

CELEBIC et al. (2003) untersuchten unter dem Aspekt der Patientenzufriedenheit 156 Träger von Totalprothesen und 112 Patienten mit Teilprothesen. Auf einer Scala von 1 bis 5 mussten die Patienten eine Bewertung abgeben. Totalprothesenträger waren signifikanter zufriedener im Vergleich zu Teilprothesenträgern bei Abgabe der Meinung zu Kauen, Reden und der Retention von ihren maxillären Prothesen. Bei Aspekten der Ästhetik und des Komforts waren keine signifikanten Unterschiede zu finden. Teilprothesenträger waren zufriedener als Totalprothesenträger mit der Retention und dem Komfort des Tragens ihres mandibulären Zahnersatzes.

KNEZOVIC et al. (2003) berichten von einer klinischen Untersuchung an 205 Patienten, bei der nur ca. die Hälfte der untersuchten Patienten ihren teilprothetischen Zahnersatz dauerhaft trugen.

In ähnlicher Weise dokumentieren VANZEVEREN et al. (2003), dass 63,6 % der untersuchten 254 Patienten (d.h. ca. 2/3 der untersuchten Patienten), die zwischen 1983 und 1994 eine Teil-

prothese erhielten, ihren Zahnersatz relativ kontinuierlich tragen. Die Autoren schränken allerdings ein, dass die Beobachtungszeiträume keinen festen Recall-Zeitrahmen umfassen und nur gelegentliche Kontrollen erfolgten.

Hieraus ist ersichtlich, dass es eine recht erhebliche Diskrepanz zwischen angegebener Zufriedenheit und Tragedauer gibt: Faktoren wie Druckstellen und Speiseretentionen werden von den Patienten nicht direkt benannt, obwohl diese eine gewichtige Rolle spielen.

Wenn biologische und technische Faktoren bei Teilprothesenträgern einen recht hohen Tribut erfordern, wäre es deshalb von Vorteil, die Betrachtungen zu zahn-implantatgetragenen abnehmbaren Kombinationsversorgungen auf das Herabsetzen der erwähnten Probleme mit teilprothetischem Zahnersatz unter Zuhilfenahme von Implantaten zu lenken.

4.5 HERAUSNEHMBARER ZAHNERSATZ – REIN IMPLANTATGETRAGEN

Auch in diesem Kapitel soll die Lebensdauer einer nur auf Implantaten basierenden herausnehmbaren Konstruktion Gegenstand der Betrachtung sein. Die bereits im vorangegangenen Abschnitt erwähnten technischen und biologischen Schwierigkeiten lassen nach einer eingehenden Evaluation u. U. Rückschlüsse auf evtl. Probleme von herausnehmbarem Zahnersatz auf Zähnen und Implantaten zu.

In der Literatur wird in vielen Fällen die Überlebensrate von Implantaten in Verbindung mit herausnehmbarem Zahnersatz betrachtet. Die Datenlage zur Wirtschaftlichkeit i. e. S. dem Nachsorgeaufwand bei rein implantatgetragenen Teilprothesen ist jedoch insgesamt gering. Qualitative Beschreibungen zu Reparaturbedürftigkeiten und weiteren technischen Komplikationen sind rar.

Nach einer medline-Suche und einer weiteren Literatur-Handsuche ab dem Jahr 1981 kamen GOODACRE et al. (2003) zu dem Ergebnis, dass trotz der verschiedenen Herkunft der implantologischen Daten ein Trend zum gehäufteren Auftreten von Komplikationen mit herausnehmbarem rein-implantatgetragenen Zahnersatz besteht, als dies bei Einzelkronen, festsitzenden Konstruktionen und Vollkeramikkkronen der Fall ist. GOODACRE et al. (2003) geben an, dass es nicht möglich war, eine übergeordnete Komplikationshäufigkeit zu ermitteln für die implantatgetragenen Prothesen, weil es bei der Literaturrecherche nicht viele klinische Studien gab, die simultan alle oder die meisten Komplikationskategorien mit einbezogen. Als Komplikationskategorien benennen die gleichen Autoren chirurgische Komplikationen, Implantatverlust, Knochenverlust, periimplantäre Probleme, mechanische, ästhetische und phonetische Komplikationen. Wenn kein einheitliches Bewertungskriterium gegeben ist, wäre es denkbar, einen Vergleich zwischen verschiedenen prothetischen Therapiemitteln über das Implantatsystem zu führen.

Die häufigsten implantatologischen Komplikationen (mit mehr als 15 Prozent Häufigkeit) waren Retentionsverluste in der Overdenture-Arbeit (33 %), Implantatverlust im bestrahlten Oberkiefer (25 %), hämorrhagisch bedingte Komplikationen (24 %), Kunststofffrakturen bei festsitzendem Zahnersatz (22 %) , Implantatverlust im Zusammenhang mit maxillären Overdentures (21 %), in 19 % Prozent der Fälle Unterfütterungsnotwendigkeiten und u. a. Overdenture-Clip- und Attachment-Frakturen (16 %).

Der recht hohe Anteil der Retentionsverluste von Verschraubungen bei herausnehmbaren Teilprothesen, zeigt, dass eine entsprechende Sicherung der Schrauben notwendig ist und eine Schraubverbindung mittelbar Wartungsprobleme erzeugt. Dieses Problem kann in der klinischen Praxis u. a. über definierte Drehmomente an Schrauben sowie durch einen veränderten Aufbau der Schraubverbindung vermindert werden. Die von GOODACRE et al. (2003) erwähnten Kunststofffrakturen und Brüche der Overdenture-Clips sind zwar prozentual geringer angesiedelt, stellen aber wohl ein typisches konstruktionsbedingtes Merkmal von Teilprothesen dar.

GOODACRE et al. (2003) geben keine Vergleichskriterien in Bezug auf verschiedene Implantatsysteme bei herausnehmbarem rein-implantatgetragenen Zahnersatz an.

BEHR et al. (1998) untersuchten in einer klinischen Studie die Komplikationsrate beim Vergleich von zwei Implantatsystemen mit differierendem Konzept der Lagerung der Suprakonstruktion des implantatprothetischen Aufbaus (starr und resilient) bei herausnehmbarem und festsitzendem Zahnersatz. Im Vordergrund dieser Studie steht nicht alleine die Überlebensrate des Implantats, sondern es werden auch Faktoren wie Schraubenlockerung, Schraubenfrakturen, Frakturen von Inserts (hier intramobiles Element, intramobiler Connector), Distanzhülsen und Frakturen von Brückengerüsten erfasst. Mit diesen Ereignissen ergibt sich somit eine Betrachtung über den Nachsorgeaufwand. Beim verwendeten ITI-System werden laut BEHR et al. (1998) in 28,8 % der Fälle überhaupt prothetische Komplikationen vermerkt.

Beim weiterhin benutzten IMZ-System wurde festgestellt, dass es in 77,4 % der analysierten Fälle eine oder mehrere Komplikationen gab und somit eine signifikant höhere Komplikationsrate im Vergleich zum ITI-System besteht.

Die Autoren bilanzieren in Bezug auf die Komplikationen der Suprakonstruktion, dass beim ITI-System prothetische Komplikationen mit einer Zahl von 15,1 % mehr als doppelt so viele Ereignisse auftreten wie beim IMZ-System mit 6,4 %. Allerdings steht dieser Bilanz eine hohe Komplikationsrate von 71 % beim IMZ-System in Bezug auf das Implantatsystem selbst (Versagen des intramobilen Elements) im Vergleich zu ITI-Implantaten mit 13,5 % gegenüber.

BEHR et al. (1998) empfehlen aus diesem Grund, besonders starre und passgenaue Systeme mit einer genau dosierten Kraftübertragung auf den Implantatkörper zu verwenden, um einen klinischen Langzeiterfolg zu sichern.

Dieses Ergebnis legt auch die Vermutung nahe, dass in einem Implantatsystem grundsätzlich das nachgiebigste Element der Gesamtkonstruktion die häufigsten Komplikationen verursacht.

In ihrer Habilitationsschrift analysiert ENGEL (2000) die Ergebnisse einer prospektiven Langzeitbeobachtungsstudie zur Effektivität von Zahnersatz auf dentalen Implantaten ohne experimentellen Ansatz und ohne randomisierte Zuweisung der Therapie. Es wurden 824 Patienten in die Studie aufgenommen, die mit insgesamt 1792 Implantaten versorgt wurden. Es wurden die Implantatsysteme BONEFIT, BRANEMARK, FRIALIT 2, IMZ, TPS und TÜBINGER-Implantate verwendet. Zu 75 % (774 Aufbauten) der gesamten 1062 Rekonstruktionen auf den Implantaten wurde ein festsitzender Zahnersatz und zu 25 % (288 Konstruktionen) herausnehmbarer Zahnersatz eingegliedert. Im Analysezeitraum von 1989 bis 1997 wurde der gesamte eingegliederte Zahnersatz durchschnittlich 3 Jahre lang beobachtet. Als tatsächlich „drop-out“-Patienten werden 71 Patienten gezählt. Dies entspricht einer Quote von 9 % der gesamten Patientenzahl.

ENGEL (2000) fasst die wichtigsten Ergebnisse ihrer Studie zusammen: Sie hebt die Behandlungsintensivität von implantologischem Zahnersatz nach dessen Eingliederung hervor. Nach 3 – 5 Jahren Beobachtungszeit zeigt sich eine stärkere Tendenz zu prothetischem Behandlungsbedarf als zu chirurgischem. Besonders abnehmbarer Zahnersatz ist viel stärker von Wartungsintervallen betroffen als sein festsitzendes Pendant. ENGEL (2000) unterstreicht vor allen Dingen die Aussage, dass zu den implantatspezifischen Ereignissen die Lockerung des Zahnersatzes wegen einer mangelnden Arretierung der Prothetikteile oder der Befestigungsschrauben der Suprakonstruktion und die Implantatfraktur selbst zählt.

Aus diesem Grunde muss daraus geschlossen werden, dass das Implantatdesign und die Art der Befestigung des Zahnersatzes auf Implantaten besonders beachtet werden muss.

Während das TÜBINGER-Implantat nach ENGEL (2000) eindeutig die höchste Verlustwahrscheinlichkeit aufgrund der Fraktur des Al_2O_3 -Implantatkörpers (schlechtester und sicherster Prognosefaktor für einen Implantatverlust) zeigt, stellt sie aber auch fest, dass es eine anfängliche Überlegenheit des zementierten TÜBINGER-Implantats gegenüber dem BONEFIT- und IMZ-System gegeben hat.

Somit lassen sich verschiedene Aussagen aus dieser Studie herleiten:

- Eine Drehmomentvorrichtung muss bei verschraubten Systemen angewandt werden.
- Prothetische Problemstellungen liegen zumeist im Implantatsystem selbst begründet.

In der klinischen Praxis ist es nun von bedeutendem Interesse, welche Reparaturen in welcher Frequenz im Kulanzzeitraum erfolgen müssen. Der Technik- und Zeitaufwand beim Lösen von Komplikationen bei implantatgetragenen Zahnersatz ist nicht unerheblich. Erfahrungsgemäß benötigt der herausnehmbare Zahnersatz einen wesentlich höheren Zeitaufwand, falls eine Reparatur auftritt.

HECKMANN et al. (2004) geben einen Überblick zu teleskopierendem Zahnersatz auf zwei mandibulären Implantaten mittels einer klinischen Langzeitstudie über einen Zeitraum von 10 Jahren: Um mandibuläre Suprakonstruktionen in zahnlosen Patienten zu stabilisieren, wurden nicht-starre teleskopierende Konnektoren auf zwei interforaminären Implantaten seit 1989 verwendet. Es wurden die Weich- und Hartgewebe-Konditionen und die Funktion der Prothese nach einem Zeitraum einer Dekade beurteilt. 23 Patienten mit 46 Implantaten (ITI-System) wurden klinisch und radiologisch untersucht: Entzündungszeichen (SFFR) waren kaum zu vermerken. Die Situation der Implantate wurde als stabil bezeichnet (durchschnittlicher Periotest-Wert: -1.91, kein Implantatverlust zu verzeichnen), womit die Autoren zum Schluss gelangen, dass das vorgestellte Konzept auf zwei Implantaten, die mittels Teleskopen über eine Suprakonstruktion nicht-starr miteinander verbunden sind, als effiziente und effektive Langzeitbehandlungsalternative in der stark resorbierten, zahnlosen Mandibula dienen kann. Besonders geriatrisch vorbehandelten Patienten könnte dieses Konzept nach Ansicht der Autoren Vorteile beim Handling, Reinigen und Langzeitzufriedenheit bringen. In einem Satz ist ein kurzer Hinweis auf prothetische Komplikationen zu finden: Gesteigerte Periotest-Werte veranlassen die Autoren zu der Aussage, dass dies eine Lockerung der okklusalen Schraube während der 6-monatigen Zeitperiode zwischen den Routineuntersuchungen anzeigen und bei genauer Auswertung der Messergebnisse zur Vermeidung von Schraubenfrakturen beitragen könnte.

