

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

**Einfluß unterschiedlicher Geometrien prothetischer
Suprakonstruktionen auf das periimplantäre Gewebe bei
Patienten mit implantatretinierten Unterkiefertotalprothesen**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

**Berthold Jäger
aus Stuttgart**

2003

Dekan:

1. Berichterstatter:

2. Berichterstatter:

Professor Dr. C. D. Claussen

Privatdozent Dr. G. Gomez-Roman

Privatdozent Dr. Dr. M. Zerfowski

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	4
1.1 Allgemein.....	4
1.2 Literaturübersicht	6
1.3 Ziel.....	9
2 Patienten und Material	10
2.1 Studienplan	10
2.1.1 Studiendesign	10
2.1.2 Zielpopulation	10
2.1.3 Studienpopulation	10
2.1.4 Behandlung.....	11
3 Methode.....	18
3.1 Untersuchungen (Messungen)	19
3.1.1 Untersuchung periimplantärer Knochenveränderungen	19
3.1.2 Untersuchung des periimplantären Weichgewebes (Mucosa)	23
3.1.3 Untersuchung der Geometrie der prothetischen Suprakonstruktion.....	26
3.1.4 Voruntersuchungen / Reliabilitätsuntersuchung zweier Untersucher	28
3.2 Daten.....	29
3.2.1 Daten-Erhebung	30
3.2.2 Maßnahmen zur Qualitätssicherung der erhobenen Daten	30
3.3 Datenauswertung.....	31
4 Ergebnisse	36
4.1 Reliabilitätsuntersuchung der röntgenologischen Messungen	36
4.2 Reliabilitätsuntersuchung der klinischen Messungen.....	39
4.3 Periimplantäre Gewebeveränderungen	39
4.3.1 Hartgewebe	39
4.3.2 Weichgewebe	54
5 Diskussion.....	55
5.1 Studienziel.....	55
5.2 Material und Methode.....	56
5.2.1 Studienaufbau und Patientenselektion	56
5.2.2 Datenerhebung	56
5.2.3 Erfassung von periimplantärem Knochenabbau mit Hilfe von Röntgenbildern.....	57
5.2.4 Messung der Implantatabstände am Patienten	59
5.3 Ergebnisse	60
5.3.1 Einfluß der Geometrie auf periimplantären Knochen.....	60
5.3.2 Einfluß der Geometrie auf die periimplantäre Mucosa	62
5.3.3 Allgemeine Faktoren für Knochenveränderungen	63
5.3.4 Allgemeine Faktoren für Veränderungen der periimplantären Mucosa	63
5.4 Schlußfolgerungen	63
6 Zusammenfassung	64
7 Bibliographie.....	66
8 Anhang	73
8.1 Glossar	73
8.2 Literaturübersicht.....	73
8.3 Datenerhebung (Erhebungsbogen)	74
8.4 Meßwerte in Zahlen	74

1 Einleitung

1.1 Allgemein

Zahnlose Kiefer bringen beträchtliche Nachteile in Funktion, Phonetik und Ästhetik für den Patienten. Als herausnehmbarer Zahnersatz werden konventionell Totalprothesen verwendet (64). Mit zunehmendem Alter kommt es zu einer kontinuierlichen Atrophie des Kieferkammes (82) (Abbildungen 1-3, Seite 4). Diese ist im Unterkiefer größer als im Oberkiefer, weil die Oberfläche des Alveolarfortsatzes im Unterkiefer kleiner ist und somit okklusale Kräfte einen größeren Druck auf das Prothesenlager ausüben (82, 83,87). Der Knochenabbau führt zu einem Verlust der Prothesenstabilität und -retention, wodurch Kauen und Sprechen zunehmend Probleme bereiten. Die Prothese wird durch ihre Basis gehalten, welche den Kieferkamm übergreift. Im Unterkiefer ist es im Vergleich zum Oberkiefer schwieriger, eine stabil sitzende Vollprothese einzusetzen. Weichteile und Muskeln erschweren eine ruhige Lage, da sie die Prothese vom Kieferkamm abheben.

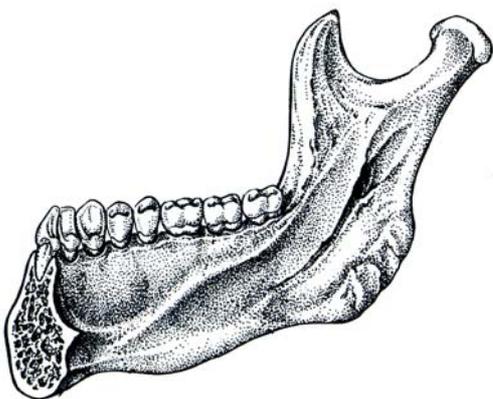


Abbildung 1: Unterkiefer (junger Mensch)

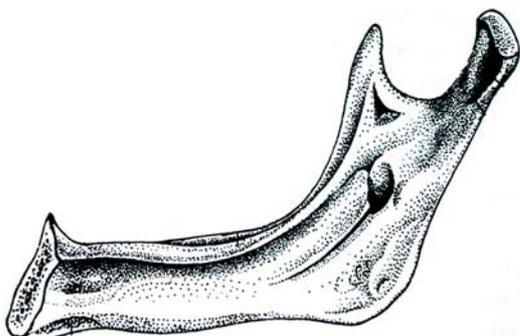


Abbildung 3: Unterkiefer (alter Mensch)



Abbildung 2: Knochenabbau im Unterkiefer

Enossale Implantate als künstliche Pfeiler zur Verankerung von Zahnersatz sind seit langem Bestandteil der modernen Prothetik. Die implantologische Versorgung erfährt eine immer häufigere Indikationsstellung, bedingt nicht zuletzt durch die stetig steigenden ästhetischen und funktionellen Ansprüche der Patienten. Die Grenzen

dieser klinischen Praxis werden zunehmend durch allgemeinmedizinische und lokale Kontraindikationen bestimmt (15,81,85). Erste Erfahrungen sammelte man in den 60er Jahren. Vor allem zahnlose Patienten erhalten durch eine prothetisch-implantologische Versorgung eine zufriedenstellende Rekonstruktion von Funktion, Ästhetik, Phonetik und damit eine erhebliche Verbesserung der Lebensqualität (21,40,56,69) . Als zusätzliche Halte- oder Stützelemente wird durch Implantate eine höhere Stabilität und Kaufunktion des Zahnersatzes erreicht (1,2,10,33). Bei sorgfältiger Indikationsstellung weist die Implantattherapie eine höhere Erfolgsquote auf als konventionelle Therapien (37). Als sinnvolle Alternative zu einer Totalprothese bei einer zahnlosen Ausgangssituation kann eine implantatretinierte Totalprothese verwendet werden (7,11,24,43,57,58,61,62). Diese ist hinsichtlich der gingivalen Abstützung, Phonetik und Tragekomfort gegenüber der konventionellen Totalprothese vorteilhaft (10,21,28,56,77). Die implantatretinierte Totalprothese hält mittels Aufbauten, Kugelpopf- oder Stegattachments auf den Implantaten. Trotz der vielen Vorteile bleiben Implantate jedoch Fremdkörper, die die ektodermale Integrität des Körpers durchbrechen. Deshalb ist es äußerst wichtig, diesen Bereich zu beobachten. Der die Implantate umgebende Knochen unterliegt physiologischen Prozessen und befindet sich ständig im Umbau. Osteoklasten bauen Knochen ab, während zeitgleich Osteoblasten Knochen wieder aufbauen. Durch biomechanische Reize ausgelöste Prozesse können zu Veränderungen am Knochenaufbau führen. Implantate wirken auf das periimplantäre Gewebe. Es kommt zu einer makroskopischen wie auch einer mikroskopischen Veränderung des regionären Knochens. Vor allem beim restbezahnten und beim zahnlosen Patienten wird beobachtet, daß die kontinuierliche Atrophie des Alveolarkamms durch Verwendung von implantatgetragendem Zahnersatz stark verlangsamt wird, verglichen zur physiologischen Reduktion nach konventioneller Versorgung (Abbildung 4, Seite 5) (5,6,17).

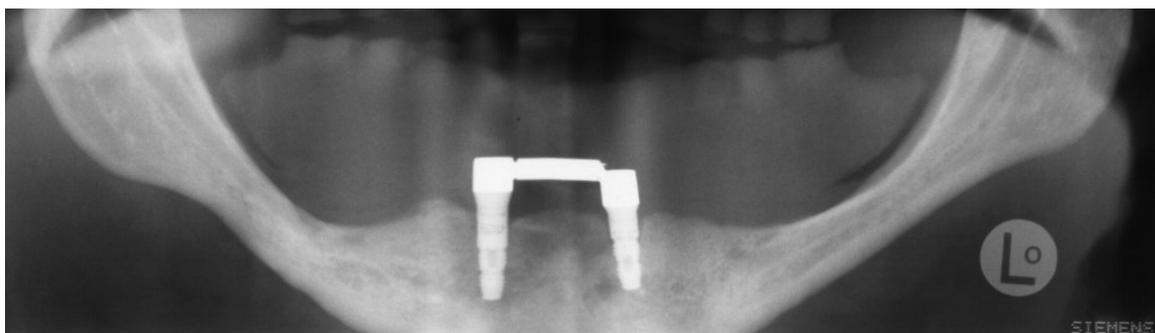


Abbildung 4: Röntgenaufnahme - Atrophie des Unterkiefers

Bei Versorgung mit Implantaten kann es durch biologische Anpassungsvorgänge, entzündliche Prozesse oder biomechanische Überlastung zu periimplantären Knochendefekten kommen (23,25,29,54). Die Erfassung quantitativer Veränderungen des periimplantären Gewebes und ihre Verlaufsbeobachtung ist ein wichtiges Kriterium für die Einschätzung der Implantatprognose (3,19,41,73) .

1.2 Literaturübersicht

Einige Studien beschäftigen sich mit Veränderungen des periimplantären Gewebes bei zahnlosen Patienten, die mit implantatretinierten Totalprothesen im Unterkiefer versorgt wurden.

Meriscke-Stern, R. et. al. (57) haben 62 zahnlose Patienten mit implantatretinierten Totalprothesen im Unterkiefer über einen Zeitraum von fünf Jahren untersucht. Die Patienten erhielten zwei, drei oder vier Implantate im intraforaminalen Bereich des Unterkiefers. Die prothetischen Versorgungen wurden von Studenten hergestellt. Die periimplantären Veränderungen des Knochens wurden erfasst, jedoch ist die Methode der Messungen des Knochenabbaus nicht erklärt. Die periimplantären Weichgewebeveränderungen wurden durch Plaqueindex, Blutungsindex und Taschentiefenmessung untersucht. Die Geometrie der Suprakonstruktionen wurde nicht bewertet. Es ergaben sich keine wesentlichen Unterschiede der Veränderungen des periimplantären Weich- und Hartgewebes zwischen den beiden Patientengruppen Kugelkopf- und Stegattachment. Demnach sind zwei Implantate ausreichend, um eine Totalprothese im Unterkiefer zu stützen. Eine wesentlich bessere Stabilität der Prothese würde man durch mehr als zwei Implantate erhalten, die jedoch keinen wesentlichen Einfluß auf periimplantäre Gewebeveränderungen hätten.

Hertel et. al. (38) haben implantatgestützte Totalprothesen (jeweils zwei Implantate) im Unterkiefer über einen Zeitraum von zwei Jahren bei 47 Patienten untersucht. Dabei wurde der Einfluß des Abstands von Stegattachments und ihre Höhe auf den periimplantären Knochen untersucht. Die Veränderungen des Knochens wurden visuell-metrisch über jährlich erfasste Röntgenaufnahmen beurteilt. Ein Einfluß unterschiedlicher Geometrie der prothetischen Suprakonstruktionen wurde

beobachtet. Nach dieser Studie sollte der Abstand zwischen zwei Implantaten etwa 22-27 mm betragen.

Naert, I. et. al. (63) haben 207 zahnlose Patienten mit implantatretinierten Totalprothesen im Unterkiefer über einen Zeitraum von vier Jahren untersucht. Die Patienten erhielten alle zwei Implantate im intraforaminalen Bereich. Die Veränderungen des periimplantären Knochens wurden gemessen, jedoch die Methode nicht erläutert. Die periimplantären Weichgewebeveränderungen wurden in Form von Plaqueindex, Blutungsindex und Taschentiefenmessung erfasst. Die Geometrie der Suprakonstruktionen wurde nicht berücksichtigt. Laut dieser Studie sind zwei Implantate ausreichend, um eine Totalprothese im Unterkiefer zu stützen. Diese Aussage wird jedoch nicht näher erläutert.

Bergendal, T. et. al. (11) haben im Jahr 1998 den Einfluß von zwei verschiedenen Attachment-Systemen (Kugelkopf oder Steg) auf Veränderungen des periimplantären Knochens, bei 18 Totalprothesen im Oberkiefer und 32 im Unterkiefer mit insgesamt 115 Implantaten, untersucht. Es wurde kein Unterschied der beiden Attachmentsysteme hinsichtlich ihres Einflusses auf Knochenveränderungen festgestellt. Weder der Einfluß der Geometrie der Suprakonstruktionen noch der Einfluß auf periimplantäres Weichgewebe wurde untersucht.

Gomez-Roman, G. et. al. (33) haben 159 zahnlose Patienten mit implantatretinierten Totalprothesen im Unterkiefer über einen Zeitraum von fünf Jahren untersucht. Die Patienten erhielten zwei oder vier Implantate im intraforaminalen Bereich des Unterkiefers entweder mit Kugelkopf- oder mit Stegattachment. Die periimplantären Veränderungen des Knochens wurden anhand der Tübinger Meßmethode gemessen (30). Die periimplantären Weichgewebeveränderungen wurden durch Plaqueindex, Blutungsindex nach Silness und Loe und Taschentiefenmessung untersucht. Die Geometrie der Suprakonstruktionen wurde nicht bewertet.

Wismeijer, D. et. al. (89) haben 283 Implantate bei 110 zahnlosen Patienten über einen Zeitraum von 1,5 Jahren untersucht. Die Patienten erhielten zwei Implantate mit Kugelkopfattachments oder zwei beziehungsweise vier Implantate mit Stegattachments und darauf ruhender Totalprothese. Der periimplantäre

Knochenabbau wurde visuell-metrisch anhand Panoramaschichtaufnahmen gemessen. Die Meßmethode ist nicht erklärt. Der Einfluß der Geometrie der Suprakonstruktionen wurde nicht untersucht.

Gotfredsen et. al. (34) haben implantatgestützte Totalprothesen im Unterkiefer über einen Zeitraum von fünf Jahren bei 26 Patienten mit jeweils zwei Implantaten untersucht. Dabei wurden der Einfluß von Steg- und Kugelkopfattachments auf die periimplantären Gewebe und Instandhaltungs-Notwendigkeiten bewertet. Die Veränderungen des Weichgewebes wurden über Plaque-Index, Gingival-Index und Taschentiefen erhoben. Die Veränderungen des Knochens wurden visuell-metrisch über jährlich erfaßte Mundfilm-Röntgenaufnahmen beurteilt. Die Meßmethode der Erfassungen der Knochenveränderungen ist nicht beschrieben. Es ergaben sich keine wesentlichen Unterschiede bei Messungen von Veränderungen des periimplantären Weichgewebes und Hartgewebes zwischen den beiden Patientengruppen Kugelkopf- und Stegattachment. Ein möglicher Einfluß unterschiedlicher Geometrie der prothetischen Suprakonstruktionen wurde nicht berücksichtigt.

Bislang wurde noch nicht untersucht, welche Veränderungen am periimplantären Gewebe sich in Bezug zur Geometrie von Steg- und Kugelkopfkonstruktionen im zahnlosen Unterkiefer ergeben.

1.3 Ziel

Das Ziel dieser Studie war es, das Ausmaß möglicher periimplantärer Gewebeeränderungen (am Knochen oder Weichgewebe) zu bestimmen, und zwar bei Patienten mit zahnlosem Unterkiefer. Diese Patienten sind mit implantatretinierten Steg- oder Kugelkopffattachments behandelt worden.

Frage:

- Verändern unterschiedliche Geometrien der Suprakonstruktion (Abstand der Implantatpfeiler) das periimplantäre Gewebe während eines Beobachtungszeitraums von mindestens drei Jahren ab dem Zeitpunkt der definitiven prothetischen Versorgung?

Als begleitende Untersuchung wurden die Meßvorschriften auf ihre Reliabilität hin untersucht.

2 Patienten und Material

2.1 Studienplan

2.1.1 Studiendesign

Aus einer Gesamtzahl von 305 in Frage kommender Patienten wurden die zeitlich aufeinanderfolgenden Patienten bei regelmäßigen Nachkontrollen untersucht. Alle Arbeitsschritte wurden in einem Studienprotokoll festgehalten.

2.1.2 Zielpopulation

Die Ergebnisse dieser Studie kommen Patienten mit zahnlosem Unterkiefer zugute.

2.1.3 Studienpopulation

EINSCHLUßKRITERIEN

Die Daten der untersuchten Patienten stammen aus dem Implantatforschungsregister der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Universität Tübingen. Es wurden nur Patienten untersucht:

- die im Unterkiefer als Implantat-System eingesetzt haben: Frialit[®]-2 (Friadent GmbH, Mannheim), Bonefit[®] (Straumann, Waldenbuch, Schweiz), IMZ[®] (Friadent GmbH, Mannheim) oder Brånemark[®] (Nobelbiocare, Schweden) (Abbildungen 9-12, Seite 13-14).
- die im zahnlosen Unterkiefer als prothetischen Zahnersatz eine implantatgetragene Totalprothese mit Steg- oder Kugelkopf-Attachments tragen (Abbildungen 14 -23, Seite 15-17).
- die für die Nachuntersuchungen regelmäßig die Poliklinik für zahnärztliche Prothetik Tübingen aufgesucht haben.
- die mindestens drei Jahre nach Einsetzen der prothetischen Suprakonstruktion nachuntersucht wurden.
- von denen Panoramaschichtaufnahmen zu den Zeitpunkten „Einsetzen der prothetischen Suprakonstruktion“ (Ausgangsaufnahme, ZE); „1 Jahr-“, „3 Jahre-“, „5 Jahre nach Einsetzen der prothetischen Suprakonstruktion“ vorhanden sind. Das Fehlen einer Aufnahme, bis auf den Zeitpunkt des Einsetzens, wurde toleriert.

Die Stichprobe der Studienpopulation umfaßte, nach Berücksichtigung der Ein- und Ausschlusskriterien, 159 Patienten; davon 107 Frauen und 52 Männer. Das Alter der Patienten lag zwischen 36 und 84 Jahren, bei einem Durchschnittsalter von 62 Jahren (Abbildung 5, Tabelle 1, Seite 11).

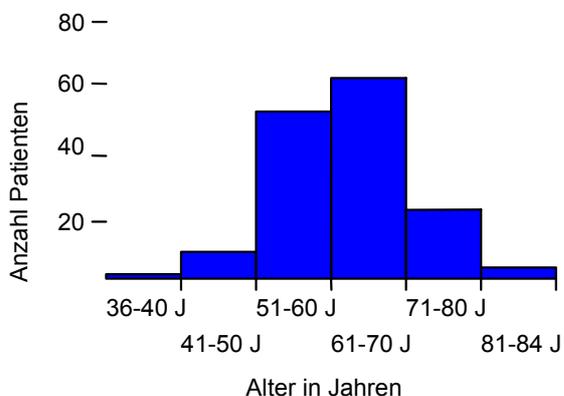


Abbildung 5: Altersverteilung der Patienten

Altersgruppe	Anzahl Patienten
36-40 Jahre	2
41-50 Jahre	9
51-60 Jahre	55
61-70 Jahre	66
71-80 Jahre	23
81-84 Jahre	4
Gesamt	159

Tabelle 1: Altersverteilung der Patienten

2.1.4 Behandlung

VORBEHANDLUNG

Vor der Operation erfolgte eine ausführliche Voruntersuchung mit Anfertigung einer Panoramaschichtaufnahme und Implantatplanung.

IMPLANTATION

Das operative Setzen der Implantate wurde von chirurgisch erfahrenen Zahnärzten der Poliklinik Chirurgie und Parodontologie sowie der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik Tübingen durchgeführt. Die meisten Patienten erhielten zwei Implantate. Bei Patienten, die mit vier Implantaten operativ versorgt wurden, kam es in 11 Fällen zum postoperativen Verlust eines einzelnen Implantats. Diese Patienten wünschten alle keine weitere Operation zur Nachimplantation des zu Verlust gegangenen Implantats. Die Verteilung der Implantatanzahl je Patient ist in Abbildung 6 und Tabelle 2 auf Seite 11 ersichtlich.

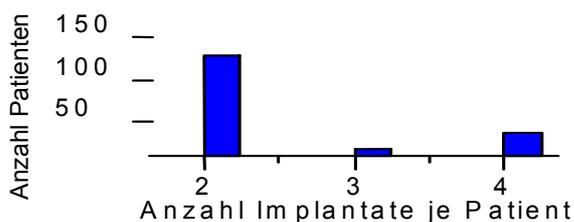


Abbildung 6: Verteilung der Implantatanzahl pro Patient

Implantatanzahl	Anzahl Patienten
2	121
3	11
4	27
Gesamt	159

Tabelle 2: Verteilung der Implantatanzahl pro Patient

Es wurden Implantate vorwiegend im anterioren Bereich des Unterkiefers gesetzt. Diese befanden sich, bei Versorgungen mit nur zwei Implantaten, in regio der Eckzähne. Bei Versorgungen mit vier Implantaten wurden in den meisten Fällen zwei Implantate in regio der Eckzähne und zwei in regio der Prämolaren gesetzt (Abbildung 7, Tabelle 3, Seite 12).

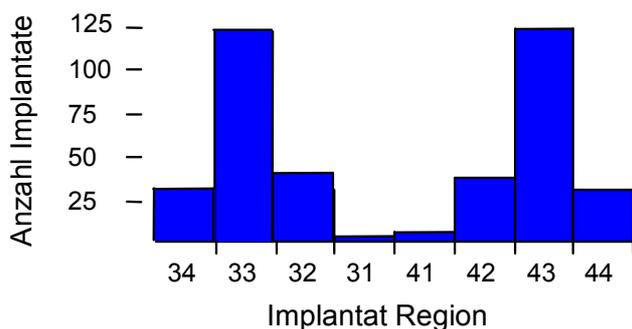


Abbildung 7: Verteilung der Implantate in Implantationsregionen (nach „Federation Dentaire International“)

Regio (FDI)	Anzahl Implantate
34	30
33	119
32	38
31	3
41	6
42	37
43	120
44	30
Gesamt	383

Tabelle 3: Verteilung der Implantate in Implantationsregionen (nach „Federation Dentaire International“)

IMPLANTATSYSTEME

Es wird eine Vielzahl von dentalen Implantatsystemen angeboten. Diese unterscheiden sich nach Form und Oberfläche. In dieser Studie wurden vier Implantatsysteme untersucht, die im Untersuchungszeitraum Anwendung fanden: Bonelit[®], Brånemark[®], Frialit[®]-2, IMZ[®] (Abbildung 8, Tabelle 4, Seite 12).

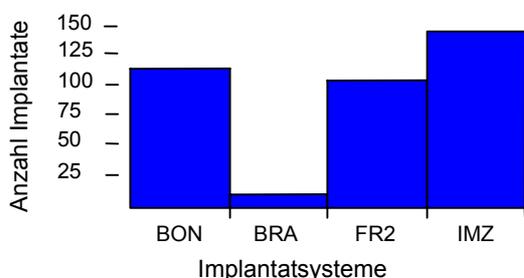


Abbildung 8: Verteilung der Implantatsysteme

System	Anzahl
Bonelit [®] (BON)	116
Brånemark [®] (BRA)	13
Frialit-2 [®] (FR2)	107
IMZ [®] (IMZ)	147
Gesamt	383

Tabelle 4: Verteilung der Implantatsysteme

Bonefit[®]-Implantat

Das Bonefit[®]-Implantat (Straumann - Waldenbuch, Schweiz) wird heute als ITI[®]-System auf dem Markt vertrieben (Abbildung 9, Tabelle 5, Seite 13). Es wurde von Schroeder und Sutter (74) konzipiert und zum heutigen ITI[®]-System weiterentwickelt. Das Implantat wird als Hohlzylinder, Hohlschraube oder zylindrische Vollschaube geliefert und heilt transgingival ein. Als Oberfläche dient eine Titan-Plasma-Flame-Beschichtung (TPF).

Durchmesser Länge	3,3 mm	4,0 mm	Gesamtanzahl
8,0 mm	0	4	4
10,0 mm	6	11	17
12,0 mm	32	63	95
Gesamt	38	78	116

Tabelle 5: Anzahl der eingesetzten Implantat-Größen (Bonefit[®])



Abbildung 9: Bonefit-Implantatsystem

Brånemark[®]-Implantat

Das Brånemark[®]-Implantat (Nobelbiocare - Schweden) wurde in der Arbeitsgruppe um P.I. Brånemark entwickelt (16) (Abbildung 10, Tabelle 6, Seite 13). Das Implantatsystem ist ein selbstschneidendes und zylindrisches Schrauben-Implantat.

Durchmesser Länge	3,75 mm	Gesamt
10,0 mm	1	1
13,0 mm	6	6
15,0 mm	4	4
18,0 mm	2	2
Gesamt	13	13

Tabelle 6: Anzahl der eingesetzten Größen (Brånemark[®])

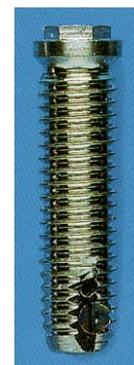


Abbildung 10: Brånemark-System

Frialit[®]-2-Implantat (Stufenschraube)

Das Frialit[®]-2-Implantat (Friadent GmbH - Mannheim, Deutschland) beruht auf den Erfahrungen des Tübinger Implantat-Systems (75) (Abbildung 11, Tabelle 7, Seite 14). Das System ist ein auf den unteren Gewindengängen selbstschneidendes,

stufenförmiges Schrauben-Implantat. Die Implantatoberfläche ist gestrahlt und geätzt. Herausragendes Merkmal dieses Implantats ist die zahnwurzelanaloge Form (wenig Aufbereitung des Implantat-Betts nötig) und die Lieferbarkeit besonders großer Durchmesser. Es bietet sich sowohl bei Standardindikationen als auch besonders für die Sofortimplantation an.

<i>Durchmesser</i> <i>Länge</i>	3,8 mm	4,5 mm	5,5 mm	<i>Gesamt</i>
11 mm	11	0	0	11
13 mm	48	2	0	50
15 mm	26	16	4	46
Gesamt	85	18	4	107



Tabelle 7: Anzahl der eingesetzten Größen (Frialit-2®)

Abbildung 11: Frialit-2-System

IMZ®-Implantat

Das IMZ®-Implantat (Intramobiler Zylinder) der Firma Friadent GmbH, (Mannheim, Deutschland) wurde von Koch entworfen und von Kirsch weiterentwickelt (47) (Abbildung 12, Tabelle 8, Seite 14). Als Beschichtung dient TPF und Hydroxyl-Apatit. Das Intramobile-Element beim IMZ-Implantat-System fängt, laut Aussage des Herstellers, die Implantatbelastung zum Teil ab. Dadurch soll eine gleichmäßiger verteilte Kraft auf das Implantat und das periimplantäre Hartgewebe einwirken.

<i>Durchmesser</i> <i>Länge</i>	3,3 mm	4,0 mm	<i>Gesamt</i>
8,0 mm	1	0	1
10,0 mm	13	0	13
11,0 mm	0	13	13
13,0 mm	40	16	56
15,0 mm	41	23	64
Gesamt	95	52	147



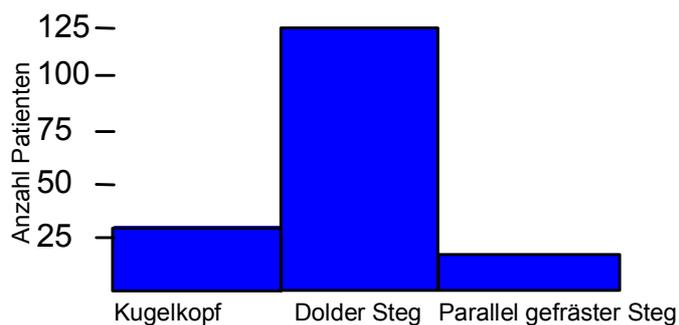
Tabelle 8: Anzahl der eingesetzten Größen (IMZ®)

Abbildung 12: IMZ-Implantatsystem

PROTHETISCHE SUPRAKONSTRUKTIONEN

Durchschnittlich 5,5 Monate nach der Implantation erfolgte die Eingliederung der prothetischen Suprakonstruktion auf die Implantate.

