

Aus der Abteilung für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie  
des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde,  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Einfluss der vertikalen Implantatschulter-Position auf das krestale  
Knochniveau: eine retrospektive radiologische Untersuchung  
beim ANKYLOS®-Implantatsystem**

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Cyril Christian Gabriel Niederquell

aus Korbach

Gutachter:           1. Priv.-Doz. Dr. St. Hägewald  
                          2. Prof. Dr. A. Sculean  
                          3. Prof. Dr. Dr. B. Hoffmeister

Datum der Promotion: 18.11.2011

Meinen Eltern  
Hélène-Françoise und Friedrich Niederquell  
in Liebe und Dankbarkeit.

<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>IV</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>VII</b>
<b>1. Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2. Literaturübersicht</b>	<b>2</b>
<b>2.1 Historie</b>	<b>2</b>
<b>2.2 Krestaler Knochenverlust bei Titanimplantaten</b>	<b>3</b>
2.2.1 Krestaler Knochenverlust bei <i>Tissue Level</i> Implantaten	5
2.2.2 Krestaler Knochenverlust bei <i>Bone Level</i> Implantaten	6
2.2.3 Krestaler Knochenverlust bei subkrestalen Implantaten	6
2.2.4 Fazit krestaler Knochenabbau	8
<b>2.3 Das ANKYLOS®-Implantatsystem</b>	<b>9</b>
2.3.1 Makrodesign	10
2.3.2 Mikrodesign	11
2.3.3 Verbindung Implantat / Abutment	12
<b>2.4 Biologische Breite um dentale Implantate</b>	<b>14</b>
<b>2.5 ANKYLOS® TissueCare Konzept</b>	<b>15</b>
2.5.1 Keine Mikrobeweglichkeit	15
2.5.2 Bakteriendichte Verbindung	15
2.5.3 Platform Switching	15
2.5.4 Subkrestale Platzierung	16
2.5.5 Mikrorauigkeit bis zum Interface	16
<b>3. Zielsetzung der Studie</b>	<b>17</b>
<b>4. Material und Methode</b>	<b>17</b>
<b>4.1 Patientenkollektiv</b>	<b>17</b>
4.1.1 Einschlusskriterien	18
4.1.2 Ausschlusskriterien	19
<b>4.2 Datenerfassung</b>	<b>19</b>
<b>4.3 Vermessen der Röntgenbilder</b>	<b>19</b>
<b>4.4 Variablen</b>	<b>24</b>
<b>4.5 Gruppeneinteilung</b>	<b>24</b>

---

<b>4.6</b>	<b>Statistische Auswertung</b>	<b>26</b>
<b>5.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>26</b>
<b>5.1</b>	<b>Patientenkollektiv</b>	<b>26</b>
5.1.1	Alters- und Geschlechtsverteilung	26
<b>5.2</b>	<b>Untersuchungszeitraum</b>	<b>28</b>
<b>5.3</b>	<b>Auswertung der Implantat bezogenen Daten</b>	<b>29</b>
5.3.1	Implantatdimensionierung	29
5.3.2	Implantatlänge	29
5.3.3	Implantatoberfläche	30
5.3.4	Implantationszeitpunkt	31
5.3.5	Implantationsregionen	32
5.3.6	Raucher	33
<b>5.4</b>	<b>Analyse des krestalen Knochenverlaufs</b>	<b>33</b>
5.4.1	Auswertung des Knochenniveaus	33
5.4.2	Auswertung der Knochenverluste	34
5.4.3	Knochenniveau: Veränderung im Verlauf der Studie	35
5.4.4	Kreuztabelle Gruppenverteilung	37
5.4.5	Realer Verlust: Gruppenvergleich	38
5.4.6	Einfluss der Implantatoberfläche auf das Knochenniveau	40
5.4.7	Einfluss des Implantationszeitpunkts auf das Knochenniveau	40
5.4.8	Einfluss des Implantatdurchmessers auf das Knochenniveau	41
5.4.9	Position beim Recall	43
<b>5.5</b>	<b>Überlebensstatistik</b>	<b>44</b>
<b>6.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>45</b>
<b>6.1</b>	<b>Diskussion der Methodik</b>	<b>46</b>
<b>6.2</b>	<b>Diskussion der Ergebnisse</b>	<b>48</b>
<b>6.3</b>	<b>Schlussfolgerung</b>	<b>54</b>
<b>7.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>55</b>
<b>8.</b>	<b>Abstract</b>	<b>56</b>
<b>9.</b>	<b>Danksagung</b>	<b>57</b>

Inhaltsverzeichnis	VI
<b>10. Lebenslauf</b>	<b>58</b>
<b>11. Literaturverzeichnis</b>	<b>59</b>
<b>12. Anhang</b>	<b>73</b>
<b>13. Eidesstattliche Erklärung</b>	<b>74</b>

**Abkürzungsverzeichnis**

Abb.	Abbildung
et al.	und andere
ANOVA	<i>analysis of variance</i>
Bsp.	Beispiel
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
G	gestrahlte und maschinierete Implantatoberfläche
ggf.	gegebenenfalls
Impl.	Implantat
insb.	insbesondere
Kap.	Kapitel
klin.	klinisch
li.	links
M	Mittelwert
mm	Millimeter
N	Anzahl
p	Signifikanz
PL	plus® Implantatoberfläche
ITI	<i>International Team for Implantology</i>
re.	rechts
s.	siehe
s.o.	siehe oben
sog.	so genannt, so genannte
SD	Standardabweichung ( <i>standard deviation</i> )
Tab.	Tabelle
TPS	<i>titanium plasma spray</i>
u.a.	unter anderem
post op	post operativ
vergl.	vergleiche
vs.	versus (gegen)
z.B.	zum Beispiel





## 1. Einleitung

Dentale Implantologie definiert *Spiekermann* (1994) in seinem Fachbuch als „die Verankerung alloplastischer Materialien im Bereich des Kiefers zur Schaffung von Halte- und Stützelementen für den Ersatz verloren gegangener Kaueinheiten“ [1]. In diesem Zusammenhang erläutert *Sciar* (2004), dass „Implantat-getragener Zahnersatz“ eine etablierte Methode in der modernen Zahnheilkunde sei, um Patienten funktionell und ästhetisch zu rehabilitieren [2]. Die periimplantären Gewebestrukturen garantieren den langfristig klinisch und ästhetisch ansprechenden Erfolg von implantat-getragenen Zahnersatz. Neben der von *Brånemark* (1977) beschriebenen und angestrebten „Osseointegration“ [3] des Implantats im Knochen kommt den Autoren *Hürzeler* (1996) und *Weber* (1998) zufolge der Rekonstruktion der periimplantären Schleimhaut große Bedeutung zu, da das umgebende Weichgewebe zur Vaskularisation des Implantatlagerknochens beitrage [4, 5]. Kritisch warnen *Albrektsson* et al. (1981) vor einem insuffizienten Weichgewebemantel um die Implantate. Es könne zu nutritiver Unterversorgung des Lagerknochens mit möglichem Verlust der ossären Integration des Implantats durch Knochenresorption kommen [6]. Durch klinische und tierexperimentelle Studien konnten mehrere Autorengruppen zeigen, dass das am Zahnhalteapparat existierende Phänomen der biologischen Breite [7] auch an Implantaten seine Gültigkeit habe [8-12]. *Gebhardt* (2007) ist der Auffassung, dass für die Erfolgsbeurteilung dentaler Implantate Aussagen über den jeweiligen Osseointegrationszustand, den Knochenabbau und dessen zeitliche Veränderungen heranzuziehen seien. Zur Darstellung und Beurteilung der mesialen und distalen Knochenregionen an Implantaten empfehlen *Tronje* (1981), *Meijer* (1992) und *Gomez-Roman* (1995) die Anfertigung und Vermessung von Zahnfilmen oder auch Panoramaschichtaufnahmen [13-15].

Ziel dieser Untersuchung ist, den Einfluss der vertikalen Implantatschulter-Position von ANKYLOS®-Implantaten durch Auswertung von Röntgenaufnahmen und Einsatz von statistischen Methoden in Bezug auf Veränderungen am krestalen Knochenniveau zu analysieren. Die Studie versucht eine Aussage über die optimale Tiefenpositionierung des ANKYLOS®-Implantatsystems zu treffen.

## 2. Literaturübersicht

*Emmerich* (2002) zufolge sei die „enossale Implantologie aus der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde nicht mehr wegzudenken“. Das heutige Behandlungsspektrum reiche von Implantat-retinierten Totalprothesen bis hin zum Einzelzahnersatz [16]. Nach *Buser* (2005) werden Implantate in der ästhetischen Zone „restaurationsgerecht“ platziert. Bei korrekter Implantation in allen drei räumlichen Ebenen werde das umliegende Hart- und Weichgewebe optimal gestützt und stabilisiert [17]. *Belser* et al. (1996) ergänzen, dass der Behandlungserfolg nicht vom Implantatsystem, sondern von der korrekten räumlichen Implantatlage abhängig wäre. Die korrekte Position sei u.a. von der Art der vorhergesehenen Suprakonstruktion abhängig [18-20]. Zum Planen der räumlichen Optimallage eines Implantats unterscheiden *Buser* et al. (2005) in jeder der drei räumlichen Ebenen zwischen einer „Komfortzone und Gefahrenzone“ [17]. *Belser* (2005) führt fort, dass eine Lage der Implantatschulter innerhalb der drei räumlichen Komfortzonen die Voraussetzung für einen ästhetischen Zahnersatz mit langfristig stabilem Weichgewebe sei [21]. *Buser* (2005) ergänzt, dass Komplikationen wie periimplantäre Knochenresorption mit nachfolgender Weichteilrezession auftreten können, wenn die Implantatschulter innerhalb der Gefahrenzone zu liegen käme [17].

### 2.1 Historie

In den 1960er Jahren beschrieb ein schwedisches Forscherteam das Konzept der Osseointegration. Das Grundprinzip der Osseointegration wurde von *Per-Ingvar Brånemark* [22] definiert, der diesen Vorgang als „direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen geordnetem, lebendem Knochen und der Oberfläche eines belasteten Implantats“ bezeichnet hat. Analog zu dieser Definition handelt es sich nach *Schwarz* und *Becker* (2007) um die „Inkorporation einer nicht biologischen Komponente in das menschliche Skelett, mit der Fähigkeit zur funktionellen endo- und exoprothetischen Belastbarkeit“ [23]. Nach den Empfehlungen von *Adell* et al. (1981, 1985) sollen die Implantate mit ihrem Rand (späterer Mikrospace) auf Höhe des krestalen Knochenlevels inseriert werden und subgingival einheilen [24, 25]. Der Zweiteingriff (Freilegung) sei abhängig von der Knochenqualität und betrage 6-9 Monate. Ab diesem Zeitpunkt liege eine transgingivale, zweiteilige Implantatstruktur mit einem Mikrospace (*Microgap*) vor. *Hermann* und *Cochran* (2005) weisen darauf hin, dass

ursprünglich nicht bekannt war, welche Konsequenzen solch ein Mikrosplatt für die periimplantären Hart- oder Weichgewebe hat [26]. Untersuchungen von *Quirynen* und *van Steenberghe* (1993) und *Persson et al.* (1996) ergaben, dass solch ein Splatt bakteriell besiedelt wird [27, 28].

Die Autoren *Hermann* und *Cochran* (2005) [26] weisen auf ein weiteres Implantationsvorgehen in der Schweiz hin, welches parallel zu den schwedischen Forschern entwickelt wurde. Basis für *Schroeder et al.* (1981) waren Untersuchungen im Bereich der orthopädischen Chirurgie, welche seit den frühen 50er Jahren vorgenommen worden waren. Die schweizer Forscher verwendeten dafür entweder „schrauben- oder zylinderförmige Titanimplantate“, die statt einer „relativ glatt strukturierten Titanoberfläche“ eine „raue, titanplasmabesprayed Oberfläche (TPS)“ aufwiesen [29]. Weiter war bei diesem Verfahren unterschiedlich, dass „das Implantat etwa 3 mm über das krestale Knochenniveau hinausragte, d.h. durch das orale Epithel- und Bindegewebe hindurchführte“. Dieser sogenannte „transgingivale Anteil“ wurde von den Schweizer Forschern zum Insertionszeitpunkt „suprakrestal, also oberhalb des Knochenkamms, positioniert“ und „besaß eine relativ glatt strukturierte Titanoberfläche“. Dieses Implantat war einteilig, besaß keinen Mikrosplatt und stellte analog zum natürlichen Zahn eine „transgingivale Struktur“ dar [26]. Bei dem transgingivalen Implantationsvorgehen ist im Gegensatz zu subgingival inserierten Systemen ein chirurgischer Eingriff nötig. Dabei soll nach *Hermann* und *Cochran* (2005) „die Grenze zwischen rauer und glatter Oberfläche auf Höhe des krestalen Knochenniveaus zu liegen kommen“. In der Schweiz nannten *Schroeder et al.* (1981) die Hartgewebeintegration von Implantaten mit rauen, titanplasmabesprayed Oberflächen (TPS) „funktionelle Ankylose“ [29]. Einen wichtigen Unterschied sehen *Hermann* und *Cochran* (2005) in der Tatsache, dass beim transgingivalen Vorgehen kein Mikrosplatt auf Höhe des krestalen Knochens zu liegen komme und eine entsprechende mikrobielle Kolonisation und eine daraus resultierende Entzündungsreaktion der periimplantären Hart- und Weichgewebe (Periimplantitis) weitestgehend verhindert werde [26].

