

Aus der
Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen
Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber

**Periimplantäre und parodontale
Knochenveränderungen bei der Freiland-
Verbundbrücke in der Funktionsphase**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Ines Maria Schäfer
aus Reutlingen

2002

Dekan: Professor Dr. C. D. Claussen
1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. G. Gómez-Román
2. Berichterstatter: Professor Dr. Dr. S. Reinert

Meinen Eltern
in Dankbarkeit gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
1.1	HINTERGRUND	1
1.2	PROBLEMSTELLUNG	5
1.3	ARBEITEN ÄHNLICHER FRAGESTELLUNG - LITERATURÜBERSICHT	10
1.4	NOTWENDIGKEIT DER VORLIEGENDEN STUDIE	14
1.5	ZIELE DER UNTERSUCHUNGEN	15
2	MATERIAL UND METHODEN	16
2.1	STUDIENBEDINGUNGEN	16
2.2	PATIENTENKOLLEKTIV	16
2.3	RÖNTGEN	24
2.4	MESSMETHODEN UND RELIABILITÄT	26
2.5	DATEN	32
3	ERGEBNISSE	42
3.1	IMPLANTATE	42
3.2	PFEILERZÄHNE	52
4	DISKUSSION	57
4.1	FRAGESTELLUNG	57
4.2	METHODE	57
4.3	ERGEBNISSE IMPLANTATE	68
4.4	ERGEBNISSE PFEILERZÄHNE	75
4.5	SCHLUSSFOLGERUNGEN	78
5	ZUSAMMENFASSUNG	79
6	LITERATURVERZEICHNIS	80
7	ANHANG	103

1 Einleitung

1.1 Hintergrund

Im Rahmen der Zahnheilkunde verwendete enossale Implantate sind künstliche, im Knochen verankerte Zahnwurzeln aus alloplastischen Materialien, die entweder der Befestigung von Kronen und Brücken dienen oder Prothesen stabilisieren. Es handelt sich um offene Implantate, da sie durch die Schleimhaut hindurch in die Mundhöhle treten (108).

Der Wunsch, verlorene Zähne funktionell und ästhetisch zu ersetzen, läßt sich anhand einzelner Fundstücke bis in frühe Zivilisationen zurückverfolgen. Versuche, nicht nur die Krone, sondern auch die Wurzel des verlorenen Zahnes zu ersetzen, gehen mit wenigen Ausnahmen auf Zahnärzte des 20. Jahrhunderts zurück (15,19). Mit der Entdeckung biokompatibler und leistungsfähiger Werkstoffe und der systematischen Entwicklung biomechanisch funktionierender und zweckmäßiger Formen brach in den 60er Jahren des letzten Jahrhunderts ein Zeitalter neuer Möglichkeiten an. Seit den 70er Jahren erzielt die Implantatprothetik große Erfolge in der Rehabilitation zahnloser Patienten (1,2). Erst einige Jahre später wendete man sich der Restauration teilbezahnter Gebisse zu (58,62,84,85,119,175,179,194). Eine Pionierrolle auf diesem Gebiet kommt W. Schulte mit der Entwicklung des Tübinger Implantats (Frialit-1[®]) zu (164,165). Heute stellt die enossale Implantation bei genauer Indikationsstellung und sorgfältiger Durchführung eine Behandlungsmöglichkeit mit hoher Erfolgsquote dar.

Da Zahnverlust ein häufiges und einen Großteil der Bevölkerung schon früh betreffendes Problem ist, ist eine erfolgversprechende Möglichkeit des Zahnersatzes durch Implantate für viele Menschen von Interesse. Karies und Parodontopathien bilden die Hauptursache für den Verlust von Zähnen (41). Daneben spielen Entwicklungsstörungen (68), Traumata und Tumoren eine untergeordnete Rolle. Aus der Nationalen Mundgesundheitsstudie für die Bundesrepublik Deutschland 1989 (120) geht hervor, daß Patienten der Altersgruppe der 35-54-jährigen schon durchschnittlich 5-6 Zähne (Weisheitszähne ausgenommen) fehlen, wobei eine Minderheit weit überdurchschnittlich zu dieser schlechten Quote beiträgt. Im Senium steigen diese Zahlen stark an. Für die neuen Bundesländer gelten etwas höhere Werte (53). Neuere

epidemiologische Daten zur Lückentopographie sind für Deutschland nicht verfügbar. Es darf jedoch angenommen werden, daß das Seitenzahnggebiet am stärksten betroffen ist, da Molaren und Prämolaren häufiger und gravierender durch Karies und parodontale Erkrankungen geschädigt werden als andere Zahngruppen (13,50,129). Andererseits ist ein fortgesetzter Trend zu einem höheren Restzahnbestand in fortgeschrittenem Alter, bedingt durch Fortschritte in der präventiven Zahnheilkunde und verbesserte Therapiemöglichkeiten, zu erwarten. Gleichzeitig steigt die Lebenserwartung in den Industrienationen. Eine zukünftige prothetische Zahnheilkunde wird sich daher noch mehr als bisher auf die langfristige Versorgung des teilbezahnten Gebisses konzentrieren müssen (22).

Aus zahnmedizinischer Sicht muß nicht jeder fehlende Zahn notwendigerweise ersetzt werden, eine ausreichende Kaufunktion ist auch bei verringerter Zahl von Antagonistenpaaren meist gegeben (Prämolarenokklusion) (91-93). Ausgedehnte zahnbegrenzte Lücken, extrem verkürzte Zahnreihen und antagonistlose Zähne stellen für das Kausystem jedoch oft eine Störung des Kräftegleichgewichtes dar. Folge ist der parodontale Zusammenbruch in Form von Kippung, Rotation, Elongation und Auffächerung der Restzähne (136). Neben ästhetischen Beeinträchtigungen führt dies zu Fehlbelastungen der Zähne, der Kaumuskulatur und des Kiefergelenks mit entsprechend vielfältigen Beschwerden (93). Zudem kommt es zu einem Abbau von Alveolarknochen in der Extraktionslücke.

Bevor Implantate in der Therapie des Zahnverlusts ihren heutigen Stellenwert erlangen konnten, waren die prothetischen Möglichkeiten auf festsitzende zahngetragene Brücken oder, wenn der Restzahnbestand zu gering war, auf herausnehmbare Teilprothesen beschränkt. Im Fall einer verkürzten Zahnreihe führte das Fehlen eines distalen Stützpfilers dazu, daß auf herausnehmbaren Zahnersatz ausgewichen werden mußte. Bei herausnehmbarem Zahnersatz - als konventionelle Lösung bis heute therapeutischer Standard - lassen sich drei Typen, Modellguß-, Geschiebe- und Teleskopprothesen, unterscheiden (28). Zu den unkonventionellen Lösungen zählen neben der Implantattherapie Extensionsbrücken (79,88,103,142) und Prämolaren-distalisation (46,47).

Manche Autoren vertreten auch die Auffassung, ein verkürzter Zahnbogen führe nicht zwangsläufig zu Schädigung und Minderfunktion des Gebisses. Infolgedessen

wird ein kontrollierter Therapieverzicht angeraten (43,92,93,99,201).

Allerdings ist in der klinischen Praxis die freie Wahl unter der Vielzahl der geschilderten Möglichkeiten häufig stark eingeschränkt. Oft ist eine gemessen an den unterschiedlichen Ansprüchen des Patienten und seines Behandlers optimale Lösung kaum zu erreichen.

Der Nachteil konventioneller festsitzender Restaurationen liegt im Beschleifen möglicherweise gesunder Pfeilerzähne, die durch diesen Vorgang traumatisiert werden und anschließend starken Belastungen ausgesetzt sind (96,142). Die Versorgung mit einer herausnehmbaren Prothese ist für den Patienten häufig ästhetisch unbefriedigend und mit psychischen Problemen oder auch mit Schwierigkeiten in der Handhabung verbunden. Die Herausnehmbarkeit der Teilprothese betont zudem ihren Ersatzcharakter. Die Risiken konventioneller herausnehmbarer Prothetik werden wesentlich durch die Exaktheit der Prothesenplanung und die Mundhygiene des Patienten bestimmt (204). Bezieht man längerfristige Erfolgskriterien mit ein, so findet man, daß protheseninduzierte Parodontopathien (54,101) und Karies (166) ebenso wie die Lockerung der Klammerzähne durch Hebelwirkung (101) zu einer Beschleunigung des Restgebissverfalls führen können. Diese Befunde werden allerdings nicht von allen Autoren bestätigt (18). Außerdem verursacht der parodontal-gingival getragene Zahnersatz durch unphysiologische Belastung eine fortschreitende Atrophie des Alveolarfortsatzes (10,40,187). Diese wiederum kann für eine weitere prothetische Versorgung von Nachteil sein oder sogar zu „Prothesenunfähigkeit“ führen. Einige Autoren stehen deshalb dem parodontal-gingival getragenen Zahnersatz äußerst kritisch gegenüber und sehen ihn als destruktive Therapieform an. Häufig, vor allem bei unilateralem Freierde, stehen die Zahl der zu ersetzenden Zähne und die notwendige Dimensionierung der Prothese in einem deutlichen Mißverhältnis. Das oben erwähnte Konzept, nicht jeden Zahn in jedem Fall ersetzen zu wollen, solange nicht sichergestellt ist, daß der Nutzen der Behandlung größer ist als ihr möglicher Schaden, ist die Konsequenz hieraus (28,43,91,93).

Auch der unkonventionelle Ersatz weist Nachteile auf. Beläßt man eine verkürzte Zahnreihe, muß engmaschig kontrolliert werden, ob sich nicht pathologische Entwicklungen anbahnen. Die Extensionsbrücke ist mit einem hohen Risiko einer Beschädigung der Brücke einerseits (103) und der Pfeilerzähne andererseits behaftet

(88,142). Zudem ist hierbei eine Verlängerung der Zahnreihe nur um eine Prämolarenbreite möglich. Bei der Prämolarendistalisation wird die parodontale Verankerung des distalisierten Zahnes reduziert (47), und Kosten und Dauer der Behandlung setzen eine hohe Motivation des Patienten voraus.

Gegenüber der Implantatprothetik liegt der Vorteil anderer Konzepte in der Vermeidung eines operativen Eingriffs, in den geringeren Kosten und, mit Ausnahme der Prämolarendistalisation, in der kurzen Behandlungsdauer.

Als Alternative oder Ergänzung zur konventionellen Prothetik können Implantate den Erhalt der natürlichen Bezahnung unterstützen, da keine oder nur wenige Zähne beschliffen werden und die Pfeilerzahl erhöht wird. Noch vorhandene Zähne müssen keine zusätzliche Last aufnehmen und ihr etwaiger Verlust zieht nicht zwangsläufig den Mißerfolg der gesamten prothetischen Versorgung nach sich (160). Außerdem wird die Erhaltung des Alveolarfortsatzes unterstützt. Bei sorgfältiger Indikationsstellung weist die Implantattherapie eine höhere Erfolgsquote auf als konventionelle Therapien (76).

Ein Nachteil der Insertion von Implantaten liegt im damit verbundenen operativen Vorgehen und seinen unvermeidlichen Belastungen und Risiken für den Patienten. Die Behandlung ist vergleichsweise langwierig und teuer. Außerdem besteht weder eine Garantie für eine primäre Einheilung des Implantats, noch dafür, daß eine spätere Abstoßung aufgrund entzündlicher Vorgänge ausbleiben wird. Eine Implantation ist zudem nur in Fällen möglich, in denen ein ausreichendes Knochenangebot besteht oder geschaffen werden kann.

Aus der Vielzahl möglicher Topographien des Lückengebisses sind die Versorgung der Frontzahnücke (Kennedy-Klasse IV) und die Versorgung der Freundsituation (Kennedy-Klasse I und II) mit implantatgetragener Prothetik besonders interessant. Im Frontzahnbereich kann mit Implantaten eine parodontalhygienisch und ästhetisch befriedigendere Lösung erzielt werden als mit einer Frontzahnbrücke. In der Freundsituation stellt die implantatgetragene Versorgung eine festsitzende Alternative zur herausnehmbaren Prothese dar. Hier bestehen grundsätzlich die Möglichkeiten, Verbundbrücken, also zahn-implantatgetragene Brücken, oder als rein implantatgetragene Versorgung Brücken oder Einzelkronen einzugliedern.

Die Einschätzung der Frage, ob und ab wann Implantate im Lückengebiss

indiziert sind, hat sich im Laufe der Jahre im Gleichschritt mit sich häufenden Erfolgsberichten grundlegend gewandelt. Veröffentlichungen, die sich auf die Anfänge der Implantologie zurückdatieren lassen, legten eine abwartende und kritische Haltung der klinischen Anwendung gegenüber an den Tag. Aufgrund erster Erfolgsberichte sahen spätere Autoren eine Indikation dort, wo konventionelle Techniken keine Lösung bieten konnten (19,52,112,185). Inzwischen erfährt die implantologische Versorgung eine immer stärkere Indikationsausweitung, bedingt nicht zuletzt durch die stetig steigenden ästhetischen und funktionellen Ansprüche der Patienten. Die Grenzen dieser klinischen Praxis werden somit zunehmend durch allgemeinmedizinische und lokale Kontraindikationen bestimmt (23,180).

Die beschriebenen wachsenden Ansprüche der Patienten an ihren Zahnersatz orientieren sich nicht zuletzt aus psychologischen Gründen an ihrem ehemaligen natürlichen Gebiss (35,44,74). Zahnverlust wird nicht mehr als selbstverständlich akzeptiert; wird er dann doch unvermeidlich, soll er möglichst ungeschehen gemacht werden. Diesem Wunsch kommt implantatgetragener Zahnersatz am nächsten.

1.2 Problemstellung

Mehrere groß angelegte Studien konnten den Langzeiterfolg von Implantaten im teilbezahnten Gebiß belegen (85,194), nachdem vorangegangene Kurzzeitstudien mit geringen Fallzahlen positive Erwartungen erweckt hatten (58). Die Nachbarschaft zu mit potentiell pathogenen Bakterien besiedelten Zähnen scheint die Erfolgsaussichten von Implantaten nicht zu schmälern (98,106,138). Ebenso wenig wird die Prognose von Implantaten dadurch eingeschränkt, daß im posterioren Bereich der Kiefer die Kaukräfte größer sind als im anterioren Bereich, während häufig nur kürzere Implantate eingesetzt werden können (73,137,149). Heute ist die Therapie des Teilbezahnten mit rein implantatgetragenen festsitzenden Versorgungen weithin anerkannt (194,195). Demgegenüber hat die Bewertung zahn-implantatgetragener festsitzender Versorgungen mit ihrer komplizierteren Biomechanik noch vorläufigen Charakter. Erstmals formulierten I. Ericsson et al. mögliche spezifische Probleme bei Verbundbrücken im Vergleich zu rein implantatgetragenen Brücken (58).

Werden ein natürlicher Zahn und ein Implantat als Pfeiler einer Verbundbrücke verwendet, so ergeben sich aus theoretischer Sicht Probleme der Lastverteilung (26,123,135,144,167). Zähne sind durch ihren Halteapparat ideal an die an sie gestellten

Anforderungen angepaßt (110). Vom Wurzelzement aus strahlen kollagene Fasern (Sharpey'sche Fasern) schräg aufsteigend in den Alveolarknochen ein, durch diese wird der auf den Zahn wirkende Kaudruck in eine Zugbelastung des umgebenden Knochens umgewandelt. Im 0,2 bis 0,3 mm breiten Parodontalspalt befinden sich zahlreiche Nerven, Blut- und Lymphgefäße. Die Nerven sind entscheidend an der Steuerung des reflektorischen Kauakts beteiligt. Die Gefäße übernehmen auch mechanische Aufgaben im Sinne einer hydraulischen Dämpfung. Durch die beschriebene Aufhängung in der Alveole sind Zähne physiologischerweise beweglich. In apikaler Richtung sind sie schon durch geringe Kaukräfte um circa 0,01-0,02 mm intrudierbar. Bei stärkerer Belastung bleibt das Kraft-Weg-Verhältnis nicht linear, sondern geht in eine Phase größerer Steifigkeit über. Das Ausmaß der Beweglichkeit ist von der Größe der Wurzeloberfläche abhängig. Bei langsamer horizontaler Kraftapplikation läßt sich das Bewegungsmuster nach H. R. Mühlemann in drei Phasen einteilen (Abbildung 1):

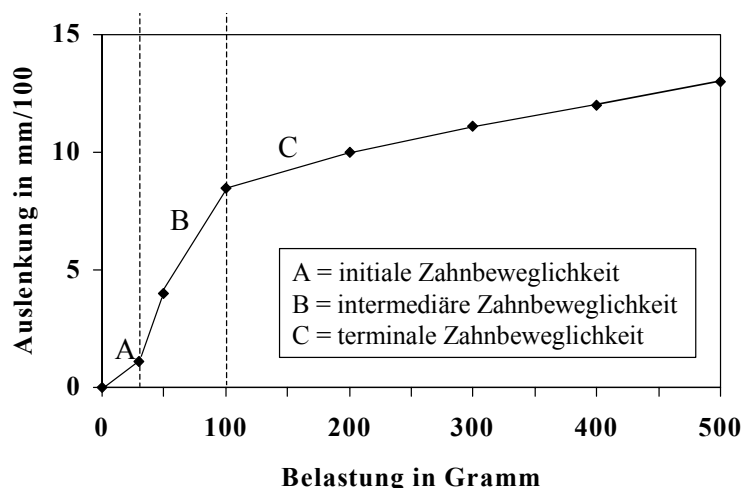


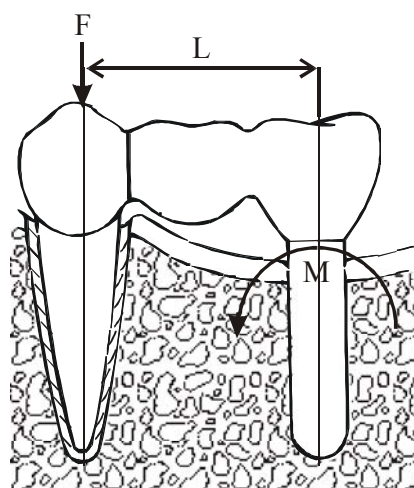
Abbildung 1: Phasen der labio-palatalen Zahnbeweglichkeit eines gesunden oberen Schneidezahns nach H. R. Mühlemann (118)

Die initiale Phase resultiert aus der Straffung der Sharpey'schen Fasern, die eine hohe Nachgiebigkeit besitzen, die intermediäre Phase basiert auf elastischen Deformationsvorgängen und Flüssigkeitsverdrängung im Parodontium, in der terminalen Phase erfolgt eine elastische Verformung des umliegenden Alveolarknochens (117,118,122,123,130).

Implantate dagegen sind nach optimaler Einheilung („Osseointegration“) ohne Bildung einer Zwischenschicht eng mit dem Knochen verbunden (7,24,25,42,110,122).

Kaudruck wird ohne Dämpfung als Druck direkt auf den Alveolarknochen übertragen, eine Bewegung des Implantats relativ zum Knochen ist nicht möglich. Daher besteht während eines Belastungszyklus beim Implantat ein eher linearer Bezug zwischen Kraft und Auslenkung. Flexibilität im Bereich des Implantats ist nur durch die Eigenelastizität des Implantatkörpers, der Suprastruktur und des umliegenden Knochens gegeben. Im Vergleich zu einem Zahn mit gesundem Parodontium ist die Beweglichkeit („Resilienz“) eines osseointegrierten Implants in etwa 10- bis 100-fach niedriger anzusetzen. Bei Attachmentverlust des Zahnes mit einhergehender Lockerung fallen diese Unterschiede in der Beweglichkeit noch größer aus. Lediglich bei sehr kurzen Belastungsmomenten sind die Unterschiede geringer (147). Einen Sonderfall stellt ein ankylosierter Zahn dar, der eine ebenso geringe Beweglichkeit wie ein Implantat aufweist (118). Eine Übersicht über die Unterschiede zwischen Zahn und Implantat findet sich bei W. Schulte (163).

Es ist vorstellbar, daß sich bei der Verbundbrücke unter Krafteinwirkung eine Situation ergibt, in der der zahngetragene Teil der Brücke als Hebelarm wirkt und das Implantat eine starre Achse bildet. Nimmt man vereinfachend an, Implantat, Aufbau und Knochenverbund bildeten eine starre Einheit und beim Zahn bestünde die charakteristische Beweglichkeit, so hätte das Implantat bei Belastung des Zahnes das Moment $M = F \times L$ (Kraft x Länge) (in $N \times m$) zu tragen, während der Zahnhalteapparat eine Unterbelastung erfahren würde (27,199), dargestellt in Abbildung 2.



*Abbildung 2: theoretisch vorstellbare Hebelarmsituation bei einseitiger Belastung der Verbundbrücke auf Seiten des Pfeilerzahnes
(Biegemoment $M = F \times L$ in $N \times m$)*

Infolgedessen könnten die verschiedenen Elemente der Verbundbrücke Schaden nehmen. Zu einigen möglichen Schädigungsmechanismen wurden bislang nur Hypothesen aufgestellt, andere wurden klinisch beschrieben:

1. Die prothetische Suprakonstruktion könnte
 - (a) durch Verlust des durch Befestigungszement erreichten Prothesenhalts (5,90) oder
 - (b) durch Bruch oder Verlust der Befestigungsschraube (5,90) geschädigt werden.
2. Als negative Auswirkungen auf das Implantat könnte
 - (b) der periimplantäre Knochen in der Zone größter Belastung abgebaut werden (27,45,97,152),
 - (d) ein Verlust der Osseointegration (45) auftreten, oder sogar
 - (e) das Implantat frakturieren (184).
3. Die Pfeilerzähne könnten durch Abbau parodontaler Strukturen aufgrund von
 - (f) Minderbelastung (27,98,182), oder laut einer Gegentheorie
 - (g) Kraftereinwirkung in extrudierender Richtung geschädigt werden (5).
4. Klinisch wurde auch relativ häufig eine Intrusion der Pfeilerzähne beobachtet (63,132,154,169).

Auf der anderen Seite ist es ebenfalls vorstellbar, daß bei Kräften, wie sie beim Kauakt auftreten können, der Resilienzunterschied zwischen Zähnen und Implantaten überhaupt nicht zum Tragen kommt. Die applizierte Kraft beim normalen Kauvorgang (ca. 30-50 N (75)) könnte zu gering sein, um zu einer Intrusion des Zahnes zu führen, oder aber die Kraftapplikation ist für diesen zeitbeanspruchenden Vorgang zu kurz (150).

Bei Implantatpatienten ist die Tastsensibilität des Kausystems verringert (80,116). Die Verbundbrücke könnte sich aufgrund der Kopplung eines Implantats an einen Zahn durch eine verbesserte Mechanorezeption auszeichnen. Der Schutzreflex, der bei natürlichen Zähnen die Hemmung der Unterkieferadduktoren auslöst und so eine Schädigung des Zahnbettes und der Zahnhartsubstanzen (z. B. im Falle des unerwarteten Aufbeißen auf ein hartes Objekt) verhindert, könnte so indirekt für das enossale Implantat wirksam werden (181). Komplikationen wie Fraktur des Implantats könnten über einen solchen Regelkreis vielleicht häufiger verhindert werden. Diese Annahmen haben allerdings hypothetischen Charakter.

Es gibt mehrere Empfehlungen, wie den möglichen Nachteilen der Verbundbrücke zu begegnen sei. Eine Übersicht über die Empfehlungen gibt P.A. Schnitman (160). Eine Teilung der Brücke mit Hilfe eines Geschiebes wurde ebenso vorgeschlagen (14,123,182), wie der Gebrauch von kraftaufnehmenden Elementen an der Grenzfläche zwischen Implantat und Aufbau (97,153,193). Andere Autoren bevorzugen eine starre Verbindung (55-57).

Eine Lösung des Problems der Resilienzunterschiede bieten sowohl das IMZ[®] - als auch das Brånemark[®]-System. Das intramobile Element (IME) des IMZ[®]-Implantats aus Polyoxymethylen oder auch Titan soll dem Implantataufbau jenes Maß an Resilienz verschaffen, welches auch der natürliche Zahn aufweist (97,113,151). Einzelne Autoren bezweifeln jedoch, ob das IME dieser Anforderung gerecht werden kann (148). Für das Brånemark[®]-System wurden anfänglich Kauflächen aus Acrylkunststoff propagiert (170), um eine vorteilhafte Angleichung der Resilienzen zu schaffen. Dieses Konzept wurde jedoch fallengelassen, nachdem der Nachweis erbracht worden war, daß dem aus mehreren Teilen bestehenden System eine intrinsische Flexibilität zugesprochen werden kann (143,144).

Viele Autoren fordern aufgrund dieser komplexen Problematik die Beschränkung auf rein implantatgetragene Versorgungen (33,160,205). Der praktischen Realisierung stehen jedoch häufig anatomische Strukturen wie Kieferhöhle und Nervus alveolaris inferior oder Alveolarkammdefekte im Wege. Die höheren Kosten einer rein implantatgetragenen Brücke sollten ebenfalls berücksichtigt werden, da diese eine große Zahl von Implantaten erfordert.

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit der Frage, wie sich bei der Verbundbrücke an Implantaten der periimplantäre und an Zähnen der parodontale Knochen verhält.

1.3 Arbeiten ähnlicher Fragestellung - Literaturübersicht

Die große Zahl von Studien zum Thema Verbundbrücke spiegelt die Bedeutung des Themas und das Interesse, das ihm entgegengebracht wird, wieder. Es zeigt sich, daß sich dahinter ein ganzer Themenkomplex verbirgt, der von Theorien über die Mobilität von Zähnen über Theorien zur Implantatbelastung hin zum Verbindungsmodus beider Pfeiler reicht. Im Gegensatz zum üblichen wissenschaftlichen Vorgehen geht ein Großteil der klinischen Studien den in vitro-Studien voraus. Den Stand der Diskussion geben Übersichtsarbeiten wieder (36,69,104).

1.3.1 Longitudinalstudien

Einen Überblick über die retrospektiven und prospektiven klinischen Longitudinalstudien über Knochenveränderungen am Implantat soll die tabellarische Zusammenstellung in Anlage A (S. 114) bieten. Diese Art der Darstellung kann nicht alle Studienbedingungen und Ergebnisse berücksichtigen, macht aber einen Direktvergleich der Studien untereinander und mit der vorliegenden Studie möglich. Der Mangel an einheitlich definierten Untersuchungsparametern und Erfolgskriterien erschwert es, die Ergebnisse klinischer Studien zu bewerten und zu vergleichen (95).

M. Smithloff und M. E. Fritz (172) beschrieben 1972 als erste die kombinierte Verwendung von Implantaten und Zähnen als Pfeiler einer Verbundbrücke. Bis 1987 folgten noch vier weitere Untersuchungen dieser Arbeitsgruppe am selben Patientengut (173-176). Diese und andere Arbeitsgruppen (39,179,200) untersuchten Blattimplantate, die im Gegensatz zu den meisten anderen heute favorisierten Implantatsystemen bindegewebig eingeschleitet sind und eine vollständig andere Geometrie und Biomechanik aufweisen als diese. Man darf annehmen, daß die Ergebnisse, die in Zusammenhang mit Blattimplantaten erzielt wurden, nicht auf Schrauben- und Zylinderimplantate übertragbar sind, ebensowenig wie die Ergebnisse aus Untersuchungen über Spiral- (39), Extensions- (152,179) und Nadelimplantate (39).

1980 veröffentlichten P. Tetsch et al. (186) erste Ergebnisse zum IMZ[®]-Implantatsystem. Wie oben erwähnt, sieht dieses System einen „Stossdämpfer“ innerhalb des Aufbaus vor, der eine Angleichung der Implantatbeweglichkeit an die Zahnbeweglichkeit bewirken soll. Allgemeine Ergebnisse zum Knochenabbau an IMZ[®]-Implantaten im Seitenzahngebiet lieferten U. Dietrich et al. (48), ausschließlich

auf Verbundbrücken stützen sich vier Studien von A. Krämer et al. (102), U. Dietrich et al. (49), E. J. Richter et al. (149) und R. C. Hertel et al. (77).

Der Einsatz von Brånemark[®]-Implantaten im Seitenzahnggebiet wurde häufig beschrieben (85,121,137,194). Interessanter erscheinen im gegebenen Zusammenhang die Studien, die sich auf Verbundbrücken beschränkten (58,182), oder eine direkte Gegenüberstellung zu rein implantatgetragenen Brücken vornahmen (12,71,72,127).

Verbundbrücken mit anderen Implantatsystemen untersuchten D. L. Koth et al. (Bioceram[®]) (100) und R. Beniashvili et al. (Ankylos[®]) (16).

In vielen Studien war die Untersuchung von Verbundbrücken nur ein Teilaspekt (21,39,48,85,119,139,186,194), teilweise beruhten die Studien nicht auf röntgenologischen Untersuchungen (121), sondern ermittelten Verlustraten. In der Auswertung wurden die Ergebnisse der Verbundbrücke nicht von den Ergebnissen anderer implantatprothetischer Versorgungen abgegrenzt.

R.C. Hertel et al. untersuchten isoliert, wie sich unterschiedliche Abmessungen der Suprastruktur auf den periimplantären Knochenverlust auswirken (77).

Keine der genannten Studien fand für die Verbundbrücke Ergebnisse, welche von den Ergebnissen bei anderen Indikationen eingesetzter Implantate richtungsweisend abwichen.

1.3.2 Histologische Untersuchungen / Tierversuche

Bislang stellten drei Forschungsgruppen Untersuchungen vor, bei denen Versuchstieren (Affen bzw. Hunden) Implantate inseriert wurden, die auch mit Verbundbrücken versorgt wurden. Die Gruppe um T. J. O'Leary (125) legte 1990 eine Studie vor, in der sechs Beagle-Hunde mit je einer dreigliedrigen Verbundbrücke versorgt wurden, 1998 folgten Y. Akagawa et al. (4) mit der Untersuchung von Zirkonium-Implantaten am Affen, ein Jahr später stellten I. J. Pesun et al. (133) eine Studie vor, in der 30 Hunde mit 120 Implantaten versorgt worden waren.

Ziel aller Untersuchungen war die histologische Erfassung der Gewebsreaktion auf Belastung. Sie ergaben, daß das Gewebe sowohl um Zähne als auch um Implantate Entzündungsfreiheit aufwies. Bei Zähnen konnte eine Anpassung des Parodontiums an die veränderten Verhältnisse festgestellt werden.

F. Takeshita et al. (184) führten eine histologische Untersuchung eines

frakturierten Blattimplantats durch, das zuvor als Pfeiler einer Verbundbrücke gedient hatte. Diese Einzelfalluntersuchung zeigte eine Ermüdungsfraktur aufgrund der Belastungskonzentration im Bereich des Implantathalses.

1.3.3 Biomechanische Studien

Oft wird von der grundlegenden Annahme ausgegangen, die Konzentration hoher Belastungen auf den periimplantären Bereich führe zu Knochenresorption. Eine Anzahl Studien versuchte deshalb, diese Kräfte mit Hilfe unterschiedlicher Verfahren zu ermitteln. Zielsetzung der im folgenden genannten biomechanischen Studien war, die auf Verbundbrücken wirkenden Kräfte am Modell oder in vivo zu quantifizieren, ihre Auswirkungen zu analysieren und zu klären, wie die Verbindung zwischen Zahn und Implantat optimal zu gestalten sei.

1.3.3.1 BELASTUNG / AUSLENKUNG

T. Ney und L. Mühlbradt (123) zeichneten das Intrusionsverhalten von Verbundbrücken auf. E. J. Richter et al. (150) und J. Gunne et al. (73) registrierten die vertikalen Kaukräfte der Pfeiler von Verbundbrücken am Patienten. Sie kamen zu unterschiedlichen Ergebnissen. Es wurde sowohl eine Mobilitätsadaptation beschrieben (150) als auch ein Beibehalten der typischen Beweglichkeiten (123). Die Beanspruchung des Parodontiums des Pfeilerzahnes bei Verbundbrücken wurde von U. Benzing et al. (17) auf der Grundlage mathematisch-physikalischer Modelle und von S. D. Cook et al. (38) mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode untersucht. Beide Gruppen kamen zu dem Ergebnis, daß ein Pfeilerzahn einer Verbundbrücke im Vergleich sowohl zum unversorgten Zahn als auch zum Pfeilerzahn einer Teilprothese einer geringeren Belastung ausgesetzt ist. Die photoelastische Belastungsanalyse von L. C. Breeding et al. (45) ergab die beste Krafteinleitung, das heißt geringste punktuelle Kraftkonzentration, für Pfeiler mit parodontalem Ligament und großer Oberfläche.

1.3.3.2 VERBINDUNGSMODUS DER PFEILER UND STOSSDÄMPFERPROBLEMATIK

Die Untersuchungen von B. Rangert et al. am Prüfstand (144) und am Patienten (143) ergaben, daß der Suprakonstruktion von Brånemark[®]-Implantaten gewisse Flexibilität zugeschrieben werden kann. Eine Studie am Modell von L. C. Breeding et al. (26) ergab ähnliche Bewegungsmuster der Pfeiler für verschiedene Suprakonstruktionen und

Belastungssituationen. Der Vergleich von starrem und beweglichem Verbindungsmodus von Implantaten und natürlichen Zähnen wurde von R. D. Nishimura mittels photoelastischer Belastungsanalyse am Simulationsmodell (124) und von L. Wang (198) mittels „robot-test“ als Computersimulation durchgeführt. I. Akpınar et al. (5) verglichen mit der Finite-Elemente-Methode verschiedene Implantattypen.

Stoßdämpfer, sogenannte IME[®] = intramobile Elemente, sind Kunststoffelemente, die zwischen Implantat und Krone eingesetzt werden. Sie wurden von A. Kirsch und K. L. Ackermann entwickelt (97). Die Stoßdämpfereigenschaften von viskoelastischen POM-IME[®] (POM = Polyoxymethylen) und starren Titan-IME von IMZ[®]-Implantaten und andere „Stoßdämpfer“ wurden häufig klinisch anhand von Verbundbrücken oder entsprechenden Simulationsmodellen miteinander verglichen (31,113,151,153,189,190,193). Abhängig von Versuchsbedingungen und Fragestellung kamen die Autoren zu unterschiedlichen Ergebnissen und in der Konsequenz konträren Empfehlungen.

1.3.4 Prothetische Konzepte

Von verschiedenen Autoren wurden unterschiedliche prothetische Konzepte und Angaben zu ihrer praktischen Ausführung publiziert (14,37,89,109,146).

1.3.5 Intrusionsphänomen

Die Intrusion von Pfeilerzähnen unter zahn-implantatgetragenen Brücken wurde vielfach als Problem beschrieben und teilweise als Hauptproblem aufgefaßt. Mögliche Ursachen für dieses noch unverstandene Phänomen wurden zusammengetragen und diskutiert. Ein geringer Abstand zwischen Pfeilerzahn und Implantat, sowie bewegliche Verbindungselemente zwischen Zahn und Implantat, also Semipräzisionsgeschiebe und teleskopierende Suprakonstruktionen, scheinen eine Migration des Zahnes im Einzelfall zu begünstigen (30,33,34,58,61,63,89,119,154,169).

Eine Übersicht über die bestehenden Theorien veröffentlichten C. E. English (57), I. J. Pesun (132) und T. L. Schlumberger (159).

1.4 Notwendigkeit der vorliegenden Studie

Bislang liegen noch in zu geringem Umfang klinische Daten zum therapeutischen Wert von Verbundbrücken vor. Aus theoretischen biomechanischen Überlegungen und in vitro-Modellen allein lassen sich weder Reaktionen des knöchernen Implantatbettes vorhersagen noch andere klinisch relevante Vor- und Nachteile ableiten.

Obwohl umfangreiche Studien über Implantate im Seitenzahnggebiet teilbezahnter Patienten existieren, wird in diesen Studien oft auf eine Differenzierung zwischen rein implantatgetragenen Brücken und Verbundbrücken verzichtet oder ein Vergleich nur in zweiter Linie vorgenommen. Am häufigsten wurde das Brånemark[®]-Implantat untersucht. Es existiert bis heute keine Studie, die mehr als 50 Patienten mit Verbundbrücken einschloß. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit, weitere differenzierte Daten zur Prognose der Verbundbrücke und insbesondere zur Reaktion des Knochens auf verschiedene Implantatsysteme zu gewinnen.

Die Auswirkungen des Verbundes zwischen Zahn und Implantat auf das Parodontium des Pfeilerzahnes wurde nie nachvollziehbar mituntersucht, so daß auch in diesem Bereich eine unzureichende Datenlage besteht.

1.5 Ziele der Untersuchungen

Mit Hilfe von Röntgenaufnahmen des Tübinger Implantatregisters sollten die Veränderungen der Knochenhöhe sowohl bei Implantaten als auch bei Zähnen in der Situation der Freiland-Verbundbrücke untersucht werden.

Vorrangiges Ziel war es, mögliche periimplantäre oder parodontale Knochenveränderungen auch quantitativ zu erfassen. Für Implantate wurden drei zusätzliche Gesichtspunkte ausgewertet:

1. wurde die periimplantäre Knochenhöhe für Implantate des Oberkiefers und die des Unterkiefers miteinander verglichen;
2. wurden die Ergebnisse des IMZ[®]-Systems gesondert ausgewertet;
3. wurde die mögliche Abhängigkeit zwischen Knochenveränderungen und der Art der prothetischen Versorgung des Gegenkiefers untersucht.

Die Vorhersage des Implantaterfolgs unter den bestehenden individuellen Gegebenheiten ist ein wichtiges Anliegen der Patienten, bei denen eine Gebißsanierung unter Einsatz von Implantaten ansteht. Ein Ziel implantologischer Forschung sollte sein, es dem Kliniker zu ermöglichen, diese Einschätzung im Rahmen der Patientenaufklärung zu leisten. Dazu will diese Studie beitragen.

2 Material und Methoden

2.1 Studienbedingungen

Die Studie ist als prospektive klinische Untersuchung (87,95,160) mit konsekutiver Patientenrekrutierung konzipiert. Die periimplantäre und parodontale Situation wurde nach ausgewählten Kriterien wiederholt bewertet (87). Als Einheit der Analyse wurde der Patient festgelegt.

2.2 Patientenkollektiv

2.2.1 Ein- und Ausschlußkriterien

1. In die Studie eingeschlossen wurden Patienten, die zwischen 1988 und 1996 in der Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie und Parodontologie bzw. seit 1996 in der prothetischen Abteilung der Universität Tübingen entweder mit Bonefit[®]-, Frialit[®]-2- oder IMZ[®]- Implantaten versorgt wurden. Von diesen Patienten mußte eine Einverständniserklärung zur wissenschaftlichen Auswertung ihrer Daten vorliegen.
2. Die Auswertung umfaßte zahn-implantatgetragene Brücken in der Freiendsituation, das heißt, der oder die distalen Pfeiler mußten Implantate sein. Restaurationen, in denen zusätzliche Implantate mesial von Pfeilerzähnen vorhanden waren, wurden nicht in die Studie einbezogen. Es wurden somit Brücken untersucht, die unterschiedliche Zahlen und Verhältnisse der Brückenpfeiler aufwiesen. Ein Patient konnte auch mehrere Verbundbrücken haben.
3. Die Implantate mußten prothetisch versorgt sein und hatten eine Liegedauer ab prothetischer Versorgung von mindestens 2 Jahren.
4. An Röntgenbildern mußten mindestens das OP- Bild sowie ein weiteres Bild nach 2 Jahren vorhanden sein.
5. Für die Auswertung der Pfeilerzähne war es notwendig, daß zusätzlich das Prothetikbild vorlag, das OP-Bild wurde nicht berücksichtigt. Eingeschlossen wurden nur Patienten, die gleichzeitig die Einschlußkriterien für Implantate erfüllen konnten.
6. Als Stichtag galt der 15.04.98. War bis zu diesem Zeitpunkt keine 2-Jahres-Kontrolle nach Prothetik mit Röntgenbild durchgeführt oder war ein laut Aktenvermerk vorhandenes Röntgenbild bis zu diesem Zeitpunkt trotz wiederholter Anfrage nicht auffindbar, so wurde der Patient nicht in die Auswertung einbezogen. Der Fall eines

zu Verlust gegangenen Implantates oder Pfeilerzahnes bei Erhalt der Verbundbrücke führte nicht zum Ausschluß; wurde nachimplantiert, so wurde dieses Implantat von neuem bewertet, falls es die Mindestliegedauer zur Aufnahme in die Studie erreicht hatte.