In dieser Studie wurde nur auf Stegkonstruktionen und Kugelkopf-Attachments eingegangen, da diese am häufigsten zur Anwendung kommen (34,89) (Abbildung 13, Tabelle 9, Seite 15).



Suprakonstruktion	Anzahl
Dolder Steg	124
Kugelkopf	26
Parallel gefräster Steg	9
Gesamt	159

Tabelle 9: Verteilung der Patienten nach prothetischen Suprakonstruktionen

Abbildung 13: Verteilung der Patienten nach prothetischen Suprakonstruktionen

Stegkonstruktionen

Stege sind feinmechanische Verankerungselemente, welche zwischen Implantaten verlaufen und diese miteinander oral verblocken (Abbildungen 14-19, Seite 15-16).

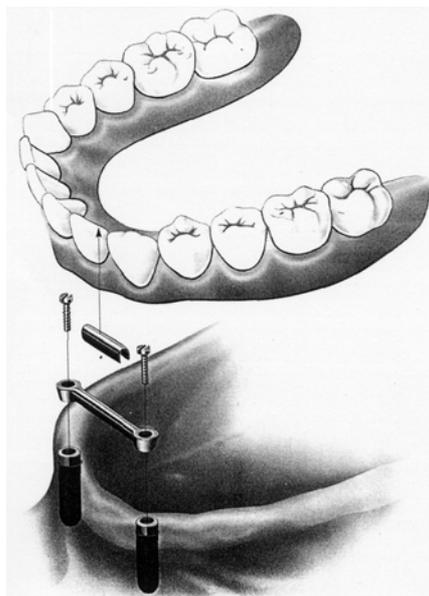


Abbildung 14: Implantatretinierte Unterkiefer-Steg-Prothese schematisch

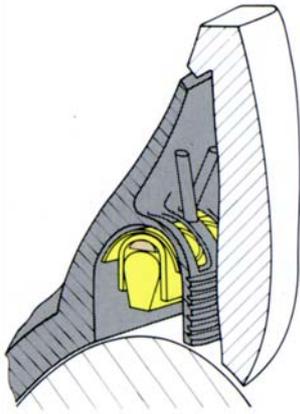


Abbildung 15:
Schnittbild Prothese auf
Steg (schematisch)

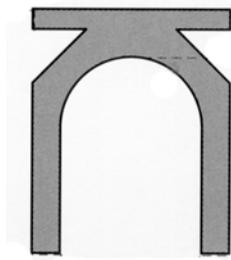


Abbildung 16:
Stegreiter
(schematisch)



Abbildung 17: Unterkiefer-Steg-Prothese
(Ansicht von unten klinisch)

In den abnehmbaren Teil des Zahnersatzes wird der Stegreiter integriert. Der Steg kann, aus Kostengründen - zum Nachteil der Friktion, konfektioniert verwendet werden. Um die Friktion zu erhöhen, wird ein individuell parallelgefräster Steg verwendet. Die Stegreiter waren so angefertigt, daß die Retentionsfläche des Stegs maximal ausgenutzt wurde (Abbildung 18-19, Seite 16).

Es wurden folgende Stegarten untersucht:

- Steg nach Dolder (Abbildung 18, Seite 16)
- Individuell parallelwandig gefräster Steg (Abbildung 19, Seite 16)

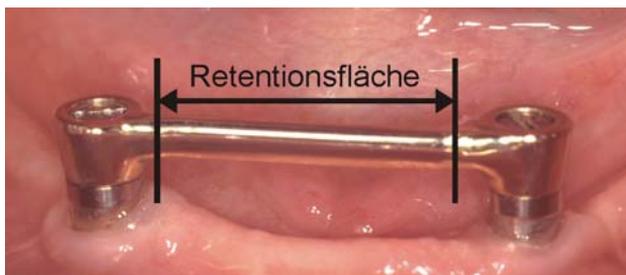


Abbildung 18: Stegkonstruktion auf Implantaten
(klinische Situation)

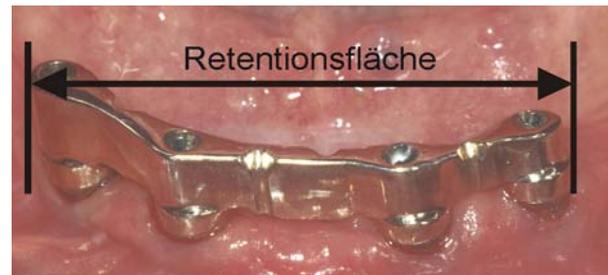


Abbildung 19: Parallelwandiger, individueller
Steg (klinische Situation)

Kugelkopf-Attachments

Kugelkopf-Attachments als Verankerungselemente funktionieren nach dem Prinzip des Druckknopfs. Die Haltewirkung entsteht dadurch, daß eine starre Kugel (Patrize) in eine federnde Hülse (Matrize) einrastet (Abbildung 21, Seite 17). Die Patrize ist am Implantat angeschraubt, während die Matrize in der Prothesenbasis befestigt ist (Abbildungen 20-23, Seite 17).



Abbildung 20: Die Patrize des Kugelkopf-Attachments wird in das Implantat eingeschraubt (klinisch)

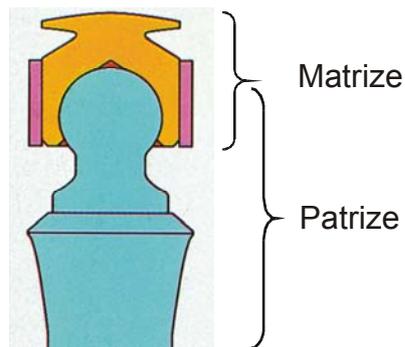


Abbildung 21: Kugelkopf-Attachment mit aufliegender Matrize (schematisch)



Abbildung 22: Patrizen der Kugelkopf-Attachments (klinisch)



Abbildung 23: Unterkiefer-Totalprothese mit Matrizen der Kugelkopf-Attachments (klinisch)

3 Methode

Kontrolluntersuchung

In der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik in Tübingen finden bei implantologisch behandelten Patienten regelmäßige Nachkontrollen statt (Abbildung 24 und 25, Tabelle 10 und 11, Seite 18). Zur Erfolgskontrolle der Implantate wurden allgemeine medizinische und zahnärztliche Befunde erhoben (18,22). Ebenfalls Bestandteil der Basisdokumentation sind Röntgenaufnahmen in Form von Panoramaschichtaufnahmen. Diese ist unkompliziert in der Anfertigung, erfordert keinen zusätzlichen Zeit- und Kostenaufwand und setzt den Patienten nur einer geringen Strahlenbelastung aus. Die Panoramaschichtaufnahme liefert ein vollständiges Bild aller Zähne und knöchernen Strukturen des Gesichtsschädels und der Kiefer in ihrer Relation zueinander (39,48).

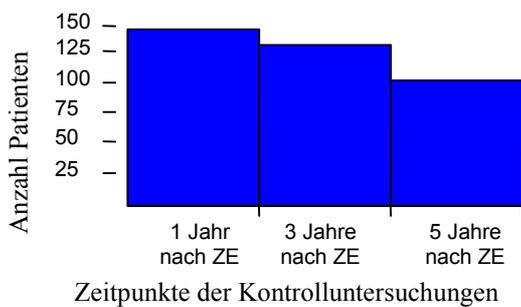


Abbildung 24: Verteilung der Kontrolluntersuchungen auf die Patienten

Zeitpunkt	Anzahl Patienten
ZE (Baseline)	159
1 Jahr nach ZE	147
3 Jahre nach ZE	134
5 Jahre nach ZE	105

Tabelle 10: Verteilung der Kontrolluntersuchungen auf die Patienten

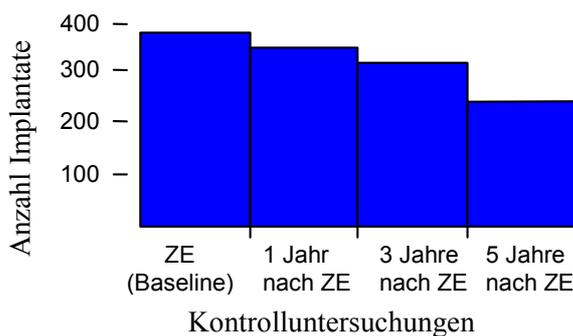


Abbildung 25: Anzahl der untersuchten Implantate nach Zeitpunkten der Kontrolluntersuchung

Zeitpunkt	Anzahl Implantate
ZE (Baseline)	383
1 Jahr nach ZE	357
3 Jahre nach ZE	326
5 Jahre nach ZE	247

Tabelle 11: Anzahl der untersuchten Implantate nach Zeitpunkten der Kontrolluntersuchung

Verwendete Röntgenfilme und Röntgeneinrichtungen

Die Röntgenaufnahmen wurden mit dem Orthophos-Panoramaschicht-Röntgengerät (Siemens[®], Deutschland) angefertigt. Die Patienten wurden nach Herstellerangaben positioniert. Die verwendeten Filme waren bis 1992 Cronex Ortho TG-Filme (DuPont[®], Deutschland) und danach T-Mat G/RA Dentalfilme (Kodak[®], Deutschland). Es wurden Film-Kassetten vom Format 15 x 30 cm der Firma Siemens[®] mit Kodak[®] Lanex-Medium-Verstärkerfolien verwendet. Die Belichtungszeit betrug 14,1 Sekunden. Die Röhrenspannung war individuell vom Patienten abhängig und variierte zwischen 62 und 72kV. Die Stromstärke betrug 16 mA. Alle Röntgenbilder wurden mit einem Dürr[®]-Dental XR-Gerät entwickelt.

3.1 Untersuchungen (Messungen)

Es wurden folgende Untersuchungen durchgeführt:

- Periimplantäre Knochensituation anhand von Röntgenbildern
- Aussehen des periimplantären Weichgewebes (Mucosa) anhand von Diapositiven
- Geometrie der prothetischen Suprakonstruktion - Messung des Implantatabstandes direkt am Patienten

3.1.1 Untersuchung periimplantärer Knochenveränderungen

DIGITALE UNTERSUCHUNG DER RÖNTGENBILDER IM COMPUTERSYSTEM

Es wurden Panoramaschichtaufnahmen digital mit der Tübinger Meßmethode untersucht (30). Zur Digitalisierung und Vermessung der hergestellten Röntgenaufnahmen wurde das Friacom[®]-System (Friadent GmbH, Mannheim, Deutschland) verwendet (29).

Tübinger Meßmethode

In dieser Studie wurde nach einer bereits publizierten Meßvorschrift vorgegangen (30). Dieses Meßverfahren wurde auf seine Reproduzierbarkeit hin überprüft (29,31). Durch leicht variierende Einstellung des Kiefers im Röntgengerät und durch die unterschiedliche Achsneigung der einzelnen Implantate entstehen uneinheitliche Verzerrungen (32). Es ist möglich, anhand der auf dem Röntgenbild erkennbaren Implantate einen Verzerrungsfaktor für die Region des Implantats zu ermitteln. Die

Verzerrung des Röntgenbildes kann auf diese Weise rechnerisch eliminiert werden und somit wird der tatsächliche Knochenverlust berechnet (32). Um dies zu erreichen, müssen die gemessenen Werte des Knochenabbaus durch den implantatspezifischen Verzerrungsfaktor dividiert werden.

$$\frac{\text{Implantatlänge (gemessen)}}{\text{Implantatlänge (real)}} = \text{Verzerrungsfaktor}$$

$$\frac{16,25 \text{ mm}}{13,0 \text{ mm}} = 1,25$$



$$\frac{\text{Tiefe des Knochendefekts (gemessen)}}{\text{Verzerrungsfaktor}} = \text{Tiefe des Knochendefekts (real)}$$

$$\frac{4,1 \text{ mm}}{1,25} = 3,28 \text{ mm}$$

Referenzpunkte:

Es werden einheitliche Referenzpunkte für das jeweilige Implantatsystem verwendet (30). Diese sind so nah wie möglich am potentiellen Knochendefekt gewählt und können leicht im Röntgenbild identifiziert werden. Die Referenzpunkte sind für das jeweilige Implantat-System spezifisch und müssen auf jeder Röntgenaufnahme auch nach der prothetischen Versorgung gut sichtbar sein.

Es wurden pro Implantat mittels einer digitalen Schublehre acht Meßstrecken erfaßt (Abbildungen 26-29, Seiten 21-23):

1. „Implantatlänge“ (beziehungsweise „Gewindelänge“ beim Frialit-2[®]-System)
2. „Implantatbreite“
3. „Knocheniveau“ – Mesial („KN“ mesial)
4. „Tiefe des Knochendefekts“ – Mesial („TKD“ mesial)
5. „Breite des Knochendefekts“ – Mesial („BKD“ mesial)
6. „Knocheniveau“ – Distal („KN“ distal)
7. „Tiefe des Knochendefekts“ – Distal („TKD“ distal)
8. „Breite des Knochendefekts“ – Distal („BKD“ distal)

Die Untersuchungen wurden systematisch durchgeführt. Die Abmessungen des Implantats und die Strecken „Tiefe des Knochendefekts“ mesial und distal wurden mit digitalen Hilfslinien eingezeichnet. Die Werte der Strecken wurden dann in eine speziell vorbereitete Datenbank übertragen und alle digitalen Hilfslinien im Computer wieder entfernt. Anschließend wurden die Strecken „Breite des Knochendefekts“ und „Knochenniveau“ eingezeichnet, gemessen, übertragen und die Hilfslinien wieder gelöscht.

Frialit-2[®]-Implantat-System (Abbildung 26, Seite 21)

Für die vertikalen Messungen ist der Referenzpunkt die apikale Kante der obersten Stufe des Implantats. Für die horizontalen Messungen ist Referenzpunkt der auf dem Röntgenbild zu erkennende seitliche Rand des Implantats (oberste, coronale Stufe).

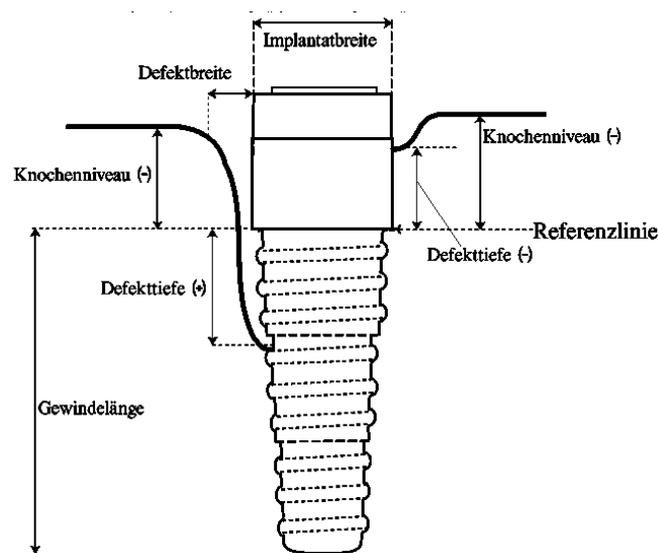


Abbildung 26: Tübinger Meßvorschrift für das Frialit-2-Implantat (schematisch) (30)

Bonefit®-Implantat-System (Abbildung 27, Seite 22)

Der Referenzpunkt bei diesem Implantatsystem liegt, aufgrund des Fehlens markanter äußerer Punkte, innerhalb des Implantats. Der horizontale Referenzpunkt ist die Außenwand oder der Gewindekern.

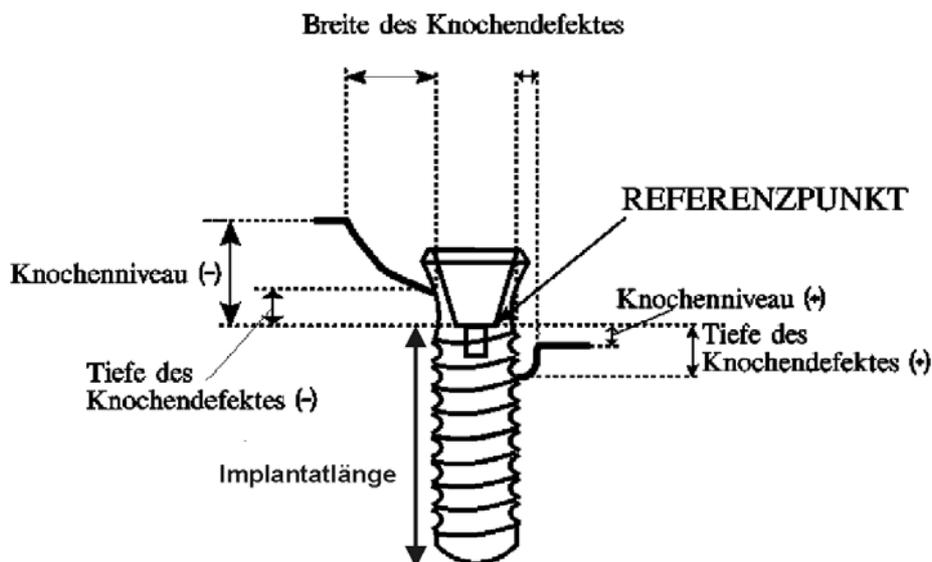


Abbildung 27: Tübinger Meßvorschrift für das Bonefit-Implantat (schematisch) (30)

IMZ®-Implantat-System (Abbildung 28, Seite 22)

Die Oberkante des Implantats stellt den Referenzpunkt für vertikale Messungen bei diesem Implantatsystem dar. Der seitliche Rand des Implantats wird für die horizontalen Messungen verwendet.

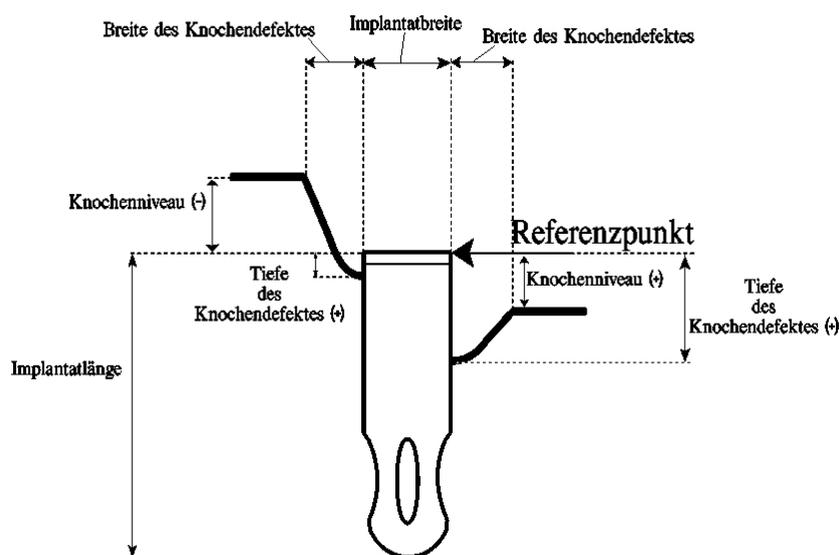


Abbildung 28: Tübinger Meßvorschrift für das IMZ-Implantat (schematisch) (30)

Brånemark®-Implantat-System (Abbildung 29, Seite 23)

Der Referenzpunkt sowohl für die vertikalen als auch horizontalen Messungen liegt bei diesem Implantatsystem am Übergang von Implantat zu Aufbau.

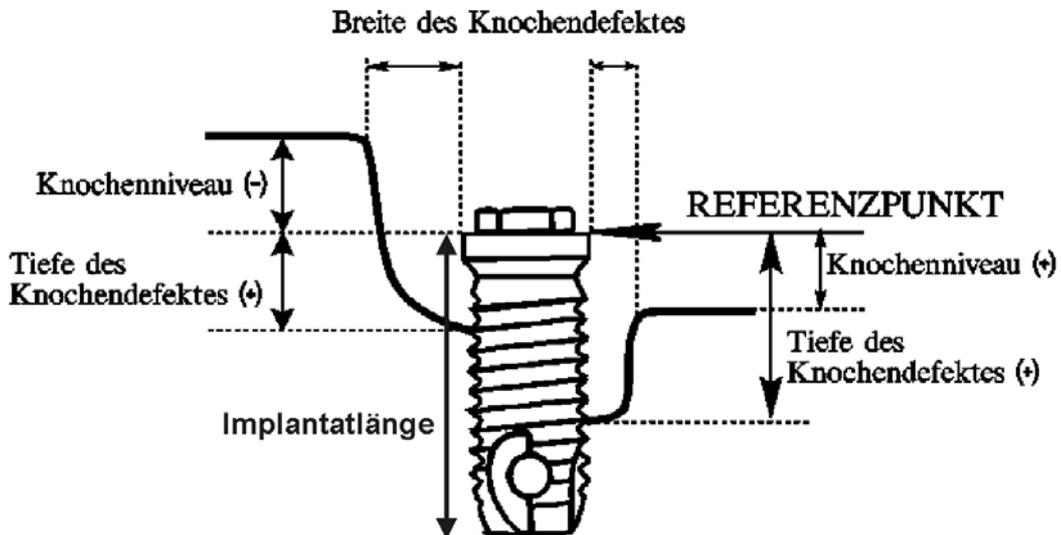


Abbildung 29: Tübinger Meßvorschrift für das Brånemark-Implantat (schematisch) (30)

3.1.2 Untersuchung des periimplantären Weichgewebes (Mucosa)

Die periimplantäre Mucosa wurde visuell anhand von Fotografien analysiert. Der Zustand der Mucosa wurde im Zeitverlauf vom Ausgangszeitpunkt des Einsetzens der prothetischen Suprakonstruktion (ZE) bis fünf Jahre danach beurteilt und in drei Gruppen unterteilt: Rückgang, Erhalt, Zunahme (Abbildungen 30-41, Seite 23-25).



Abbildungen 30 und 31: Abnahme des periimplantären Weichgewebes
Ausgangszustand zum Zeitpunkt der prothetischen Versorgung

Vergleichszustand 5 Jahre nach der prothetischen Versorgung



Abbildungen 32 und 33: Keine Veränderung des periimplantären Weichgewebes
*Ausgangszustand zum Zeitpunkt der
prothetischen Versorgung*

**Vergleichszustand 5 Jahre nach der
prothetischen Versorgung**



Abbildungen 34 und 35: Zunahme des periimplantären Weichgewebes
*Ausgangszustand zum Zeitpunkt der
prothetischen Versorgung*

**Vergleichszustand 5 Jahre nach der
prothetischen Versorgung**



Abbildungen 36 und 37: Abnahme des periimplantären Weichgewebes
*Ausgangszustand zum Zeitpunkt der
prothetischen Versorgung*

**Vergleichszustand 5 Jahre nach der
prothetischen Versorgung**



Abbildungen 38 und 39: Keine Veränderung des periimplantären Weichgewebes
*Ausgangszustand zum Zeitpunkt der
prothetischen Versorgung*

Vergleichszustand 5 Jahre nach der
prothetischen Versorgung



Abbildungen 40 und 41: Zunahme des periimplantären Weichgewebes
*Ausgangszustand zum Zeitpunkt der
prothetischen Versorgung*

Vergleichszustand 5 Jahre nach der
prothetischen Versorgung

3.1.3 Untersuchung der Geometrie der prothetischen Suprakonstruktion

Die Geometrie der prothetischen Suprakonstruktion wurde klinisch am Patienten vermessen (Abbildung 42, Seite 26). Der Abstand der Implantate wurde mittels einer Nonius-Meßlehre (Firma Inox) gemessen und auf einen Patientenerhebungsbogen übertragen. Gemessen wurde auf 10tel Millimeter genau. Der Implantatabstand wurde an den am weitesten entfernten Außenteilen der zugehörigen Implantate bestimmt. Gemessen wurde immer möglichst nahe am implantatspezifischen Referenzpunkt, auf Höhe der Mucosa (Abbildung 43, Seite 26).



Abbildung 42: Vermessung des Implantat-Abstands bei Patienten mit 2 Implantaten (klinisch)

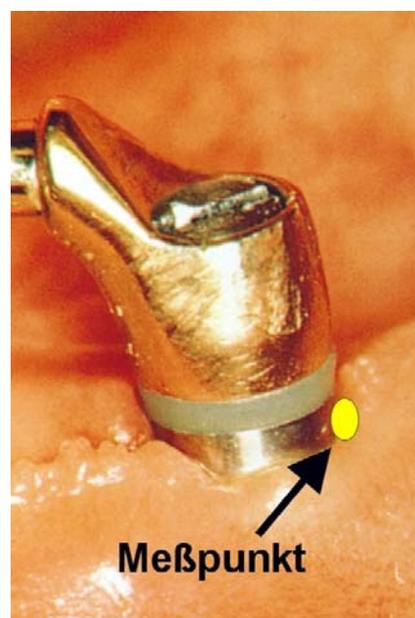


Abbildung 43: Meßpunkt (klinisch)

Bei Patienten mit vier Implantaten wurde die gesamte Konstruktion in Segmente aufgeteilt (Abbildung 44, Seite 27). Jedes Segment wird von zwei Implantaten begrenzt.

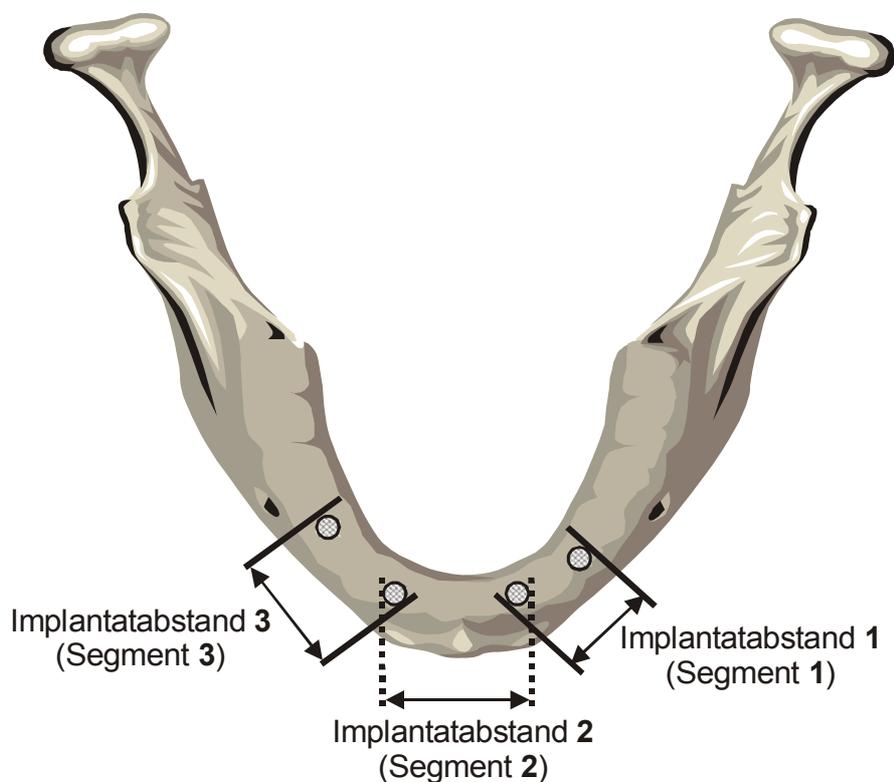


Abbildung 44: Meßstrecken zur Bestimmung des Implantatabstands bei Patienten mit 4 Implantaten – Unterkiefer schematisch

Um einen Einfluß der individuellen Implantatdurchmesser auszuschliessen, wurden die Abstände der Implantate umgerechnet (Abbildung 45, Seite 27).