## 2.2 Krestaler Knochenverlust bei Titanimplantaten

Anatomisch wird als krestaler Knochen der am weitesten koronal bzw. marginal gelegene Anteil des periimplantären Knochengewebes bezeichnet. *Emmerich* (2002) erläutert, dass die Beurteilung der marginalen Knochenverhältnisse um ein Implantat für

dessen Erfolgsprognose unabdingbar sei [16]. Ein wesentlicher Unterschied zwischen ein- und zweiteiligen Implantaten ist die krestale Knochenresorption. 1981 beobachteten *Adell et al.* [24] einen gewissen krestalen Knochenverlust rund um subgingival inserierte zweiteilige Implantate, die ein Jahr lang belastet worden waren. In den darauffolgenden Jahren wurde der krestale Knochenverlust weniger. Anfänglich betrug der Knochenverlust „im Verhältnis zum ursprünglich krestalen Knochniveau (Höhe Mikropalt) ca. 2 mm, sodass ein erster Knochen-Implantat-Kontakt etwa auf Höhe des ersten oder zweiten Gewindegangs lag“ [26]. Diese begrenzte krestale Knochenresorption wurde später definiert als eines der „Erfolgskriterien bei der Insertion subgingivaler, zweiteiliger Titanimplantate“ [30]. Die Kontrollröntgenbilder wurden bei diesen Untersuchungen aufgrund der Befürchtung, dass die knöchernen Heilung um Implantate herum durch diagnostische Röntgenaufnahmen geschädigt werden könnte [3, 24, 31], erst zum Zeitpunkt der prothetischen Versorgung (Belastung) erstellt [26]. *Hermann und Cochran* (2005) ergänzen die weitere Erkenntnis, wonach für eine erfolgreiche Hartgewebeintegration kein subgingivaler Einheilmodus eines (zweiteiligen) Implantats erforderlich war. Der Grund war der „Langzeiterfolg einteiliger, transgingival inserierter Implantate“, der in den Untersuchungen von *Buser et al.* (1999) festgestellt wurde [32]. Um nur einen chirurgischen Eingriff durchführen zu müssen, wurden von der Autorengruppe „zweiteilige Implantate transgingival gesetzt“. [26]. *Hermann und Cochran* (2005) folgern, dass „Implantate immer im Einklang mit biologischen Prinzipien gesetzt werden sollten (*Tissue-directed implant placement*) und nicht nur auf der Basis einer optimalen prothetischen Position (*Restoration-driven implant placement*)“ [26]. Mehrere Faktoren haben einen Einfluss auf potenziellen periimplantären Knochenabbau. In verschiedenen Studien wurde als Grundlage die Bedeutsamkeit der Implantatposition, -größe und -geometrie für das periimplantäre Knochniveau beschrieben [33-37]. Bakterielle Kolonisation des Mikropalts zwischen Implantat und Aufbauteil wurde als ein Faktor beschrieben [27, 38, 39]. Das Design des Übergangs zwischen Implantat und Aufbauteil ist ein weiterer Faktor, sowie die Belastungskräfte von in Funktion stehenden Implantaten [33-37]. *Tarnow et al.* (2000) berichten, dass die Implantatposition und auch die Entfernung zwischen Implantaten bzw. zum Nachbarzahn eine wichtige Rolle für den krestalen Knochen und dessen Abbau spielen sollen [40]. Kritisch warnt *Emmerich* (2002) [16] davor, dass bei verschiedenen oralen

Implantatsystemen im ersten Jahr nach Insertion regelmäßig krestale Knochenresorptionen auftreten [24, 30, 41, 42]. Diesen Resorptionen fehle in der Regel die Entzündungssymptomatik und sie seien nicht mit einer Periimplantitis assoziiert. Das Ausmaß des krestalen Knochenverlusts unterscheide sich innerhalb der Implantatsysteme und sei nicht gleich stark ausgeprägt. Bei Brånemark®-Implantaten sei der Knochenverlust möglicherweise größer als bei Straumann®-Implantaten [43] oder AstraTech®-Implantaten [44]. Diese Aussage könne aus zahlreichen Longitudinalstudien bestätigt werden [24, 30, 45-51]. Für diverse Autorengruppen gilt die Beurteilung des Knochenabbaus als wichtigster Parameter und darüber hinaus als pathologisches Zeichen, welches unbehandelt bis zum Implantatverlust führen kann [43, 52, 53].

### 2.2.1 Krestaler Knochenverlust bei *Tissue Level* Implantaten

In der ITI® Konsensuserklärung B.4 (2003) wird die Positionierung für Straumann®-Implantate erläutert [54]. Zum Planen der räumlichen Optimallage eines Implantats unterscheidet *Buser* (2005) in jeder der drei räumlichen Ebenen zwischen einer „Komfortzone“ und einer „Gefahrenzone“ [17]. Als optimal beschreibt *Belser* (2005) die Lage der Implantatschulter innerhalb der drei räumlichen Komfortzonen. In diesem Fall seien die Voraussetzungen für eine optimale Ästhetik mit langfristig stabilem Weichgewebe gegeben [21]. Das Implantat solle so ausgewählt und positioniert werden, dass es nach Maßgabe dieser Zonen dem vorgesehenen Zahnersatz entspricht. Wenn die Implantatschulter innerhalb der Gefahrenzone zu liegen kommt, könnten Komplikationen wie periimplantäre Knochenresorption mit nachfolgender Weichteilrezession auftreten, was wiederum zu ästhetischen Defiziten führe. Implantate, die in den Komfortzonen liegen, ermöglichten einen langzeitstabilen und ästhetischen Zahnersatz [55]. Ein Straumann®-Implantat wird konventionell nach Protokoll mit einem Abstand von ca. 3 mm zum krestalen Knochen positioniert. Sowohl *Hämmerle* et al. (1996) als auch *Hermann* et al. (1997) stellen fest, dass der Übergang glatt/rau einen Einfluss auf die krestale Knochenresorption hat [56, 57]. Bei Insertion des Überganges glatt/rau unterhalb des Kieferkamms komme es zu einer Knochenresorption bis zu diesem Übergang. *Hämmerle* et al. (1996) haben gezeigt, dass die Knochenatrophie nach einem Jahr Belastung mit Zahnersatz doppelt so groß sei, wenn ein Straumann®-Implantat subkrestal gesetzt wird [56].

### 2.2.2 Krestaler Knochenverlust bei *Bone Level* Implantaten

*Albrektsson* et al. (1986) und *Smith* und *Zarb* (1989) schlagen folgende Erfolgskriterien für den marginalen Knochenverlust um zweiteilige Implantatsysteme vor [30, 46]: Im ersten Jahr nach Belastung soll der marginaler Knochenverlust unter 1,5 mm betragen und in den darauf folgenden Jahren maximal 0,2 mm pro Jahr. Bei einteiligen Implantatsysteme hingegen werden von anderen Autoren deutlich geringe Knochenresorptionen beschrieben [57, 58]. *Quirynen* et al. (1991, 1992) hinterfragen einen tolerierbaren Knochenabbau aufgrund der Beobachtung, dass der Knochenverlust zu Beginn hoch sei und sich nach 2-3 Jahren stabilisiere [59, 60]. Erreicht der Knochenverlust das untere Drittel des Implantats wird es von *Odman* et al. (1994) als Misserfolg bezeichnet [61]. *Ericsson* et al. (1995) vermuteten [62], dass Alveolarknochen zum Schutz vor einer Infektion resorbiert wird. Die Positionierung des Mikrospalts auf der Höhe des periimplantären Knochens bei der Implantatinserion im Zusammenhang mit der Bildung eines Infiltrates lateral des Mikrospaltes nach der Implantatfreilegung löse den Autoren zufolge Knochenresorption aus. *Ericsson* et al. [63] beobachteten einen Knochenabbau von 2,1 mm bis 2,6 mm um Brånemark®-Implantate. *Henry* et al. (1996) bestimmten einen Knochenabbau von 1 mm nach bis zu fünf Jahren an Einzelkronen auf Brånemark®-Implantaten [64]. Um Astra Tech®-Implantaten hingegen fanden *Abrahamsson* et al. (1999) 0,30 mm bis 0,42 mm Knochenabbau [65]. Nach *Emmerich* (2002) kann die Ursache dafür der geringere Mikrospalt der Astra Tech®-Implantate mit ihrem *conical seal design* sein [16]. Dieser Ansicht sind auch *Norton* (1998) und *Palmer* et al. (2000) [51, 66]. In einer weiteren Studie von *Norton* et al. (2006) wird der stabile Knochenerhalt um ein konisches Implantat-Verbindungsdesign beschrieben (Astra Tech Connective Contour™) [67]. Mehrere Autorenguppen beschreiben den vertikalen periimplantären Knochenverlust von zweiteiligen Implantatsystemen [30, 68-70]. Im ersten Jahr nach Belastung betrage der durchschnittliche marginale Knochenverlust 1-1,5 mm, gefolgt von einem jährlichen Knochenabbau von 0,1-0,2 mm.

### 2.2.3 Krestaler Knochenverlust bei subkrestalen Implantaten

Das Bicon®-Implantatsystem bietet ähnliche Konfigurationen wie das ANKYLOS®-Implantatsystem. Die Ähnlichkeit basiert auf der inneren Konusverbindung. Diese sei

nach *Dibart* (2005) und *Di Carlo* (2008) eine bewährte bakteriendichte Versiegelung zwischen Implantat und Abutment [71, 72]. *Pappalardo* (2007) erläutert, dass der Mikrospace weniger als 0,5 µm betrage [73]. Die o.g. Autoren vermuten, dass dies die mikrobielle Besiedelung verhindere, welche eine Entzündung des Weichgeweberings um ein Implantat verursache und schließlich zum Knochenschwund um das Implantat oder sogar zum Verlust des Implantates führe. *Marincola et al.* (2009) erläutern, dass die optimale Position des Bicon®-Implantats 2-3 mm unterhalb des Knochens (subkrestal) erzielt werde. Es könne zwischen 1-6 mm unterhalb des Knochenkamms eingesetzt werden. Der Implantatkörper werde in eine schützende Position eingebettet [74]. Das Endresultat der Osseointegration sei eine komplette Einbettung des Implantatkörpers, wobei die Kommunikation zur oralen Kavität ausschließlich über die konische Implantat-Abutment-Verbindung bestehe. Der sich oberhalb des Implantathalses bildende Knochen garantiere die Stabilität und Ernährung des Weichgewebes und vermutlich werde eine ästhetische Papillen-anatomie und Weichgewebekontur beibehalten [75]. In diesem Zusammenhang stellen *Marincola et al.* (2009) dar, dass verschiedene Studien auf die Notwendigkeit einer Optimierung des Implantatdesigns hinweisen würden, um die Funktion eines Implantats zu verbessern. Der Schwerpunkt liege dabei auf der Schulteranatomie und der Erhöhung des Implantatdurchmessers [76, 77]. Die großen Schwachstellen eines Implantats seien die Durchtrittsstelle durch die Gingiva und der Erhalt des periimplantären Knochens und Weichgewebes. Bei zweiteiligen Implantatsystemen müsse *Marincola et al.* (2009) zur Folge der Fokus auf das Design der Implantat-Abutment-Verbindung gelegt werden und auf den Austritt aus der Gingiva (Emergenzprofil) [78]. Eine der Voraussetzungen zur Vermeidung von Periimplantitis ist eine Implantat-Abutment-Verbindung, die bakteriendicht sei und weitestgehend geweber reizende Mikrobewegungen verhindere. *Zipprich* (2007) konnte bestätigen, dass diese Mikrobewegungen zwischen Implantat und Abutment durch Konusverbindungen weitestgehend vermieden werden können [36] (siehe Kapitel 2.5.2). *Leonard et al.* (2009) stellen in diesem Zusammenhang dar, dass durch die Bildung von Blutgefäßen eine Remodellation des Knochens oberhalb der Implantatschulter mit Vermeidung der Abbauprozesse durch makrophagische und osteoklastische Aktivität beginne, die sonst typisch für Implantate mit Schrauben- oder Zylinderdesign seien [79].

*Marincola et al.* (2009) erläutern, dass mit Hilfe eines *platform switchings* (Plattformänderung s. Kapitel 2.4.3) auf Implantatniveau viel Knochen um und über dem Implantat erhalten werden könne. Darüber hinaus werde das prothetische Austrittsprofil auf *Abutmentniveau* individuell angepasst. Diese Plattformänderung erlaube dem Knochen, über der Schulter des Implantats zu wachsen. Das Ergebnis sei eine dauerhafte Erhaltung des krestalen Knochenkamms [74]. Kritisch warnen *Tarnow et al.* (2000), dass bei Systemen mit außen bündiger Grenzfläche und Mikrobeweglichkeit eine subkrestale Position dazu führe, dass Knochen im Rahmen der Einstellung der biologischen Breite abgebaut werde [40]. Die Autoren betonen die besondere Relevanz bei geringen Distanzen zwischen benachbarten Implantaten, da sich die schüsselförmigen Defekte verbinden würden und der Knochenabbau voll zum Tragen käme [80]. *Romanos und Nentwig* (2000) untersuchten 58 implantatprothetische Einzelzahnversorgungen auf ANKYLOS®-Implantaten [81]. Für 85,6 % geben die Autoren keinen Knochenabbau während der funktionellen Belastung an. Bei 8,6 % ist ein Knochenabbau im Bereich der polierten Implantatschulter präsent. Ein Knochenabbau bis zum ersten Viertel der Implantathöhe wird mit 5 % angegeben. *Döring* (2003) untersuchte 42 Einzelzahnimplantate, davon 22 Frontzahnimplantate, ein Jahr nach funktioneller Belastung auf Knochenabbau. Die Autorin fand einen Mittelwert aus allen mesialen und distalen Werten von -0,78 mm [82]. *Weng und Richter* (2005) zeigten in einer Tierversuchsstudie an Hunden, dass bei subkrestal gesetzten ANKYLOS®-Implantaten innerhalb von sechs Monaten bei transgingivaler Einheilung und ohne Belastung der Implantate mit einem supraimplantären Knochenverlust von 0,77 mm gerechnet werden müsse [83]. In einer weiteren ANKYLOS® Studie von *Chou et al.* (2004) wird ein postoperativer Knochenabbau von 0,7 mm bis zur prothetischen Rehabilitation beschrieben [84]. Weiterführend zeigte die Untersuchung von *Chou et al.* einen durchschnittlichen Knochenabbau am Implantat von 0,2 mm pro Jahr nach Eingliederung der prothetischen Konstruktionen.

#### **2.2.4 Fazit krestaler Knochenabbau**

Die Veränderung des krestalen Knochenlevels wurde in einer Vielzahl von Studien untersucht und ist abhängig vom Implantatdesign (einteilig, zweiteilig) und vom Implantationsmodus (subgingival, transgingival) [32-34, 57, 85]. *Hermann und Cochran*



(2005) erläutern, „dass sich das Knochenniveau bei einteiligen, transgingival gesetzten Implantaten innerhalb eines Monats nach Implantation auf dem Niveau der Grenze zwischen rauem und glattem Implantatanteil einstellt“ [26]. Die Autoren führen fort, dass solche Implantate gemäß *Busers* Standardprotokoll (1988) mit dieser Grenze auf der Höhe des krestalen Knochens inseriert wurden [86]. Postoperativ zeigt sich kein weiterer krestaler Knochenverlust. Weiter ergänzen die Autoren, dass bei zweiteiligen Implantaten innerhalb von vier Wochen nach Distanzhülsenverbindung (*Abutment connection* / Durchbruch der ektodermalen Integrität) bereits im unbelasteten Zustand eine krestale Knochenresorption von ca. 2 mm auftritt, „unabhängig davon, ob ein trans- oder subgingivales Operationsvorgehen gewählt wurde“.