In mehreren Fallbeispielen erläutert NICKENIG (2004) Versorgungsmöglichkeiten bei implantatgestütztem, teleskopierendem Zahnersatz: Nach Insertion von insgesamt 107 implantatgestützten Teleskopprothesen, nennt der Autor folgende, primär zahnmedizinische Vorteile dieses Systems:

- günstigere Hygienefähigkeit,
- axiale Belastung der Pfeiler durch körperliche Fassung der Verbindungselemente
- guter Halt durch großflächige Retentionsflächen
- Stabilisierung durch sekundäre Verblockung und mögliche Erweiterungsfähigkeit

KLEMKE et al. (1996) befassen sich mit dem prothetischen Erhaltungsaufwand bei implantatgetragenen Konuskronenkonstruktionen. Es wird berichtet, dass von 99 IMZ-Implantaten 96 prothetisch versorgt wurden, wobei jedem Implantat ein Komplikationsgrad von I – IV zugeordnet wurde: Grad I (einfache Komplikation, Abzementierung der Titanschraube, 60 %), Grad II (aufwendige K., Frakturen der Titanschrauben, 19 %), Grad III (problematische K., Friktionsverlust, 18 %) und Grad IV (irreversible K., Fraktur und Funktionsuntüchtigkeit der Implantate, 3 %). Die Autoren stellen fest, dass Grad I und II einem Erhaltungsaufwand entsprechen, den der Zahnarzt aus prothetischer Erfahrung heraus und durch gute systemspezifischen Erfahrungen mit einer noch relativ geringen zeitlichen Belastung bewältigen kann. Komplikationsgrad III erfordert jedoch einen hohen Zeitaufwand für Zahnarzt, Zahntechniker und Patient. Erst gegen Ende der Beobachtungszeit ist Grad IV ersichtlich, der einen erneuten implantologischen Eingriff bedingt. Trotz guter Überlebensrate der im Unterkiefer inserierten Implantate wird hier eine zurückhaltende Indikationsstellung für ein rein-implantatgetragenes Konuskronensystem empfohlen. Dies geschieht auch vor der Einschätzung der Autoren, dass auch mit anderen Implantatsystemen (z.B. Frialit I, II und Linkow) keine besseren Resultate zu erreichen sind. Es wird weiterhin festgestellt, dass diese empirische Erfahrung ganz im Gegensatz zu Erfahrungen in der Bewertung von natürlichen Pfeilerzähnen durch HENERS (1990) steht und somit nach Ansicht der Autoren einen klinischen Beleg für die differierende Biomechanik von natürlichen Zähnen und Implantaten liefert.

Untersuchungsergebnisse zur Versorgung des Unterkiefers mit implantatgetragenen Doppelkronensystemen auf Ha-Ti-Implantaten stellen MEISSNER et al. (1994) vor. Es sollte ein Vergleich von Doppelkronensystemen mit stegprothetischen Versorgungskonzepten, die Vermessung des periimplantären Knochenabbaus zwecks Rückschluss auf eine evtl. Überbelastung der Implantate und eine Untersuchung der Verbindung von Implantaten mit natürlichen Zähnen über eine sekundäre Verblockung durchgeführt werden. Von 51 Patienten mit 102 Ha-Ti-Implantaten wurden 12

mit einem Doppelkronensystem versorgt. Von diesen wurden 9 zahnlosen Patienten interforaminal je 2 Implantate inseriert. Bei den übrigen 3 Patienten wurde ein kombiniert-zahn-implantatgetragenes Konzept ebenfalls interforaminal mit 2 Implantaten und 2 Eckzähnen oder erstem Prämolaren durchgeführt. Somit wurden ca. 17 % der Patienten rein-implantatgetragen und ca. 6 % kombiniert zahn-implantatgetragen versorgt.

Die klinischen Ergebnisse von MEISSNER et al. (1994) zeigten, dass keines der Implantate explantiert werden musste oder eine Explantation erwarten ließ (Periotest-Wert 3,8). Auch die natürlichen Zähne wurden nicht durch Lockerungsgrade oder parodontale Entzündungen beeinflusst (Periotest-Wert 5,6). Die Periotest-Werte deuteten die Autoren bei Implantaten als Osseointegration der Implantate und als entzündungsfreie Parodontien bei den natürlichen Zähnen. Es wird aus diesen Ergebnissen die Schlussfolgerung gezogen, dass Doppelkronenprothesen sowohl im zahnlosen als auch im restbezahnten Unterkiefer funktionelle und parodontalprophylaktische Versorgungen erreichen. Weiterhin wird es als Vorteil gewertet, natürliche, erhaltungswürdige Zähne in ein kombiniert-zahn-implantatgetragenes Konzept einzubeziehen. Aufgrund fehlender Langzeitergebnisse und eines zahlenmäßig kleinen Patientenkollektivs wollen die Autoren jedoch keine Empfehlung als Standardversorgung zu diesem Zeitpunkt geben.

ASSAD et al. (2004) führten einen klinischen Vergleich zwischen hauptsächlich schleimhautgetragenen und kombiniert Schleimhaut-Implantat-getragenen mandibulären Prothesen durch. 10 vollständig zahnlose Patienten erhielten 20 pressfit-Implantate im Unterkiefer in regione 33 und 43. Nach 18 Monaten zeigte sich, dass die Gruppe mit dem kombinierten getragenen Zahnersatz ein signifikant höheres Auftreten von gingivalen Inflammationen im Vergleich zur hauptsächlich schleimhautgetragenen Gruppe hatte. Der Typ des Attachments oder die Abstützung kann die gingivale Inflammation oder die Plaque-Akkumulation beeinflussen. Erhöhte funktionelle Belastungskräfte können die Knochendichte und –resorption in negativer Weise beherrschen.

4.6 HERAUSNEHMBARER ZAHNERSATZ – ZAHN-IMPLANTATGETRAGEN

Gründe für die Therapie mit herausnehmbarem Zahnersatz statt feststitzendem Zahnersatz sind in den nachfolgenden Ausführungen ersichtlich:

- Durch ein zu geringes vertikales Knochenangebot kann eine Implantatinserion nicht möglich sein.
- Auch muss bedacht werden, dass der allgemein-medizinische Zustand eines Patienten keine weiteren extensiven Behandlungssitzungen erlauben kann.
- In einigen Fällen kann der Behandlungsaufwand bei feststitzendem Zahnersatz eine erhöhte Zeitinvestition bedeuten.
- Feststitzender Zahnersatz erfordert höhere Kosten.
- Die Abstützung vorhandener Prothesen kann verbessert werden.

Zu vermuten ist, dass herausnehmbarer Zahnersatz – gleichsam wie auf natürlichen Zähnen – eine größere Wartungsintensität bedingt. Die schleimhautgetragene, resiliente Lagerung und Kunststoffbrüche stellen Hauptprobleme dieses Zahnersatzes dar. Außerdem kann, wie bereits erwähnt, die Verschraubung auf Implantaten Mängel zeigen.

VAN ZEGHBROECK (2000) berichtet hierzu in einer 5-Jahres-Studie über zahn-implantatgetragenen starren, abnehmbaren Zahnersatz. Die kumulative Erfolgsrate für sowohl funktionierende Implantate als auch in Funktion befindliche Teilprothese beträgt hier 100 %. Es wird auch hinsichtlich eines Verbundes von mehr als 2 Implantaten mit Zähnen kein Unterschied im marginalen Knochenhöhenverlust zwischen den ausgedehnten angelegten Konzepten und dem Minimalkonzept einer Verbindung von einem Implantat mit einem Zahn beobachtet. In der Restdentition werden nach Untersuchungen kein auffälliger Sekundärkariesbefall und keine Unterschiede zur anfänglichen parodontalen Situation zu Beginn der Studie im Vergleich zur Situation nach 5 Jahren analysiert. Die Überlebensrate der prothetischen Komponenten liegt hier bei 73,69 %. Aus diesen Ergebnissen schließt VAN ZEGHBROECK, dass eine vorhersagbare Behandlungsoption mittels des zahn-implantatgetragenen Konzepts gegeben ist.

Aus dieser Studie lässt sich ableiten, dass unterschiedliche Nachgiebigkeiten des natürlichen Zahns und des Implantats bei einer Verbindung via herausnehmbarem Zahnersatz eine wesentliche Rolle spielen. Da jedoch die typischen technischen und biologischen Problematiken einer Teilprothese weiter im System integriert sind, müssten die weiteren Überlegungen darauf abzielen, Feststellungen aus Behandlungstechniken der konventionellen Teilprothetik als Hilfestellung heranzuziehen.

NICKENIG (2004) gibt eine empirische Darstellung der prothetischen Versorgungsmöglichkeiten von kombiniert zahn-implantatgetragenen herausnehmbarem Zahnersatz über Fallbeispiele, die letztlich seine persönliche Erfahrung widerspiegeln. Nach seiner Ansicht sind Charakteristika einer zahn-implantatgestützten Teleskopprothese u. a. ein Kiefer mit stark reduziertem Restgebiss und erhaltenem Gegenbiss, die Kombination natürlicher und strategischer Implantatpfeiler und ein modifiziertes Prothesendesign (z. B. ohne große Verbinder). Wesentliche Eigenschaften einer zahn-implantatgetragenen teleskopierenden Brücke sind hiernach Kiefer mit reduziertem Restgebiss und erhaltenem Gegenbiss, einer möglichst zu erreichenden Vier-Punkt-Abstützung und modifiziertes Prothesendesign. Der Autor vermutet, dass die sekundäre Verblockung durch den teleskopierenden Zahnersatz mit Hilfe der Pfeilervermehrungen eine minimale Wirkung daraufhin hat, dass der Restzahnbestand nicht über das erträgliche Maß überbelastet wird. Hierbei wird nicht erwähnt, bei welcher Zahlengröße dieses Maß angesetzt ist. Ebenso soll eine teleskopierende zahn-implantatgetragene Brücke nach Ansicht des Autors hierbei in der Lage sein, den progressiven Zahn- und Gewebeverlust aufzuhalten. Die Erfahrungswerte von NICKENIG (2004) beruhen auf 107 implantatgestützten Teleskopprothesen. Der Autor weist daraufhin, dass der teleskopierende Zahnersatz auch bei kombinierten implantologischen Konzepten Vorteile wie eine günstige Hygienefähigkeit, axiale Belastung der Pfeiler durch körperliche Fassung von Verbindungselementen, guten Halt durch größere Retentionsflächen, die bereits erwähnte Stabilisierung durch sekundäre Verblockung und eine Erweiterungsfähigkeit bei Verlust von prothetischen Pfeilern bietet.

Eine weitere empirische Darstellung durch zwei Fallberichte zum Thema strategischer Pfeilerimplantate zur Abstützung von herausnehmbaren Teilprothesen oder teleskopierenden Brücken verfassten HAMMÄCHER et al. (2002). Sie empfehlen grundsätzlich ein polygonales bzw. quadranguläres Abstützungskonzept, das besonders im Oberkiefer als Grundkondition zu betrachten sei. Eine parodontale Vorschädigung mit einhergehender Lockerung der verbliebenen Restbeziehung stellt für die Autoren eine absolute Kontraindikation für das kombiniert-herausnehmbare

Behandlungskonzept dar. Ansonsten werden Zähne und die verwendeten ITI-Implantate im Abstützungskonzept als gleichwertig erachtet. Die 1-jährige Beobachtungszeit, die dieser Studie zugrunde liegt, veranlasste die Autoren zu der Aussage, dass nach prothetischer Versorgung weder Pfeilverlust, Zahn- bzw. Implantatlockerung, Zahnintrusion und erhöhter Knochenabbau noch technische Probleme wie Retentionsverlust und/ oder Abutment- bzw. Schraubenfrakturen zu beobachten waren. Eine abschließende Bewertung halten HAMMÄCHER et al. (2002) jedoch zu diesem Zeitpunkt für verfrüht.

An dieser Stelle sei nochmals auf die bereits erwähnten ähnlichen klinischen Ergebnisse von MEISSNER et al. (1994) hingewiesen: Doppelkronenprothesen dienen nach Ansicht der Autoren sowohl im zahnlosen als auch im restbezahnten Unterkiefer als funktionelle und parodontalprophylaktische Versorgungen. Weiterhin wird es als Vorteil gewertet, natürliche, erhaltungswürdige Zähne in ein kombiniert-zahn-implantatgetragenes Konzept einzubeziehen. Aufgrund fehlender Langzeitergebnisse und eines zahlenmäßig kleinen Patientenkollektivs wollen die Autoren jedoch keine Empfehlung als Standardversorgung zu diesem Zeitpunkt geben.