7. Eine Periimplantitistherapie mittels augmentierender Materialien (Knochenmehl, Hydroxylapatit) oder gesteuerter Geweberegeneration führte zum Ausschluß des Patienten, da eine derartige therapeutische Intervention zu verfälschten Ergebnissen geführt hätte.

2.2.1.1 ANMERKUNG ZU IMPLANTATVERLUSTEN

Auf eine Angabe zu Erfolgswahrscheinlichkeiten anhand von Überlebenskurven wurde in dieser Arbeit bewußt verzichtet, da in den Erhebungsbögen des Tübinger Implantatregisters zum Zeitpunkt der Implantation nur die Indikation „Freiendversorgung“, nicht aber die tatsächlich vorgesehene Versorgung erfaßt worden war. Infolgedessen ließ sich rückblickend nicht mehr hinreichend exakt bestimmen, welcher Versorgungstyp in Fällen fehlgeschlagener Implantationen geplant war. Die in dieser Arbeit erwähnten Implantatverluste beziehen sich daher nur auf die Studienpatienten.

2.2.2 Indikationen/ Kontraindikationen

Bei den Patienten, die mit Implantaten versorgt wurden, bestanden zum Zeitpunkt der Implantation nach den 1991 von der Frankfurter Konsensuskonferenz festgelegten Richtlinien (180) keine allgemeinen oder lokalen Kontraindikationen.

2.2.3 Alters- und Geschlechtsverteilung

Von ursprünglich 126 Patienten mit Freiend-Verbundbrücken konnten nach Anwendung der Ausschlußkriterien meist aufgrund fehlender Zustimmung zu weiteren Röntgenuntersuchungen, selten aufgrund nicht mehr auffindbarer Röntgenbilder, insgesamt 100 Patienten, davon 48 Männer und 52 Frauen, mit einem Durchschnittsalter von 50,3 Jahren zum Zeitpunkt der Implantatinsertion in die Studie aufgenommen werden. Die runde Zahl von 100 Patienten ergab sich rein zufällig auf Grundlage der genannten Kriterien. Die insgesamt 225 Implantate verteilten sich auf 128 Verbundbrücken.

Bei der Auswertung der Pfeilerzähne konnten nur 87 der 100 Patienten berücksichtigt werden, da das Prothetikbild zur Bestimmung der Ausgangssituation fehlte oder versehentlich die Pfeilerzähne nicht mitgeröntgt worden waren. Auf diese 87 Patienten verteilten sich insgesamt 174 Pfeilerzähne.

Die Abbildung 3 zeigt die Alters- und Geschlechtsverteilung der Patienten zum Zeitpunkt der Erstimplantation.

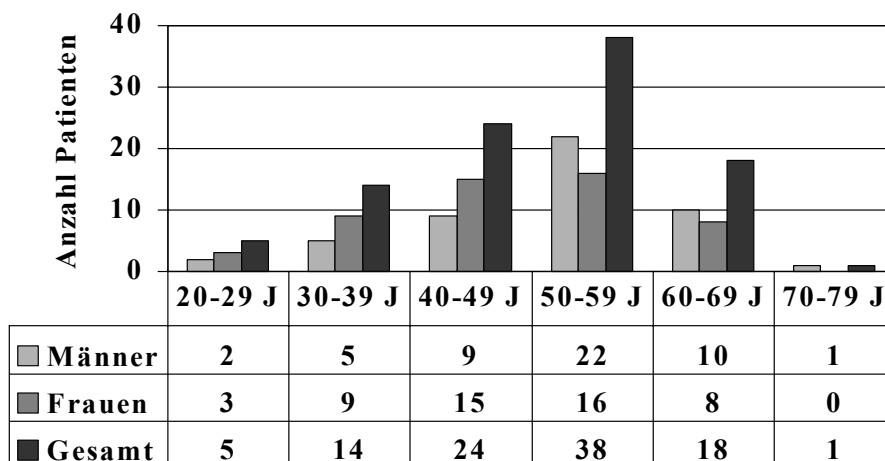


Abbildung 3: Alters- und Geschlechtsverteilung der Patienten bei Implantation

In den Tabellen und Diagrammen dieser Arbeit variiert die Anzahl der Patienten. Dies erklärt sich daraus, daß

- einige Patienten Untersuchungen ausließen, weitere Röntgenaufnahmen ablehnten oder vereinzelt Röntgenbilder nicht ausgewertet werden konnten,
- nachimplantiert wurde,
- einzelne Patienten in mehrere untersuchte Untergruppen fielen, z.B. dann, wenn sie Implantate im Ober- und im Unterkiefer trugen.

2.2.4 Einheitzeit

Im Mittel wurde die prothetische Versorgung nach 211 Tagen, also circa 7 Monaten, durchgeführt. Im Oberkiefer blieben die Implantate mit 230 Tagen etwas länger unbelastet, im Unterkiefer mit 204 Tagen etwas kürzer. Die kürzeste Einheitzeit betrug 97 Tage, die längste 717 Tage, also knapp 2 Jahre.

2.2.5 Implantatlokalisierung

Die Implantatverteilung nach dem in Deutschland üblichen Zahnschema des FDI-Codes zeigt Abbildung 4. Es wurden nur Implantate in Freundsituationen ausgewertet, also in Regio 4-8. Im Unterkiefer wurden mehr Implantate inseriert (n=166) als im Oberkiefer (n=59).

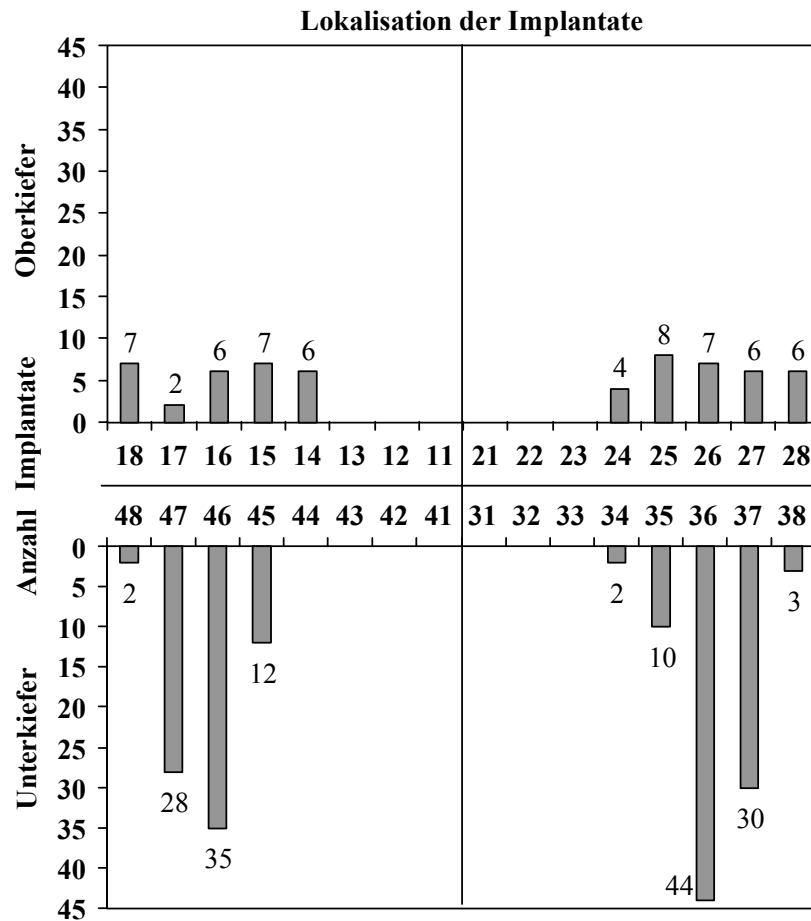


Abbildung 4: Anzahl und Lokalisation der Implantate nach FDI-Code

2.2.6 Lokalisation der Pfeilerzähne

Die Verteilung der 174 Pfeilerzähne auf die einzelnen Regionen zeigt Abbildung 5. Als Pfeilerzähne wurden im Oberkiefer (n=46) alle Zähne bis zu den Prämolaren einbezogen, im Unterkiefer (n=128) fast nur Prämolaren und Eckzähne.

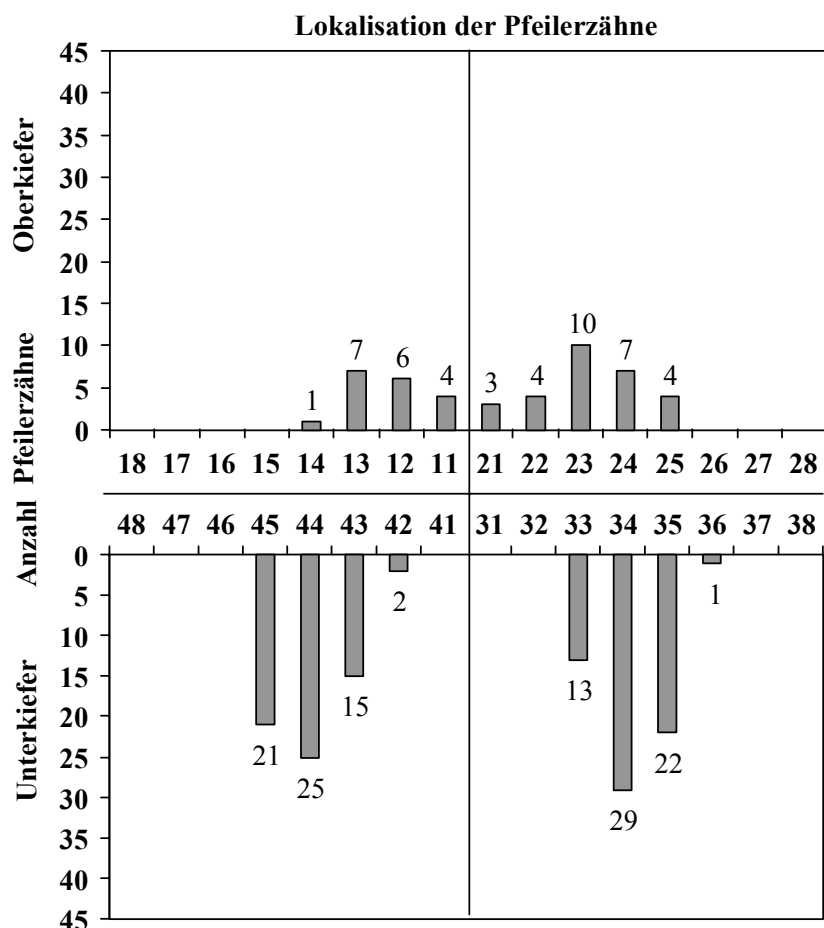


Abbildung 5: Anzahl und Lokalisation der Pfeilerzähne nach FDI-Code

2.2.7 Implantattypen und Merkmale

Von den in Tübingen für die Freiland-Verbundbrücke verwendeten Implantattypen wurden das Bonefit[®]-Implantat (Straumann, Waldenbuch, Schweiz), das Frialit-2[®]-Implantat (Friadent-GmbH, Mannheim, Deutschland) und das IMZ[®]-Implantat (Friadent-GmbH, Mannheim, Deutschland) in die Studie eingeschlossen. Die Daten zu den verwendeten Längen und Durchmessern sind im folgenden dargestellt (Abbildung 6, 7 und 8, S. 21).

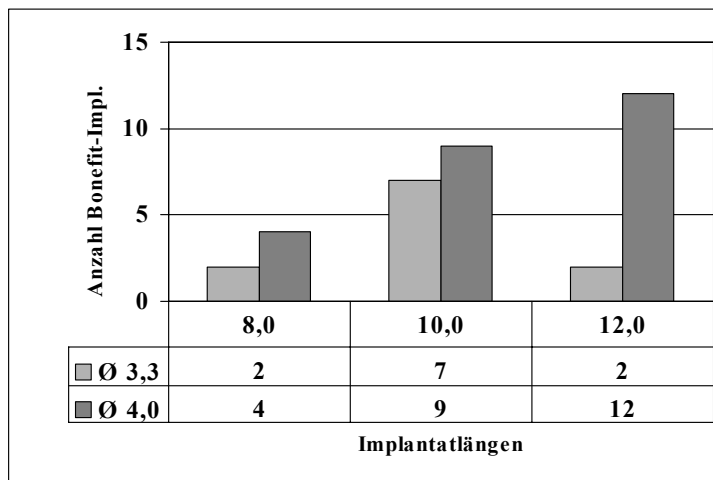


Abbildung 6: Anzahl, Längen und Durchmesser der verwendeten Bonefit[®]-Implantate

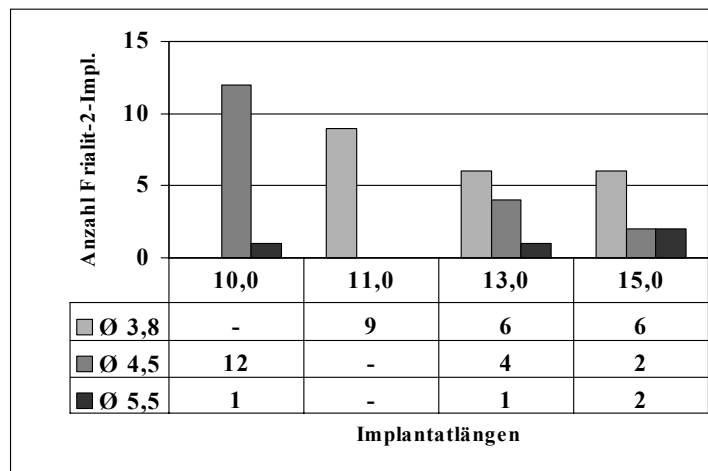


Abbildung 7: Anzahl, Längen und Durchmesser der verwendeten Frialit[®]-2-Implantate

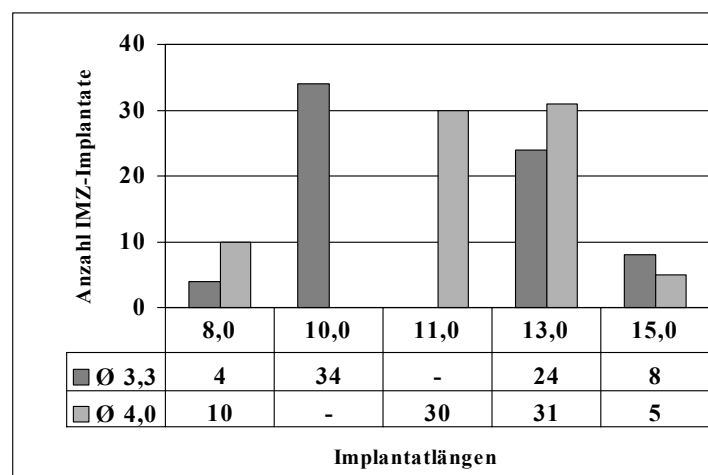


Abbildung 8: Anzahl, Längen und Durchmesser der verwendeten IMZ[®]-Implantate

2.2.8 Anzahl und Verhältnis der Pfeiler

Von den 100 Patienten waren 75 mit einer, 22 Patienten mit zwei und drei Patienten mit drei Verbundbrücken versorgt, woraus eine Gesamtzahl von 128 Verbundbrücken resultierte. Die meisten Verbundbrücken (n=35) waren auf Implantaten und Zähnen im Verhältnis 2:2 abgestützt (Abbildung 9). (Berücksichtigt wurden alle Pfeiler der 100 in die Implantatauswertung eingeschlossenen Patienten).

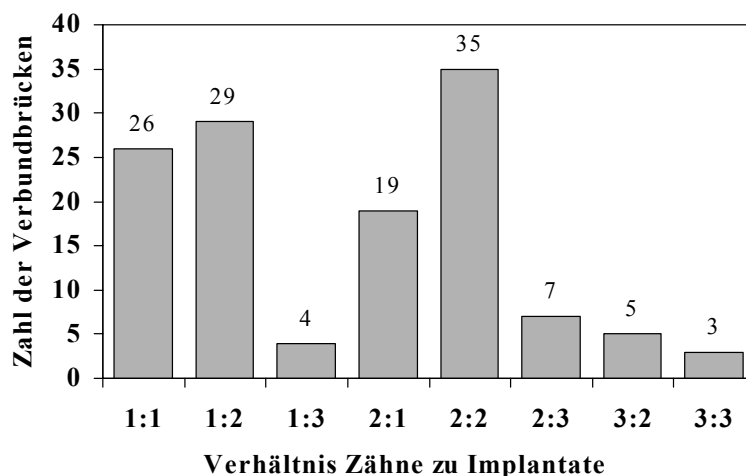


Abbildung 9: Verhältnis der in die prothetische Restauration einbezogenen Pfeiler
(m:n bedeutet: Zahl der Pfeilerzähne zu Zahl der Implantate)

2.2.9 Prothetische Versorgung

Die Konstruktion der Verbundbrücken war in allen Fällen prinzipiell die gleiche. Die Pfeilerzähne waren mit definitiv zementierten Kronen versorgt. Die Verbindung zur Implantatversorgung erfolgte durch ein verschraubtes Geschiebe, die Implantatkronen waren ebenfalls verschraubt, so daß dieser Teil der Versorgung bedingt abnehmbar war (Abbildung 10, S. 23). Die IMZ[®]-Implantate hatten teilweise intramobile Elemente aus Polyoxymethylen (POM-IME[®]), teilweise Titan-IME[®].



Abbildung 10: Verbundbrücke in situ:

zwischen Implantaten und Kronen ist das POM-IME[®] erkennbar

2.2.10 Ursachen des Zahnverlustes vor Implantation

Karies und Parodontopathien wurden am häufigsten angegeben, bei lange zurückliegenden Zahnverlust war dem Patienten die Verlustursache oft unbekannt (Abbildung 11).

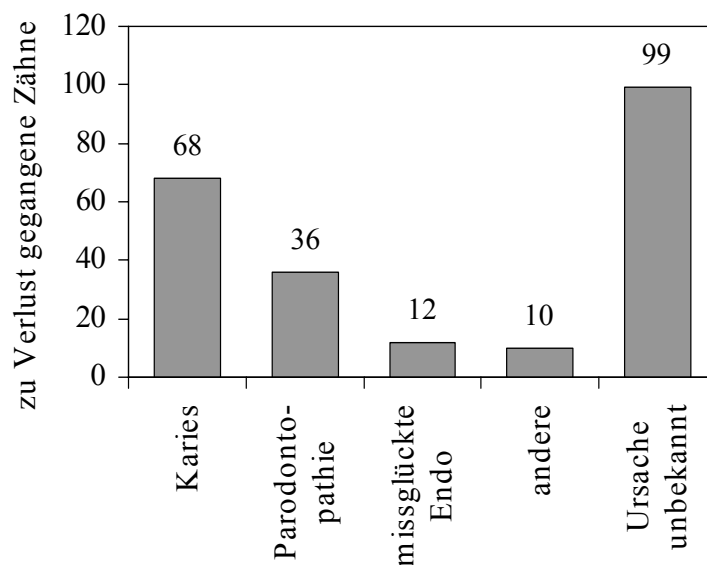


Abbildung 11: Ursachen des Zahnverlustes vor Implantation

2.3 Röntgen

2.3.1 Röntgenbilder

Röntgenaufnahmen wurden postoperativ, nach prothetischer Versorgung und nachfolgend im Rahmen der Kontrolluntersuchungen jährlich bis zum dritten Jahr und schließlich fünf und zehn Jahre nach Prothetik angefertigt. Aus verschiedenen Gründen, z.B. aufgrund weiterer Implantationen in anderen Indikationsbereichen, wurden mitunter weitere Aufnahmen gemacht. Je nach Ausdehnung der prothetischen Versorgung existierten von den Patienten entweder Panoramaschichtaufnahmen oder intraorale Zahnfilme.

2.3.2 Röntgentechnik

Die Panoramaschichtaufnahmen wurden mit dem Orthophos CD der Firma Siemens aufgenommen. Die Bilder wurden mit Kodak T-MAT G/DA Dentalfilmen im Format 15 x 30 cm in original Siemens Filmkassetten mit Kodak Lanex medium Verstärkerfolien hergestellt. Die Patienten wurden den Herstellerangaben entsprechend im Gerät positioniert. Die Zahnfilme wurden mit dem Heliodont der Firma Siemens in Paralleltechnik aufgenommen. Als Film wurde ab 1992 Kodak DF-57 mit Empfindlichkeitsstufe D, bis 1992 Cronex Ortho TG der Firma Du Pont verwendet. Für die Paralleltechnik wurden Rinn-XCP-Röntgenfilmhalter (Fa. Emasdi S.A., Brüssel, Belgien) angewendet. Alle Aufnahmen wurden mit einem Dürr-Dental XR-Gerät bei einer Temperatur von 28° und einer Entwicklungszeit von 7 Minuten entwickelt. Sowohl bei den Panoramaschichtaufnahmen als auch bei den Zahnfilmen wurden die einmal gewählten Einstellungen für die Folgeaufnahmen wieder gewählt, wobei versucht wurde, die Positionierung des Patienten zu reproduzieren. Dies erreichte man bei den Zahnfilmen über individualisierte Röntgenfilmhalter dadurch, daß die Aufbißplatte zur ersten Aufnahme mit autopolymerisierendem Kunststoff präpariert und für spätere Aufnahmen wiederverwendet wurde.

2.3.3 Technische Ausrüstung

Zur Digitalisierung und Vermessung der Röntgenaufnahmen wurde das Friacom®-System (Friadent-GmbH, Mannheim) verwendet. Dieses beinhaltet einen Pentium-PC (166 MHz, 16 MB Arbeitsspeicher, 2 GB Festplattenspeicher, True-Color-Graphikkarte mit einer Auflösung von 1280 x 768 Pixel und 4 MB Grafikspeicher, Windows 95), einen 17“ Monitor, einen den speziellen Anforderungen angepaßten Flachbettscanner (Saphir, Linotype-Hell®-AG, Kiel) und die Friacom®-Software, wie in der Literatur bereits beschrieben (86).

2.3.4 Bearbeitung der Röntgenbilder

Bei der Bearbeitung der Röntgenbilder wurde nach folgendem Schema vorgegangen:

1. Anlage einer digitalen Patientenkarte.
2. Einscannen in zeitlicher Reihenfolge
 - Wahl der Auflösung von 300 dpi
 - Wahl der Helligkeitsstufe: hell / normal / dunkel
gewählt wurde bis auf wenige Ausnahmen „hell“, da die Helligkeit auch noch später verändert werden konnte
 - Beurteilung der Korrektheit des Digitalisierungsvorgangs
3. Eingabe der Bilddaten

Die Digitalisierungsdauer variierte zwischen 40 Sekunden für Zahnfilme und 60 Sekunden für Panoramaschichtaufnahmen.

Erzielt wurden digitale Bilder mit 256 Graustufen.

2.4 Meßmethoden und Reliabilität

2.4.1 Methode zur quantitativen Erfassung periimplantärer Knochenveränderungen am Röntgenbild

Die Messung erfolgte nach einer bereits publizierten (65) und durch Reliabilitätsstudien (66,67) auf ihre Reproduzierbarkeit hin überprüften Meßmethode, mit der vertikale und horizontale Knochendefekte für verschiedene Implantatsysteme gemessen werden können. Hier eine kurze Zusammenfassung der Methode:

Für jedes Implantatsystem sind ein oder im Falle des IMZ[®]-Systems mehrere spezifische Referenzpunkte festgesetzt, die im Röntgenbild eindeutig erkannt werden können (Kapitel 2.4.1.1, S. 27). Mesial und distal des Implantats werden je zwei vertikale und eine horizontale Strecke am Knochen gemessen.

Die „Tiefe des Knochendefekts“ ist die Strecke zwischen Referenzpunkt beziehungsweise Referenzlinie und Durchtrittsstelle des Implantats durch den Knochen, definiert an der Stelle des ersten röntgenologisch erkennbaren Kontaktes zwischen Knochen und Implantat. Die Messung erfolgt parallel zur Implantatachse. Ein negatives Vorzeichen (-) wird Strecken zugewiesen, die koronal des Referenzpunktes liegen, liegen sie apikaler, so wird ihnen ein positives Vorzeichen (+) vorangestellt.

„Knochenniveau“ bezeichnet den Abstand zwischen implantatferner Alveolarfortsatzkontur und Referenzlinie.

Die „Breite des Knochendefekts“ ist der Abstand zwischen Implantataußenfläche und Schnittpunkt der Knochentangentiale, gemessen parallel zur Referenzlinie.

2.4.1.1 MEßVORSCHRIFTEN FÜR DIE VERWENDETEN IMPLANTATSYSTEME (65)

Bonefit[®]-Implantate: Der Referenzpunkt liegt innerhalb des Implantats, wie unten dargestellt. Die „Breite des Knochendefekts“ wird von der äußeren Kontur des Implantats beziehungsweise vom Gewindekern aus gemessen (Abbildung 12 und 13).

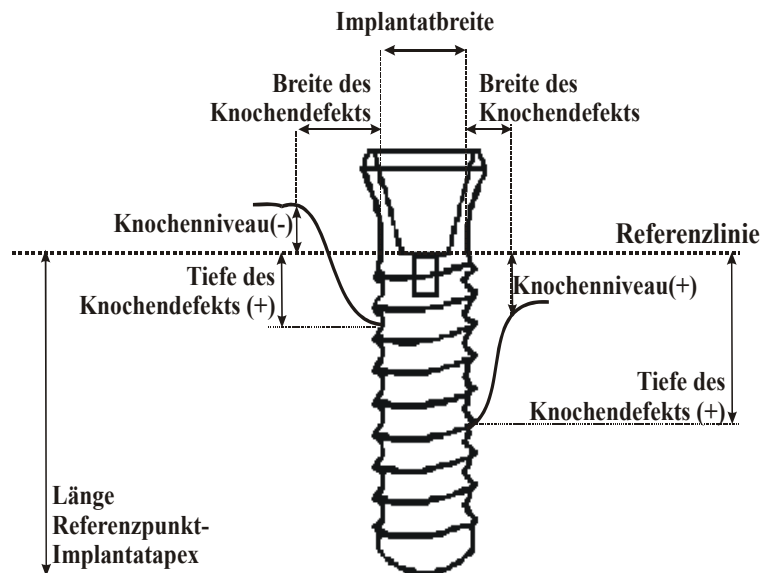


Abbildung 12: Schemazeichnung Meßvorschrift Bonefit[®]-Implantat

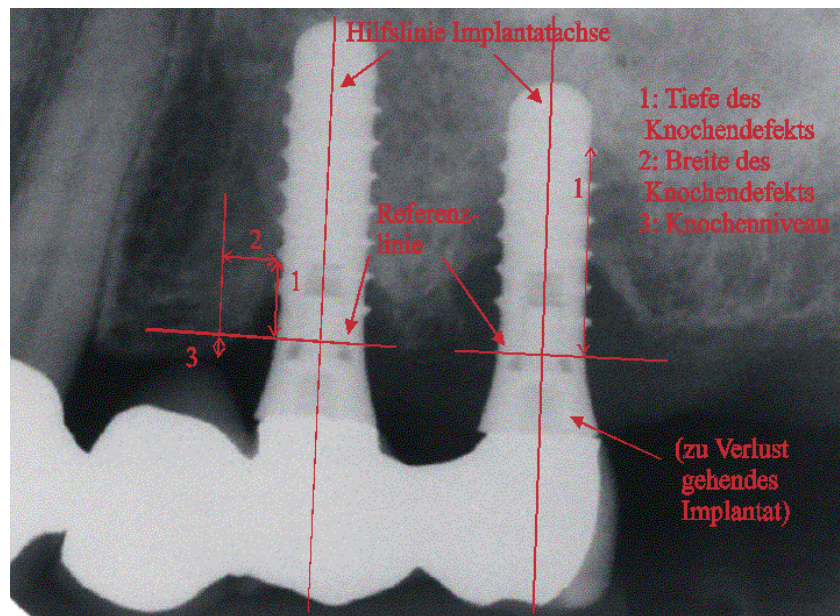


Abbildung 13: Referenzpunkt und Meßvorschrift Bonefit[®]-Implantat

Frialit[®]-2-Implantat: Referenzpunkt ist die apikale Kante der obersten Stufe des Implantats. Die „Breite des Knochendefekts“ ist von der obersten Stufe des Implantats aus zu messen (Abbildung 14 und 15; Implantatmaße im Anhang Tabelle 1, S. 103).

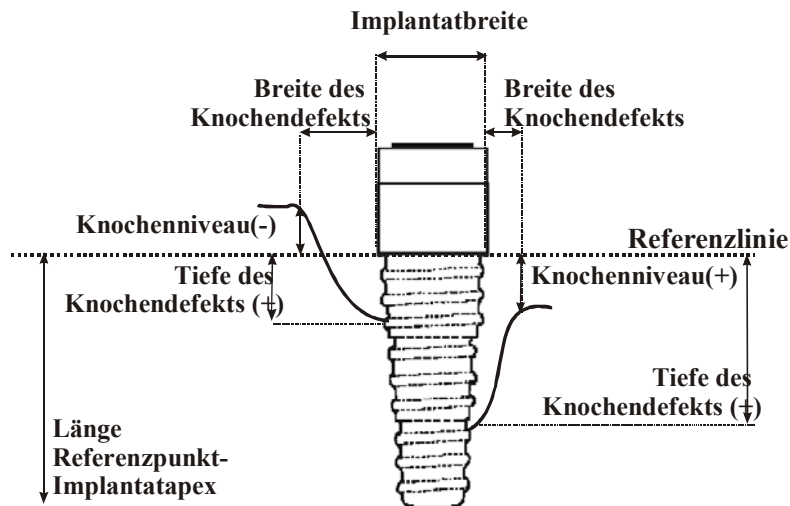


Abbildung 14: Schemazeichnung Meßvorschrift Frialit[®]-2-Implantat

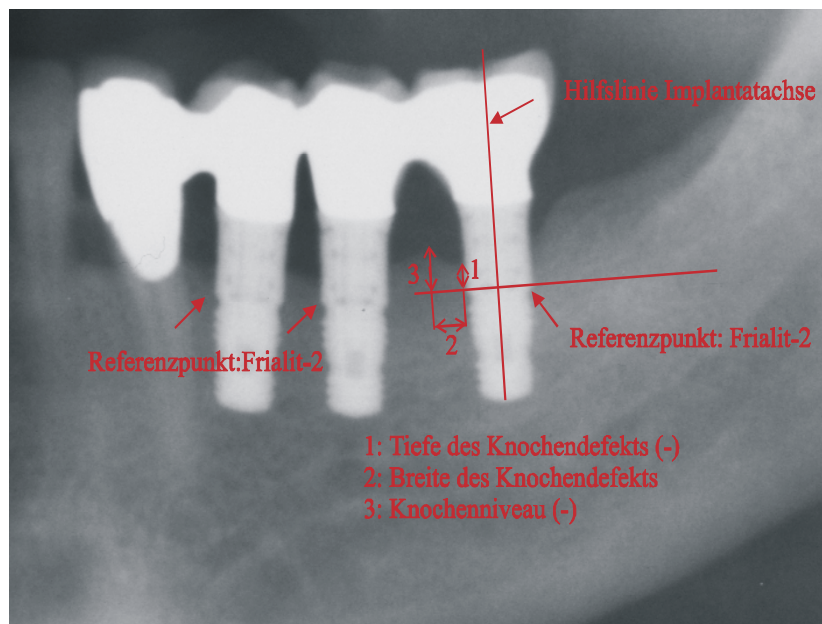


Abbildung 15: Referenzpunkt und Meßvorschrift des Frialit[®]-2-Implantats

IMZ[®]-Implantate: Den Hauptreferenzpunkt stellt die Oberkante des Implantats dar. Falls diese, wie es häufig nach dem Einbringen hauptsächlich prothetischer Elemente (z.B. Distanzhülse) geschieht, nicht mehr sichtbar ist, wird auf alternative Referenzpunkte ausgewichen. Gute Meßmöglichkeiten bieten die Unterkante der Distanzhülse (innere Struktur, nicht identisch mit der Implantatoberkante) und die Oberkante der Distanzhülse (die Höhe der Distanzhülse von entweder 2 oder 4 mm ist in diesem Fall mitzubersichtigen) (Abbildung 16 und 17). Diese zusätzliche Strecke, die bekannt sein muß, wird später addiert oder subtrahiert (Anhang Tabelle 2, S. 103)

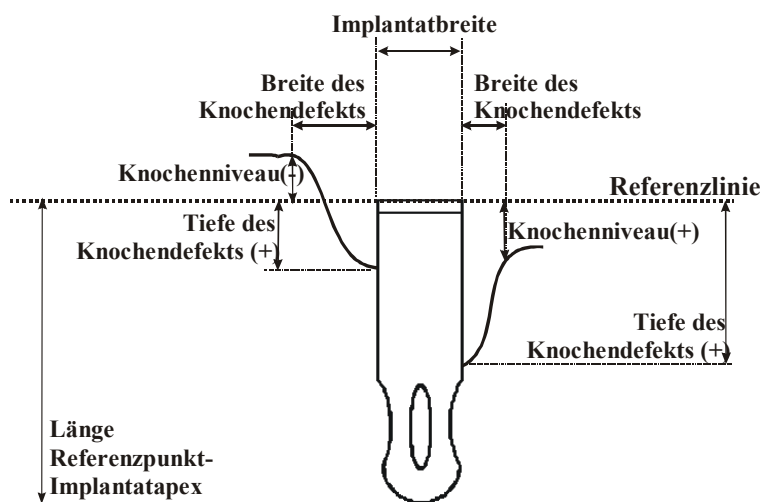


Abbildung 16: Schemazeichnung Meßvorschrift IMZ[®]-Implantat

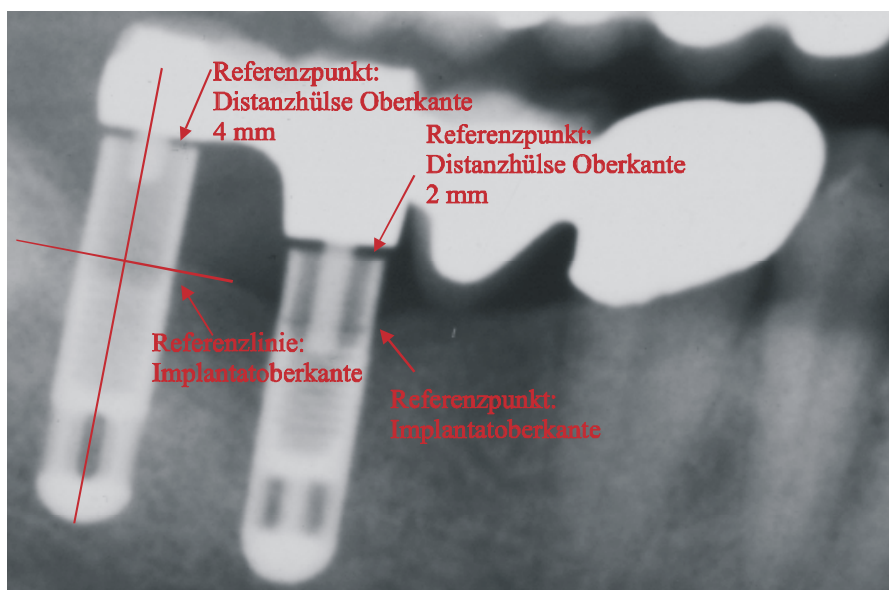


Abbildung 17: Referenzpunkt IMZ[®]-Implantat: Implantatoberkante

2.4.1.2 INTERINDIVIDUELLE RELIABILITÄT DER MEßMETHODE FÜR PERIIMPLANTÄRE KNOCHENVERÄNDERUNGEN

Ergebnisse sind reliabel, wenn sie unter gleichbleibenden Untersuchungsbedingungen wiederholt innerhalb eines festgelegten Toleranzbereiches erzielt werden können. Die Reliabilität der gewählten Methode wurde mehrfach überprüft. Für die visuell-metrische Meßtechnik darf eine Meßungenauigkeit von ± 1 mm angenommen werden (66). Eine erneute im Vorfeld dieser Studie durchgeführte Untersuchung erbrachte für die oben beschriebene digitale Verfahrensweise eine Verringerung der Meßungenauigkeit auf $\pm 0,5$ mm (67).

2.4.2 Methode zur radiographischen Bestimmung der Veränderungen der Knochenhöhe an Pfeilerzähnen einer Verbundbrücke

Diese Meßmethode wurde für diese Studie in Anlehnung an die Meßmethode für Implantate (65) entwickelt. Pfeilerzähne sind grundsätzlich überkront. Diese Versorgung ändert sich meist über den Untersuchungszeitraum hinweg nicht. Unter diesen Voraussetzungen kann ein im Verlauf unveränderter und wiederauffindbarer Referenzpunkt bestimmt werden. Die Senkrechte zur Zahnachse, die den Kronenunterrand an seiner röntgenologisch apikalsten Stelle berührt, bildet die Referenzlinie. Diese Referenzlinie ist nur für die vertikalen Messungen relevant. Genau wie am Implantat werden „Tiefe des Knochendefekts“ und „Knochenniveau“ bis zur Referenzlinie gemessen. Im Gegensatz zum Implantat endet die „Tiefe des Knochendefekts“ am Eingang des Parodontalspalts. Als Schwelle, ab welcher der Parodontalspalt im Röntgenbild als Defekt gewertet wird, wird eine Breite von 0,5 mm angenommen. Koronal der Referenzlinie gelegene Strecken erhalten ein negatives Vorzeichen (-), apikal davon gelegene ein positives (+). Die horizontalen Meßstrecken, als „Breite des Knochendefekts“ bezeichnet, enden an der äußeren Kontur des Zahnes (Abbildung 18 und 19, S. 31).