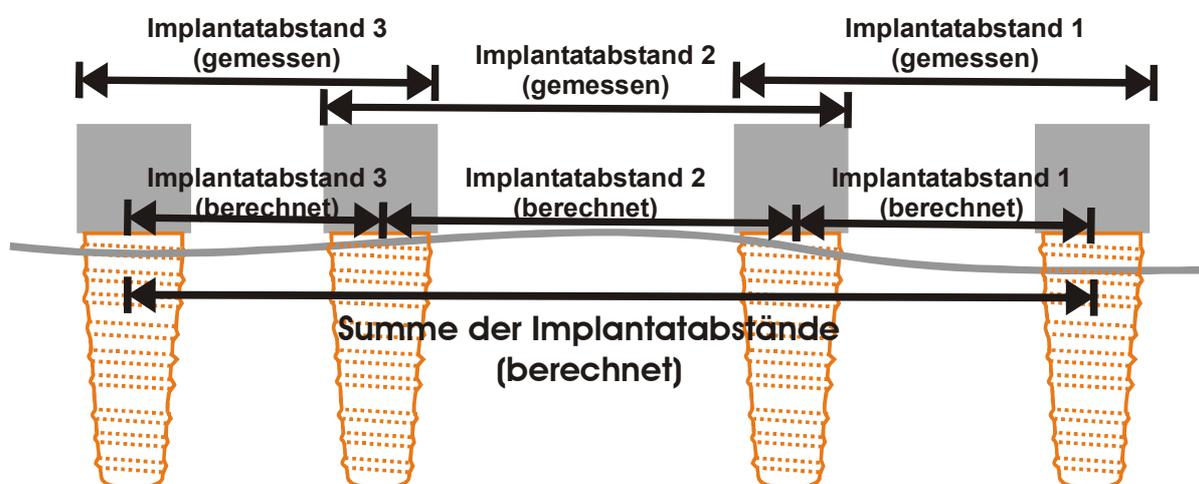


Abbildung 45: Berechnung der Geometrie der prothetischen Suprakonstruktion bei Patienten mit 4 Implantaten

3.1.4 Voruntersuchungen / Reliabilitätsuntersuchung zweier Untersucher

RELIABILITÄT DER RÖNTGENOLOGISCHEN UNTERSUCHUNGEN

Um die Reliabilität der Röntgenvermessungen zu gewährleisten, wurden nach einer „Lernphase“ (Einarbeiten in die Meßmethode) Voruntersuchungen durchgeführt. Es wurde geprüft, ob die Meßwerte zweier Untersucher innerhalb eines Toleranzbereichs von 0,5 mm lagen (29,31).

10 randomisierte Röntgenbilder wurden digital nach der Tübinger Methode (30) vermessen. Die Strecken „Knochniveau“, „Defekttiefe“ und „Defektbreite“ distal; „Knochniveau“, „Defekttiefe“ und „Defektbreite“ mesial wurden von jedem Untersucher dreimal gemessen und die Ergebnisse dieser Strecken miteinander verglichen. Die Reihenfolge der Bilder wurde nach jeder Messung geändert; die Ergebnisse der vorhergehenden Messungen waren nicht bekannt. Diese Maßnahmen gewährleisteten die Untersucherblindheit. Aus diesen Voruntersuchungen erhält man einen Hinweis auf die „intra“-Reliabilität der Messungen jedes einzelnen Untersuchers und dazu die „inter“-Reliabilität der Messungen zweier Untersucher zueinander.

RELIABILITÄT DER KLINISCHEN UNTERSUCHUNGEN

In einer weiteren Voruntersuchung wurde geklärt, ob die Werte der klinischen Messungen des Implantatabstands bei mehrfachen Messungen innerhalb eines Toleranzbereichs von 1,0 mm liegen. Dazu wurden die Meßwerte von 14 Patienten miteinander verglichen. Die Anzahl und Auswahl der Patienten entstand dadurch, daß Patienten selbständig zur Kontrolle, zeitnah zur ersten Messung erschienen sind. Diese 14 Patienten wurden von einem Untersucher doppelt untersucht. Die Ergebnisse der vorhergehenden Messung waren nicht bekannt.

3.2 Daten

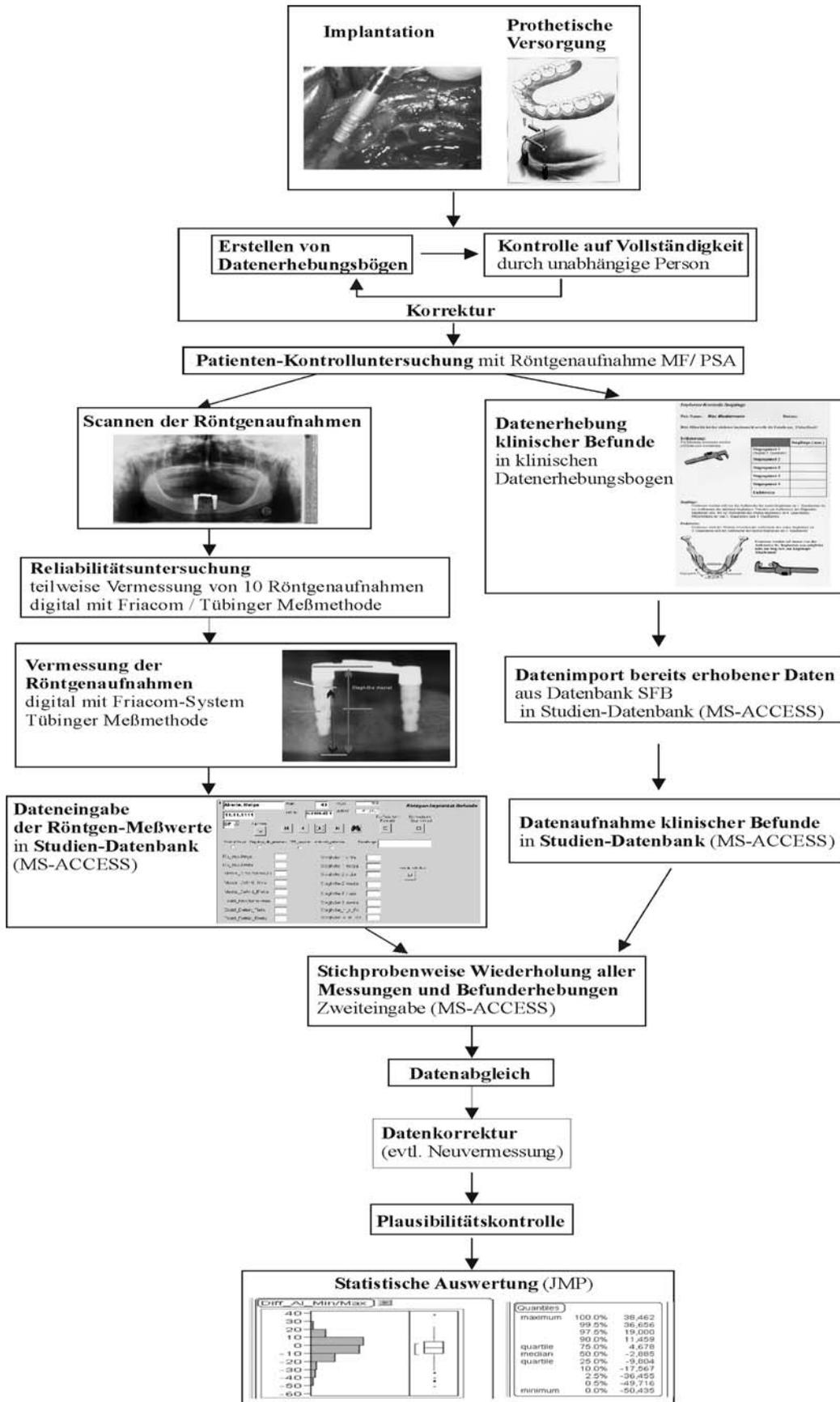


Abbildung 46: Datenfluß

3.2.1 Daten-Erhebung

Die Datenerfassung der erhaltenen Meßwerte sowie andere notwendige Patientendaten wurden in einer Datenbank erfaßt (MS-ACCESS 2000, Microsoft, USA) (Abbildung 84, Seite 74).

3.2.2 Maßnahmen zur Qualitätssicherung der erhobenen Daten

Um Ungenauigkeiten gering zu halten, wurde jeder Meßabschnitt einzeln abgearbeitet (Abbildung 46, Seite 29). Jedes Implantatsystem wurde gruppiert vermessen. Sämtliche Vorgänge wurden durch Plausibilitätskontrollen überprüft, um möglicherweise fehlerhafte Rechenoperationen zu entdecken. Dazu wurden die berechneten Ergebnisse stichprobenweise nachgerechnet. Außerdem wurden, nach einer graphischen Darstellung der vorläufigen Ergebnisse (JMP, SAS-Institute, USA), auffällige Meßwerte („Ausreißer“) überprüft, indem sie erneut gemessen und mit den ursprünglichen Werten verglichen wurden. Die „Ausreißer“ konnten bestätigt werden. Ein berechneter Knochenzuwachs von über 0,5 mm wurde als unrealistisch angesehen und ohne Einsicht in bestehende Ergebnisse erneut vermessen.

Berechnungen der Knochenveränderungen:

- 1) Die Verzerrungen und Vergrößerungen in vertikaler und horizontaler Dimension wurden berücksichtigt, indem für jedes Bild und jedes Implantat individuelle Korrekturfaktoren errechnet wurden, welche sich aus den gemessenen und tatsächlichen Dimensionen des jeweiligen Implantats zusammensetzen.
- 2) Berechnung des „Koronalen Knochendefekts“: Es wird von koronal (oben) die Strecke errechnet, die nach Herstellerangaben Knochenkontakt besitzen sollte, dies jedoch röntgenologisch nicht erfüllt. Da dieser Bereich nicht bei allen Implantaten direkt auf dem Röntgenbild erkannt und somit gemessen werden kann, muß er rechnerisch ermittelt werden. Es entsteht aus der Meßstrecke „Tiefe des Knochendefekts“ eine rechnerisch ermittelte Strecke „Koronaler Knochendefekt“ (Abbildung 47, Seite 31 und Tabelle 44, Seite 82).

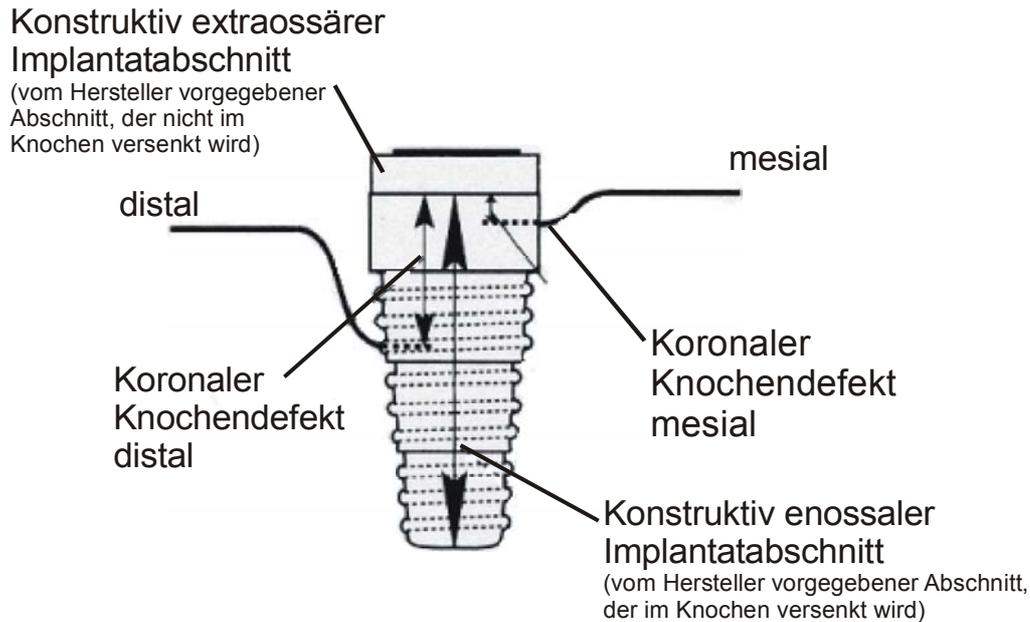


Abbildung 47: Strecke "Koronaler Knochendefekt" ("KKD") (30)

3.3 Datenauswertung

Periimplantäre Knochenveränderungen entwickeln sich implantatspezifisch, auch bei Patienten mit mehreren Implantaten. Deshalb werden die in dieser Arbeit von Implantat zu Implantat beobachteten periimplantären Knochenveränderungen als voneinander unabhängig betrachtet. Mögliche patientenspezifische Effekte bleiben unberücksichtigt. Das Implantat ist hier die Einheit der Analyse.

Um den Einfluß der klinisch gemessenen Implantatabstände zueinander zu bewerten, wurden die Implantate in Gruppen eingeteilt, nach Anzahl der Implantate je Patient und nach der Summe der Implantatabstände (12-14 mm, 15-19 mm, 20-24 mm, 25-29 mm, 30-34 mm, 35-39 mm, 40-44 mm, 45-49 mm, 50-53 mm).

Die Ergebnisse zu den Fragen dieser Studie (Seite 9) wurden mit Hilfe statistischer Verfahren und Techniken beschrieben, vorrangig mit graphischen Darstellungen. Zudem wurden besonders Mediane, Mittelwerte und Differenzen von Mittelwerten beachtet und für die Mittelwerte und Mittelwertdifferenzen ihre zugehörigen 95% Konfidenzintervalle. Für die Bewertung der Ergebnisse wurden Mediane Mittelwerten vorgezogen, weil Mediane von möglichen Ausreißern weniger beeinflusst werden als Mittelwerte.

„Box-Plot“ Darstellungen

Ein „Box-Plot“ (Abbildung 48, Seite 32) repräsentiert die Verteilung von Meßwerten. Das 25% Quantil - unteres Quartil - kennzeichnet den Wert, unterhalb dem 25% der Meßwerte liegen. Ebenso sind das 50% Quantil – der Median – und das 75% Quantil – oberes Quartil – gegeben. Oberes und unteres Quartil begrenzen die Box (Interquartilbereich). Dessen Länge – die Interquartillänge (IQR) – bestimmt „Ausreißer“, nämlich Meßwerte außerhalb des Intervalls [unteres Quartil – $1,5 \times$ Interquartillänge bis oberes Quartil + $1,5 \times$ Interquartillänge]. Meßwerte, die gerade noch innerhalb dieses Intervalls liegen, bestimmen das Ende der „whiskers“, die an den Boxenenden ansetzenden Linien. (Box und Whiskers Plots gehen auf Tukey zurück (86).) Die Länge der im „Box und Whiskers Plot“ eingezeichneten Raute schätzt ein 95% Konfidenzintervall für den Mittelwert der Meßwerte.

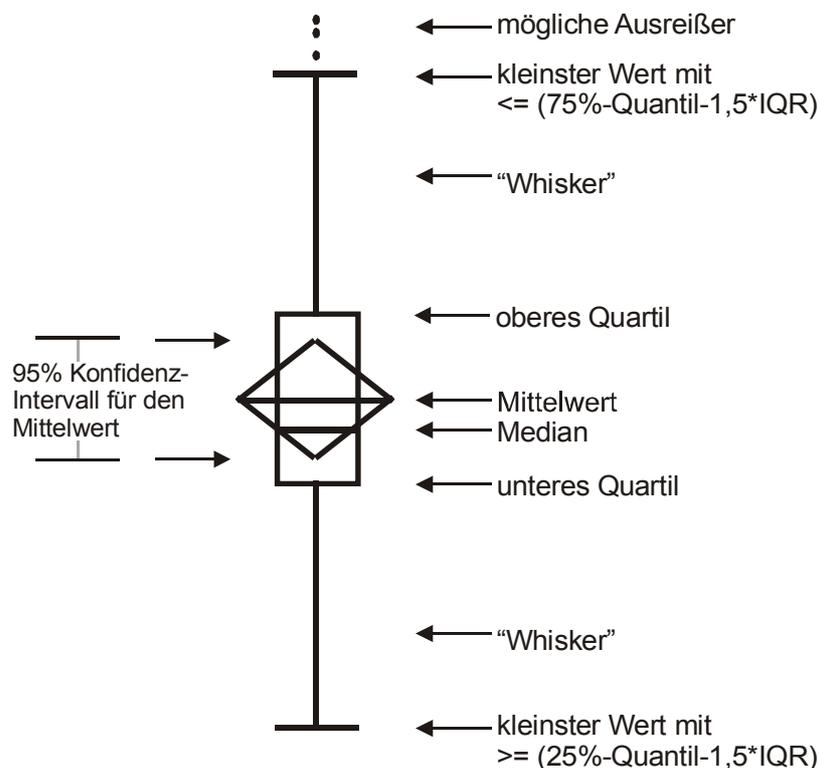


Abbildung 48: Beispiel eines Box-und-Whisker Plot

Konfidenz-Intervall

Nach Altman (4) schätzen Konfidenzintervalle die Genauigkeit von Studienergebnissen, hier der Mittelwerte und Differenzen von Mittelwerten. Ihre Länge und relative Lage zur 0 erlauben Schlüsse auf die Zielpopulation. Das sind alle Patienten, die mit denen in der Studie vergleichbar sind. Die exakte Definition eines

95% Konfidenzintervalls ist umständlich. Danach enthalten 95% solcher Intervalle den tatsächlichen Wert der Zielpopulation. Es genügt, ein 95% Konfidenzintervall als einen Wertebereich zu sehen – hier um einen Mittelwert oder um eine Differenz zweier Mittelwerte – von dem zu „95%“ erwartet wird, daß er den tatsächlichen Wert der Zielpopulation enthält.

Histogramm-Darstellungen und „Normal quantile plots“

Histogramme (Abbildung 49, Seite 34) repräsentieren Häufigkeitsverteilungen von Meßwerten. Form, Anzahl der Gipfel, mögliche Symmetrie(en) und auch das Ausmaß der Streuung helfen, (wie Box Plots) Verteilungen von Meßwerten zu beurteilen. Die Höhe einer Säule im Histogramm entspricht der Häufigkeit (= Anzahl) der Meßwerte, die (bei gleichbreiten Intervallen) in das zugehörige Intervall (Grundlinie der Säule) fallen. Eine „Gaußsche Glockenkurve“, berechnet aus dem Mittelwert und der Standardabweichung der zu untersuchenden Meßwerte, läßt erkennen, wieweit die Häufigkeitsverteilung der Meßwerte der einer Normalverteilung folgt. So wird etwa für den t-Test vorausgesetzt, daß die Meßwerte „hinreichend“ normalverteilt sind. Wie weit das zutrifft, läßt sich auch am „Normal quantile plot“ ablesen (Abbildung 49, Seite 34). Die Meßwerte sind umso „normalverteilter“, je enger dieser „Plot“ der diagonal verlaufenden Geraden folgt. Sie stellt den Idealfall einer normalverteilten Variablen dar. Ihre 95% Konfidenzgrenzen beschreiben die hyperbelförmigen Linien. Hier dienen sie als grobes Kriterium: Liegen nahezu alle Punkte innerhalb der durch sie beschränkten Fläche, werden die Meßwerte als normalverteilt angesehen, wenn zudem die Häufigkeitsverteilung (Histogramm) eingipflig und weitgehend symmetrisch ist.

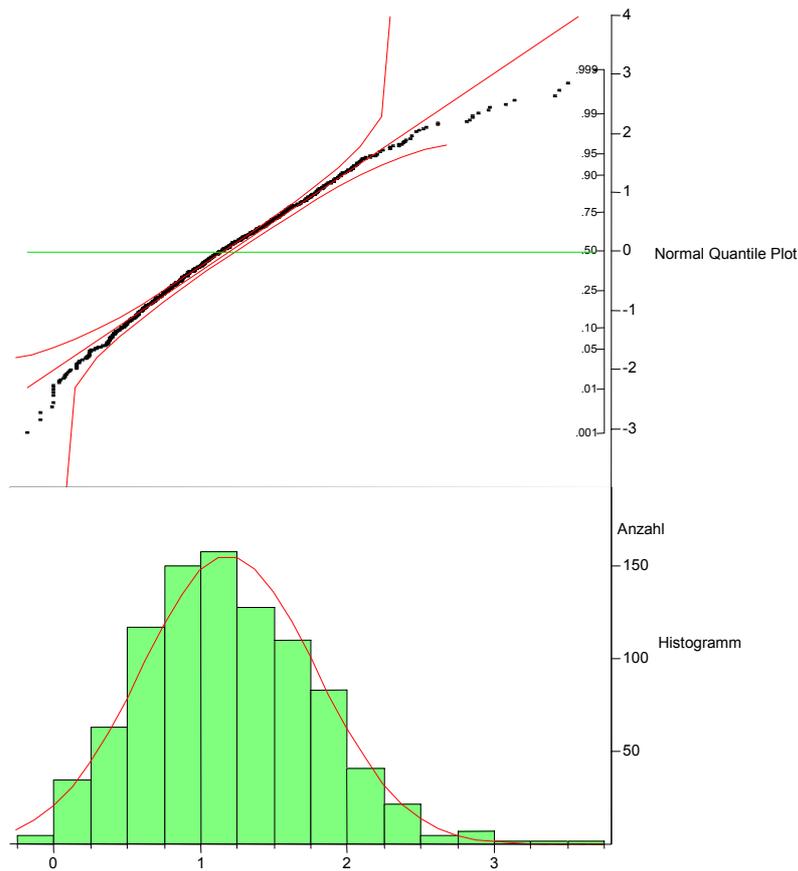


Abbildung 49: Beispiel eines Histogramms und "Normal Quantile Plot"

„Mosaic Plots“

Ein „Mosaic Plot“ (Abbildung 50, Seite 34) repräsentiert eine ein- oder zwei-dimensionale Häufigkeitstabelle. Die Inhalte ihrer Felder und die Flächen der Rechtecke im Plot entsprechen einander: Die Fläche ist proportional der Häufigkeit, die in dem Tabellenfeld steht, das dem Rechteck entspricht (Abbildung 50, Seite 34 und Tabelle 42, Seite 80).

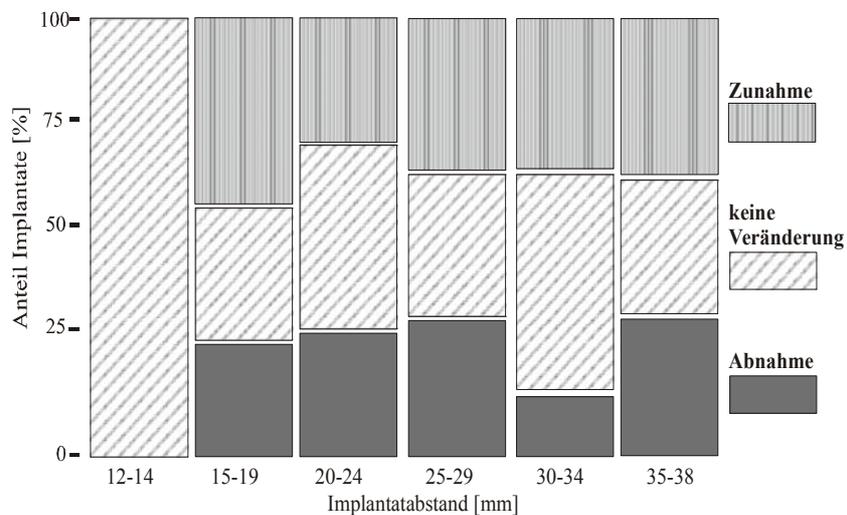


Abbildung 50: Beispiel eines "Mosaic Plot"

t-Test, p-Wert und Konfidenzintervall

Ein statistischer Test – wie hier der t-Test für unabhängige Stichproben – testet eine statistische Nullhypothese H_0 . Sie lautet hier:

H_0 : Es ist kein Unterschied zu erwarten bei periimplantären Knochenveränderungen zwischen den Zielpopulationen von Patienten mit relativ kleineren Summen und denen mit relativ größeren Summen von Implantatabständen im zahnlosen Unterkiefer.

Dazu wird – unter der Voraussetzung von H_0 – die Wahrscheinlichkeit p berechnet, daß die absolute Mittelwertdifferenz mindestens $|m_{kl} - m_{gr}|$ beträgt. m_{kl} und m_{gr} sind die berechneten Mittelwerte der periimplantären Knochenveränderungen, getrennt nach den Stichproben der Patienten mit relativ **kleineren** und relativ **größeren** Summen von Implantatabständen im zahnlosen Unterkiefer. Falls p kleiner als 0,05 ist, wird der Unterschied $m_{kl} - m_{gr}$ zwischen den Mittelwerten der Stichproben als statistisch signifikant auf dem 0,05-Niveau bezeichnet. Meist liegt dann 0 auch nicht im 95% Konfidenzintervall von $m_{kl} - m_{gr}$ und umgekehrt. Keinesfalls heißt das: H_0 ist falsch. Allenfalls ist zu entscheiden, ob bei „kleinem“ p entweder die Daten der Stichproben gegen H_0 sprechen oder andernfalls der Unterschied $m_{kl} - m_{gr}$ zwischen den Mittelwerten der Stichproben als so wahrscheinlich gesehen wird, wie p angibt.

4 Ergebnisse

Ziel war es, das Ausmaß möglicher periimplantärer Gewebeveränderungen zu bestimmen, und zwar bei Patienten mit implantatretinierten Totalprothesen mit zwei bis vier Implantaten. Es wurde untersucht, ob die Geometrie der Suprakonstruktion (Implantatabstand) Einfluß auf mögliche Gewebeveränderungen hat.

Im Untersuchungszeitraum von 5 Jahren nach Einsetzen der prothetischen Suprakonstruktion ist ein einziges Implantat zu Verlust gegangen. Dieses Implantat wurde zeitnah in gleicher Region nachimplantiert. Die Verlustrate von Implantaten ist gering. Dies erklärt sich dadurch, daß aufgrund der Ein- und Ausschlußkriterien nur Patienten ab dem Zeitpunkt des Einsetzen der prothetischen Suprakonstruktion untersucht wurden.

4.1 Reliabilitätsuntersuchung der röntgenologischen Messungen

Ein praktisch akzeptabler Toleranzbereich für Abweichungen von 0,5 mm wurde festgelegt (29).

Intraindividuelle Voruntersuchung

Das Ergebnis wiederholt gemessener Strecken des ersten Untersuchers zeigt eine akzeptable Genauigkeit, da alle Differenzen der Meßwerte im vorab festgelegten Toleranzbereich lagen (Abbildungen 51-53 und Tabellen 12-14, Seite 37).

Bei der für die klinische Beurteilung bedeutsamsten Meßstrecke „Tiefe des Knochendefekts“ lagen keine Differenzen der Meßwerte außerhalb eines Bereichs von 0,3 mm. 96,6 % der Differenzen lagen im 0-0,2 mm - Intervall (Abbildung 51 und Tabelle 12, Seite 37).