Weitere klinische Untersuchungen müssen zeigen, ob die im Ansatz von ZEGHBROECK (2002) als behandlungstechnisch günstig bewertete, kombinierte Versorgung von Zähnen und Implantaten im Konzept der strategischen Pfeilvermehrung über eine abnehmbare Suprakonstruktion, empfehlenswert ist.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Die Literaturrecherche zu kombinierter Versorgung von Zähnen und Implantaten führte zu folgenden Resultaten:

1. Gegenüber festsitzenden Versorgungen ist die Datenlage bei herausnehmbarem Zahnersatz sehr gering.
2. Trotz unterschiedlicher Beweglichkeit von Zahn und Implantat im Alveolarknochen zeigen festsitzende zahn- und implantatgetragene Rekonstruktionen gute Langzeitergebnisse. Voraussetzungen dafür sind:
 - a. Eine starre Verbindung zwischen Zahn und Implantat durch
 - i. eine direkt zementierte Verbindung (konventionelle Brücken).
 - ii. ein verschraubtes, dreidimensional gesichertes Geschiebe.
 - iii. eine definitive Zementierung der Kronen auf natürlichen Zähnen.
 - b. Kleine Brückenkonstruktionen (3-4gliedrig).
 - c. Gute parodontale und endodontische Verhältnisse am Zahn und gute ossäre Verhältnisse am Implantat.
 - d. Keine Extensionsgestaltung.
 - e. Kein Bruxismus.
3. Herausnehmbarer Zahnersatz auf natürlichen Zähnen bzw. rein auf Implantaten zeigt höhere Komplikationsraten als bei festsitzenden Rekonstruktionen. Die Rückschlüsse aus den wenigen Studien zu zahn-implantatgetragensem herausnehmbarem Zahnersatz lassen in Verbindung mit den Erkenntnissen über die Komplikationen bei herausnehmbarem Zahnersatz auf natürlichen Zähnen bzw. rein auf Implantaten den Schluss zu, dass die Überlebensraten erhöht und der biologische und technische Nachsorgeaufwand verringert werden kann, wenn Implantate zur Etablierung einer polygonalen Abstützung bei herausnehmbaren Prothesen und Restzahnbestand eingesetzt werden.
4. Es besteht großer Forschungsbedarf zur Effektivität und zum Nachsorgeaufwand bei zahn-implantatgetragensem herausnehmbarem Zahnersatz.

6 LITERATURVERZEICHNIS

- | | <u>Name</u> | <u>Ort</u> | <u>AUTOR</u> |
|----|---|--|---|
| 1. | La chirurgie arabe et latine | (um 1100 n. Chr.)
in : Cura Johannis Channing
Clarandon - Press Oxford 1778
(traduction Leclerc) Editeur E
Leroux Paris 1861 | ABULCASIM |
| 2. | Atlas of tooth- and implant-
supported prosthodontics. | J Prosthodont. 2005
Mar;14(1):77-8. | ACKERMAN JF. |
| 3. | Long-term follow-up study
of osseointegrated implants
in the treatment of totally
edentulous jaws. | Int J Oral Maxillofac Implants.
1990 Winter;5(4):347-59. | ADELL R,
ERIKSSON B,
LEKHOLM U,
BRANEMARK
PI, JEMT T. |
| 4. | Cement removal from res-
torations luted to titanium
abutments with simulated
subgingival margins. | J Prosthet Dent. 1997
Jul;78(1):43-7. | AGAR JR,
CAMERON SM,
HUGHBANKS
JC, PARKER
MH. |
| 5. | Comparison between free-
standing and tooth-
connected partially stabi-
lized zirconia implants after
two years' function in mon- | J Prosthet Dent. 1998
Nov;80(5):551-8. | AKAGAWA Y,
HOSOKAWA R,
SATO Y, KAMA-
YAMA K. |

keys: a clinical and histologic study.

6. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002 Jul-Aug;17(4):536-42. AKCA K, IPLIK-CIOGLU H, CEHRELI MC.

7. Direct bone anchorage of dental implants. J Prosthet Dent. 1983 Aug;50(2):255-61. ALBREKTSSON T.

8. A multicenter report on osseointegrated oral implants. J Prosthet Dent. 1988 Jul;60(1):75-84. ALBREKTSSON T.

9. Complications and maintenance requirements of implant-supported prostheses provided in a UK dental hospital. Br Dent J. 1997 Apr 26;182(8):298-302. ALLEN PF, MCMILLAN AS, SMITH DG.

10. The fundamental principles of abutments. Mich State Dent Soc Bull. 1926; 8: 14-23 ANTE I.H.

11. Use of 5-mm-diameter implants: Periotest values related to a clinical and radiographic evaluation. Clin Oral Implants Res. 1998 Dec;9(6):398-406. APARICIO C, OROZCO P.

12. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, ra- Clin Implant Dent Relat Res. 2001;3(1):39-49. APARICIO C, PERALES P, RANGERT B.

diologic, and periotest study.

13. Comparison between Implant Dent. 2004 ASSAD AS, ABD
mainly mucosa-supported Dec;13(4):386-94. EL-DAYEM MA,
and combined mucosa- BADAWY MM.
implant-supported man-
dibular overdentures.

14. Combination of natural teeth Int J Oral Maxillofac Implants. ASTRAND P,
and osseointegrated im- 1991 Fall;6(3):305-12. BORG K,
plants as prosthesis abut- GUNNE J, OLS-
ments: a 2-year longitudinal SON M.
study.

15. Five-year statistical and Int J Oral Maxillofac Implants. BABBUSH CA,
clinical observations with the 1993;8(3):245-53. SHIMURA M.
IMZ two-stage osteointe-
grated implant system.

16. Osseointegrated implants in Int J Oral Maxillofac Implants. BAHAT O.
the maxillary tuberosity: 1992 Winter;7(4):459-67.
report on 45 consecutive
patients.

17. Resonance frequency Int J Oral Maxillofac Implants. BAREWAL RM,
measurement of implant 2003 Sep-Oct;18(5):641-51. OATES TW,
stability in vivo on implants MEREDITH N,
with a sandblasted and COCHRAN DL.
acid-etched surface.

18. Effects of electric currents Nature 204: BASSET C.

- | | | | |
|-----|---|---|--|
| | on bone in vivo. | 252 – 254, 1964 | PAWLUK R.
BECKER R. |
| 19. | Oral conditions and aptitude to receive implants in patients with removable partial denture: a cross-sectional study. Part II Aptitude. | J Oral Rehabil. 1996 Mar;23(3):175-8. | BASSI F,
SCHIERANO G,
LORENZETTI M,
PRETI G. |
| 20. | Management of an anterior defect with a removable partial denture supported by implants and residual teeth: a case report. | Int J Oral Maxillofac Implants. 1992 Spring;7(1):112-5. | BATTISTUZZI
PG, VAN
SLOOTEN H,
KAYSER AF. |
| 21. | Guidelines for splinting implants. | J Prosthet Dent. 2000 Aug;84(2):210-4. | BECKER CM,
KAISER DA,
JONES JD. |
| 22. | Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. Internationales Team fur Implantologie. | Clin Oral Implants Res. 1998 Feb;9(1):51-8. | BEHR M, LANG
R, LEIBROCK A,
ROSENTRITT
M, HANDEL G. |
| 23. | A system of surgery | Printed for Bell & Bradfute And G.G. & J. J. Robinson, And Murray & Highley, London, 1796 | BELL B. |
| 24. | Festsitzende prothetische Rekonstruktionen | In:
Orale Implantologie, 2. Aufla- | BELSER U.
BERNARD J. |

- | | | |
|-----|---|---|
| | ge, Thieme-Verlag, Stuttgart
1994 | MARTINET J.
HESS D. |
| 25. | Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations.

Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:126-45. | BELSER UC,
MERICSKE-
STERN R,
BERNARD JP,
TAYLOR TD. |
| 26. | Zahn-implantat- und rein implantatgetragene Rekonstruktionen:

Reaktionen am knöchernen Implantatlager

Z Zahnärztl Implantol 1999
15: 87 - 91 | BENIASHVILLI
R.
HEYMANN C.
PARSANEJAD
R.
NENTWIG G.-H. |
| 27. | Caries, periodontal and prosthetic findings in patients with removable partial dentures: a ten-year longitudinal study.

J Prosthet Dent. 1982
Nov;48(5):506-14. | BERGMAN B,
HUGOSON A,
OLSSON CO. |
| 28. | Telescopic crown-retained removable partial dentures: review and case report.

Compend Contin Educ Dent. 2001 Nov;22(11):927-8, 929-32, 934 passim; quiz 942.W | BESCHNIDT
SM, CHIT-
MONGKOLSUK
S, PRULL R. |
| 29. | The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability.

Int J Prosthodont. 1996 Nov-Dec;9(6):511-9. | BINON PP,
MCHUGH MJ. |

30. Implants and components: Int J Oral Maxillofac Implants. BINON PP.
entering the new millen- 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.
nium.

31. Stabilität enossaler Implan- Z Zahnärztl Implantol BLICKLE
tate bei primärer und se- 7: 116 (1991) NIEDERDELL-
kundärer Verblockung MANN
SCHWARZER

32. Prospective evaluation of Int J Oral Maxillofac Implants. BLOCK MS,
implants connected to teeth. 2002 Jul-Aug;17(4):473-87. LIRETTE D,
GARDINER D, LI
L, FINGER IM,
HOCHSTEDLER
J, EVANS G,
KENT JN, MI-
SIEK DJ, MEN-
DEZ AJ, GUER-
RA L, LARSEN
H, WOOD W,
WORTHINGTON
P.

33. Fixed reconstructions in Clin Oral Implants Res. 1990 BRAGGER U,
partially edentulous patients Dec;1(1):41-9. HAMMERLE C,
using two-part ITI implants WEBER HP.
(Bonefit) as abutments.

34. Correlations between radio- Clin Oral Implants Res. 1996 BRAGGER U,
graphic, clinical and mobility Sep;7(3):230-9. HUGEL-PISONI
parameters after loading of C, BURGIN W,
oral implants with fixed par- BUSER D, LANG

- tial dentures. A 2-year longitudinal study. NP.
35. Associations between clinical parameters assessed around implants and teeth. Clin Oral Implants Res. 1997 Oct;8(5):412-21. BRAGGER U, BURGIN WB, HAMMERLE CH, LANG NP.
 36. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. Clin Oral Implants Res. 2001 Feb;12(1):26-34. BRAGGER U, AESCHLIMANN S, BURGIN W, HAMMERLE CH, LANG NP.
 37. Gewebeintegrierter Zahnersatz - Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde Quintessenz-Verlag, Berlin 1985 BRÅNEMARK ZARB ALBREKTSSON TETSCH
 38. Use of luting agents with an implant system: Part I. J Prosthet Dent. 1992 Nov;68(5):737-41. BREEDING LC, DIXON DL, BOGACKI MT, TIETGE JD.
 39. Use of natural teeth in an interim partial denture. Gen Dent. 2002 Mar-Apr;50(2):174-7. BROCHU M, CONNOR JP.
 40. The anterior cantilever in the implant-supported screw-retained mandibular prosthesis. J Prosthet Dent. 2003 Mar;89(3):244-9. BROSKEY ME, KORIOTH TW, HODGES J.

41. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Jan-Feb;15(1):15-46. BRUNSKI JB, PULEO DA, NANJI A.
42. Restoration of the partially edentulous mouth--a comparison of overdentures, removable partial dentures, fixed partial dentures and implant treatment. J Dent. 1996 Jul;24(4):237-44. BUDTZ-JORGENSEN E.
43. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent. 1994 Jun;71(6):592-9. BURGUETE RL, JOHNS RB, KING T, PATTERSON EA.
44. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. J Biomed Mater Res. 1999 May;45(2):75-83. BUSER D, NYDEGGER T, OXLAND T, COCHRAN DL, SCHENK RK, HIRT HP, SNETIVY D, NOLTE LP.
45. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994 Jan-Feb;9(1):90-4. CARLSON B, CARLSSON GE.

46. Free-standing vs Tooth-connected Implant-supported fixed partial restorations: a comparative retrospective clinical study of the prosthetic results. J Oral Maxillofac Implants 1994 ; 9 : 711-718 CAVICCHIA BRAVI

47. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: in vitro evaluation of axial versus off-set loading. J Oral Rehabil. 2002 Apr;29(4):394-400. CEHRELI MC, IPLIKCIOGLU H, BILIR OG.

48. A comparison of patient's satisfaction between complete and partial removable denture wearers. J Dent. 2003 Sep;31(7):445-51. CELEBIC A, KNEZOVIC-ZLATARIC D.

49. L'implantologie "organique" et l'opération de "Magitot". 232, ill. (Thèse Chir. Dent.), Lyon,1975, 449 CHAIX J.P.
Bilan actuel. Etude technique et bibliographie (244 références suivies de dix observations personnelles)

50. Clinical evaluation of patients eight to nine years after placement of removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1984 Jun;51(6):736-43. CHANDLER JA, BRUDVIK JS.

51. A rationale for not connecting implants to natural teeth. J Prosthodont. 1997 Mar;6(1):7-10. CHEE WW, CHO GC.
52. Retrievable cemented implant restorations. J Prosthodont. 1998 Jun;7(2):120-5. CHEE WW, TORBATI A, ALBOUY JP.
53. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? Int J Oral Maxillofac Implants. 1999 Jan-Feb;14(1):137-41. CHEE W, FELTON DA, JOHNSON PF, SULLIVAN DY.
54. Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis: a clinical report. J Prosthet Dent. 1992 Jul;68(1):3-5. CHO GC, CHEE WW.
55. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. J Prosthodont. 1992 Sep;1(1):24-8. CLELLAND NL, GILAT A.
56. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(5):541-8. CLELLAND NL, GILAT A, MCGLUMPHY EA, BRANTLEY WA.
57. Repair of a removable partial denture using gold occlusals. J Prosthodont. 1995 Dec;4(4):269-72. COBB GW JR.
58. The scientific basis for and Clin Oral Implants Res. COCHRAN DL.

clinical experiences with 2000;11 Suppl 1:33-58.

Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report.