### 2.3 Das ANKYLOS®-Implantatsystem

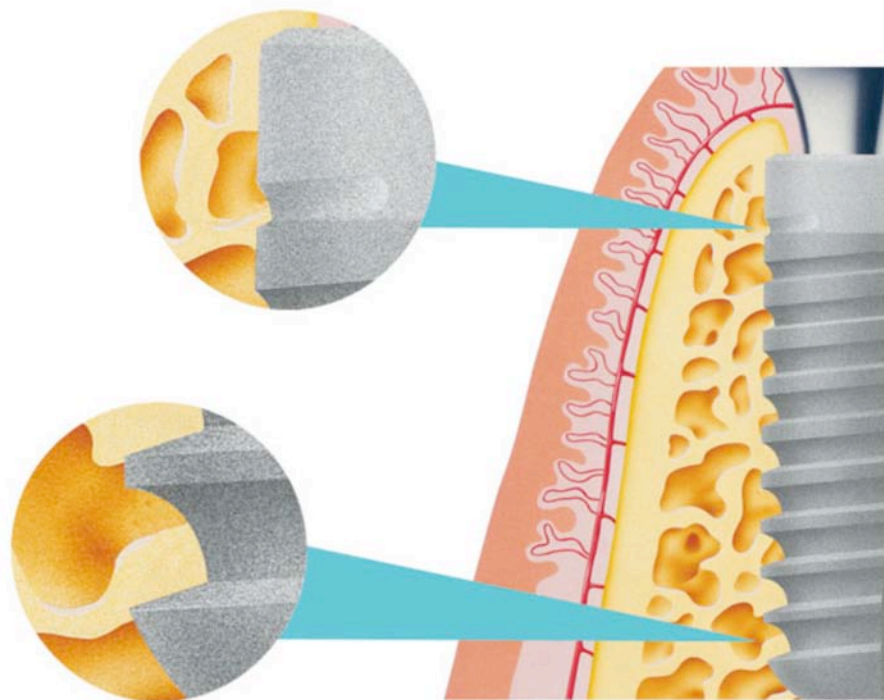
Bei dem in dieser Studie untersuchten Implantatsystem handelt es sich um das ANKYLOS®-Implantat der Firma Dentsply Friadent, Mannheim. Das 1985 entwickelte ANKYLOS®-Implantat wird seit 1987 klinisch eingesetzt. Es existiert in vier verschiedenen Durchmessern (3,5, 4,5, 5,5 und 7 mm) und fünf verschiedenen Längen (8, 9,5, 11, 14 und 17 mm) (s. Abb. 1). Es erfolgt eine Unterscheidung des ANKYLOS® classic, des ANKYLOS® C plus und des ANKYLOS® C/X Implantats. In dieser Studie wurden nur das ANKYLOS® classic und das ANKYLOS® C plus verwendet, welche verschiedene Oberflächenstrukturen aufweisen (s. Abb. 3).

Ø \ L	8 mm	9,5 mm	11 mm	14 mm	17 mm
3,5 mm	A 8	A 9,5	A 11	A 14	A 17
4,5 mm	B 8	B 9,5	B 11	B 14	B 17
5,5 mm	C 8	C 9,5	C 11	C 14	C 17
7,0 mm	D 8	D 9,5	D 11	D 14	

**Abbildung 1:** Systemkonzept und Farbkodierung, ANKYLOS®-Implantatdurchmesser und -längen (Foto Dentsply Friadent, Mannheim, D.)

### 2.3.1 Makrodesign

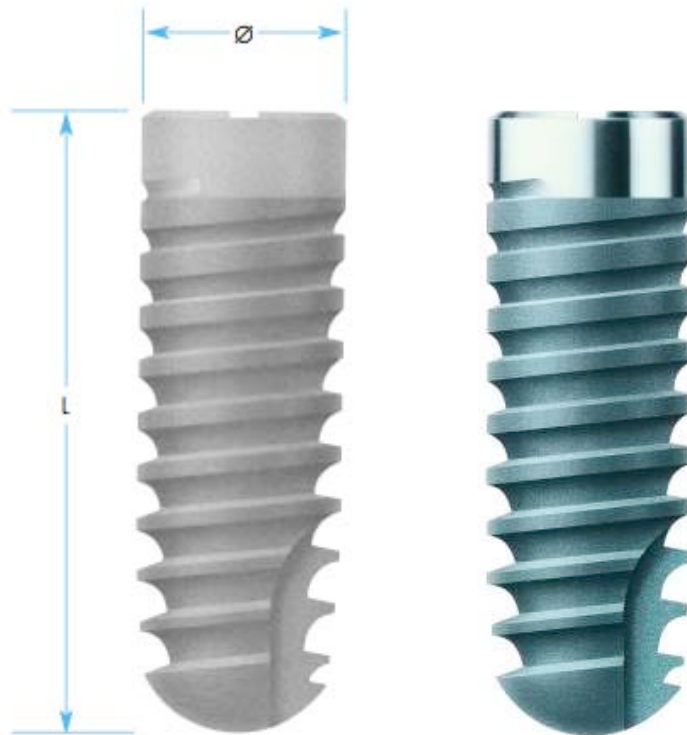
Das ANKYLOS®-Implantat besteht aus geschmiedetem Reintitan Grad 2 nach ISO 5832/II. Makroskopisch findet sich eine wurzelförmige Schraube mit einem progressiven Gewinde (s. Abb. 2). *Nentwig* (1993) beschreibt die konstante Zunahme der Gewindetiefe und der gekrümmten Flankengeometrie von der Implantatschulter nach apikal [87]. Dieses Makrodesign sorgt für eine apikalwärts gerichtete Belastung des spongösen Knochens bei gleichzeitiger Entlastung der stabilen kortikalen Knochenstruktur im krestalen Bereich. Grundlage dieser Überlegungen waren klinische und radiologische Beobachtungen von *Spörlein* und *Stein* (1987) an Tübinger-Implantaten, die nach Einheilung trichterförmige Resorptionen der periimplantären Knochenstruktur während der funktionellen Belastung aufwiesen. Bei den nachuntersuchten Implantaten fehlten die Entzündungszeichen der periimplantären marginalen Gingiva [88]. In Belastungssimulationen konnten mittels spannungsoptischer Versuche und bei Finite-Elemente-Studien von *Mailath* et al. (1989) hohe Spannungen im zervikalen Knochen nachgewiesen werden [89]. *Nentwig* et al. (1992) konnte in in vitro Studien zeigen, dass das progressive Sondergewinde diesen Spannungen entgegen wirkt [90].



**Abbildung 2:** Progressives Gewindedesign beim ANKYLOS®-Implantat (Foto Dentsply Friadent, Mannheim, D.).

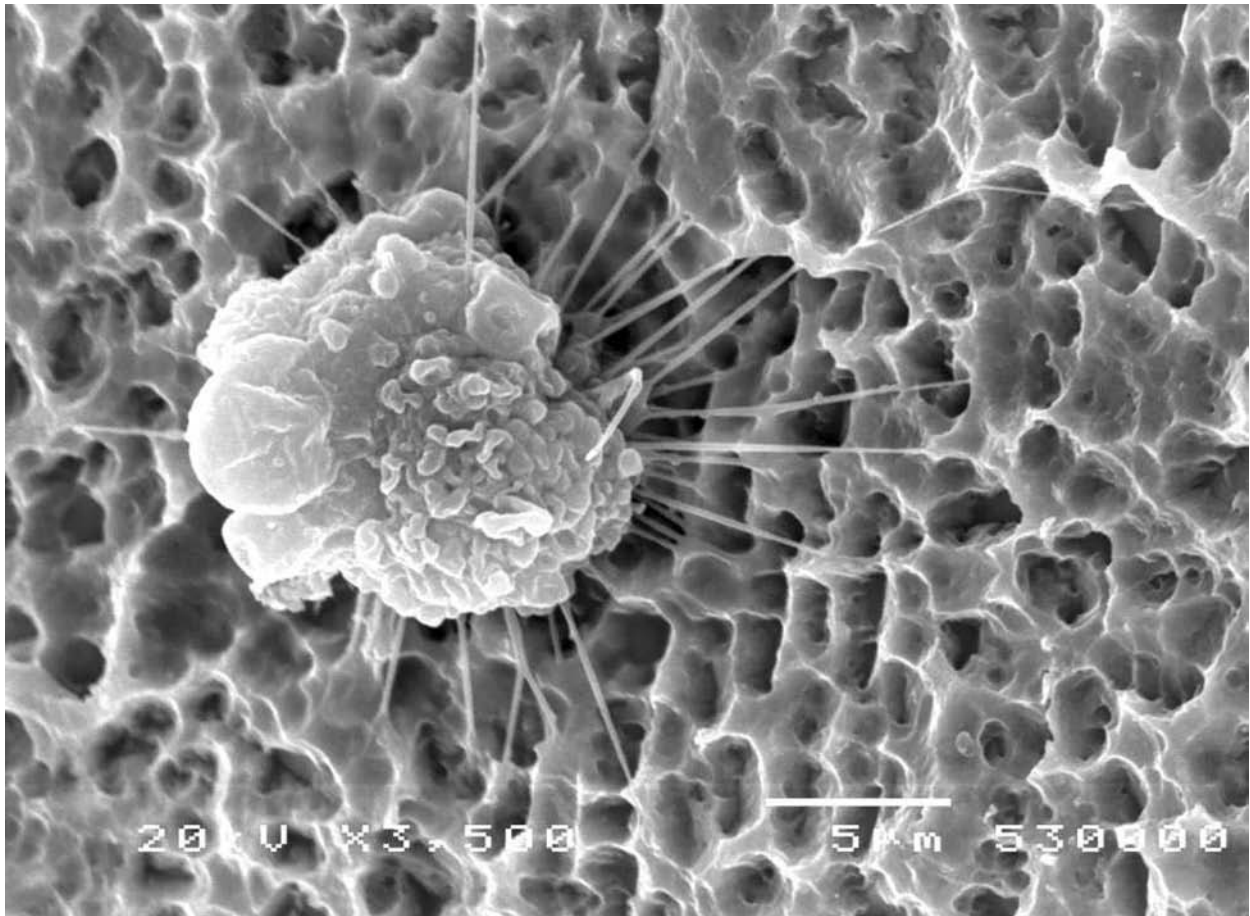
### 2.3.2 Mikrodesign

Seit 2005 hat das ANKYLOS®-Implantat die mikrorauhe, sandgestrahlte und thermisch geätzte FRIADENT® plus-Oberfläche. Sie reicht bei dem ANKYLOS® C plus Implantat bis über die Implantatschulter auf die horizontale Stirnfläche [91]. Zuvor war nur der Gewindebereich gestrahlt und der krestale Bereich maschinert (vergl. Abb. 3).



**Abbildung 3:** ANKYLOS®-Implantat mit plus® Oberfläche (li.) und wurzelförmigem Schraubendesign und ANKYLOS® classic Implantat (re.) mit poliertem Rand (Foto Dentsply Friadent, Mannheim, D.)

*Gehrke* (2003) geht auf die Herstellungsschritte der FRIADENT® plus-Oberfläche ein. Im ersten Schritt werde die Titanoberfläche mit Korundpartikeln bestrahlt. Im zweiten Schritt wird das Hochtemperatur-Ätzen nach dem FRIADENT® *BioPoreStructuring* Verfahren durchgeführt [92]. Tastschnittmessungen von *Nentwig* (1994) konnten eine 1,6-fache Oberflächenvergrößerung im Vergleich zum vorher unbehandelten Implantat nachweisen [93]. *Rupp et al.* (1994) beschreiben eine signifikant erhöhte Zellanhaftung in den ersten Minuten nach Gewebe-/Flüssigkeitskontakt durch die Benetzungseigenschaften der FRIADENT® plus-Oberfläche [94].



**Abbildung 4:** Osteoblast auf der FRIADENT® plus Mikrostruktur (Foto Dentsply Friadent, Mannheim, D.).

### 2.3.3 Verbindung Implantat / Abutment

Die interne Konusverbindung zwischen Implantat und Abutment beim ANKYLOS®-Implantatsystem hat einen Winkel von  $5,7^\circ$ . Das konusförmige Aufbauteil wird in den Gegenkonus im Implantat gesteckt (s. Abb. 5). Der Konuszapfen wird mit einer zentralen Stirnschraube in den Innenkonus des Implantats hineingezogen und maximiert die konische Verbindungsfläche. *Mairgünther* (1992) untersuchte das Dichtigkeitsverhalten und kam zu dem Schluss, dass diese Konusverbindung Dichtigkeit, Stabilität und eine Rotationssicherung des Abutments durch eine zirkulär konische Passung nach Applikation der Stirnschraube gewährleiste [95].



**Abbildung 5:** Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der Konusverbindung zwischen Aufbauteil und Implantat (Foto Dentsply Friadent, Mannheim, D.).

*Nentwig* (2004) beschreibt, dass die Konusgeometrie für alle Implantatgrößen identisch sei. Der Autor ergänzt, dass alle Prothetikaufbauten in alle Implantate unabhängig von Durchmesser und Länge eingesetzt werden können [96] (s. Abb.6).



**Abbildung 6:** Darstellung der Prothetikaufbauten, die mit allen ANKYLOS®-Implantaten kombinierbar sind (Foto Dentsply Friadent, Mannheim, D.).

Eine weitere Studie von *Lazzara* und *Porter* (2006) deutet auf den schmalen Weichgewebeaustritt (*emergence profile*) aus dem Implantat in die Mundhöhle hin. Durch die interne Konusverbindung resultiere ein geringerer Durchmesser des Abutments im Vergleich zum Implantatdurchmesser (*platform switch*, s. Kap. 2.5.3). Es entstehe mehr Raum für das periimplantäre Weichgewebe [97].