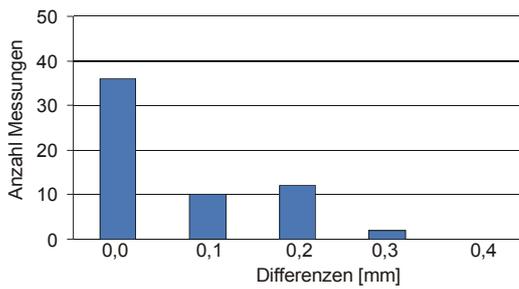


Abbildung 51: Intraindividuelle Reliabilität der Strecke "Tiefe des Knochendefekts"

maximale Abweichung	Anteil Meßwerte
0,3 mm	100,0 %
0,2 mm	96,6 %
0,1 mm	78,3 %

Tabelle 12: Intraindividuelle Reliabilität der Strecke "Tiefe des Knochendefekts"

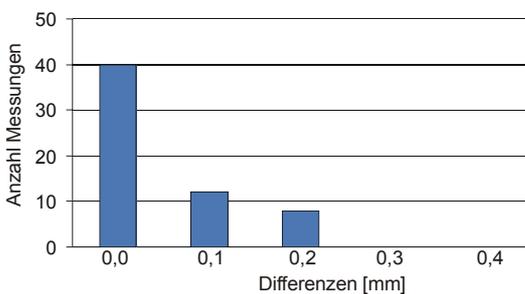


Abbildung 52: Intraindividuelle Reliabilität der Strecke "Breite des Knochendefekts"

maximale Abweichung	Anteil Meßwerte
0,2 mm	100,0 %
0,1 mm	88,3 %

Tabelle 13: Intraindividuelle Reliabilität der Strecke "Breite des Knochendefekts"

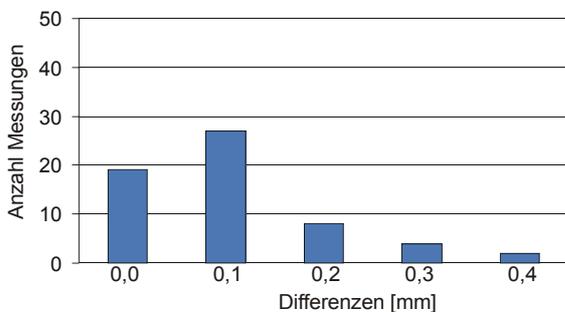


Abbildung 53: Intraindividuelle Reliabilität der Strecke "Knochenniveau"

maximale Abweichung	Anteil Meßwerte
0,4 mm	100,0 %
0,3 mm	96,6 %
0,2 mm	89,9 %
0,1 mm	76,6 %

Tabelle 14: Intraindividuelle Reliabilität der Strecke "Knochenniveau"

Die Strecke „Knochenniveau“ wurde mit geringerer Genauigkeit gemessen als die Strecken „Tiefe des Knochendefekts“ und „Breite des Knochendefekts“. Die entsprechenden Differenzen liegen jedoch ebenfalls im Toleranzbereich von 0,5 mm. 96,6% der Meßwerte wiesen hierbei lediglich 0,3 mm Differenz auf.

Interindividuelle Voruntersuchung

Alle Differenzen der Meßwerte des Vergleichs zwischen zwei Untersuchern lagen im Toleranzbereich von 0,5 mm. Bei der Meßstrecke „Tiefe des Knochendefekts“ lagen 95,8% der Differenzen im 0,0-0,2 mm – Intervall (Abbildungen 54-56 und Tabellen 15-17, Seite 38).

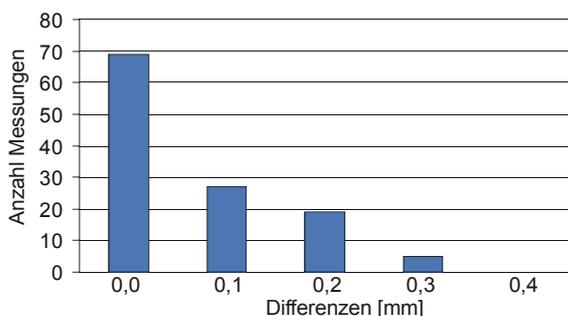


Abbildung 54: Interindividuelle Reliabilität der Strecke "Tiefe des Knochendefekts"

maximale Abweichung	Anteil Meßwerte
0,3 mm	100,0 %
0,2 mm	95,8 %
0,1 mm	79,9 %

Tabelle 15: Interindividuelle Reliabilität der Strecke "Tiefe des Knochendefekts"

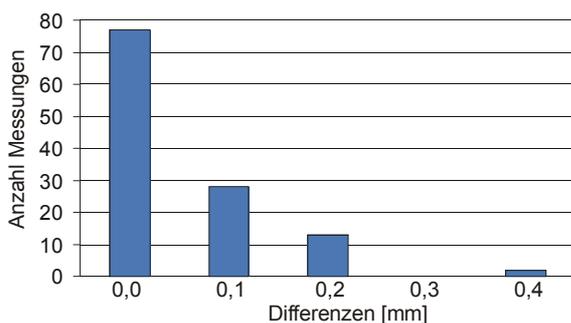


Abbildung 55: Interindividuelle Reliabilität der Strecke "Breite des Knochendefekt"

maximale Abweichung	Anteil Meßwerte
0,4 mm	100,0 %
0,3 mm	98,3 %
0,2 mm	98,3 %
0,1 mm	87,5 %

Tabelle 16: Interindividuelle Reliabilität der Strecke "Breite des Knochendefekts"

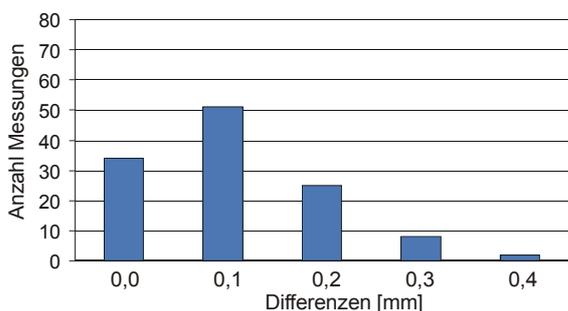


Abbildung 56: Interindividuelle Reliabilität der Strecke "Knochenniveau"

maximale Abweichung	Anteil Meßwerte
0,4 mm	100,0 %
0,3 mm	98,3 %
0,2 mm	93,3 %
0,1 mm	70,8 %

Tabelle 17: Interindividuelle Reliabilität der Strecke "Knochenniveau"

4.2 Reliabilitätsuntersuchung der klinischen Messungen

In einer Voruntersuchung wurde geklärt, ob die intraindividuelle Reliabilität für die Messvorschrift der Messung des Implantatabstands gewährleistet ist. Zwischen den entsprechenden Meßwerten wurden Differenzen gebildet. Ein als praktisch relevanter Toleranzbereich wurde mit 1,0 mm festgelegt (31). Das Ergebnis zeigt eine praktisch akzeptable Genauigkeit, da alle Differenzen der Meßwerte unter 0,7 mm und somit im festgelegten Toleranzbereich lagen (Abbildung 57 und Tabelle 18, Seite 39).

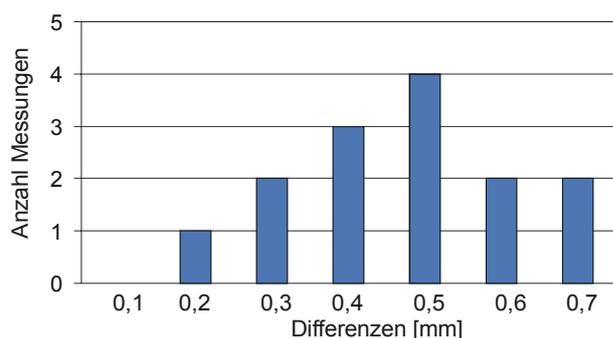


Abbildung 57: Intraindividuelle Reliabilität des Implantatabstands

maximale Abweichung	Anteil Meßwerte
0,7 mm	100,0 %
0,6 mm	85,7 %
0,5 mm	71,4 %
0,4 mm	42,9 %
0,3 mm	21,4 %
0,2 mm	7,1 %

Tabelle 18: Intraindividuelle Reliabilität des Implantatabstands

4.3 Periimplantäre Gewebeveränderungen

Die Ergebnisse der periimplantären Gewebeveränderungen wurden in grafischen Darstellungen in der Reihenfolge Histogramme, „Box-Plots“ und anschließend die konkreten Meßwerte betrachtet. Waren Werte auffällig (Knochenzuwachs über 0,5 mm) wurden diese nochmals durch Neuvermessung überprüft und in allen Fällen auch bestätigt (29). 12 Bilder, bei denen die Referenzpunkte nicht vollständig erkennbar oder verzerrt abgebildet waren, wurden aus der Bewertung genommen.

4.3.1 Hartgewebe

Die folgenden Abbildungen 58-60, Seite 40-42, zeigen Knochenveränderungen für alle Patienten und Implantate im Zeitverlauf ab dem Ausgangszeitpunkt „Einsetzen der prothetischen Suprakonstruktion“. Die Werte sind im Anhang aufgeführt (Tabellen 20-22, Seite 74-75). Positive Werte stellen Knochenabbau, negative Werte Knochenzuwachs dar. Aufgrund von fehlenden Röntgenbildern oder lokalen Verzerrungen konnten zu den einzelnen Zeitpunkten nicht alle Implantate ausgewertet werden (siehe auch 2.1.3 Studienpopulation, Einschlusskriterien, Seite 10).

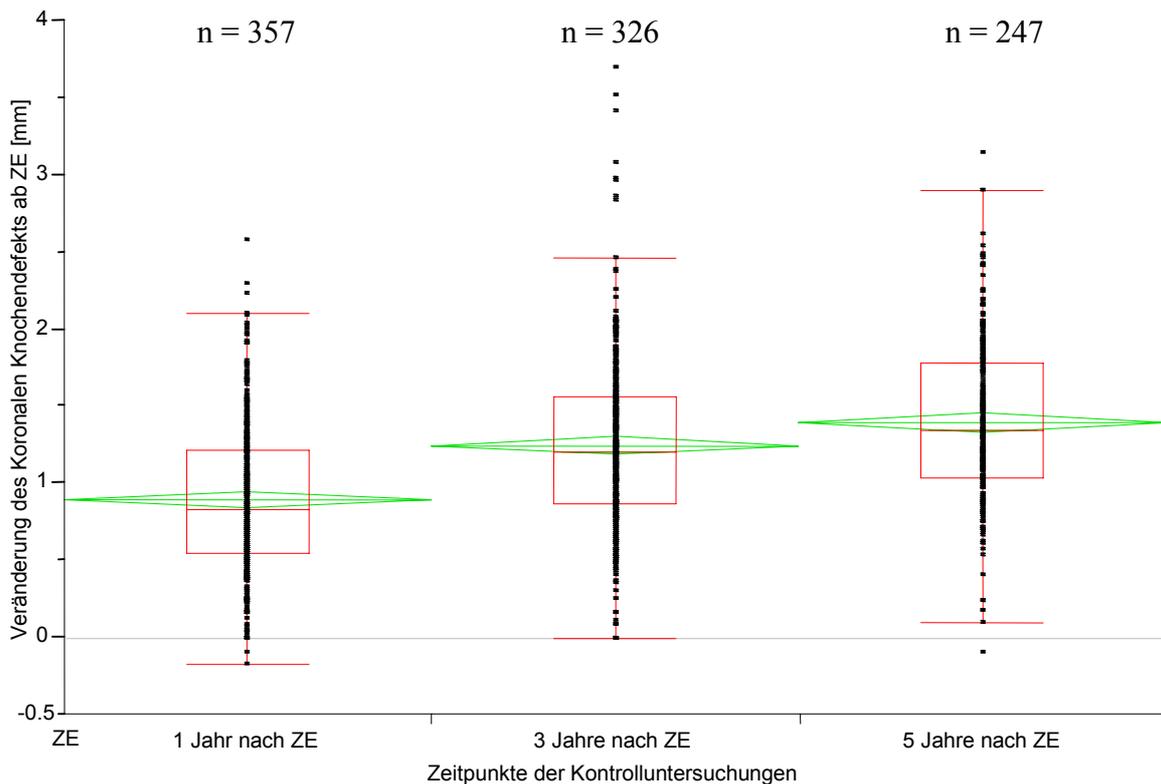


Abbildung 58: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten aller Implantate und Suprakonstruktionen der Stichprobe

Bei der Gesamtauswertung der Veränderungen des „Koronalen Knochendefekts“ zeigen die Ausmaße der Mittelwerte, Mediane als auch die Grenzen der Konfidenzintervalle einen Knochenabbau (Abbildung 58, Seite 40 und Tabelle 20, Seite 74). Sowohl die Größenordnungen der Mediane als auch der Mittelwerte zeigen einen quantitativen Knochenverlust an. Innerhalb von fünf Jahren baute der Knochen sich um insgesamt durchschnittlich 1,40 mm ab. Der größte Knochenabbau wurde ein Jahr nach ZE festgestellt (Mittelwert = 0,90 mm). In den Jahren danach setzte sich der Knochenabbau weiter fort, jedoch in geringerem Maße als während des ersten Zeitabschnitts.

Die Veränderungen der Strecken „Knochenniveau“ (Abbildung 59, Seite 41 und Tabelle 21, Seite 74) und „Breite des Knochendefekts“ (Abbildung 60, Seite 42 und Tabelle 22, Seite 75) sind, verglichen mit denen der Strecke „Koronaler Knochendefekt“ (Abbildung 58, Seite 40 und Tabelle 20, Seite 74), geringer. Sie zeigen jedoch die gleiche Tendenz. Über die Jahre gesehen sind auch entfernt vom Implantat Umbauprozesse des Knochens zu beobachten. Es ist ein leichter Abbau des regionären Knochens erkennbar. Auffällig sind einzelne Veränderungen im

negativen Bereich. Diese stellen einen Knochenaufbau dar. Aus Darstellungsgründen wurde in den Abbildungen „Knochenniveau“ (Abbildung 59, Seite 41) und „Breite des Knochendefekts“ (Abbildung 60, Seite 42) die Y-Achse bis auf –1.5 mm erweitert, im Vergleich zu den Abbildungen der Ergebnisse des „Koronalen Knochendefekts“ (Abbildung 58, Seite 40 und Abbildungen 61-79, Seite 43-53).

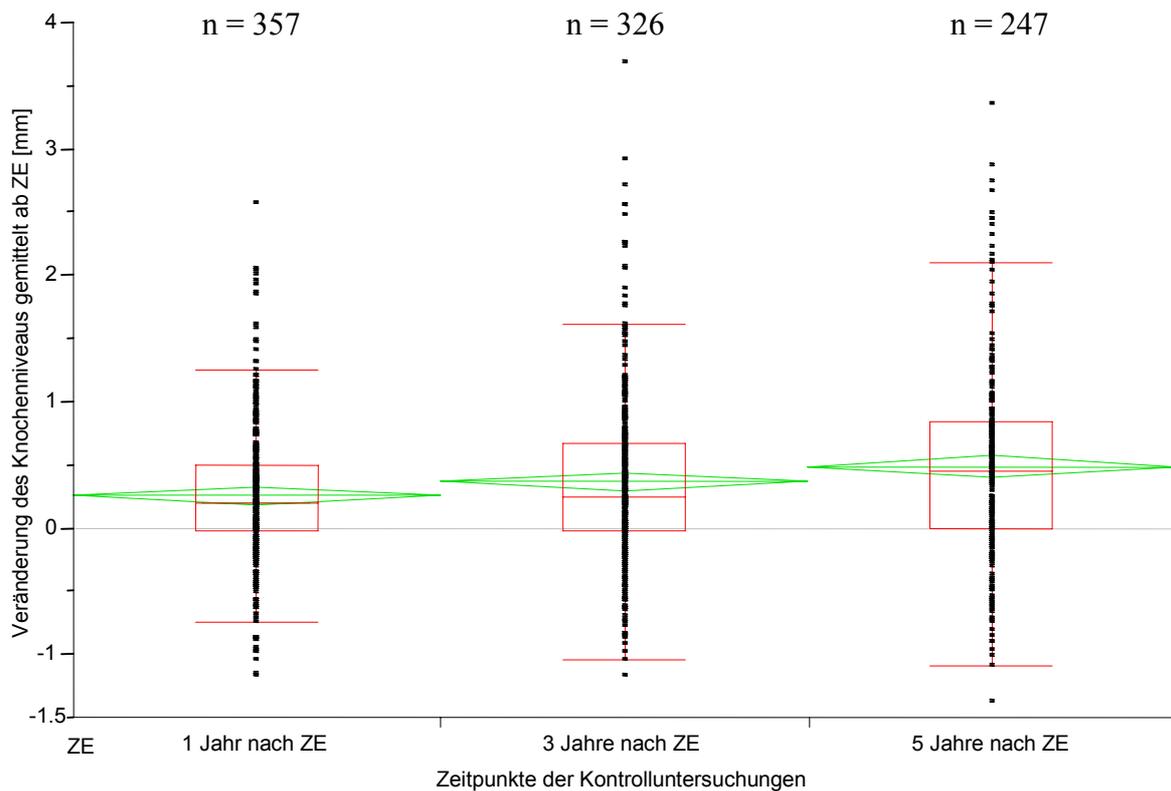


Abbildung 59: Knochenniveau: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – alle Implantate und Suprakonstruktionen der Stichprobe

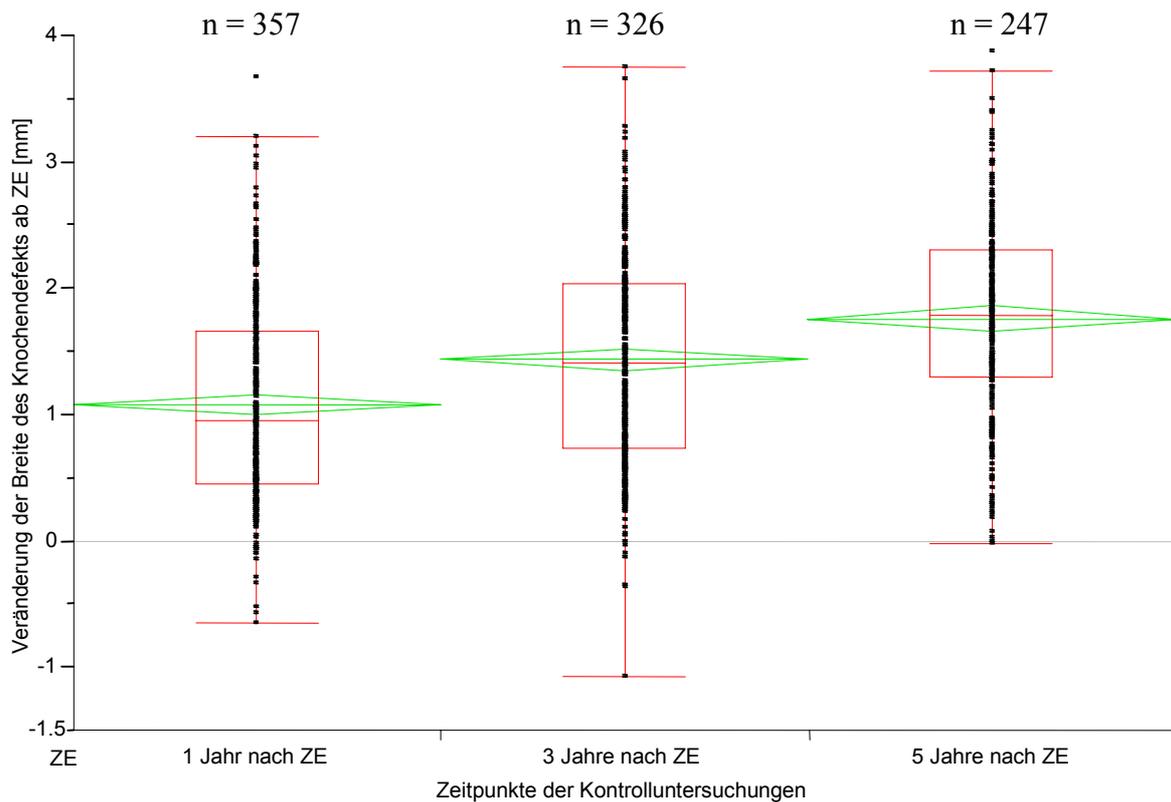


Abbildung 60: Breite des Koronalen Knochendefekts: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten– alle Implantate und Suprakonstruktionen der Stichprobe

Einfluß der Geometrie

Bei Betrachtung der Summe der Implantatabstände ergeben sich quantitative Unterschiede in den periimplantären Hartgewebeveränderungen.

Die folgenden Abbildungen 61-66, Seite 43-45, beschreiben die Veränderungen des „Koronalen Knochendefekts“ im Zeitverlauf bei Patienten mit zwei Implantaten und verschiedenen Implantatabständen.