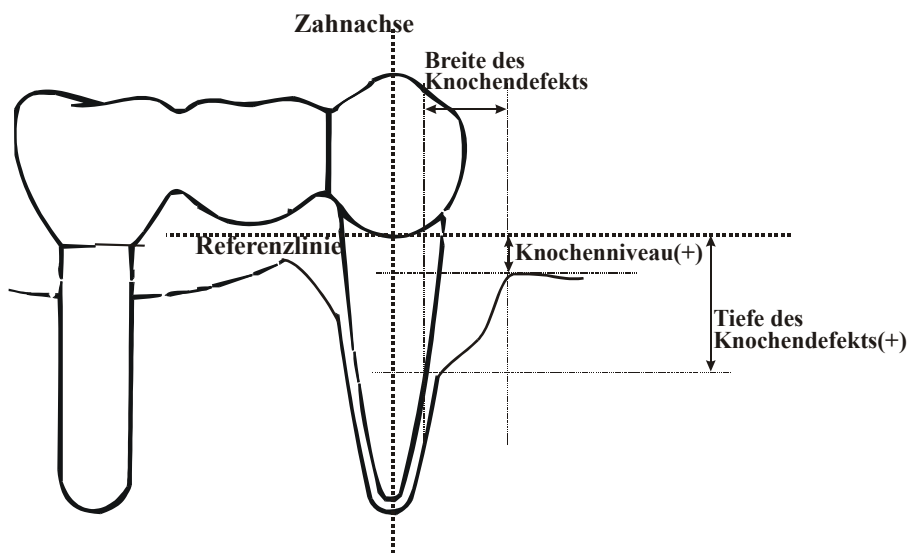


Abbildung 18: Schemazeichnung Meßvorschrift Pfeilerzähne

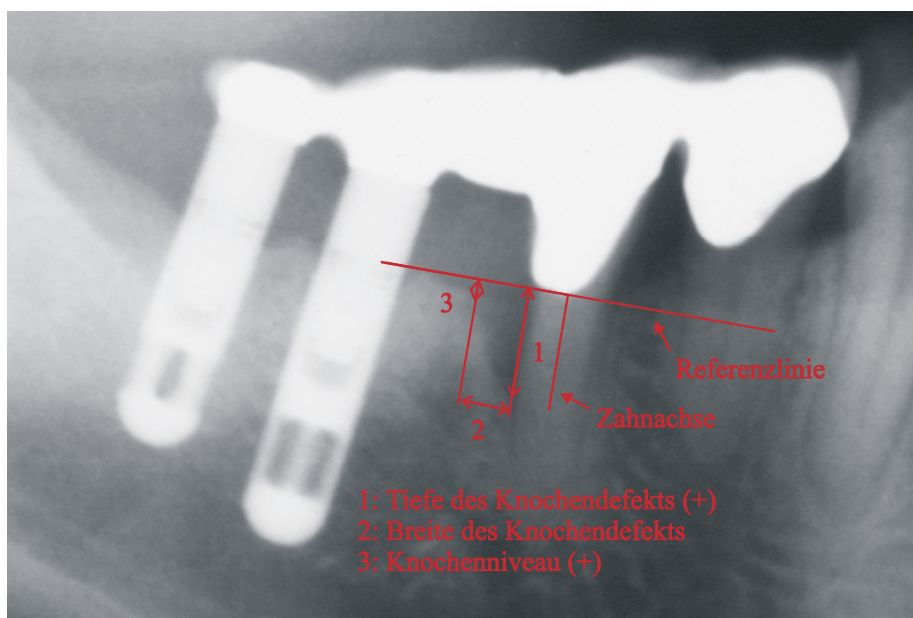


Abbildung 19: Referenzpunkt und Meßvorschrift Pfeilerzähne

Im folgenden werden zur Benennung der Strecken teilweise Abkürzungen verwendet:

- „TKD“ für „Tiefe des Knochendefekts“,
- „BKD“ für „Breite des Knochendefekts“ und
- „KN“ für „Knocheniveau“.

2.4.2.1 INTERINDIVIDUELLE RELIABILITÄT DER MEßMETHODE FÜR PFEILERZÄHNE

Die Verlässlichkeit der Meßmethode wurde in einer Voruntersuchung geklärt. Es sollte festgestellt werden, welche Meßgenauigkeit bei der Vermessung parodontaler Knochendefekte auf digitalisierten Röntgenbildern angenommen werden muß. Als Folgerung aus der Reliabilitätsuntersuchung ergab sich, daß für Pfeilerzähne ein Toleranzbereich von ± 1 mm für alle Meßstrecken angenommen werden darf. Die Studienbedingungen und Ergebnisse sind im einzelnen dem tabellarischen Anhang (Kapitel 7.2, S. 104 ff) zu entnehmen.

2.5 Daten

2.5.1 Datenerhebung

Für Implantate und Pfeilerzähne wurden unterschiedliche Datenerhebungsbögen erstellt, die sich, um einer Verwechslung vorzubeugen, zusätzlich farblich unterschieden (Anlagen 7.4.2, S. 123 und 7.4.3, S. 124).

In die Erhebungsbögen wurden die Angaben zum Patienten vollständig eingetragen und die der Anzahl der Pfeiler entsprechende Anzahl Erhebungsbögen jedes Patienten zusammengeheftet. Zur Messung wurden die Bilder einzeln aufgerufen. Zur besseren vergleichenden Beurteilung bestand die Möglichkeit des parallelen Aufrufs von Bildern. Durch Helligkeitsänderung, Markierung interessierender Ausschnitte und Hervorhebung derselben mittels verschiedener Filter konnte eine Bildverbesserung erzielt werden. Die Vermessung nach den in Kapitel 2.4 (S. 26 ff) aufgeführten Methoden fand im abgedunkelten Raum statt. Die Meßwerte wurden unmittelbar nach der Messung in den Erhebungsbogen übertragen.

2.5.2 Datenerfassung

Die Daten der Erhebungsbögen wurden zweifach in die SAS-Eingabemaske eingegeben. Nach Erst- und Zweiteingabe erfolgte ein Abgleich der Daten durch Überprüfung anhand der Erhebungsbögen, bis die Daten der Erst- und Zweiteingabe identisch waren.

Zur Qualitätssicherung wurde eine Plausibilitätskontrolle durchgeführt: in den Daten als Ausreißer erscheinende Werte wurden erneut am Röntgenbild kontrolliert.

2.5.3 Datenverarbeitung

2.5.3.1 BERECHNUNG DES ENTZERRUNGSFAKTORS

Um die in SAS erfaßten Meßwerte vergleichbar und damit auswertbar zu machen, mußten zuerst verschiedene Berechnungen angestellt werden. Im ersten Schritt wurde jeder Meßwert mit einem wie folgt zu berechnenden Entzerrungsfaktor multipliziert. Notwendig wird dies durch die jeder Röntgenaufnahme eigene, durch Strahlendivergenz bedingte Verzerrung.

2.5.3.1.1 IMPLANTATE

Aufgrund der geometrischen Form der Implantate und der Tatsache, daß die jeweiligen Implantatmaße exakt bekannt waren, konnten für jedes Bild und jedes Implantat zwei individuelle Entzerrungsfaktoren berechnet werden. Der Entzerrungsfaktor für die vertikalen Strecken ergab sich aus der bekannten Strecke Apex-Referenzpunkt dividiert durch die gemessene Strecke Apex-Referenzpunkt:

$$\text{Entzerrungsfaktor vertikal} = \frac{\text{Apex-Referenzpunkt}_{\text{bekannt}}}{\text{Apex-Referenzpunkt}_{\text{gemessen}}}$$

Jede vertikale Meßstrecke („TKD“ und „KN“, jeweils mesial und distal) wurde mit dem erhaltenen Faktor multipliziert.

Der Entzerrungsfaktor für die horizontalen Strecken ergab sich aus der bekannten Breite des Implantats am Referenzpunkt, dividiert durch die gemessene Breite am Referenzpunkt:

$$\text{Entzerrungsfaktor horizontal} = \frac{\text{Breite am Referenzpunkt}_{\text{bekannt}}}{\text{Breite am Referenzpunkt}_{\text{gemessen}}}$$

Jede horizontale Meßstrecke („BKD“ mesial und distal) wurde mit dem erhaltenen Faktor multipliziert.

2.5.3.1.2 PFEILERZÄHNE

Für Pfeilerzähne konnten mangels bekannter Abmessungen keine individuellen Entzerrungsfaktoren berechnet werden. Daher mußte auf einen für Implantate ermittelten durchschnittlichen Entzerrungsfaktor ausgewichen werden.

2.5.3.2 BERECHNUNG DES „KORONALEN KNOCHENDEFEKTS“

Die nach in Kapitel 2.4.1 auf S. 26 ff beschriebener Methode erhaltenen Meßwerte sind abhängig vom gewählten Referenzpunkt. Deshalb sind sie statistisch noch nicht untereinander vergleichbar. Zum einen mußten am einzelnen Implantat im zeitlichen Verlauf möglicherweise verschiedene Referenzpunkte gewählt werden, zum anderen ist der Referenzpunkt nicht bei allen Systemen identisch mit dem konstruktiv enossalen Abschnitt des Implantats. Erst eine Umrechnung ermöglicht einen Vergleich der Systeme.

Der „Koronale Knochendefekt“ ergibt sich aus der Strecke am Implantat, die nicht mehr im Knochen liegt, obwohl primär dafür vorgesehen (Abbildung 20). Er ist aus dem Meßwert „Tiefe des Knochendefekts“ und den Implantatmaßen mittels Umrechnungsförmeln zu berechnen. Dies ist notwendig, da er nicht bei allen Implantaten auf dem Röntgenbild erkannt werden kann. Im folgenden wird „KKD“ als Abkürzung für den „Koronalen Knochendefekt“ verwendet.

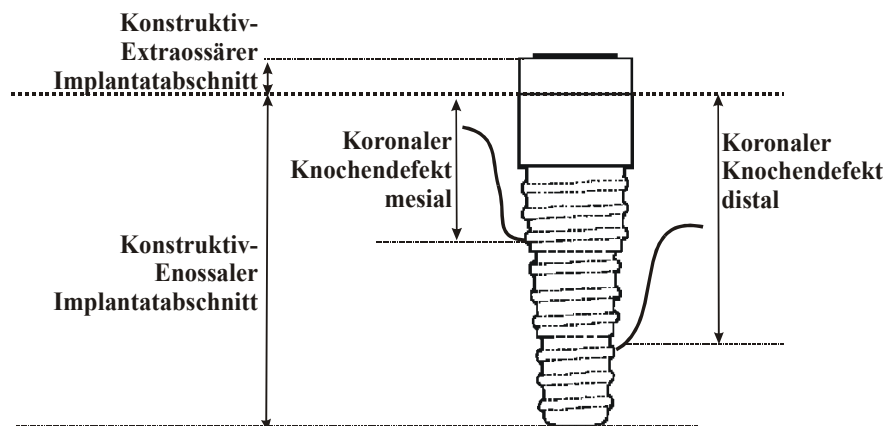


Abbildung 20: „Koronaler Knochendefekt“ am Beispiel des Frialit-2[®]-Implantats

Die Berechnung des „Koronalen Knochendefekts“ darf erst nach Multiplikation mit dem jeweiligen Entzerrungsfaktor erfolgen. Die Formeln zur Berechnung sind der Meßvorschrift (65) zu entnehmen.

2.5.3.3 BERECHNUNG DER KNOCHENVERÄNDERUNGEN IM ZEITLICHEN VERLAUF

2.5.3.3.1 IMPLANTATE

Die Situation des Knochens zum Zeitpunkt der Implantatinsertion wurde als Referenz für weitere Veränderungen betrachtet. Jeder durch obige Rechenschritte erhaltene Zustandswert zu verschiedenen Zeitpunkten nach OP wurde durch Subtraktion des Wertes zum OP-Zeitpunkt in einen Veränderungswert überführt, der eine Knochenveränderung im betreffenden Zeitraum beschreibt.

2.5.3.3.2 PFEILERZÄHNE

Anders als bei den Implantaten wurde bei den Pfeilerzähnen die knöcherne Situation zum Zeitpunkt der prothetischen Versorgung als Ausgangssituation betrachtet. Jeder durch obige Rechenschritte erhaltene Zustandswert zu verschiedenen Zeitpunkten nach Prothetik wurde durch Subtraktion des Wertes zum Zeitpunkt der prothetischen Versorgung in einen Veränderungswert umgewandelt, der eine Knochenveränderung in einem Zeitraum beschreibt.

2.5.4 Datenauswertung

Es wurden verschiedene statistische Verfahren der Datenanalyse angewendet. Geringfügige Unterschiede im Ablauf bestanden aufgrund der Art der Fragen. Es mußte dabei zwischen der Quantifizierung der Untersuchungsgröße (Knochenveränderung) für eine Stichprobe (Patientengruppe) und dem Vergleich zweier Stichproben unterschieden werden. Im letzten Fall wurde sowohl eine qualitative Bewertung der Rohdaten vorgenommen als auch die Differenz zwischen den Ergebnissen quantifiziert.

Zuerst erfolgte eine visuelle Betrachtung der Daten anhand graphischer Darstellungen (Histogramme und Boxplots). Besonderes Augenmerk wurde auf die Mediane, Mittelwerte und Differenzen von Mittelwerten gerichtet, wobei für Mittelwerte und Differenzen von Mittelwerten die zugehörigen 95% Konfidenzintervalle mit einbezogen wurden. Die Ergebnisse wurden, wenn nötig, formal durch statistische Tests bestätigt. Hierfür boten sich der Student-t-Test oder der Wilcoxon's signed rank-Test an (8).

Die Daten umfaßten für die einzelnen Patienten unterschiedliche Anzahlen von Meßwerten, da bei jedem Patienten von verschieden vielen Implantaten und Pfeilerzähnen Daten erhoben wurden. Um jeden Patienten mit gleichem statistischen

Gewicht in der Auswertung zu berücksichtigen, wurde für jede Untersuchungsgröße (Meßstrecke) über alle Implantate (oder Pfeilerzähne) eines Patienten gemittelt. Dadurch wurde anstelle des Implantates (Pfeilerzahnes) der Patient zur Einheit der Analyse (9,11,141).

2.5.4.1 BOXPLOT-DARSTELLUNGEN

Die Verteilung der Daten wurde in Form von Boxplots nach Tukey (188) dargestellt (Abbildung unten).

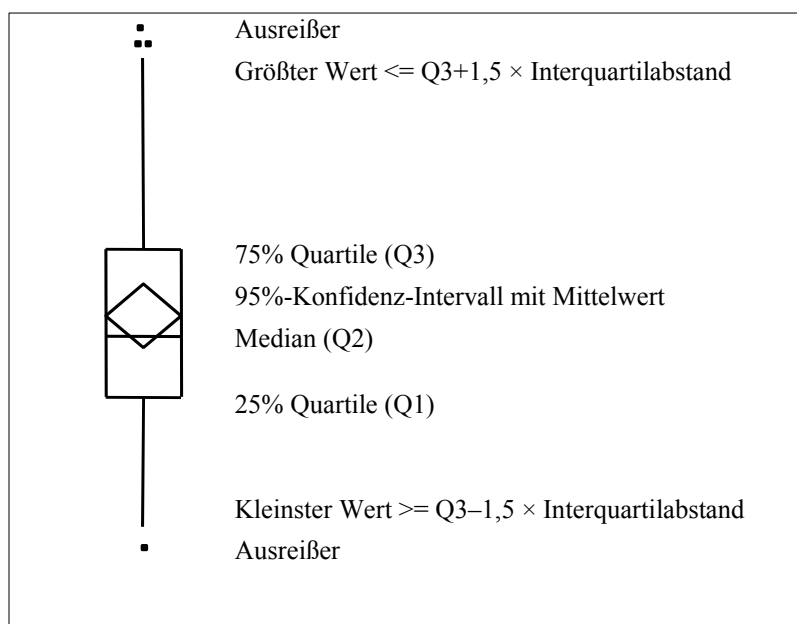


Abbildung 21: Boxplot nach Tukey

Um sie zu konstruieren, werden die entsprechenden Meßwerte nach Größe geordnet und anschließend in vier gleich große Bereiche, Quartile, geteilt. Alle Werte, die sich im zweiten oder dritten Viertel befinden, werden als Box dargestellt. Das erste und vierte Viertel aller Meßwerte liegen unterhalb bzw. oberhalb der Box. Diese Bereiche werden wiederum unterteilt. Die obere Grenze des „Whiskers“ oder „Schnurrhaares“ wird berechnet, indem zum 75%-Quartil das 1,5-fache der Boxenlänge addiert wird. Der größte, aber noch unter diesem berechneten Wert liegende Meßwert stellt das Maximum dar. Um das Minimum zu erhalten, wird von dem 25%-Quartil das 1,5-fache der Boxenlänge subtrahiert. Der kleinste, aber noch oberhalb dieses berechneten Wertes liegende Meßwert stellt das Minimum dar. Meßwerte, die außerhalb dieser Grenzen liegen, werden als Ausreißer gekennzeichnet und in Form von Punkten angezeigt, die,

falls sie gleiche Werte annehmen, in der Horizontalen entzerrt werden. Der Strich innerhalb der Box kennzeichnet den Median, also den in der Mitte von nacheinander der Größe nach aufgereihten Meßwerten gelegenen Wert. Jeweils 50% der Werte liegen oberhalb und 50% unterhalb dieses Wertes. Die Raute entspricht dem Konfidenzintervall des Mittelwertes. Die Verbindung der horizontalen Eckpunkte gibt das arithmetische Mittel an.

2.5.4.2 KONFIDENZINTERVALL

Das Konfidenzintervall (64) beschreibt einen bestimmten Bereich um einen geschätzten Parameter (hier ein Mittelwert oder die Differenz zweier Mittelwerte), der mit „hoher“ Wahrscheinlichkeit den tatsächlichen Parameter enthält. Da für eine Untersuchungsgröße die Gesamtheit der Meßwerte lediglich eine Stichprobe der Grundgesamtheit darstellt, stimmt der Schätzwert nicht notwendigerweise mit dem tatsächlichen Parameter (Erwartungswert) der Grundgesamtheit überein. Das üblicherweise verwendete 95%-Konfidenzintervall ist so breit, daß es mit einer „Vertrauenswahrscheinlichkeit“ (Sicherheit) von 95% den tatsächlichen Parameter umfaßt. Konfidenzintervalle können verschiedene Anwendungsmöglichkeiten finden:

1. Fall: eine Stichprobe:

In diesem Fall bezieht sich das Konfidenzintervall auf den Mittelwert der Stichprobe. Der erwartete Mittelwert der Grundgesamtheit wird abgeschätzt. Das 95%-Konfidenzintervall berechnet sich aus dem Mittelwert $\pm (1.96 \times \text{Standardfehler})$. Enthält das 95%-Konfidenzintervall die Null, so ist der Mittelwert der Stichprobe als erwarteter Wert der Grundgesamtheit statistisch (auf dem 95%-Niveau) nicht von Null zu unterscheiden.

2. Fall: Vergleich zweier Stichproben:

Das Konfidenzintervall bezieht sich in diesem Fall auf die Differenz der Mittelwerte zweier Stichproben. Es schätzt die erwartete Mittelwertsdifferenz für die Grundgesamtheit. Enthält das Konfidenzintervall die Null, so kann (auf dem 95%-Niveau) kein statistischer Unterschied zwischen den Grundgesamtheiten, die durch die zwei Stichproben repräsentiert werden, behauptet werden.

2.5.4.3 HISTOGRAMM-DARSTELLUNGEN

Histogramme dienen der graphischen Darstellung der Häufigkeitsverteilungen der Meßwerte (Abbildung 22 unten). Anzahl der Gipfel, Symmetrie und Ausmaß der Streuung dienen der Beurteilung der Verteilung der Werte. Die Höhe einer Säule im Histogramm entspricht der Häufigkeit der Meßwerte, die in das Intervall fallen, das durch die Position der Säule auf der X-Achse und ihre Breite gegeben ist. Eine Gauß'sche Normalverteilung, die aus dem Mittelwert und der Standardabweichung gebildet wird und im Histogramm erscheint, läßt erkennen, inwieweit die Meßwerte normalverteilten Daten folgen.

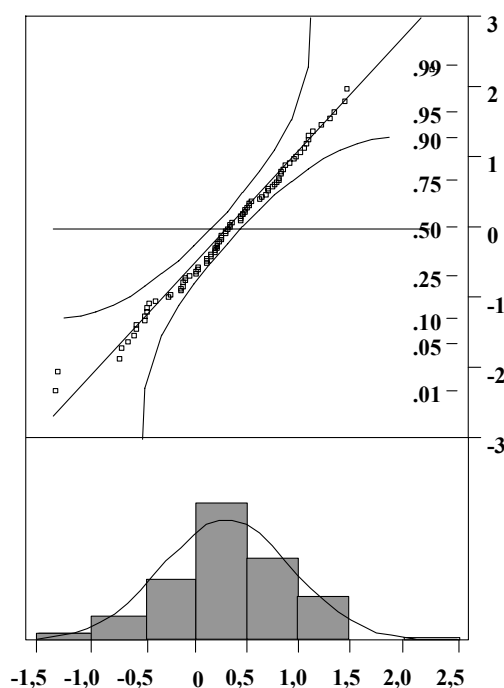


Abbildung 22: Normal Quantile Plot (oben) und Histogramm (unten)

2.5.4.4 NORMAL QUANTILE PLOT

Erscheint bei visueller Betrachtung das Histogramm nicht eindeutig symmetrisch und möchte man ein statistisches Verfahren anschließen, das normalverteilte Daten voraussetzt, sollte man diese Darstellung zur Beurteilung heranziehen (Abbildung 22 oben). Je mehr die Daten einer Normalverteilung folgen, desto enger streuen sie um eine Gerade. Das Konfidenzintervall wird durch zwei hyperbelförmige Linien begrenzt. Liegen nahezu alle Punkte außerhalb dieser Konfidenzintervallgrenzen, so ist anzunehmen, daß keine Normalverteilung vorliegt.

2.5.4.5 STATISTISCHE TESTVERFAHREN

Ein statistischer Test wird als Entscheidungsverfahren nur dann angewendet, wenn aufgrund vorheriger Betrachtungen keine eindeutige Aussage bezüglich der praktischen Relevanz getroffen werden konnte. Die Effekte zwischen Stichproben einer Grundgesamtheit können zufallsbedingt oder wesentlich sein. Dieses kann durch die Formulierung von Hypothesen und deren statistischer Testung unterschieden werden. Dazu wird die Nullhypothese H_0 aufgestellt und ein Testniveau festgelegt. Das Testniveau beträgt üblicherweise 5% und wurde auch hier so gewählt. Die Nullhypothese H_0 besagt, daß es keinen Effekt in der Grundgesamtheit gibt. Dementsprechend ist das zahlenmäßige Ergebnis der Stichprobe ein Produkt des Zufalls. Wie zufällig das Ergebnis der Stichprobe ist, drückt der sogenannte p-Wert aus. Kann die aufgestellte Hypothese durch das Testergebnis nicht abgelehnt werden, weil der p-Wert das Testniveau von 5% überschreitet, wird das Ergebnis als statistisch nicht signifikant gewertet. Wird die Hypothese verworfen, weil der p-Wert das Testniveau von 5% unterschreitet, wird das Ergebnis als statistisch signifikant, also wesentlich, gewertet, da die Auftretswahrscheinlichkeit des Testergebnisses mit weniger als 5% als sehr gering angesehen wird. Infolgedessen wurden in dieser Studie Unterschiede als statistisch signifikant angesehen, wenn der p-Wert die Grenze von 0,05 unterschritt.

Bei normalverteilten Daten wurde in dieser Studie als statistisches Testverfahren ein parametrischer Test, der Student-t-Test angewendet. Konnte keine Normalverteilung vorausgesetzt werden, wurde der Wilcoxon's signed rank-Test, ein parameterfreier Test, durchgeführt.

2.5.4.6 VORGEHEN BEI DER AUSWERTUNG

2.5.4.6.1 VORAUSWERTUNG FÜR IMPLANTATE

Die erhobenen Daten umfaßten pro Implantat Werte für sechs Meßstrecken, je drei Meßstrecken mesial und drei distal. Vor Beginn der eigentlichen Auswertung sollte geklärt werden, ob man die jeweiligen mesialen und distalen Werte eines jeden Patienten zu einem Mittelwert zusammenfassen konnte. Durch diese Zusammenfassung zu einem für den Patienten typischen Wert ergäbe sich eine präzisere Aussage über mögliche Knochenveränderungen am Implantat. Mit dem Mittelwert sollte dann weitergerechnet werden, wenn sich die mesialen und distalen Ergebnisse praktisch nicht unterschieden.

Falls sie sich in praktisch relevantem Maße voneinander unterscheiden, sollte die weitere Auswertung mit den Werten der stärker vom Knochenabbau betroffenen Seite erfolgen. Es war anzunehmen, daß zwischen den mesialen und distalen Werten kein praktisch relevanter Effekt existiert. Deshalb konnte diese Vermutung als Nullhypothese formuliert werden. Um sie zu prüfen wurden für jede der drei Meßstrecken die jeweiligen distalen von den entsprechenden mesialen Werten jedes Implantates subtrahiert. Für die Vorauswertung wurde für Implantate der Zeitraum „OP bis ein Jahr nach Prothetik“ gewählt, da aus der Literatur (Anlage A, S. 114) bekannt war, daß während dieses Zeitraums der größte Knochenabbau stattfindet. Deshalb war anzunehmen, daß mögliche Unterschiede in diesem Zeitraum deutlich hervortreten.

2.5.4.6.2 HAUPTAUSWERTUNG FÜR IMPLANTATE

Für das Gesamtergebnis wurden die Werte aller Implantate eines jeden Patienten für jeden Zeitraum und jede Meßstrecke gemittelt. Die Ergebnisse wurden graphisch dargestellt und ausgewertet.

Für die übrigen Fragestellungen, die so genannten „Nebenfragen“, verliefen die Vorgänge analog, nur daß vor der Auswertung eine Abtrennung der zu untersuchenden Gruppe erfolgte. Die Beantwortung der Fragen geschah anhand der Strecke „Koronaler Knochendefekt“.

Durchgeführt wurden:

1. ein Vergleich der Ergebnisse für Ober- und Unterkiefer
2. eine getrennte Auswertung des IMZ®-Systems und
3. eine gesonderte Auswertung für Patienten mit festsitzender prothetischer Versorgung des Gegenkiefers.

2.5.4.6.3 VORAUSWERTUNG FÜR PFEILERZÄHNE

Analog der Vorauswertung für Implantate wurde auch für Pfeilerzähne eine Vorauswertung durchgeführt, um die Möglichkeit einer sinnvollen Zusammenfassung mesialer und distaler Werte zu prüfen. Für diese Vorauswertung wurde der Zeitraum „Prothetik bis ein Jahr nach Prothetik“ gewählt.

2.5.4.6.4 HAUPTAUSWERTUNG FÜR PFEILERZÄHNE

Für das Gesamtergebnis wurden die Werte aller Pfeilerzähne eines jeden Patienten für jeden Zeitraum und jede Meßstrecke gemittelt. Die Ergebnisse wurden graphisch dargestellt und ausgewertet.

2.5.5 Datenfluß

Im folgenden wird der Ablauf der Arbeitsschritte nochmals graphisch zusammengefaßt:

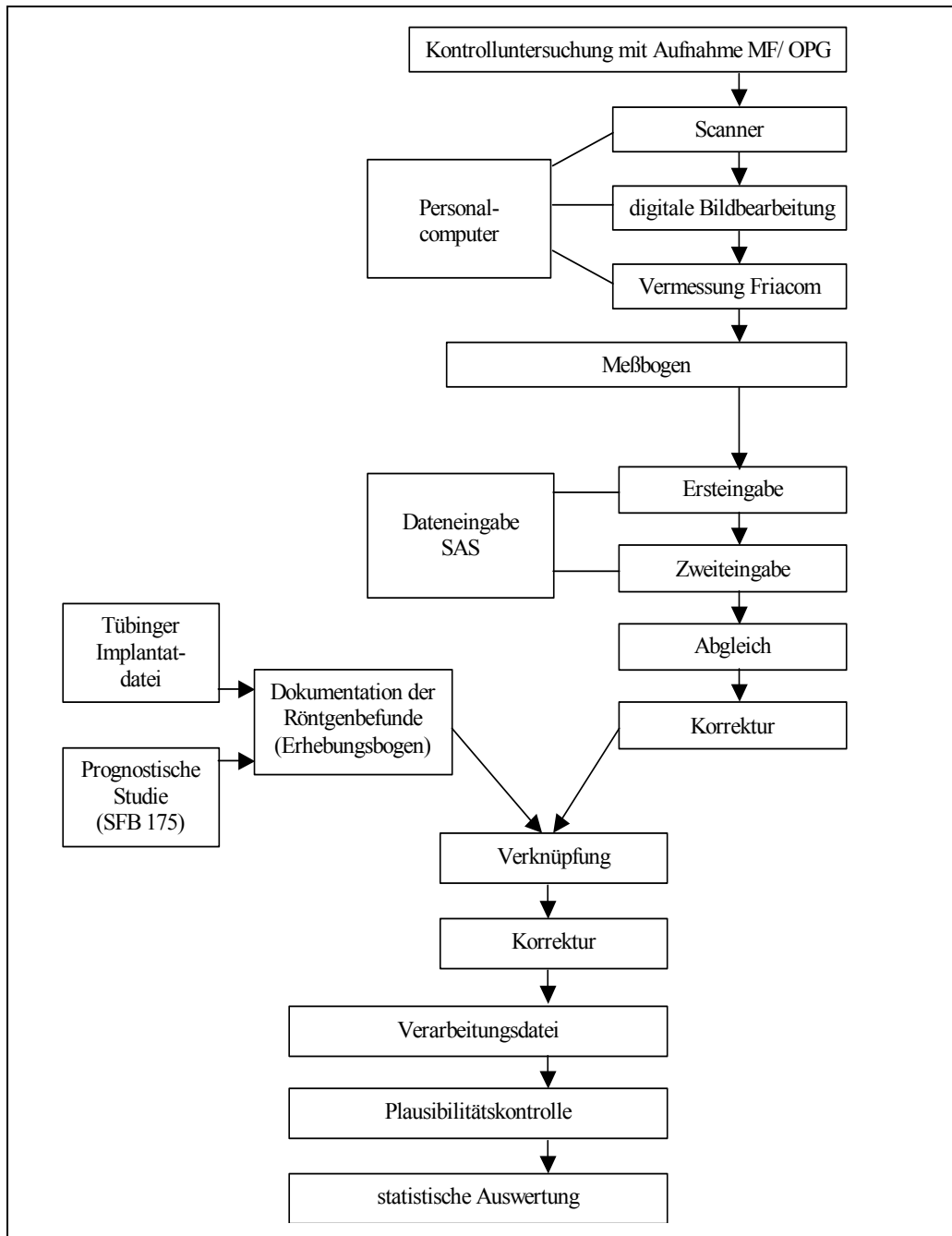


Abbildung 23: Datenfluß der Studie

3 Ergebnisse

3.1 Implantate

3.1.1 Vorauswertung

In einem ersten Schritt wurde geprüft, ob auf Patientenebene Daten für sich entsprechende mesiale und distale Strecken zu einem Mittelwert zusammengefaßt werden können (Kapitel 2.5.4.6.1, S. 39). Die Ergebnisse zu den einzelnen Meßstrecken wurden als Box-Plots nach Tukey dargestellt (Erläuterung Abbildung 21, S. 36).

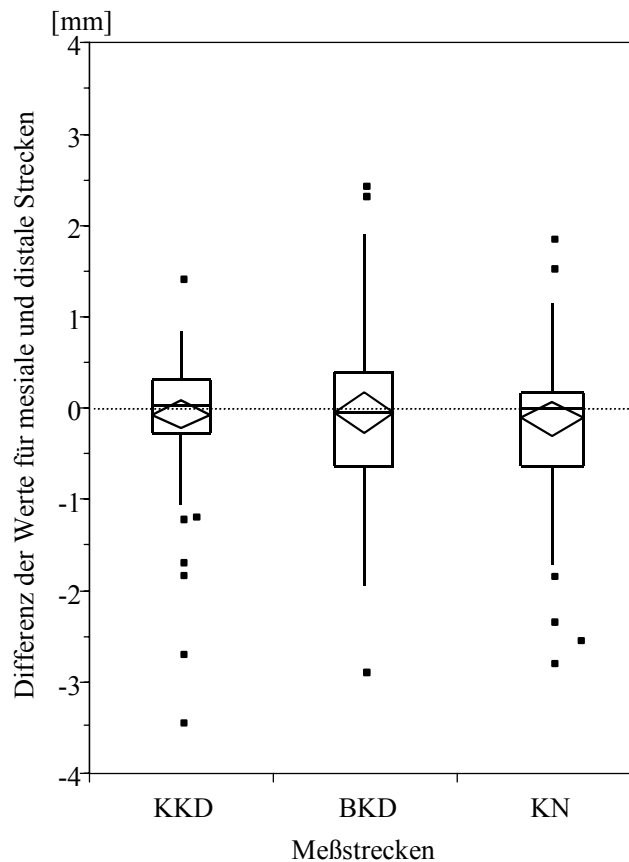


Abbildung 24: Verteilung der Differenzen (mesial-distal) zum Zeitraum „OP bis 1 Jahr nach Prothetik“ für Implantate

Die Nullhypothese, die besagt, daß zwischen den sich entsprechenden Daten kein Effekt existiert, konnte nicht abgelehnt werden: die intraindividuellen Differenzen waren jeweils um den Wert Null herum normalverteilt, ersichtlich aus der Tatsache, daß Median- und Mittelwerte praktisch übereinstimmten und die Null jeweils im 95%-Konfidenzintervall lag (Abbildung 24). Formal statistisch konnte das Ergebnis mittels

t-Test bestätigt werden: auf dem 5%-Niveau unterschieden sich die Differenzen nicht statistisch signifikant voneinander ($p=0,13$ bis $0,85$) (Anhang Tabelle 3, S. 107). Damit sprach nichts gegen eine Zusammenfassung nach den in Kapitel 2.5.4.6.1 (S. 39) aufgestellten Kriterien. Alle folgenden Auswertungen für Implantate basierten auf den Mittelwerten der Wertepaare mesial / distal.

3.1.2 Hauptauswertung

In den folgenden Abbildungen sind die Ergebnisse der Knochenveränderungen aller in die Studie einbezogenen Verbundbrücken als Box-Plots dargestellt. Positive Werte bedeuten laut Definition (Kapitel 2.4.1, S. 26) Knochenabbau, negative Werte beschreiben einen Knochenanbau. Im vierten Jahr nach Prothetik wurde gemäß Studienprotokoll keine Röntgenaufnahme angefertigt (Kapitel 2.3.1, S. 24). Um die zeitliche Proportionalität der X-Achse zu wahren, wurden die Ergebnisse zum vierten Jahr nach Prothetik trotz geringer Zahl vorhandener Röntgenbilder ($n \leq 16$) noch dargestellt, sind aber wenig verlässlich und sollen daher für praktische Zwecke nur unter Vorbehalt interpretiert werden. Die den graphischen Darstellungen zugrundeliegenden Werte sind dem tabellarischen Anhang zu entnehmen (Tabelle 4, S. 108).

Die Ergebnisse wurden im Text anhand der Mediane beschrieben, da der Median bei normalverteilten Daten vom Mittelwert nur unwesentlich abweicht und bei nicht normalverteilten Daten den tatsächlichen Parameter der Grundgesamtheit genauer beschreibt als der Mittelwert, da er von Ausreißern unabhängig ist. In der Literatur werden meist Mittelwerte verwendet, zur besseren Vergleichbarkeit werden diese, gekennzeichnet durch (\bar{x}) , jeweils in Klammern dahintergesetzt.

3.1.2.1 GESAMTERGEBNIS

3.1.2.1.1 „KORONALER KNOCHENDEFEKT“

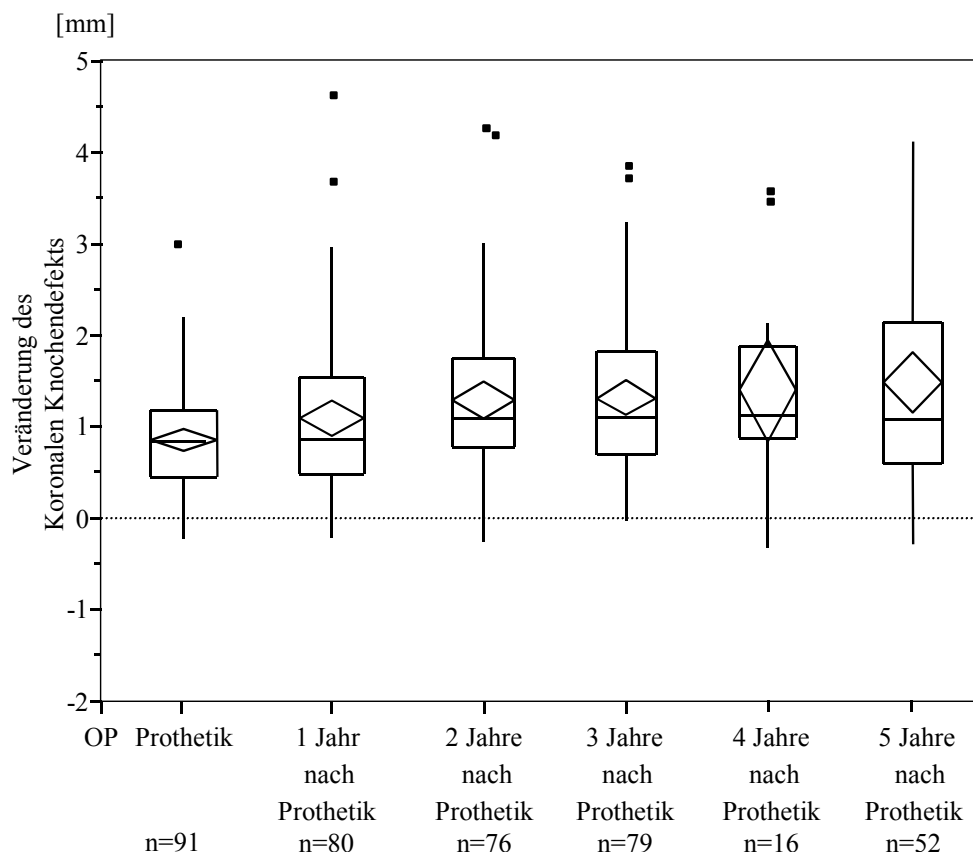


Abbildung 25: Gesamtergebnis „Koronaler Knochenendefekt“ im zeitlichen Verlauf:
Implantate

In Abbildung 25 erkennt man, daß der Median für den „Koronalen Knochenendefekt“ im durchschnittlich 211 Tage dauernden Zeitraum „OP bis Prothetik“ bei 0,85 mm ($\bar{x}=0,86$ mm) lag, bis zum 1. Jahr nach Prothetik kam es zu einem weiteren Knochenverlust von 0,12 mm ($\bar{x}=0,33$ mm). In den folgenden Jahren konnte ein kontinuierlich geringes Fortschreiten in der Größenordnung von 0,1 bis 0,01 mm festgestellt werden, so daß im 5. Jahr für den „Koronalen Knochenendefekt“ ein Median von 1,05 mm ($\bar{x}=1,45$ mm) resultierte. Bei einem Patienten trat schon bei Prothetik ein Knochenabbau von 3 mm auf, Höchstwerte über 4 mm traten im ersten Jahr nach Prothetik bei einem Patienten, im 2. Jahr bei 2 Patienten auf. Diese erkennt man als Ausreißer. Knochenanbau, gekennzeichnet durch ein negatives Vorzeichen, konnte

formal bei ca. 2,5% der Patienten beobachtet werden, allerdings bewegte sich dieser in Bereichen unter 0,4 mm. Sowohl der parametrische als auch der nichtparametrische Test besagten, daß sich die Mittelwerte bzw. Mediane für alle Zeiträume in Richtung positiver Werte statistisch signifikant von Null unterschieden (jeweils $p=0,00$), d.h. es war ein statistisch signifikanter Abbau des Knochens vorhanden.