## 2.4 Biologische Breite um dentale Implantate

1921 beschrieb *Gottlieb* [98] seine Entdeckung der epithelialen Anheftung. 1924 folgten *Orban* und *Köhler* [99] mit Ergebnissen einer histometrischen Untersuchung der humanen dentogingivalen Verbindung. *Sicher* (1959) entwarf als erster eine physiologische Arbeitsteilung für die Stützgewebe der dentogingivalen Verbindung. „Die epitheliale Anheftung sorgt für den biologischen Schutz und die Bindegewebeanheftung sorgt für die mechanische Festigkeit“ [100]. 1961 führten *Gargiulo* et al. eine Untersuchung der Abmessungen der dentogingivalen Verbindung an Menschen durch [7]. *Hermann* und *Cochran* (2005) beschreiben, dass durch diese Messwerte *Gargiulo* et al. das Konzept der biologischen Breite formulierten [26]. Die biologische Breite der periimplantären Schleimhaut umfasse das suprakrestale Bindegewebe mit etwa 1 mm und die epithelialen Strukturen (Übergangs- und Sulkusepithel) mit einer Höhe von etwa 2 mm [10, 12, 33]. *Berglundh* und *Lindhe* (1996) konnten in ihrer tierexperimentellen Studie zeigen, dass für die Ausbildung einer stabilen biologischen Breite eine suprakrestale Implantatoberfläche mit einer apikokoronalen Ausdehnung von mindestens 3 mm erforderlich sei [9]. Beim Unterschreiten der Distanz muss mit einer krestalen periimplantären Knochenresorption gerechnet werden. Diese Beobachtung konnte sowohl bei transgingivalem als auch subgingivalem Vorgehen bestätigt werden [63]. *Weber* et al. (1996) zeigten, dass die Distanz zwischen apikaler Ausdehnung des epithelialen Attachments und dem angrenzenden Alveolarknochen nach subgingivaler Einheilung geringer war als nach transgingivaler Einheilung [101]. Im Jahre 1997 erkannten *Abrahamsson* et al., dass die apikale Ausdehnung des Epithelansatzes durch eine Manipulation am Abutment (Entfernung und Wiederbefestigung / *dis- and reconnection*) weiter verstärkt wird [102]. *Schwarz* und *Becker* (2007) definieren „die biologische Breite am Implantat analog zum Zahn als die Distanz von der koronalsten Ausdehnung des Saumepithels bis zum Alveolarknochen“ [23]. Im Vergleich von sofort und früh belasteten einteiligen Implantaten zu konventionell belasteten einteiligen

Implantaten stellte sich bei *Bakeen* et al. heraus, dass bei beiden Gruppen die vertikale Dimension der periimplantären Weichgewebe ähnlich sei. *Bakeen* et al. folgerten 2009, dass die Dimensionen der biologischen Breite um Implantate mit denen um natürliche Zähne vergleichbar sei [103].

## **2.5 ANKYLOS® TissueCare Konzept**

Stabile periimplantäre Gewebe seien die Voraussetzungen für langfristige Funktion und Ästhetik in der Implantologie. Das ANKYLOS®-Implantatsystem beinhaltet die folgenden 5 Faktoren [104].

### **2.5.1 Keine Mikrobeweglichkeit**

In Kapitel 2.2 wurde bereits dargelegt, dass eine Mikrobeweglichkeit zwischen Implantat und Abutment den periimplantären Knochen irritiere. Mehrere Autorengruppen [36, 105-107] weisen darauf hin, dass Knochen mit einem Abbau im Bereich der Implantatschulter reagiere (*Remodelling*) und dass form- und kraftschlüssige Verbindungen Mikrobewegungen verhindern würden. *Zipprich* et al. beschreiben 2007, dass durch die Konusverbindung ein „virtuell einteiliges Implantat“ entstehe, bei dem keine Mikrobeweglichkeit nachgewiesen werden konnte [36].

### **2.5.2 Bakteriendichte Verbindung**

Studien zeigen, dass Spalträume zwischen Implantat und Aufbau bakteriell besiedelt werden können [108-110]. Unter Kaubelastung komme es zu einer Relativbewegung zwischen den Komponenten, die einen „Pumpeffekt“ zur Folge habe. Dieser Pumpeffekt führe durch die Verteilung von Endotoxinen zu einer Entzündungsreaktion im Gewebe an der Implantat-*Abutment*-Verbindung. Knochen werde abgebaut, bis die sog. biologische Breite (Kapitel 2.4) etabliert sei. Nach *Weng* (2005) vermeide eine bakteriendichte Verbindung den Knochenabbau und gelte als Voraussetzung für ein stabiles Weichgewebe [83].

### **2.5.3 Platform Switching**

„*Platform switching* verlagert den Übergang zwischen Implantat und Aufbau (*Abutment*) nach zentral. Durch diesen Versatz des Fügespalt es nach innen werden mechanische und mikrobielle Reize vom periimplantären Gewebe ferngehalten“ [80]. 2006 beschreibt

*Lazzara*, dass sich die biologische Breite aus der vertikalen in die horizontale Ebene verlagere [97]. *Chiche* (2005) kommt zu dem Schluss, dass *platform switching* ein wichtiger Faktor für die Gewebestabilität ist [111]. Zusätzlich entstehe nach *Weng* und *Richter* (2005) durch das schmalere *Abutment* mehr Raum für das periimplantäre Weichgewebe (s. Abb. 5) [83].

#### **2.5.4 Subkrestale Platzierung**

*Weng* und *Richter* (2005) stellen dar, dass die Schaffung eines natürlichen Austrittsprofils (Emergenzprofils / *emergence profile*) durch eine Platzierung unterhalb des Knochenkamms begünstigt werde [83]. „Mikrobewegungsfreie und bakteriedichte Verbindungen verhindern den normalerweise einsetzenden von *Hammerle* et al. (1996) [56] beschriebenen Knochenabbau und werden auch bei tiefer Insertion vom Knochen toleriert“. *Platform Switching* in Verbindung mit subkrestaler Platzierung und mikrostrukturierter Implantatschulter ermögliche Knochenanlagerung bis an das *Abutment* [83, 112].

#### **2.5.5 Mikrorauigkeit bis zum Interface**

Eine mikrostrukturierte Implantatschulter erleichtere die Anlagerung von Knochenzellen auch oberhalb vom Implantatkörper [113, 114]. 2008 erläutern *Degidi* et al., dass sich bei subkrestaler Position der Knochen auf der mikrorauen horizontalen Schulterfläche anlagern könne und zusätzlich die darüber liegenden Weichgewebe stütze [115].



### 3. Zielsetzung der Studie

Ziel dieser Untersuchung ist, den Einfluss der vertikalen Implantatschulter-Position von ANKYLOS®-Implantaten durch Auswertung von Röntgenaufnahmen und Einsatz von statistischen Methoden in Bezug auf Veränderungen am krestalen Knochniveau zu analysieren.

Dabei sollte untersucht werden,

- ob die vertikale Implantatschulter-Positionierung einen Einfluss auf das spätere Knochniveau hat,
- in wie weit eine Abhängigkeit des Implantatdurchmessers zum krestalen Knochenabbau nachweisbar ist (*platform switch*),
- und ob beim Recall-Termin Knochen auf der Implantatschulter nachweisbar ist.

### 4. Material und Methode

In dieser retrospektiven Studie wurde das periimplantäre Knochniveau nach erfolgter prothetischer Versorgung und funktioneller Belastung an ANKYLOS®-Implantaten untersucht. Nach erfolgter Datenrecherche wurden inserierte ANKYLOS®-Implantate radiologisch untersucht. In wissenschaftlichen Untersuchungen besteht bis heute Übereinkunft darüber, dass die Bestimmung des periimplantären Knochenabbaus anhand guter intraoraler Röntgenbilder den verlässlichsten Befund gegenüber allen anderen parodontalen Indizes zur Bewertung eines fehlgeschlagenen Implantats darstellt [116].

#### 4.1 Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv der vorliegenden Arbeit umfasst Patienten, die von 05/2002 bis 01/2010 in der Praxis Dr. Mehrdad Arjomand in Hamburg behandelt und operiert wurden. Die Beratung und Festlegung der Therapien erfolgte in der Praxis unter Einbeziehung der überweisenden Hauszahnärzte, die auch für ihren Bereich der Behandlung die Dokumentation übernommen haben. Das Patientenkollektiv unterlag

keinerlei Selektion, so dass von einem für einen niedergelassenen Zahnarzt repräsentativen Patientengut ausgegangen werden konnte. Bei 126 Patienten mit 364 Implantaten konnten die für die Studie notwendigen Untersuchungen komplett durchgeführt werden. Alle Implantate wurden von einem erfahrenen Behandler (Dr. M. Arjomand) inseriert. Es kamen sämtliche Indikationsbereiche von Zahn 17 bis 47 zum Einsatz. Die sich anschließende prothetische Versorgung wurde durch mehrere Behandler in der gleichen Praxis oder in den überweisenden Hauszahnarztpraxen der Patienten durchgeführt. Die Tragedauer der funktionell belasteten Implantate wurde unter Angabe von Monaten aufgezeichnet.

Es wurden folgende Implantatdurchmesser inseriert:

- A = 3,5mm
- B = 4,5mm
- C = 5,5mm
- D = 7mm

Alle in dieser Studie untersuchten Patienten entsprachen den folgenden Kriterien.

#### **4.1.1 Einschlusskriterien**

- Implantation im Ober- oder Unterkiefer, Front- oder Seitenzahnbereich zur Stabilisierung eines Zahnersatzes gemäß den Empfehlungen der Konsensuskonferenz Implantologie,
- gleicher Operateur,
- ausreichender Eindrehwiderstand bei der Implantation  $\geq 25$  Ncm,
- Zeitraum definitive Belastung  $\geq 6$  Monate,
- auswertbare Panorama- oder Zahnfilmaufnahmen
  - postoperativ,
  - zum Zeitpunkt des Recalls,
- lückenlose chirurgische und prothetische Datenerhebung aus der Patientenkartei.

### 4.1.2 Ausschlusskriterien

Patienten mit

- Okklusionsstörungen,
- hohem Nikotinkonsum (> 8 Zigaretten pro Tag)
- Zustand nach Tumoroperation, Chemotherapie, Bisphosphonattherapie oder Bestrahlung,
- schlechter Mundhygiene,
- Autoimmunerkrankungen,
- Periimplantitis,
- Implantation in 8er Region,
- fehlender Referenzierung- bzw. Kalibrierungsmöglichkeit der Röntgenbilder.

### 4.2 Datenerfassung

Die erhobenen Daten entstammen den standardgemäßen Nachkontrollen bei Implantat-Patienten und richten sich im Praxisablauf nach den Empfehlungen der Fachgesellschaften. Auf einen Antrag bei der Ethikkommission der Charité wurde verzichtet. Die chirurgischen Daten wurden mit einem Personal Computer (Microsoft Windows Vista) und dem Programm impDAT® erfasst (Version 3.3, Kea Software, Pöcking, Deutschland). Im weiteren Verlauf wurden die prothetischen Daten auf ihre Vollständigkeit gesichtet. Waren alle Patientendokumente lückenlos geführt, wurden die Röntgenbilder dieser Patienten ausgewählt. Im Anschluss konnte die radiologische Auswertung der Zahnfilme und Orthopantomogramme mit dem PC Programm SIDEXIS® (Version 1.33) der Firma SIRONA Dental Systems (Bensheim, Deutschland) erfolgen.

### 4.3 Vermessen der Röntgenbilder

Die radiologische Auswertung der Röntgenbilder erfolgte am Personal Computer. Alle Röntgenaufnahmen wurden digital erstellt. Die Zahnfilmaufnahmen wurden in einem standardisierten Verfahren mittels der Paralleltechnik mit handelsüblichen Rinn-XCP-Röntgenfilmhaltern angefertigt (Fa. Dentsply Rinn, Elgin, IL, USA). Die Belichtungszeiten entsprachen den Herstellerangaben. Die Panoramaschichtaufnahmen wurden mit Hilfe des Orthophos-Gerätes (Fa. SIRONA

Dental Systems, Bensheim, Deutschland) erstellt. Die Röntgenbilder der zu untersuchenden Patienten zeigten die unmittelbar postimplantäre Situation und den Zustand nach prothetischer Rehabilitation zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Sämtliche Messungen wurden von demselben Untersucher durchgeführt. In einem Vorversuch wurde die Bestimmung des Messfehlers durchgeführt. Zehn Röntgenbilder wurden an drei unterschiedlichen Tagen nach der beschriebenen Methode vermessen und verglichen. Die ermittelte Messungsgenauigkeit betrug zwischen 0,04 – 0,13 mm. Die elektronische Vermessung der Bilder erfolgte mit der Software SIDEXIS® für PC. Die Vergrößerung der Darstellung des Röntgenbildes wurde am Computer frei gewählt, um die genaue Struktur des Knochens zu beurteilen [117, 118]. Mittels Graustufenfeinabstimmung wurden die vorhandene Knochenkonturen möglichst präzise beurteilt. Die digital dargestellte Länge der Implantate wurde seitlich mit dem Cursor markiert (s. Abb. 7). Mit Hilfe einer im Programm enthaltenen Kalibrierungsmöglichkeit wurde das Röntgenbild auf die tatsächlich bekannte Implantatlänge kalibriert (s. Abb. 8). Im Anschluss wurde die reale Länge des Implantates überprüft (s. Abb. 9). Von der Schulter des nun als Messhilfe dienenden Implantates wurde das vertikale Knochenniveau bestimmt (s. Abb. 9). Die Messwerte wurden im PC Programm direkt über der Messstrecke angezeigt. Die Messstrecken konnten direkt im Bild abgespeichert werden und ermöglichten eine Reproduzierbarkeit der Methode. Es wurde immer die Implantatlänge als Referenz gewählt. Mit dem automatischen Vergrößerungsfaktor wurde nicht gearbeitet. Bei fehlender Referenz- bzw. Kalibrierungsmöglichkeit wurde das Implantat nicht vermessen und von der weiteren Untersuchung ausgeschlossen. Bei Röntgenbildern mit mehreren Implantaten wurde die Kalibrierung für jede Implantatmessung eingegeben, um die Längenmessung neu zu starten. Die digitale Auswertung der Röntgenbilder erfolgte nach den Messmethoden von Gomez [13]. Es wurde jeweils die mesiale und distale Knochenkontur in Bezug auf die Implantatschulter in der Längsachse der Implantate an beiden Röntgenbildern ermittelt und tabellarisch in eine EXCEL®-Tabelle übertragen. Die mesialen und distalen Werte des Knochenniveaus postimplantär und die der Nachuntersuchung wurden gemittelt und die Differenzen gebildet. Die ermittelten Knochenhöhen wurden in Millimeter als Mittelwert von mesial/distal angegeben. Die Implantatschulter gilt als Nullpunkt. Subkrestal inserierte Implantate haben auf den postimplantär erstellten Röntgenaufnahmen einen positiven mm-Betrag an Knochen oberhalb der Implantatschulter. Epikrestal inserierte Implantate haben 0 mm und suprakrestal

insetierte Implantate einen negativen mm-Wert an Knochen unterhalb der Implantatschulter. Die Abbildungen 7-9 zeigen als Beispiel eine referenzbezogene Knochenmessung an der Implantatschulter und verdeutlichen die Ermittlung der Messwerte.