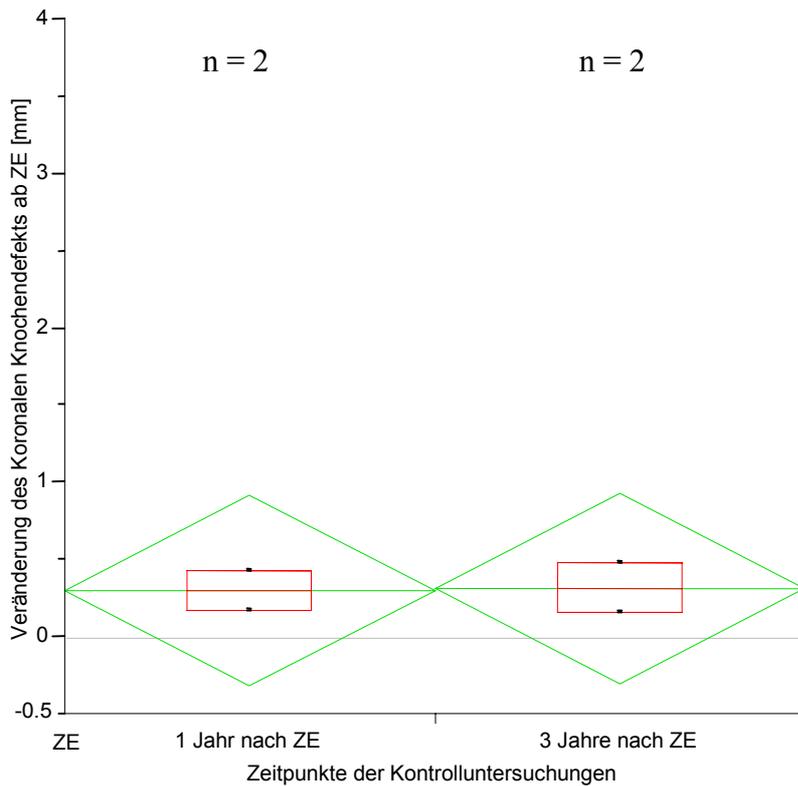


Abbildung 61: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 13-14 mm

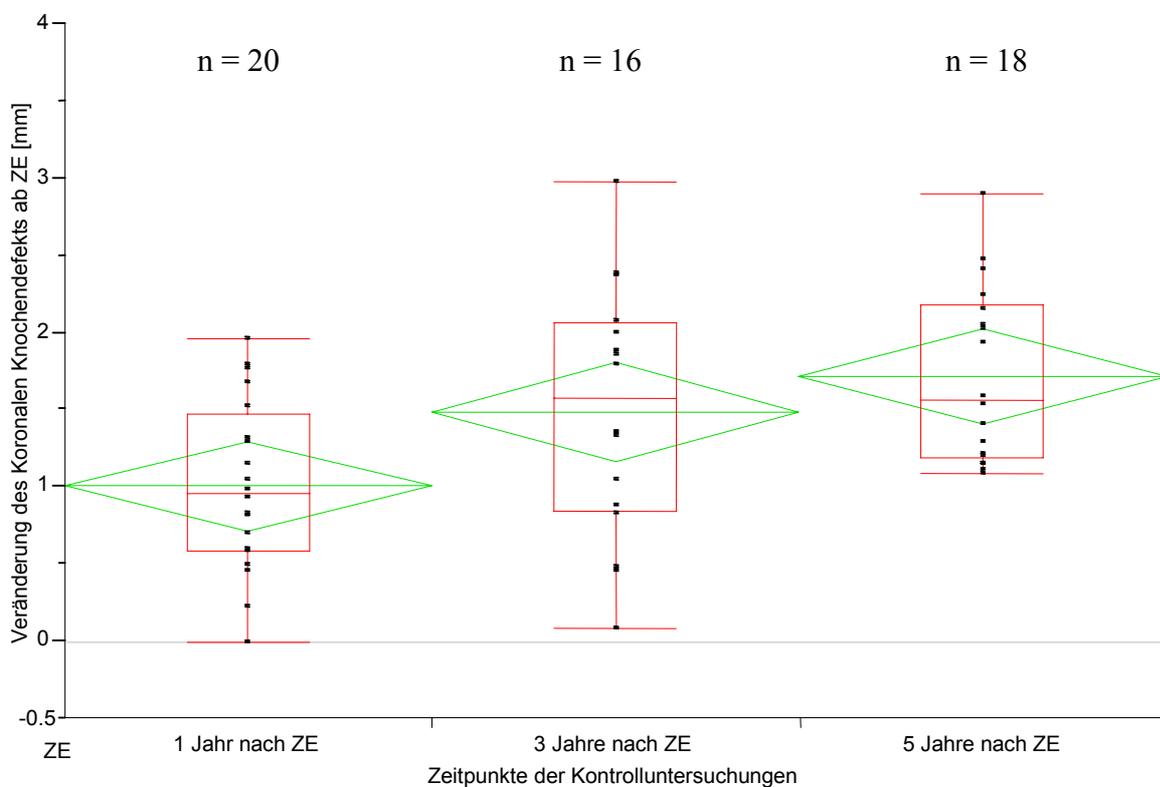


Abbildung 62: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 15-19 mm

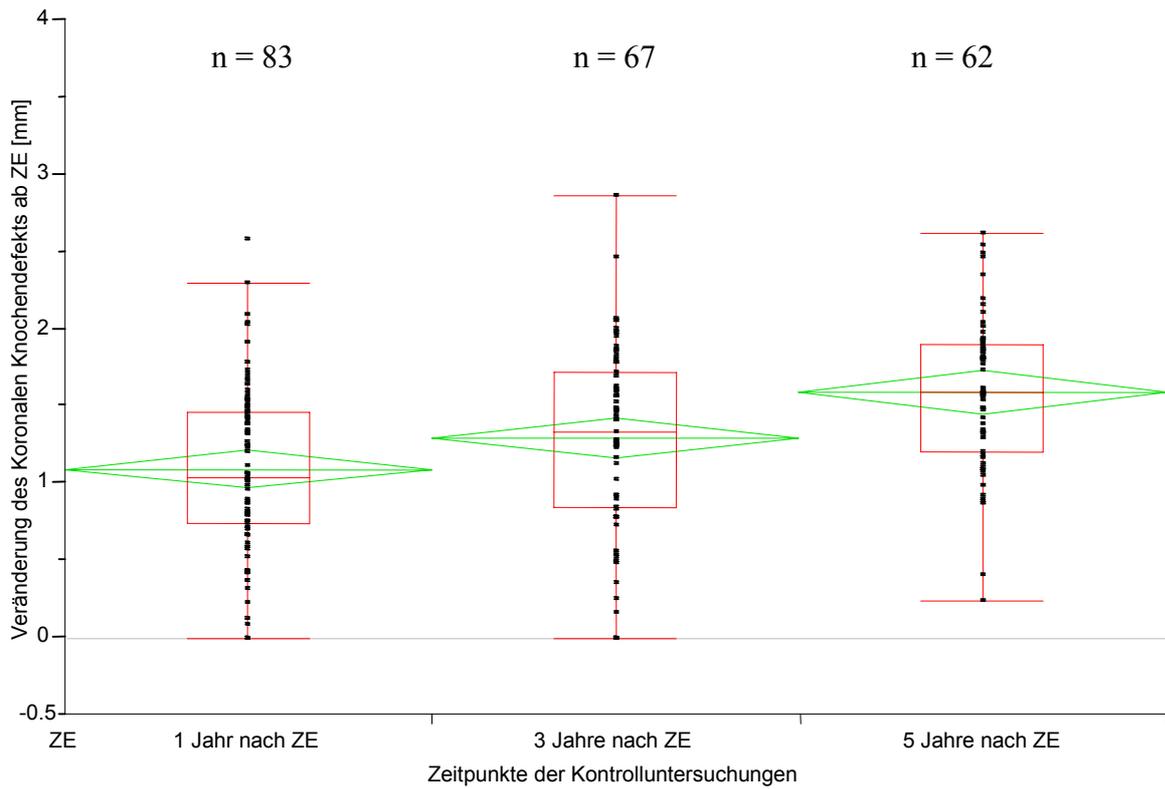


Abbildung 63: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 20-24 mm

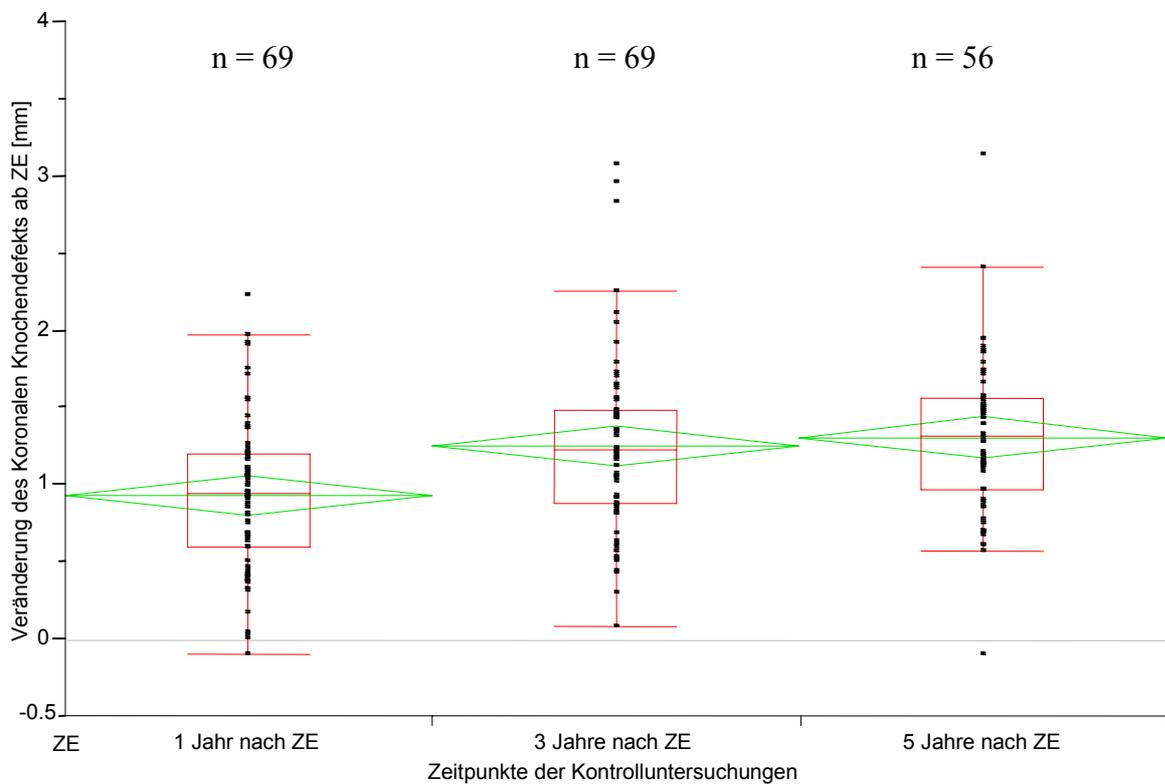


Abbildung 64: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 25-29 mm

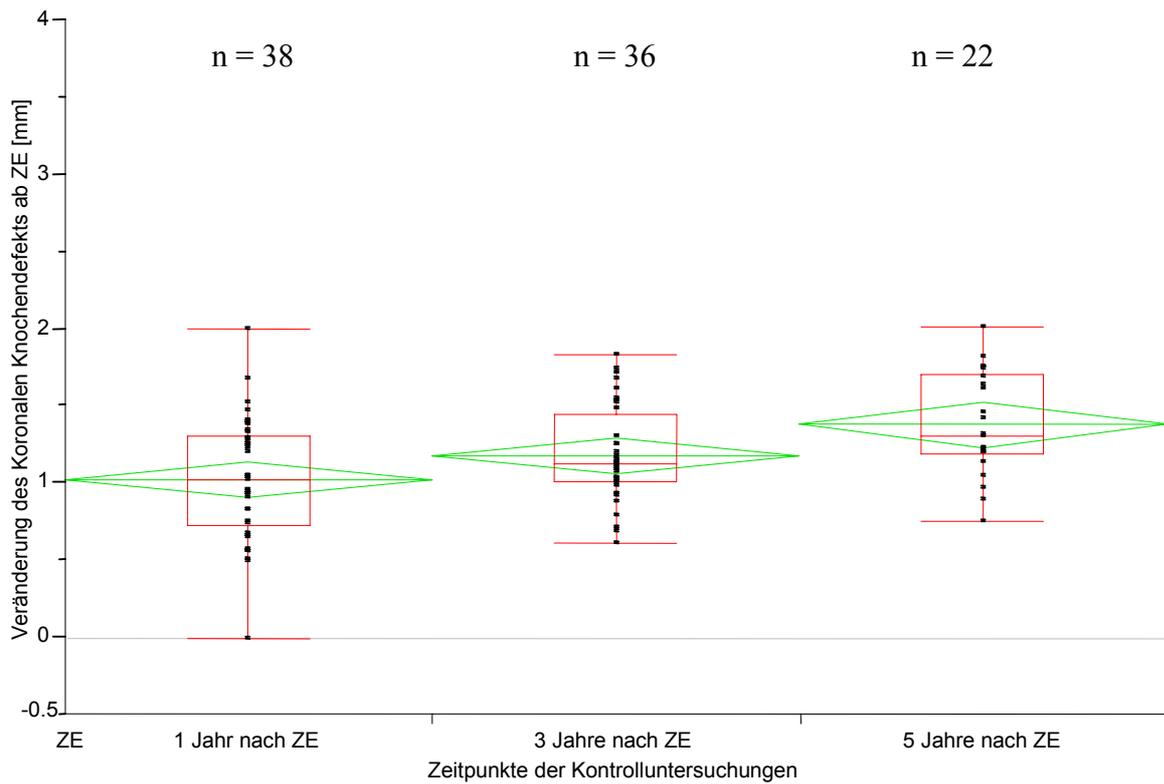


Abbildung 65: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 30-34 mm

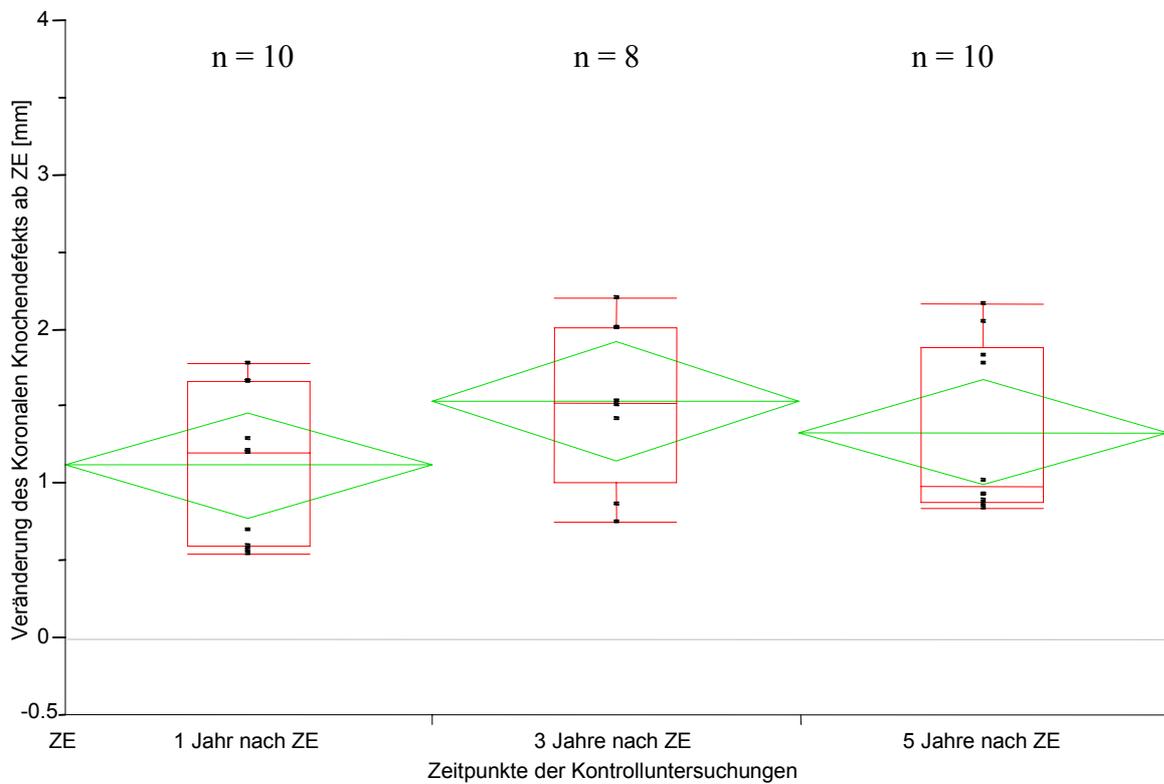


Abbildung 66: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 35-38 mm

Die folgenden Abbildungen 67-69, Seite 46-47, beschreiben die Veränderungen des „Koronalen Knochendefekts“ bei Patienten mit zwei Implantaten zu verschiedenen Zeitpunkten in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände.

Aufgrund von fehlenden Röntgenbildern oder lokalen Verzerrungen konnten zum Zeitpunkt „1 Jahr nach ZE“ nicht alle Implantate ausgewertet werden (siehe auch 2.1.3 Studienpopulation, Einschlusskriterien, Seite 10). Bei 222 Implantaten waren zu diesem Zeitpunkt die Referenzstrukturen auf den vorhandenen Panoramaschichtaufnahmen für eine Messung deutlich erkennbar.

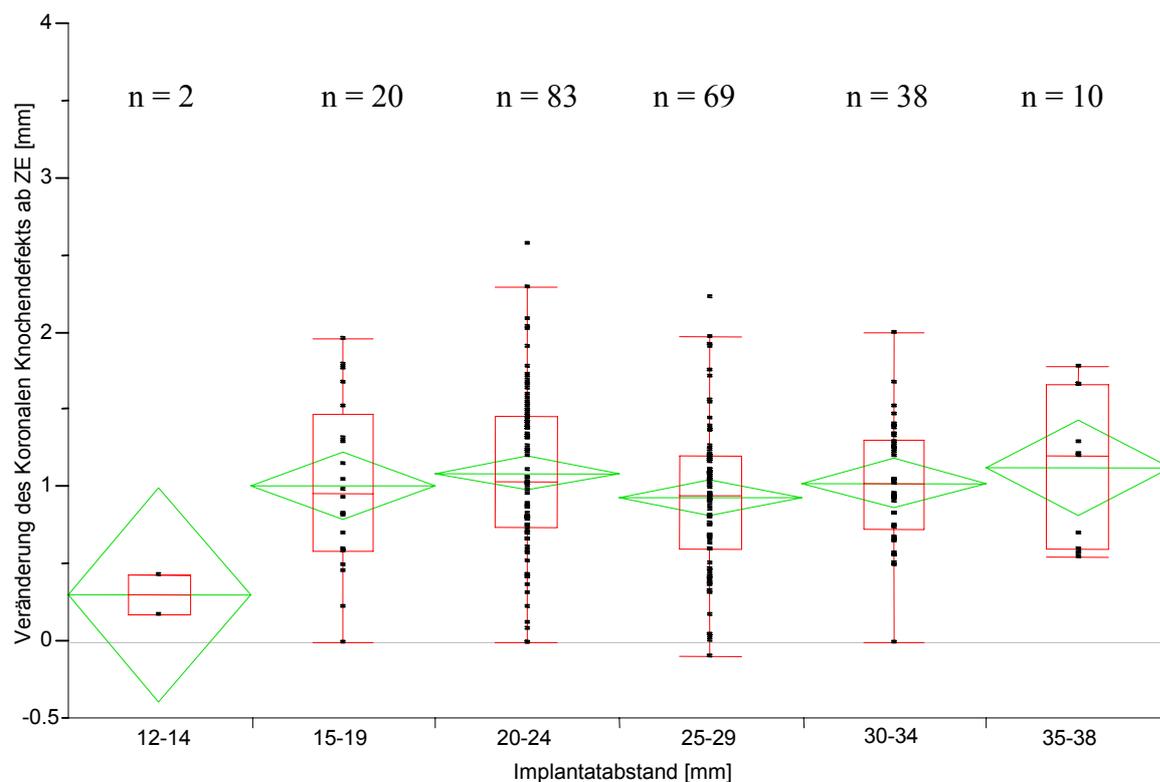


Abbildung 67: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 2 Implantaten, 1 Jahr nach ZE

198 Implantate konnten zum Zeitpunkt „3 Jahre nach ZE“ ausgewertet werden.

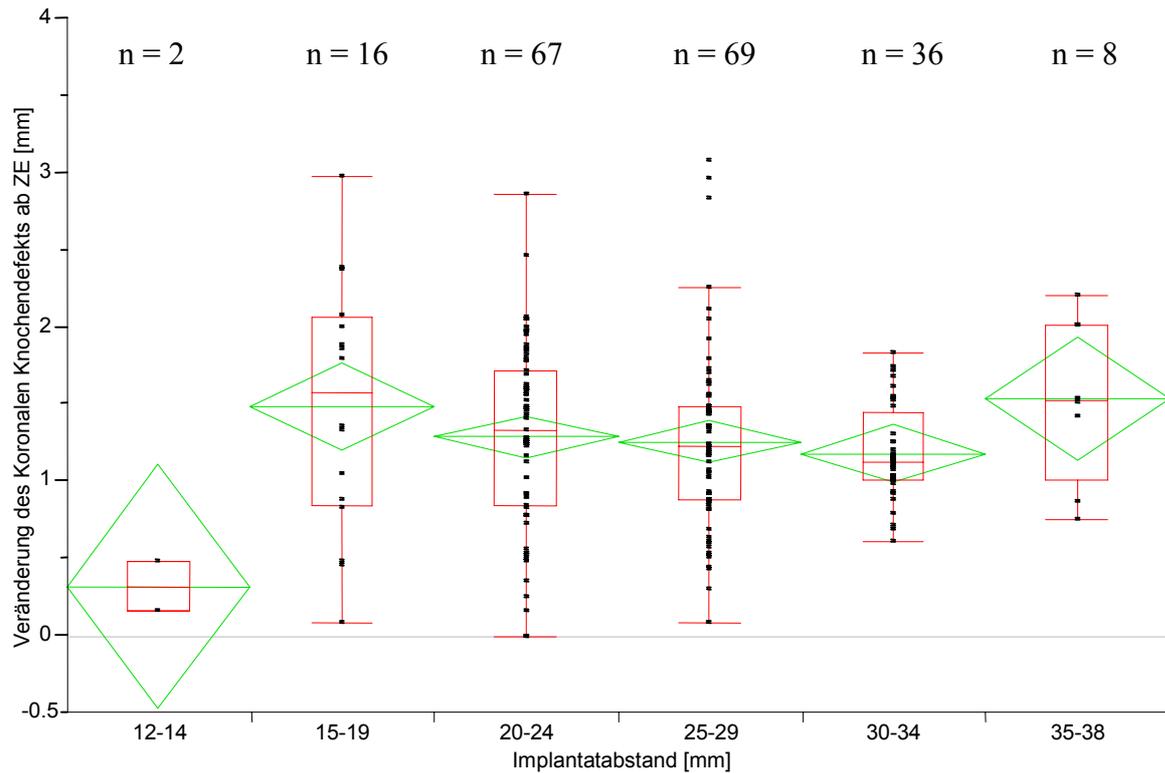


Abbildung 68: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 2 Implantaten, 3 Jahre nach ZE

Zum Zeitpunkt „5 Jahre nach ZE“ konnten 168 Implantate ausgewertet werden.

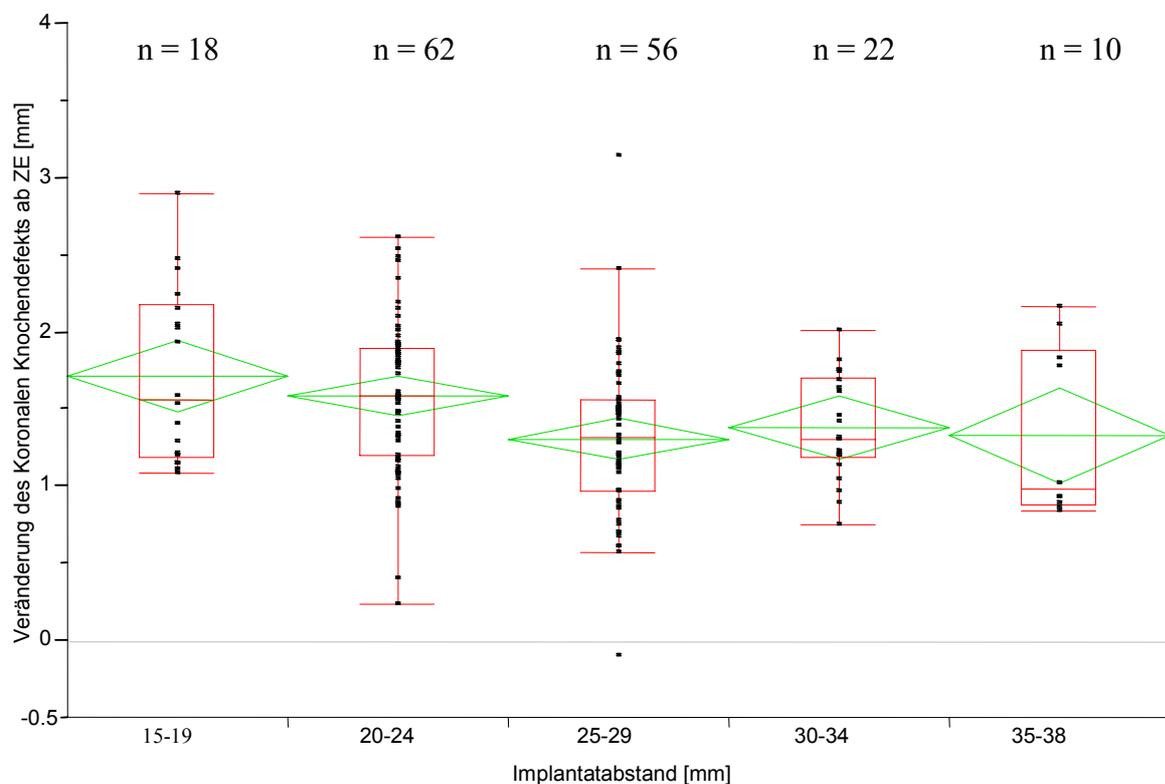


Abbildung 69: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 2 Implantaten, 5 Jahre nach ZE

Bei allen Gruppen ist eine Veränderung der Koronalen Knochendefekte erkennbar. Sowohl die Werte von Median als auch die Mittelwerte zeigen einen Knochenabbau bei Patienten mit zwei Implantaten zu allen Zeitpunkten. Der Knochenabbau ist bei größeren Implantatabständen geringer. Zum Zeitpunkt „5 Jahre nach ZE“ zeigen dies sowohl Mediane (1,56 mm; 1,59 mm; 1,32 mm; 1,31 mm; 0,98 mm) als auch Mittelwerte (1,72 mm; 1,59 mm; 1,31 mm; 1,38 mm; 1,33 mm) (Abbildung 69, Seite 47 und Tabelle 31, Seite 79). Auch die unteren Grenzen der Konfidenzintervalle lassen erkennen, daß ein Einfluß der klinisch gemessenen Implantatabstände vorliegt. Sie sind mindestens 1,03 mm von Null entfernt.

Ob ein formal statistischer Unterschied zwischen den untersuchten Patientengruppen besteht, wurde zusätzlich mit dem t-Test überprüft. Zum Zeitpunkt „1 Jahr nach ZE“ beträgt der p-Wert 0,13, zum Zeitpunkt „3 Jahre nach ZE 0,06“ und zum Zeitpunkt „5 Jahre“ nach ZE 0,005.

Die folgenden Abbildungen 70-76, Seite 48-51, beschreiben die Veränderungen des „Koronalen Knochendefekts“ von Patienten mit mehr als zwei Implantaten und in Abhängigkeit der Kontrollzeitpunkte.