3.1.2.1.2 „BREITE DES KNOCHENDEFEKTS“

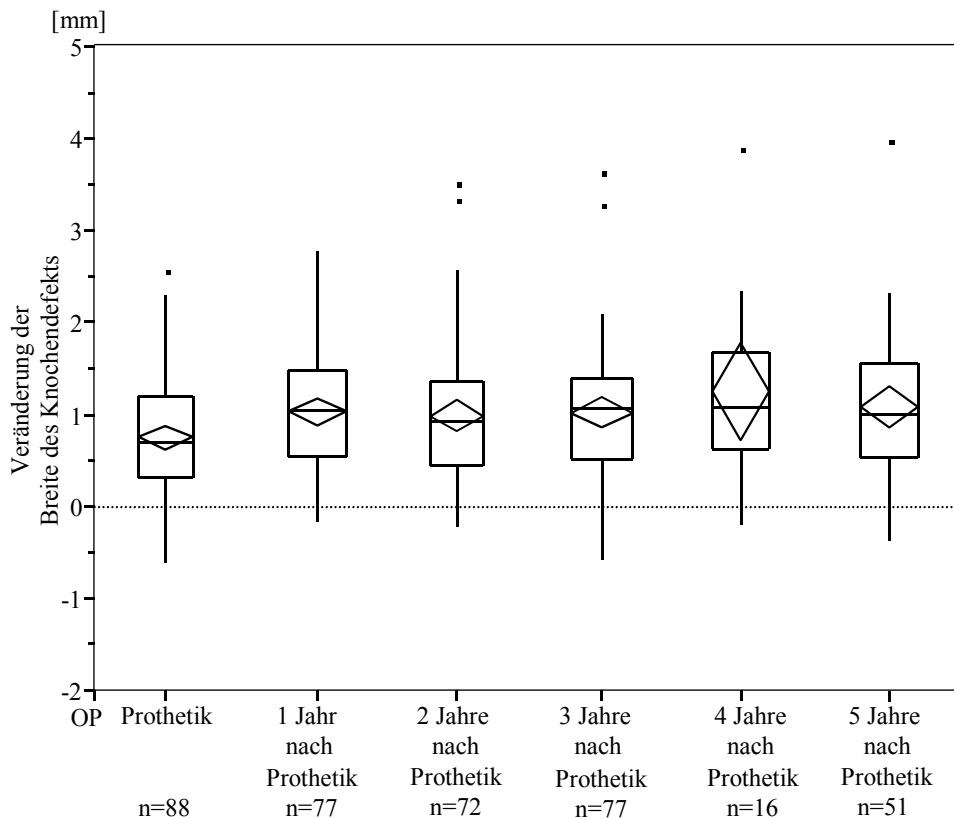


Abbildung 26: Gesamtergebnis „Breite des Knochendefekts“ im zeitlichen Verlauf: Implantate

Die größte Breitenzunahme des Knochendefekts trat mit einem Median von 0,73 mm ($\bar{x}=0,78$ mm) wiederum bis zur prothetischen Versorgung auf, im 1. Jahr nach Prothetik ließ sich mit 0,31 mm ($\Delta \bar{x}=0,25$ mm) eine geringe Fortsetzung des Abbauprozesses feststellen, während danach eine Stagnation auf dem Niveau von knapp über 1 mm erkennbar war (Median =1,04; $\bar{x}=1,1$ mm im 5. Jahr) (Abbildung 26). Sehr breite Defekte von über 3 mm wiesen nur 2,5% der Patienten ab dem 2. Jahr auf. Ein Ausreißer lag im 5. Jahr bei 4,05 mm. Ein Rückgang des Defekts in der Breite konnte je

nach Jahr bei drei oder vier Patienten festgestellt werden. Maximal betrug der Rückgang der Defektbreite 0,61 mm. Die beiden angewendeten Testverfahren bestätigten wiederum, daß sich die Werte statistisch signifikant von Null unterschieden (jeweils $p=0,00$).

3.1.2.1.3 „KNOCHENNIVEAU“

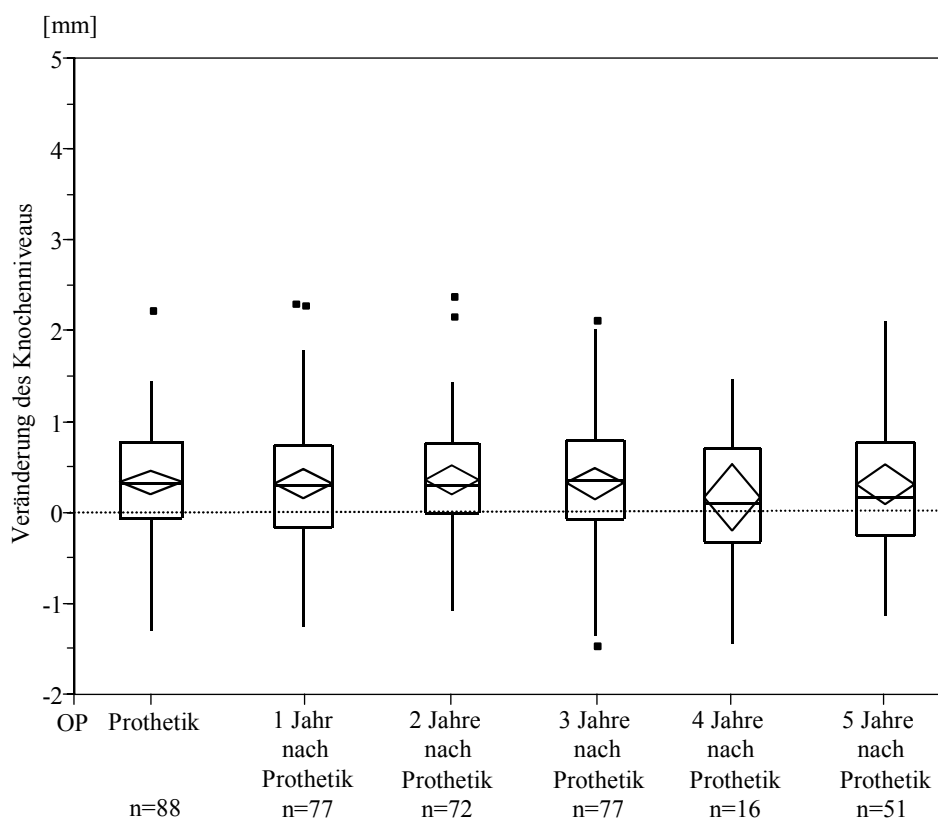


Abbildung 27: Gesamtergebnis „Knochenniveau“ im zeitlichen Verlauf: Implantate

Die Ergebnisse der Knochenniveaumessungen sind in Abbildung 27 dargestellt. Sie lagen unter denen des „Koronalen Knochendefekts“, wie nach Definition der Strecke schon zu erwarten. Die Mediane blieben zwischen Prothetik und 5. Jahr zwischen 0,30 und 0,17 mm weitgehend konstant, ebenso die Mittelwerte (\bar{x} zwischen 0,31 mm und 0,35 mm), nimmt man die auf einer geringen Anzahl von Daten (n=16) basierenden Ergebnisse des 4. Jahres nach Prothetik aus. Tendenziell nahm das „Knochenniveau“ nicht ab, sondern zu. Änderungen bewegten sich innerhalb der angegebenen engen Grenzen. Bei 10% der Patienten ging das „Knochenniveau“ schon im Zeitraum zwischen OP und Prothetik um über 1 mm zurück. Die Differenz zum Ausgangsniveau

betrug beim größten Ausreißer 2,39 mm im 2. Jahr nach Prothetik. Für den Beobachtungszeitraum kam es in fast konstant 25% der Fälle zu einer Zunahme des Knochenniveaus bis maximal 1,43 mm.

3.1.2.2 VERGLEICH DER ERGEBNISSE FÜR OBER- UND UNTERKIEFER

Der überwiegende Anteil der Verbundbrücken befand sich bei unseren Patienten im Unterkiefer. Da für das 4. Jahr nach Prothetik zu wenige Daten erhoben werden konnten (OK: n=4), wurde es von der Auswertung ausgenommen.

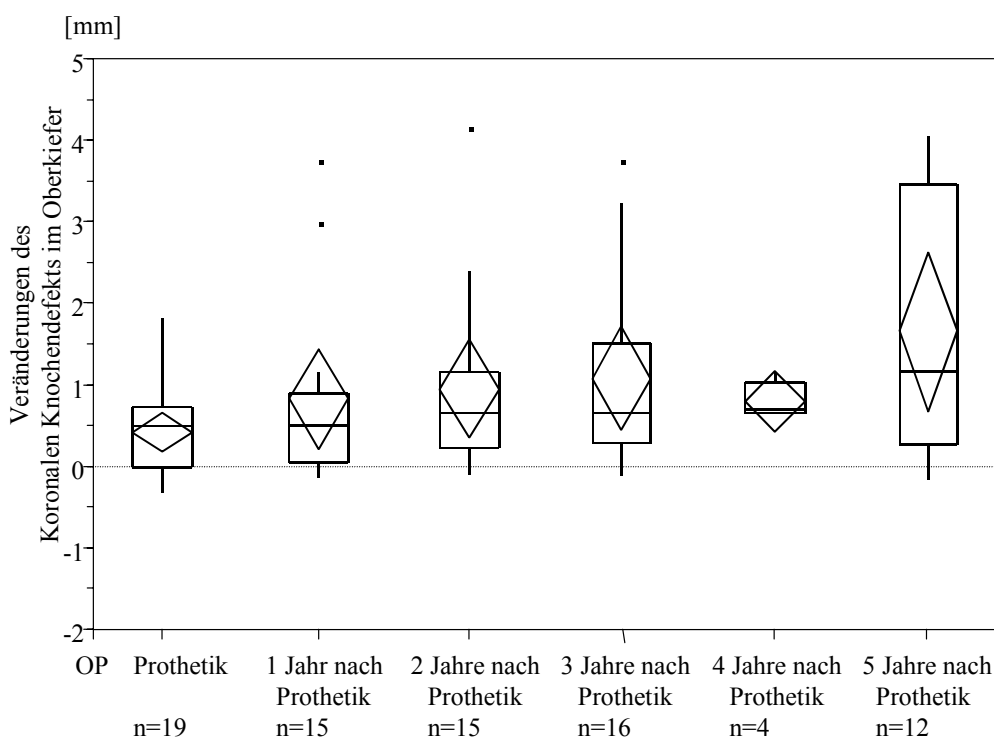


Abbildung 28: „Koronaler Knochendefekt“ im zeitlichen Verlauf:
Implantate des Oberkiefers

Die Implantate im Oberkiefer zeigten anfänglich, das heißt bis zum 3. Jahr nach Prothetik, tendentiell einen geringeren Knochenabbau als die des Unterkiefers, die Ergebnisse des 4. und 5. Jahres sollten aufgrund der geringen Patientenzahlen nicht mehr in die Beurteilung einfließen (Oberkiefer Abbildung 28, S. 47 und Unterkiefer Abbildung 29, S. 48).

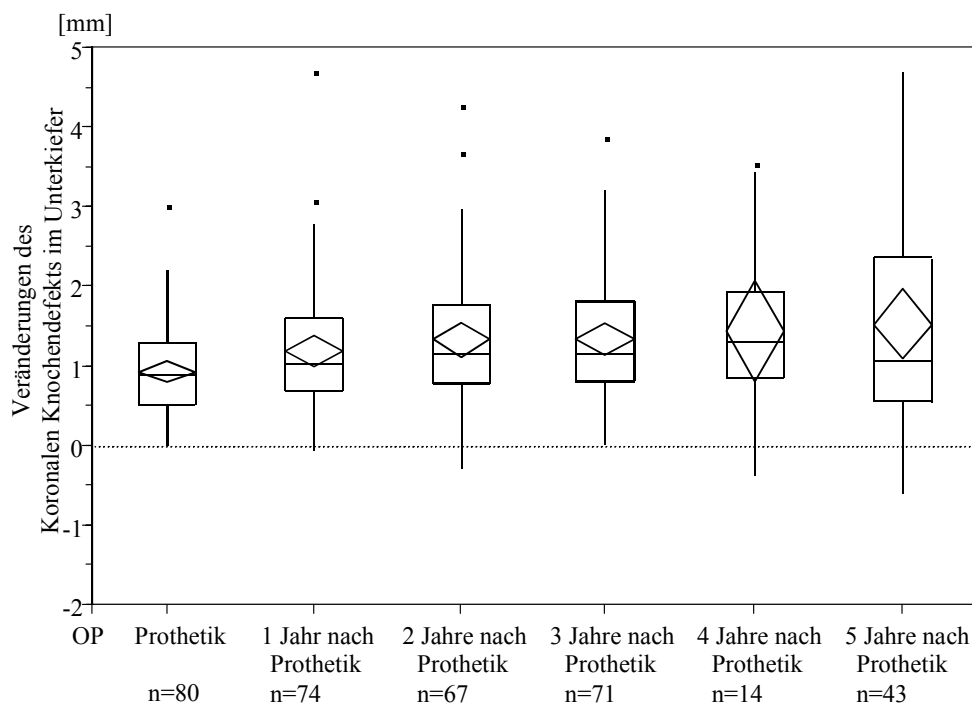


Abbildung 29: „Koronaler Knochendefekt“ im zeitlichen Verlauf:

Implantate des Unterkiefers

Die Mediane nahmen zwischen Prothetik und 3. Jahr für den Oberkiefer zwischen 0,30 und 0,44 mm niedrigere Werte als für den Unterkiefer an ($\Delta\bar{x}$ zwischen 0,19 und 0,42 mm), das bedeutet einen geringeren „Koronalen Knochendefekt“ des Oberkiefers in diesem Zeitraum. Da teilweise keine Normalverteilung vorlag, wurde der Wilcoxon's signed-rank-Test angewendet. Die Unterschiede zwischen den Kiefern waren zu Prothetik statistisch signifikant und bewegten sich später im Grenzbereich statistischer Signifikanz. 5 Jahre nach Prothetik kehrte sich das Verhältnis um. Der Median betrug im Unterkiefer 0,24 mm weniger als im Oberkiefer ($\Delta\bar{x}=0,38$ mm). Mit einem p-Wert von 0,55 verneinte der Wilcoxon's-signed rank-Test eine statistische Signifikanz des Ergebnisses. Aufgrund der geringen Patientenzahlen sollten die Ergebnisse vorsichtig interpretiert werden.. Nach Aufsplitterung der Stichprobe sind zwei von der Zahl her ungleiche Gruppen entstanden, wobei die Gruppe der im Oberkiefer versorgten Patienten schon für sich genommen klein war, so daß die Ergebnisse nur unter Vorbehalt interpretiert werden dürfen. Die Abbildung 30 auf S. 49 verdeutlicht den Verlauf des Vergleichs der beiden Kiefer anhand der Mittelwerte und ihrer 95%-Konfidenzintervalle.

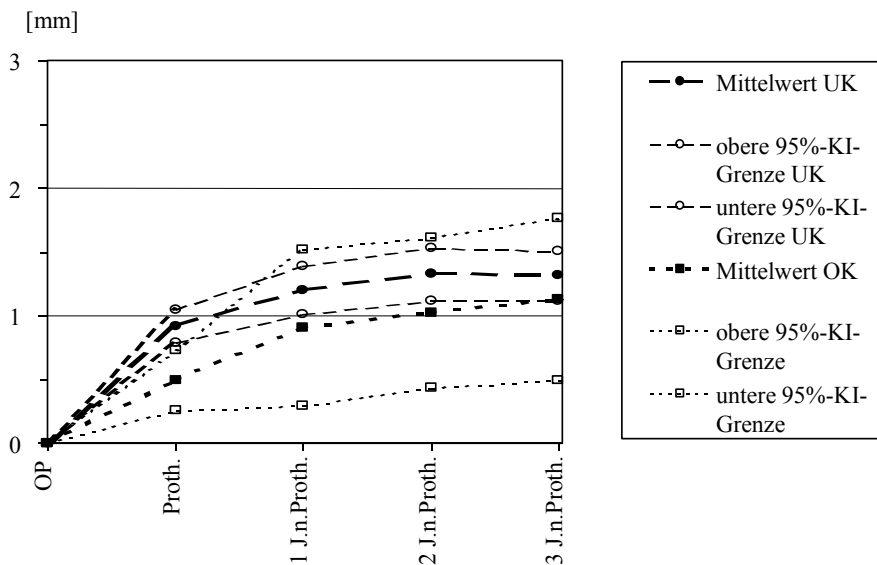


Abbildung 30: Koronaler Knochendefekt im zeitlichen Verlauf: Implantate des Ober- und Unterkiefers im Vergleich (Mittelwerte und 95%-Konfidenzgrenzen)

3.1.2.3 ERGEBNISSE FÜR DAS IMZ[®]-SYSTEM

Eine gesonderte Auswertung der IMZ[®]-Implantate ermöglicht eine bessere Vergleichbarkeit mit Ergebnissen aus der Literatur. Die Ergebnisse zeigt Abbildung 31 auf S. 50. Zwischen OP und Prothetik entstand beim IMZ[®]-Implantat ein „Koronaler Knochendefekt“ mit einem Median von 0,75 mm ($\bar{x}=0,79$ mm), der sich im folgenden Jahr um 0,23 mm ($\Delta\bar{x}=0,34$ mm) auf 0,98 mm ($\bar{x}=1,13$ mm) vertiefte. Bis zum 5. Jahr stabilisierte sich der Median bei Werten um den Bereich von 1 mm, der Mittelwert erreichte aufgrund der einseitigen Ausreißer in positive Richtung im fünften Jahr 1,45 mm (Anhang Tabelle 7, S.110).

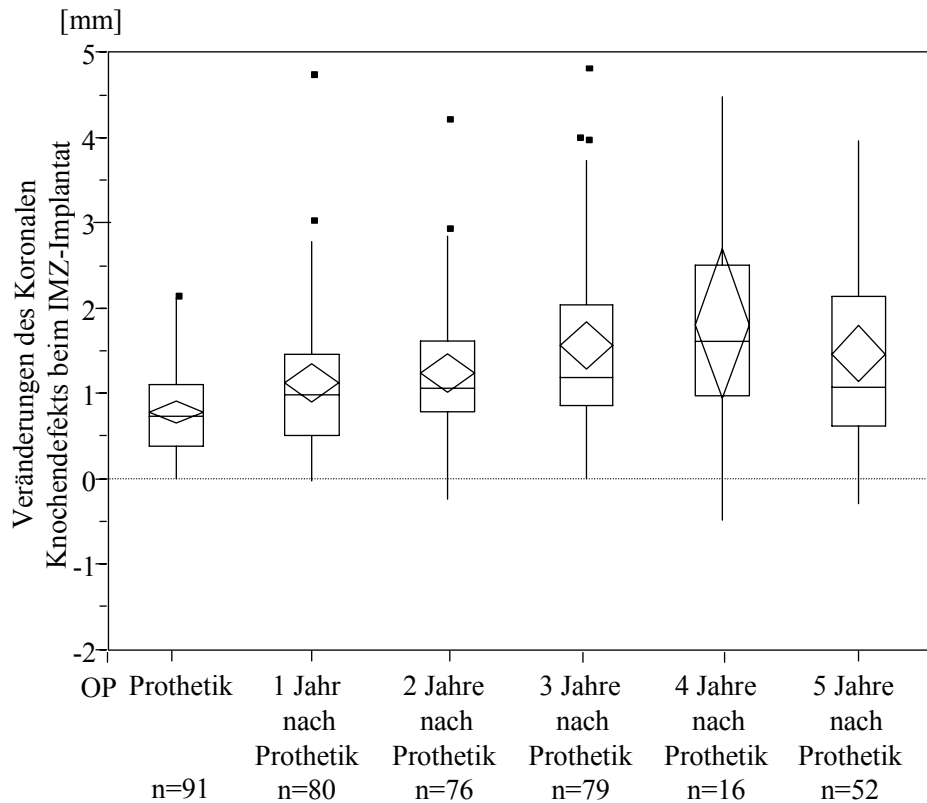


Abbildung 31: „Koronaler Knochendefekt“ im zeitlichen Verlauf: IMZ®-Implantate

3.1.2.4 ERGEBNISSE FÜR PATIENTEN MIT FESTSITZENDER VERSORGUNG DES GEGENKIEFERS

Da die Gruppe der Patienten mit herausnehmbarer Versorgung des Gegenkiefers klein war, erfolgte keine Auswertung des Vergleichs zwischen festsitzender und herausnehmbarer Versorgung des Gegenkiefers.

Die in Abbildung 32 auf S. 51 dargestellten Ergebnisse zeigten keinen großen Unterschied zum Gesamtergebnis aller Implantatsysteme (Kapitel 3.1.2.1, S. 44). Zu Prothetik betrug der Median 0,77 mm (\bar{x} = 0,83 mm), im ersten Jahr 0,96 mm (\bar{x} = 1,18 mm), im zweiten Jahr 1,02 mm (\bar{x} = 1,26 mm), im dritten Jahr 0,94 mm (\bar{x} = 1,25 mm), im vierten Jahr 1,04 mm (\bar{x} = 1,33 mm) und schließlich im fünften Jahr nach Prothetik 1,01 mm (\bar{x} = 1,42 mm). (Anhang Tabelle 8, S. 111).

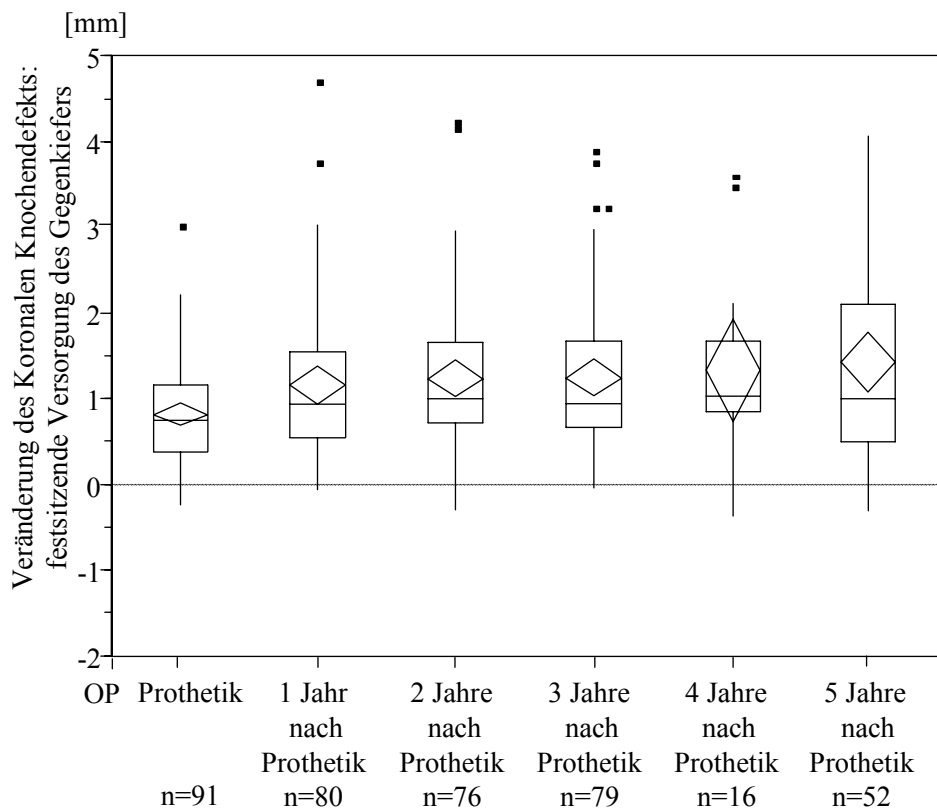


Abbildung 32: „Koronaler Knochendefekt“ für Implantate im zeitlichen Verlauf: prothetische Versorgung im Gegenkiefer festsitzend

3.1.3 Implantatverluste

Während der Funktionsphase mußten nur bei zwei der Studienpatienten, beides Frauen, insgesamt drei Implantate explantiert werden. Diese Spätverluste betrafen zwei Bonedit[®]-Implantate, die beide im fünften Jahr nach Prothetik zu Verlust gingen und ein IMZ[®]-Implantat, das drei Jahre nach Prothetik zu Verlust ging. Verlustursache war Periimplantitis.

3.2 Pfeilerzähne

3.2.1 Vorauswertung der Knochenveränderungen an Pfeilerzähnen

Sinn der Vorauswertung war, festzustellen, ob sich entsprechende mesiale und distale Daten auch bei den Pfeilerzähnen zu einem Mittelwert zusammengefaßt werden können.

Analog der Vorauswertung der Daten für Implantate im vorangegangenen Kapitel zeigte sich, daß die sich entsprechenden Daten für mesiale und distale Strecken zu Wertepaaren gemittelt werden konnten (Abbildung 33 und Anhang Tabelle 9, S. 112).

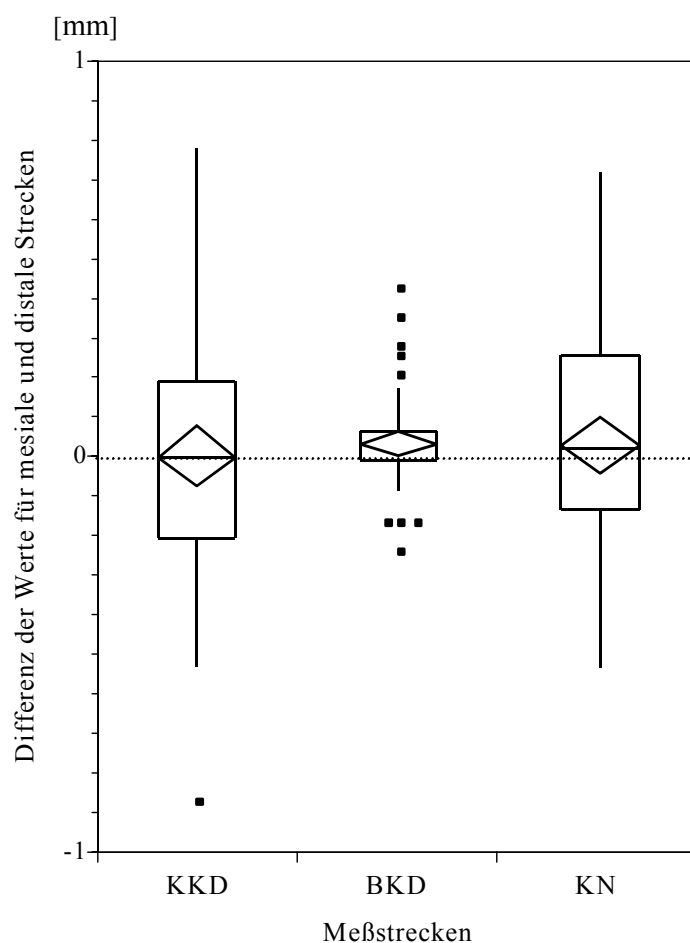


Abbildung 33: Verteilung der Differenzen (mesial - distal) zum Zeitraum

„Prothetik bis ein Jahr nach Prothetik“ für Pfeilerzähne für die Werte KKD (Koronaler Knochendefekt), BKD (Breite des Knochendefekts) und KN (Knochenniveau)

Die Differenzen der Werte für die mesiale und distale Seite des Pfeilerzahns waren für die Strecken „Koronaler Knochendefekt“ und „Knochenniveau“ um den Wert Null herum normalverteilt, der t-Test bestätigte, daß sich die Ergebnisse auf dem 5%-Niveau nicht statistisch signifikant voneinander unterschieden ($p=0,77$ und $p=0,88$). Die Ergebnisse für die Strecke „Breite des Knochendefekts“ waren nicht normalverteilt, da die Werte im Bereich zwischen 0 und 0,5 mm entsprechend einer physiologischen Parodontalspaltbreite als 0 gewertet wurden. (Kapitel 2.4.2, S. 30). Ein großer Teil der Differenzen lag exakt bei Null, erkennbar an der schmalen Box. Die restlichen Werte streuten, wenngleich größtenteils symmetrisch, eher in positive Richtung, d.h. in Richtung größerer Werte für die „Breite des Knochendefekts“ mesial. Die Differenz zum Wert Null war aufgrund der insgesamt kleinen Streubreite zwar statistisch signifikant (Wilcoxon's-signed-rank-Test: $p=0,00$), praktisch ist die geringfügige Verteilung um den Erwartungswert Null herum nicht relevant. Die nachfolgende Hauptauswertung basierte auf den Mittelwerten der Wertepaare mesial / distal.

3.2.2 Hauptauswertung

Ausgangssituation für die Bestimmung der Knochenveränderungen an Pfeilerzähnen war die Situation bei prothetischer Versorgung. Davon ausgehende Veränderungen wurden in jährlichen Abständen dargestellt. Um die zeitliche Proportionalität der X-Achse zu wahren, wurden die Ergebnisse im vierten Jahr nach Prothetik trotz geringer Zahl vorhandener Röntgenbilder ($n \leq 10$) noch dargestellt, sollten jedoch nur unter Vorbehalt bewertet werden. Ausreißer außerhalb der Skala wurden mit dem dazugehörigen Wert angezeigt. Im tabellarischen Anhang sind die den Graphiken zugrundeliegenden Werte beigefügt (Tabelle 10, S. 113)

3.2.2.1 „KORONALER KNOCHENDEFEKT“

Im Verlauf der untersuchten fünf Jahre mit Ausnahme des 4. Jahres nach Prothetik wich der Median beim Pfeilerzahn maximal 0,04 mm ($\bar{x}=0,08$ mm) vom Wert Null ab. Die Daten waren mit Ausnahme zweier Ausreißer bei einer sehr geringen Streuung normalverteilt. Der Großteil der Daten lag im 95%-Konfidenzintervall. Der t-Test ergab keine statistisch signifikante Abweichung von Null. Die Knochenveränderungen waren also nicht praktisch relevant. Über 25% der Patienten zeigten formal einen Knochenanbau bis maximal 0,79 mm. Die Verteilung der Werte für den „Koronalen Knochendefekt“ verdeutlicht Abbildung 34.

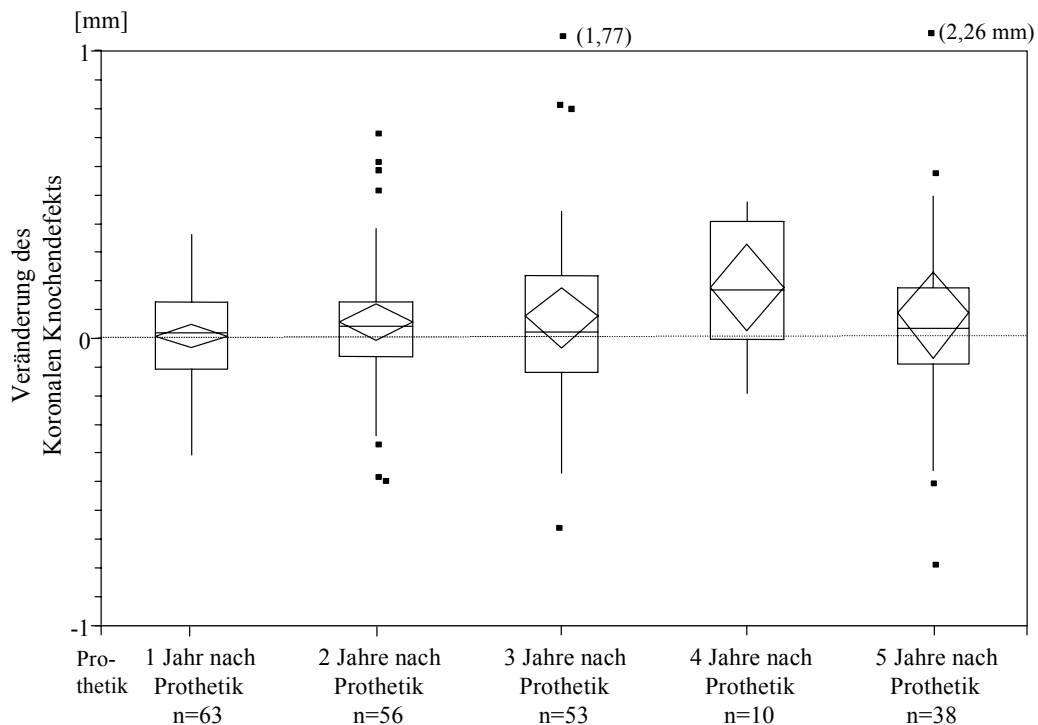


Abbildung 34: „Koronaler Knochendefekt“ für Pfeilerzähne im zeitlichen Verlauf

3.2.2.2 „BREITE DES KNOCHENDEFEKTS“

Bei den Ergebnissen der „Breite des Knochendefekts“ beim Pfeilerzahn fiel ein Großteil der Differenzen zum Ausgangswert in den Interquartilbereich, erkennbar an den schmalen Boxen. Die Mediane der jeweiligen Jahre lagen im Vergleich zum Ausgangswert bei Prothetik immer bei 0 mm, der Mittelwert wich maximal 0,1 mm vom Ausgangswert ab. Das bedeutet praktisch keine Veränderung der Ausgangssituation. Bis auf drei Ausreißer zu drei verschiedenen Zeitpunkten überstieg die Differenz dem Betrage nach den Bereich von ± 1 mm nicht, so daß man sie nicht als praktisch relevant ansehen konnte. Die Daten waren nicht normalverteilt. Bei der Testung auf einen Unterschied von Null zeigte sich nach dem Wilcoxon's-signed-rank-Test auf dem 5%-Niveau keine statistische Signifikanz. Eine Abnahme der „Breite des Knochendefekts“ kam in allen Jahren bei in etwa 10 % der Patienten vor. Die graphische Darstellung der Ergebnisse ist in Abbildung 35 zu sehen.

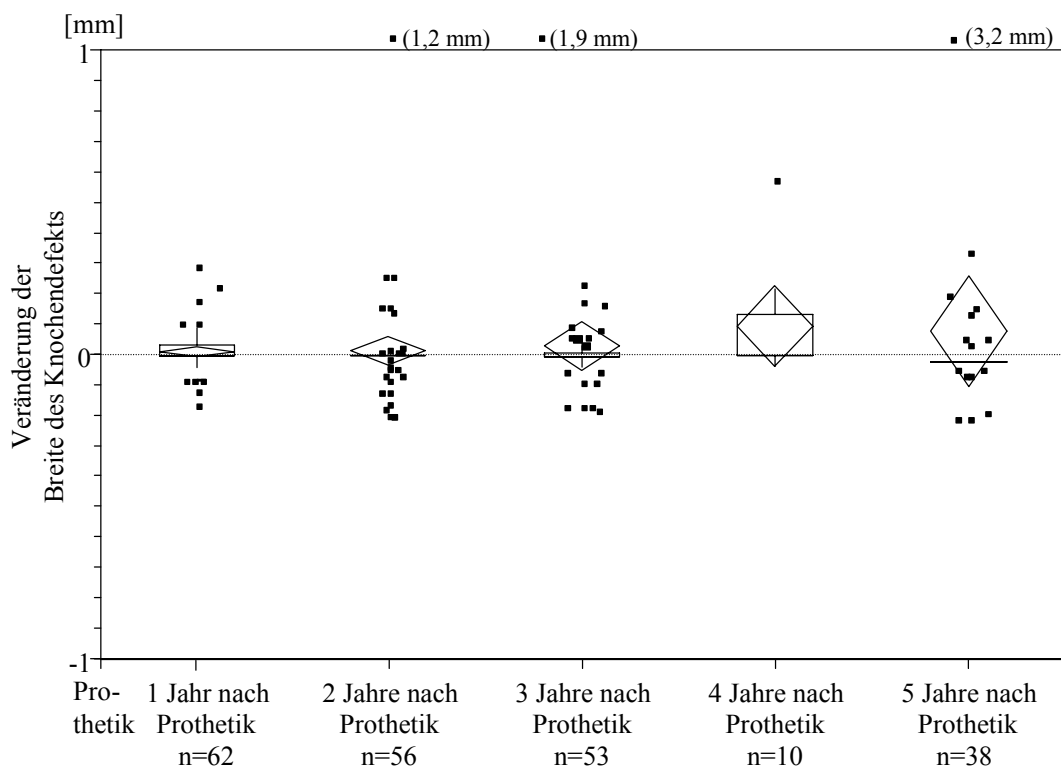


Abbildung 35: „Breite des Knochendefekts“ für Pfeilerzähne im zeitlichen Verlauf

3.2.2.3 „KNOCHENNIVEAU“

Die Ergebnisse für das „Knochenniveau“ zeigt Abbildung 36. Sie lagen definitionsgemäß unter denen des „Koronalen Knochendefekts“. Die Mediane für die einzelnen Jahre lagen zwischen 0,02 und 0,10 (\bar{x} zwischen 0,00 und 0,07 mm), 90% der Werte streuten um weniger als $\pm 0,5$ mm. Bei circa 25% der Patienten war rechnerisch eine Zunahme des „Knochenniveaus“ erkennbar.

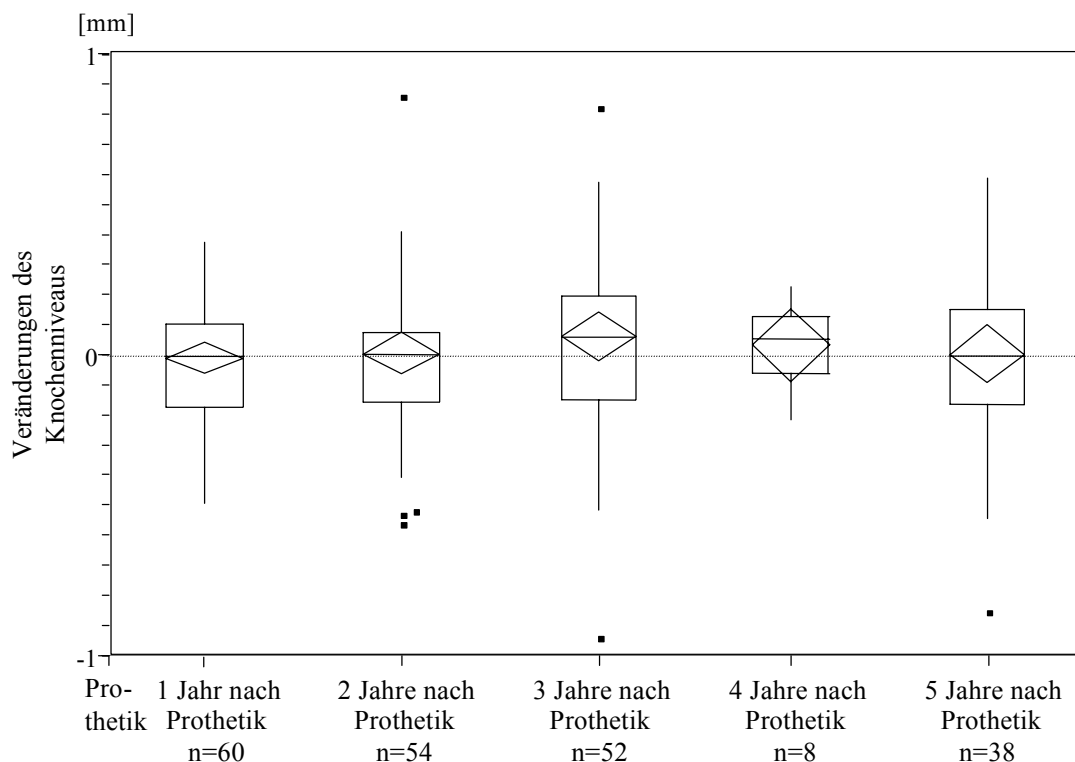


Abbildung 36: „Knochenniveau“ für Pfeilerzähne im zeitlichen Verlauf

3.2.3 Pfeilerzahnverluste

Im Untersuchungszeitraum gingen drei Pfeilerzähne zu Verlust. Ursachen waren je einmal Längsfraktur, apikale Parodontitis eines wurzelkanalbehandelten Zahnes und einmal eine profunde Parodontitis.