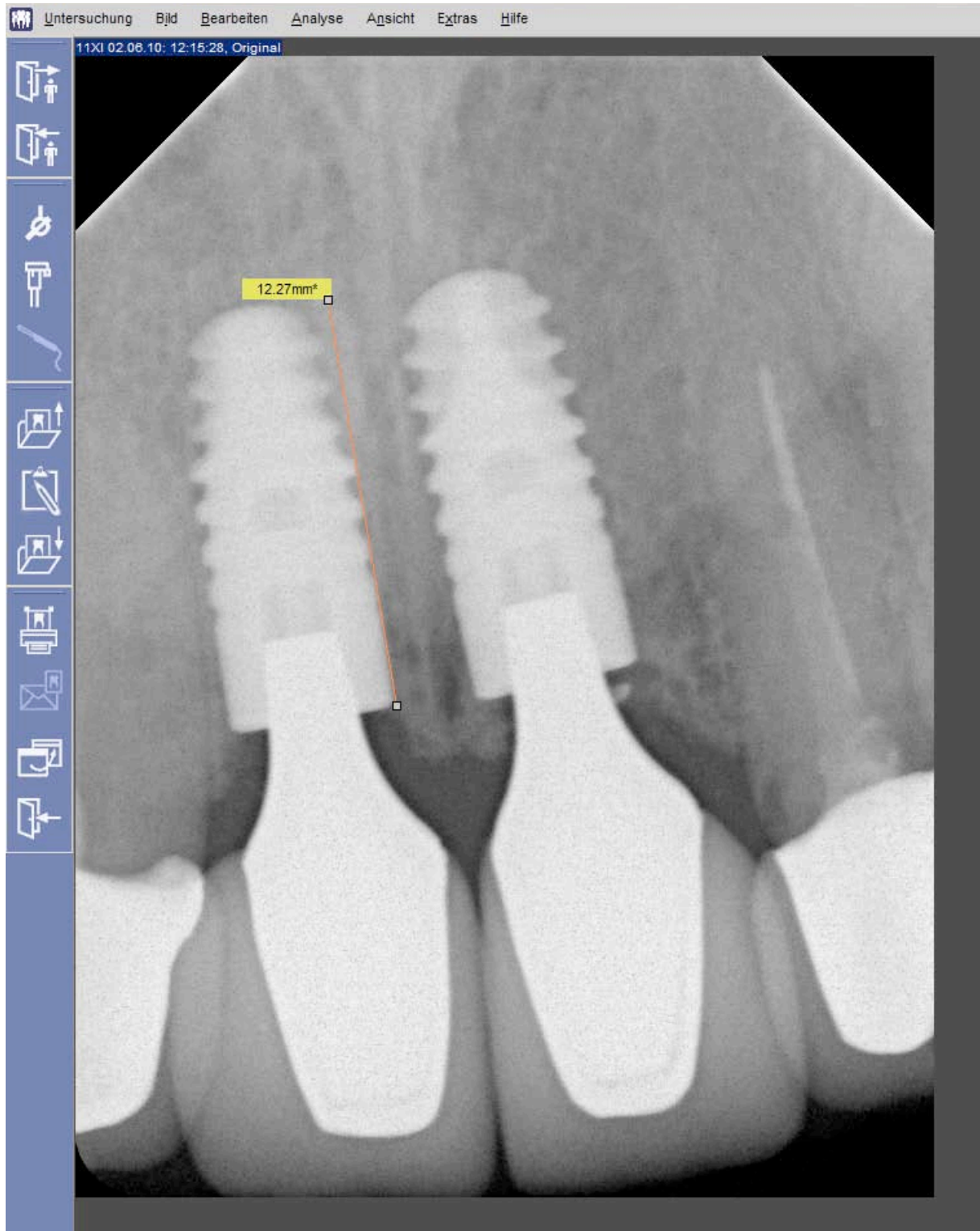


Abbildung 7: Längenmessung vor Kalibrierung (Screenshot SIDEXIS®).

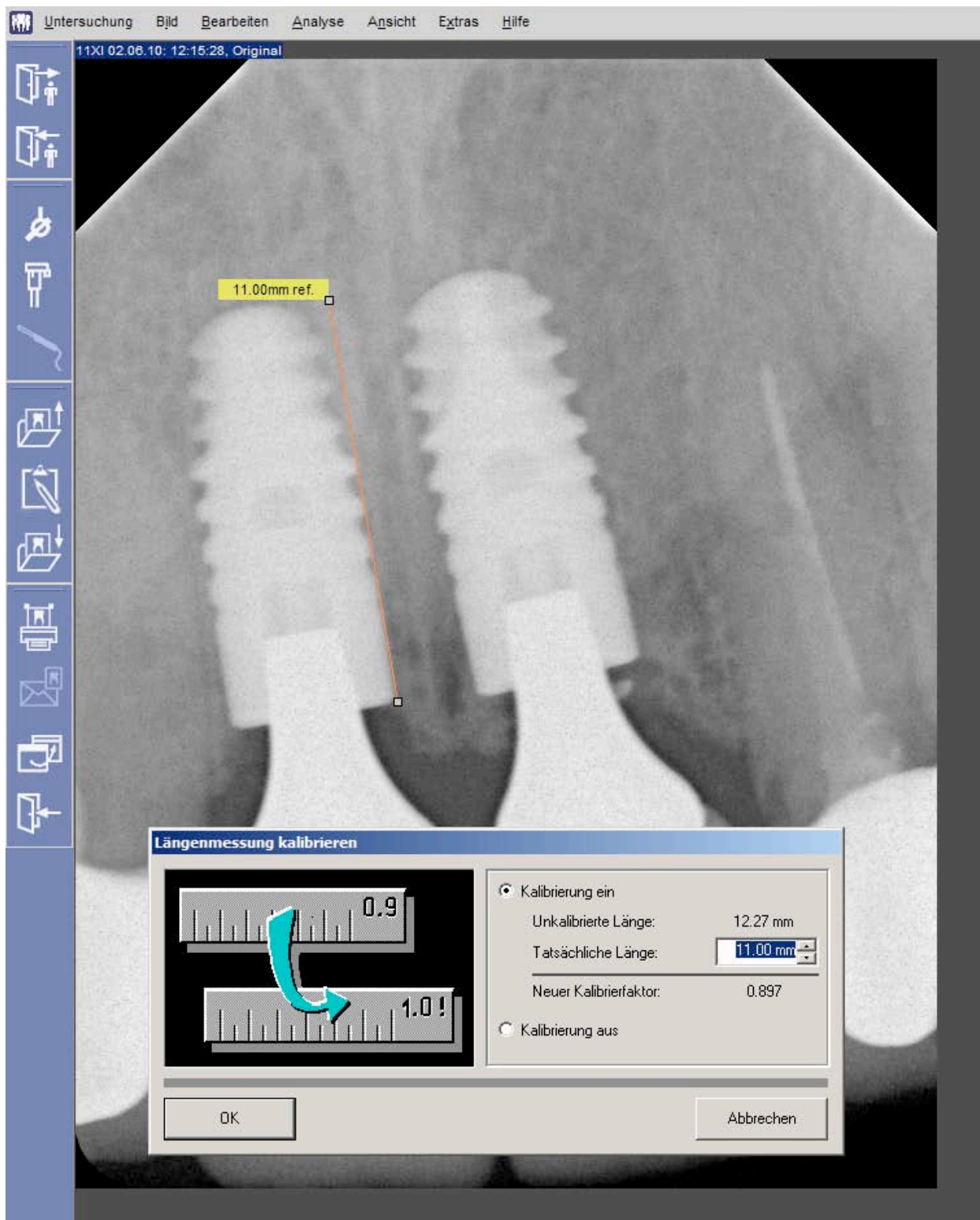


Abbildung 8: Kalibrierung der Längenmessung (Screenshot).

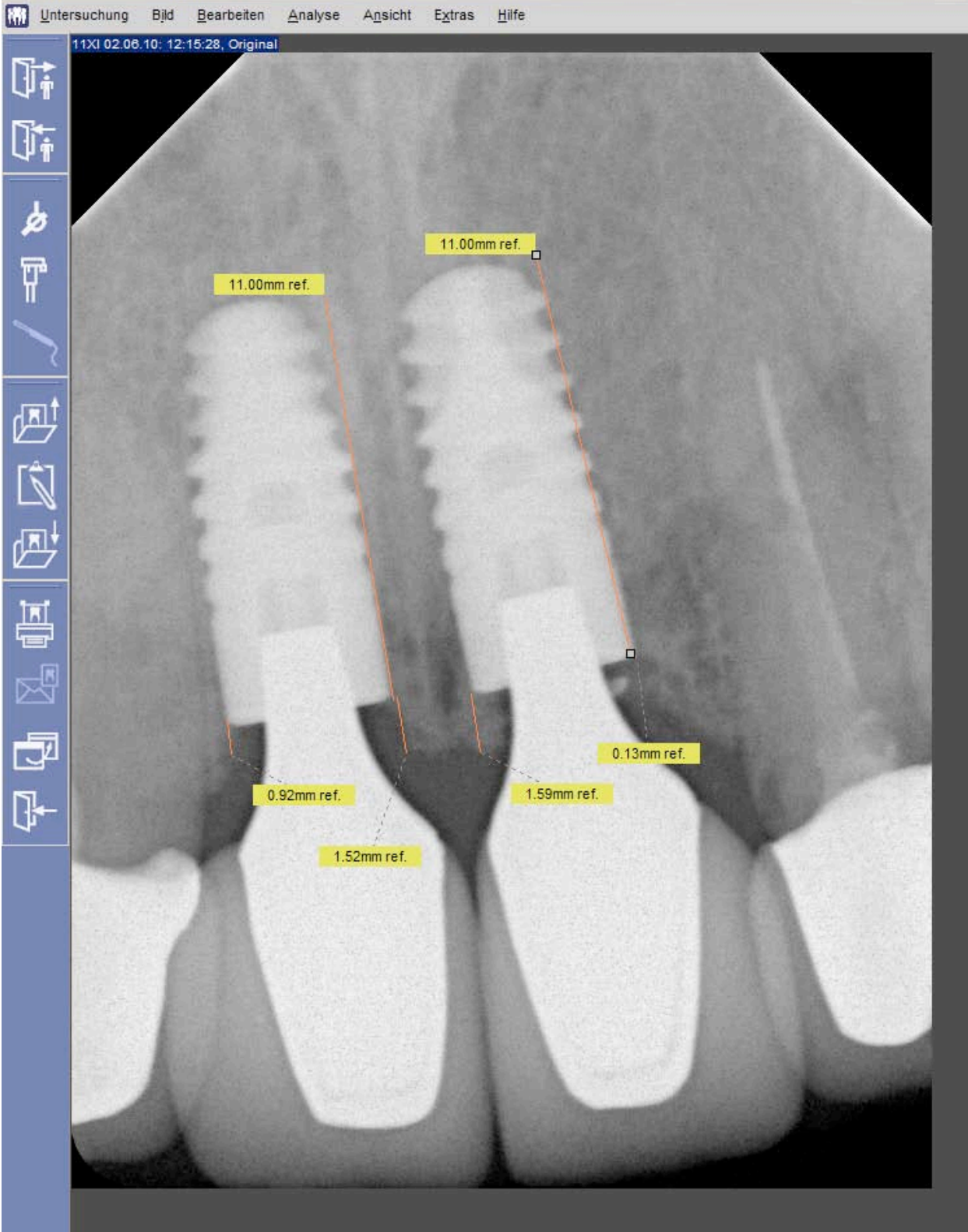


Abbildung 9: Messung des Knochniveaus nach Kalibrierung (Screenshot)

## 4.4 Variablen

Als Variablen dienen:

- Geschlecht,
- Alter,
- Implantationsdatum,
- Implantationsregion,
- Implantatlänge,
- Implantatdurchmesser,
- Implantatoberfläche,
- Rauchen,
- Datum Beginn definitive Belastung,
- Recall-Datum,
- Liegedauer,
- definitive Belastungsphase.

## 4.5 Gruppeneinteilung

Anhand der postoperativen Röntgenaufnahme und der Vermessung der Implantatschulter zum krestalen Knochenniveau wurden alle Implantate in 4 Gruppen eingeteilt.

### Gruppe I

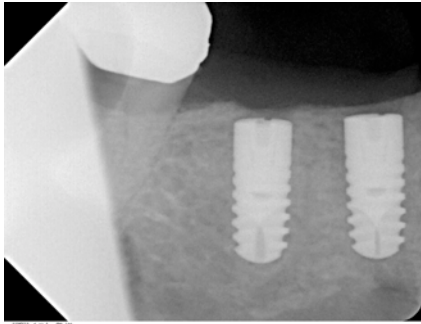


Implantate der Gruppe 1 wurden suprakrestal bis krestal inseriert. Die Implantatschulter liegt auf bzw. oberhalb des Knochenniveaus.

**Abbildung 10:** Zahnfilm Regio 36, Praxis Dr. Arjomand, Hamburg



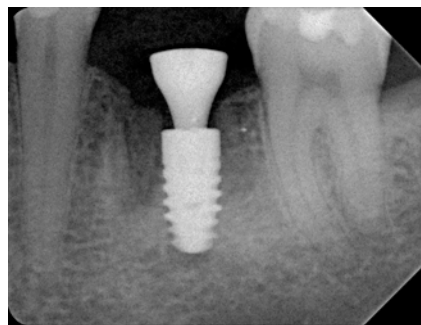
## Gruppe II



Implantate der Gruppe 2 wurden mit der Implantatschulter 0,01-0,99 mm subkrestal inseriert.