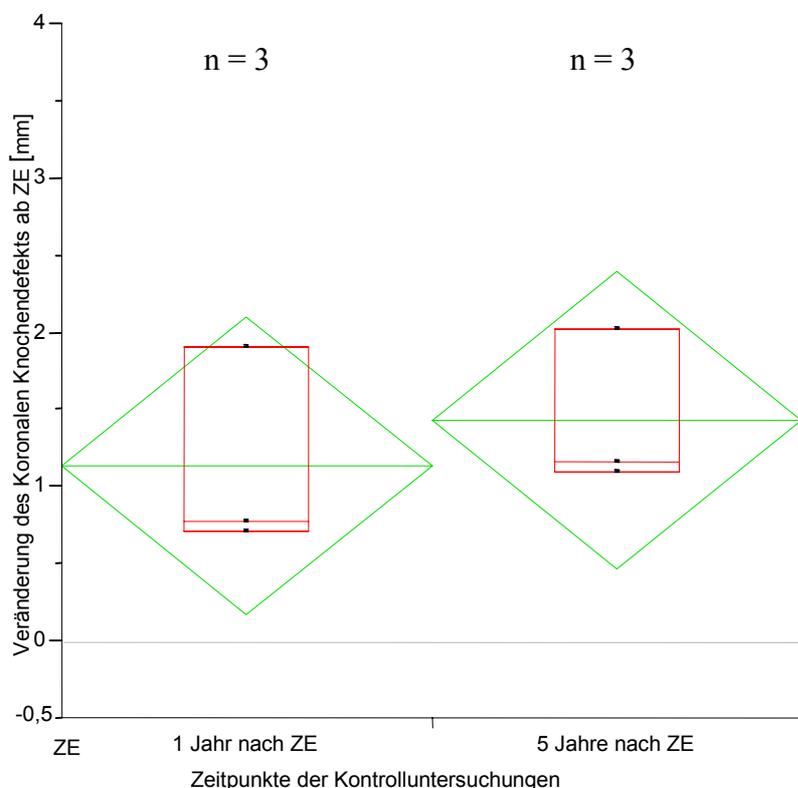


Abbildung 70: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 23-24 mm

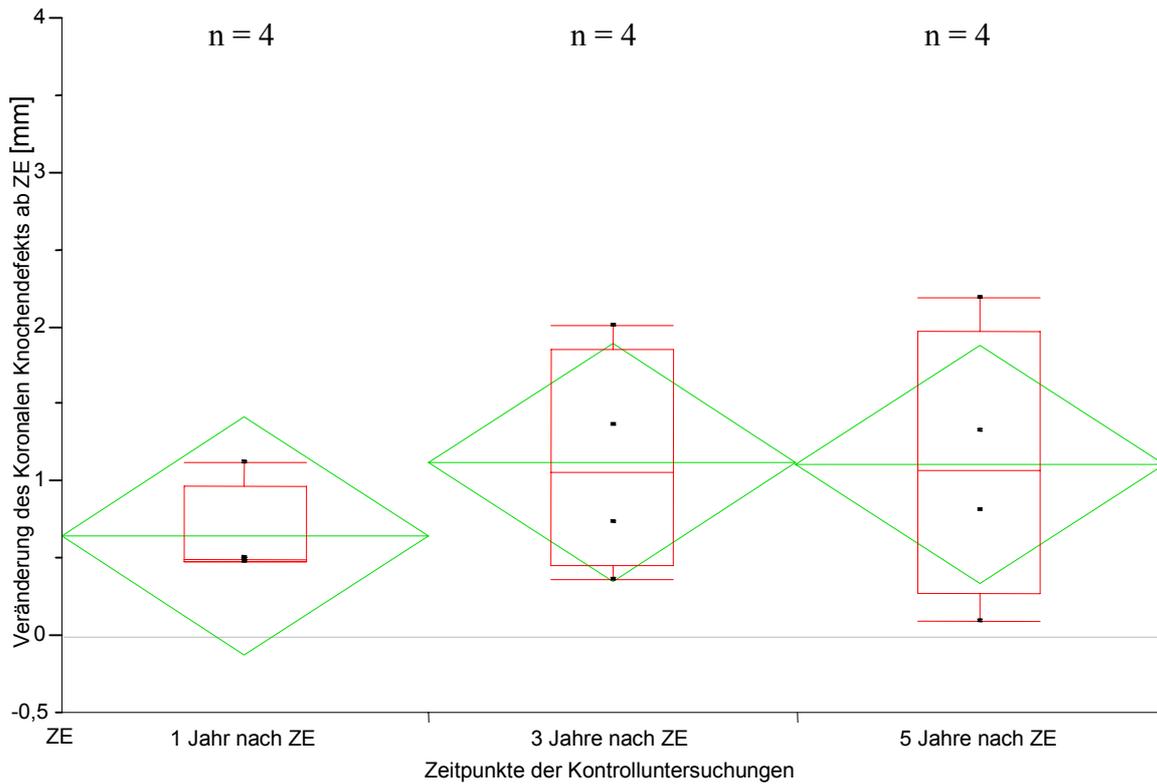


Abbildung 71: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 25-29 mm

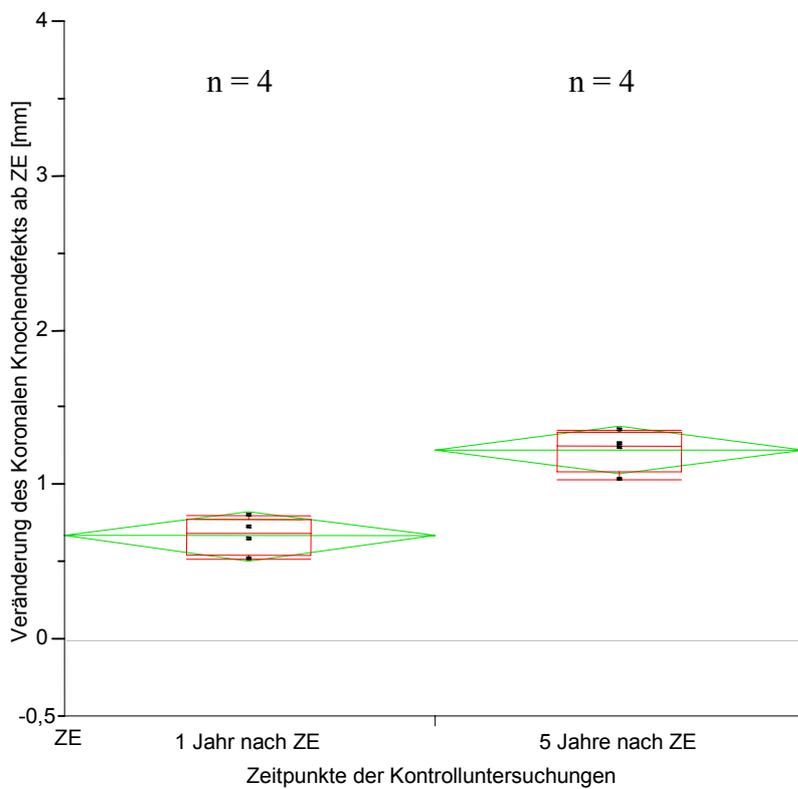


Abbildung 72: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 30-34 mm

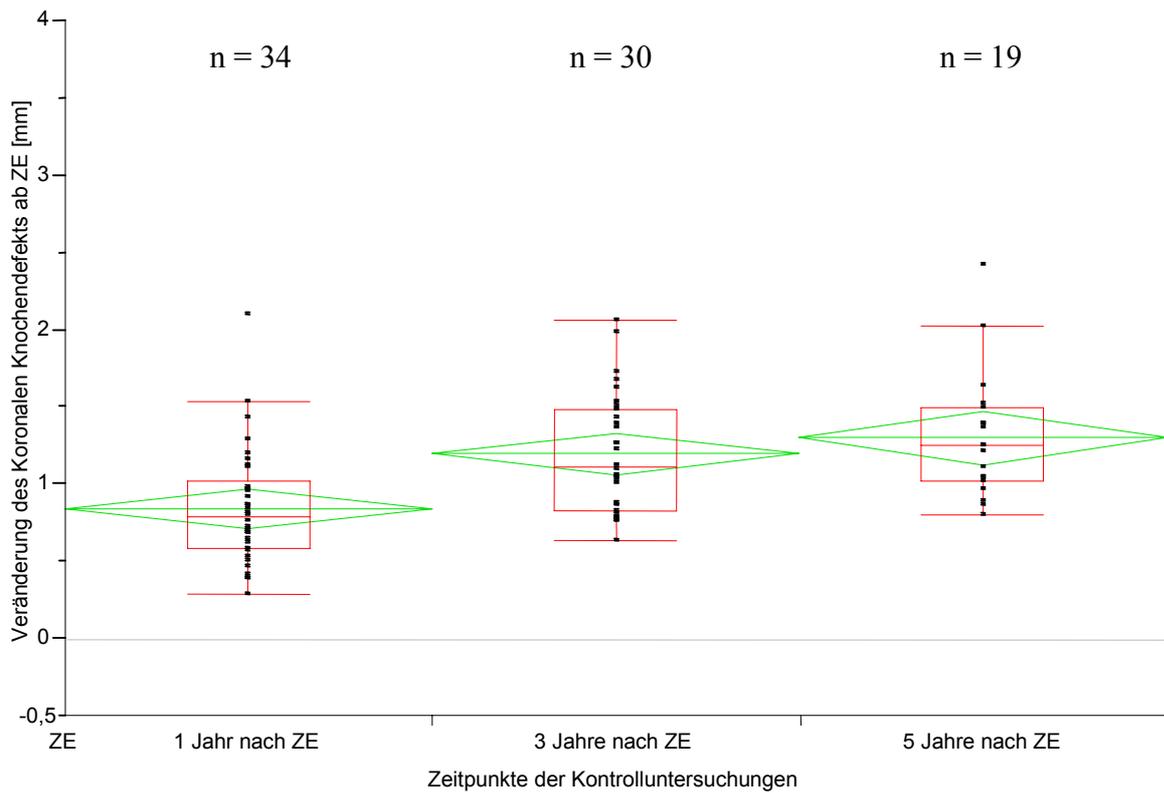


Abbildung 73: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 35-39 mm

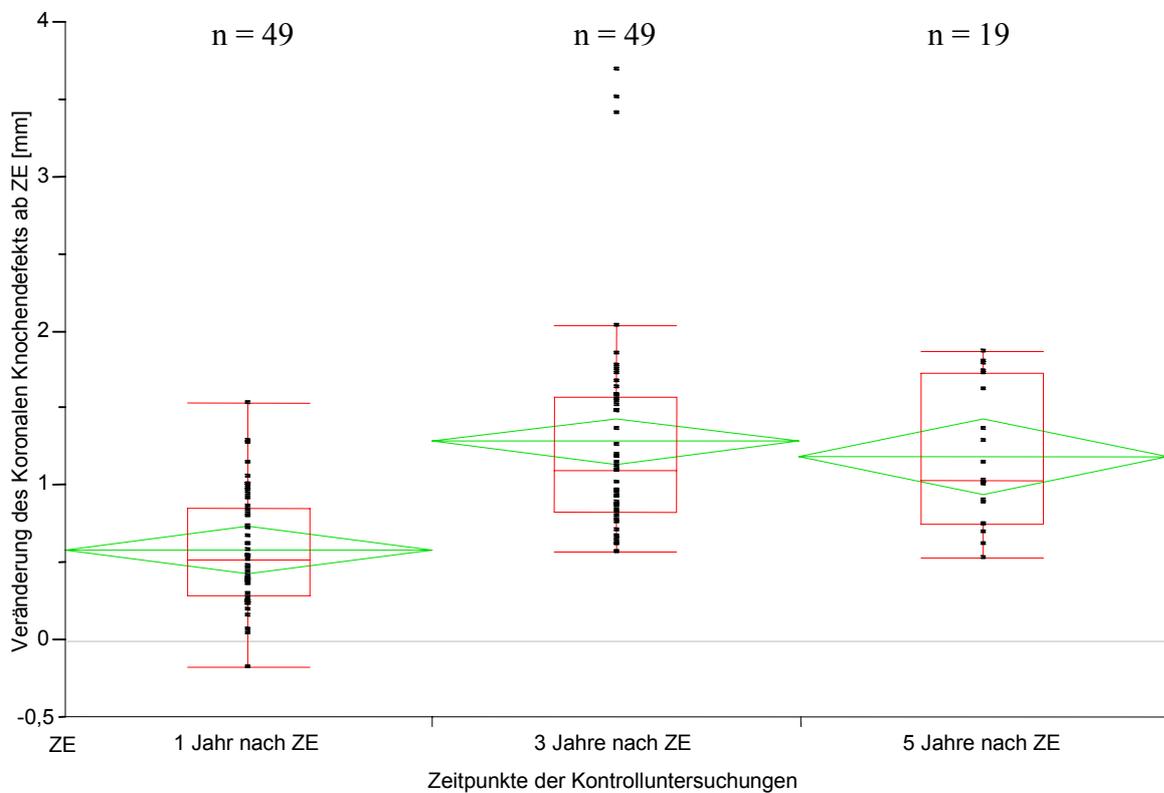


Abbildung 74: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 40-44 mm

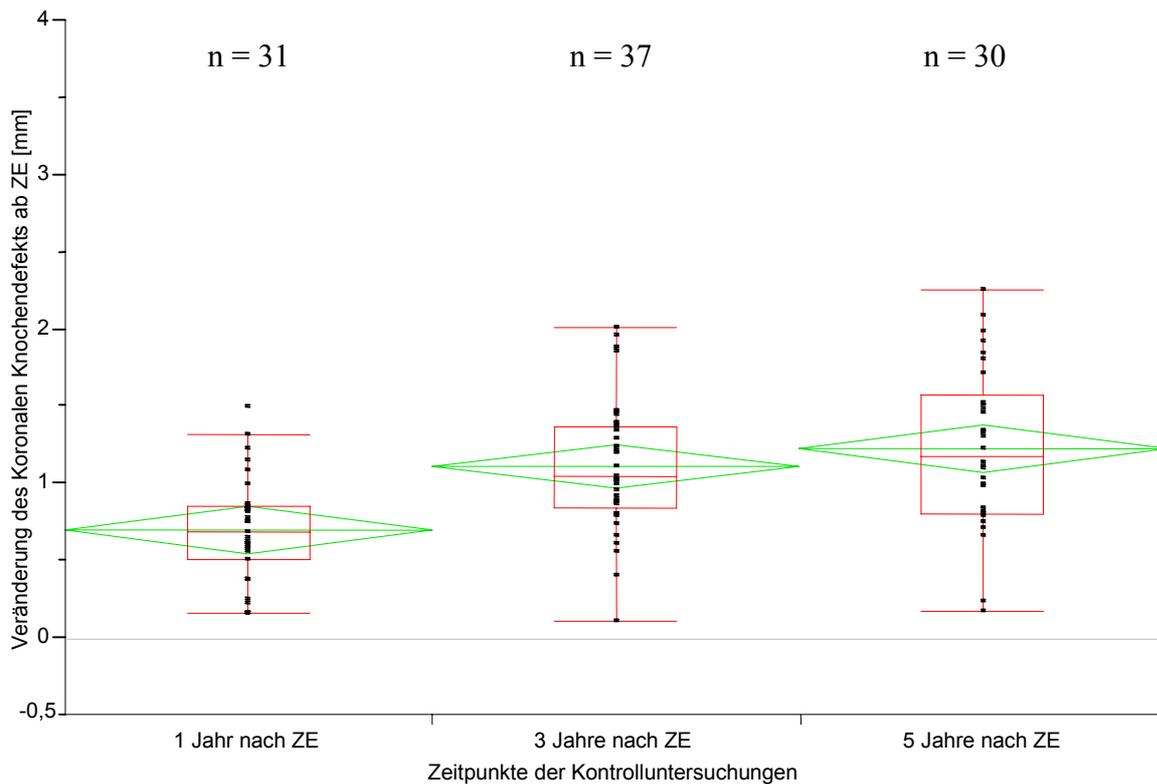


Abbildung 75: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 45-49 mm

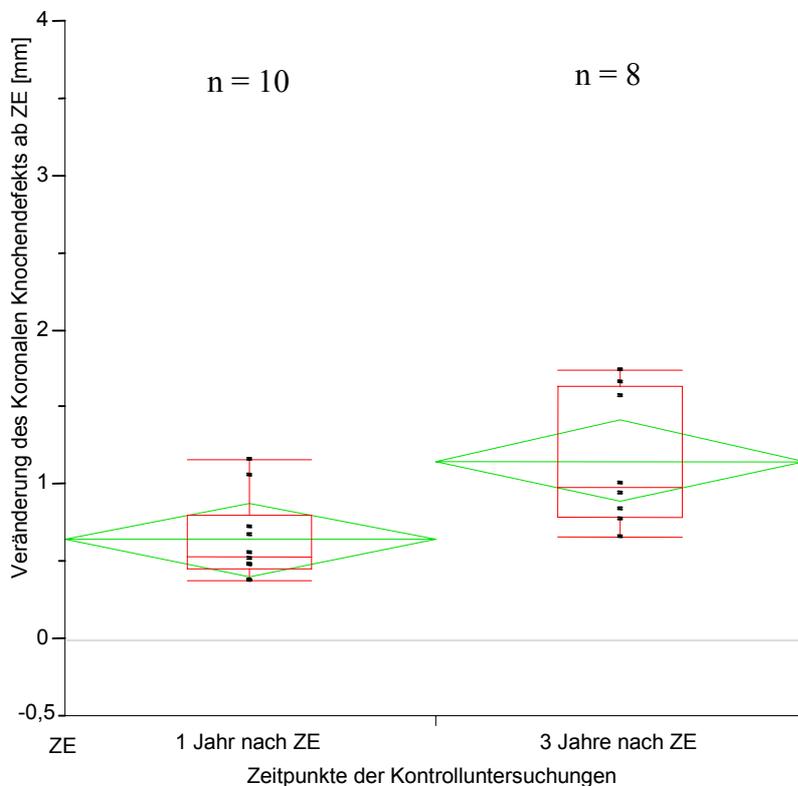


Abbildung 76: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 50-53 mm

Es ist eine deutliche Veränderung beim Vergleich der Koronalen Knochendefekte erkennbar. Sowohl die Werte der Mediane als auch die Mittelwerte zeigen einen Knochenabbau bei Patienten mit mehr als zwei Implantaten zu allen Zeitpunkten und allen Implantatabständen auf.

Die folgenden Abbildungen 77-79, Seite 52-53, beschreiben die Veränderungen des „Koronalen Knochendefekts“ bei Patienten mit mehr als zwei Implantaten zu verschiedenen Zeitpunkten in Abhängigkeit der Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände.

Aufgrund von fehlenden Röntgenbildern oder lokalen Verzerrungen waren zum Zeitpunkt „1 Jahr nach ZE“ 125 Implantate im Röntgenbild auswertbar.

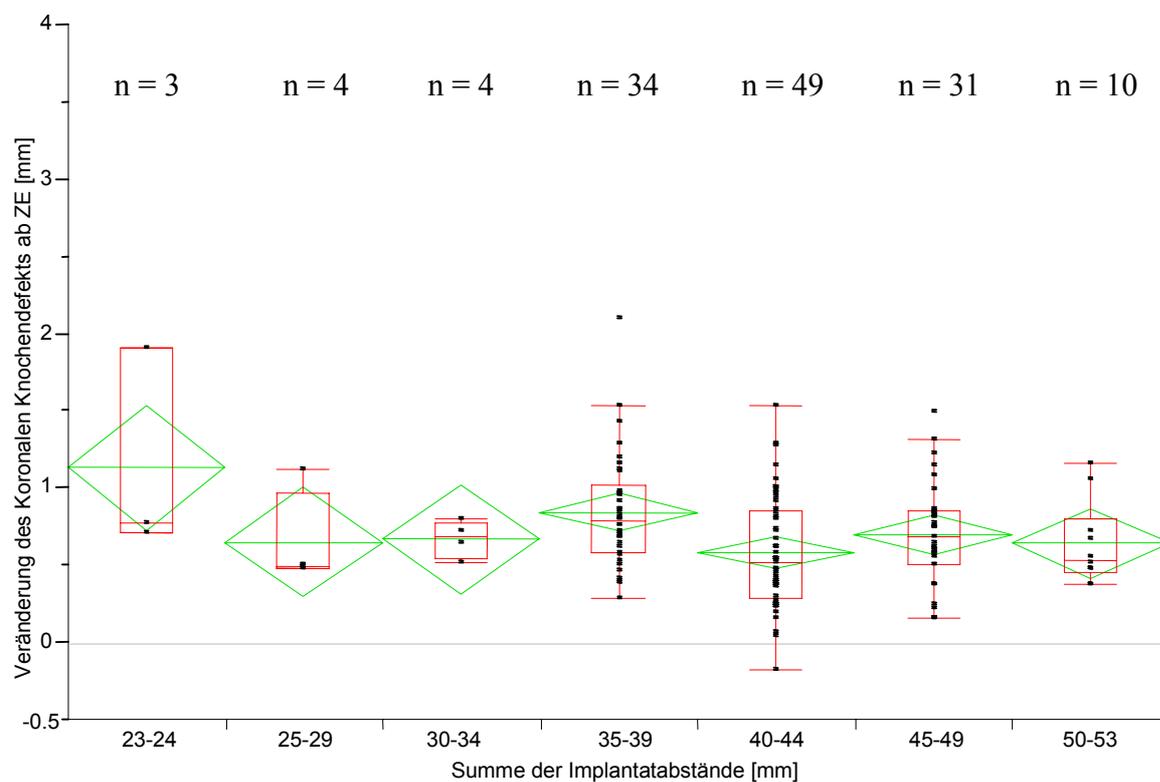


Abbildung 77: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 3 oder 4 Implantaten, 1 Jahr nach ZE

128 Implantate konnten zum Zeitpunkt „3 Jahre nach ZE“ ausgewertet werden.

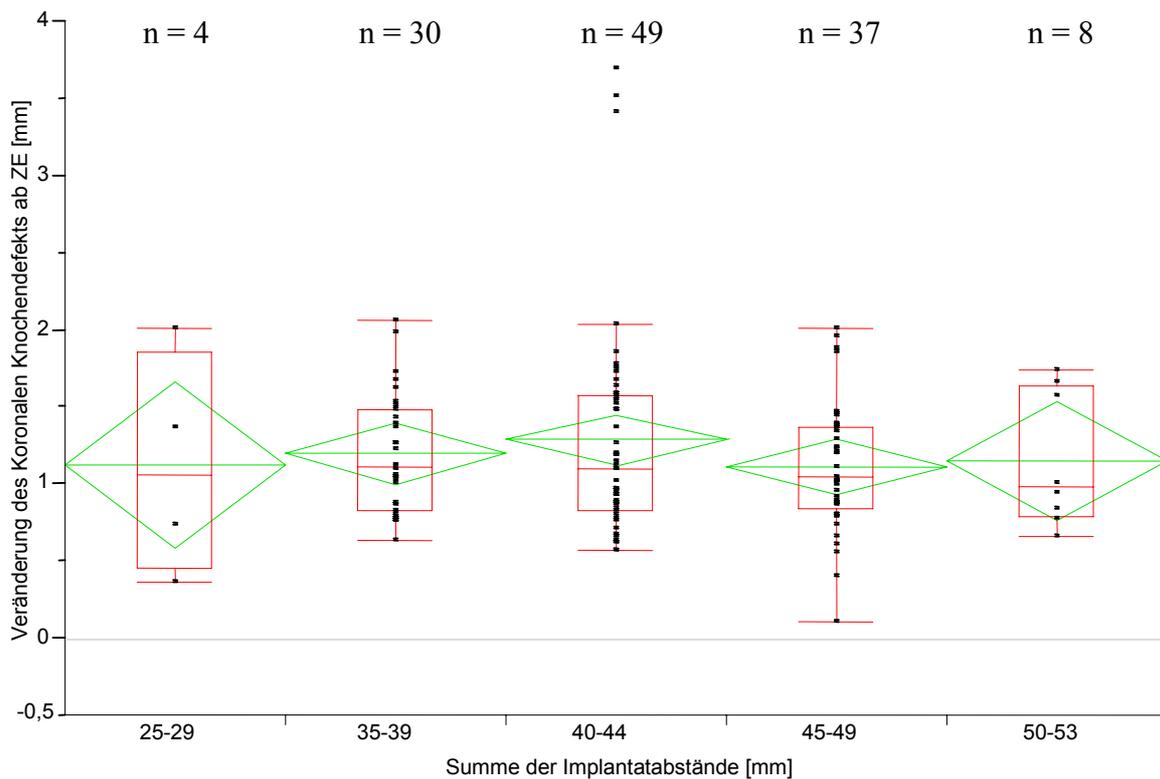


Abbildung 78: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 3 oder 4 Implantaten, 3 Jahre nach ZE

Zum Zeitpunkt „5 Jahre nach ZE“ waren 79 Implantate im Röntgenbild auswertbar.

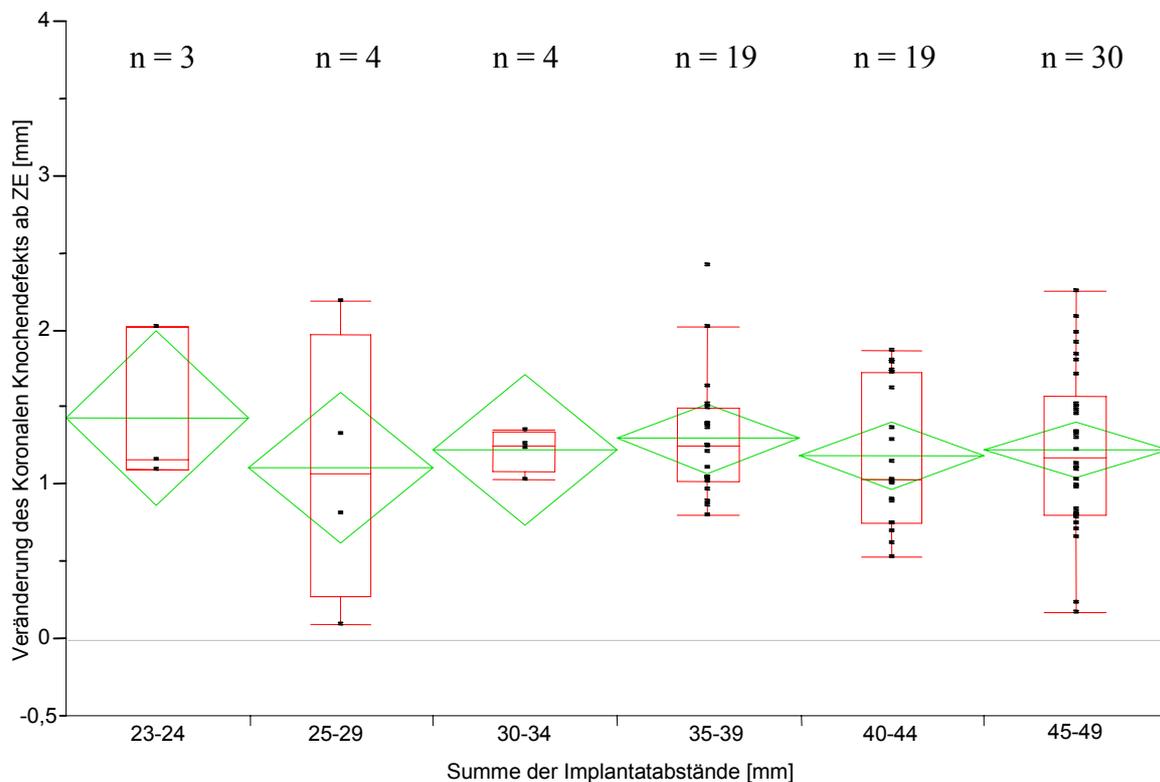


Abbildung 79: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 3 oder 4 Implantaten, 5 Jahre nach ZE

Sowohl die Werte der Mediane als auch die Mittelwerte zeigen einen Knochenabbau bei Patienten mit mehr als zwei Implantaten zu allen Zeitpunkten auf. Der Knochenabbau ist bei größeren Implantatabständen geringfügig kleiner. Dies zeigen die Mediane und Mittelwerte zu den verschiedenen Kontrollzeitpunkten (Abbildungen 77-79, Seite 52-53, und Tabellen 39-41, Seite 78-79). Ob ein formell statistischer Unterschied zwischen den untersuchten Teilgruppen besteht, wurde zusätzlich mit dem t-Test überprüft. Der p-Wert beträgt zum Zeitpunkt „1 Jahr nach ZE 0,02“. Zum Zeitpunkt „3 Jahre nach ZE“ beträgt der p-Wert 0,69. Zum Zeitpunkt „5 Jahre nach ZE“ beträgt der p-Wert 0,94. Lediglich zum Zeitpunkt „1 Jahr nach ZE“ unterschreitet der p-Wert mit 0,02 das als Konvention festgelegte 5%-Signifikanzniveau.

4.3.2 Weichgewebe

Bei 292 Implantaten wurden Veränderungen des periimplantären Weichgewebes über einen Beobachtungszeitraum vom Einsetzen der prothetischen Suprakonstruktion bis zu fünf Jahre danach beurteilt.

In Abhängigkeit zur Geometrie der Suprakonstruktion besteht bei Bewertung der klinisch gemessenen Implantatabstände ein quantitativer Unterschied der Weichgewebeveränderungen. Bei größeren Implantatabständen tendiert die periimplantäre Mucosa zur Zunahme (Abbildungen 80-81, Seite 54-55; Tabellen 42-43, Seite 80-81).

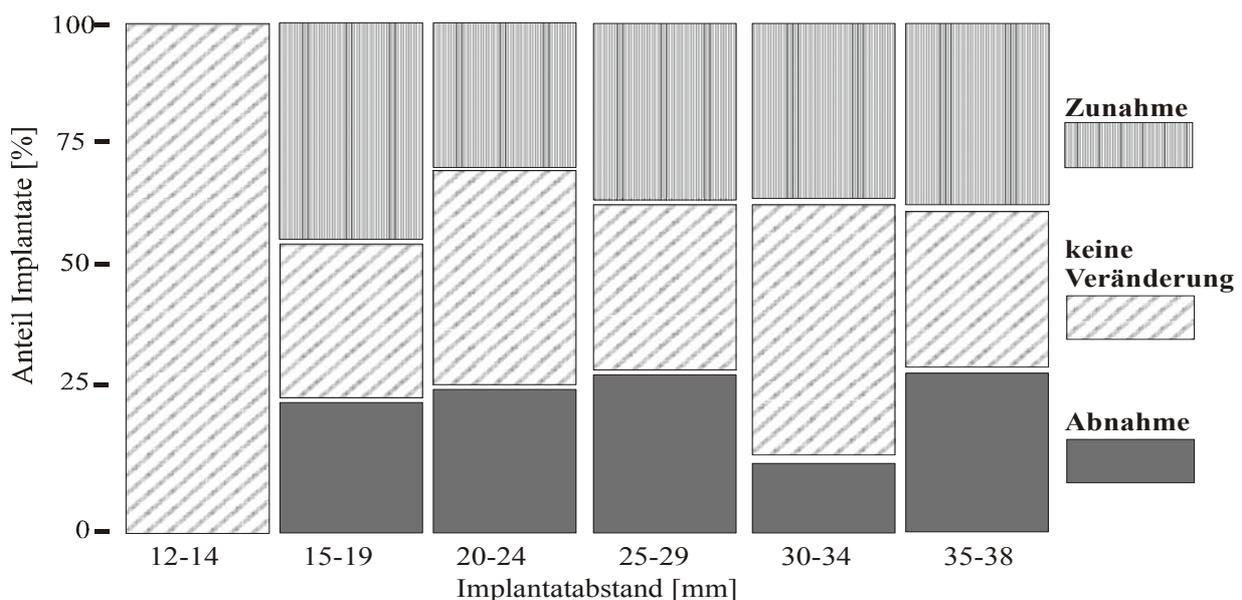


Abbildung 80: Periimplantäres Weichgewebe: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände - 2 Implantate

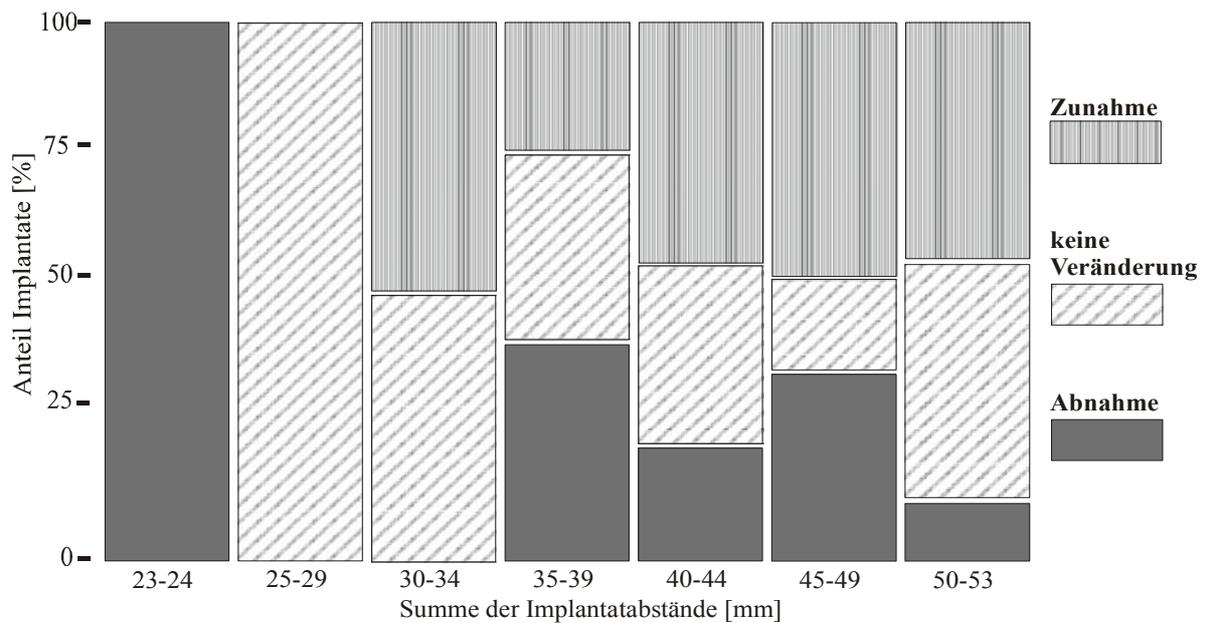


Abbildung 81: Periimplantäres Weichgewebe: Veränderungen in Abhängigkeit der Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände - 3 oder 4 Implantate

5 Diskussion

5.1 Studienziel

Im Rahmen der regelmäßigen Nachkontrollen von Patienten mit implantatgetragenen Prothesen im Unterkiefer in der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Universität Tübingen ist aufgefallen, daß einzelne Patienten mit einem größeren Implantatabstand einen geringeren Abbau von periimplantärem Knochen zu verzeichnen hatten. Nach eingängigem Studium der relevanten Literatur stand fest, daß sich einige Autoren mit periimplantären Knochenveränderungen bei implantatretinierten Totalprothesen im Unterkiefer befaßt haben (11,33,34,38,57,63,89), wobei nur Hertel et al (38) den Einfluß des Implantatabstands auf Veränderungen am periimplantären Knochen untersuchten. Hier jedoch nur bei zwei Implantaten, bei 47 Patienten und über einen kurzen Beobachtungszeitraum von zwei Jahren.

Ziel dieser Studie war es, einen möglichen Einfluß der Geometrie der Suprakonstruktion auf periimplantären Knochen und Weichgewebe zu bestimmen. Dies bei Patienten mit zahnlosem Unterkiefer, welche mit implantatretinierten Steg- oder Kugelpopfattachments behandelt worden sind.

5.2 Material und Methode

5.2.1 Studienaufbau und Patientenselektion

Die Studienziele und der Studienablauf dieser Studie wurden im Vorfeld in einem Studienplan definiert. Im Verlauf der Studie wurden sie nicht geändert. In dieser Studie wurden zeitlich aufeinanderfolgende Probanden untersucht. Sie erschienen im Rahmen einer regelmäßigen Nachkontrolle im Studienzentrum der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Universität Tübingen. Die Patientenselektion erfolgte auf Basis einer bereits durchgeführten Behandlung (implantatgetragene Prothese im zahnlosen Unterkiefer). Sie ist somit unbeeinflusst vom Untersucher und daher repräsentativ für die Zielpopulation.