59. Death and Disease in Ancient Egypt Science 181 (1973): 470-471. COCKBURN T.A.
60. The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994 Mar-Apr;9(2):230-4. COHEN SR, ORENSTEIN JH.
61. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Sep-Oct;15(5):668-74. CORDIOLI G, MAJZOUB Z, PIATTELLI A, SCARANO A.
62. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. J Prosthet Dent. 2000 Mar;83(3):344-8. COVEY DA, KENT DK, ST GERMAIN HA JR, KOKA S.
63. Statistische Ergebnisse des Tübinger Implantates. Dtsch. zahnärztl. Z. 36, 551 (1981) D`HOEDT B. LUKAS D.
64. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported Implant Dent. 2002;11(3):293-300. DALKIZ M, ZOR M, AYKUL H, TOPARLI M,

- by the combination of teeth
and osseointegrated im-
plants.
- AKSOY S.
65. Maintenance requirements of implant-supported fixed prostheses opposed by implant-supported fixed prostheses, natural teeth, or complete dentures: a 5-year retrospective study. Int J Prosthodont. 2003 Sep-Oct;16(5):521-3. DAVIS DM, PACKER ME, WATSON RM.
66. Front tooth replacement with Tübingen (Frialit) implants. J Oral Rehabil. 1994 Jan;21(1):11-26. DE WIJS FL, VAN DONGEN RC, DE LANGE GL, DE PUTTER C.
67. Front tooth replacement with Tübingen (Frialit) implants: a radiographical evaluation. J Oral Rehabil. 1996 Feb;23(2):97-100. DE WIJS FL, DE PUTTER C, CUNE MS.
68. 18-year longitudinal study of cantilevered fixed restorations. Int J Prosthodont. 1996 Jul-Aug;9(4):331-40. DECOCK V, DE NAYER K, DE BOEVER JA, DENT M.
69. Statistische Ergebnisse zur Implantatprognose am Beispiel von 1017 IMZ-Implantaten unterschiedli- Z Zahnärztl Implantol 1993 9: 9-18 DIETRICH LIPPOLD DIRMEIER BEHNEKE

cher Indikation der letzten
13 Jahre

WAGNER

70. Use of luting agents with an implant system: Part II. J Prosthet Dent. 1992 Dec;68(6):885-90. DIXON DL, BREEDING LC, LILLY KR.
71. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. J Prosthet Dent. 1995 Sep;74(3):270-8. DIXON DL, BREEDING LC, SADLER JP, MCKAY ML.
72. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003 Mar-Apr;18(2):273-8. DRAGO CJ.
73. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. J Oral Rehabil. 2001 Mar;28(3):226-33. DUYCK J, VAN OOSTERWYCK H, VANDER SLOTEN J, DE COOMAN M, PUERS R, NAERT I.
74. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study. Acta Odontol Scand. 1988 Jun;46(3):159-69. EKFELDT A, OILO G.
75. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported Int J Oral Maxillofac Implants. 1994 Mar-Apr;9(2):179-83. EKFELDT A, CARLSSON GE,

- by osseointegrated im-
plants: a retrospective
study. BORJESSON G.
76. Pilotstudie zur Effektivität von Zahnersatz auf dentalen Implantaten Habil. Tübingen, 2000 ENGEL E.
77. Implant-supported versus implant-natural-tooth-supported fixed partial dentures. J Dent Symp. 1993 Aug;1:10-5. ENGLISH CE.
78. Root intrusion in tooth-implant combination cases. Implant Dent. 1993 SUM;2(2):79-85. ENGLISH CE.
79. Correlation of patterns of bone resorption and formation with physical behavior of loaded bone. J Dent Res. 1965 Jan-Feb;44:33-41. EPKER BN, FROST HM.
80. Die Odontoplastik im Lichte der Plantationslehre Sammlung Meusser, Abhandlungen aus dem Gebiete der Klinischen Zahnheilkunde, Heft 12, Zahnärztliches Institut der Universität Berlin, 1920 ERICKE A.
81. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. J Clin Periodontol. 1986 Apr;13(4):307-12. ERICSSON I, LEKHOLM U, BRANEMARK PI, LINDHE J, GLANTZ PO,

NYMAN S.

82. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. Eur J Oral Sci. 1998 Feb;106(1):527-51. ESPOSITO M, HIRSCH JM, LEKHOLM U, THOMSEN P.
83. Le Chirurgien Dentiste ou traité des dents (1746) Reproduction fac similé Paris, Julien Prélat, 1961, Tome 1, p.496, ill FAUCHARD P.
84. Clinical trials on the prognosis of dental implants. Periodontol 2000. 1994 Feb;4:98-108. FIORELLINI JP, WEBER HP.
85. Réponse a Monsieur Dubois-Foucou, chirurgien-dentiste, sur la brochure publiée par lui en 1808 sous le titre: Exposé de nouveaux procédés pour la conception de dents dites de composition et sur la lettre adressée a Messieurs les dentistes. Paris, l'auteur, 1809. FONZI G. in : Journal of the History of Dentistry/Vol. 47, No. 2/July 1999 pp 79-82
86. Implant alloplastiques endo-osseux à spirale métallique Revue suisse d'odontologie, n°10, 1958 FORMIGGINI M.
87. Mechanical determinants of bone modeling. Metab Bone Dis Relat Res. 1982;4(4):217-29. FROST HM.

88. The use of IMZ osseointegrated implants in partially and completely edentulous patients: success and failure rates of 2,023 implant cylinders up to 60+ months in function. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(6):617-21. FUGAZZOTTO PA, GULBRANSEN HJ, WHEELER SL, LINDSAY JA.
89. Implant/tooth-connected restorations utilizing screw-fixed attachments: a survey of 3,096 sites in function for 3 to 14 years. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999 Nov-Dec;14(6):819-23. FUGAZZOTTO PA, KIRSCH A, ACKERMANN KL, NEUENDORFF G.
90. On the piezoelectric effect on bone. J phys. Soc. Japan 12:1158 – 1166, 1957 FUKUDA E. YASUDA J.
91. Combination natural tooth and implant-borne removable partial denture: a clinical report. J Prosthet Dent. 1991 Jul;66(1):1-5. GANZ SD.
92. Natural tooth intrusion phenomenon with implants: a survey. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998 Mar-Apr;13(2):227-31. GARCIA LT, OESTERLE LJ.
93. Comparisons of tactile thresholds between implant-supported fixed partial dentures and removable partial dentures. Int J Prosthodont. 1992 Nov-Dec;5(6):515-22. GARRETT NR, HASSE AL, KAPUR KK.

- | | | | |
|-----|--|---|---|
| 94. | Veterans Administration Cooperative Dental Implant Study--comparisons between fixed partial dentures supported by blade-vent implants and removable partial dentures. Part V: Comparisons of pretreatment and posttreatment dietary intakes. | J Prosthet Dent. 1997 Feb;77(2):153-61. | GARRETT NR, KAPUR KK, HASSE AL, DENT RJ. |
| 95. | Effects of rehabilitation with conventional removable partial dentures on oral health--a cross-sectional study. | Swed Dent J. 1984;8(4):171-82. | GERMUNDS-SON B, HELLMAN M, ODMAN P. |
| 96. | Torque generated by hand-held screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. | Int J Oral Maxillofac Implants. 1994 Mar-Apr;9(2):149-55. | GOHEEN KL, VERMILYEA SG, VOS- SOUGH J, AGAR JR. |
| 97. | Clinical complications of osseointegrated implants. | J Prosthet Dent. 1999 May;81(5):537-52. | GOODACRE CJ, KAN JY, RUNGCHARASSAENG K. |
| 98. | Clinical complications in fixed prosthodontics. | J Prosthet Dent. 2003 Jul;90(1):31-41. | GOODACRE CJ, BERNAL G, RUNGCHAR- |

- ASSAENG K,
KAN JY.
99. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 2003 Aug;90(2):121-32. GOODACRE CJ, BERNAL G, RUNGCHAR-ASSAENG K, KAN JY.
100. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load. A study in the dog (I). Clin Oral Implants Res. 2001 Feb;12(1):1-8. GOTFREDSEN K, BERGLUNDH T, LINDHE J.
101. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. Int J Oral Implantol. 1991;7(2):63-8. GREENFIELD EJ.
102. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies. J Oral Rehabil. 1997 Nov;24(11):863-70. GROSS M, LAUFER BZ.
103. Load transfer in screw-and-cement-retained implant fixed partial denture designs. Journal of Prosthetic Dentistry 72: 361 (Abstract) 1994 GUICHET DL.
104. Passivity of fit and marginal opening in screw- or ce- Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Mar-Apr;15(2):239-46. GUICHET DL, CAPUTO AA,

- | | | |
|---|--|-------------------------|
| ment-retained implant fixed
partial denture designs. | | CHOI H,
SORENSEN JA. |
|---|--|-------------------------|
-
- | | | |
|--|---|-------------------------------|
| 105. Implant treatment in partially
edentulous patients: a report
on prostheses after 3 years. | Int J Prosthodont. 1994 Mar-
Apr;7(2):143-8. | GUNNE J, JEMT
T, LINDEN B. |
|--|---|-------------------------------|
-
- | | | |
|---|---|---|
| 106. Functional loads on free-
standing and connected
implants in three-unit man-
dibular prostheses opposing
complete dentures: an in
vivo study. | Int J Oral Maxillofac Implants.
1997 May-Jun;12(3):335-41. | GUNNE J,
RANGERT B,
GLANTZ PO,
SVENSSON A. |
|---|---|---|
-
- | | | |
|--|---|---|
| 107. Tooth-implant and implant
supported fixed partial den-
tures: a 10-year report. | Int J Prosthodont. 1999 May-
Jun;12(3):216-21. | GUNNE J, AST-
RAND P, LINDH
T, BORG K,
OLSSON M. |
|--|---|---|
-
- | | | |
|---|--|--|
| 108. Strategische Pfeilerimplan-
tate zur Abstützung von
herausnehmbaren Teilpro-
thesen oder teleskopieren-
den Brücken. | Quintessenz Prothetik 53, 6,
603 – 611 (2002) | HAMMÄCHER
C, YILDIRIM M,
HANISCH O,
SPIEKERMANN
H. |
|---|--|--|
-
- | | | |
|--|---|---|
| 109. Long-term analysis of bio-
logic and technical aspects
of fixed partial dentures with
cantilevers. | Int J Prosthodont. 2000 Sep-
Oct;13(5):409-15. | HAMMERLE CH,
UNGERER MC,
FANTONI PC,
BRAGGER U,
BURGIN W,
LANG NP. |
|--|---|---|

- | | | |
|--|--|--|
| 110. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. | Scand J Dent Res. 1977 Mar;85(3):200-8. | HARALDSON T,
CARLSSON GE. |
| 111. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. | J Prosthet Dent. 1997 Jan;77(1):28-35. | HEBEL KS,
GAJJAR RC. |
| 112. Strain development of cemented implant bridges | Clin Oral Impl Research
2001
12: 393-421 | HECKMANN S;
KARL M.
WINTER W.
TAYLOR T.
WICHMANN M. |
| 113. Mandibular two-implant telescopic overdentures. | Clin Oral Implants Res. 2004 Oct;15(5):560-9. | HECKMANN
SM, SCHROTT
A, GRAEF F,
WICHMANN
MG, WEBER
HP. |
| 114. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. | Int J Oral Maxillofac Implants. 1994 Mar-Apr;9(2):191-6. | HEMMINGS
KW, SCHMITT
A, ZARB GA. |
| 115. Zahnerhaltende Prothetik durch gewebeintegrierende | Zahnärztl Mitteilungen 21, 2340 (1990) | HENERS, M. |

Konstruktionsweise.