**Abbildung 11:** Zahnfilm Regio 45, 46, Praxis Dr. Arjomand, Hamburg

## Gruppe III



Implantate der Gruppe 3 wurden mit der Implantatschulter 1,0 bis 1,99 mm subkrestal inseriert.

**Abbildung 12:** Zahnfilm 36, Praxis Dr. Arjomand, Hamburg

## Gruppe IV



Implantate der Gruppe 4 wurden mit der Implantatschulter mehr als 2 mm subkrestal inseriert.

**Abbildung 13:** Zahnfilm Regio 12, Praxis Dr. Arjomand, Hamburg

## 4.6 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung wurden die Daten unter Anwendung der SPSS®-Software, Version 18.1 (SPSS INC., Chicago, IL, USA) für eine deskriptive Analyse berechnet und anhand von Tabellen, Säulen- und Kreisdiagrammen und Box-Plots graphisch dargestellt.

## 5. Ergebnisse

### 5.1 Patientenkollektiv

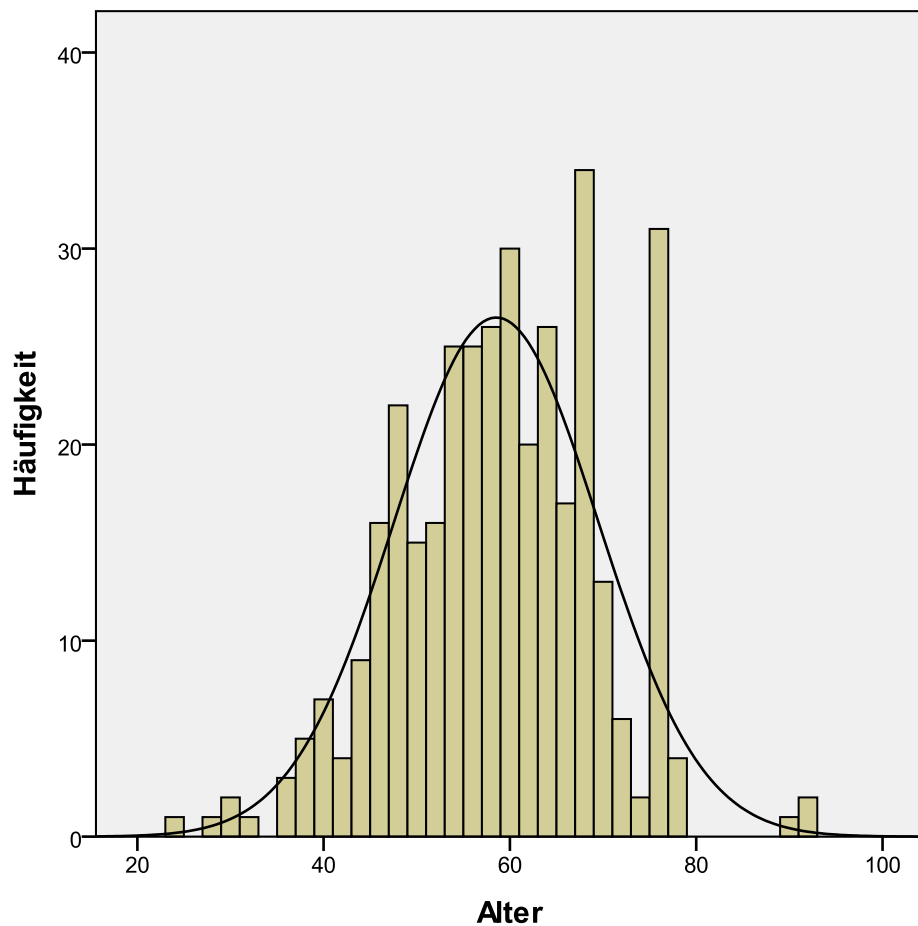
Im Zeitraum von 05/2002 bis 01/2010 konnten insgesamt 364 Implantate bei 126 Probanden erfasst werden. Im Laufe der Untersuchung wurde kein Implantatverlust vermerkt.

#### 5.1.1 Alters- und Geschlechtsverteilung

Die Stichprobe bestand aus 62 Frauen und 64 Männern. Das Alter variierte zwischen 24 und 92 Jahren mit einem Mittelwert von 58,5 Jahren und einer Standardabweichung von 10,97 Jahren.

**Tabelle 1:** Altersverteilung der Probanden in Jahren

Deskriptive Statistik						
	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Alter	364	68	24	92	58,53	10,97



**Abbildung 14:** Altersverteilung der Probanden in Jahren

Bei der Betrachtung der Geschlechtsverteilung der erfassten Patienten finden sich 171 Implantate bei Männern und 193 Implantate bei Frauen.

**Tabelle 2:** Geschlechterverteilung pro Implantat

	Häufigkeit	Prozent
Implantate bei Männern	171	47
Implantate bei Frauen	193	53
Gesamt	364	100

## 5.2 Untersuchungszeitraum

Zusätzlich wurde die Liegedauer der Implantate und der Zeitraum der definitiven Belastung erhoben. Die Liegedauer betrug zwischen 6 und 98 Monaten mit einem Mittelwert von 24,2 Monaten und einer Standardabweichung von 17,4. Die Dauer der definitiven Belastung lag zwischen 6 und 98 Monaten mit einem Mittelwert von 19,8 Monaten und einer Standardabweichung von 17,1.

**Tabelle 3:** Liegedauer in Monaten (1 Monat = 30 Tage)

Mittelwert	24,20
Standardfehler des Mittelwertes	0,91
Standardabweichung	17,38
Spannweite	92,27
Minimum	6,00
Maximum	98,27

**Tabelle 4:** Dauer der Belastung in Monaten (1 Monat = 30 Tage)

Mittelwert	19,79
Standardfehler des Mittelwertes	0,89
Standardabweichung	17,09
Spannweite	92,27
Minimum	6,00
Maximum	98,27

## 5.3 Auswertung der Implantat bezogenen Daten

### 5.3.1 Implantatdimensionierung

Insgesamt wurden 364 ANKYLOS® Implantate untersucht, davon 163 A Implantate mit einem Durchmesser von 3,5 mm, 168 B Implantate mit einem Durchmesser von 4,5 mm, 24 C Implantate mit einem Durchmesser von 5,5 mm und 9 D Implantate mit einem Durchmesser von 7 mm.

**Tabelle 5:** Implantatdurchmesser in mm

	Häufigkeit	Prozent
A = 3,5	163	44,8
B = 4,5	168	46,2
C = 5,5	24	6,6
D = 7	9	2,5
Gesamt	364	100

### 5.3.2 Implantatlänge

37 Implantate hatten eine Länge von 8,0 mm. 129 Implantate waren 9,5 mm lang. Weiterhin wurden 150 Implantate mit einer Länge von 11 mm und 48 Implantate mit 14 mm Länge inseriert. Es kamen keine 17 mm Implantate zum Einsatz.

**Tabelle 6:** Implantatlängen in mm

	Häufigkeit	Prozent
8,0	37	10,2
9,5	129	35,4
11,0	150	41,2
14,0	48	13,2
Gesamt	364	100

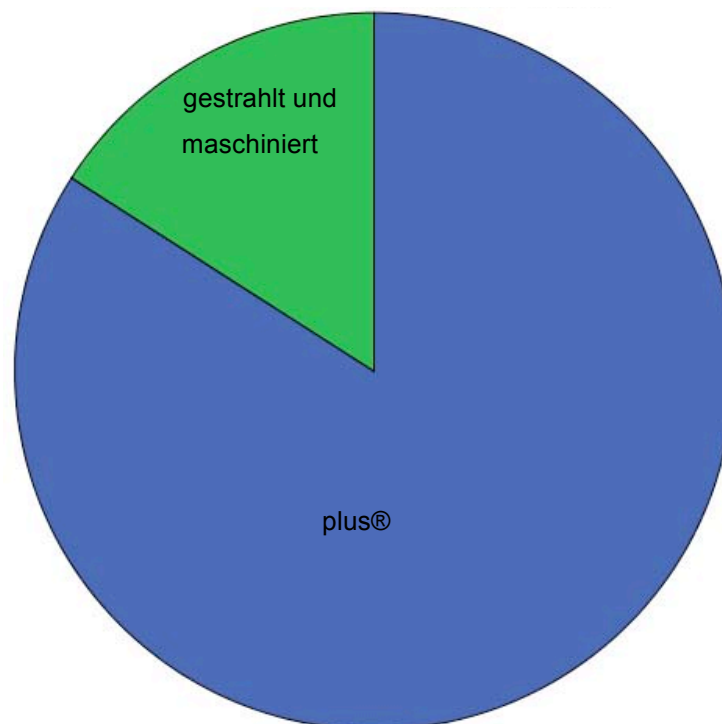
Die Verteilung der verschiedenen Implantatlängen und –durchmesser sind in Tabelle 7 gekennzeichnet.

**Tabelle 7:** Kreuztabelle, verwendete Implantatdurchmesser in Bezug auf Implantatlänge

		Implantat Ø				Gesamt
		A = 3,5 mm	B = 4,5 mm	C = 5,5 mm	D = 7 mm	
Länge	8,0 mm	7	22	4	4	37
	9,5 mm	64	55	7	3	129
	11,0 mm	71	67	10	2	150
	14,0 mm	21	24	3	0	48
Gesamt		163	168	24	9	364

### 5.3.3 Implantatoberfläche

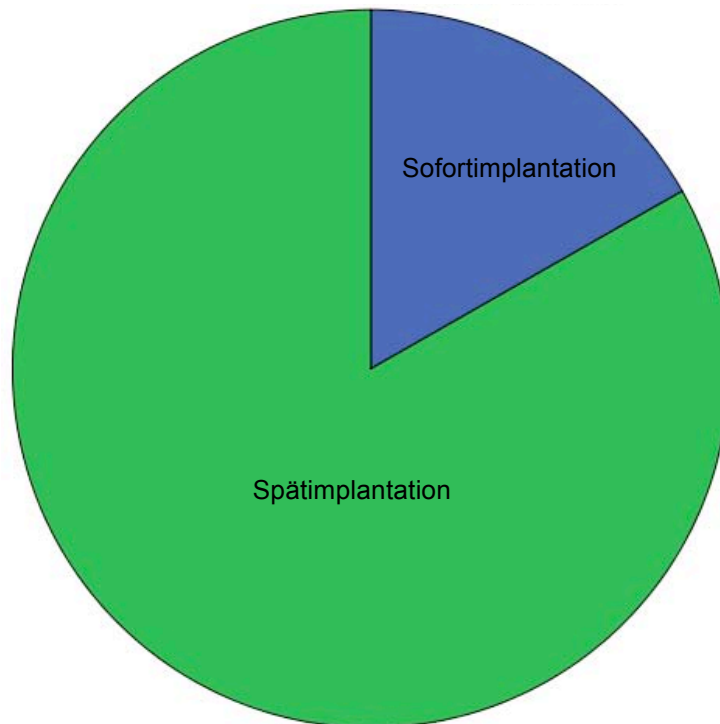
Zur Anwendung kamen in 84% der Fälle (N = 306) Implantate mit der plus® Oberfläche (PL) und in 16% der Fälle (N = 58) Implantate mit der im Gewindebereich gestrahlten und im kreisförmigen Bereich maschinieren Oberfläche (G)



**Abbildung 15:** verwendete Implantatoberflächen

### 5.3.4 Implantationszeitpunkt

Im Rahmen der Studie wurden sowohl Sofortimplantationen als auch Spätimplantationen untersucht. In 17% der Fälle (N = 61) erfolgte eine Implantation unverzüglich nach Extraktion. Die restlichen 83% (N = 303) der Fälle wurden im Sinne einer Spätimplantation durchgeführt.



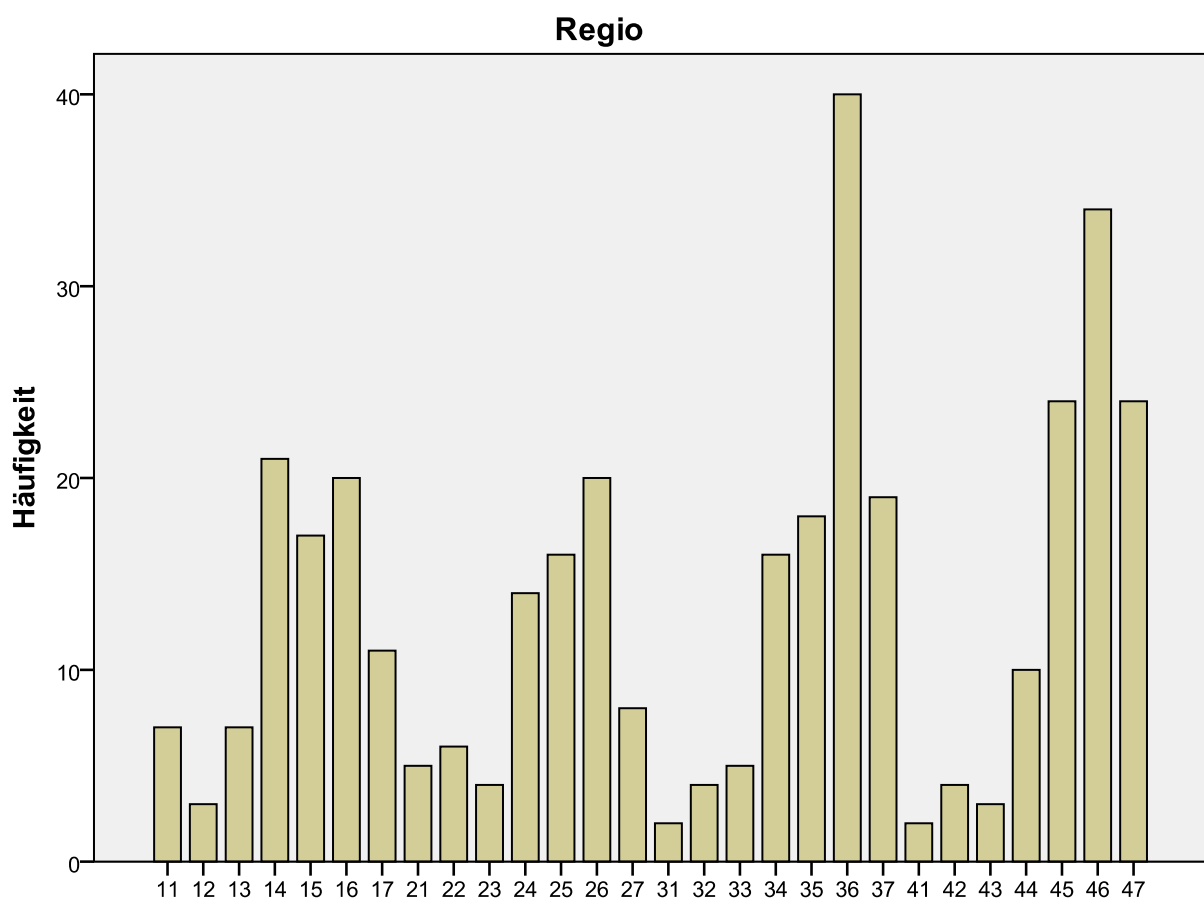
**Abbildung 16:** Implantationszeitpunkt

### 5.3.5 Implantationsregionen

In dieser Studie wurden alle Zahnregionen von Zahn 17 bis 47 untersucht.