Zur Erfolgskontrolle der Implantate wurden allgemeine medizinische und zahnärztliche Befunde erhoben (18,22). Ebenfalls Bestandteil der Basisdokumentation sind Röntgenaufnahmen in Form von Panoramaschichtaufnahmen (siehe auch Punkt 5.2.3). Diese liefern ein vollständiges Bild aller Zähne und knöchernen Strukturen des Gesichtsschädels und der Kiefer in ihrer Relation zueinander (29,39,48). Die Panoramaschichtaufnahme ist zudem unkompliziert in der Anfertigung, erfordert keinen zusätzlichen Zeit- und Kostenaufwand und setzt den Patienten nur einer geringen Strahlenbelastung aus (23,29,39,48).

5.2.2 Datenerhebung

Bei dieser Studie wurden gezielte Maßnahmen zur Qualitätssicherung der erhobenen Daten angewandt (siehe Seite 30). Die Qualität der Meßergebnisse ist maßgeblich davon abhängig, wie exakt die röntgenologischen und klinischen Messungen durchgeführt werden können. Darüberhinaus können bei der Erhebung trotz sorgfältiger Vorgehensweise Meß- und Übertragungsfehler nicht grundsätzlich ausgeschlossen werden. Ihr Ausmaß wurde dadurch verringert, daß fortwährende Plausibilitätskontrollen und nötigenfalls Korrekturen während der Erhebung der Meßwerte und der Auswertung der Ergebnisse durchgeführt wurden. Ebenfalls dienten die zu Beginn der Studie durchgeführten intra- und interindividuellen Reliabilitätsprüfungen der Qualitätsverbesserung (siehe Seite 30). Die weiteren Untersuchungen wurden ohne personellen Wechsel durch einen klinisch erfahrenen Untersucher durchgeführt. Alle Meßwerte wurden in einem Erhebungsbogen unter Einhaltung des Datenschutzes festgehalten.

5.2.3 Erfassung von periimplantärem Knochenabbau mit Hilfe von Röntgenbildern

Röntgenbilder lassen Aussagen zu über Art und Ausmaß periimplantärer Transluzenzen. Jedoch stößt deren Darstellbarkeit an Grenzen. Da auf dem Röntgenbild projektionsbedingt nur die mesialen und distalen Verhältnisse am Implantat dargestellt werden, lassen sich die vestibuläre und orale Knochenstruktur nicht einschätzen.

Dentale Röntgenbilder können nicht mit der Präzision und Objektivität ausgewertet und vermessen werden, wie es wünschenswert wäre, was jedoch allgemein akzeptiert wird (8,9,29). Die Untersuchungsmethoden der Vermessung von Röntgenaufnahmen dentaler Implantate sollten nachvollziehbar sein, um den periimplantären Knochenabbau zeitlich erfassen zu können. Voraussetzung hierfür sind reliable Meßverfahren. Obwohl manche Autoren sagen, daß Mundfilme zur Beurteilung von Knochenveränderungen höher zu bewerten seien als Panoramaschichtaufnahmen (20,36,90) und andere berichten, daß es keinen Unterschied zwischen beiden Verfahren gäbe (60,66), und wiederum andere der Panoramaschichtaufnahme den Vorzug geben (68), konnten wir bei früheren, ähnlichen Untersuchungen keine relevanten Unterschiede feststellen (29,31).

Die Tübinger Meßmethode liefert mittels eines digitalen Verfahrens bessere Ergebnisse als visuell-metrische Meßverfahren (29,76). Sie bietet gegenüber der herkömmlichen, visuell-metrischen Methode neue Möglichkeiten und Vorteile. Probleme bei der Interpretation von Röntgenbildern sind zwar weiterhin vorhanden, lassen sich aber durch die Bildnachbearbeitung verringern. Die Messungen erfolgten in einem abgedunkelten Raum, um Meßfehler durch Licht auszuschließen.

Das verwendete Computer-System Friacom[®] (Friadent GmbH, Mannheim, Deutschland) hat sich in der Literatur bewährt (29,46). Vorteile dieses digitalen Systems sind die einfache Archivierung, vielfältige Suchmöglichkeiten und Verfügbarkeit von Röntgenbildern. Durch digitale Bildbearbeitung können die Bilder nach dem Einscannen in den Computer (Auflösung von 300 DPI) auf dem Bildschirm verändert werden, so daß dunkle, helle oder undeutliche Strukturen durch verschiedene Einstellungen von Graustufen, Kontrast und Helligkeit besser dargestellt werden können. Dadurch erscheinen Knochenstrukturen und Kieferkämme in manchen Fällen deutlicher. Es ist möglich, die zu untersuchenden Regionen zu definieren und zu vergrößern.

a) Projektionsfehler und Verzerrungseffekte

Während der Messungen traten zudem Probleme durch verzerrte Referenzstrukturen auf. Diese Verzerrungen wichtiger Referenzstrukturen wurden bei fehlerhafter Patienten- oder Röntgenfilmpositionierung beobachtet. Auch entstanden sie durch Bewegungen des Patienten während der Röntgenaufnahme.

Die Auswirkungen von Verzerrungen konnten mittels Berechnung von lokalen Verzerrungsfaktoren in vertikaler und horizontaler Dimension verringert werden. Die Umrechnung der röntgenologischen Meßwerte mit dem Verzerrungsfaktor stellt jedoch lediglich eine Annäherung an die tatsächliche Situation dar (29,30). 12 Bilder, bei denen die Referenzpunkte nicht vollständig erkennbar oder verzerrt abgebildet waren, wurden aus der Bewertung genommen.

b) Individuelle Interpretation der Befunde

Es ist schwierig, die räumliche Ausdehnung einer Struktur mit einem zwei-dimensionalen Röntgenbild zu beschreiben. Dies ist aber notwendig, will man intraossäre Defekte beurteilen. Es gibt Studien, bei denen die Differenzen zwischen röntgenologischen und klinischen Untersuchungen beschrieben wurden. Sie kamen zu dem Ergebnis, daß 50-60% der Messungen innerhalb des Toleranzbereichs von $\pm 1,0$ mm übereinstimmten. Außerhalb des Toleranzbereichs können sie jedoch auch mehrere Millimeter betragen (26,42,59).

Wie präzise Gewebe oder Objekte darstellbar sind, hängt von ihrer Röntgendichte ab. Die Dichteunterschiede von Knochen und Weichgewebe sind manchmal nicht der jeweiligen Struktur eindeutig zuzuordnen. So geben an der Peripherie des Alveolar-knochens nicht alle Abschnitte den gewünschten Röntgenkontrast. Mögliche Ursachen sind: Zu geringe Knochenstärke, entzündungsbedingte Entmineralisierung des Gewebes oder zu energiereiche Röntgenstrahlung, die nicht im gewünschten Maß vom Gewebe absorbiert wird. Dies führt zu Schwierigkeiten bei der Beurteilung von Panoramaschichtaufnahmen. Einige Schwierigkeiten sind implantattypisch. Beim Bonelit-Implantat, einem Implantat mit stark ausgeprägten Schraubwindungen, also einer unruhigen Oberfläche, ist die exakte Defekttiefe schwieriger zu erkennen als bei einem Zylinderimplantat wie dem IMZ-Implantat.

Die Strecke „Knochenniveau“ ist wesentlich abhängig von der Position des Patienten im Röntgengerät (29,32). Durch kleine Positionsänderungen der Patienten im

Röntgengerät verschieben sich Anteile der Alveolarfortsatzkontur. Bei einzelnen Röntgenaufnahmen scheint dadurch ein Knochenzuwachs aufzutreten. Dies kann zu einer Überbewertung der Knochenhöhen führen. Es ist schwierig, mehrere sich exakt entsprechende Röntgenaufnahmen zu verschiedenen Zeitpunkten herzustellen (79). Strukturen brauchen auch eine minimale Schichtstärke, um überhaupt abgebildet werden zu können. Ein dünn auslaufender Alveolarfortsatz kann zwar anatomisch noch vorhanden, nicht aber röntgenologisch auflösbar sein. Ferner können feine Knochenveränderungen durch stärker schattengebende Abschnitte, z.B. Knochenwände, verdeckt werden. Zusätzlich können Fehleinschätzungen bei der Vermessung periimplantärer Knochendefekte im anterioren Bereich des Schädels auf der Panoramaschichtaufnahme durch Überlagerung der Wirbelsäule auftreten. Unklarheiten bei der Erkennung von Knochengrenzen lassen sich oft auf bekannte Röntgenphänomene zurückführen. Durch Summationseffekte erscheinen im Bereich der periimplantären Transluzenz oft Stellen verschiedener Röntgendichte, die entweder durch Grenzlinien voneinander getrennt sind oder aber fließend ineinander übergehen. In Studien, die sich mit Knochenverlaufsmessungen beschäftigen, werden unterschiedliche Methoden angewendet. Das erschwert eine vergleichende Interpretation. Die dort angewandten Meßmethoden für periimplantären Knochenabbau wurden meist nicht explizit erläutert. Die Zahl der untersuchten Implantate und deren Beobachtungszeiträume bei anderen Studien differieren enorm. Die Anzahl der untersuchten Implantate ist häufig gering: Das schmälert den Wert der Aussage (34). Die zugehörigen Beobachtungszeiträume schwanken zwischen einem und neun Jahren (63,89). Zudem gibt es wenige Arbeiten über Knochenveränderungen, in denen gleichzeitig verschiedene Implantatsysteme untersucht werden (33).

5.2.4 Messung der Implantatabstände am Patienten

Der Abstand der Implantate ist wie in Abbildung 42 (Seite 26) gemessen worden. Vereinzelt war es schwierig, den korrekten Referenzpunkt intraoral abzugreifen. Gründe hierfür waren die individuelle klinische Situation und die intraorale Lage der Implantate.

5.3 Diskussion der Ergebnisse

Im Vergleich zu Studien mit ähnlichen Fragestellungen ist die Zahl der Patienten hoch und der Beobachtungszeitraum lang (11,33,34,38,57,63,89).

Im Beobachtungszeitraum bis zu fünf Jahren war bei allen untersuchten Implantaten periimplantärer Knochenabbau zu beobachten. Der größte Knochenabbau zeigte sich im Zeitraum zwischen Eingliederung der prothetischen Suprakonstruktion und der Kontrolluntersuchung ein Jahr danach (Abbildung 58, Seite 40, Tabelle 20, Seite 74). Zwar setzte sich der Knochenabbau auch in den folgenden Jahren weiter fort, jedoch in weitaus geringerem Ausmaß als zu Beginn (11,33,34,38,57,63,89). Bei den Ergebnissen der Strecken „Knochenniveau“ und „Breite des Knochendefekts“ wurden deutlich geringere Werte von Knochenverlust festgestellt als bei der Strecke „Koronaler Knochendefekt“ (Abbildungen 58-60, Seite 40-42). Diese Beobachtungen stimmen mit den Ergebnissen anderen Studien überein (11,33,34,38,57,63,89).

5.3.1 Einfluß der Geometrie auf periimplantären Knochen

Das Ergebnis der Studie zeigte formalstatistisch teilweise signifikante Unterschiede beim periimplantären Knochenabbau zwischen unterschiedlichen Geometrien von Implantatkonstruktionen. Dabei scheinen große Implantatabstände insofern einen therapeutisch positiven Einfluß auf die Veränderungen des periimplantären Knochens zu haben, als der Knochenabbau bei größeren Implantatabständen gegenüber kleineren Implantatabständen vermindert ist. Bei zwei Implantaten wurde vor allem bei einem Implantatabstand 25-29 mm ein verminderter Knochenabbau gesehen. Dies deckt sich mit den Beobachtungen von Hertel et al. (38). Sie fanden, daß bei zwei Implantaten der periimplantäre Knochenabbau bei einem Implantatabstand von 22-27 mm am geringsten ist. Über den Einfluß des Implantatabstands auf den periimplantären Knochen bei Patienten mit vier Implantaten im Unterkiefer wurde bislang keine Studie durchgeführt.

Der beobachtete Einfluß des Implantatabstands auf den periimplantären Knochen kann folgende Gründe haben:

a) Anatomie und Torsion des Unterkiefers

Der Unterkiefer unterliegt bei Mastikationsbewegungen einer Verformung (13,44). Sie erhöht sich mit abnehmendem Knochenangebot und führt vor allem bei Mund-

öffnungsbewegungen zu Torsionen im seitlichen Kieferbereich. Bei einer implantatgetragenen Totalprothese können aus anatomischen Gründen (Verlauf des Nervus mandibularis, Knochenangebot) vor allem im anterioren Bereich Implantate gesetzt werden (80). Das Angebot an Knochen ist bei atrophierten Kiefern hier meist größer als im seitlichen Kieferbereich und daher die dynamische Verformung geringer (13,65).

b) Kaufunktion und Kraftverteilung

Wirkt eine Kraft auf einen drehbar gelagerten Hebel, so erzeugt sie ein Drehmoment, welches verstanden ist als das Produkt aus Kraft und senkrechtem Abstand der Wirkungslinie vom Drehpunkt. Das Drehmoment wächst mit zunehmendem Abstand vom Drehpunkt. Hierbei wird hauptsächlich das Implantat auf Druck belastet, das am nächsten zum Belastungspunkt liegt (27,70,84). Auf die restlichen Implantate wirken zusätzlich Zugkräfte (70). Die Druckkraft auf das näher liegende Implantat erhöht sich als Summe von Kaukraft und Zugkraft des weiter anterior liegenden Implantats (70). Neben axialen Kräften wirken bei Kaubewegungen auf Implantate auch transversale Kräfte ein (27,70) (Abbildungen 82-83, Seite 61). Auch hier gilt, daß der auf die Implantate einwirkende Kraftvektor bei größeren Implantatabständen gegenüber kleineren Abständen verringert ist.

Aus der Übertragung der mechanischen Kraft über das Implantat auf den periimplantären Knochen kann ein periimplantärer Knochenabbau resultieren (25,70,71,88).

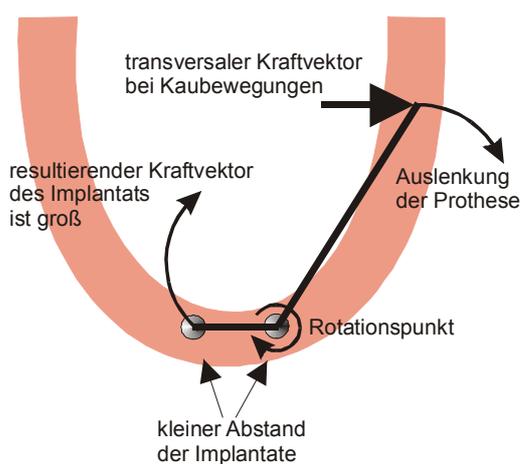


Abbildung 82: Transversale Kräfteinleitung auf die Implantate – kleiner Abstand der Implantate

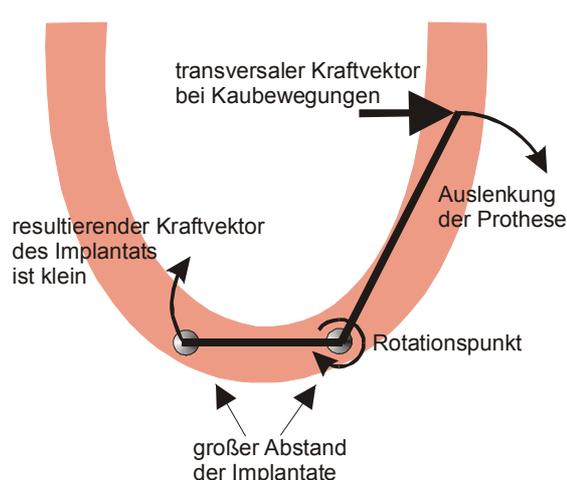


Abbildung 83: Transversale Kräfteinleitung auf die Implantate – großer Abstand der Implantate

c) Belastung bei Pfeilervermehrung

Bei mehr als zwei Implantaten je Kiefer verteilt sich die Belastung gleichmässiger auf alle Implantate als bei Versorgungen mit zwei Implantaten (27,70). Ebenso wie bei Belastung mit zwei Implantaten wird hauptsächlich das Implantat belastet, das am nächsten zum Belastungspunkt liegt (84). Liegt die Belastung außerhalb der Unterstützungsfläche, werden die äußersten Implantate am stärksten belastet (27,70). Größere Implantatabstände verkürzen den Hebelarm (70). Somit werden Belastungskräfte gleichmäßiger auf die Implantate verteilt als bei kleinerem Abstand der Implantate (70). Die Effekte sind klinisch jedoch nicht deutlich erkennbar, da das endständige Implantat eine zusätzliche lokale Druckbelastungskraft erhält (57). Meist liegt der Speisebolus bei Mastikation im dorsalen Bereich der Totalprothese (80). Dadurch werden die einwirkenden Kräfte sowohl auf die Implantate als auch auf den dorsalen Alveolarkamm verteilt (70). Ist der Speisebolus im Bereich der Implantate, werden fast ausschließlich diese Implantate belastet. Auf einen möglichen Einfluß der dorsalen Abstützung des Prothesensattels auf dem Alveolarkamm wurde in dieser Studie nicht eingegangen.

5.3.2 Einfluß der Geometrie auf die periimplantäre Mucosa

Die Veränderungen der periimplantären Weichgewebe, aufgeschlüsselt nach unterschiedlichen Implantatabständen, sind quantitativ unterschiedlich und therapeutisch relevant (Abbildungen 80-81, Seite 54-55). Bei größeren Implantatabständen tendiert die periimplantäre Mucosa zur Zunahme. Das ist medizinisch nicht wünschenswert, jedoch mit einfachen Mitteln therapierbar (27,51-53,80).

Der Freiraum zwischen Primär- und Sekundärkonstruktion kann durch einen Pump-Saug-Effekt zu Vakaturwucherungen und zu vermehrter Anlagerung von Plaque führen. Bei steggelagerten Prothesen ist ein großer Hohlraum unterhalb des Stegs vorhanden. Dieser ist umso größer, je größer die Implantatabstände sind (Abbildung 18, Seite 16).

Vor allem bei Bonelit-Implantaten in Kombination mit Kugelkopfattachments kann es zu lokalen, periimplantären Wucherungen kommen. Eine mögliche Erklärung ist das tulpenförmigen Emergenzprofil am Implantatkopf bei diesem einphasigen, transmucosalen Implantatsystem (Abbildung 9, Seite 13).

Trotz intensiver Suche in Literaturdatenbanken wurde keine vergleichbare Studie gefunden über den Einfluß des Implantatabstands auf das periimplantäre

Weichgewebe bei Patienten, die im Unterkiefer eine implantatretinierte Totalprothese tragen.

5.3.3 Allgemeine Faktoren für Knochenveränderungen

Die methodischen Rahmenbedingungen dieser Studie müssen bei der Interpretation der in Punkt 4 (ab Seite 36) zusammengefaßten Ergebnisse berücksichtigt werden. Als Ursache für periimplantäre Knochenveränderungen werden eine Vielzahl von Einflußfaktoren diskutiert: Nikotin (54), okklusale Überbelastung (25,67,72), Implantatsystem (54), Implantatdesign (54), Oberflächenbeschaffenheit des Implantats (54), OP-Trauma (67), Implantatlokalisierung (54), Knochenqualität (54), bakterielle Kontamination (50,54,67).

5.3.4 Allgemeine Faktoren für Veränderungen der periimplantären Mucosa

Als Ursache für Veränderungen von periimplantärem Weichgewebe wird eine schlechte Mundhygiene (14) verantwortlich gemacht. Auch hier müssen die methodischen Rahmenbedingungen dieser Studie bei der Interpretation der in Punkt 4 (ab Seite 36) zusammengefaßten Ergebnisse berücksichtigt werden.

5.4 Schlußfolgerungen

Aus den Ergebnissen der hier untersuchten Stichprobe der Studienpopulation können folgende Schlußfolgerungen gezogen werden:

- Bei Konstruktionen mit zwei Implantaten sollte etwa ein Abstand von 22-29 mm angestrebt werden, also möglichst im Bereich der Eckzähne. Dieser Abstand zeigte bei den vorliegenden Untersuchungen den geringsten periimplantären Knochenabbau.
- Bei auf zwei Implantaten retinierten Totalprothesen sollte der Verlauf des Stegs geradlinig sein, um ungleichmäßige Belastungen auf dem Bereich des Alveolarfortsatzes im Seitenzahnggebiet zu vermeiden, den Zungenraum nicht einzuengen und eine gleichmäßige Belastung der Implantate zu gewährleisten.
- Größere Abstände sind nur bei vier Implantaten empfehlenswert, da es sonst zur Einengung des Zungenraumes kommen kann. Zudem ist mit vier Implantaten die Prothese besser zu stabilisieren.

- Die unterschiedlichen Ausprägungen der periimplantären Mucosa bei variierenden Implantatabständen sind vernachlässigbar. Die beobachteten Veränderungen beruhen meist auf Hohlräumen unter der Prothese, implantat-spezifischen Merkmalen, sowie auf physiologisch oder auch putztechnisch hervorgerufenen Rezessionen im Durchtrittsbereich des Implantates. Diese werden auch unterschiedlich behandelt. Wichtig ist, daß Patienten regelmässig nachkontrolliert werden, damit Veränderungen möglichst früh erkannt und therapiert werden können, bevor der periimplantäre Knochen betroffen ist.

6 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Studie war zu untersuchen, ob unterschiedliche Geometrien von Steg- und Kugelkopfkonstruktionen, unterschieden nach Abstand der Implantatpfeiler, das periimplantäre Hart- und Weichgewebe auch unterschiedlich beeinflussen.

Periimplantäre Knochenveränderungen wurden digital am Computer anhand von Messungen an Panoramaschichtaufnahmen über einen Beobachtungszeitraum bis zu fünf Jahren bewertet. Über den gleichen Zeitraum wurde die periimplantäre Mucosa visuell untersucht. 159 Patienten mit zahnlosem Unterkiefer, die mit 383 Implantaten (Steg- oder Kugelkopffattachments) behandelt worden waren, bildeten die Stichprobe. Als qualitätsfördernde Maßnahme wurde die Meßmethode überprüft, indem die intra- und interindividuelle Reliabilität untersucht und zur Kontrolle die Meßwerte auf Ihre Plausibilität geprüft wurden.

Die Ergebnisse wurden mittels Histogrammen und Box Plots dargestellt. Für Aussagen bezüglich praktischer Relevanz der Studienergebnisse wurden Konfidenzintervalle und „Normal quantile plots“ berechnet, einschließlich Student's t Statistik. Es konnten statistisch signifikante Unterschiede (Testniveau $\alpha=0,05$) im peri-implantären Knochenabbau zwischen verschiedenen Geometrien von Implantatkonstruktionen festgestellt werden. Große Implantatabstände haben insofern einen positiven Einfluß auf die Veränderungen des periimplantären Knochens, als daß der Knochenabbau bei größeren Implantatabständen gegenüber kleineren Implantatabständen vermindert ist. Dies trifft vor allem bei Konstruktionen mit zwei Implantaten zu. Zwei Implantate sollten im Bereich der Eckzähne inseriert werden, um einen ausreichend großen Implantatabstand zu erreichen. Bei Konstruktionen mit vier Implantaten ist der Einfluß des Implantatabstands - im Vergleich zu Konstruktionen mit zwei Implantaten - nicht sehr deutlich. Dies könnte auf die bessere Stabilisierung der

Prothese und die geringere relative Belastung des einzelnen Implantats zurückzuführen sein. Demgegenüber konnten zwischen den Ausprägungen des peri-implantären Weichgewebes keine therapeutisch relevanten Unterschiede bei verschiedenen Implantatabständen festgestellt werden. Die beobachteten Veränderungen beruhen meist auf Hohlräumen unter der Prothese, implantat-spezifischen Merkmalen, sowie auf physiologisch oder auch putztechnisch hervorgerufenen Rezessionen im Durchtrittsbereich des Implantates.

Dieses positive Studienergebnis trägt bei zur Einschätzung der Langzeitprognose von Implantaten und unterstützt den Implantologen, seinen Patienten die komfortable, individuelle implantologische Versorgung zu empfehlen.

7 Bibliographie

- 1 Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10: 387-416, 1981.
- 2 Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, Feldmann G, Freiberg N, Glantz PO, Kjellman O. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 59: 287-96, 1988.
- 3 Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1: 11-25, 1986.
- 4 Altman DG. Appendix: Confidence Intervals. In: Richardson P, Regan-Jones H, eds. *Evidence-based Medicine*. Edinburgh: Churchill Livingstone, p. 227-234, 1998.
- 5 Atwood DA. Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. *J Prosthet Dent* 13: 810-3, 1963.
- 6 Atwood DA, Coy WA. Clinical, cephalometric and densitometric study of reduction of residual ridges. *J Prosthet Dent* 26: 280-2, 1971.
- 7 Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 539-45, 1998.
- 8 Bender IB. Factors influencing the radiographic appearance of bony lesions. *J Endod* 23: 5-14, 1997.
- 9 Bender IB, Seltzer S. Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone I. *J Am Dent Assoc* 62: 152-9, 1961.
- 10 Benzing U, Weber H, Simonis A, Engel E. Changes in chewing patterns after implantation in the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 207-13, 1994.
- 11 Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 253-62, 1998.
- 12 Björk A, Solow B. Measurements on radiographs. *J Dent Res* 41: 672-83, 1962.
- 13 Bovill JA, Rengli CP. The quantitative analysis of the decrease in width of the mandibular arch during forced movement of the mandible. *J Dent Res* 40: 1183-7, 1969.

- 14 Bragger U, Burgin WB, Hammerle CH, Lang NP. Associations between clinical parameters assessed around implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 8: 412-21, 1997.
- 15 Braß M. USA Konsensus Konferenz zur Dentalen Implantologie. *Z Zahnärztl Implantol* 5: 147-52, 1989.
- 16 Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 50: 399-410, 1983.
- 17 Carlsson GE, Persson G. Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odontol Revy* 1: 27-54, 1967.
- 18 Chanavaz M. Patient screening and medical evaluation for implant and preprosthetic surgery. *J Oral Implantol* 24: 222-9, 1998.
- 19 Chaytor DV. Clinical criteria for determining implant success: bone. *Int J Prosthodont* 2: 145-52, 1993.
- 20 Davies EE, Meister FJ, Lommel TJ. Panoramic versus periapical surveys. A comparison of findings on freshman dental students. *Dent Radiogr Photogr* 50: 41-7, 1977.
- 21 de Grandmont P, Feine JS, Tache R, Boudrias P, Donohue WB, Tanguay R, Lund JP. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: psychometric evaluation. *J Dent Res* 73: 1096-104, 1994.
- 22 DGZMK DGfZMuK. Implantologie in der Zahnheilkunde. *Dtsch Zahnärztl Z* 120-2, 1998.
- 23 Dietrich U, Wellmann O, Wagner W. Nachuntersuchungen von IMZ-Implantaten Typ I und Typ II. *Z Zahnärztl Implantol* 7: 221-4, 1991.
- 24 Donatsky O, Hillerup S. Non-submerged osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy. A short-term follow-up. *Clin Oral Implants Res* 7: 170-4, 1996.
- 25 Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander SJ, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 12: 207-18, 2001.
- 26 Eickholz P, Hausmann E. Accuracy of radiographic assessment of interproximal bone loss in intrabony defects using linear measurements. *Eur J Oral Sci* 108: 70-3, 2000.
- 27 Falk H. On occlusal forces in dentitions with implant-supported fixed cantilever prostheses. *Swed Dent J Suppl* 69: 1-40, 1990.
- 28 Feine JS, de Grandmont P, Boudrias P, Brien N, LaMarche C, Tache R, Lund JP. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: choice of prosthesis. *J Dent Res* 73: 1105-11, 1994.