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Fragestellung

Jede prothetische Versorgung sollte auch die Erhaltung des Gewebes, welches die prothetischen Pfeiler umgibt, anstreben. Die zahn-implantatgetragene Verbundbrücke steht im Verdacht, einen erhöhten periimplantären Knochenabbau zu verursachen. Deshalb ist es wichtig, Daten über das Ausmaß der durch solche Verbundbrücken induzierten Veränderungen zu erheben.

Diese Studie untersucht röntgenologisch erkennbarer Veränderungen des periimplantären Knochens im zeitlichen Verlauf. Aus der Parodontologie bekannte Methoden der klinischen Befunderhebung wurden nicht übernommen, da sie Ergebnisse liefern, welche eine geringere Korrelation zur tatsächlichen Knochenhöhe aufweisen als radiologische Daten (196). Intraoperativ gewonnene Daten, welche die Gegebenheiten am exaktesten wiedergeben würden, sind in der Mehrzahl der Fälle nicht verfügbar.

Man geht davon aus, daß neben der Rate von Implantatverlusten die Erfassung quantitativer Veränderungen des periimplantären Knochens die beste Aussage zu Qualität und Prognose einer Implantattherapie ermöglicht (32).

Bei Verbundbrücken werden Zähne in die Restauration mit einbezogen. Deren Prognose ist wie bei Implantaten vom Ausmaß der Veränderung des sie stützenden Knochens abhängig. Eine schädliche Auswirkung der aus biomechanischer Sicht kritisch zu bewertenden Verbundbrücke wäre denkbar und sollte röntgenologisch untersucht werden.

4.2 Diskussion der Methode

4.2.1 Studienbedingungen und -kollektiv

Die methodischen Rahmenbedingungen dieser Studie müssen bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden. Viele Faktoren, die den Implantaterfolg mitbestimmen können, wurden zwar dokumentiert, jedoch in dieser Studie nicht analysiert. Hierzu gehören unter anderem Knochenangebot, Knochenqualität, Operationstechnik und technische Besonderheiten der Suprakonstruktion.

Die Untersuchung basierte auf den Daten des Tübinger Implantatregisters. Die Patienten wurden bei regelmäßigen Wiedervorstellungen anhand eines standardisierten

Protokolls nachuntersucht, daher kann die Studie trotz späterer Festlegung des Studienprotokolls als prospektiv bezeichnet werden. Der Anspruch jährlicher Nachuntersuchungen konnte, wie bei langfristig angelegten Studien unvermeidbar, nicht für sämtliche Patienten erfüllt werden. Hieraus folgt die zu unterschiedlichen Nachuntersuchungszeitpunkten differierende Patientenzahl.

Unter die Einschlußbedingung „Freiend-Verbundbrücke“ fielen unterschiedliche prothetische Situationen. Das untersuchte Gesamtkollektiv bestand somit aus einer Vielzahl von Subgruppen hinsichtlich Implantattypen, prothetischer Suprakonstruktionen, Pfeilerzahl und prothetischer Situation des Gegenkiefers. Deren geringe Größe ließ statistisch aussagekräftige Vergleiche untereinander nicht zu.

Die Festlegung von Erfolgskriterien, wie sie von vielen Autoren aufgestellt oder gefordert wurden (82,87,161,171), wurde bewußt vermieden. Grund dafür war der fehlende Konsens über einheitliche Erfolgskriterien, was einen Vergleich verschiedener Studienergebnisse deutlich erschwerte.

In jedem implantologisch versorgten Patientenkollektiv ist mit einer gewissen Rate an frühen Implantatverlusten zu rechnen, noch ehe über die endgültige Form einer prothetischen Versorgung entschieden wurde. Eine Zuordnung von Patienten mit solchen Frühverlusten zum Untersuchungskollektiv der vorliegenden Studie war daher nicht sinnvoll möglich. Dieser Tatsache muß bei der Interpretation der gefundenen Verlustraten Rechnung getragen werden.

4.2.2 Vermessung periimplantärer Transluzenzen

Periimplantärer Knochenverlust ist ein wichtiger Befund bei der wissenschaftlichen Untersuchung von Implantaten und dient zur Einschätzung ihrer Prognose (32,82,171). Entsprechend der Bedeutung dieses Kriteriums findet sich in der Literatur eine Vielzahl von Methoden der Messung, wenngleich auch viele Autoren präzise Angaben schuldig bleiben.

4.2.2.1 ALTERNATIVE METHODEN

Adell (2) und nachfolgende Arbeitsgruppen (58,71,119,194) maßen vertikale Knochenveränderungen am Brånemark[®]-Implantat durch Abzählen freiliegender Schraubengewindungen. Bei Zylinderimplantaten wie dem IMZ[®]-Implantat ist dies nicht möglich, infolgedessen wurden eigene Meßmethoden entwickelt, die wiederum nicht auf andere

Systeme übertragbar sind. Dietrich et al. (49) nahmen zusätzlich zur vertikalen Messung eine Einteilung nach Defektform vor, Richter (149) kategorisierte nach Öffnungswinkel des Defekts.

Einige Autoren unterließen es, Angaben über den Zeitpunkt des ersten Kontrollröntgenbildes zu machen. Im übrigen wurde meist der Zeitpunkt der prothetischen Versorgung angegeben. Es ist naheliegend anzunehmen, daß diese Autoren den von Bråne-mark angegebenen Richtlinien zur Implantation folgten. Hiernach wird eine Röntgenkontrolle bis zur prothetischen Versorgung abgelehnt, um den Heilungsprozeß nicht zu stören (178). Trotzdem erscheinen in einigen Arbeiten Angaben über Knochenabbau im Zeitraum zwischen Insertion und prothetischer Versorgung. Eine mögliche Erklärung ist, daß die Autoren idealisierend voraussetzen, die Implantate seien primär exakt bis zur vorgesehenen Tiefe inseriert worden (2).

Ein wesentliches Kriterium der Qualität von Messungen ist deren Reliabilität. Das bedeutet, verschiedene Untersucher sollten zu verschiedenen Zeitpunkten zu gleichen Ergebnissen kommen. Bei wenigen Meßmethoden wurde dies mit Hilfe von Reliabilitätsstudien überprüft.

Um unterschiedliche Implantatsysteme innerhalb einer Studie miteinander vergleichen zu können, müssen Angaben über die Lage des Referenzpunktes relativ zu konstruktiv wichtigen Implantatabschnitten (intraossär-extraossär) gemacht werden. Diesem Gesichtspunkt wurde bisher wenig Aufmerksamkeit geschenkt.

4.2.2.2 ANGEWENDETE METHODE

Die angewendete Methode wurde im Kapitel 2.4.1 (S. 26 ff) beschrieben und geht auf G. Gomez et al. (65) zurück. Diese Methode wurde gewählt, da sie entscheidende Voraussetzungen erfüllt:

- Reliabilitätsstudien zeigten, daß die Messungen reproduzierbar sind (66,67).
- Die Methode ist auch auf digitalisierte Röntgenbilder zusammen mit der verfügbaren Software anwendbar, was anhand einer eigenen Reliabilitätsstudie verdeutlicht wurde (67). Diese Reliabilitätsstudie ergab eine Verbesserung der Meßgenauigkeit der digitalen gegenüber der analogen Messung.
- Verschiedene Implantatsysteme können innerhalb einer Studie ausgewertet werden, eine Tatsache, die in dieser Studie Anwendung fand.

4.2.2.2.1 MESSPROBLEMATIK

Aufgrund der klaren Definition der Methode ergaben sich wenige Schwierigkeiten, die direkt auf diese zurückzuführen gewesen wären.

Meist waren Probleme der Messung auf Qualitätsmängel der Röntgenbilder, entstanden durch Abweichungen von der standardisierten Röntgentechnik des Studienprotokolls (Änderung der Projektionsrichtung und Über- oder Unterbelichtung), zurückzuführen. Die Hervorhebung unklarer Strukturen durch die digitale Bildnachbearbeitung machte viele primär nicht auswertbare Bilder auswertbar.

Nur selten waren die Referenzpunkte nicht ausreichend beurteilbar. In diesen Fällen wurde das Implantat zu diesem Zeitpunkt nicht gewertet.

Schwierigkeiten, die sich auf bekannte Röntgenphänomene oder anatomische Strukturen zurückführen lassen, treten auch mit anderen Meßmethoden auf.

4.2.3 Vermessung marginaler parodontaler Transluzenzen

4.2.3.1 ALTERNATIVE METHODEN

Parodontologen und Kieferorthopäden entwickelten schon vor Jahrzehnten Methoden zur radiographischen Quantifizierung des Alveolarknochenabbaus. In verfügbaren epidemiologischen und experimentellen Studien wurden vier grundsätzlich verschiedene Meßvorschriften für den Knochenabbau am Zahn verwendet. Als Referenzpunkt wurde, wo nötig, meist die Schmelz-Zement-Grenze angegeben.

Einige Autoren arbeiteten ungeachtet der unterschiedlichen Vergrößerungs- und Verzerrungsfaktoren der Röntgenbilder mit Maßangaben in Millimetern (47,157,183,203). Häufiger wurde Knochenabbau in Prozent der radiographischen Länge der Wurzel oder des Zahns angegeben (101,105,158). Hierdurch wird zwar der Vergrößerungsfehler pauschal vermieden, doch die breite Streuung der natürlichen Zahnängen verhindert, daß mit dem gleichen Maß gemessen wird. Die Ergebnisse sind durch keine Umrechnung in reale Maßangaben überführbar. Eine dritte Methode bediente sich eines mitgeröntgen Gitternetzes als Eichung bei Zahnfilmen. Das Gitternetz erfährt durch Projektionsphänomene die gleiche Größenverzerrung wie dargestellte Strukturen (51,200). In einer neueren Arbeit wurde der Knochenabbau an zu Implantaten benachbart stehenden Zähnen gemessen (59). Der Vergrößerungsfaktor wurde über die reale Länge des Implantats ermittelt.

Unterschiedliche Definitionen des Knochenpunktes, der die Defekttiefe angibt, führten in der Literatur zu Unterschieden in der Beurteilung der Knochenhöhe. Verschiedene Autoren berücksichtigten die Weite des Parodontalspaltes bei der Festlegung des Meßpunktes. Genannt wurden die am weitesten koronal gelegene Stelle, an der der Spalt eine normale bzw. einheitliche Breite aufweist (20,158,203). Jedoch unterliegen diese Meßpunkte verfälschenden Einflüssen (140,192). Eine weitere Definition sieht deshalb den am weitesten koronal gelegenen Punkt einer intakten Lamina cribrosa als Referenz vor (94).

4.2.3.2 EIGENE METHODE

Die für diese Studie vorliegenden digitalisierten Röntgenbilder, zumeist Orthopantomogramme, hätten mit akzeptablem Aufwand bei höchstmöglicher Genauigkeit nach keiner in der Literatur beschriebenen Meßvorschriften befriedigend ausgewertet werden können. Daher wurde die für Implantate beschriebene Meßvorschrift (65) für Zähne modifiziert angewendet (Kapitel 2.4.2, S. 30), nachdem sie auf Reliabilität hin untersucht worden war (Anhang 7.2, S. 104).

Schwierigkeiten bei der Vermessung parodontaler Defekte liegen in der Bestimmung eines im Untersuchungszeitraum unveränderten Referenzpunktes und in der Definition des Knochenpunktes, der die Defekttiefe angibt. Die untersuchten Zähne waren alle überkront. Als Referenzpunkt wurde der apikalste Punkt der artifiziellen Krone gewählt. Dieser ist immer auffindbar und nicht stärker projektionsabhängig als andere mögliche Referenzpunkte. Allerdings macht eine Erneuerung der Versorgung eine weitere Auswertung unmöglich und der Untersuchungszeitraum konnte anders als bei den Implantaten erst mit dem Prothetikdatum beginnen. Dies war bei der gegebenen Fragestellung kein Mangel.

Der knöcherne Endpunkt der Meßstrecke „Tiefe des Knochendefekts“ wurde an derjenigen Stelle des Eingangs des Parodontalspalts angenommen, an welcher dieser röntgenologisch (projektionsbedingte Vergrößerung inbegriffen) die Breite von 0,5 mm unterschritt. Diese Angabe wurde gewählt, da eigene Messungen der Parodontalspaltbreite an weiter apikal gelegener Stelle zu dem Ergebnis kamen, daß die röntgenologisch meßbare Breite eines normalen Parodontalspalts in dieser Größenordnung liegt. Diese Meßweise stellt sicherlich eine Vereinfachung gegenüber den realen Verhältnissen dar. Dennoch ist eine solche Annahme nötig, um die Meß-

methode wiederholbar zu machen. Die „Breite des Knochendefekts“ wurde aus dem gleichen Grund ebenfalls erst ab 0,5 mm gemessen.

4.2.3.2.1 MESSPROBLEMATIK

Wie bei Implantaten, so lassen sich auch bei Zähnen viele meßtechnische Probleme auf bekannte Röntgenphänomene zurückführen. Durch den Parodontalspalt wird die Messung erheblich kompliziert, da seine Breite sowohl anatomisch als auch pathologisch variieren kann (192). Die Darstellung beeinflussende Faktoren sind die Krümmung der Wurzel, der Funktionszustand des Zahnes und die Technik der Röntgenaufnahme. Viele Messungen werden auch durch Überlagerung von Zähnen unmöglich gemacht. Die dargestellten Probleme sind allerdings allen denkbaren Meßmethoden gemeinsam.

4.2.4 Validität von Röntgenaufnahmen zur Messung von Knochenabbauvorgängen

Viele Autoren sehen Röntgenaufnahmen als die einzig sichere Methode zur Beurteilung des periimplatären Knochenlagers an (32,149,196), obwohl es schwierig ist, mehrere sich exakt entsprechende Röntgenaufnahmen zu verschiedenen Zeitpunkten zu erhalten (168). Will man den Wert von Röntgenaufnahmen zur Erhebung bestimmter Befunde abschätzen, muß man die Entsprechung zwischen Röntgenbild und anatomischem Befund betrachten (29,131,145). Eine Studie, die Panoramaschichtaufnahmen und intraoperative Befunde verglich, kam zu dem Ergebnis, daß 50–60% der Messungen innerhalb eines Toleranzbereichs von ± 1 mm übereinstimmten (83). Fehleinschätzungen ergaben sich besonders bei sehr schmalen Knocheneinbrüchen (131) und auf Panoramaschichtaufnahmen im Bereich der Frontzähne.

Die Form des Objekts auf dem Bild ist abhängig von der Anordnung von Strahlenquelle, Film und Objekt zueinander. Beim Zahnfilm folgt diese Vergrößerung und Verzerrung einfacheren geometrischen Gesetzmäßigkeiten als bei der Panoramaschichtaufnahme. Bei dieser bewegen sich Film und Strahlenquelle in komplexer Weise um das Objekt (202). Horizontale Meßstrecken erfahren eine stärkere Verzerrung als vertikale.

Das Röntgenbild ist ein Summationsbild aller im Strahlengang gelegenen unterschiedlich röntgendichten Objekte. Feine Strukturen bleiben eventuell unsichtbar, wenn sie von stark röntgenstrahlabsorbierenden Strukturen überlagert werden. Für die

Messung knöcherner Veränderungen bedeutet dies häufig, daß nur die Situation mesial und distal des Pfeilers beurteilt werden kann und keine räumliche Vorstellung der Situation geschaffen wird (145).

Die grundsätzliche Möglichkeit, Gewebe oder Objekte darzustellen, hängt von ihrer Röntgendichte ab. So geben an der Peripherie des Alveolarknochens nicht alle Abschnitte den gewünschten Röntgenkontrast. Ursache kann eine zu geringe Knochenstärke (60), eine entzündungsbedingte Entmineralisierung des Gewebes oder eine zu energiereiche Röntgenstrahlung sein, die nicht im gewünschten Maße vom Gewebe absorbiert wurde.

4.2.4.1 PROBLEME BEI DER MESSUNG VON PARODONTALEN KNOCHENDEFEKTEN

Die Voraussetzungen dafür, daß der im Röntgenbild sichtbare Limbus alveolaris den anatomischen Verhältnissen entspricht, wurden bereits 1956 von E. Fröhlich (60) aufgeführt. Nur im Idealfall projizieren sich vestibulärer und oraler Limbus alveolaris aufeinander. In diesem Fall wird er im Röntgenbild als einheitliche Linie dargestellt, allerdings nur dort, wo ein Zahn einen ringsum gleichmäßigen Knochenabbau aufweist und diese Abbauebene vom Zentralstrahl parallel getroffen wird. In der Praxis liegen die Projektionsverhältnisse jedoch meist anders, es erscheinen mehrere Grenzlinien im Röntgenbild. Ist es durch Entzündungsvorgänge zu einer Auflösung der Kompakta und zur Eröffnung von Spongiosaräumen gekommen, dann erscheint der Übergang zwischen Knochen und Weichgewebe im Röntgenbild unscharf, obwohl die Grenze anatomisch existiert. Auch oder gerade trichterförmige Einbrüche in das Parodontium entziehen sich leicht der röntgenologischen Darstellung, so daß bestimmte Formen des Abbaus wesentlich seltener röntgenologisch beobachtet werden als sie in Wirklichkeit vorkommen (60).

4.2.4.2 PROBLEME BEI DER MESSUNG VON PERIIMPLANTÄREN KNOCHENDEFEKTEN

Ähnliche Schwierigkeiten ergeben sich bei der Beurteilung der periimplantären Knochendefekte. Bei einer Abweichung vom 90°-Projektionswinkel verschieben sich die bukkale und linguale Alveolarfortsatzkontur, abhängig von der Breite des Alveolarfortsatzes und einer mehr bukkalen oder eher lingualen Plazierung des Implantats, gegeneinander. Dies kann zu einer falschen Bewertung der Knochenhöhen führen (29,168). An einem experimentellen Modell wurde bei einer Abweichung von nur 1°

und einer Breite des Alveolarfortsatzes von 13 mm ein Abstand der Konturen von 0,25 mm gemessen (168).

4.2.4.3 UNTERSCHIEDE ZWISCHEN PANORAMASCHICHTAUFNAHMEN UND ZAHNFILMEN

Einige Autoren geben bei der Untersuchung pathologischer Knochenveränderungen Zahnfilmen den Vorzug vor Panoramaschichtaufnahmen (70,131,206). Oft ist es jedoch anatomisch bedingt schwierig bis unmöglich, Zahnfilme standardisiert anzuwenden. Andere Autoren sehen keinen Unterschied (115) zwischen den Verfahren, wieder andere geben der Panoramaschichtaufnahme den Vorzug (126,134). Rohlin et al. (155) geben die Übereinstimmung der Verfahren in der Darstellung des Alveolarknochens mit 66% für den Oberkiefer und 74% für den Unterkiefer an.

4.2.4.4 VORTEILE DER DIGITALEN MESSUNG

Computerprogramme wie das Friacom®-Programm beinhalten verschiedene Funktionen, die bei der Auswertung von Röntgenbildern Vorteile bieten. Die Helligkeitsänderung und Kontrastveränderung ermöglicht in vielen Fällen auch noch bei solchen Bildern eine Auswertung, die ursprünglich insgesamt oder partiell zu hell oder zu dunkel waren (Abbildung 37, S.65).

Mit Hilfe der Zoomeinstellungen können die Bilder vergrößert und eng beieinanderliegende Strecken präziser erfaßt werden, insbesondere wenn Hilfslinien erforderlich sind oder die Konstruktion der Strecken aufeinander aufbaut.

Durch die Möglichkeit, Strecken und Hilfslinien direkt ins Bild einzuzeichnen, ergibt sich eine bessere Reproduzierbarkeit der Methode gegenüber der Messung mit einer Meßschablone.

Ablesefehler werden auf ein Minimum reduziert, da die Streckenlänge auf 1/10 mm genau direkt über der Strecke eingeblendet wird (Abbildung 38, S. 65).

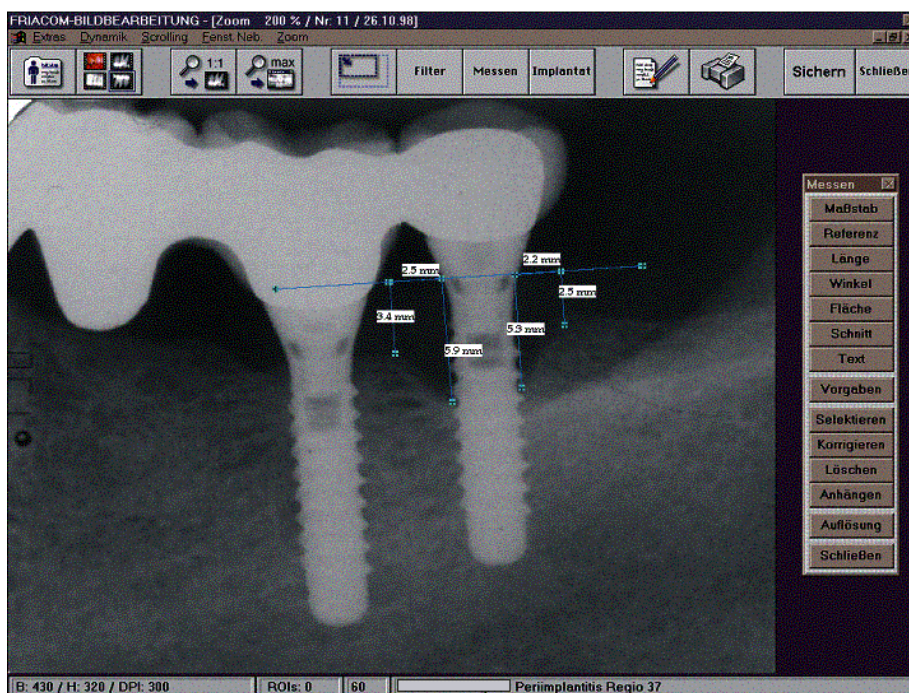


Abbildung 37: Vorteile der digitalen Messung: Veränderung der Helligkeit (Dynamik)

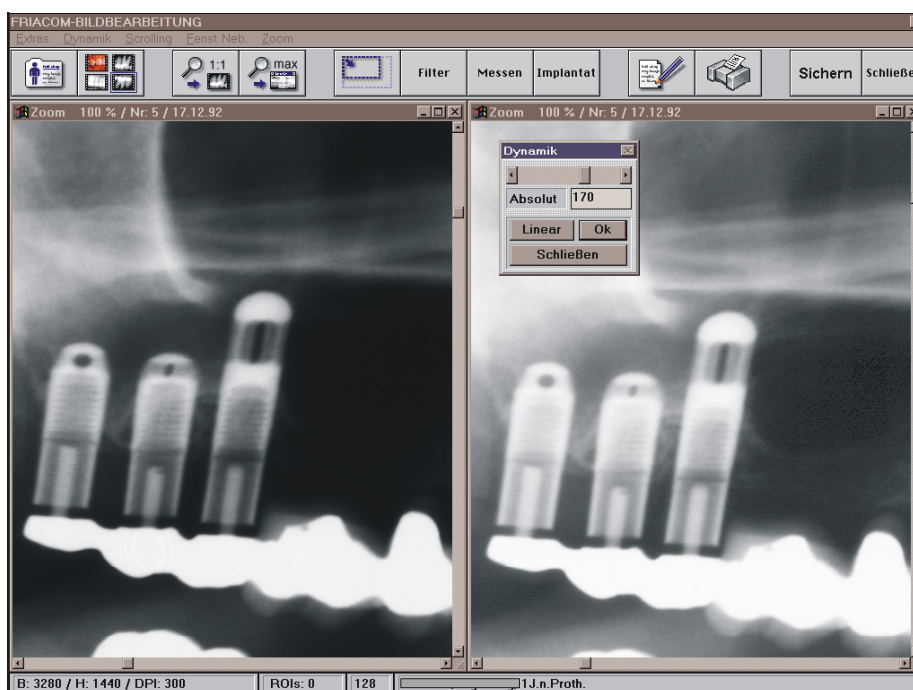


Abbildung 38: Röntgenbild in Friacom[®]-Oberfläche mit konstruierten Maßstrecken

Insgesamt ist durch den Prozeß des Einscannens subjektiv kein Qualitäts- oder Informationsverlust entstanden, sondern ein Gewinn an diagnostischer Aussagekraft.

4.2.4.5 NACHTEILE DER DIGITALEN MESSUNG

Die beschriebenen Vorteile werden durch den hohen Zeitaufwand beim Einscannen und die vergleichsweise hohen Kosten der erforderlichen Speicherkapazität und Software erkaufte.

4.2.5 Datenerfassung und –verarbeitung

4.2.5.1 DATENEINGABE

Die aufwendige zweifache Dateneingabe mit Abgleich ist notwendig, da trotz sorgfältiger Eingabe erfahrungsgemäß bis zu 30% der eingegebenen Daten nicht mit denen der Erhebungsbögen übereinstimmen.

4.2.5.2 PLAUSIBILITÄTSKONTROLLE

Zur Qualitätssicherung der Ergebnisse wurden nach Abschluß der Messungen alle Ausreißer nochmals überprüft. Die meisten Ausreißer konnten als real bestätigt werden, oft handelte es sich um zu Verlust gehende Implantate (Abbildung 39). Umgekehrt kam es in einigen Fällen auch zu Knochenzuwachs (Abbildung 40, S. 67). Fehlerhafte Ausreißer, die dann auch korrigiert wurden, beruhten auf Übertragungsfehlern, meist Vorzeichenfehler, vom Bildschirm auf den Meßbogen.



Abbildung 39: Ausreißer: keine Korrektur nach Plausibilitätskontrolle

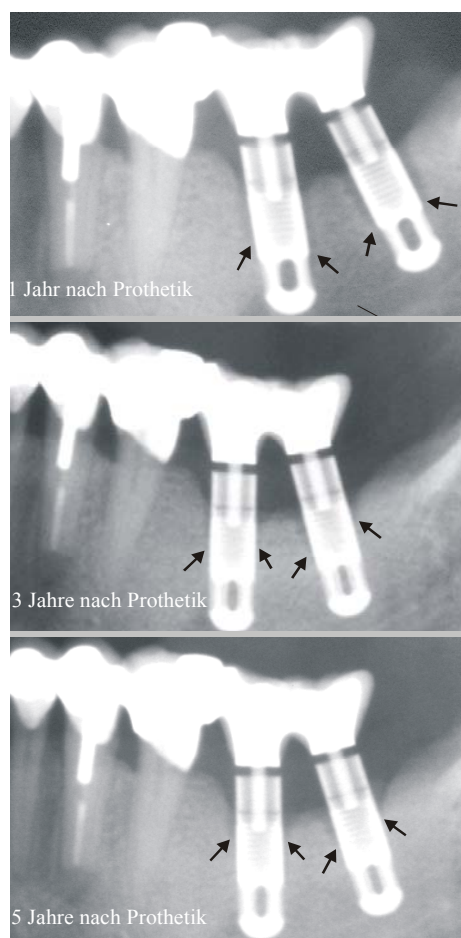


Abbildung 40: Ausreißer: schwankende Knochenveränderungen: keine Korrektur der ursprünglichen Messungen

4.2.6 Statistische Auswertung

Die Zusammenfassung mesial und distal gemessener Daten zu einem Mittelwert ergibt eine stabilere Aussage über die periimplantäre Situation eines Implantats. Ebenso spiegelt das nach Mittelwertbildung zwischen allen Implantaten eines Patienten erhaltene Ergebnis die periimplantäre Situation des Patienten besser wieder als ein randomisiertes Implantat pro Patient. Diese Art der Datenzusammenfassung wurde gewählt, um unabhängige Daten zu gewinnen.

Die Darstellung anhand von Boxplots ermöglicht es, viele Informationen über die Datenverteilung komprimiert und zugleich übersichtlich darzustellen.

In der Auswertung wurde die Betrachtung der Mediane der Betrachtung der arithmetischen Mittelwerte vorgezogen, da der Median als Mitte aller beobachteten

Werte von Ausreißern unabhängiger und somit auch bei Betrachtung kleinerer Stichproben über die Zeit auch konstanter ist. Da bei der Messung periimplantärer Knochenveränderungen fast nur einseitige Ausreißer in Richtung eines erhöhten Knochenabbaus vorkommen, liegt der Median fast immer unterhalb des Mittelwertes oder nimmt praktisch identische Werte wie dieser an. Da in der Literatur meist nur die Mittelwerte verwendet werden, werden auch diese in der Arbeit genannt, um Vergleiche mit anderen Studien zu ermöglichen.

4.3 Diskussion der Ergebnisse für Implantate

4.3.1 Vorauswertung

Die jeweiligen mesial und distal erhobenen Daten für die drei Meßstrecken unterschieden sich weder statistisch signifikant noch praktisch relevant voneinander. Dies zeigt, daß sich die zu vermutende biomechanisch ungünstige Hebelarmsituation (Kapitel 1.2, S. 5), nach der man für die mesiale Implantatseite eine erhöhte Belastung erwarten könnte, nicht in einem erhöhten mesialen Knochenabbau widerspiegelt (199). Tendentiell konnte sogar distal ein höherer Knochenabbau beobachtet werden. Dies entspricht auch den Ergebnissen anderer Autoren (119,139). Ähnliche Werte für mesialen und distalen Knochenabbau fand E. J. Richter (149). Die Zusammenfassung mesial und distal des Implantats erhobener Daten zu einem Wert ist somit gerechtfertigt. Eine getrennte Auswertung würde keine Mehrinformation liefern.

4.3.2 Hauptauswertung

4.3.2.1 GESAMTERGEBNIS

4.3.2.1.1 KORONALER KNOCHENDEFEKT

Der bei unserem Patientenkollektiv gefundene „Koronale Knochendefekt“ war mit im Median 0,85 mm ($\bar{x} = 0,86$ mm) im Zeitraum zwischen Insertion und prothetischer Versorgung weitaus am deutlichsten ausgeprägt. Im Vergleich hierzu kam es im Zeitraum nach prothetischer Versorgung nur noch zu geringfügigen Veränderungen. Der initiale Knochenrückgang läßt sich am ehesten auf das operative Trauma und den postoperativen Knochenumbau zurückführen (197), eventuell im Zusammenhang mit kurz-

zeitigen trophischen Störungen oder Wundheilungsstörungen.

Aus der Literatur lassen sich häufig keine exakten Daten zum Zeitraum zwischen Insertion und Prothetik entnehmen, da das Originalprotokoll von P. I. Brånemark eine postoperative Röntgenaufnahme untersagt (24). Dementsprechend wird entweder nur die Funktionsphase betrachtet (107), oder es wird für die weitere Messung davon ausgegangen, daß jedes Implantat exakt bis zum konstruktiv dafür vorgesehenen Punkt inseriert wurde (149). Die Vorgänge während der Einheilphase gelten nicht spezifisch für Verbundbrücken, sondern lassen sich für alle Implantate zumindest im Seitenzahnggebiet verallgemeinern. Darum werden im folgenden die Studien nicht getrennt betrachtet. I. Naert und M. Quirynen et al. (119,139) fanden bei 146 teilbezahnten Patienten mit 509 Brånemark[®]-Implantaten zum Zeitpunkt der prothetischen Versorgung den konstruktiv enossalen Implantatabschnitt im Oberkiefer um 0,94 mm, im Unterkiefer um 0,84 mm freigelegt. Diese Daten stimmen, soweit die unterschiedlichen Studienprotokolle den Vergleich erlauben, weitgehend mit den eigenen Beobachtungen überein. R. Adell et al. (3) fanden bei Implantatpatienten allgemein innerhalb des ersten Jahres nach Implantatinsertion einen Knochenverlust von im Durchschnitt etwa 1 mm. Dieser Vergleich zeigt, daß die Knochenveränderungen während der Einheilphase im Seitenzahnggebiet trotz der Schwierigkeiten, die die anatomischen Gegebenheiten bereiten, mit den Knochenveränderungen im Frontzahnggebiet verglichen werden können.

Die mit prothetischer Versorgung an die Einheilphase anschließende Remodelling-Phase, in der sich die knöcherne Struktur auf die Belastung einstellt, dauert in etwa ein Jahr. Bei unseren Patienten vergrößerte sich in diesem ersten Jahr unter funktioneller Belastung der Median des „Koronalen Knochendefekts“ um 0,12 mm auf 0,97 mm, im Durchschnitt vertiefte sich der Defekt um 0,33 mm auf 1,19 mm. Prognostisch ungünstigere Werte von über 3 mm zeigten 2,5% der Patienten, ein Patient wies eine 4,75 mm tiefe Knochentasche auf.

Median und Mittelwert des „Koronalen Knochendefekts“ vergrößerten sich in den folgenden vier Jahren um weniger als 1/10 mm pro Jahr. Nach dieser Zeit, also 5 Jahre nach prothetischer Versorgung, lag der Median etwa bei 1 mm, der Mittelwert bei etwa 1,5 mm. Im Lauf dieser 5 Jahre nahm allerdings die Standardabweichung zu, was auf größer werdende Streuungen innerhalb des Kollektivs hinweist. Ein progredienter

Knochenabbau mit Voraussage eines späteren Implantatverlustes wird häufig Taschen über 4 mm zugeschrieben (149). Diese kamen im Laufe der Beobachtungszeit nur bei maximal 3% der Patienten vor.

P. Åstrand, J. Gunne, M. Olsson et al. führten eine prospektive Studie zum intra-individuellen Vergleich von Verbundbrücken und rein implantatgetragenen Brücken mit inzwischen 10-jähriger Dokumentation durch (12,71,72,127). Der Knochenabbau während der Einheilphase wurde nicht dokumentiert, daraus resultieren die vergleichsweise niedrigen Knochenabbauwerte. Bei Verbundbrücken war der Knochen im 10. Jahr im Vergleich zur Situation bei Prothetik um 0,5 mm abgebaut. Für rein implantatgetragene Brücken erreichte der Knochenabbau im 10. Jahr den etwas höheren Wert von 0,7 mm. Dieser Unterschied war zwar statistisch signifikant, jedoch erkannten ihm die Autoren keine praktische klinische Relevanz zu. Denkbar ist, daß diese im Vergleich zu den eigenen etwas günstigeren Ergebnisse teilweise auf das Einschlußkriterium „Totalprothese des Gegenkiefers“ zurückzuführen sind. Beim eigenen Patientengut trat diese Situation in 1% der Fälle auf. Ein Totalprothesenträger besitzt eine weitaus geringere Kaukraft als ein Patient mit Restzahnbestand (81,114). Die prothetische Konstellation bei totalprothetischer Versorgung des Gegenkiefers läßt eine geringere Belastung der Implantate und infolgedessen eine günstigere Prognose bezüglich Knochenabbau und Verweildauer vermuten.

I. Ericsson et al. (58) stellten für Verbundbrücken auf Brånemark[®]-Implantaten zwischen prothetischer Versorgung und maximal 2,5 Jahre später stattfindender Nachuntersuchung fest, daß sich der Knochenabbau bei Verbundbrücken meist in Bereichen unter 1 mm bewegt und nur selten Höchstwerte von bis zu 3 mm erreicht.

D. van Steenberghe (194), I. Naert und M. Quirynen et al. (119,139) fanden ähnliche Ergebnisse wie vorliegende Arbeit. Bei der Untersuchung der Knochenverluste in Abhängigkeit vom Verbindungsmodus ergaben sich bei I. Naert und M. Quirynen während der 2-jährigen Untersuchungszeit keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen rein implantatgetragenen, starr oder mittels Geschiebe mit Pfeilerzähnen verbundenen Suprakonstruktionen. Ebenso wenig ergaben sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen Ober- und Unterkiefer. Eine Knochenzunahme bei bis zu 30% der Implantate um maximal 0,5 mm wurde beobachtet.

Insgesamt etwas größeren Knochenabbau fanden R. Beniashvili et al. (16) für Ankylos--

Implantate. Prozentual mehr Verbundbrücken zeigten einen größeren Abbau als rein-implantatgetragene Brücken.

Insgesamt läßt sich ein hoher Grad an Übereinstimmung zwischen den genannten Studien feststellen. Eine klare Präferenz für eine implantatprothetische Form der Versorgung des teilbezahnten Patienten läßt sich aus dem Vergleich der Studien nicht ableiten. Insbesondere zeigten die eigenen Ergebnisse keine mit der Verwendung von Verbundbrücken assoziierten Nachteile auf.

4.3.2.1.2 BREITE DES KNOCHENDEFEKTS

Die Messung der „Breite des Knochendefekts“ soll zur Einschätzung des peri-implantären Alveolarfortsatzdefektes beitragen. Die größten Veränderungen in der „Breite des Knochendefekts“ traten wiederum in der Einheilphase auf, gefolgt von einer geringen weiteren Abnahme an Knochensubstanz im 1. Jahr. Die resultierenden Werte von ca. 1 mm Defektbreite stagnierten bis zum 5. Jahr. Eine Verschmälerung des Defekts trat bei ungefähr 2 - 3% der Patienten auf und kann zweierlei Ursache haben: zum einen einen tatsächlichen Knochenanbau, zum anderen eine Einebnung des Defekts von peripher, so daß sich der Punkt des Trichtereingangs, an dem die Breite des Defekts gemessen wird, in Richtung des Implantats verschiebt. Letzteres bedeutet gleichzeitig erhöhte Werte für die Meßstrecke „Knochenniveau“.

Eine durchschnittliche Defektbreite von knapp über 1 mm macht für sich allein betrachtet aus klinischer Sicht keine Aussage über die Implantatprognose.

4.3.2.1.3 KNOCHENNIVEAU

Das „Knochenniveau“ ist das Maß für die entfernt vom Implantat gemessene Höhe des Alveolarfortsatzes. Die hierfür gefundenen Werte lagen naturgemäß unter denjenigen für den „Koronalen Knochendefekt“. Bis zur prothetischen Versorgung ergaben sich Differenzen von 0,3 mm zur Ausgangssituation. Dies kann als Inaktivitätssatrophie bzw. Druckatrophie durch eventuell getragene Interimsprothesen interpretiert werden. Allgemein kann festgestellt werden, daß auch entfernt vom Implantat Umbauprozesse des Knochens stattfinden. Die spätere Stagnation auf dem zum Zeitpunkt der prothetischen Versorgung erreichten Niveau stützt die Theorie, daß Implantate den Erhalt des Alveolarfortsatzes begünstigen und somit eine knochenerhaltende Therapiealternative darstellen. Das von E. J. Richter (149) gewählte Maß der Knochentaschen-

tiefe beschreibt die Distanz zwischen implantatnaher Defekttiefe und umgebendem Alveolarfortsatz. Ein direkter Vergleich mit den eigenen Ergebnissen ist nicht möglich. Andere Autoren bewerten den umgebenden Alveolarfortsatz überhaupt nicht.

Die oben diskutierten Ergebnisse der eigenen Studie machen deutlich, daß sich die für Verbundbrücken theoretisch vermuteten negativen Auswirkungen auf den periimplantären Knochen nicht bestätigen lassen. Trotz im Detail leicht divergierender Ergebnisse wird diese Einschätzung durch die Gesamtheit der übrigen zu diesem Thema durchgeführten Studien belegt. Studien zu rein implantatgetragenen Brücken oder auch Einzelzahnersatz zeigen im wesentlichen vergleichbare Resultate. Nimmt man die praktische Relevanz von Ergebnissen als Kriterium und lenkt die Betrachtung von Unterschieden im Bereich von 1/10 Millimeter auf Unterschiede im Millimeterbereich, so lassen sich aus den verschiedenen Studien gleichlautende Schlüsse ziehen.