**Tabelle 8:** Verteilung der Implantate auf die Kieferbereiche

	Häufigkeit	Prozent
Oberkiefer	159	43,7
Unterkiefer	205	56,3
Front- und Eckzähne (1er-3er)	52	14,3
Seitenzähne (4er-7er)	312	85,7
Molaren	59 OK, 117 UK	48,4
Prämolaren	68 OK, 68 UK	37,4

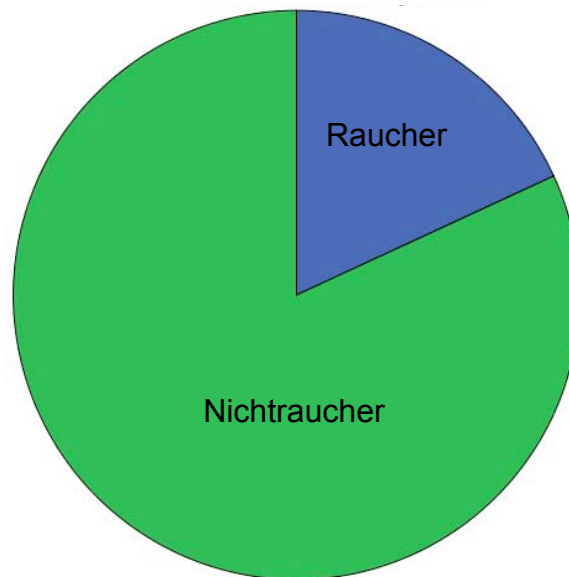


**Abbildung 17:** Verteilung der Implantationsregionen



### 5.3.6 Raucher

298 Implantate (81,9%) wurden Nichtrauchern und 66 Implantate (18,1%) Rauchern inseriert. Patienten mit hohem Nikotinabusus wurden durch die Ausschlusskriterien nicht untersucht.



**Abbildung 18:** Verteilung Raucher / Nichtraucher

## 5.4 Analyse des krestalen Knochenverlaufs

### 5.4.1 Auswertung des Knochenniveaus

Der Mittelwert des Knochenniveaus in dieser Studie lag zum Zeitpunkt der Implantation bei  $M = 1,19$  mm. Dies verdeutlicht, dass die Implantate im Mittel 1,19 mm subkrestal platziert worden sind. Der Mittelwert bei der Recall Untersuchung lag bei  $M = 0,38$  mm.

**Tabelle 9:** Vergleich der Mittelwerte post operativ und Recall

	post op	Recall
Mittelwert	1,19	0,38
Standardfehler des Mittelwertes	0,04	0,06
Standardabweichung	0,76	1,13
Spannweite	4,10	6,05
Minimum	-0,67	-2,56
Maximum	3,43	3,50

### 5.4.2 Auswertung der Knochenverluste

Die Untersuchung des realen Knochenverlusts ergab einen Mittelwert von  $M = -0,81$  mm. Der maximale Knochenverlust betrug  $-3,71$  mm und der maximale Knochengewinn (Anbau)  $1,56$  mm. Bei Nichtrauchern lag der Mittelwert bei  $M = -0,76$  mm und bei Rauchern bei  $M = -1,03$  mm. Der Knochenverlust ist bei Rauchern um  $-0,27$  mm erhöht, jedoch nicht statistisch signifikant ( $p = 0,054$ ).

**Tabelle 10:** Gesamtes Patientenkollektiv, realer Verlust in mm

N		364
Mittelwert		-0,81
Standardfehler des Mittelwertes		0,05
Standardabweichung		0,99
Spannweite		5,27
Minimum		-3,71
Maximum		1,56

**Tabelle 11:** Nichtraucher, realer Verlust in mm

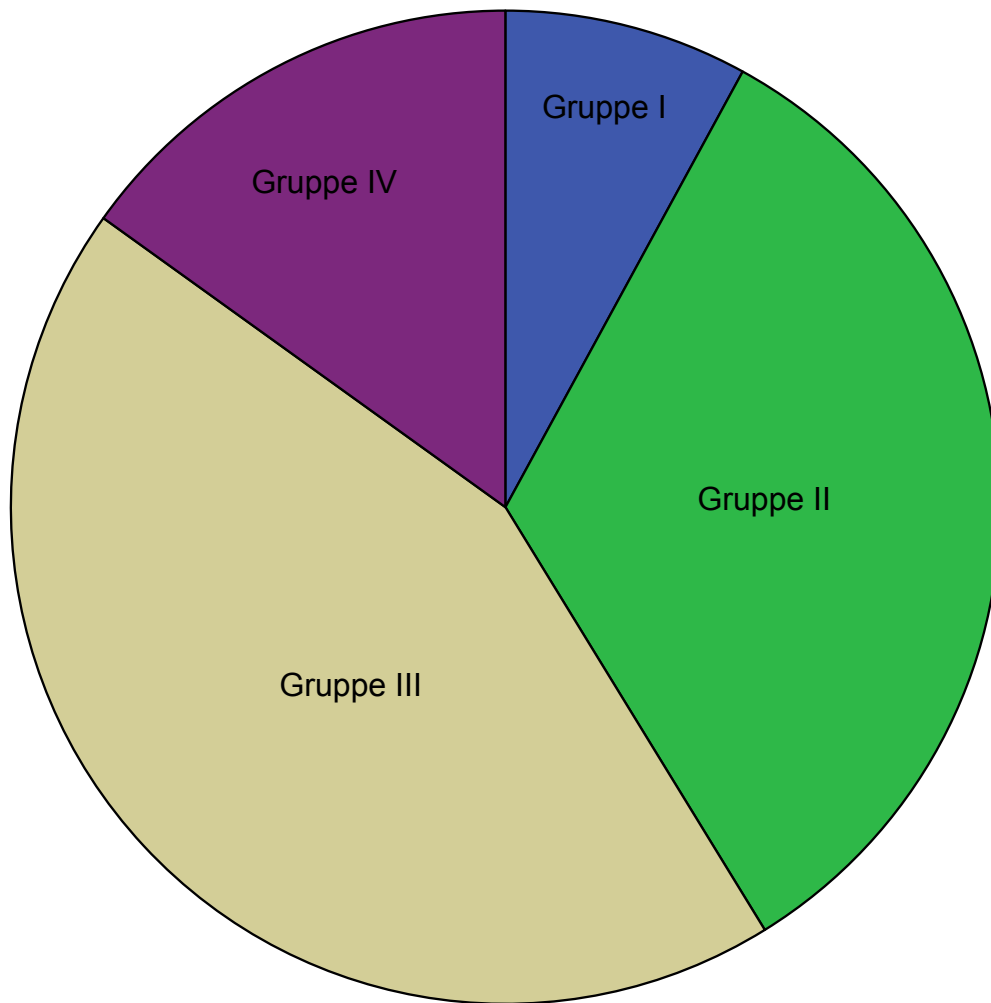
N		298
Mittelwert		-0,76
Standardfehler des Mittelwertes		0,05
Standardabweichung		0,98
Spannweite		5,27
Minimum		-3,71
Maximum		1,56

**Tabelle 12:** Raucher, realer Verlust in mm

N		66
Mittelwert		-1,03
Standardfehler des Mittelwertes		0,13
Standardabweichung		1,06
Spannweite		4,26
Minimum		-3,24
Maximum		1,02

### 5.4.3 Knochenniveau: Veränderung im Verlauf der Studie

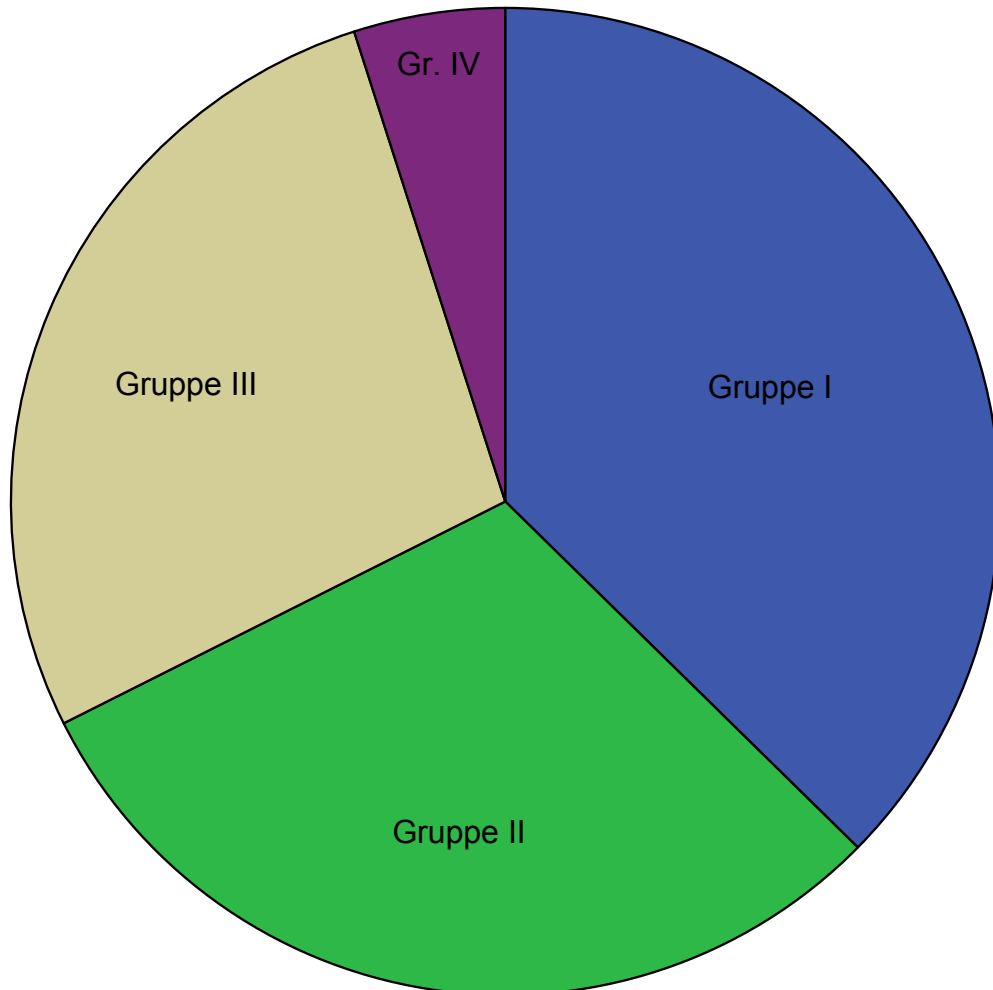
Postoperativ wurden 29 Implantate (8%) in Gruppe I und 121 Implantate (33%) in Gruppe II eingeteilt. 159 Implantate (44%) wurden in Gruppe III und 55 Implantate (15%) in Gruppe IV eingeteilt.



**Abbildung 19:** Kreisdiagramm Gruppeneinteilung **post operativ**

Gruppe I	=	suprakrestal-krestal
Gruppe II	=	0,01-0,99 mm subkrestal
Gruppe III	=	1,0-1,99 mm subkrestal
Gruppe IV	=	≥ 2mm subkrestal

Bei der Recall-Untersuchung befanden sich 136 Implantate (37%) in Gruppe I, 110 Implantate (30%) in Gruppe II, 100 Implantate (28%) in Gruppe III und 18 Implantate (5%) in Gruppe IV.



**Abbildung 20:** Kreisdiagramm Gruppeneinteilung **Recall**

Gruppe I	=	suprakrestal-krestal
Gruppe II	=	0,01-0,99 mm subkrestal
Gruppe III	=	1,0-1,99 mm subkrestal
Gruppe IV	=	≥ 2mm subkrestal

### 5.4.4 Kreuztabelle Gruppenverteilung

Tabelle 13: Kreuztabelle Gruppen I-IV post op / Recall

			Gruppe Implantatschulter post op				Gesamt	
			I	II	III	IV		
Gruppe Implantatschulter Recall	I	Anzahl	21	65	43	7	136	
		% der Gesamtzahl	5,8%	17,9%	11,8%	1,9%	37,4%	
	II	Anzahl	8	42	50	10	110	
		% der Gesamtzahl	2,2%	11,5%	13,7%	2,7%	30,2%	
	III	Anzahl	0	14	61	25	100	
		% der Gesamtzahl	0,0%	3,8%	16,8%	6,9%	27,5%	
	IV	Anzahl	0	0	5	13	18	
		% der Gesamtzahl	0,0%	0,0%	1,4%	3,6%	4,9%	
	Gesamt		Anzahl	29	121	159	55	364
			% der Gesamtzahl	8,0%	33,2%	43,7%	15,1%	100,0%

Tabelle 13 verdeutlicht die Gegenüberstellung der Gruppeneinteilung post operativ und bei der Recall-Untersuchung im Verlauf der Studie. Die Gruppenwanderungen werden in der Kreuztabelle und in Abbildung 21 beschrieben.