- 29 Gomez-Roman, Schröer A, Schäfer I, Möws K, Hilliges A. Die Vermessung periimplantärer Knochendefekte auf Röntgenaufnahmen mit Hilfe der digitalen Bildbearbeitung. *Z Zahnärztl Implantol* 15: 133-8, 1999.
- 30 Gomez-Roman G, Axman-Krcmar D, d'Hoedt B, Schulte W. Eine Methode zur quantitativen Erfassung und statistischen Auswertung des periimplantären Knochenabbaus. *Stomatologie* 92: 463-71, 1994.
- 31 Gomez-Roman G, d'Hoedt B, Axmann-Krcmar D, Schulte W. Visual-metric Measurement of peri-implant Bone defects on Radiographs. A reliability study. *Z Zahnärztl Implantol* 12: 104-9, 1996.
- 32 Gomez-Roman G, Lukas D, Beniashvili R, Schulte W. Area-dependent enlargement ratios of panoramic tomography on orthograde patient positioning and its significance for implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14: 248-57, 1999.
- 33 Gomez-Roman G, Schulte W, Seiler M, Lutz U, Brehmer A, Axman-Krcmar D. Implantationen im zahnlosen Unterkiefer. Ergebnisse mit unterschiedlichen Implantatsystemen. *Z Zahnärztl Implantol* 14: 8-16, 1998.
- 34 Gotfredsen K, Holm B. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: A randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 13: 125-30, 2000.
- 35 Gotfredsen K, Holm B, Sewerin I, Harder F, Hjorting-Hansen E, Pedersen CS, Christensen K. Marginal tissue response adjacent to Astra Dental Implants supporting overdentures in the mandible. *Clin Oral Implants Res* 4: 83-9, 1993.
- 36 Gröndahl HG. Diagnosis of periapical osteolytic processes with orthopantomography and intraoral full mouth radiography - a comparison. *Sven Tandlak Tidskr* 63: 679-86, 1970.
- 37 Heners M, Walther W, Worle M. Langzeiterfolge verschiedener Implantattypen - eine 15-Jahres Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* 46: 672-5, 1991.
- 38 Hertel RC, Kalk W. Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. *Int J Prosthodont* 6: 18-24, 1993.
- 39 Hollender L, Rockler B. Radiographic evaluation of osseointegrated implants of the jaws. *Dentomaxillofac Radiol* 9: 91-5, 1980.
- 40 Jagger RG, Shaikh S, Jagger DC. Clinical effectiveness of mandibular implant-retained overdentures. *Prim Dent Care* 8: 19-24, 2001.
- 41 Jahn M, d'Hoedt B. Zur Definition des Erfolges bei dentalen Implantaten. Ein Vergleich verschiedener Kriterien. *Z Zahnärztl Implantol* 221-6, 1992.
- 42 Jansen VK, Augthun M, Richter EJ, Spiekermann H. Zur Genauigkeit des Orthopantomogramms bei der Bestimmung des Knochenabbaus an IMZ-Implantaten. *Z Zahnärztl Implantol* 9: 200-4, 1993.

- 43 Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 291-8, 1996.
- 44 Jung F. Die funktionell-elastische Deformation des Kieferknochens und die Eigenbeweglichkeit der Zähne. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 70: 17-9, 1960.
- 45 Kaeppler G. Digitale Röntgentechniken im Zahn- und Kieferbereich-eine Übersicht. *Dtsch Zahnärztl Z* 51: 194-205, 1996.
- 46 Kaeppler G. Verbesserung der diagnostischen Aussagekraft transversaler Schichtaufnahmen durch digitale Bildnachbearbeitung. *Quintessenz* 47: 821-34, 1996.
- 47 Kirsch A, Ackermann KL. Das IMZ-Implantatsystem - Indikation, Methode, Langzeitergebnisse. *Dtsch Zahnärztl Z* 38: 106-8, 1983.
- 48 Larheim TA. Measurements of alveolar bone height at tooth and implant abutments on intraoral radiographs. *J Clin Periodontol* 9: 184-92, 1982.
- 49 Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T, eds. *Tissue-Integrated: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co., p. 199-209, 1985.
- 50 Leung KC, Chow TW, Wat PY, Comfort MB. Peri-implant bone loss: management of a patient. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16: 273-7, 2001.
- 51 Lundgren D, Falk H, Laurell L. Influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 277-83, 1989.
- 52 Lundgren D, Laurell L, Bergendal T. Occlusal force pattern in dentitions restored with mandibular bridges supported on osseointegrated implants. *Swed Dent J Suppl* 28: 107-15, 1985.
- 53 Lundgren D, Laurell L, Falk H, Bergendal T. Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 58: 197-203, 1987.
- 54 Manz MC. Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Ann Periodontol* 5: 137-51, 2000.
- 55 Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 68: 96-102, 1992.
- 56 Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Geertman ME, Van Oort RP. Implant-retained mandibular overdentures compared with complete dentures; a 5-years' follow-up study of clinical aspects and patient satisfaction. *Clin Oral Implants Res* 10: 238-44, 1999.

- 57 Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 375-83, 1990.
- 58 Mericske-Stern R, Steinlin ST, Marti P, Geering AH. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 5: 9-18, 1994.
- 59 Molander B, Ahlqwist M, Grondahl HG, Hollender L. Agreement between panoramic and intra-oral radiography in the assessment of marginal bone height. *Dentomaxillofac Radiol* 20: 155-60, 1991.
- 60 Muhammed AH, Manson-Hing LR, Ala B. A comparison of panoramic and intraoral radiographic surveys in evaluating a dental clinic population. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 54: 108-17, 1982.
- 61 Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: Peri-implant outcome. *Clin Oral Implants Res* 9: 170-7, 1998.
- 62 Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent* 65: 671-80, 1991.
- 63 Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D. The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9-year longitudinal study. *Clin Oral Investig* 1: 119-24, 1997.
- 64 Narhi TO, Ettinger RL, Lam EW. Radiographic findings, ridge resorption, and subjective complaints of complete denture patients. *Int J Prosthodont* 10: 183-9, 1997.
- 65 Ney T, Schulte W. Implantatbelastung durch Knochendeformation im interforamialen Bereich des Unterkiefers bei funktioneller Beanspruchung. *Z Zahnärztl Implantol* 4: 109-13, 1988.
- 66 Oba T. Comparison of orthopantomography with conventional periapical dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 34: 524-30, 1972.
- 67 Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol* 73: 322-33, 2002.
- 68 Phillips JD, Shawkat AH. A study of the radiographic appearance with conventional periapical dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 36: 745-9, 1973.
- 69 Raghoobar GM, Meijer HJ, Stegenga B, Van't Hof MA, Van Oort RP, Vissink A. Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 11: 195-201, 2000.
- 70 Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 241-7, 1989.

- 71 Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 61: 602-9, 1989.
- 72 Richter EJ, Meier M, Spiekermann H. Implantatbelastung in vivo, Untersuchungen an implantatgeführten Coverdenture-Prothesen. *Z Zahnärztl Implantol* 8: 36-45, 1992.
- 73 Schnitman PA. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *J Am Dent Assoc* 98: 373-7, 1979.
- 74 Schroeder A, Maeglin B, Sutter F. ITI (Internationales Team für orale Implantologie) type-F hollow cylinder implant for denture retention in the edentulous jaw. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 93: 720-33, 1983.
- 75 Schulte W, Heimke G. Das Tübinger Sofortimplantat. *Die Quintessenz* 6: 17-23, 1976.
- 76 Schulze R, Krummenauer F, Schalldach F, d'Hoedt B. Precision and accuracy of measurements in digital panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 29: 52-6, 2000.
- 77 Setz J, Krämer A, Benzing U, Weber H. Complete dentures fixed on dental implants: chewing patterns and implant stress. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 107-11, 1989.
- 78 Setz J, Weber H, Benzing U, Geis-Gerstorfer J. Klinische Untersuchungen zur funktionellen Belastung stegverschraubter Implantate. *Z Zahnärztl Implantol* 5: 24-8, 1989.
- 79 Sewerin IP. Errors in radiographic assessment of marginal bone height around osseointegrated implants. *Scand J Dent Res* 98: 428-33, 1990.
- 80 Spiekermann H, Donath K, Jovanovic S, Richter J. Thieme Farbatlas Band 10. Stuttgart: Thieme, 1994.
- 81 Strunz V, Bürkel M, Schlegel D. Implantologie - Deutsches Konsensuspapier Frankfurter Konsensus Implantologie 23.01.1991. *Zahnärztl Mitt* 5: 454-7, 1991.
- 82 Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent* 27: 120-32, 1972.
- 83 Tallgren A, Lang BR, Walker GF, Ash MM. Roentgen cephalometric analysis of ridge resorption and changes in jaw and occlusal relationships in immediate complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 7: 77-94, 1980.
- 84 Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 76: 158-64, 1996.
- 85 Tetsch P. Indications and contra-indications for endosseous implants in the jaw region. *ZWR* 93: 884-8, 1984.

- 86 Tukey JW. Exploratory data analysis. 1 ed. Reading, Mass.: Addison Wesley Publishing Company, p. 39-44, 1977.
- 87 van Waas MA. Ridge resorption in denture wearers after vestibuloplasty and lowering of the floor of the mouth, measured on panoramic radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 12: 115-21, 1983.
- 88 Windhagen H, Thorey F. Die funktionelle Reaktion des Knochens auf mechanische Reize. *Z Zahnärztl Implantol* 16 (2000): 139-45, 2000.
- 89 Wismeijer D, van Waas MA, Mulder J, Vermeeren JI, Kalk W. Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI Dental Implant System. A randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 10: 297-306, 1999.
- 90 Zeichner SJ, Ruttimann UE, Webber RL. Dental radiography: efficacy in the assessment of intraosseous lesions of the face and jaws in asymptomatic patients. *Radiology* 162: 691-5, 1987.

8 Anhang

8.1 Glossar

distal	die der Mittellinie abgewandte Seite des Zahnes/Implantats, im Gegensatz zur mesialen (siehe Seite 20)
DPI	„Dots per inch“ – beschreibt die Auflösung von Grafiken (Qualität) (siehe Seite 57)
mesial	mittelseitig; im Sinne von: der Mitte des Zahnbogens (siehe Seite 20)
TKD	Strecke „Tiefe des Knochendefekts“ (siehe Seite 20)
ZE	Zeitpunkt „Einsetzen der prothetischen Suprakonstruktion“ (Ausgangskontrolle) (siehe Seite 10)
KKD	Strecke „Koronaler Knochendefekt“ (siehe Seite 31)
IMZ	IMZ [®] -Implantat (Intramobiler Zylinder)

8.2 Literaturübersicht

Datum	Autor	Anzahl Implantate	Implantat-systeme	Prothetik
1990	Meriscske-Stern, R. (57)	124	1 (ITI)	Steg + Kugelkopf
1993	Hertel, R.C. ; Kalk, W. (38)	94	1 (IMZ)	Steg
1997	Naert, I. (63)	449	1 (Brånemark)	Steg + Kugelkopf + Magnet
1998	Bergendal, T.; Engquist B. (11)	115	1 (Brånemark)	Steg + Kugelkopf
1998	Gomez-Roman, G. (33)	427	3 (Bonafit, IMZ, TPS)	Steg + Kugelkopf
1999	Wismeijer, D (89)	283	1 (ITI)	Steg + Kugelkopf
2000	Gotfredsen, K.; Holm, B. (34)	52	1 (Astra Tech)	Steg + Kugelkopf

Tabelle 19: Literaturübersicht

8.3 Datenerhebung (Erhebungsbogen)

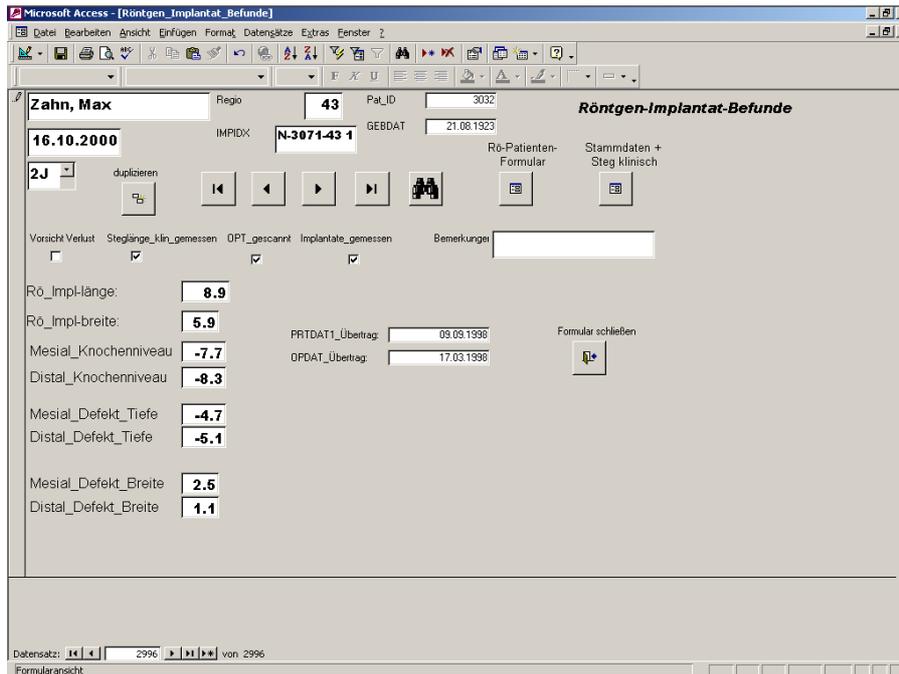


Abbildung 84: Datenbank-Eingabeformular 1

8.4 Meßwerte in Zahlen

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	357	0,90	0,84	0,48	0,03	0,84	0,95
3 Jahre nach ZE	326	1,25	1,21	0,56	0,03	1,19	1,30
5 Jahre nach ZE	247	1,40	1,35	0,51	0,03	1,33	1,46

Tabelle 20: **Koronaler Knochendefekt:** Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – alle Implantate der Stichprobe (Abbildung 58, Seite 40)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	357	0,26	0,21	0,55	0,03	0,19	0,33
3 Jahre nach ZE	326	0,37	0,25	0,68	0,04	0,30	0,45
5 Jahre nach ZE	247	0,49	0,45	0,81	0,05	0,41	0,58

Tabelle 21: **Knochniveau:** Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – alle Implantate der Stichprobe (Abbildung 59, Seite 41)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	357	1,09	0,95	0,77	0,04	1,00	1,17
3 Jahre nach ZE	326	1,44	1,41	0,84	0,04	1,35	1,53
5 Jahre nach ZE	247	1,76	1,79	0,78	0,05	1,66	1,87

Tabelle 22: Breite des Koronalen Knochendefekts: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten– alle Implantate der Stichprobe (Abbildung 60, Seite 42)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	02	0,31	0,31	0,18	0,12	-0,31	0,92
3 Jahre nach ZE	02	0,32	0,32	0,23	0,16	-0,30	0,94

Tabelle 23: Koronaler Knochendefekt:Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 13-14 mm (Abbildung 61, Seite 43)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	20	1,01	0,96	0,55	0,12	0,72	1,30
3 Jahre nach ZE	16	1,49	1,58	0,81	0,20	1,17	1,81
5 Jahre nach ZE	18	1,72	1,56	0,56	0,13	1,42	2,02

Tabelle 24: Koronaler Knochendefekt:Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 15-19 mm (Abbildung 62, Seite 43)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	83	1,09	1,04	0,53	0,06	0,97	1,21
3 Jahre nach ZE	67	1,29	1,33	0,60	0,07	1,16	1,42
5 Jahre nach ZE	62	1,59	1,59	0,49	0,06	1,45	1,73

Tabelle 25: Koronaler Knochendefekt:Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 20-24 mm (Abbildung 63, Seite 44)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	69	0,93	0,94	0,49	0,06	0,81	1,06
3 Jahre nach ZE	69	1,23	1,23	0,58	0,07	1,13	1,38
5 Jahre nach ZE	56	1,31	1,32	0,51	0,07	1,17	1,45

Tabelle 26: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 25-29 mm (Abbildung 64, Seite 44)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	38	1,03	1,03	0,39	0,06	0,91	1,14
3 Jahre nach ZE	36	1,18	1,13	0,31	0,05	1,07	1,30
5 Jahre nach ZE	22	1,38	1,31	0,33	0,07	1,23	2,53

Tabelle 27: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 30-34 mm (Abbildung 65, Seite 45)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	10	1,12	1,21	0,49	0,15	0,78	1,47
3 Jahre nach ZE	08	1,54	1,52	0,53	0,19	1,16	1,92
5 Jahre nach ZE	10	1,33	0,98	0,55	0,17	0,99	1,67

Tabelle 28: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 2 Implantate, klinisch gemessener Implantatabstand 35-38 mm (Abbildung 66, Seite 45)

Summe der Implantatabstände [mm]	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
12-14	02	0,31	0,31	0,18	0,12	- 0,39	1,00
15-19	20	1,01	0,96	0,55	0,12	0,79	1,23
20-24	83	1,09	1,04	0,53	0,06	0,99	1,20
25-29	69	0,93	0,94	0,49	0,06	0,81	1,05
30-34	38	1,03	1,03	0,39	0,06	0,87	1,19
35-38	10	1,12	1,21	0,49	0,15	0,81	1,43

Tabelle 29: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 2 Implantaten, 1 Jahr nach ZE (Abbildung 67, Seite 46)

Summe der Implantatabstände [mm]	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
12-14	02	0,32	0,32	0,23	0,16	- 0,47	1,11
15-19	16	1,49	1,58	0,81	0,20	1,21	1,77
20-24	67	1,29	1,33	0,60	0,07	1,15	1,43
25-29	69	1,26	1,23	0,58	0,07	1,12	1,39
30-34	36	1,18	1,13	0,31	0,05	1,00	1,37
35-38	08	1,54	1,52	0,53	0,19	1,14	1,93

Tabelle 30: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 2 Implantaten, 3 Jahre nach ZE (Abbildung 68, Seite 47)

Summe der Implantatabstände [mm]	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
15-19	18	1,72	1,56	0,56	0,13	1,49	1,95
20-24	62	1,59	1,59	0,49	0,06	1,47	1,71
25-29	56	1,31	1,32	0,51	0,07	1,18	1,44
30-34	22	1,38	1,31	0,33	0,07	1,17	1,59
35-38	10	1,33	0,98	0,55	0,17	1,03	1,64

Tabelle 31: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 2 Implantaten, 5 Jahre nach ZE (Abbildung 69, Seite 47)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	03	1,14	0,78	0,67	0,39	0,17	2,10
5 Jahre nach ZE	03	1,43	1,17	0,52	0,30	0,47	2,40

Tabelle 32: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 23-24 mm (Abbildung 70, Seite 48)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	04	0,65	0,50	0,32	0,16	- 0,12	1,43
3 Jahre nach ZE	04	1,13	1,06	0,73	0,36	0,35	1,90
5 Jahre nach ZE	04	1,11	1,07	0,88	0,44	0,34	1,88

Tabelle 33: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 25-29 mm (Abbildung 71, Seite 49)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	04	0,67	0,69	0,12	0,06	0,52	0,83
5 Jahre nach ZE	04	1,23	1,26	0,14	0,07	1,07	1,39

Tabelle 34: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 30-34 mm (Abbildung 72, Seite 49)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	34	0,85	0,79	0,37	0,06	0,71	0,98
3 Jahre nach ZE	30	1,20	1,12	0,38	0,07	1,06	1,34
5 Jahre nach ZE	19	1,30	1,25	0,41	0,09	1,13	1,48

Tabelle 35: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 35-39 mm (Abbildung 73, Seite 50)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	49	0,58	0,52	0,36	0,05	0,43	0,74
3 Jahre nach ZE	49	1,29	1,10	0,70	0,10	1,13	1,44
5 Jahre nach ZE	19	1,19	1,04	0,45	0,10	0,94	1,44

Tabelle 36: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 40-44 mm (Abbildung 74, Seite 50)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	31	0,70	0,69	0,34	0,06	0,55	0,86
3 Jahre nach ZE	37	1,11	1,05	0,42	0,07	0,97	1,26
5 Jahre nach ZE	30	1,23	1,18	0,52	0,10	1,08	1,39

Tabelle 37: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 45-49 mm (Abbildung 75, Seite 51)

Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
1 Jahr nach ZE	10	0,64	0,54	0,27	0,09	0,41	0,88
3 Jahre nach ZE	08	1,15	0,97	0,44	0,15	0,90	1,41

Tabelle 38: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen der gemittelten, mesialen und distalen Daten – 3 oder 4 Implantate, Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände 50-53 mm (Abbildung 76, Seite 51)

Summe der Implantatabstände [mm]	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
23-24	03	1,14	0,78	0,67	0,39	0,73	1,54
25-29	04	0,65	0,50	0,32	0,16	0,30	1,01
30-34	04	0,67	0,69	0,12	0,06	0,32	1,03
35-39	34	0,85	0,79	0,37	0,06	0,72	0,97
40-44	49	0,58	0,52	0,36	0,05	0,48	0,68
45-49	31	0,70	0,69	0,34	0,06	0,57	0,83
50-53	10	0,64	0,54	0,27	0,09	0,42	0,87

Tabelle 39: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 3 oder 4 Implantaten, 1 Jahr nach ZE (Abbildung 77, Seite 52)

Summe der Implantatabstände [mm]	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
25-29	04	1,13	1,06	0,73	0,36	0,58	1,67
35-39	30	1,20	1,12	0,38	0,07	1,00	1,40
40-44	49	1,29	1,14	0,70	0,10	1,13	1,44
45-49	37	1,11	1,05	0,42	0,07	0,94	1,29
50-53	08	1,15	0,98	0,44	0,15	0,77	1,54

Tabelle 40: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 3 oder 4 Implantaten, 3 Jahre nach ZE (Abbildung 78, Seite 53)

Summe der Implantatabstände [mm]	Anzahl Implantate	Mittelwert [mm]	Median [mm]	Standard Abweichung	Standard Fehler	Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls	
						Untere	Obere
23-24	03	1,43	1,17	0,52	0,30	0,87	2,00
25-29	04	1,11	1,07	0,88	0,44	0,62	1,60
30-34	04	1,23	1,26	0,14	0,07	0,74	1,71
35-39	19	1,30	1,25	0,41	0,09	1,08	1,53
40-44	19	1,19	1,04	0,45	0,10	0,97	1,41
45-49	30	1,23	1,18	0,52	0,10	1,06	1,41

Tabelle 41: Koronaler Knochendefekt: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände – bei 3 oder 4 Implantaten, 5 Jahre nach ZE (Abbildung 79, Seite 53)

Anzahl Total % Spalten % Reihen %	Abnahme	keine Veränderung	Zunahme	Gesamt
12-14 mm	0 0.00 0.00 0.00	2 1.11 2.78 100.00	0 0.00 0.00 0.00	2 1.11
15-19 mm	4 2.22 8.70 25.00	4 2.22 5.56 25.00	8 4.44 12.90 50.00	16 8.89
20-24 mm	20 11.11 43.48 28.99	28 15.56 38.89 40.58	21 11.67 33.87 30.43	69 38.33
25-29 mm	19 10.56 41.30 33.33	19 10.56 26.39 33.33	19 10.56 30.65 33.33	57 31.67
30-34 mm	2 1.11 4.35 7.14	16 8.89 22.22 57.14	10 5.56 16.13 35.71	28 15.56
35-38 mm	1 0.56 2.17 12.50	3 1.67 4.17 37.50	4 2.22 6.45 50.00	8 4.44
Gesamt	46 25.56	72 40.00	62 34.44	180

Tabelle 42: Periimplantäre Mucosa: Veränderungen in Abhängigkeit der klinisch gemessenen Implantatabstände bei zwei Implantaten (Abbildung 80, Seite 54)

Anzahl Total % Spalten % Reihen %	Abnahme	keine Veränderung	Zunahme	Gesamt
23-24 mm	3 2.68 7.89 100.00	0 0.00 0.00 0.00	0 0.00 0.00 0.00	3 2.68
25-29 mm	0 0.00 0.00 0.00	4 3.57 11.76 100.00	0 0.00 0.00 0.00	4 3.57
30-34 mm	0 0.00 0.00 0.00	2 1.79 5.88 50.00	2 1.79 5.00 50.00	4 3.57
35-39 mm	15 13.39 39.47 44.12	11 9.82 32.35 32.35	8 7.14 20.00 23.53	34 30.36
40-44 mm	8 7.14 21.05 26.67	10 8.93 29.41 33.33	12 10.71 30.00 40.00	30 26.79
45-49 mm	10 8.93 26.32 37.04	3 2.68 8.82 11.11	14 12.50 35.00 51.85	27 24.11
50-53 mm	2 1.79 5.26 20.00	4 3.57 11.76 40.00	4 3.57 10.00 40.00	10 8.93
Gesamt	38 33.93	34 30.36	40 35.71	112

Tabelle 43: Periimplantäre Mucosa: Veränderungen in Abhängigkeit der Summe der klinisch gemessenen Implantatabstände bei drei oder vier Implantaten (Abbildung 81, Seite 55)

Implantat-System	Durchmesser [mm]	Länge [mm]	Anzuwendende Formel
Bonefit [®]	3,3	10,0	KKD=TKD
Bonefit [®]	3,3	12,0	KKD=TKD
Bonefit [®]	4,0	8,0	KKD=TKD
Bonefit [®]	4,0	10,0	KKD=TKD
Bonefit [®]	4,0	12,0	KKD=TKD
Brånemark [®]	3,75	10,0	KKD=TKD
Brånemark [®]	3,75	13,0	KKD=TKD
Brånemark [®]	3,75	15,0	KKD=TKD
Brånemark [®]	3,75	18,0	KKD=TKD
IMZ [®]	3,3	8,0	KKD=TKD - 0,5 mm
IMZ [®]	3,3	10,0	KKD=TKD - 0,5 mm
IMZ [®]	3,3	13,0	KKD=TKD - 0,5 mm
IMZ [®]	3,3	15,0	KKD=TKD - 0,5 mm
IMZ [®]	4,0	11,0	KKD=TKD - 0,5 mm
IMZ [®]	4,0	13,0	KKD=TKD - 0,5 mm
IMZ [®]	4,0	15,0	KKD=TKD - 0,5 mm
Frialit-2 [®]	3,8	11,0	KKD=TKD + 3,0 mm
Frialit-2 [®]	3,8	13,0	KKD=TKD + 5,0 mm
Frialit-2 [®]	3,8	15,0	KKD=TKD + 7,0 mm
Frialit-2 [®]	4,5	13,0	KKD=TKD + 3,2 mm
Frialit-2 [®]	4,5	15,0	KKD=TKD + 3,2 mm
Frialit-2 [®]	5,5	15,0	KKD=TKD + 3,2 mm

Tabelle 44: Berechnung des Koronalen Knochendefekts (Abbildung 47, Seite 31)

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. G. Gomez-Roman für die freundliche Überlassung des Themas, sowie für seine Unterstützung. Außerdem danke ich Herrn Dr. D. Axmann für seine Einführung in die Darstellung von Ergebnissen. Mein spezieller Dank gilt meinen Eltern, meinem Bruder, meiner Freundin, meinen Großeltern und meinen Freunden, die mich durch jedes Hoch und Tief begleitet und immer wieder motiviert haben. Zuletzt möchte ich sämtlichen Kollegen und Helferinnen der Calwerstr. 7/7 danken.

Akademischer Lebenslauf

Name:	Berthold Jäger
geboren:	06. Februar 1975 in Stuttgart
Familienstand	ledig
Eltern:	Dr. med dent Maria Jäger Dr. med dent Norbert Jäger
1988	Einschulung in das Isolde-Kurz Gymnasium in Reutlingen
Juni 1993 bis Juni 1994	Schulaufenthalt St. Augustin HighSchool, San Diego USA
Mai 1995	Abitur in Reutlingen
Oktober 1995 bis Nov. 2000	Studium der Zahnmedizin in Tübingen
Juni bis August 1996	TOEFL-Ausbildung in USA
08.12.2000	Approbation als Zahnarzt (Universität Tübingen)
seit Januar 2001	Angestellter Zahnarzt und wissenschaftlicher Mitarbeiter von Prof. Dr. Heiner Weber in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
seit Januar 2001	Ausbildung zum Spezialisten für Prothetik der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
Oktober 2001	Abschluss der Ausbildung „Prüfarzt für klinische Studien“
seit Juli 2002	Prüfarzt für klinische Studien im DCTC
Oktober 2002	Vertretung der Universität Tübingen beim bundesdeutschen Förderpreis-Wettbewerb DGZMK/Dentsply/BZÄK