4.3.2.2 OBER- UND UNTERKIEFER IM VERGLEICH

Die vorliegenden Ergebnisse deuten darauf hin, daß im Oberkiefer in den ersten 3 Jahren nach prothetischer Versorgung tendentiell ein geringerer „Koronaler Knochendefekt“ als im Unterkiefer auftritt (Abbildung 30, S. 49). Dieser Unterschied ist jedoch nur in einzelnen Zeiträumen statistisch signifikant. Die bei Vergleich der Mediane um 0,30 mm ($\Delta \bar{x} = 0,42$ mm) besseren Ergebnisse bei Prothetik für den Oberkiefer sind zwar statistisch signifikant, liegen aber noch unterhalb der bei 0,5 mm angesetzten Meßgenauigkeit der Meßmethode. Vom klinischen Standpunkt kann hieraus nicht auf eine unterschiedliche Langzeitprognose von Implantaten in den jeweiligen Kiefern geschlossen werden. Diese Aussagen decken sich qualitativ weitestgehend mit den Ergebnissen von M. Quirynen (139) und I. Naert (119). D. van Steenberghe (194) beobachtete demgegenüber während der Einheilungs- und Remodelling-Phase 1,0 mm Knochenabbau für den Unter- und 1,3 mm Knochenabbau für den Oberkiefer, gefolgt von 0,1 mm in den folgenden Jahren.

Knochenabbau und Verweildauer von Implantaten müssen getrennt betrachtet werden. Verluste treten allgemein häufiger im Oberkiefer auf. So berichtete T. Jemt (85) über eine 99%ige Erfolgsrate für den Unterkiefer gegenüber 94% für den Oberkiefer nach maximal 5 Jahren. P. A. Schnitmans (160) Resultate für den posterioren Anteil der Kiefer ergaben einen Implantaterhalt von 92% für den Unterkiefer und von

78% für den Oberkiefer nach 2 Jahren. Beide vermuteten die Ursache in verschiedenen Knochenqualitäten der Kiefer, welche die Primärstabilität beeinflussen.

4.3.2.3 IMZ[®]-SYSTEM

Bei den mit IMZ[®]-Implantaten versorgten Patienten entstand zwischen Insertion und prothetischer Versorgung im Durchschnitt ein „Koronaler Knochendefekt“ von circa 0,8 mm. Dieser vertiefte sich im anschließenden ersten Jahr um circa 0,3 mm und bis zum fünften Jahr um weitere 0,3 mm. Die Mediane lagen konstant unter den Mittelwerten. E. J. Richter beschrieb in seiner Habilitationsschrift (149) bei IMZ[®]-Implantaten ohne Distanzhülse, die in der eigenen Studie nicht verwendet wurden, einen sehr hohen vertikalen Knochenabbau von 3-4 mm im ersten Jahr nach Insertion, allerdings ohne zwischen Einheil- und Funktionsphase zu unterscheiden. Nach 5-7 Jahren war ein scheinbar konstantes Niveau von circa 4,5 mm erreicht. Die hohen Abbauraten für diesen Implantattyp in anderer Indikation bestätigen auch andere Gruppen (49,162). Den vertikalen Knochenabbau bei den auch in Tübingen verwendeten IMZ[®]-Implantaten mit Distanzhülse gab er im ersten Jahr mit circa 0,25 mm beziehungsweise 1,5 mm für die Implantatdurchmesser 4 mm beziehungsweise 3,3 mm an. Ein Plateau schien bei etwa 3 mm nach 2-3 Jahren erreicht zu sein. U. Dietrich et al. (49) fanden im ersten Jahr für zylindrische IMZ[®]-Implantate durchschnittlich 1,5 (mesial) bis 1,8 mm (distal) Knochenabbau, der bis zum 5. Jahr auf 2,4 bis 3,1 mm anwuchs.

Die in dieser Arbeit verwendete Meßstrecke „Koronaler Knochendefekt“, der von E. J. Richter verwendete „vertikale Knochendefekt“ und U. Dietrichs „Knochenabbau“ scheinen prinzipiell vergleichbar zu sein. Die Abweichung der Ergebnisse um den Faktor zwei ist daher schwer erklärbar, insbesondere da alle IMZ[®]-Patienten der vorliegenden Studie ebenfalls mit zylindrischen Implantaten versorgt waren.

Mit Hilfe des Intramobilen Elements (IME[®]) des IMZ[®]-Systems soll die Mobilität des Implantates an die des Zahnes adaptiert werden (97). In vitro-Untersuchungen konnten dies nur teilweise bestätigen (113,153). In vivo-Untersuchungen zur Biomechanik konnten keine Vorteile der Verwendung von IME[®]s nachweisen (78). Die eigenen positiven klinischen Langzeitergebnisse für dieses Implantatsystem in Ver-

bundbrückenkonstruktionen sprechen jedoch für einen praktischen Nutzen dieses Konzepts.

4.3.2.4 FESTSITZENDE VERSORGUNG DES GEGENKIEFERS

Inwiefern festsitzende oder herausnehmbare Versorgung des Gegenkiefers die Implantatprognose, wurde noch nicht eingehend untersucht (87). Lediglich I. Naert und M. Quirenen et al. (119) zeigten einen signifikanten Zusammenhang zwischen Knochenabbau und Gegenbezahnung auf.

Die vorliegende Studie kann nicht unmittelbar zur Klärung dieser Frage beitragen. Die Patienten wiesen im Gegenkiefer zum Großteil eine dem untersuchten Kiefer entsprechende, das heißt festsitzende, Versorgung auf. Eine auf diese Hauptgruppe beschränkte Analyse erbrachte jedoch im Vergleich zu den Untersuchungen, die nur mit Totalprothese im Gegenkiefer versorgte Patienten einschlossen (12,71,72,127), deutlich ungünstigere Ergebnisse. Hieraus läßt sich indirekt schließen, daß eine totalprothetische Versorgung des Gegenkiefers das Risiko hoher periimplantärer Knochenverluste senkt. Die Plausibilität dieser Schlußfolgerung wird unterstützt durch die Tatsache, daß Total- und Teilprothesenträger geringere Kaukräfte aufweisen als Patienten mit festsitzender Versorgung (81,114).

Zur endgültigen Klärung der Frage des Einflusses der antagonistischen Bezahnung bedarf es jedoch noch weiterer Untersuchungen.

4.4 Diskussion der Ergebnisse für Pfeilerzähne

4.4.1 Vorauswertung

Die Pfeilerzähne scheinen ebensowenig wie die in Verbundbrücken einbezogenen Implantate einseitig stärkeren Knochenveränderungen zu unterliegen. Die Verteilung der Differenzen zwischen mesialen und distalen Strecken bewegte sich für alle Meßstrecken innerhalb enger Grenzen von ± 1 mm um den Wert Null herum. Ausgehend von diesem Ergebnis läßt sich eine weitere Verwendung der arithmetischen Mittelwerte zwischen mesialen und distalen Strecken rechtfertigen.

4.4.2 Hauptauswertung

Ein Median von maximal 0,04 mm bzw. ein Mittelwert von maximal 0,08 mm beim „Koronalen Knochendefekt“ im Verlauf der untersuchten fünf Jahre läßt den Schluß zu, daß bei den Pfeilerzähnen der Verbundbrücken kein praktisch relevanter Knochenabbau auftrat. Über 90% der Werte befanden sich in einem Bereich von ± 1 mm, der nach einer für die Meßmethode durchgeführten Reliabilitätsstudie (Kapitel 7.2, S. 104) dem Bereich der Meßungenauigkeit entspricht. Weiterführende Aussagen lassen die Ergebnisse daher nicht zu.

Die Auswertung der „Breite des Knochendefekts“ ergab keine praktisch relevante Veränderung. Die Streuung bewegte sich wiederum größtenteils im Bereich der Meßungenauigkeit.

Die Werte für das „Knochenniveau“ lagen noch unterhalb der Ergebnisse für den „Koronalen Knochendefekt“, so daß davon ausgegangen werden kann, daß der Knochen in größerer Entfernung vom Zahn ebenfalls erhalten wird.

Da die parodontale Vorgeschichte der Zähne unberücksichtigt bleibt, lassen sich die wenigen „Ausreißer“ in Richtung eines erhöhten Knochenabbaus möglicherweise sowohl auf vorbestehende parodontale Probleme als auch auf Ursachen, die kausal bei der Verbundbrücke zu suchen sind, zurückführen.

Autoren vergleichbarer Arbeiten über Verbundbrücken führten keine exakten Untersuchungen über Knochenveränderungen an Pfeilerzähnen durch. Teilweise wurden pauschale Aussagen über den parodontalen Zustand der Pfeilerzähne getroffen, indem der Eindruck einer Sichtung von Röntgenbildern oder klinischen Befunden

wiedergegeben wird, ohne daß die Aussagen auf der Auswertung exakter Messungen fußen (16). In einem über 10 Jahre beobachteten Patientenkollektiv konnten keine nachteiligen Auswirkungen von Verbundbrücken auf Zähne beobachtet werden (12,71,72,127). I. Ericsson et al. fanden in ihren Untersuchungen keine Veränderungen der Knochenhöhe an Zähnen einer Verbundbrücke, obwohl die Patienten parodontal vorbelastet waren und die Verbundbrücken zur Schienung gelockerter Zähne dienten (58). Das Therapiekonzept einer Schienung gelockerter Zähne, wie von einigen Autoren propagiert (111), war bei der Entscheidung zur Versorgung unserer Patienten nicht maßgeblich.

Zur Interpretation unserer Ergebnisse sind auch Studien, die marginale Knochenveränderungen in anderen prothetischen Situationen beschreiben, heranzuziehen. M. Esposito et al. (59) untersuchten den marginalen Knochenverlust an Einzelzahnimplantaten benachbarten Zähnen. Sie fanden zwischen Insertion und prothetischer Versorgung einen Knochenverlust von 1 mm. Dies entspricht einem von S. Lavstedt et al. 1986 (105) und P. N. Papapanou et al. 1989 (129) beschriebenen allgemeinen parodontalen Abbau innerhalb von 10 Jahren. In den folgenden 3 Jahren reduzierte sich das marginale Parodontium um weitere 0,3 mm (59). Ein statistisch signifikanter Einflußfaktor war die horizontale Distanz zwischen Implantat und Pfeilerzahn: mit Abnahme dieser Distanz vergrößerte sich der Knochenabbau. Bei der Verbundbrücke ist, bedingt durch den meist größeren Abstand zwischen Zahn und Implantat, eine Interaktion zwischen dem jeweiligen knöchernen Lager der Pfeiler auf direktem Wege nicht zu vermuten. Eine Interaktion kommt theoretisch eher durch die Kopplung der biomechanisch unterschiedlichen Pfeiler durch die Suprakonstruktion zustande.

Die meisten Studien über parodontalen Knochenabbau, über die F. Rohner et al. (156) eine Übersicht bieten, berichten über durchschnittliche jährliche Abbauraten des parodontalen Knochens unter 0,1 mm mit großen interindividuellen Unterschieden. Ältere Patienten hatten zwar eine geringere Knochenhöhe, die jährlichen Verluste schienen jedoch nicht größer zu sein (156). Patienten in parodontaler Behandlung bzw. in Prophylaxeprogrammen (183) waren geringer von Knochenabbau betroffen. Insgesamt scheint es, als sei der Verlust parodontaler Stützgewebe keine unausweichliche Alterserscheinung (128,129).

Die Studienlage zu mit Kronen- und Brücken restaurierten Zähnen ist kontrovers. Ein Teil dieser Studien konnte zeigen, daß überkronte Zähne einen signifikant höheren jährlichen Knochenverlust aufwiesen als nicht überkronte Zähne (6,156), während andere zu gegenteiligen Ergebnissen kamen (191). Wieder andere Studien sahen eine Abhängigkeit des Knochenabbaus von der Qualität des Randschlusses (177).

Der Knochenabbau bei Pfeilerzähnen einer Verbundbrücke scheint im Vergleich zu Zähnen in anderen Situationen keineswegs erhöht zu sein. Theoretisch zu vermutende negative Auswirkungen der Verbundbrücke auf Pfeilerzähne konnten somit nicht bestätigt werden.

4.5 Schlußfolgerungen

Bei allen Beschränkungen, die durch das Studiendesign der Interpretation der Ergebnisse auferlegt sind, können doch folgende praxisrelevante Aussagen getroffen werden:

1. Implantate, die mit Freund-Verbundbrücken versorgt sind, zeigen Knochenveränderungen, die sich nicht wesentlich von denen bei anderen implantatprothetischen Versorgungen unterscheiden.
2. Ein klinisch bedeutsamer Unterschied zwischen den Knochenveränderungen des Ober- und des Unterkiefers ist nicht erkennbar.
3. Das IMZ®-System eignet sich neben anderen Implantatsystemen für den Einsatz als Pfeiler von Verbundbrücken.
4. Eine festsitzende Versorgung des Gegenkiefers bewirkt möglicherweise einen geringfügig erhöhten periimplantären Knochenabbau.
5. Der umgebende Alveolarfortsatz wird bei der Implantattherapie weitgehend erhalten.
6. Das Parodontium der Pfeilerzähne einer Verbundbrücke verändert sich nur geringfügig. Es kann sowohl Knochenanbau als auch -abbau beobachtet werden. Die beobachteten Veränderungen spielen sich in ähnlichen Größenordnungen ab wie für andere prothetische Situationen beschrieben.
7. Ein Spätverlust eines Implantats, das als Pfeiler einer Verbundbrücke dient, ist ein seltenes Ereignis.
8. Pfeilerzahnverluste sind ebenfalls selten.

Aufgrund der genannten Aspekte darf geschlossen werden, daß Freund-Verbundbrücken eine praktikable und risikoarme prothetische Alternative im Vergleich zu anderen Formen der Freundversorgung darstellen. Es konnte weder ein gravierender negativer Einfluß auf die Lagergewebe noch auf die Pfeiler selbst festgestellt werden. In Übereinstimmung mit der Einschätzung vieler anderer Autoren können Freund-Verbundbrücken daher als Zahnersatz empfohlen werden, zumal die Lebensqualität der Patienten durch Vermeidung herausnehmbaren Zahnersatzes erheblich verbessert wird.

5 Zusammenfassung

Implantate werden zunehmend zur prothetischen Rehabilitation des teilbezahnten Patienten eingesetzt. Der Insertion einer ausreichenden Zahl von Implantaten stehen vor allem im Seitenzahnggebiet oft anatomische Gründe im Wege. Die Verbundbrücke ermöglicht auch bei geringer Implantatzahl festsitzende prothetische Versorgung.

Ziel dieser Studie war es, Knochenveränderungen sowohl an Implantaten als auch an Pfeilerzähnen von Freund-Verbundbrücken röntgenologisch zu untersuchen.

In diese prospektive Studie konnten 100 Patienten mit 225 Implantaten und 128 Freund-Verbundbrücken auf drei verschiedenen Implantatsystemen (Bonefit[®]; Frialit[®]-2; IMZ[®]) eingeschlossen werden. 174 Pfeilerzähne wurden mituntersucht. Einheit der Analyse war der Patient. Knochenveränderungen wurden ausgehend vom Zeitpunkt der Insertion röntgenologisch nach einer mehrfach auf ihre Reliabilität hin überprüften Meßmethode untersucht. Zur Qualitätssicherung wurden die Ergebnisse doppelt in den Computer eingegeben, zur Übereinstimmung abgeglichen und auf Plausibilität überprüft. Als statistische Testmethoden wurden bei Normalverteilung der Student-t-Test, ansonsten der Wilcoxon-Signed-Rank-Test angewendet.

Das Gesamtergebnis ergab, daß zwischen Implantatinserion und prothetischer Versorgung im Durchschnitt ein „Koronaler Knochendefekt“ von 0,86 mm auftrat, der sich im folgenden Jahr rechnerisch um 0,33 mm vertiefte. Nach einem ab prothetischer Versorgung kontinuierlich geringen Fortschreiten des Knochenabbaus in der Größenordnung von 0,1 bis 0,01 mm pro Jahr resultierte im 5. Jahr ein Mittelwert von 1,45 mm und ein Median von 1,05 mm. Außerdem wurden quantitative Unterschiede zwischen Ober- und Unterkiefer untersucht. Die Implantate des Oberkiefers zeigten zum Zeitpunkt der prothetischen Versorgung einen statistisch signifikant geringeren Knochenabbau als die des Unterkiefers. Implantatfern konnte kein praktisch relevanter Abbau festgestellt werden. An den Pfeilerzähnen kam es zwischen prothetischer Versorgung und fünftem Jahr zu keinen statistisch signifikanten Veränderungen.

Im Vergleich zu rein implantatgetragenen Versorgungen stellt die Eingliederung von Verbundbrücken einen Vorteil da, da weniger Implantate inseriert werden müssen. Sowohl periimplantärer als auch parodontaler Knochen bleibt erhalten. Die Verbundbrücke kann als zuverlässige prothetische Alternative zur Versorgung einer Freundsituation des teilbezahnten Gebisses empfohlen werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Brånemark, P. I., Jemt, T. (1990)
Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 5, 347-359
2. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Brånemark, P. I. (1981)
A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw
Int.J.Oral Surg., 10, 387-416
3. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Brånemark, P. I., Lindhe, J., Eriksson, B., Sbordone, L. (1986)
Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures.
I. A 3-year longitudinal prospective study
Int.J.Oral Maxillofac.Surg., 15, 39-52
4. Akagawa, Y., Hosokawa, R., Sato, Y., Kamayama, K. (1998)
Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study
J.Prosthet.Dent., 80, 551-558
5. Akpinar, I., Demirel, F., Parnas, L., Sahin, S. (1996)
A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses
Quintessence Int., 27, 11-17
6. Albandar, J. M., Rise, J., Abbas, D. K. (1987)
Radiographic quantification of alveolar bone level changes.
Predictors of longitudinal bone loss
Acta Odontol.Scand., 45, 55-59
7. Albrektsson, T., Zarb, G. A. (1993)
Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance
Int.J.Prostodont., 6, 95-105
8. Altman, D. G. (1991)
Altman, D. G., Practical Statistics for Medical Research
1., Chapman & Hall, London
9. Altman, D. G., Bland, J. M. (1997)
Statistics notes. Units of analysis
B.M.J., 314, 1874-1874

10. Atwood, D. A. (1973)
Reduction of residual ridges in the partially edentulous patient
Dent.Clin.North Am., 17, 747-754
11. Axmann-Krcmar, D. (1992)
Erhebung großer Datenmengen - Basis für fundierte Auswertungen, Gesellschaft
für orale Implantologie (GOI): Jahrbuch für orale Implantologie 1991;
Quintessenz-Verlag, Berlin
12. Åstrand, P., Borg, K., Gunne, J., Olsson, M. (1991)
Combination of natural teeth and osseointegrated implants as
prosthesis abutments: a 2-year longitudinal study
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 6, 305-312
13. Battistuzzi, P., Käyser, A., Peer, P. (1987)
Tooth loss and remaining occlusion in a Dutch population
J.Oral Rehabil., 14, 541-547
14. Bechelli, A. H. (1992)
The osteointegrated prosthesis - combination of osteointegrated implants and
natural teeth in fixed prostheses
J.Oral Implantol., 18, 62-65
15. Becker, M. J. (1999)
Ancient "dental implants": a recently proposed example from France evaluated
with other spurious examples
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 14, 19-29
16. Beniashvili, R., Heymann, C., Parsanejad, H. R., Nentwig, G. H. (1999)
Zahn-implantat- und rein implantatgetragene Rekonstruktionen.
Reaktionen am knöchernen Implantatlager
Z.Zahnärztl.Implantol., 15, 87-91
17. Benzing, U., Gall, H., Weber, H. (1991)
Spannungen und Verformungen im Periodontium des Pfeilerzahns und im
spongiösen Implantatbett. Eine theoretische Untersuchung mit Hilfe geeigneter
mathematisch-physikalischer Modelle
Z.Zahnärztl.Implantol., 7, 88-96
18. Bergman, B., Hugoson, A., Olsson, C. O. (1982)
Caries, periodontal and prosthetic findings in patients with removable partial
dentures: a ten-year longitudinal study
J.Prosthet.Dent., 48, 506-514

19. Bernimoulin, J. P. (1971)
Eine kurze Übersicht über die Dentalimplantologie
Z.W.R., 80, 19-22

20. Björn, H., Halling, A., Thyberg, H. (1969)
Radiographic assessment of marginal bone loss
Odontologisk.Revy., 20, 165-179

21. Block, M. S., Gardiner, D., Kent, J. N., Misiek, D. J., Finger, I. M., Guerra, L. (1996)
Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 11, 626-633

22. Borutta, A., Künzel, W., Micheelis, W., Müller, P. J. (1991)
Zahnverlust / Zahnlosigkeit, 60-66
in: Institut der deutschen Zahnärzte (Idz): Dringende Mundgesundheitsprobleme der Bevölkerung im vereinten Deutschland. Zahlen-Fakten-Perspektiven; Deutscher Ärzte Verlag, Köln

23. Braß, M. Übersetzer (1989)
USA Konsensus Konferenz zur Dentalen Implantologie
Z.Zahnärztl.Implantol., 5, 147-152

24. Brånemark, P. I. (1985)
Introduction to osseointegration, 11-76
in: Brånemark, P. I., Zarb, G. A., and Albrektsson, T.: Tissue integrated protheses. Osseointegration in clinical dentistry; Quintessenz-Verlag, Berlin

25. Brånemark, P. I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B. O., Lindstrom, J., Ohlsson, A. (1969)
Intra-osseous anchorage of dental protheses. I. Experimental studies
Scand.J.Plast.Reconstr.Surg., 3, 81-100

26. Breeding, L. C., Dixon, D. L., Sadler, J. P., McKay, M. L. (1995)
Mechanical considerations for the implant-tooth-supported fixed partial denture
J.Prosthet.Dent., 74, 487-492

27. Brunski, J. B. (1988)
Biomechanics of oral implants: future research directions
J.Dent.Educ., 52, 775-787

28. Budtz-Jørgensen, E. (1996)
Restoration of the partially edentulous mouth - a comparison of overdentures, removable partial dentures, fixed partial dentures and implant treatment
J.Dent., 24, 237-244

29. Caulier, H., Naert, I., Kalk, W., Jansen, J. A. (1997)
The relationship of some histologic parameters, radiographic evaluations, and periosteal measurements of oral implants: an experimental animal study
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 12, 380-386

30. Cavicchia, F., Bravi, F. (1994)
Free-standing vs tooth-connected implant-supported fixed partial restorations: a comparative retrospective clinical study of the prosthetic results
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 9, 711-718

31. Chapman, R. J., Kirsch, A. (1990)
Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 5, 369-374

32. Chaytor, D. V. (1993)
Clinical criteria for determining implant success: bone
Int.J.Prostodont., 6, 145-152

33. Chee, W. W., Cho, G. C. (1997)
A rationale for not connecting implants to natural teeth
J.Prostodont., 6, 7-10

34. Cho, G. C., Chee, W. W. (1992)
Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis: a clinical report
J.Prosthet.Dent., 68, 3-5

35. Cibirka, R. M., Razzoog, M., Lang, B. R. (1997)
Critical evaluation of patient responses to dental implant therapy
J.Prosthet.Dent., 78, 574-581

36. Clepper, D. P., Ingber, A., Jansen, C. E., Stauts, B. (1997)
Should natural teeth and osseointegrated implants be used in combination to support a fixed prosthesis?
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 12, 855-859

37. Cohen, S. R., Orenstein, J. H. (1994)
The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 9, 230-234

38. Cook, S. D., Klawitter, J. J., Weinstein, A. M. (1981)
The influence of implant elastic modulus on the stress distribution around LTI carbon and aluminum oxide dental implants
J.Biomed.Mater.Res., 15, 879-887

39. Cranin, A. N., Rabkin, M. F., Garfinkel, L. (1977)
A statistical evaluation of 952 endosteal implants in humans
J.Am.Dent.Assoc., 94, 315-320

40. Crum, R. J., Rooney, G. E. (1978)
Alveolar bone loss in overdentures: a 5-year study
J.Prosthet.Dent., 40, 610-613

41. Curilovic, Z. (1979)
Die Ursachen des Zahnverlustes in der Schweiz.
Resultate einer Umfrage bei Privatzahnärzten
Schweiz.Mschr.Zahnheilk., 89, 727-737

42. d'Hoedt, B., Büsing, C. M. (1985)
Die Einheilung von Al₂O₃-Keramik am Beispiel des Tübinger Implantates (Frialit). Histologische und röntgenologische Ergebnisse
Fortschr.Zahnärztl.Implantol., 1, 150-162

43. De Boever, J., Raes, F. (1998)
Funktionelle und ästhetische Aspekte verkürzter Zahnreihen.
Gegen das teil- oder implantatprothetische "28-Zähne-Syndrom"
Phillip.J., 15, 21-24

44. De Bruyn, H., Collaert, B., Linden, U., Bjorn, A. L. (1997)
Patient's opinion and treatment outcome of fixed rehabilitation on Brånemark implants. A 3-year follow-up study in private dental practices
Clin.Oral Implants Res., 8, 265-271

45. Deines, D. N., Eick, J. D., Cobb, C. M., Bowles, C. Q., Johnson, C. M. (1993)
Photoelastische Belastungsanalyse natürlicher Zähne und dreier osseointegrierter Implantatkonstruktionen
Int.J.Par.Rest.Zahnheilkd., 13, 525-533

46. Diedrich, P. (1986)
Die Distalisierung endständiger Prämolaren -
eine Alternative in der prothetischen Versorgung der verkürzten Zahnreihe
Quintessenz, 3, 505-516

47. Diedrich, P., Erpenstein, H. (1993)
Der distalisierte Prämolare als Alternative zum Implantatpfeiler.
Eine retrospektive Querschnittsstudie
Dtsch.Zahnärztl.Z., 48, 199-203

48. Dietrich, U., Lippold, R., Dirmeier, Th., Behneke, N., Wagner, W. (1993)
Statistische Ergebnisse zur Implantatprognose am Beispiel von
2017 IMZ-Implantaten unterschiedlicher Indikation der letzten 13 Jahre
Z.Zahnärztl.Implantol., 9, 9-18

49. Dietrich, U., Wellmann, O., Wagner, W. (1991)
Nachuntersuchungen von IMZ-Implantaten Typ I und Typ II
Z.Zahnärztl.Implantol., 7, 221-224

50. Dünninger, P., Naujoks, R. (1986)
Karieszuwachs in 10 Jahren. Longitudinalstudie an 100 ehemaligen Oberschülern
Dtsch.Zahnärztl.Z., 41, 836-840

51. Eggen, S. (1977)
Vorgeprägter zahnärztlicher Röntgenfilm für Paralleltechnik
Quintessenz, 28, 85-88

52. Eichner, K. (1973)
Enossale Implantologie - aus prothetischer Sicht
Dtsch.Zahnärztl.Z., 28, 36-40

53. Einwag, J. (1993)
Ergebnisse zum prothetischen Versorgungsstatus, 125-136
in: Institut der deutschen Zahnärzte (Idz): Mundgesundheitszustand und -verhalten
in Ostdeutschland; Deutscher Ärzte-Verlag, Köln

54. Eisenhauer, R., Jung, T. (1977)
Parodontalbefunde an Ankerzähnen von Modellguß-Prothesen
Dtsch.Zahnärztl.Z., 32, 967-967

55. English, C. E. (1993)
Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants
Implant.Dent., 2, 221-242

56. English, C. E. (1993)
Implant-supported versus implant-natural-tooth-supported fixed partial dentures
J.Dent.Symp., 1, 10-15
57. English, C. E. (1993)
Root intrusion in tooth-implant combination cases
Implant.Dent., 2, 79-85
58. Ericsson, I., Lekholm, U., Brånemark, P. I., Lindhe, J., Glantz, P. O., Nyman, S. (1986)
A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants
J.Clin.Periodontol., 13, 307-312
59. Esposito, M., Ekestubbe, A., Gröndahl, K. (1993)
Radiological evaluation of marginal bone loss at tooth surfaces facing single Brånemark implants
Clin.Oral Impl.Res., 4, 151-157
60. Fröhlich, E. (1956)
Grenzen und Täuschungen bei der röntgenologischen Darstellung marginaler Zahnbetterkrankungen
Dtsch.Zahnärztl.Z., 1, 225-237
61. Fugazzotto, P. A., Kirsch, A., Ackermann, K. L., Neuendorff, G. (1999)
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, 14, 819-823
62. Ganz, S. D. (1991)
Combination natural tooth and implant-borne removable partial denture: a clinical report
J.Prosthet.Dent., 66, 1-5
63. Garcia, L. T., Oesterle, L. J. (1998)
Natural tooth intrusion phenomenon with implants: a survey
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 13, 227-231
64. Gardner, M. J., Altman, D. G. (1989)
Gardner, M. J. and Altman, D. G., Statistics with confidence
- confidence intervals and statistical guidelines
B.M.J., Belfast

65. Gómez-Román, G., Axmann-Krcmar, D., d'Hoedt, B., Schulte, W. (1995)
Eine Methode zur quantitativen Erfassung und statistischen Auswertung des periimplantären Knochenabbaues
Stomatol., 92, 463-471
66. Gómez-Román, G., d'Hoedt, B., Axmann-Krcmar, D., Schulte, W. (1996)
Die visuell-metrische Vermessung von Röntgenaufnahmen dentaler Implantate.
Eine Reliabilitätsstudie
Z.Zahnärztl.Implantol., 12, 104-109
67. Gómez-Román, G., Schröer, A., Schäfer, I., Möws, K., Hilliges, A. (1999)
Die Vermessung periimplantärer Knochendefekte auf Röntgenaufnahmen mit
Hilfe der digitalen Bildbearbeitung
Z.Zahnärztl.Implantol., 15, 133-138
68. Grahnén, H. (1956)
Hypodontia in the permanent dentition
Odontol.Revy., 7, 387-392
69. Gross, M., Laufer, B. Z. (1997)
Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially
edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies
J.Oral.Rehabil., 24, 863-870
70. Gröndahl, H. G., Jönsson, E., Lindahl, B. (1970)
Diagnosis of periapical osteolytic processes with orthopantomography and
intraoral full mouth radiography - a comparison
Swed.Dent.J., 63, 679-686
71. Gunne, J., Åstrand, P., Ahlén, K., Borg, K., Olsson, M. (1992)
Implants in partially edentulous patients. A longitudinal study of bridges
supported by both implants and natural teeth
Clin.Oral.Impl.Res., 3, 49-56
72. Gunne, J., Åstrand, P., Lindh, T., Borg, K., Olsson, M. (1999)
Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report
Int.J.Prostodont., 12, 216-221
73. Gunne, J., Rangert, B., Glantz, P. O., Svensson, A. (1997)
Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular
protheses opposing complete dentures: an in vivo study
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 12, 335-341

74. Günay, H., Veltmaat, A., Schneller, Th., Neukam, F. W. (1991)
Psychologische Aspekte bei Patienten nach Implantatversorgung
Dtsch.Zahnärztl.Z., 46, 698-701

75. Haraldson, T., Carlsson, G. E., Ingervall, B. (1979)
Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with
osseointegrated oral implant bridges
Acta Odontol.Scand., 37, 195-206

76. Heners, M., Walther, W., Wörle, M. (1991)
Langzeiterfolge verschiedener Implantattypen - eine 15-Jahres-Studie
Dtsch.Zahnärztl.Z., 46, 672-675

77. Hertel, R. C., Kalk, W. (1993)
Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss
Int.J.Prostodont., 6, 18-24

78. Hertel, R. C., Richter, E. J. (1988)
Das intramobile Element des IMZ-Systems in der klinischen Prüfung
Z.Zahnärztl.Implantol., 4, 43-49

79. Himmel, R., Pilo, R., Assif, D., Aviv, I. (1992)
The cantilever fixed partial denture - a literature review
J.Prosthet.Dent., 67, 484-487

80. Jacobs, R., van Steenberghe, D. (1993)
Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive
threshold level
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 8, 549-554

81. Jacobs, R., van Steenberghe, D. (1993)
Masseter muscle fatigue during sustained clenching in subjects with complete
dentures, implant-supported prostheses and natural teeth
J.Prosthet.Dent., 69, 305-313

82. Jahn, M., d'Hoedt, B. (1992)
Zur Definition des Erfolges bei dentalen Implantaten.
Ein Vergleich verschiedener Kriterien
Z.Zahnärztl.Implantol., 8, 221-226

83. Jansen, V. K., Augthun, M., Richter, E. J., Spiekermann, H. (1993)
Zur Genauigkeit des Orthopantomogramms bei der Bestimmung des
Knochenabbaus an IMZ-Implantaten
Z.Zahnärztl.Implantol., 9, 200-204

84. Jemt, T., Lekholm, U. (1993)
Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws:
a 5-year follow-up report
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 8, 635-640
85. Jemt, T., Lekholm, U., Adell, R. (1989)
Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients:
a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 4, 211-217
86. Kaeppler, G. (1996)
Verbesserung der diagnostischen Aussagekraft transversaler Schichtaufnahmen
durch digitale Bildnachbearbeitung
Quintessenz, 47, 821-834
87. Kapur, K. K., Garrett, N. R. (1988)
Requirements for clinical trials
J.Dent.Educ., 52, 760-764
88. Karlsson, S. (1989)
Failures and length of service in fixed prosthodontics after long-term function.
A longitudinal clinical study
Swed.Dent.J., 13, 185-192
89. Kay, H. B. (1993)
Free-standing versus implant-tooth-interconnected restorations:
understanding the prosthodontic perspective
Int.J.Periodont.Rest.Dent., 13, 47-69
90. Kayacan, R., Ballarini, R., Mullen, R. L. (1997)
Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on
occlusal force transmission in tooth/implant-supported prostheses
J.Prosthet.Dent., 78, 391-399
91. Käyser, A. F. (1993)
Verkürzte Zahnreihe - Pathophysiologie und klinische Auswirkungen
Dtsch.Zahnärztl.Z., 48, 677-681
92. Käyser, A. F., Witter, D. J. (1992)
Der verkürzte Zahnbogen. Grundlagen und Realisierung
Phillip.J., 1, 19-24

93. Käyser, A. F., Witter, D. J., Eschen, S. (1982)
Wann muß die verkürzte Zahnreihe verlängert werden?
Z.W.R., 91, 62-70

94. Kelly, G. P., Cain, R. J., Knowles, J. W., Nissle, R. R., Burgett, F. G., Shick, R. A., Ramfjord, S. P. (1975)
Radiographs in clinical periodontal trials
J.Periodontol., 46, 381-386

95. Kerschbaum, T. (1984)
Zur statistischen Auswertung klinischer Studien über Implantate
Fortschr.Zahnärztl.Implantol., 1, 59-64

96. Kerschbaum, T., Voß, R. (1979)
Zum Risiko der Überkronung
Dtsch.Zahnärztl.Z., 34, 740-743

97. Kirsch, A., Ackermann, K. L. (1989)
The IMZ osteointegrated implant system
Dent.Clin.North Am., 33, 733-791

98. Klinge, B. (1991)
Implants in relation to natural teeth
J.Clin.Periodontol., 18, 482-487

99. Koeck, B. (1985)
Die Versorgung der einseitig verkürzten Zahnreihe. Grundsätzliche Überlegungen
Dtsch.Zahnärztl.Z., 40, 1049-1052

100. Koth, D. L., McKinney, R. V., Steflik, D. E., Davis, Q. B. (1988)
Clinical and statistical analyses of human clinical trials with the single crystal aluminum oxide endosteal dental implant: five-year results
J.Prosthet.Dent., 60, 226-234

101. Kratochvil, F. J., Davidson, P. N., Guijt, J. (1982)
Five-year survey of treatment with removable partial dentures. Part I
J.Prosthet.Dent., 48, 237-244

102. Krämer, A., Weber, H. (1991)
Der Einfluß der Lagerungsform auf Implantat und Pfeilerzahn bei der Verbundbrücke
Dtsch.Zahnärztl.Z., 46, 686-688

103. Landolt, A., Lang, N. P. (1988)
Erfolg und Misserfolg bei Extensionsbrücken. Eine klinische und röntgenologische Nachuntersuchung unilateraler Freidendbrücken
Schweiz.Monatsschr.Zahnmed., 98, 239-244

104. Laufer, B. Z., Gross, M. (1998)
Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications
J.Oral Rehabil., 25, 69-80

105. Lavstedt, S., Bolin, A., Henrikson, C. O., Carstensen, J. (1986)
Proximal alveolar bone loss in a longitudinal radiographic investigation.
I. Methods of measurement and partial recording
Acta Odontol.Scand., 44, 149-157

106. Lekholm, U., Ericsson, I., Adell, R., Slots, J. (1986)
The condition of the soft tissues at tooth and fixture abutments supporting fixed bridges. A microbiological and histological study
J.Clin.Periodontol., 13, 558-562

107. Lekholm, U., Gunne, J., Henry, P., Higuchi, K., Lindén, U., Bergström, C., van Steenberghe, D. (1999)
Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws:
a 10-year prospective multicenter study
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 14, 639-645

108. Lentrodt, J. (1980)
Einführung und Standortbestimmung zur Implantologie, 11-20
in: Franke, J.: Der heutige Stand der Implantologie. Ein Symposium.; Hanser-Verlag, München, Wien

109. Lindh, T., Gunne, J., Danielsson, S. (1997)
Rigid connections between natural teeth and implants: a technical note
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 12, 674-678

110. Listgarten, M. A., Lang, N. P., Schroeder, H. E., Schroeder, A. (1991)
Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants
Clin.Oral Impl.Res., 2, 1-19

111. Lundgren, D. (1991)
Prosthetic reconstruction of dentitions seriously compromised by periodontal disease
J.Clin.Periodontol., 18, 390-395

112. Marxkors, R. (1979)
Implantate - eine Alternative im Lückengebiss
Z.W.R., 88, 759-761
113. McGlumphy, E. A., Campagni, W. V., Peterson, L. J. (1989)
A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element
J.Prosthet.Dent., 62, 586-593
114. Michael, C. G., Javid, N. S., Colaizzi, F. A., Gibbs, C. H. (1990)
Biting strength and chewing forces in complete denture wearers
J.Prosthet.Dent., 63, 459-553
115. Muhammed, A. H., Manson-Hing, L. R. (1982)
A comparison of panoramic and intraoral radiographic surveys in evaluating a dental clinic population
Oral Surg.Oral Med.Oral Pathol., 54, 108-117
116. Mühlbradt, L., Meyle, J., Lukas, D., Schulte, W. (1980)
Die Tastsensibilität Tübinger Sofortimplantate
Dtsch.Zahnärztl.Z., 35, 334-338
117. Mühlemann, H. R. (1951)
Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit
Schweiz.Mschr.Zahnheilk., 61, 1-67
118. Mühlemann, H. R. (1960)
10 years of tooth-mobility measurements
J.Periodontol., 31, 110-122
119. Naert, I., Quirynen, M., van Steenberghe, D., Darius, P. (1992)
A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism
J.Prosthet.Dent., 67, 236-245
120. Naujoks, R., Dünninger, P., Einwag, J., Pieper, K. (1991)
Ergebnisse zum prothetischen Versorgungsstatus, 335-347
in: Institut der deutschen Zahnärzte (Idz): Mundgesundheitszustand und -verhalten in der Bundesrepublik Deutschland.; Deutscher Ärzte-Verlag, Köln
121. Nevins, M., Langer, B. (1993)
The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 8, 428-432