- | | | |
|---|---|--|
| 116. Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3-year prospective multi-center study. | J Oral Maxillofac Surg. 1995 Mar;53(3):264-8. | HIGUCHI KW,
FOLMER T,
KULTJE C. |
| 117. The cantilever fixed partial denture--a literature review. | J Prosthet Dent. 1992 Apr;67(4):484-7. | HIMMEL R, PILO R, ASSIF D, AVIV I. |
| 118. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. | J Prosthet Dent. 2004 Jan;91(1):20-5. | HIMMLOVA L, DOSTALOVA T, KACOVSKY A, KONVICKOVA S. |
| Frequency and costs of technical failures of clasp- and double crown-retained removable partial dentures. | Clin Oral Investig. 2002 Jun;6(2):104-8. | HOFMANN E, BEHR M, HANDEL G. |
| 119. 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 Winter;7(4):450-8. | HOLMES DC, GRIGSBY WR, GOEL VK, KELLER JC. |
| 120. Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to- | Int J Prosthodont. 2000 Jul-Aug;13(4):340-6. | HOSNY M, DUYCK J, VAN STEENBERGHE |

	implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow-up study.		D, NAERT I.
121.	A prospective study of fixed bridges linking astra st implants to natural teeth	Clin Oral Impl Research 2001 12: 393-421	HOWE PALMER NICHT
122.	The Natural History of the Human Teeth: Explaining their Structure, Use, Formation, Growth and Diseases.	Johnson, London (1771)	HUNTER J.
123.	Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants.	Int J Oral Maxillofac Implants. 1995 Jan-Feb;10(1):33-42.	HUTTON JE, HEATH MR, CHAI JY, HAR- NETT J, JEMT T, JOHNS RB, MCKENNA S, MCNAMARA DC, VAN STEENBERGHE D, TAYLOR R, ET AL.
124.	Stress analysis of a natural tooth connected to an osseointegrated implant in a fixed prosthesis	J Dent Res 1991 70: 460	ISMAIL MISCH PIPKO MISCH
125.	Comparison between im-	Int J Oral Maxillofac Implants.	JACOBS R, VAN

- | | | |
|--|---|--|
| plant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. | 1993;8(5):549-54. | STEENBERGHE D. |
| 126. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. | Int J Oral Maxillofac Implants. 1989 Fall;4(3):211-7. | JEMT T, LEKHOLM U, ADELL R. |
| 127. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. | Int J Oral Maxillofac Implants. 1992 Spring;7(1):40-4. | JEMT T, LINDEN B, LEKHOLM U. |
| 128. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. | Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(6):635-40. | JEMT T, LEKHOLM U. |
| 129. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. | Int J Oral Maxillofac Implants. 1996 Sep-Oct;11(5):620-5. | JEMT T, BOOK K. |
| 130. Tooth loss and dentures: patients' perspectives. | Int Dent J. 2003;53(5 Suppl):327-34. | JONES JA, ORNER MB, SPIRO A 3RD, KRESSIN NR. |

131. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994 Mar-Apr;9(2):169-78. KALLUS T, BESSING C.
132. Veterans Administration Cooperative Dental Implant Study--comparisons between fixed partial dentures supported by blade-vent implants and removable partial dentures. Part IV: Comparisons of patient satisfaction between two treatment modalities. J Prosthet Dent. 1991 Oct;66(4):517-30. KAPUR KK.
133. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. J Oral Rehabil. 1986 Sep;13(5):423-32. KARLSSON S.
134. Failures and length of service in fixed prosthodontics after long-term function. A longitudinal clinical study. Swed Dent J. 1989;13(5):185-92. KARLSSON S.
135. Free-standing versus implant-tooth-interconnected restorations: understanding the prosthodontic perspective. Int J Periodontics Restorative Dent. 1993;13(1):47-69. KAY HB.

136. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(2):208-13. KELTJENS HM, KAYSER AF, HERTEL R, BATTISTUZZI PG.
137. Retention of cemented implant-supported restorations. J Prostodont. 1997 Sep;6(3):193-6. KENT DK, KOKA S, FROESCHLE ML.
138. Results of follow-up studies on support methods for partial dentures Dtsch Zahnärztl Z. 1977 Dec;32(12):971-5. KERSCHBAUM T.
139. Factors bearing on the marginal periodontium of patients with removable partial dentures Dtsch Zahnärztl Z. 1978 Apr;33(4):245-50. KERSCHBAUM T, MEIER F.
140. Kronen und Brücken – Konsequenzen aus Langzeitergebnissen. In: Voß, R.; Meiners, H. (Hrsg.): Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde, Bd.4, Hanser-Verlag, München 1989 KERSCHBAUM TH.
141. Verweilzeit- und Risikofaktorenanalyse von festsitzendem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 46, 20 (1991) KERSCHBAUM TH. PASZYNA CH. KLAPP S. MEYER G.

142. Longterm prognosis of conventional prosthodontic restorations. In: Naert, I.E.; van Steenberghe, D.; Worthington, P. (ed.): Osseointegration in oral rehabilitation. Quintessence, London 1993 KERSCHBAUM TH.
143. Kronen und Brücken – Langzeitergebnisse und Konsequenzen in: Kronen- und Brückenprothetik, 4. Auflage, Urban & Fischer-Verlag, Minden 1999 KERSCHBAUM T.
144. Ergebnisorientierte Versorgung mit Kronen und Brücken. in: Heidemann D (Hrsg.). Deutscher Zahnärztekalendar 2000;59:53-67. KERSCHBAUM T.
145. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. I Implant Dent. 1999;8(2):141-51. KIM WD, JACOBSON Z, NATHANSON D.
146. Tooth- and implant-supported prostheses: a retrospective clinical follow-up up to 8 years. Int J Prosthodont. 2001 Nov-Dec;14(6):575-81. KINDBERG H, GUNNE J, KRONSTROM M.
147. Das IMZ-Implantationssystem - Indikation, Methode, Langzeitergebnisse. Vortrag 107.Jahrestagung der Dtsch. Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Garmisch-Partenkirchen, Sept. 1982 KIRSCH A. ACKERMANN K.

148. Das IMZ-
Implantationssystem
Indikation – Methode –
Langzeitergebnisse
Dtsch Zahnärztl Z
1983
38: 106
KIRSCH
ACKERMANN
149. IMZ long-term survival rates
exceed 95 %.
Interpore Update 4: 1, 1991
KIRSCH A.
ACKERMANN K.
150. Prothetischer
Z Zahnärztl Implantol 12
(1996), Carl Hanser Verlag
München
KLEMKE J,
WALTHER W,
HENERS M.
151. Current status of dental
implants: a periodontal per-
spective.
Int J Oral Maxillofac Implants.
2000 Jan-Feb;15(1):56-65.
KLOKKEVOLD
PR, NEWMAN
MG.
152. Early endosseous integra-
tion enhanced by dual acid
etching of titanium: a torque
removal study in the rabbit.
Clin Oral Implants Res. 2001
Aug;12(4):350-7.
KLOKKEVOLD
PR, JOHNSON
P,
DADGOSTARI
S, CAPUTO A,
DAVIES JE,
NISHIMURA RD.
153. A survey of treatment out-
comes with removable par-
tial dentures.
J Oral Rehabil. 2003
Aug;30(8):847-54.
KNEZOVIC
ZLATARIC D,
CELEBIC A,
VALENTIC-
PERUZOVIC M,
JEROLIMOV V,
PANDURIC J.

- | | | |
|---|--|---|
| 154. Indikationen, Kontraindikationen und Differentialindikationen | Implantologie
Urban & Fischer-Verlag,
2.Auflage 2004 | KOECK B.
WAHL G. |
| 155. The effect of cementing agent and technique on the retention of a CeraOne gold cylinder: a pilot study. | Implant Dent. 1995
Spring;4(1):32-5. | KOKA S,
EWOLDSSEN
NO, DANA CL,
BEATTY MW. |
| 156. Zahnärztliche Prothetik, Bd.I: Funktionslehre, Gnathologie, Traumatologie | Thieme-Verlag, Stuttgart
1980 | KÖRBER K. |
| 157. The effect of bedding type on implant and abutment tooth in tooth/implant-supported bridgework | Dtsch Zahnarztl Z. 1991
Oct;46(10):686-8. | KRAMER A,
WEBER H. |
| 158. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. | Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 May-Jun;15(3):405-14. | KREKMANOV L,
KAHN M, RANGERT B, LINDSTROM H. |
| 159. Quality of life assessment of bone-anchored fixed partial denture patients with unilateral mandibular distal-extension edentulism. | J Prosthet Dent. 1999
Aug;82(2):182-7. | KUBOKI T,
OKAMOTO S,
SUZUKI H,
KANYAMA M,
ARAKAWA H,
SONOYAMA W,
YAMASHITA A. |

160. Erfolg und Misserfolg von Extensionsbrücken. Eine klinische und röntgenologische Nachuntersuchung unilateraler Freidendbrücken. Schweiz Monatsschr Zahnmed 98, 239 (1988) LANDOLT A.
LANG N.P.
161. Verbindung von Implantaten mit natürlichen Zähnen Implantologie-Journal 3, 1997 LANG M.
162. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. Clin Oral Implants Res. 2004 Dec;15(6):643-53. LANG NP, PJE-TURSSON BE, TAN K, BRAGGER U, EGGER M, ZWAHLEN M.
163. Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. Clin Oral Implants Res. 1996 Mar;7(1):73-83. LAZZARA R, SIDDIQUI AA, BINON P, FELDMAN SA, WEINER R, PHILLIPS R, GONSHOR A.
164. Levensduur en nabehandlingen van kronen en conventionele bruggen in de algemene praktijk Habil. Thesis, Nijmegen 1987 LEEMPOEL P.J.
165. The survival rate of bridges. J Oral Rehabil. 1995 LEEMPOEL PJ,

- A study of 1674 bridges in 40 Dutch general practices. May;22(5):327-30. KAYSER AF, VAN ROSSUM GM, DE HAAN AF.
166. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989 Summer;4(2):147-52. LEWIS S, AV-ERA S, ENGLEMAN M, BEUMER J 3RD.
167. A meta-analysis of implants in partial edentulism. Clin Oral Implants Res. 1998 Apr;9(2):80-90. LINDH T, GUNNE J, TILLBERG A, MOLIN M.
168. Tooth-implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study. Int J Prosthodont. 2001 Jul-Aug;14(4):321-8. LINDH T, DAHLGREN S, GUNNARSSON K, JOSEFSSON T, NILSON H, WILHELMSSON P, GUNNE J.
169. Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report. Clin Oral Implants Res. 2001 Oct;12(5):441-9. LINDH T, BACK T, NYSTROM E, GUNNE J.
170. Das Tübinger Implantat – Statistische Ergebnisse nach 7jähriger Beobachtung. Vortrag: 107.Jahrestagung der Dtsch. Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Garmisch-Partenkirchen, Sept. 1982 LUKAS D. D`HOEDT B. SCHULTE W.

171. Occlusal Force Pattern in Swed Dent J Supplement 28, LUNDGREN D.,
Dentitions Restored with 107 – 115 (1985) LAURELL L.,
Mandibular Bridges Sup- BERGENDAL T.
ported on Osseointegrated
Implants
172. Distribution of occlusal In: LUNDGREN D.,
forces in an dentition uni- v. Steenberghe: Tissue inte- LAURELL L.,
laterally restored with a gration in oral and maxillo- FALK J.,
bridge construction sup- facial reconstruction. Pre- ERICSSON I.
ported on osseointegrated ceedings of an International
titanium implants Congress May 1985, Excerpta
Medica, Brussels 1985
173. Prerequisites for a "stiff" J Dent Res LUNDGREN D.,
connection between os- 1988 FALK J.,
seointegrated implants and 67: 347 LAURELL L.
natural teeth.
174. Biomechanical aspects of Periodontol 2000. 1994 LUNDGREN D.,
fixed bridgework supported Feb;4:23-40. LAURELL L.
by natural teeth and endos-
seous implants.
175. Therapie der verkürzten Dtsch Zahnärztl Z 55 LUTHARDT
Zahnreihe – eine systemati- 2000 9 SPIECKER-
sche Literaturübersicht MANN
BÖNING
WALTER
176. Die Knochenresorption an Z Stomatol. MAILATH G.

- | | | |
|----------------------------------|------------------------------|--------------|
| der Eintrittsstelle osseoin- | 1989 | STOIBER B. |
| tegrierter Implantate – ein | 86: 207 | WATZEK G. |
| biomechanisches Phäno- | | MATEJKA M. |
| men. Eine Finite-Elemente- | | |
| Studie. | | |
| | | |
| 177. 3D-Finite-Elemente- | Z Zahnärztliche Implantol. | MAILATH G. |
| Analyse der Biomechanik | 1991 | SCHMID M. |
| von rein implantatgetrage- | 7:205 | LILL W. |
| nen Extensionsbrücken. | | MILLER J. |
| | | |
| 178. Comparative evaluation of | Clin Oral Implants Res. 2002 | MANSOUR A., |
| casting retention using the | Aug;13(4):343-8. | ERCOLI C., |
| ITI solid abutment with six | | GRASER G., |
| cements. | | TALLENTS R., |
| | | MOSS M. |
| | | |
| 179. Subperiostale Gerüst- | Dtsch Zahnärztl Z 1955 | MARZIANI L. |
| implantate zu prothetischen | 10: 1115-1119. | |
| Zwecken. | | |
| | | |
| 180. The effect of connector de- | J Prosthet Dent. 1991 | MATHEWS MF, |
| sign on cement retention in | Jun;65(6):822-7. | BREEDING LC, |
| an implant and natural | | DIXON DL, |
| tooth-supported fixed partial | | AQUILINO SA. |
| denture. | | |
| | | |
| 181. Biomechanical Analysis of | Tissue Integration in Oral, | MCGLUMPHY |
| a Simulated Tooth-and- | Orthopedic & Maxillofacial | E.A. |
| Implant-Supported Fixed | Reconstruction | JACKS S.C. |
| Partial Denture | Laney, William R | MENDEL D.A. |

- | | | | | |
|------|---|---------------------------------|------|--|
| 182. | Implant screw mechanics | Dent Clin North Am. | 1998 | MCGLUMPHY
EA, MENDEL
DA, HOLLOWAY
JA. |
| | | Jan;42(1):71-89. | | |
| 183. | Periodontal conditions in patients over 70 years old wearing removable partial dentures | Dtsch Zahnärztl Z. | 1979 | MEIER F, KER-
SCHBAUM T. |
| | | Aug;34(8):640-4. | | |
| 184. | Comparative stress analyses of fixed free-end osseointegrated prostheses using the finite element method. | J Oral Implantol. | | MELO C,
MATSUSHITA
Y, KOYANO K,
HIROWATARI
H, SUETSUGU
T. |
| | | 1995;21(4):290-4. | | |
| 185. | Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. | Clin Oral Implants Res. | 2002 | MENICUCCI G,
MOSSOLOV A,
MOZZATI M,
LORENZETTI M,
PRETI G. |
| | | Jun;13(3):334-41. | | |
| 186. | Management of the edentulous patient. | Clin Oral Implants Res. | | MERICSKÉ-
STERN RD,
TAYLOR TD,
BELSER U. |
| | | 2000;11 Suppl 1:108-25. | | |
| 187. | Cement failure loads of 4 provisional luting agents | Int J Oral Maxillofac Implants. | | MICHALAKIS
KX, PISSIOTIS |
| | | 2000 Jul-Aug;15(4):545-9. | | |

- | | | |
|---|---|---|
| used for the cementation of
implant-supported fixed
partial dentures. | | AL, HIRAYAMA
H. |
| 188. Screw-retained versus ce-
ment-retained implant-
supported prostheses. | Pract Periodontics Aesthet
Dent. 1995 Nov-Dec;7(9):15-8. | MISCH CE. |
| 189. Finite element stress analy-
sis of tooth-to-implant fixed
partial denture designs. | J Prosthodont. 1993
Jun;2(2):83-92. | MISCH CM, IS-
MAIL YH. |
| 190. Relationship between prost-
hodontic status, caries, and
periodontal disease in a
geriatric population. | Int J Prosthodont. 1995 Nov-
Dec;8(6):564-71. | MOJON P,
RENTSCH A,
BUDTZ-
JORGENSEN E. |
| 191. Die physiologische und pa-
thologische Zahnbeweglich-
keit. | Schweiz Monatsschr Zahn-
heilkd
1951
61, 1 | MÜHLEMANN H.
R. |
| 192. 10 Years of tooth-mobility
measurements | J. Periodont.
1960
31, 110 | MÜHLEMANN H.
R. |
| 193. A six-year prosthodontic
study of 509 consecutively
inserted implants for the
treatment of partial edentu-
lism. | J Prosthet Dent. 1992
Feb;67(2):236-45. | NAERT I., QUI-
RYNEN M., VAN
STEENBERGHE
D., DARIUS P. |

194. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. J Prosthet Dent. 1992 Dec;68(6):949-56. NAERT I, QUIRYNEN M, VAN STEENBERGHE D, DARIUS P.
195. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: a preliminary report. J Prosthet Dent. 1994 May;71(5):486-92. NAERT I, QUIRYNEN M, HOOGHEN M, VAN STEENBERGHE D.
196. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. J Oral Rehabil. 1999 Mar;26(3):195-202. NAERT I, GIZANI S, VUYLSTEKE M, VAN STEENBERGHE D.
197. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years clinical evaluation. Clin Oral Implants Res. 2001 Jun;12(3):237-44. NAERT IE, DUYCK JA, HOSNY MM, VAN STEENBERGHE D.
198. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients Clin Oral Implants Res. 2001 Jun;12(3):245-51. NAERT IE, DUYCK JA, HOSNY MM, QUIRYNEN M,

- | | | |
|---|---|---|
| Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. | | VAN STEENBERGHE D. |
| 199. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. | Clin Oral Implants Res. 2002 Aug;13(4):381-9. | NAERT I, KOUTSIKAKIS G, DUYCK J, QUIRYNEN M, JACOBS R, VAN STEENBERGHE D. |
| 200. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study. | Clin Oral Implants Res. 2002 Aug;13(4):390-5. | NAERT I, KOUTSIKAKIS G, QUIRYNEN M, DUYCK J, VAN STEENBERGHE D, JACOBS R. |
| 201. A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. | Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 Sep-Oct;19(5):695-702. | NAERT I, ALSAADI G, VAN STEENBERGHE D, QUIRYNEN M. |
| 202. Clinical application of zygomatic implants for rehabilitation of the severely resorbed maxilla: a clinical report. | Int J Oral Maxillofac Implants. 2003 Jul-Aug;18(4):566-70. | NAKAI H, OKAZAKI Y, UEDA M. |
| 203. Reaktionen an der Kno- | Z Zahnärztl Implantol | NENTWIG |

- | | | |
|---|---|--|
| chen-Implantatgrenze bei
Brückenversorgungen mit
dem NM-System | 1992
VIII, 251 – 253 | MAIRGÜNTHER |
| 204. Die Dentale Implantologie | Proseminar Simulation und
Virtuelle Realität in der Medi-
zin WS 2002/2003
TH Karlsruhe
http://www.iain.ira.uka.de/Teaching/ProseminarMedizin/Ausarbeitungen/WS0203/04_Dentale_Implantologie.pdf
(05.09.2005) | NGO N.C . |
| 205. Medizinisch notwendige
Implantatpfeiler beim her-
ausnehmbaren Zahnersatz
- Indikation Implantat | dental-praxis, XXI, Heft 11/12-
2004 | NICKENIG, H.J. |
| 206. Photoelastic stress analysis
of load transfer to implants
and natural teeth comparing
rigid and semirigid connec-
tors. | J Prosthet Dent. 1999
Jun;81(6):696-703. | NISHIMURA RD,
OCHIAI KT,
CAPUTO AA,
JEONG CM. |
| 207. A longitudinal study of
combined periodontal and
prosthetic treatment of pa-
tients with advanced perio-
dental disease. | J Periodontol. 1979
Apr;50(4):163-9. | NYMAN S,
LINDHE J. |
| 208. Reactions to osseointe-
grated implants rigidly at-
tached to natural teeth. | J Dent Res
1993
72: 347 | O`LEARY
DYKEMA
KAFRAWY |

- | | | |
|--|---|---|
| 209. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. | J Prosthet Dent. 2003 May;89(5):495-502. | OCHIAI KT,
OZAWA S,
CAPUTO AA,
NISHIMURA RD. |
| 210. Splinting Osseointegrated Fixtures to Teeth with Normal Periodontiums | Laney WR Tolman DE

Tissue integration in oral, orthopaedic and maxillofacial reconstruction

Chicago: Quintessence Publishing

48 – 57

ISBN:

0-86715-251-6 | O'LEARY T.J.

DYKEMA R.W.

KAFRAWY A.H. |
| 211. Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. | Clin Oral Implants Res. 1995 Jun;6(2):114-21. | OLSSON M,
GUNNE J, AS-
TRAND P,
BORG K. |
| 212. Strains Recorded in a Combined Tooth-Implant Restoration: An In Vivo Study. | Implant Dent. 2005 Mar;14(1):58-62. | ORMIANER Z,
BROSH T, LAUFER BZ, SHIFMAN A. |
| 213. The longitudinal clinical efficacy of Core-Vent dental implants: A five year study. | J Oral Implantol. 1989;15(2):95-103 | PATRICK D.
ZOSKY J.
LUBAR R.
BUCHS A. |

214. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. J Oral Maxillofac Implants 1992 7: 26 – 34 PATTERSON E. JOHNS R.
215. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999 Nov-Dec;14(6):865-8. PAULETTO N, LAHIFFE BJ, WALTON JN.
216. Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis: a clinical report. J Prosthet Dent. 2000 Jun;83(6):607-12. PELLECCCHIA M, PELLECCCHIA R, EMTIAZ S.
217. Intrusion of teeth in the combination implant-to-natural-tooth fixed partial denture: a review of the theories. J Prosthodont. 1997 Dec;6(4):268-77. PESUN IJ.
218. Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999 May-Jun;14(3):342-50. PESUN IJ, STEFLIK DE, PARR GR, HANES PJ.
219. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002 Jul-Aug;17(4):526-35. PETROPOULOS VC, SMITH W.

- | | | |
|---|---|---|
| 220. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. | Clin Oral Implants Res. 2000 Oct;11(5):448-57. | PIETRABISSA R, GIONSO L, QUAGLINI V, DI MARTINO E, SIMION M. |
| 221. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. | Clin Oral Implants Res. 2004 Dec;15(6):625-42. | PJETURSSON BE, TAN K, LANG NP, BRAGGER U, EGGER M, ZWAHLEN M. |
| 222. Materialkundliche Überlegungen | Watzek, G Hrsg. Enossale Implantate in der oralen Chirurgie. Berlin: Quintessenz; 1993:63 | PLENK H. ZITTER H. |
| 223. Retrievable cement-retained implant-tooth-supported prosthesis: a new technique. | Implant Dent. 2000;9(4):346-50. | POW EH, WAT PY, CHOW TW. |
| 224. Success and failure in partial edentulism treated with implant-supported bridges. | N Z Dent J. 1994 Sep;90(401):98-102. | PURTON DG, CARTER GM, HUNTER KM. |
| 225. The cumulative failure rate of the Brånemark system in the overdentures, the fixed partial, and the fixed full | J Head Neck Pathol 1991 10: 43 – 53 | QUIRYNEN NAERT VAN STEENBERGHE |

prostheses design: a prospective study on 1273 fixtures.

- | | | |
|--|--|--|
| 226. Distribution of bacterial morphotypes around natural teeth and titanium implants ad modum Branemark. | Clin Oral Implants Res. 1990 Dec;1(1):8-12. | QUIRYNEN M, LISTGARTEN MA. |
| 227. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6-years retrospective study. | J Clin Periodontol. 1992 Feb;19(2):118-26. | QUIRYNEN M, NAERT I, VAN STEENBERGHE D, DEKEYSER C, CALLENS A. |
| 228. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. | Int J Oral Maxillofac Implants. 2001 Jul-Aug;16(4):547-56. | RANDI AP, HSU AT, VERGA A, KIM JJ. |
| 229. Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long-term clinical quality. | Acta Odontol Scand. 1986 Aug;44(4):241-55. | RANDOW K, GLANTZ PO, ZOGGER B. |
| 230. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. | Int J Oral Maxillofac Implants. 1991 Summer;6(2):177-86. | RANGERT B, GUNNE J, SULIVAN DY. |

- | | | |
|--|--|---|
| 231. Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant. An in vivo study. | Clin Oral Implants Res. 1995 Mar;6(1):40-6. | RANGERT B,
GUNNE J,
GLANTZ PO,
SVENSSON A. |
| 232. Zur Biegebeanspruchung von Suprastrukturen am Beispiel des Brånemark - Systems:

Biomechanische Richtlinien für Implantate im Seitenzahnbereich | Phillip Journal 6/ 95, 12. Jahrgang, S.277 – 285 | RANGERT B. |
| 233. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. | Int J Oral Maxillofac Implants. 1997 May-Jun;12(3):360-70. | RANGERT BR,
SULLIVAN RM,
JEMT TM. |
| 234. Das intramobile Element des IMZ-Systems in der mechanischen Prüfung | Z Zahnärztl. Implantol III, 236 – 241, 1987 | RICHTER EJ.
HERTEL R. |
| 235. Rein implantatgetragene Brücken – eine Alternative zur Verbundbrücke? | Z Zahnärztl Implantol VI: 137 – 144
1990a | RICHTER EJ.
JOVANOVIĆ SA
SPIEKERMANN
H |
| 236. Tooth-to-implant fixed bridges: biomechanics based on in vitro and in vivo measurements | Laney WR Tolman DE

Tissue integration in oral, orthopaedic and maxillofacial reconstruction | RICHTER EJ.
SPIEKERMANN
H.
JOVANOVIĆ SA |

Chicago: Quintessence Publishing pp 133 – 139
1990b

- | | | |
|--|---|---|
| 237. Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen | Med. Habil.
Aachen 1992 | RICHTER EJ. |
| 238. A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. | Int J Periodontics Restorative Dent. 1993 Aug;13(4):334-47. | RIEDER CE,
PAREL SM. |
| 239. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. | Am J Orthod. 1984 Aug;86(2):95-111. | ROBERTS WE,
SMITH RK, ZILBERMAN Y,
MOZSARY PG,
SMITH RS. |
| 240. Failures in the osseointegration of endosseous implants. | Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(1):92-7. | SALONEN MA,
OIKARINEN K,
VIRTANEN K,
PERNU H. |
| 241. The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 1: A review of the literature. | Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:8-21. | SCACCHI M. |
| 242. The development of the ITI | Clin Oral Implants Res. | SCACCHI M, |

- | | | |
|--|------------------------|-----------------------|
| DENTAL IMPLANT SYS-
TEM. Part 2: 1998-2000:
Steps into the next millen-
nium. | 2000;11 Suppl 1:22-32. | MERZ BR,
SCHAR AR. |
|--|------------------------|-----------------------|
-
- | | | |
|---------------------------|--|-------------------------------------|
| 243. Implantatmaterialien | In:
Koeck, B.; Wagner, W. eds.
Implantologie. 1 ed. München,
Wien, Baltimore: Urban &
Schwarzenberg-Verlag | SCHMITZ H.
KETTNER R.
EREN S. |
|---------------------------|--|-------------------------------------|
-
- | | | |
|---|--|--------------|
| 244. Coated hollow cylinder im-
plants: previous experimen-
tal and clinical observations | SSO Schweiz Monatsschr
Zahnheilkd
1979
89, 1136 | SCHROEDER A. |
|---|--|--------------|
-
- | | | |
|---|-------------------------------|--|
| 245. Orale Implantologie – All-
gemeine Grundlagen und
ITI-System | Thieme-Verlag, Stuttgart 1994 | SCHROEDER A.
SUTTER F.
BUSER D.
KREKELER G. |
|---|-------------------------------|--|
-
- | | | |
|--|--|------------------------------------|
| 246. The challenge of endosse-
ous implants placed in the
posterior partially edentu-
lous maxilla: a clinical re-
port. | Int J Oral Maxillofac Implants.
2000 Mar-Apr;15(2):261-4. | SCHWARTZ-
ARAD D, DO-
LEV E. |
|--|--|------------------------------------|
-
- | | | |
|--|---|-------------|
| 247. Mechanical complications
of dental implants. | Clin Oral Implants Res.
2000;11 Suppl 1:156-8. | SCHWARZ MS. |
|--|---|-------------|
-
- | | | |
|---|---------------------------------|------------------------------|
| 248. Restoration of the maxillary
arch using implants, natural | Dent Update.
Mar;21(2):52-5. | 1994 SETHI A, SO-
CHOR P. |
|---|---------------------------------|------------------------------|

teeth and the Konus crown:
a case study.