122. Ney, T. (1986)
Die vertikale Beweglichkeit des Tübinger Implantates im Vergleich zum natürlichen Zahn
Z.Zahnärztl.Implantol., 2, 17-25

123. Ney, T., Mühlbradt, L. (1987)
Das Intrusionsverhalten implantat- und zahngestützter Brückenkonstruktionen
Dtsch.Zahnärztl.Z., 42, 944-948

124. Nishimura, R. D., Ochiai, K. T., Caputo, A. A., Jeong, C. M. (1999)
Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors
J.Prosthet.Dent., 81, 696-703

125. O'Leary, T. J., Dykema, R. W., Kafrawy, A. H. (1990)
Splinting osseointegrated fixtures to teeth with normal periodontiums, 48-57
in: Laney, W. R. and Tolman, D. E.: *Tissue integration in oral, orthopedic & maxillofacial reconstruction*; Quintessence Publishing, Chicago

126. Ohba, T., Katayama, H. (1972)
Comparison of orthopantomography with conventional periapical dental radiography
Oral Surg.Oral Med.Oral Pathol., 34, 524-530

127. Olsson, M., Gunne, J., Åstrand, P., Borg, K. (1995)
Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study
Clin.Oral Impl.Res., 6, 114-121

128. Papapanou, P. N., Lindhe, J., Sterrett, J. D., Eneroth, L. (1991)
Considerations on the contribution of aging to loss of periodontal tissue support
J.Clin.Periodontol., 18, 611-615

129. Papapanou, P. N., Wennström, J. L., Gröndahl, K. (1989)
A 10-year retrospective study of periodontal disease progression
J.Clin.Periodontol., 16, 403-411

130. Parfitt, G. J. (1960)
Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction
J.Dent.Res., 39, 608-618

131. Pepelassi, E. A., Diamanti-Kipiotti, A. (1997)
Selection of the most accurate method of conventional radiography for the assessment of periodontal osseous destruction
J.Clin.Periodontol., 24, 557-567

132. Pesun, I. J. (1997)
Intrusion of teeth in the combination implant-to-natural-tooth fixed partial denture: a review of the theories
J.Prostodont., 6, 268-277

133. Pesun, I. J., Steflik, D. E., Parr, G. R., Hanes, P. J. (1999)
Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 14, 342-350

134. Phillips, J. D., Shawkat, A. H. (1973)
A study of the radiographic appearance of osseous defects on panoramic and conventional films
Oral Surg.Oral Med.Oral Pathol.Oral Radiol.Endod., 36, 745-749

135. Picton, D. C., Johns, R. B., Wills, D. J., Davies, W. I. (1974)
The relationship between the mechanisms of tooth and implant support
Oral Sci.Rev., 5, 3-22

136. Präsl, R., Kröncke, A. (1979)
Über die Wanderungsgeschwindigkeit lückenbenachbarter Zähne
Dtsch.Zahnärztl.Z., 34, 234-235

137. Pylant, T., Triplett, R. G., Key, M. C., Brunsvold, M. A. (1992)
A retrospective evaluation of endosseous titanium implants in the partially edentulous patient
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 7, 195-202

138. Quirynen, M., Listgarten, M. A. (1990)
The distribution of bacterial morphotypes around natural teeth and titanium implants ad modum Brånemark
Clin.Oral Impl.Res., 1, 8-12

139. Quirynen, M., Naert, I., van Steenberghe, D., Dekeyser, C., Callens, A. (1992)
Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6-years retrospective study
J.Clin.Periodontol., 19, 118-126

140. Ralph, W. J., Jefferies, J. R. (1984)
The minimal width of the periodontal space
J.Oral Rehabil., 11, 415-418

141. Ramfjord, S. P. (1974)
Periodontal aspects of restorative dentistry
J.Oral Rehabil., 1, 107-126

142. Randow, K., Glantz, P. O., Zäger, B. (1986)
Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed
prosthodontics. An epidemiological study of long-term clinical quality
Acta Odontol.Scand., 44, 241-255

143. Rangert, B., Gunne, J., Glantz, P. O., Svensson, A. (1995)
Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth
and a single Brånemark implant.
Clin.Oral Implants Res., 6, 40-46

144. Rangert, B., Gunne, J., Sullivan, D. Y. (1991)
Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth:
an in vitro study
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 6, 177-186

145. Rees, T. D., Biggs, N. L., Collings, C. K. (1971)
Radiographic interpretations of periodontal osseous lesions
Oral Surg., 32, 141-153

146. Rhodes, S. K. (1988)
Fixed partial denture design and construction for missing mandibular molars by
using an osseointegrated implant for an abutment
J.Prosthet.Dent., 60, 1-4

147. Richter, E.-J., Wyndorps, P., Lambert, S., Klöppel, H. (1995)
Quantitative Messung der Verankerungsfestigkeit von Zähnen und Implantaten
Dtsch.Zahnärztl.Z., 50, 204-209

148. Richter, E. J. (1989)
Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry
J.Prosthet.Dent., 61, 602-609

149. Richter, E. J. (1992)
Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat:
Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen.
Med. Habilitation, Universität Aachen

150. Richter, E. J. (1995)
In vivo vertical forces on implants
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 10, 99-108
151. Richter, E. J., Hertel, R. C. (1987)
Das intramobile Element des IMZ-Systems in der mechanischen Prüfung
Z.Zahnärztl.Implantol., 3, 236-241
152. Richter, E. J., Jovanovic, S. A., Spiekermann, H. (1990)
Rein implantatgetragene Brücken - eine Alternative zur Verbundbrücke?
Z.Zahnärztl.Implantol., 6, 137-144
153. Richter, E. J., Orschall, B., Jovanovic, S. A. (1990)
Dental implant abutment resembling the two-phase tooth mobility
J.Biomech., 23, 297-306
154. Rieder, C. E., Parel, S. M. (1993)
Eine Beurteilung über die Intrusion natürlicher Pfeilerzähne mit
implantatverbundenen festsitzenden Teilprothesen
Int.J.Par.Rest.Zahnheilkd., 13, 323-335
155. Rohlin, M., Åkesson, L., Håkansson, J., Håkansson, H., Näsström, K. (1989)
Comparison between panoramic and periapical radiography in the diagnosis of
periodontal bone loss
Dentomaxillofac.Radiol., 18, 72-76
156. Rohner, F., Cimasoni, G., Vuagnat, P. (1983)
Longitudinal radiographical study on the rate of alveolar bone loss in patients of a
dental school
J.Clin.Periodontol., 10, 643-651
157. Rosling, B., Hollender, L., Nyman, S., Olsson, G. (1975)
A radiographic method for assessing changes in alveolar bone height following
periodontal therapy
J.Clin.Periodontol., 2, 211-217
158. Schei, O., Waerhaug, J., Lovdal, A., Arno, A. (1959)
Alveolar bone loss as related to oral hygiene and age
J.Periodontol., 30, 7-16
159. Schlumberger, T. L., Bowley, J. F., Maze, G. I. (1998)
Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations:
a review of the literature
J.Prosthet.Dent., 80, 199-203

160. Schnitman, P. A., Rubenstein, J. E., Whörle, P. S., DaSilva, J. D., Koch, G. G. (1988)
Implants for partial edentulism
J.Dent.Educ., 5, 33-35
161. Schnitman, P. A., Shulman, L. B. (1979)
Recommendations of the consensus development conference on dental implants
J.Am.Dent.Assoc., 98, 373-377
162. Schramm-Scherer, B., Behneke, N., Reiber, T., Tetsch, P. (1989)
Röntgenologische Untersuchungen zur Belastung von Implantaten im zahnlosen Unterkiefer
Z.Zahnärztl.Implantol., 5, 185-190
163. Schulte, W. (1995)
Implants and the Periodontium
Int.Dent.J., 45, 16-26
164. Schulte, W., Heimke, G. (1976)
Das Tübinger Sofortimplantat
Quintessenz, 6, 17-23
165. Schulte, W., Kleineikenscheidt, H., Schareyka, R., Heimke, G. (1978)
Konzept und Prüfung des Tübinger Sofortimplantates
Dtsch.Zahnärztl.Z., 33, 319-325
166. Schwalm, C. A., Smith, D. E., Erickson, J. D. (1977)
A clinical study of patients 1 to 2 years after placement of removable partial dentures
J.Prosthet.Dent., 38, 380-391
167. Sekine, H., Komiyama, Y., Hotta, H., Yoshida, K. (1986)
Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems, 326-332
in: van Steenberghe, D.: Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction.; Amsterdam
168. Sewerin, I. P. (1990)
Errors in radiographic assessment of marginal bone height around osseointegrated implants
Scand.J.Dent.Res., 98, 428-433

169. Sheets, C. G., Earthman, J. C. (1993)
Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis:
evidence of and a hypothesis for the occurrence
J.Prosthet.Dent., 70, 513-520

170. Skalak, R. (1983)
Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses
J.Prosthet.Dent., 49, 843-848

171. Smith, D. E., Zarb, G. A. (1989)
Criteria for success of osseointegrated endosseous implants
J.Prosthet.Dent., 62, 567-572

172. Smithloff, M., Fritz, M. E. (1972)
The use of blade implants in a selected population of partially edentulous patients;
a preliminary report
J.Periodontol., 43, 723-736

173. Smithloff, M., Fritz, M. E. (1973)
The use of blade implants in a selected population of partially edentulous adults:
a three year report
Oral Implantol., 4, 145-173

174. Smithloff, M., Fritz, M. E. (1976)
The use of blade implants in a selected population of partially edentulous adults.
A five-year report
J.Periodontol., 47, 19-24

175. Smithloff, M., Fritz, M. E. (1982)
The use of blade implants in a selected population of partially edentulous adults.
A ten-year report
J.Periodontol., 53, 413-418

176. Smithloff, M., Fritz, M. E. (1987)
The use of blade implants in a selected population of partially edentulous adults.
A 15-year report
J.Periodontol., 58, 589-593

177. Sorensen, S. E., Larsen, I. B., Jorgensen, K. D. (1986)
Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins
Scand.J.Dent.Res., 94, 109-114

178. Strid, K. G. (1985)
Radiographic Procedures, 317-327
in: Brånemark, P. I., Zarb, G., and Albrektsson, T.: Tissue-integrated prostheses.
Osseointegration in clinical dentistry; Quintessence, Chicago, London, Rio de
Janeiro, Tokyo
179. Strub, J. R., Rohner, D., Scharer, P. (1987)
Die Versorgung des Lückengebisses mit implantat-zahngetragenen Brücken
Z.Zahnärztl.Implantol., 3, 242-254
180. Strunz, V., Bürkel, Schlegel, D. (1991)
Implantologie - Deutsches Konsensuspapier [Frankfurter Konsensuskonferenz
Implantologie 23.01.91]
Zahnärztl.Mitt., 5, 454-457
181. Stuge, U., Brodin, P., Bjørnland, T. (1993)
Masseter muscle reflex evoked by tapping on osseointegrated Frialit implants
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 8, 650-654
182. Sullivan, D. Y. (1986)
Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the
partially edentulous arch
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 1, 39-45
183. Suomi, J. D., West, T. D., Chang, J. J., McClendon, B. J. (1971)
The effect of controlled oral hygiene procedures on the progression of periodontal
disease in adults: radiographic findings
J.Periodontol., 42, 562-564
184. Takeshita, F., Matsushita, Y., Ayukawa, Y., Suetsugu, T. (1996)
Fractures of hydroxyapatite-coated blade implants connected with natural teeth.
A histological study using SEM, light microscopy and an image processing system
J.Periodontol., 67, 86-92
185. Tetsch, P. (1983)
Indikation und Erfolgsaussichten von enossalen Implantaten
Dtsch.Zahnärztl.Z., 38, 111-114
186. Tetsch, P., Ackermann, K. L., Kirsch, A. (1980)
Experience with intramobile cylinder implants. A follow-up analysis, 75-76
in: Heimke, G.: Dental Implants; Hanser-Verlag, München-Wien

187. Tetsch, P., Hauser, I. (1982)
Die Alveolarkammresorption nach Zahnverlust
Dtsch.Zahnärztl.Z., 37, 102-106
188. Tukey, J. W. (1977)
Tukey, J. W., Exploratory data analysis
Addison Wesley Publishing Company., Reading, Mass.
189. Uysal, H., Iplikcioglu, H., Avci, M., Bilir, O. G., Kural, O. (1996)
Efficacy of the intramobile connector in implant-tooth supported fixed prosthesis:
an experimental stress analysis
Int.J.Prosthodont., 9, 355-361
190. Uysal, H., Iplikcioglu, H., Avci, M., Gunduz-Bilir, O., Kural, O. (1997)
An experimental analysis of the stresses on the implant in an
implant-tooth-supported prosthesis: a technical note
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 12, 118-124
191. Valderhaug, J., Ellingsen, J. E., Jokstad, A. (1993)
Oral hygiene, periodontal conditions and carious lesions in patients treated with
dental bridges. A 15-year clinical and radiographic follow-up study
J.Clin.Periodontol., 20, 482-489
192. Van der Linden, L. W., van Aken, J. (1970)
The periodontal ligament in the roentgenogram
J.Periodontol., 41, 243-248
193. van Rossen, I. P., Braak, L. H., de Putter, C., de Groot, K. (1990)
Stress-absorbing elements in dental implants
J.Prosthet.Dent., 64, 198-205
194. van Steenberghe, D. (1989)
A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated
fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism
J.Prosthet.Dent., 61, 217-223
195. van Steenberghe, D., Lekholm, U., Bolender, C., Folmer, T., Henry, P., Herrmann,
I., Higuchi, K., Laney, W., Linden, U., Astrand, P. (1990)
Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial
edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures
Int.J.Oral Maxillofac.Implants, 5, 272-281

196. Verhoeven, J. W., Cune, M. S., De, Putter C. (2000)
Reliability of some clinical parameters of evaluation in implant dentistry
J.Oral Rehabil., 27, 211-216

197. Wahl, G. (1986)
Postoperative Knochenstoffwechselaktivitäten und ihre Bedeutung bei der
Belastung von Implantaten
Z.Zahnärztl.Implantol., 2, 140-144

198. Wang, L., Sadler, J. P., Breeding, L. C., Dixon, D. L. (1999)
An in vitro study of implant-tooth-supported connections using a robot test system
J.Biomech.Eng., 121, 290-297

199. Weinberg, L. A., Kruger, B. (1994)
Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-
supported prostheses
Oral Surg.Oral Med.Oral Pathol., 78, 22-27

200. Wie, H., Larheim, T. A., Karlsen, K. (1979)
Evaluation of endosseous implant abutments as a base for fixed prosthetic
appliances. A preliminary clinical study
J.Oral Rehabil., 6, 353-363

201. Witter, D. J., de Haan, A. F., Käyser, A. F., van Rossum, G. M. (1994)
A 6-year follow-up study of oral function in shortened dental arches.
Part II: Craniomandibular dysfunction and oral comfort
J.Oral Rehabil., 21, 353-366

202. Zach, G. A., Langland, O. E., Sippy, F. H. (1969)
The use of the orthopantomograph in longitudinal studies
Angle.Orthod., 39, 42-50

203. Zacharisson, B. U., Alnaes, L (1974)
Periodontal condition in orthodontically treated and untreated individuals.
II. Alveolar bone loss: radiographic findings
Angle.Orthod., 44, 48-55

204. Zarb, G. A., MacKay, H. F. (1980)
The partially edentulous patient. I.The biologic price of prosthodontic intervention
Aust.Dent.J., 25, 63-68

205. Zarb, G. A., Schmitt, A. (1993)
The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in
posterior partially edentulous patients
Int.J.Prosthodont., 6, 189-196
206. Zeichner, S. J., Ruttimann, U. E., Webber, R. L. (1987)
Dental radiography: efficacy in the assessment of intraosseous lesions of the face
and jaws in asymptomatic patients
Radiology, 162, 691-695

7 Anhang

7.1 Implantatabmessungen zur Berechnung des Verzerrungsfaktors

7.1.1 Frialit-2[®]-Implantate:

Implantattyp (Hersteller- angaben)	Länge Apex bis Referenzpunkt in mm (laut Meßvorschrift)	Breite am Referenzpunkt in mm
3,8 x 11	7,2	3,8
3,8 x 13	7,2	3,8
3,8 x 15	7,2	3,8
4,5 x 10	6	4,5
4,5 x 13	9	4,5
4,5 x 15	11	4,5
5,5 x 10	6	5,4
5,5 x 13	9	5,4
5,5 x 15	11	5,4
6,5 x 13	9	6,4
6,5 x 15	11	6,4

Anmerkung:

Stufenschrauben und
Zylinder haben gleiche
Abmessungen

Tabelle 1: Abmessungen des Frialit-2[®]-Implantats

7.1.2 IMZ[®]-Implantate

Implantattyp (Hersteller- angaben)	Länge Apex bis Referenz- punkt in mm (laut Meß- vorschrift)	Länge Apex bis DHO in mm (DH=2mm)	Länge Apex bis DHO in mm (DH=4mm)	Länge Apex bis Implantat- oberkante in mm	Breite am Referenz- punkt in mm
4,0 x 8	7,3	10,4	12,4	8,4	4
4,0 x 11	10,3	13,4	15,4	11,4	4
4,0 x 13	12,3	15,4	17,4	13,4	4
4,0 x 15	14,3	17,4	19,4	15,4	4
3,3 x 8	7,3	10,4	12,4	8,4	3,3
3,3 x 10	9,3	12,4	14,4	10,4	3,3
3,3 x 13	12,3	15,4	17,4	13,4	3,3
3,3 x 15	14,3	17,4	19,4	15,4	3,3

Legende: DH = Distanzhülse; DHO = Oberkante Distanzhülse

Tabelle 2: Abmessungen des IMZ[®]-Implantats

7.2 Interindividuelle Reliabilität der Meßmethode für Pfeilerzähne

7.2.1 Ziel:

Untersuchung der Meßgenauigkeit bei der Vermessung parodontaler Knochendefekte auf digitalisierten Röntgenbildern.

7.2.2 Material und Methode

25 stichprobenartig herausgesuchte digitalisierte Röntgenbilder wurden drei Untersuchern zur Messung vorgelegt. Die Reihenfolge des Bildaufrufs wurde per Zufalls-generator (Jump, SAS, Cary, USA) randomisiert, die Bilddaten wurden abgedeckt, so daß eine geblindete Beurteilung gegeben war.

7.2.3 Ergebnisse

Für die Darstellung wurden die Werte durch Auf- und Abrunden in Schritten zu 0,5 mm kategorisiert. Die dunklen Säulen in den folgenden Abbildungen zeigen die Unterschiede innerhalb des Toleranzbereiches von ± 1 mm, die hellen Säulen markieren Unterschiede außerhalb. Auf der Abszisse sind die Unterschiede in Millimetern, auf der Ordinate die Häufigkeitsverteilung der Unterschiede in Prozent abgetragen.

Die Zusammenfassung aller Strecken ergab, daß 91 % der Werte um weniger als 1 mm voneinander abwichen, es kamen maximal Abweichungen bis 2,5 mm vor (Abbildung 41).

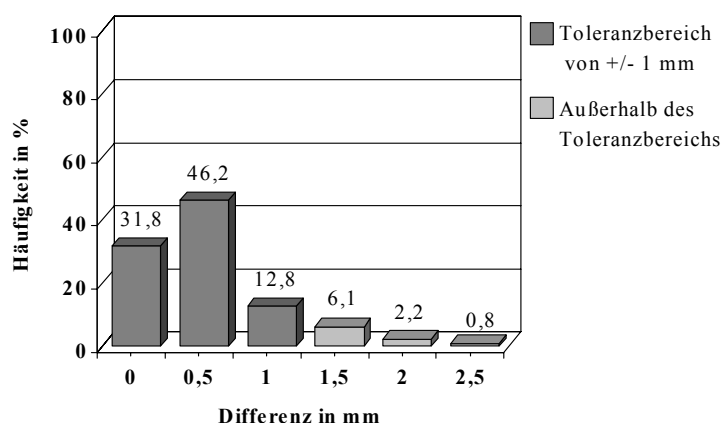


Abbildung 41: Gesamtergebnis der Reliabilitätsuntersuchung (Pfeilerzähne):

Häufigkeitsverteilung der Unterschiede zwischen den Ergebnissen aller Meßstrecken (n=132)

„Tiefe des Knochendefekts“ (TKD): 95% der Werte lagen im Toleranzbereich, zwei Werte lagen bei 1,5 und 2,5 mm (Abbildung 42).

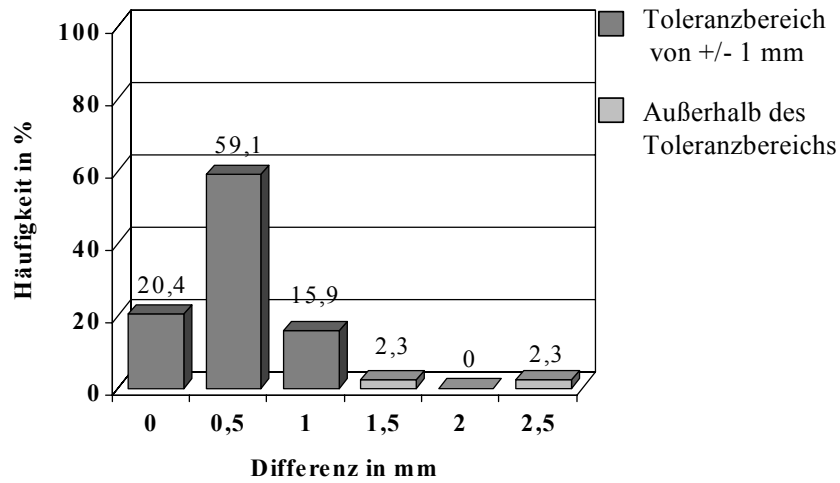


Abbildung 42: Ergebnis der Reliabilitätsuntersuchung (Pfeilerzähne):

Häufigkeitsverteilung der Unterschiede zwischen den Ergebnissen der Strecken TKD mesial und distal (n=44)

„Breite des Knochendefekts“ (BKD): 95% der Werte differierten um weniger als 1 mm. Der größte Ausreißer lag bei 1,5 mm (Abbildung 43).

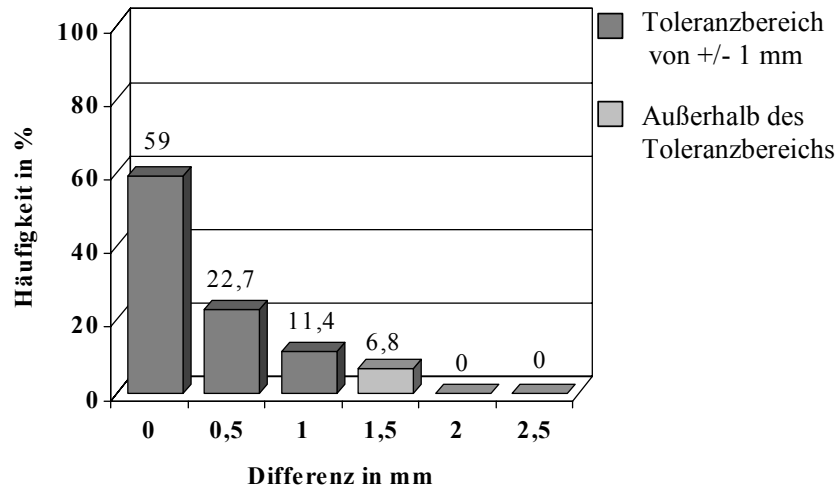


Abbildung 43: Ergebnis der Reliabilitätsstudie (Pfeilerzähne):

Häufigkeitsverteilung der Unterschiede zwischen den Messungen der Strecken BKD mesial und distal (n=44)

„Knochenniveau“ (KN): 84% der Werte bewegten sich innerhalb der Toleranz, Ausreißer lagen bei maximal 2 mm (Abbildung 44).

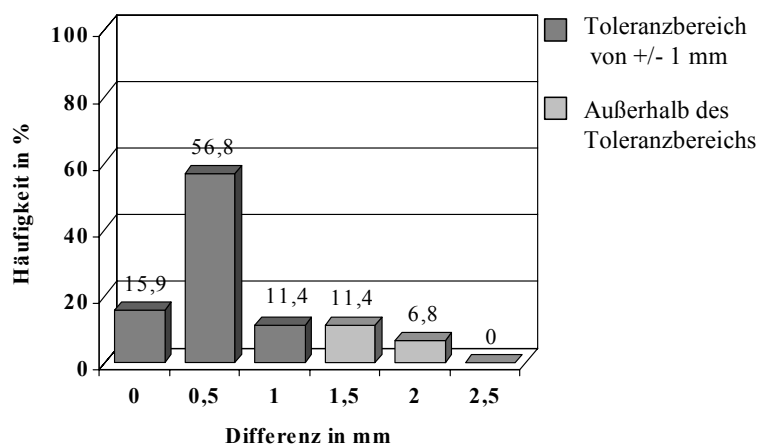


Abbildung 44: Ergebnis der Reliabilitätsstudie (Pfeilerzähne):

Häufigkeitsverteilung der Unterschiede zwischen den Ergebnissen der Strecken KN mesial und distal (n=44)

Als Folgerung aus der Reliabilitätsuntersuchung ergab sich, daß alle Meßstrecken an Pfeilerzähnen zu 91 % mit einer Genauigkeit von < 1 mm gemessen werden können, das heißt der Toleranzbereich wurde auf ± 1 mm festgelegt.

7.3 Tabellarischer Anhang zum Ergebnisteil

Legende der verwendeten Abkürzungen

KKD	Koronaler Knochendefekt
BKD	Breite des Knochendefekts
KN	Knochniveau
G	Gesamt (alle Untersuchungszeiträume zusammengenommen)
P	Untersuchungszeitraum OP bis Prothetik
1.J, 2.J, etc.	Untersuchungszeitraum OP bis 1., 2., Jahr nach Prothetik
KI	Konfidenzintervall
T	Testwert des t-Tests
p	p-Wert des t-Tests
N	Anzahl Patienten zum Untersuchungszeitpunkt
Δ	Differenz der Werte
-	Zunahme der Knochenhöhe
+	Abnahme der Knochenhöhe

7.3.1 Implantate

7.3.1.1 VORAUSWERTUNG FÜR IMPLANTATE

Vorauswertung	Meßstrecken						
	KKD in mm		BKD in mm		KN in mm		
Box Plot	G	1. J.	G	1. J.	G	1. J.	
100 %	1,37	1,37	3,13	2,48	2,46	1,93	
99,5 %	1,37	1,37	3,13	2,48	2,46	1,93	
97,5 %	1,17	1,17	2,02	2,39	1,71	1,63	
90 %	0,55	0,55	0,90	1,28	0,88	0,70	
75 %	0,34	0,34	0,32	0,44	0,42	0,23	
Median 50 %	0,06	0,06	-0,17	-0,02	0,07	0,00	
25 %	-0,18	-0,18	-0,71	-0,61	-0,45	-0,58	
10 %	-0,68	-0,68	-1,27	-1,15	-1,16	-1,22	
2,5 %	-2,02	-2,02	-1,82	-1,95	-1,75	-2,49	
0,5 %	-3,47	-3,47	-2,41	-2,81	-2,49	-2,73	
0 %	-3,47	-3,47	-2,41	-2,81	-2,49	-2,73	
Mittelwert	-0,01	-0,01	-0,13	-0,01	-0,02	-0,17	
Standardabweichung	0,66	0,66	0,87	0,97	0,78	0,81	
Standardfehler	0,66	0,07	0,09	0,11	0,08	0,09	
Obere 95%-KI-Grenze	0,12	0,12	0,04	0,21	0,14	0,02	
Untere 95%-KI-Grenze	-0,14	-0,14	-0,31	-0,23	-0,17	-0,35	
t-Test (2-seitig)	T	-0,13	-1,52	-0,09	-0,19	-1,83	-0,19
	p	0,90	0,13	0,93	0,85	0,07	0,85
Wilcoxon Signed-Rank	0,15	0,15	0,05	0,73	0,83	0,18	
Anzahl der Patienten N	100	100	99	77	99	77	

Tabelle 3: Ergebnisse und Statistik der Vorauswertung für Implantate

(Mittelwertbildung zwischen mesialen und distalen Daten zu Knochenveränderungen) siehe

Abbildung 24, S. 42

7.3.1.2 HAUPTAUSWERTUNG FÜR IMPLANTATE

Gesamtergebnis		Koronaler Knochendefekt in mm					Breite des Knochendefekts in mm					Knochenniveau in mm							
Box Plot		P	1. J.	2. J.	3. J.	4. J.	5. J.	P	1. J.	2. J.	3. J.	4. J.	5. J.	P	1. J.	2. J.	3. J.	4. J.	5. J.
100 %		3,01	4,75	4,27	3,89	3,57	4,07	2,60	2,74	3,54	3,66	3,91	4,05	2,24	2,32	2,39	2,13	1,49	2,11
99,5 %		3,01	4,75	4,27	3,89	3,57	4,07	2,60	2,74	3,54	3,66	3,91	4,05	2,24	2,32	2,39	2,13	1,49	2,11
97,5 %		2,18	3,77	4,19	3,75	3,57	4,03	2,23	2,64	3,39	3,33	3,91	3,54	1,44	2,29	2,21	2,01	1,49	2,09
90 %		1,65	2,43	2,44	2,91	3,49	3,74	1,59	1,81	1,84	1,86	2,82	1,99	1,08	1,18	1,22	1,26	1,26	1,58
75 %		1,19	1,62	1,73	1,82	1,85	2,11	1,23	1,48	1,39	1,39	1,69	1,57	0,77	0,74	0,76	0,80	0,73	0,76
Median	50 %	0,85	0,97	1,08	1,10	1,10	1,05	0,73	1,04	0,97	1,07	1,07	1,04	0,30	0,28	0,29	0,34	0,14	0,17
25 %		0,47	0,58	0,78	0,70	0,86	0,57	0,34	0,54	0,48	0,49	0,63	0,55	-0,09	-0,18	-0,01	-0,08	-0,27	-0,26
10 %		0,15	0,19	0,30	0,34	-0,09	0,26	0,02	0,08	0,04	0,13	-0,06	0,11	-0,50	-0,57	-0,64	-0,75	-0,72	-0,74
2,5 %		0,00	-0,02	-0,04	0,01	-0,36	-0,22	-0,30	-0,05	-0,12	-0,21	-0,20	-0,30	-1,18	-1,01	-0,97	-1,34	-1,39	-1,10
0,5 %		-0,21	-0,03	-0,25	-0,03	-0,36	-0,31	-0,59	-0,15	-0,16	-0,61	-0,20	-0,37	-1,33	-1,27	-1,08	-1,43	-1,39	-1,14
0 %		-0,21	-0,03	-0,25	-0,03	-0,36	-0,31	-0,59	-0,15	-0,16	-0,61	-0,20	-0,37	-1,33	-1,27	-1,08	-1,43	-1,39	-1,14
Mittelwert		0,86	1,19	1,28	1,31	1,37	1,45	0,78	1,03	1,02	1,02	1,26	1,11	0,32	0,31	0,35	0,32	0,20	0,31
Standardabweichung		0,58	0,88	0,87	0,89	1,05	1,19	0,60	0,63	0,72	0,73	1,01	0,78	0,62	0,71	0,69	0,74	0,69	0,80
Standardfehler		0,06	0,10	0,10	0,10	0,26	0,16	0,06	0,07	0,09	0,08	0,25	0,11	0,07	0,08	0,08	0,08	0,17	0,11
Obere 95%-KI-Grenze		0,98	1,39	1,48	1,51	1,92	1,78	0,91	1,17	1,19	1,18	1,80	1,32	0,45	0,47	0,51	0,49	0,57	0,53
Untere 95%-KI-Grenze		0,74	0,99	1,08	1,11	0,81	1,12	0,65	0,88	0,85	0,85	0,73	0,89	0,19	0,15	0,19	0,16	-0,17	0,08
t-Test (2-seitig)	T	14,3	12,0	12,9	13,1	5,22	8,82	12,2	14,3	12,0	12,3	5,03	10,2	4,86	3,82	4,29	3,85	1,17	2,77
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,26	0,01
Wilcoxon Signed-Rank		0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,25	0,02
Anzahl der Patienten N		91	80	76	79	16	52	88	77	72	77	16	51	88	77	72	77	16	51

Tabelle 4: Auswertung der Knochenveränderungen an Implantaten zu den verschiedenen Kontrollzeitpunkten mit Ausgangswert bei Implantatinsertion (OP);
siehe Kapitel 3.1.2, S. 43 ff mit Abbildung 25, S. 44 und Abbildung 26, S. 45 und Abbildung 27, S. 46

Ober- und Unterkiefer getrennt ausgewertet		Koronaler Knochendefekt (KKD) in mm											
		Oberkiefer					Unterkiefer						
Box Plot	Proth.	1. Jahr	2. Jahr	3. Jahr	4. Jahr	5. Jahr	Proth.	1. Jahr	2. Jahr	3. Jahr	4. Jahr	5. Jahr	
100 %	1,84	3,79	4,18	3,75	1,16	4,07	3,01	4,75	4,27	3,89	3,57	3,95	
99,5 %	1,84	3,79	4,18	3,75	1,16	4,07	3,01	4,75	4,27	3,89	3,57	3,95	
97,5 %	1,84	3,79	4,18	3,75	1,16	4,07	2,20	3,07	3,36	3,36	3,57	3,94	
90 %	1,09	3,34	3,14	3,39	1,16	4,01	1,70	2,31	2,45	2,46	3,52	3,12	
75 %	0,79	0,98	1,23	1,55	1,07	3,49	1,30	1,64	1,85	1,82	1,96	2,06	
Median 50 %	0,58	0,60	0,75	0,72	0,79	1,26	0,88	1,04	1,18	1,15	1,23	1,01	
25 %	0,08	0,15	0,31	0,35	0,75	0,37	0,48	0,63	0,80	0,80	0,88	0,60	
10 %	-0,21	-0,03	0,01	0,03	0,74	0,07	0,13	0,22	0,34	0,32	-0,17	0,25	
2,5 %	-0,21	-0,03	-0,03	-0,03	0,74	-0,04	0,00	0,00	-0,07	0,01	-0,36	-0,28	
0,5 %	-0,21	-0,03	-0,03	-0,03	0,74	-0,04	0,00	-0,02	-0,25	0,00	-0,36	-0,31	
0 %	-0,21	-0,03	-0,03	-0,03	0,74	-0,04	0,00	-0,02	-0,25	0,00	-0,36	-0,31	
Mittelwert	0,50	0,91	1,02	1,13	0,87	1,73	0,92	1,20	1,33	1,32	1,44	1,35	
Standardabweichung	0,49	1,09	1,07	1,18	0,20	1,49	0,60	0,83	0,83	0,83	1,10	1,08	
Standardfehler	0,11	0,28	0,28	0,29	0,10	0,43	0,07	0,10	0,10	0,10	0,30	0,16	
Obere 95%-KI-Grenze	0,73	1,52	1,61	1,76	1,18	2,68	1,05	1,39	1,53	1,51	2,08	1,68	
Untere 95%-KI-Grenze	0,26	0,30	0,43	0,50	0,56	0,79	0,79	1,01	1,12	1,12	0,80	1,02	
t-Test (2-seitig)	T	4,40	3,22	3,70	3,84	8,85	4,03	13,77	12,42	13,04	13,37	4,87	8,21
	p	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Wilcoxon Signed-Rank	0,00	0,00	0,00	0,00	0,13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
Anzahl der Patienten N	19	15	15	16	4	12	80	74	67	71	14	43	

*Tabelle 5: Ergebnisse und Statistik der Ergebnisse der Knochenveränderungen des Ober- und Unterkiefers
siehe Kapitel 3.1.2.2, S. 47 ff mit Abbildung 28, S. 47 und Abbildung 29, S. 48*

Ober- und Unterkiefer im Vergleich		Koronaler Knochendefekt (KKD) in mm				
		Proth.	1. Jahr	2. Jahr	3. Jahr	
Obere 95%-KI-Grenze		-0,15	0,17	0,18	0,28	
Untere 95%-KI-Grenze		-0,72	-0,83	-0,84	-0,72	
Δ der Mittelwerte (OK-UK)		-0,42	-0,29	-0,31	-0,19	
Δ der Mediane (OK-UK)		-0,30	-0,44	-0,43	-0,43	
t-Test (2-seitig)	T	-3,05	-1,29	-1,28	-0,87	
	p	0,00	0,20	0,21	0,39	
Wilcoxon / Kruskal-Wallis (2-seitig)		p	0,00	0,02	0,04	0,08
Chi-Quadrat-Test		p	0,00	0,02	0,04	0,08

Tabelle 6: Ergebnisse und Statistik des Vergleichs zwischen Oberkiefer und Unterkiefer siehe Kapitel 3.1.2.2, S. 47ff mit Abbildung 30, S. 49

IMZ®-Implantate	Koronaler Knochendefekt (KKD) in mm						
Box Plot	P	1	2	3	4	5	
100 %	2,20	4,75	4,27	3,89	3,57	3,95	
99,5 %	2,20	4,75	4,27	3,89	3,57	3,95	
97,5 %	2,16	4,06	3,85	3,53	3,57	3,94	
90 %	1,49	2,19	2,44	2,82	3,53	3,59	
75 %	1,12	1,45	1,61	1,64	2,01	2,11	
Median 50 %	0,75	0,98	1,05	0,96	1,32	1,05	
25 %	0,39	0,51	0,78	0,70	0,81	0,61	
10 %	0,16	0,22	0,33	0,34	-0,21	0,27	
2,5 %	0,00	0,00	-0,16	0,05	-0,36	-0,24	
0,5 %	0,00	-0,02	-0,25	0,01	-0,36	-0,31	
0 %	0,00	-0,02	-0,25	0,01	-0,36	-0,31	
Mittelwert	0,79	1,13	1,22	1,26	1,47	1,45	
Standardabweichung	0,52	0,84	0,81	0,85	1,14	1,14	
Standardfehler	0,07	0,11	0,11	0,11	0,32	1,17	
Obere 95%-KI-Grenze	0,92	1,36	1,45	1,48	2,16	1,78	
Untere 95%-KI-Grenze	0,66	0,90	1,00	1,04	0,78	1,12	
t-Test (2-seitig)	T	12,09	9,97	10,87	11,54	4,62	8,80
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Wilcoxon Signed-Rank	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
Anzahl der Patienten N	64	55	52	61	13	48	