249. The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Nov-Dec;15(6):801-10. SETHI A, KAUS T, SOCHOR P.
250. Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for the occurrence. J Prosthet Dent. 1993 Dec;70(6):513-20. SHEETS CG, EARTHMAN JC.
251. Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. J Prosthet Dent. 1997 Jan;77(1):39-45. SHEETS CG, EARTHMAN JC.
252. Vergleich der im Kieferknochen auftretenden Beanspruchung um ein Tübinger und ein IMZ-Implantat. Eine Studie nach der Methode der finiten Elemente. Z Zahnärztl. Implantol III, 27 – 34 (1987) SIEGELE D. SOLTÉSZ U.
253. Numerische Untersuchungen zur Optimierung der durch Zahnimplantate bedingten Beanspruchung des Kieferknochens. Fraunhofer-Institut für Werkstoffmechanik, Freiburg, W 8/99, 1989 SIEGELE D.
254. Cement-retained implant- Int J Oral Maxillofac Implants. SINGER A,

- supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. 1996 Sep-Oct;11(5):645-9. SERFATY V.
255. On the influence of super-structure connection on implant preload: a methodological and clinical study. Clin Oral Implants Res. 1996 Mar;7(1):55-63. SMEDBERG JI, NILNER K, RANGERT B, SVENSSON SA, GLANTZ SA.
256. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001 Nov-Dec;16(6):793-8. SQUIER RS, AGAR JR, DUNCAN JP, TAYLOR TD.
257. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus. Amer. J. Orthodont. Oral Surg. 25 1939 467 STROCK A.E.
258. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2004 Dec;15(6):654-66. TAN K, PJE-TURSSON BE, LANG NP, CHAN ES
259. Fixed partial dentures supported by natural teeth and Branemark system implants: a 3-year report. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002 Mar-Apr;17(2):212-9. TANGERUD T, GRONNING-SAETER AG, TAYLOR A.

260. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Jan-Feb;15(1):66-75. TAYLOR TD, AGAR JR, VOGIATZI T.
261. Prosthodontic considerations. Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:101-7. TAYLOR TD, BELSER U, MERICSKE-STERN R.
262. Enossale Implantationen in der Zahnheilkunde Carl Hanser-Verlag, München 1984 TETSCH
263. Full-arch fixed prosthetics supported by dental implants and natural teeth: planning, provisionalization, treatment sequences: 2 case examples. Dent Today. 2004 Sep;23(9):86, 88, 90-1. TISCHLER M.
264. Implantologie Endo-osseuse Information dentaire 1966 pp.798-801 TRAMONTE S.
265. Implant treatment of missing posterior dentition In: Albrektsson T, Zarb, G. (eds.) The Brånemark Osseointegrated Implant. Chicago: Quintessence, 1989 TULASNE J.
266. Comparison of load transfer by angulated, standard and inclined implant abutments. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1997 Jun;5(2):85-8. TUNCELLI B, POYRAZOGLU E, KOYLUOGLU

AM, TEZCAN S.

267. Orthodontic force applica- Angle Orthod. 1988 TURLEY PK,
tion to titanium endosseous Apr;58(2):151-62. KEAN C,
implants. SCHUR J, STE-
FANAC J, GRAY
J, HENNES J,
POON LC.
268. Geschichte der Zahnheil- Swiss Dent 10,10. ULBRICHT W.
kunde 1989, S. 15-34
269. Qualitative mechanopercep- Int J Oral Maxillofac Implants. ULRICH R,
tion of natural teeth and 1993;8(2):173-8. MUHLBRADT L,
endosseous implants. MOHLMANN H,
SCHMID H,
HOSS A.
270. Efficacy of the intramobile Int J Prosthodont. 1996 Jul- UYSAL H,
connector in implant tooth- Aug;9(4):355-61. IPLIKCIOGLU H,
supported fixed prostheses: AVCI M, BILIR
an experimental stress OG, KURAL O.
analysis.
271. Evaluation of damage to Acta Odontol Scand. 1993 VALLITTU PK,
removable dentures in two Dec;51(6):363-9. LASSILA VP,
cities in Finland. LAPPALAINEN
R.
272. A retrospective multicenter J Prosthet Dent. 1989 VAN STEEN-
evaluation of the survival Feb;61(2):217-23. BERGHE D.
rate of osseointegrated fix-

tures supporting fixed partial
protheses in the treatment
of partial edentulism.

- | | | |
|---|---|--|
| 273. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. | Int J Oral Maxillofac Implants. 1990 Fall;5(3):272-81. | VAN STEENBERGHE D, LEKHOLM U, BOLENDER C, FOLMER T, HENRY P, HERRMANN I, HIGUCHI K, LANEY W, LINDEN U, AS-TRAND P. |
| 274. Periodontal indices around natural and titanium abutments: a longitudinal multicenter study. | J Periodontol. 1993 Jun;64(6):538-41. | VAN STEENBERGHE D, KLINGE B, LINDEN U, QUIRY-NEN M, HERRMANN I, GARPLAND C. |
| 275. Relationship between wearing a removable partial denture and satisfaction in the elderly. | Community Dent Oral Epidemiol. 1994 Oct;22(5 Pt 1):315-8. | VAN WAAS M, MEEUWISSEN J, MEUWISSEN R, KAYSER A, KALK W, VAN 'T HOF M. |
| 276. A five year study on implant/ | Vortrag Dental Triangle: Re- | VAN |

- | | | |
|---|--|---|
| tooth supported removable
partial dentures. | movable partial dentures,
Aachen 2000 | ZEGHBROECK,
L. |
| 277. Treatment with removable
partial dentures: a longitudi-
nal study. Part I. | J Oral Rehabil. 2003
May;30(5):447-58. | VANZEVEEREN
C, D'HOORE W,
BERCY P,
LELOUP G. |
| 278. Ten-year evaluation of re-
movable partial dentures:
survival rates based on re-
treatment, not wearing and
replacement. | J Prosthet Dent. 1996
Sep;76(3):267-72. | VERMEULEN
AH, KELTJENS
HM, VAN'T HOF
MA, KAYSER
AF. |
| 279. Auslenkungsverhalten der
intramobilen Elemente des
IMZ-Systems | Jahrbuch für Orale Implantolo-
gie, Quintessenz Verlag 1994 | VIZETHUM F.
KLAMM M.
KRAFT J.
WITTAL C. |
| 280. Implantatmaterialien und
Konstruktionsprinzipien der
Implantate aus chirurgischer
Sicht | Implantologie
Urban & Fischer-Verlag,
2.Auflage 2004 | WAGNER W.,
AL NAWAS B. |
| 281. Prothetischer Erhaltungs-
aufwand bei implantatge-
stütztem und kombiniert
zahn-implantatgetragensem
Zahnersatz | Z Zahnärztl Implantol
1999
15: 92 – 96 | WALTHER W.
BÜHLER CH.
HENERS M. |
| 282. Problems with prostheses
on implants: a retrospective | J Prosthet Dent. 1994
Mar;71(3):283-8. | WALTON JN,
MACENTEE MI. |

study.

- | | | |
|--|---|--|
| 283. Intrusion and reversal of a free-standing natural tooth bounded by two implant-supported prostheses: a clinical report. | J Prosthet Dent. 2004 Nov;92(5):418-22. | WANG TM, LEE MS, KOK SH, LIN LD. |
| 284. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. | Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.8 | WATANABE F, UNO I, HATA Y, NEUENDORFF G, KIRSCH A. |
| 285. Historischer Rückblick. Enossale Implantate in der oralen Chirurgie. | S. 1-11. G. Watzek (Eds.). Quintessenz Verlags GmbH, Berlin, 1993 | WATZEK G. BLAHOUT R. |
| 286. Zahnärztliche Implantate | Zahnärztliche Chirurgie Bd.3, Thieme-Verlag 2000 | WATZEK G. MAILATH-POKORNY G. |
| 287. Endosseous titanium implants during and after orthodontic load--an experimental study in the dog. | Clin Oral Implants Res. 1993 Jun;4(2):76-82. | WEHRBEIN H, DIEDRICH P. |
| 288. Die Bedeutung spezieller Parodontalbefunde für die orthodontische Zahnbewegung bei Erwachsenen | Habilitation, Aachen 1993 | WEHRBEIN H. |

289. Long-term orthodontic load to titanium implants. Europ. J. Orthodont.15: 1993b 445 WEHRBEIN H. FUHRMANN R. DIEDRICH P.
290. Das IMZ-TwinPlus-Schraubenimplantat-System 4 Jahre klinische Erfahrung Mund Kiefer Gesichts Chir 2001 – 5:120 – 125, Springer-Verlag 2001 WEIBRICH G. GNOTH S. BUCH R. MÜLLER F. LOOS A. WAGNER W.
291. Fortbildungsteil 2/2001, Zahnärztl. Mitteilungen Erfolgsaussichten implantologischer Maßnahmen 23/2001, Seite 36 WEIBRICH G. AL-NAWAS B.
292. Implantatprothetisches Therapiekonzept bei alten Patienten mit geringer Restbe-zahnung Jahrestagung der DGZMK 1999 WEIGL SEIZ
293. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1994 Jul;78(1):22-7. WEINBERG LA, KRUGER B.
294. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. Int J Prosthodont. 1995 Sep-Oct;8(5):421-33. WEINBERG LA, KRUGER B.
295. A 1-year follow-up of implants of differing surface Int J Oral Maxillofac Implants. 1997 Jul-Aug;12(4):486-94. WENNERBERG A, EKTESSABI

- roughness placed in rabbit bone.
- A, ALBREKT-SSON T, JOHANSSON C, ANDERSSON B.
296. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. Clin Oral Implants Res. 1998 Feb;9(1):11-9. WENNERBERG A, HALLGREN C, JOHANSSON C, DANELLI S.
297. A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch: the Marburg double crown system. Int J Prosthodont. 1998 Nov-Dec;11(6):541-50. WENZ HJ, LEHMANN KM.
298. Clinical longevity of removable partial dentures retained by telescopic crowns: outcome of the double crown with clearance fit. Int J Prosthodont. 2001 May-Jun;14(3):207-13. WENZ HJ, HERTRAMPF K, LEHMANN KM.
299. Partial denture failures: a long-term clinical survey. J Dent. 1980 Dec;8(4):333-40. WETHERELL JD, SMALES RJ.
300. Philipp Pfaff (1713-1766) Begründer der Deutschen Zahnmedizin Beier & Beran Verlag 2002 ISBN: 3-930036-64-9 WILL R.
301. Implant survival to 36 Ann Periodontol WINKLER S.

- | | | |
|---|---------------|-------------------------|
| months as related to length
and diameter | 2000
5, 22 | MORRIS H. F.
OCHI S. |
|---|---------------|-------------------------|
-
- | | | |
|---|--|---|
| 302. Clinical and radiological
results of patients treated
with three treatment modal-
ities for overdentures on
implants of the ITI Dental
Implant System. A random-
ized controlled clinical trial. | Clin Oral Implants Res. 1999
Aug;10(4):297-306. | WISMEIJER D,
VAN WAAS MA,
MULDER J,
VERMEEREN JI,
KALK W. |
|---|--|---|
-
- | | | |
|--|--|---------------------------------|
| 303. Photoelastic analysis of
stress distribution transmit-
ted from a fixed prosthesis
attached to osseointegrated
implants | J Oral Maxillofac Implants
1994
9: 405 – 411 | WORKEWICZ
OSTROWSKI
PARKS |
|--|--|---------------------------------|
-
- | | | |
|--|---|-----------------------|
| 304. Treatment outcomes of pa-
tients with implant-
supported fixed partial pros-
theses. | Int J Oral Maxillofac Implants.
1998 Mar-Apr;13(2):204-11. | WYATT CC,
ZARB GA. |
|--|---|-----------------------|
-
- | | | |
|---|------------------------------------|-----------|
| 305. A unique natural tooth-
supported partial denture.. | Br Dent J. 1992 Feb
8;172(3):87 | YALCIN S. |
|---|------------------------------------|-----------|
-
- | | | |
|---|--|---|
| 306. Long-term follow-up of
cross-arch fixed partial den-
tures in patients with ad-
vanced periodontal destruc-
tion. Evaluation of the sup-
porting tissues. | Acta Odontol Scand. 1995
Aug;53(4):242-8. | YI SW, ERICS-
SON I, CARLS-
SON GE,
WENNSTROM
JL. |
|---|--|---|

307. The longitudinal clinical J Prosthet Dent. 1990 ZARB GA,
effectiveness of osseointe- Apr;63(4):451-7. SCHMITT A.
grated dental implants: the
Toronto study. Part I: Sur-
gical results.
308. The longitudinal clinical J Prosthet Dent. 1990 ZARB GA,
effectiveness of osseointe- Aug;64(2):185-94. SCHMITT A.
grated dental implants: the
Toronto study. Part III:
Problems and complica-
tions encountered.
309. The longitudinal clinical ef- Int J Prosthodont. 1993 Mar- ZARB GA,
fectiveness of osseointe- Apr;6(2):189-96. SCHMITT A.
grated dental implants in
posterior partially edentu-
lous patients.
310. The edentulous predica- J Am Dent Assoc. 1996 ZARB GA,
ment. I: A prospective study Jan;127(1):59-65. SCHMITT A.
of the effectiveness of im-
plant-supported fixed pros-
theses.

7 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

ABBILDUNG 1; AUS: ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK, BD.I: FUNKTIONSLEHRE, GNATHOLOGIE, TRAUMATOLOGIE, THIEME-VERLAG, STUTTGART 1980	10
ABBILDUNG 2; AUS: ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK, BD.I: FUNKTIONSLEHRE, GNATHOLOGIE, TRAUMATOLOGIE, THIEME-VERLAG, STUTTGART 1980	11
ABBILDUNG 3; AUS: IMPLANTOLOGIE, H. SPIEKERMANN, THIEME-VERLAG, STUTTGART 1994.....	13
ABBILDUNG 4; AUS: IMPLANTOLOGIE, H. SPIEKERMANN, THIEME-VERLAG, STUTTGART 1994.....	14
ABBILDUNG 5; AUS: SCHMITZ, H-J., OPTIMIERUNG DER OBERFLÄCHE ENOSSALER IMPLANTATE MIT EXCIMER-LASER, HABIL. AACHEN 1991, S.179	16
ABBILDUNG 6; AUS: SCHMITZ, H-J., OPTIMIERUNG DER OBERFLÄCHE ENOSSALER IMPLANTATE MIT EXCIMER-LASER, HABIL. AACHEN 1991, S.200	16
ABBILDUNG 10; AUS: RICHTER, E.; DIE VERBUNDBRÜCKE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT: ERGEBNISSE EXPERIMENTELLER UND KLINISCHER UNTERSUCHUNGEN; BREMEN 1992; S.83	19
ABBILDUNG 7; AUS: RICHTER, E.; DIE VERBUNDBRÜCKE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT: ERGEBNISSE EXPERIMENTELLER UND KLINISCHER UNTERSUCHUNGEN; BREMEN 1992; S.11	20
ABBILDUNG 8; AUS: RICHTER, E.; DIE VERBUNDBRÜCKE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT: ERGEBNISSE EXPERIMENTELLER UND KLINISCHER UNTERSUCHUNGEN; BREMEN 1992; S.11	20
ABBILDUNG 9; AUS: RICHTER, E.; DIE VERBUNDBRÜCKE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT: ERGEBNISSE EXPERIMENTELLER UND KLINISCHER UNTERSUCHUNGEN; BREMEN 1992; S.15	21
ABBILDUNG 11; AUS: RANGERT, B.; BIOMECHANISCHE RICHTLINIEN FÜR IMPLANTATE IM SEITENZAHNBEREICH; PHILLIP JOURNAL 6/95, 12.JAHRGANG S.277	22
ABBILDUNG 12; AUS: RANGERT, B.; BIOMECHANISCHE RICHTLINIEN FÜR IMPLANTATE IM SEITENZAHNBEREICH; PHILLIP JOURNAL 6/95, 12.JAHRGANG S.277	23
ABBILDUNG 13; AUS: RANGERT, B.; BIOMECHANISCHE RICHTLINIEN FÜR IMPLANTATE IM SEITENZAHNBEREICH; PHILLIP JOURNAL 6/95, 12.JAHRGANG S.281	24

ABBILDUNG 14; AUS: RANGERT ET AL., LOAD FACTOR CONTROL FOR IMPLANTS IN THE POSTERIOR PARTIALLY EDENTULOUS SEGMENT, INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS 1997,12: 360 – 370	24
ABBILDUNG 15; AUS: RICHTER, E.; DIE VERBUNDBRÜCKE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT: ERGEBNISSE EXPERIMENTELLER UND KLINISCHER UNTERSUCHUNGEN; BREMEN 1992; S.96	26
ABBILDUNG 16; AUS: RICHTER, E.; DIE VERBUNDBRÜCKE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT: ERGEBNISSE EXPERIMENTELLER UND KLINISCHER UNTERSUCHUNGEN; BREMEN 1992. S.96	27
ABBILDUNG 17; AUS: RICHTER, E.; DIE VERBUNDBRÜCKE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT: ERGEBNISSE EXPERIMENTELLER UND KLINISCHER UNTERSUCHUNGEN; BREMEN 1992; S.97	27
ABBILDUNG 18; AUS: WEHRBEIN ET AL.; BONE-TO-IMPLANT CONTACT OF ORTHODONTIC IMPLANTS IN HUMANS SUBJECTED TO HORIZONTAL LOADING; CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH 1998, 9: S.351	28
ABBILDUNG 19; AUS: WEHRBEIN ET AL.; BONE-TO-IMPLANT CONTACT OF ORTHODONTIC IMPLANTS IN HUMANS SUBJECTED TO HORIZONTAL LOADING; CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH 1998, 9: S.351	29
ABBILDUNG 20; AUS: BALSHI ET AL.; ANALYSIS OF 356 PTERYGOMAXILLARY IMPLANTS IN EDENTULOUS ARCHES FOR FIXED PROSTHESIS ANCHORAGE; INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS 1999; 14: 398 – 406.....	30
ABBILDUNG 21; AUS: RANGERT ET AL.; LOAD FACTOR CONTROL FOR IMPLANTS IN THE POSTERIOR PARTIALLY EDENTULOUS SEGMENT, INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS 1997, 12: 360 - 370.....	31
ABBILDUNG 22; AUS: BRÅNEMARK ET AL., GEWEBEINTEGRIERTER ZAHNERSATZ, S.121	38
ABBILDUNG 23; AUS: BRÅNEMARK ET AL., GEWEBEINTEGRIERTER ZAHNERSATZ, S.122	39
ABBILDUNG 24; AUS: BRÅNEMARK ET AL., GEWEBEINTEGRIERTER ZAHNERSATZ, S.126	42
ABBILDUNG 25; AUS: BRÅNEMARK ET AL., GEWEBEINTEGRIERTER ZAHNERSATZ, S.123	44

ABBILDUNG 26; AUS: BRÅNEMARK ET AL., GEWEBEINTEGRIERTER ZAHNERSATZ, S.123	46
ABBILDUNG 27; AUS: RICHTER, E., DIE VERBUNDBRÜCKE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT: ERGEBNISSE EXPERIMENTELLER UND KLINISCHER UNTERSUCHUNGEN, 1992, S.89 [URSPRÜNGL. NACH SIEGELE (1989)]	49
ABBILDUNG 28; AUS: RICHTER, E., DIE VERBUNDBRÜCKE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT: ERGEBNISSE EXPERIMENTELLER UND KLINISCHER UNTERSUCHUNGEN, 1992, S.90 [URSPRÜNGL. NACH SIEGELE (1989)]	50
ABBILDUNG 29; AUS: RICHTER, E., DIE VERBUNDBRÜCKE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT: ERGEBNISSE EXPERIMENTELLER UND KLINISCHER UNTERSUCHUNGEN, 1992, S.90 [URSPRÜNGL. NACH SIEGELE (1989)]	50
ABBILDUNG 30; AUS: RICHTER, E., DIE VERBUNDBRÜCKE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT: ERGEBNISSE EXPERIMENTELLER UND KLINISCHER UNTERSUCHUNGEN, 1992, S.91 [URSPRÜNGL. NACH SIEGELE (1989)]	51
ABBILDUNG 31; AUS: SCHWENZER-EHRENFELD, ZAHNÄRZTLICHE CHIRURGIE 3, S.134, THIEME-VERLAG 2000	54
ABBILDUNG 32; AUS: SCHWENZER-EHRENFELD, ZAHNÄRZTLICHE CHIRURGIE 3, S.133, THIEME-VERLAG 2000	55
ABBILDUNG 33; AUS: TETSCH, P., ENOSSALE IMPLANTATIONEN IN DER ZAHNHEILKUNDE, CARL HANSER VERLAG MÜNCHEN 1984	57
ABBILDUNG 34; AUS: IMZ-TWIN-PLUS MANUAL, FRIADENT 2003	59
ABBILDUNG 35; AUS: IMZ-TWIN-PLUS MANUAL, FRIADENT 2003	60
ABBILDUNG 36; GUICHET ET AL., PASSIVITY OF FIT AND MARGINAL OPENING IN SCREW- OR CEMENT-RETAINED IMPLANT FIXED PARTIAL DENTURE DESIGNS, INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS 2000; 15: 239 – 246	65
ABBILDUNG 37; AUS: ERGEBNISORIENTIERTE VERSORGUNG MIT KRONEN UND BRÜCKEN, KERSCHBAUM, T., 2000	74
ABBILDUNG 38; AUS: ERGEBNISORIENTIERTE VERSORGUNG MIT KRONEN UND BRÜCKEN, KERSCHBAUM, T., 2000	77
ABBILDUNG 39; AUS: NATURAL TOOTH INTRUSION AND REVERSAL IN IMPLANT- ASSISTED PROSTHESIS: EVIDENCE OF AND A HYPOTHESIS FORT HE OCCURRENCE, SHEETS ET AL., J PROSTHET DENT 1993; 70: 513 - 20	93

ABBILDUNG 40; AUS: TOOTH INTRUSION IN IMPLANT-ASSISTED PROSTHESES, SHEETS ET AL., J PROSTHET DENT 1997, 77: 39 - 45	94
ABBILDUNG 41; AUS: TOOTH INTRUSION IN IMPLANT-ASSISTED PROSTHESES, SHEETS ET AL., J PROSTHET DENT 1997, 77: 39 - 45	95
ABBILDUNG 42; AUS: TOOTH INTRUSION IN IMPLANT-ASSISTED PROSTHESES, SHEETS ET AL., J PROSTHET DENT 1997, 77: 39 - 45	95
ABBILDUNG 43; AUS: REIN IMPLANTATGETRAGENE RESTAURATIONEN IM VERGLEICH ZU IMPLANTAT- UND ZAHN-GETRAGENEN RESTAURATIONEN - BETRACHTUNGEN ÜBER DIE PROTHETISCHE PERSPEKTIVE; KAY, H. B.; INT JOURNAL FÜR PARODONTOLOGIE & RESTAURATIVE ZHK 1993, 13. JAHRGANG, HEFT 1, S.47 - 69	100
ABBILDUNG 44; AUS: REIN IMPLANTATGETRAGENE RESTAURATIONEN IM VERGLEICH ZU IMPLANTAT- UND ZAHN-GETRAGENEN RESTAURATIONEN - BETRACHTUNGEN ÜBER DIE PROTHETISCHE PERSPEKTIVE; KAY, H. B.; INT JOURNAL FÜR PARODONTOLOGIE & RESTAURATIVE ZHK 1993, 13. JAHRGANG, HEFT 1, S.47 - 69	100
ABBILDUNG 45; AUS: REIN IMPLANTATGETRAGENE RESTAURATIONEN IM VERGLEICH ZU IMPLANTAT- UND ZAHN-GETRAGENEN RESTAURATIONEN - BETRACHTUNGEN ÜBER DIE PROTHETISCHE PERSPEKTIVE; KAY, H. B.; INT JOURNAL FÜR PARODONTOLOGIE & RESTAURATIVE ZHK 1993, 13. JAHRGANG, HEFT 1, S.47 – 69	101

DANKSAGUNG

Bei Herrn Prof. Dr. med. dent. Michael Augthun bedanke ich mich für die Überlassung des Promotionsthemas. Besonders gefreut habe ich mich über seine permanente Motivation und Unterstützung zur Erstellung dieser Arbeit.

Großer Dank gilt meinem Vater Heinz Moll für die logistische, philologische, finanzielle und technische Unterstützung.

Außerdem möchte ich meiner Freundin Annalisa Kristina Schnitzler für die unablässige moralische Unterstützung danken.

LEBENS LAUF

<u>Name, Vorname</u>	Moll, Daniel
<u>Geburtsdatum</u>	08.10.1978
<u>Geburtsort</u>	Düren
<u>Eltern</u>	Heinz Moll Gerda Moll
<u>Geschwister</u>	Thomas Moll
<u>Schul Ausbildung</u>	1981 - 1985 Kath. Kindergarten St. Michael in Düren-Lendersdorf 1985 – 1989 Gemeinschaftsgrundschule Düren-Birgel 1989 – 1997 Gymnasium am Wirteltor, Düren 1997 Abitur und Erlangen der Allgemeinen Hochschulreife 1997 – 1998 Zivildienst St. Augustinus-Krankenhaus in Düren
<u>Hochschulausbildung</u>	1998 – 2004 Studium der Zahnmedizin, RWTH Aachen 2004 Bestehen der Zahnärztlichen Prüfung und Approbation als Zahnarzt ab 2005 Studium der Humanmedizin, Albertus-Magnus-Universität zu Köln
<u>Sonstiges</u>	1998 – 2000 Stipendium der Studienstiftung des Deutschen Volkes