Tabelle 7: Ergebnisse und Statistik zum IMZ®-System

siehe Kapitel 3.1.2.3, S. 49 f mit Abbildung 31, S. 50

Gegenkieferversorgung festsitzend		Koronaler Knochendefekt (KKD) in mm					
		Proth.	1. Jahr	2. Jahr	3. Jahr	4. Jahr	5. Jahr
Box Plot							
100 %		3,01	4,75	4,27	3,89	3,57	4,07
99,5 %		3,01	4,75	4,27	3,89	3,57	4,07
97,5 %		2,20	3,96	4,20	3,78	3,57	4,04
90 %		1,47	2,67	2,45	2,86	3,51	3,81
75 %		1,17	1,58	1,69	1,67	1,67	2,11
Median	50 %	0,77	0,96	1,02	0,94	1,04	1,01
25 %		0,40	0,57	0,76	0,66	0,86	0,50
10 %		0,14	0,20	0,31	0,34	-0,13	0,25
2,5 %		-0,01	-0,02	-0,08	0,00	-0,36	-0,25
0,5 %		-0,21	-0,03	-0,25	-0,03	-0,36	-0,31
0 %		-0,21	-0,03	-0,25	-0,03	-0,36	-0,31
Mittelwert		0,83	1,18	1,26	1,25	1,33	1,42
Standardabweichung		0,58	0,90	0,89	0,88	1,07	1,19
Standardfehler		0,06	0,11	0,11	0,11	0,28	0,17
Obere 95%-KI-Grenze		0,95	1,40	1,48	1,46	1,92	1,77
Untere 95%-KI-Grenze		0,70	0,97	1,05	1,04	0,74	1,09
t-Test (2-seitig)	T	12,88	11,10	11,76	11,87	4,80	8,42
	p	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Wilcoxon Signed-Rank		0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Anzahl der Patienten N		81	72	69	70	15	49

Tabelle 8: Ergebnisse und Statistik zur Auswertung der Knochenveränderungen bei festsitzender prothetischer Versorgung im Gegenkiefer; siehe Kapitel 3.1.2.4, S. 50 f mit Abbildung 32, S. 51

7.3.2 Pfeilerzähne

7.3.2.1 VORAUSWERTUNG FÜR PFEILERZÄHNE

Vorauswertung	KKD in mm	BKD in mm	KN in mm
Box Plot	1. Jahr	1. Jahr	1. Jahr
100 %	0,79	0,44	0,72
99,5 %	0,79	0,44	0,72
97,5 %	0,67	0,40	0,69
90 %	0,33	0,18	0,39
75 %	0,20	0,07	0,26
Median 50 %	0,00	0,00	0,03
25 %	-0,20	0,00	-0,13
10 %	-0,33	0,00	-0,33
2,5 %	-0,65	-0,18	-0,49
0,5 %	-0,85	-0,22	-0,52
0 %	-0,85	-0,22	-0,52
Mittelwert	0,01	0,04	0,03
Standardabweichung	0,28	0,11	0,28
Standardfehler	0,04	0,01	0,04
Obere 95%-KI-Grenze	0,08	0,07	0,10
Untere 95%-KI-Grenze	-0,06	0,01	-0,04
t-Test (2-seitig)	T	0,28	3,03
	p	0,77	0,00
Wilcoxon Signed-Rank	0,70	0,00	0,46
Anzahl der Patienten N	63	62	60

*Tabelle 9: Ergebnisse und Statistik der Vorauswertung für Pfeilerzähne
(Mittelwertbildung zwischen mesialen und distalen Daten zu
Knochenveränderungen)
siehe Kapitel 3.2.1, S. 52 f
mit Abbildung 33, S. 52*

7.3.2.2 HAUPTAUSWERTUNG FÜR PFEILERZÄHNE

Gesamtergebnis Pfeilerzähne	Koronaler Knochendefekt in mm					Breite des Knochendefekts in mm					Knocheniveau in mm					
	1. J.	2. J.	3. J.	4. J.	5. J.	1. J.	2. J.	3. J.	4. J.	5. J.	1. J.	2. J.	3. J.	4. J.	5. J.	
Box Plot																
100 %	0,36	0,72	1,77	0,46	2,26	0,30	1,18	1,92	0,59	3,21	0,38	0,85	0,83	0,26	0,59	
99,5 %	0,36	0,72	1,77	0,46	2,26	0,30	1,18	1,92	0,59	3,21	0,38	0,85	0,83	0,26	0,59	
97,5 %	0,36	0,68	1,44	0,46	2,26	0,23	0,79	1,33	0,59	3,21	0,37	0,69	0,75	0,26	0,59	
90 %	0,22	0,36	0,44	0,45	0,43	0,07	0,15	0,08	0,55	0,19	0,29	0,34	0,42	0,26	0,36	
75 %	0,13	0,12	0,23	0,39	0,18	0,04	0,00	0,02	0,14	0,00	0,13	0,11	0,23	0,16	0,17	
Median 50 %	0,03	0,04	0,03	0,16	0,04	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,02	0,03	0,10	0,09	0,02	
25 %	-0,10	-0,07	-0,11	0,00	-0,08	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,13	-0,12	-0,11	-0,03	-0,13	
10 %	-0,19	-0,21	-0,30	-0,17	-0,40	-0,06	-0,11	-0,07	-0,03	-0,05	-0,24	-0,29	-0,31	-0,19	-0,39	
2,5 %	-0,31	-0,48	-0,58	-0,19	-0,79	-0,13	-0,18	-0,16	-0,04	-0,18	-0,36	-0,51	-0,73	-0,19	-0,79	
0,5 %	-0,39	-0,49	-0,64	-0,19	-0,79	-0,16	-0,18	-0,17	-0,04	-0,18	-0,43	-0,52	-0,87	-0,19	-0,79	
0 %	-0,39	-0,49	-0,64	-0,19	-0,79	-0,16	-0,18	-0,17	-0,04	-0,18	-0,43	-0,52	-0,87	-0,19	-0,79	
Mittelwert	0,02	0,05	0,08	0,17	0,08	0,01	0,02	0,04	0,10	0,10	0,00	0,02	0,07	0,07	0,01	
Standardabweichung	0,16	0,24	0,37	0,21	0,46	0,06	0,18	0,27	0,19	0,53	0,18	0,24	0,29	0,15	0,28	
Standardfehler	0,02	0,03	0,05	0,07	0,08	0,01	0,02	0,04	0,06	0,09	0,02	0,03	0,04	0,05	0,05	
Obere 95%-KI-Grenze	0,06	0,12	0,19	0,32	0,23	0,03	0,07	0,12	0,23	0,27	0,05	0,08	0,15	0,19	0,10	
Untere 95%-KI-Grenze	-0,03	-0,01	-0,02	0,02	-0,07	0,00	-0,03	-0,03	-0,04	-0,08	-0,04	-0,05	-0,02	-0,06	-0,09	
t-Test (2-seitig)	T	0,74	1,64	1,66	2,61	1,09	1,77	0,84	1,08	1,63	1,14	0,14	0,49	1,62	1,27	0,14
	p	0,46	0,11	0,10	0,03	0,28	0,08	0,40	0,28	0,14	0,26	0,89	0,62	0,11	0,24	0,89
Wilcoxon Signed-Rank	0,56	0,10	0,17	0,05	0,26	0,08	0,88	0,38	0,13	0,26	0,97	0,54	0,06	0,46	0,63	
Anzahl der Patienten N	63	56	53	10	38	62	56	53	10	38	60	54	52	8	38	

Tabelle 10: Ergebnisse und Statistik zu Knochenveränderungen an Pfeilerzähnen; Ausgangswert bei Prothetik
siehe Kapitel 3.2.2, S. 53 ff mit Abbildung 34, S. 54 und Abbildung 35, S. 55 und Abbildung 36, S. 56

7.4 Anlagen

7.4.1 Anlage A: Literaturübersicht über retrospektive und prospektive in vivo Studien

7.4.1.1 LEGENDE ZU DEN IN DER LITERATURÜBERSICHT VERWENDETEN ABKÜRZUNGEN

OK	Oberkiefer
UK	Unterkiefer
VBB	Verbundbrücke
ESG	Einstückgußprothese
IMZ	intramobiles Zylinderimplantat
IME	intramobiles Element
POM	Polyoxymethylen
OD	ohne Distanzhülse
DH	mit Distanzhülse
OP	Operation; Implantatinsertion
Impl.	Implantat
Pat.	Patient
Proth.	Prothetik; Zeitpunkt der prothetischen Versorgung
Untersuch.	Untersuchung
J.	Jahr(e)
röntg.	röntgenologisch
Befunde und Indizes	
AG	befestigte Gingiva
GI	Gingivaindex
KA	Knochenabbau
MI	Mobilitätsindex
PBI	Papillenblutungsindex
PI	Plaqueindex
PTW	Periotestwert
SBI	Sulkusblutungsindex
SFR	Fließrate Sulcusfluid
ST	Sondierungstiefe

7 Anhang – 7.4 Anlagen: Literaturübersicht über retrospektive und prospektive in vivo Studien

Autoren; Erscheinungsjahr; Art der Studie	Implantat-system / -typ	Anzahl Pat. zu Beginn (nach Ausscheiden aus Studie)	Implantat-zahl	Beobachtungszeit (Jahre)	Zeitpunkt erste röntg. Untersuchung.	Topographie: OK ; UK ; Kennedy Klasse	prothetische Versorgung im Gegenkiefer	starre / resiliente Lagerung; Verbindung von Zahn und Implantat	Verluste vor Proth./ nach Proth.	Definition des Mißerfolgs	statistische Methoden	(In Beziehung zueinander gesetzte) Untersuchungsparameter	Ergebnisse bezüglich des Knochenabbaus (KA) an Zähnen und Implantaten	Bemerkungen; aufgetretene Probleme
Smithloff, Fritz (172) 1972 prospektiv	Linkov Blattimplantate	32	49 einköpfig 3 zweiköpfig;	vorläufiger Bericht	? später jährlich	9 OK; 40 UK; Kennedy Klasse I, II und zahnlos	32x Zähne 4x Implantate 3x Teilproth. 10x Totalprothese	Präzisionsgeschiebe	0 / 3	weder Schmerz noch Mobilität; ST < 3mm; Röntgen	keine	Klassifikation der Alveolarfortsatzkontur: - messerscharf - schmal - mäßig - breit; ST (Sondierungstiefe)		alle Brücken Verbundbrücken
Smithloff, Fritz (173) 1973 prospektiv	s.o.	32	7 einpfostig 38 mehrpfostig	3 Jahre				s.o.		s.o.	keine			
Smithloff, Fritz (174) 1976 prospektiv	s.o.	32 (23)	49 (33)	5 Jahre		8 OK; 37 UK		s.o.	0 / 3	s.o.	keine	Korrelationen: - negativ für Fortsatzkontur/ KA (Knochenabbau) - negativ für Gegenkieferbez / KA	3 Ergebnismuster: (a) 14 Impl. KA klein und röntgenologisch gesund (b) 8 Impl. 2mm ² Knochendefekt ST 4-5 mm (c) 11 Impl. 3mm ² Knochendefekt ST > 6mm	
Smithloff, Fritz (175) 1981 prospektiv	s.o.	32 (22)	49 (32)	10 Jahre		8 OK; 37 UK		s.o.	keine weiteren	s.o.	keine	- positiv für schlechte Mundhygiene / KA	2 Ergebnismuster: (a) 14 Impl. gesund (b) 18 Impl. 2-3 mm ² Knochendefekt	
Smithloff, Fritz (176) 1987 prospektiv	s.o.	32 (18)	49 (26)	15 Jahre		5 UK; 26 OK		s.o.	keine weiteren	s.o.	keine		3 Ergebnismuster: (a) 13 Impl. gesund; (b) 13 Impl. 2-3 mm Knochendefekt (c) Senkung des Impl. im Knochen	

Anlage A / I

7 Anhang – 7.4 Anlagen: Literaturübersicht über retrospektive und prospektive in vivo Studien

Autoren; Erscheinungsjahr; Art der Studie	Implantat-system / -typ	Anzahl Pat. zu Beginn (nach Ausscheiden aus Studie)	Impl.-zahl	Beobachtungszeit (Jahre)	Zeitpunkt erste röntg. Untersuchung.	Topographie: OK ; UK ; Kennedy Klasse	prothetische Versorgung im Gegenkiefer	starre / resiliente Lagerung; Verbindung von Zahn und Implantat	Verluste vor Proth./ nach Proth.	Definition des Mißerfolgs	Statistische Methoden	(In Beziehung zueinander gesetzte) Untersuchungsparameter	Ergebnisse bezüglich des Knochenabbaus (KA) an Zähnen und Implantaten	Bemerkungen; aufgetretene Probleme
Cranin et al. (39) 1977 retrospektiv	Blatt-, Spiral-, Nadel-implantate; transdentale Implantate	458 (415)	952	max. 8 J.	keine Angaben	keine Angaben	keine Angaben	keine Angaben	?	Erfolg: KA<1mm nach 5 J.: 66 % nach 6 J.: 55 %	life- table	Palpation Perkussion KA ST MI		„viele“ Verbundbrücken, bei diesen geringerer Knochenabbau
Wie et al. (200) 1979 retrospektiv	Linkow Blatt-implantate	12	19 mit 27 Durchtrittsstellen	2	post-operativ	10 OK; 9 UK	keine Angaben	zementiert	nur erfolgreiche Impl. einbezogen		Mann-Whitney U-Test; Homogeneity-Test	PI GI ST	1-2 mm nach 4-6 Wochen postoperativ; weitere 0,2 mm nach 2 Jahren	nur Verbundbrücken?
Tetsch et al. (186) 1980	IMZ	156	226	0 - 4	?	154 UK Kl. I u.II; 27 UK zahnlos; 9 andere	keine Angaben	resilient durch IME (intramobiles Element)	0 / 6	Verlust; Erfolg: 97,3 %	keine	ST MI Keratinisierte Gingiva Hygiene	86 x „geringer KA“, 6 x „stärkerer KA“ Korrelation: Erfolg / -geringe Distanz Zahn-Implantat -geringe Höhe der Brücke -geringe Inklination	alle außer 9 Brücken Verbundbrücken; Autoren sehen Grund für hohen Erfolg in Resilienz

Anlage A / II

7 Anhang – 7.4 Anlagen: Literaturübersicht über retrospektive und prospektive in vivo Studien

Autoren; Erscheinungsjahr Art der Studie	Implantat-system / -typ	Anzahl Pat. zu Beginn (nach Ausscheiden aus Studie)	Impl.-zahl	Beobachtungszeit (Jahre)	Zeitpunkt erste röntg. Untersuchung.	Topographie: OK; UK; Kennedy Klasse	prothetische Versorgung im Gegenkiefer	starre / resiliente Lagerung; Verbindung von Zahn und Implantat	Verluste vor Proth./ nach Proth.	Definition des Mißerfolgs	statistische Methoden	(In Beziehung zueinander gesetzte) Untersuchungsparameter	Ergebnisse bezüglich des Knochenabbaus (KA) an Zähnen und Implantaten	Bemerkungen; aufgetretene Probleme
Ericsson et al. (58) 1986 retrospektiv	Brånemark	10	40 29 OK 11 UK	0,5 bis 2,5	Prothetik	7 OK; 3 UK; 3x I 6x II 1x III	9x bezahnt; 1x Totalprothese	6x starres Geschiebe; 4x Geschiebe mit vertikaler Beweglichkeit	keine	keine	keine	Plaque % Gingivitis % ST (mm) KA (mm)	KA Impl. / Zähne < 1 mm; 0 mm max. 3 mm	Patienten mit schwerer Parodontitis
Sullivan (182) 1986 proth. Aspekte	Brånemark	50	Der Autor macht keine weiteren Angaben zur topographischen und numerischen Verteilung der einzelnen prothetischen Versorgungen, sondern diskutiert allgemein mögliche Vor- und Nachteile, die sowohl aus theoretischen Reflexionen als auch aus den zu dieser Zeit geringen klinischen Erfahrungen abzuleiten sind. Er berücksichtigt dabei alle Kennedy-Klassen, sowie Verbundbrücken als auch rein implantatgetragene Brücken.										Autor kommentiert starre Verbindung als nachteilig	
Strub et al. (179) 1987 retrospektiv	4 Typen: <hr/> Linkow Blatt- <hr/> Cryst. Bone Screw; <hr/> Ebauches Doppelbl.; <hr/> IMZ Extensions-	41	60 <hr/> 19 <hr/> 8 <hr/> 15 <hr/> 18	durchschnittlich 5 J. maximal 7.5 J.	?	5 OK; 55 UK; 1 OK 18 UK 1 OK 7 UK 3 OK 12 UK 0 OK 18 UK	keine Angaben	starr; Schulter-Rillen-Geschiebe; Teleskope	6 / 11 <hr/> 1 / 0 <hr/> 1 / 5 <hr/> 2 / 3 <hr/> 0 / 5	Verlust; Erfolgsrate: 94,7 % 25 % (v.a. Bruch) 66,7 % 72,2 %	Kaplan und Meier	PI PBI ST AG KA	Knochenabbau Implantate: 1,2 1,5 1,0 2,0	Autor empfiehlt nur Linkow Blatt-Implantate (bindegewebige Umscheidung)
Koth et al. (100) 1988 prospektiv	Bioceram Typ S (Al 2 O 3)	18	28	5	Proth.	UK; Kennedy Klasse I u. II	keine Angaben	keine Angaben	5 / 1	Verlust; Erfolgsrate 95,5 % nach Prothetik; 77,7 % ab Insertion	Pearson product-moment coefficient of correlation	SFR ST MI (Mobil.) SBI PI	Röntgenindex positiv / negativ 20 1	nur Verbundbrücken

Anlage A / III

7 Anhang – 7.4 Anlagen: Literaturübersicht über retrospektive und prospektive in vivo Studien

Autoren; Erscheinungsjahr Art der Studie	Implantat-system / -typ	Anzahl Pat. zu Beginn (nach Ausscheiden aus Studie)	Impl.-zahl	Beobachtungszeit (Jahre)	Zeitpunkt erste röntg. Untersuchung.	Topographie: OK ; UK ; Kennedy Klasse	prothetische Versorgung im Gegenkiefer	starre / resiliente Lagerung; Verbindung Von Zahn u. Implantat	Verluste vor Proth./ nach Proth.	Definition des Mißerfolgs	Statistische Methoden	(In Beziehung zueinander gesetzte) Untersuchungsparameter	Ergebnisse bezüglich des Knochenabbaus (KA) an Zähnen und Implantaten	Bemerkungen; aufgetretene Probleme
VanSteenberghe (194) 1989 retrospektiv	Brånemark (58 % VBB; 42 % rein implantat-getragen)	38 (aus 6 Zentren)	133	0,5 bis 3,0	Prothetik ?	40 OK; 93 UK;	keine Angaben	Präzisions-geschiebe	9 / 3	Verlust; Erfolgsrate: 87 % OK 92 % UK	keine Angaben	Mobilität; KA (Knochenabbau)	KA Implantate: Ø 1,3 mm OK Ø 1,0 mm UK bis 1 Jahr nach Proth.; danach ca 0,1 mm pro Jahr	tendentiell geringerer KA im Molarenbereich
Jemt et al. (85) 1989 retrospektiv	Brånemark (alle Indikationen im teilbezahnten Gebiß)	244 Gruppe I 9 Gruppe II 111 Gruppe III 124	876 43 448 385	0 – 20; 6 – 20 1 – 5 0 - 1	Proth.	alle Kennedy-Kl. 5 OK; 4 UK 91 OK; 67 UK 71 OK; 61 UK	natürliche Zähne oder Pfeilerzähne	starr, ohne Geschiebe oder mit Geschiebe; 4 VBB in Gruppe I; 4 VBB in Gruppe II; 12 VBB in Gr. III	10/ 14 4 / 4 1Zahn 4 / 9 2 / ?	Verlust, Bruch; Erfolgsrate 92 % OK 79 % UK 94 % OK 99 % UK ?	keine Angaben	keine Angaben	keine Messungen durchgeführt	Nur 20 Verbundbrücken, 2-3 Implantate/ Prothese, dabei kein Auftreten bemerkenswerter Probleme
O'Leary et al. (125) 1990 histologisch; Tierversuch	Brånemark	6 Beagle-Hunde	6	ab Proth. 6 Wochen 6 Monate 1 Jahr	keine	UK; Klasse III im Seitenzahngebiet	vollbezahnter OK	starr	keine Verluste	keine	keine	Histologische Ergebnisse: 6 Wochen: - Zahn: normale Breite Parodontalspalt - Implantat: osseointegriert 6 Monate: - Zahn: Wurzelregeneration komplett - Implantat: in lamellärem Knochen, in vielen Bereichen dünne Schicht Periost. 1 Jahr: keine neuen Ergebnisse	Nur 3-gliedrige Verbundbrücken	
Richter et al. (152) 1990 therapeut. Vorgehen	IMZ (DH,OD, Extension)	4	15 (pro fehlender Zahn 1 Impl.)	1,5 bis 6,5	post-operativ	UK; Kl. I, II und III	keine Angaben	resilient bei POM-IME; diese nach multiplen Brüchen ausgetauscht durch Titan-IME	keine Verluste	keine	keine	Pat.1: sukzessiver Aufbau der Okklusalfäche; sehr gute Mundhygiene; kein KA; Pat.2: kein wesentlicher KA; wiederholt Bruch des POM-IME Pat.3: wiederholt Bruch des POM-IME hoher KA bis max. 7 mm Pat.4: bis 3mm KA, Brücke aus mechanischer Sicht rein implantat-getragen	höherer KA als im zahnlosen UK; Autor empfiehlt rein impl.-getragene Brücken; Mobilitätsanpassung der IMEs gering	

Anlage A / IV

7 Anhang – 7.4 Anlagen: Literaturübersicht über retrospektive und prospektive in vivo Studien

Autoren; Erscheinungsjahr Art der Studie	Implantat- system / -typ	Anzahl Pat. zu Beginn (nach Aus- scheiden aus Studie)	Impl.- zahl	Beob- acht- ungs- zeit (Jahre)	Zeit- punkt erste röntg. Unter- such.	Topo- graphie: OK ; UK ; Kennedy Klasse	prothetische Versorgung im Gegen- kiefer	starre / resiliente Lagerung; Verbindung Von Zahn und Implantat	Ver- luste vor Proth./ nach Proth.	Definition des Miß- erfolgs	Statistische Methoden	(In Beziehung zueinander gesetzte) Untersuchungs- parameter	Ergebnisse bezüglich des Knochenabbaus (KA) an Zähnen und Implantaten	Bemer- kungen; aufgetretene Probleme
Åstrand et al. (12) 1991 prospektiv	Brånemark (2 Indi- kationen/ Patient: intraindi- vidueller Vergleich)	23 je 1 Frei- end VBB je 1 Frei- end impl.- getragen	69 23 46	2 Jahre	Proth.	UK; Klasse I (bi- laterales Frei- ende)	OK : Total- prothese	starr; Präzisions- geschiebe (0 Freiheitsgrade)	1 / 7 1 / 2 0 / 5	Überleben 88,4% Erfolgs- rate 91,3 % Erfolgs- rate 89,1 %	keine Angaben	- „Überleben“= weder Verlust noch Schmerz, Entzündung oder radio- luzente Areale; - Stabilität der Brücke; - Zahn- oder Implantatbe- weglichkeit; - Weichgewe- reaktionen; - Sensibilitäts- störungen; - technische Komplikatio- nen	wurde noch nicht untersucht	aus Verlusten bisher keine Nachteile der Verbundbrücke erkennbar
Gunne et al. (71) 1992 prospektiv	gleiches Patienten- kollektiv	23	69	3 Jahre	s.o.	s.o.	s.o.	s.o.	1 / 7 keine weiteren Verl.	88,4 %	t-Test		Knochenabbau Impl.: Verbundbrücke: 1.J. in Fkt.: 0,4 mm 2.J. in Fkt.: - 0,04 mm rein implantatgetragen: 1.J. in Fkt.: 0,5 mm 2.J. in Fkt.: 0,2 mm	KA bei VBB etwas geringer; (Knochenzu- wachs !) Pfeilerzähne erlitten keinen Schaden
Olsson et al. (127) 1995 prospektiv	gleiches Patienten- kollektiv	23 (22)	69	5 Jahre	s.o.	s.o.	s.o.	s.o.	1 / 7	88,4 %			Knochenabbau Impl.: beide Typen 3.-5.J.: kein weiterer Knochenabbau, sondern Knochenaufbau (0,1-0,4 mm)	im Vergleich der 2 Brücken konnte für keinen Para- meter ein höheres Risiko für einen Typ ermittelt werden
Gunne et al. (72) 1999 prospektiv	gleiches Patienten- kollektiv	23 (20)	69 (52)	10 Jahre	s.o.	s.o.	s.o.	s.o.	1 / 7 keine Ver- luste im 2.- 10. J.	88,4 %	t-Test		Knochenabbau bei Verbundbrücke signifikant geringer	1 Zahn aufgrund endodontischer Probleme zu Verlust gegangen

Anlage A / V

7 Anhang – 7.4 Anlagen: Literaturübersicht über retrospektive und prospektive in vivo Studien

Autoren; Erscheinungsjahr Art der Studie	Implantat-system / -typ	Anzahl Pat. zu Beginn (nach Ausscheiden aus Studie)	Impl.-zahl	Beobachtungszeit (Jahre)	Zeitpunkt erste röntg. Untersuch.	Topographie: OK ; UK ; Kennedy Klasse	prothetische Versorgung im Gegenkiefer	starre / resiliente Lagerung; Verbindung von Zahn und Implantat	Verluste vor Proth./ nach Proth.	Definition des Mißerfolgs	Statistische Methoden	(In Beziehung zueinander gesetzte) Untersuchungsparameter	Ergebnisse bezüglich des Knochenabbaus (KA) an Zähnen und Implantaten	Bemerkungen; aufgetretene Probleme
Krämer et al. (102) 1991 prospektiv	IMZ	17	34	Ø 1,3	? (OP)	OK; UK; Kl. I u. II		50 % POM-IME; 50 %Titan-IME; bei 3 Patienten direkter Vergleich rechts/links	keine Verluste	keine	keine	PTW ST	Impl.: horiz./ vert.KA: Ø 0,42/ 0,43 mm (POM) Ø 0,38/ 0,44 mm (Titan) Zähne:horiz./ vert.KA Ø 0,69/ 0,58mm (POM) Ø 0,78/ 0,41 mm (Titan)	In erster Funktionsphase kein signifikanter Unterschied zwischen resilienter und starrer Lagerung
Dietrich et al. (49) 1991 retrospektiv	IMZ Typ I (zylindrisch) Typ II (Extensions-implantat)	73 (66)	77 42 35	5 bis 9,25 (I) 11.5 (II) Ø 7	? „jährlich bis zum 5. Jahr“	UK; Klasse I und II	keine Angaben	resilient (IME)	7 11	Verlustrate; Erfolgsrate 82 % 66 %	Kaplan und Meier	GI PI ST	KA Implantate: steter Abbau bei beiden Typen. 1. Jahr: 2 mm Anstieg auf 3 mm im 5. Jahr progredient fortschreitend, kein 'steady- state'	1-2 Pfeilerzähne + 1 Implantat / Brücke; insgesamt etwas günstigere Ergebnisse für Typ I: weniger Verluste, weniger KA
Richter et al. (149) 1992 retrospektiv	IMZ OD (ohne Distanzhülse) Ø 4 mm DH Ø 3,3 mm DH	67 (54)	103 (84) 35 15 34	1 bis 9,2 Ø 4,5	OP ?	Seitenzahngebiet ?	keine Angaben	15 Impl. in rein Impl.-getragenen Brücken; restl. Impl. in VBB mit spiel-freiem Rillen-SchulterGeschiebe resiliente Lagerung durch IME; bei VBB meist 2 Pfeilerzähne + 1- 2 Impl.	4 / 9 insges. 8 insges. 0 insges. 1	Mißerfolg bei KA > 4 mm oder >33 % der Impl.-Länge; ST > 5 mm	life-table t-test chi- quadrat- Test	PI GI ST FG PBI PTW KA	bei Erfolgskriterium vertikaler KA < 4 mm nach 5 Jahren: 70 % 93 % 63 %	insges. schnitt der Typ DH 4,0 am besten ab; Korrelations-analyse zeigt, daß sich keine eindeutigen Wechselbez. zwischen knöchernem Implantatlager und anderen Befunden ableiten läßt.

Anlage A / VI

7 Anhang – 7.4 Anlagen: Literaturübersicht über retrospektive und prospektive in vivo Studien

Autoren; Erscheinungsjahr Art der Studie	Implantat-system / -typ	Anzahl Pat. zu Beginn (nach Ausscheiden aus Studie)	Impl.-zahl	Beobachtungszeit (Jahre)	Zeitpunkt erste röntg. Untersuchung.	Topographie: OK ; UK ; Kennedy Klasse	proth. Versorg. im Gegenkiefer	starre / resiliente Lagerung; Verbindung von Zahn und Implantat	Verluste vor Proth./ nach Proth.	Definition des Mißerfolgs	statistische Methoden	Untersuchungsparameter	Ergebnisse bezüglich des Knochenabbaus (KA) an Zähnen und Implantaten	Bemerkungen; aufgetretene Probleme
Quirenen/ Naert et al. (139) 1992 retrospektiv	Brånemark (auch andere Indikationen)	146	509 OK: 304 UK: 205	2 Monate bis 6,5 Jahre Ø 3,5 Jahre	Proth.	Kiefer: 97 OK; 71 UK; meist Klasse I oder II	keine Angaben	von Verbundbrücken 61 % starr (O Freiheitsgrade) 39 % beweglich (1 Freiheitsgrad)	23 / 6	Bruch; nicht osseointegriert Erfolgsrate nach 6 Jahren: 94,3% OK 93,5% UK	life-table t-test	SBI Mobilität/ PTW	KA Impl.: 0,9 mm im ersten Jahr nach Proth.; 0,1 mm in jedem folgenden Jahr. Bei Proth. lag der Knochen 0,9 mm unter der Grenze des konstruktiv enossalen Abschnitts; kein signifikanter Unterschied zwischen - OK und UK - starr / beweglich - Material der Kaufläche	60 % rein impl.-getragen; 40 % VBB; Ø 2,2 Impl. / Brücke; Mehrfachverluste konzentrieren sich auf einzelne Pat. keine VBB an parodontal vorgeschädigten Zähnen; ansonsten wird von VBB nicht abgeraten
Naert/ Quirenen et al. (119) 1992 proth. Aspekte	2. Teil der obigen Studie: proth. Aspekte; gleiches Patientengut	s.o.	s.o.	s.o.	s.o.	s.o.	75 % bezahnt; 19 % implantatversorgt; 4 % ESG; 2 % Totalprothese	bei Kennedy-Klasse I u. II und 1 Implantat immer starr		Definition nach Albrektsson und Zarb	life-table t-test	-starre/ bewegl. Verbindung; -Material der Kaufläche: Komposit / Keramik / Gold; -VBB / rein impl.-getragen		
Nevins/ Langer (121) 1993 retrospektiv	Brånemark (auch andere Indikationen; nur Seitenzahnggebiet)	338	1203 OK: 652 UK: 551	2-8	keine röntgenologische Untersuchung.	Kiefer: 195 OK 200 UK Klasse I oder II	keine Angaben	keine Angaben	OK: 21 (10) UK: 10 (15)	Verlust; Erfolg: OK: 95,2% UK: 95,5%	keine	-Verlust / Erfolg	nicht Gegenstand der Untersuchung	66 Verbundbrücken untersucht
Hertel et al. (77) 1993 retrospektiv	IMZ (VBB)	34	34	Auswertung nach 2,5 Jahren	Prothetik	nur UK, 1. Molar	vollbezahnt	POM-IME	Pa-tientenauswahl nach Verlust	nicht Ziel der Studie	keine Angaben	Knochenabbau in Abhängigkeit von Suprastrukturkonstante (Sc)	zunehmender KA mit zunehmendem Sc (signifikant)	Untersuchungsziel: Einfluß der Dimension der Suprastruktur auf Knochenabbau

Anlage A / VII

7 Anhang – 7.4 Anlagen: Literaturübersicht über retrospektive und prospektive in vivo Studien

Autoren; Erscheinungsjahr Art der Studie	Implantat-system / -typ	Anzahl Pat. zu Beginn (nach Ausscheiden aus Studie)	Impl.-zahl	Beobachtungszeit (Jahre)	Zeitpunkt erste röntg. Untersuchung.	Topographie: OK ; UK ; Kennedy Klasse	prothetische Versorgung im Gegenkiefer	starre / resiliente Lagerung; Verbindung von Zahn und Implantat	Verluste vor Proth./ nach Proth.	Definition des Mißerfolgs	Statistische Methoden	Untersuch.-parameter	Ergebnisse bezüglich des Knochenabbaus (KA) an Zähnen und Implantaten	Bemerkungen; aufgetretene Probleme
Dietrich et al. (48) 1993 retrospektiv	IMZ (alle Indikationen) Daten für verkürzte Seitenzahnreihe:	934 (886) 383	2017 (1919) 635	Ø 2,4 J. maximal 12 J.			keine Angaben	IME	105 gesamt	Verlust; für alle Implantate nach 5 J.: 93,3 % nach 10 J.: 69,9 %	Kaplan u. Meier, Log-Rank-Test; Cox-Regressionanalyse	Verweildaueranalyse: nach 5.J.: -günstiger für zahlos (97,4%) als für Freidend (89,1%) -bei Freidend VBB mit 1 Impl.+1Zahn und rein impl.-getragen am besten; -VBB mit 2 Implantaten und 1 Zahn am ungünstigsten. -vestibuläre Knochenlamelle >1 mm signifikant besseres Überleben	pro Patient wird ein randomisiertes Implantat ausgewertet	
Block et al. (21) 1996	Integral (HA beschichtet, zylindrisch) (auch andere Indikationen als Verbundbrücke)	174	443	5 bis 10	post-OP	UK; Seitenzahngebiet	keine Angaben	36 VBB beweglich; 38 VBB starr	62 gesamt	Verlust: „survival“: 79 %; KA> 2,5; „non-morbid“: 64 %	life-table Chi-Quadr. Kaplan u. Meier	Impl.-Länge ; keratinisierte Gingiva; Knochenqualität.; Knochentransplantat; Hygiene; KA; jeweils in Bezug zu Verlust	Ergebnis allgemein: höhere Verluste bei: - starrer VBB - Transplantat - schlechte Hygiene - 8 mm Implantat keine höheren Verluste bei schlechter Knochenqualität	35% VBB; 75 % freistehend; sehr hohe Verluste im Bereich 2. Molar;
Beniashvili et al. (16) 1999 retrospektiv	Ankylos	186	462	Ø 2,5 maximal 7	Proth.	Vor allem Klasse I und II	keine Angaben	212 VBB; 250 rein implantatgetragen	?	keine		horizontaler und vertikaler Knochenabbau, Grade 0-4	etwas höherer Knochenabbau bei Verbundbrücken	

Anlage A / VIII

7.4.2 Anlage B

MESSBLATT FÜR DIE VERMESSUNG DER PERIIMPLANTÄREN KNOCHENHÖHE

Name: _____ Vorname: _____ Geburtsdatum: _____

Lokalisation des Implantats: _____ Implantattyp: _____

Datum der Messung: _____ Messung durchgeführt durch: 1. _____ (2. _____)

Situation im Gegenkiefer (siehe unten):

Lokalisation der Antagonisten (+Zahn oder Implantat):

Kontrolle	postoperativ	nach Prothetik	1. Jahr	2. Jahr	3. Jahr	5. Jahr	10. Jahr
Art der Aufnahme MF/OPG							
Datum der Rö.-Aufn.							
Zoomfaktor %							
Referenzpunkt							
Implantatlänge in mm							
Implantatbreite in mm							
Höhe der Gesamtkonstruktion in mm							
Tiefe des Knochendefekts in mm mesial							
distal							
Breite des Knochendefekts in mm mesial							
distal							
Knocheniveau in mm mesial							
distal							
Grund für Nichtbearbeitung des Rö-Bildes							

Situation im Gegenkiefer: 1= Totalprothese; 2=parodontal-gingival getragener Zahnersatz; 3= parodontal getragener Zahnersatz/ natürliche Zähne; 4=implantatgetragener Zahnersatz

7.4.3 Anlage C

MESSBLATT FÜR DIE VERMESSUNG DES PARODONTALEN KNOCHENS BEI NATÜRLICHEN ZÄHNEN

Name: _____ Vorname: _____ Geburtsdatum: _____

Lokalisation des Zahns: _____

Datum der Messung: _____ Messung durchgeführt durch: 1. _____ (2. _____)

Situation im Gegenkiefer (siehe unten): _____ Lokalisation der Antagonisten (+Zahn oder Implantat): _____

Kontrolle	postoperativ	nach Prothetik	1. Jahr	2. Jahr	3. Jahr	5. Jahr	10. Jahr
Art der Aufnahme MF/OPG							
Datum der Röntgenaufnahme							
Zoomfaktor %							
Referenzpunkt							
Tiefe des Knochendefekts in mm mesial							
distal							
Breite des Knochendefekts in mm mesial							
distal							
Knochenniveau in mm mesial							
distal							
Grund für Nichtauswertung des Rö.-Bildes							

Situation im Gegenkiefer: 1= Totalprothese / Zahnlos 2= parodontal-gingival getragener Zahnersatz

3= parodontal getragener Zahnersatz/ natürliche Zähne 4=implantatgetragener Zahnersatz

8 Danksagung

Am Ende dieser Arbeit möchte ich mich bei einigen Personen ganz besonders bedanken:

An erster Stelle bei meinem Doktorvater, Herrn Privatdozent Dr. German Gomez-Roman. Er hat mir nicht nur ein interessantes Thema überlassen, sondern war auch in allen Phasen der Arbeit ein gewissenhafter Betreuer und Lehrer. Der ständige Dialog mit ihm hat mir darüber hinaus auch einen interessanten Einblick in die Welt wissenschaftlichen Arbeitens geboten.

Bei Herrn Dr. Detlef Axmann, Statistiker des SFB Implantologie, möchte ich mich sowohl für seine Anleitung bei der Erarbeitung eines Konzepts zur Datenauswertung als auch für seine unermüdliche Hilfsbereitschaft beim Korrigieren nicht nur des statistischen Teils der Arbeit bedanken.

Herrn Michael Kruppenbacher, Informatiker des SFB Implantologie, danke ich herzlich für seine Hilfe bei der Datenverarbeitung, Programmierung und Auswertung und für seine tatkräftige und prompte Unterstützung bei allen auftretenden Computerproblemen.

Bei den Zahnarthelferinnen der Implantologie möchte ich mich für die herzliche Aufnahme und für die Hilfsbereitschaft bei der Datensichtung bedanken.

Der Friadent-GmbH, Mannheim, danke ich für die freundliche Bereitstellung des Friacom-Systems.

Meinen Kommilitoninnen und Freundinnen Ariane Schröer und Karolin Möws danke ich für die unvergeßliche Zeit der Zusammenarbeit.

9 Lebenslauf

PERSÖNLICHE DATEN	Ines Maria Schäfer, geboren am 12. Mai 1974 in Reutlingen, ledig
ELTERN	Bertram Schäfer Elisabeth Schäfer
SCHULBILDUNG	1980 – 1984 Grundschule Eduard-Spranger-Schule Reutlingen 1984 – 1993 Gymnasium Friedrich-List-Gymnasium Reutlingen Mai 1993 Abitur Leistungsfächer Französisch & Chemie
UNIVERSITÄT	April 1994 Studium der Zahnmedizin - Juni 2000 Eberhard-Karls-Universität Tübingen 16. Juni 2000 Zahnmedizinisches Staatsexamen
FAMULATUR	August / Sept. 1999 Zahnmedizinische Tätigkeit in Porto de Galinhas / Recife / Brasilien im Rahmen des Zahnärztlichen Hilfsprojekts Brasilien
ANSTELLUNGEN	Juni 1993 - Feb. 1994 Reittourenbegleitung in Malaga/Spanien Sommer 1995 Au-Pair als Deutschlehrerin in Budapest/Ungarn 1998-2000 Nebentätigkeit in der Psychotherapeutischen Klinik Sonnenberg seit Sept. 2000 Ausbildungsassistentin bei Dr. Kiltbau, Mannheim