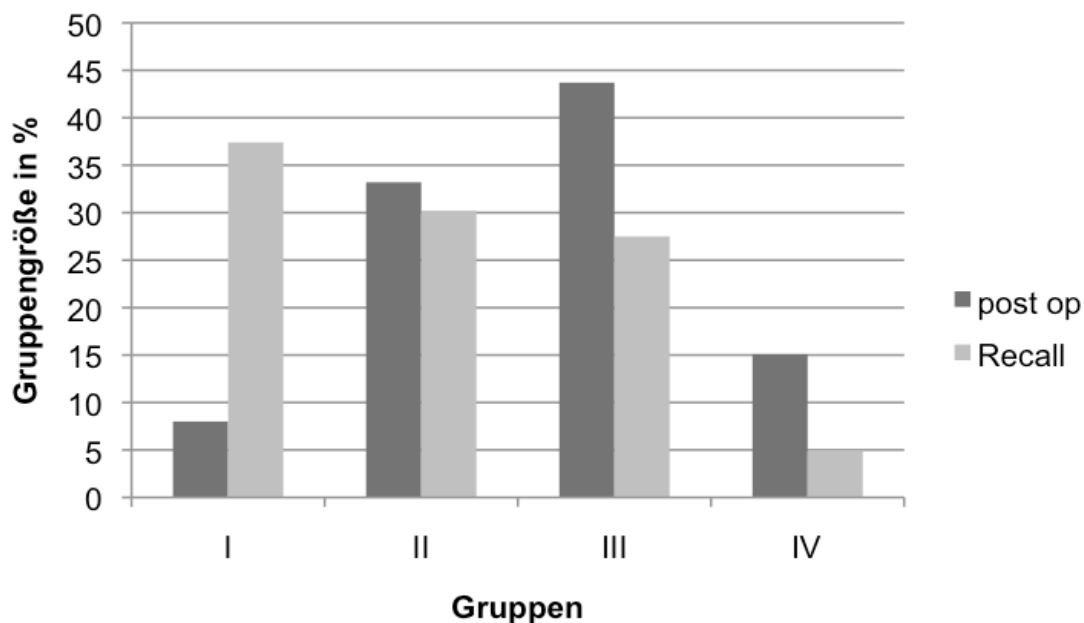


Abbildung 21: Gruppenverteilung post op / Recall in Prozent

### 5.4.5 Realer Verlust: Gruppenvergleich

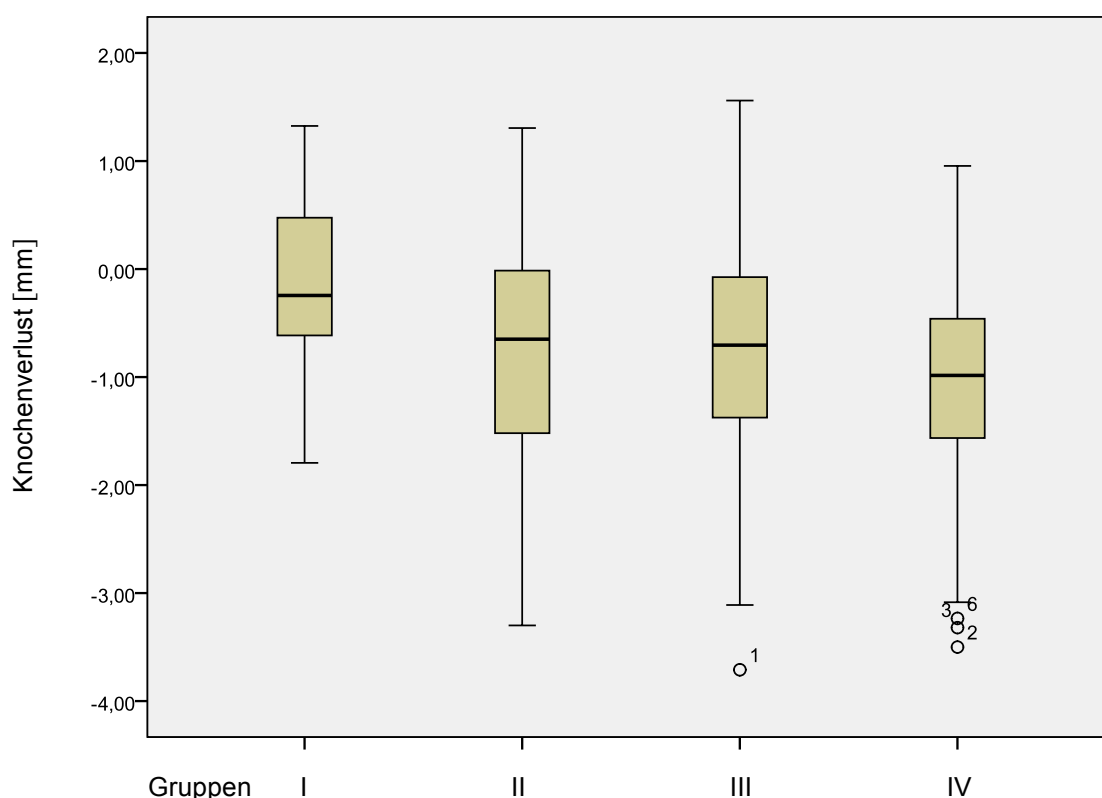
Die Gruppen beziehen sich auf die initiale postoperative Gruppeneinteilung.

Der reale Knochenverlust der Gruppe I lag im Mittel bei -0,15 mm.

Der reale Knochenverlust der Gruppe II lag im Mittel bei -0,83 mm.

Der reale Knochenverlust der Gruppe III lag im Mittel bei -0,81 mm.

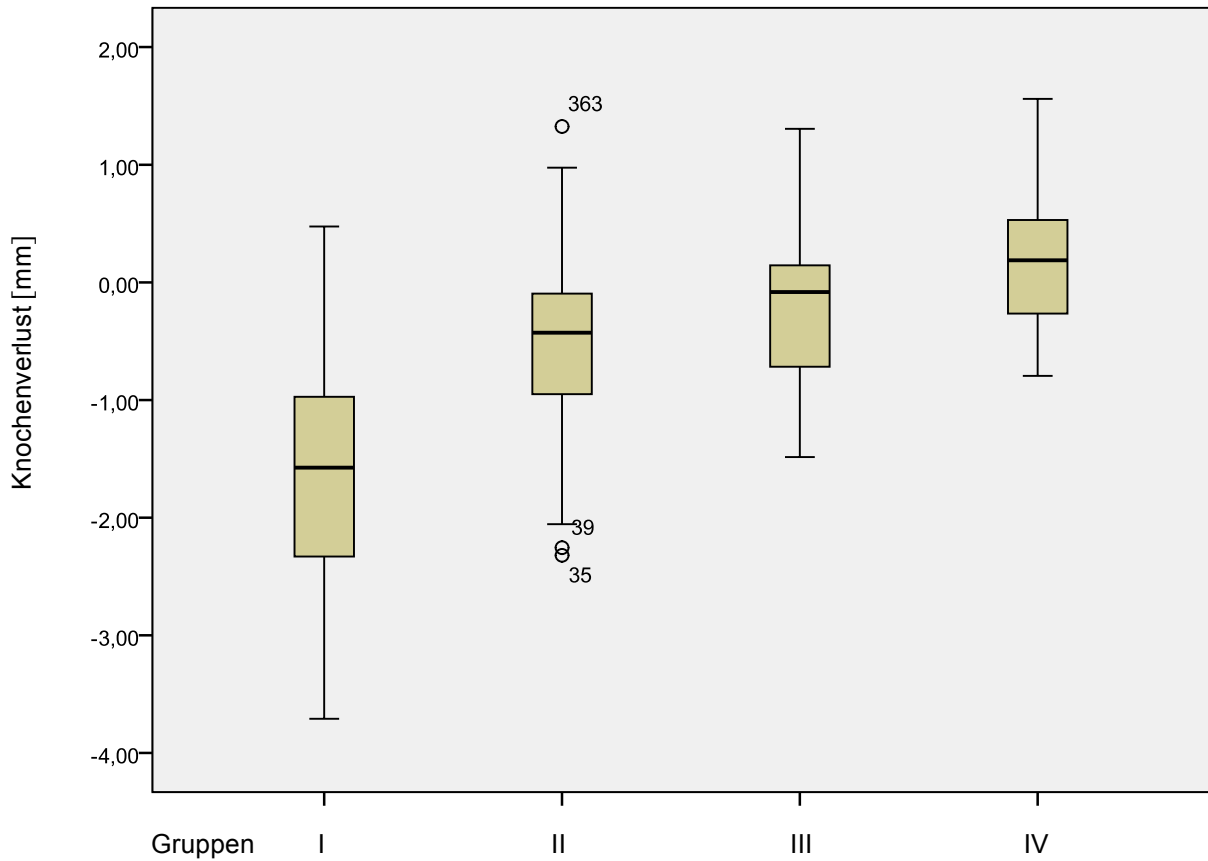
Der reale Knochenverlust der Gruppe IV lag im Mittel bei -1,11 mm.



**Abbildung 22:** Knochenabbau / Position der Implantatschulter **post op**.

Die Boxhöhe aller Boxplots gibt den Abstand zwischen dem 25%- und dem 75%-Perzentil wieder. Das 50%-Perzentil ist der Median. Die Ausreißer sind mit entsprechender Fallnummer in Abb. 22 in Gruppe III und IV unter dem kleinsten nicht extremen Wert gekennzeichnet.

Im Vergleich der Gruppen zeigte sich, dass bei subkrestal inserierten Implantaten ein zusätzlicher Knochenverlust oberhalb der Implantatschulter eintrat im Vergleich zu Implantaten, die mit der Schulter initial suprakrestal vom Knochen positioniert worden sind.



**Abbildung 23:** Realer Verlust der Gruppen I-IV in mm, Gruppenverteilung Implantatschulter **Recall**

Bei Betrachtung der Gruppeneinteilung nach der **Recall-Untersuchung** betragen die realen Verluste der einzelnen Gruppen:

- Gruppe I (M = -1,64)
- Gruppe II (M = -0,52)
- Gruppe III (M = -0,18)

Gruppe IV wurde mit einem positiven Wert berechnet (M = 0,17).

**Tabelle 14:** realer Verlust Recall Gruppe IV in mm

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Realer Verlust	18	-0,80	1,56	0,17	0,60

Implantate, die bei der Recall-Untersuchung in Gruppe IV zu finden sind, haben im Mittel 0,17 mm mehr Knochen oberhalb der Implantatschulter als post operativ. Die Implantate der Gruppe IV wurden initial im Mittel 2,31 mm subkrestal inseriert.

### 5.4.6 Einfluss der Implantatoberfläche auf das Knochenniveau

Der reale Knochenverlust der plus® Oberfläche (M = -0,75) ist geringer als der reale Verlust der Implantate mit der gestrahlten und maschinieren Oberfläche (M = -1,14).

**Tabelle 15:** gestrahlte und maschinieren Oberfläche (G) in mm

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Realer Verlust	58	-3,30	0,79	-1,14	1,00

**Tabelle 16:** plus® Oberfläche (PL) in mm

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Realer Verlust	306	-3,71	1,56	-0,75	0,99

### 5.4.7 Einfluss des Implantationszeitpunkts auf das Knochenniveau

Der reale Verlust der Sofortimplantate ist mit M = -0,64 geringer als der reale Verlust der gesamten Kohorte (M = -0,81).

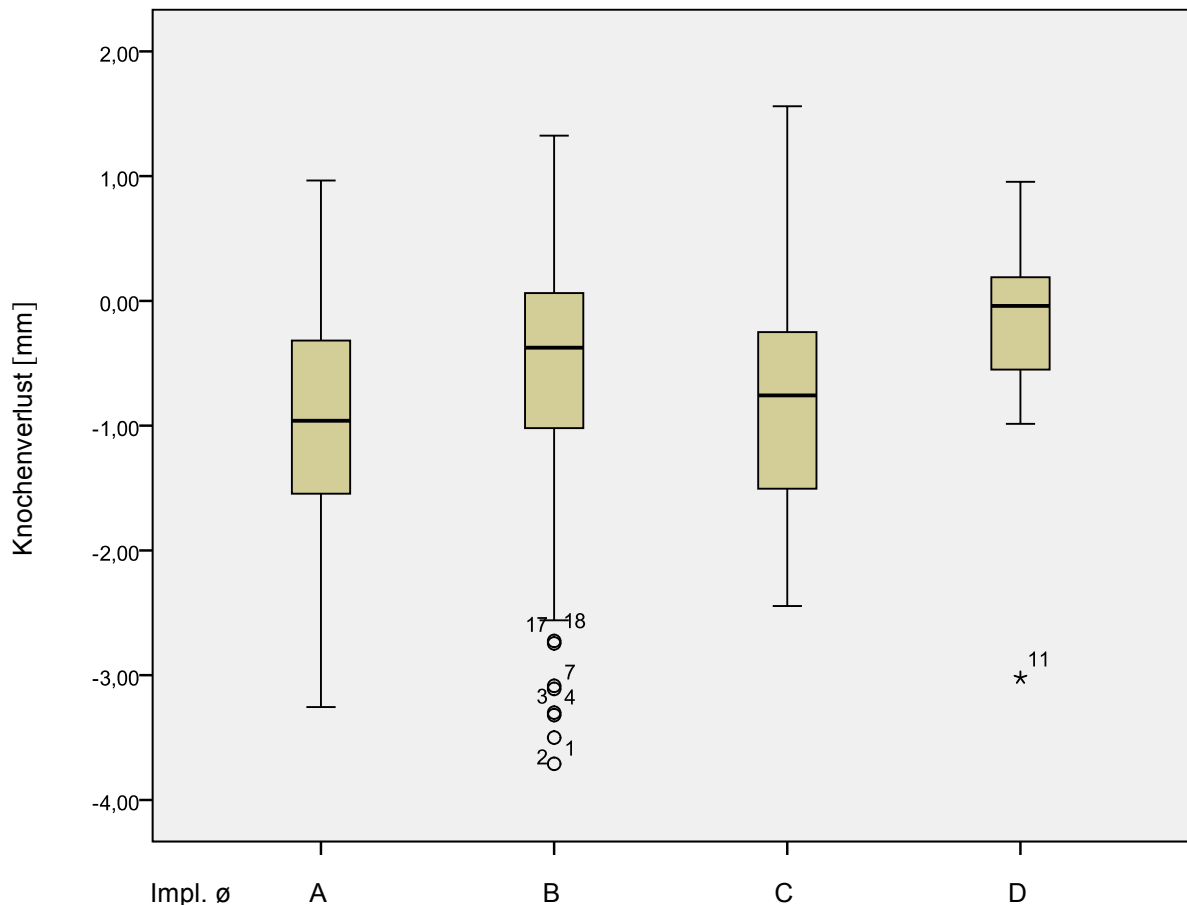
**Tabelle 17:** realer Verlust der Sofortimplantate in mm

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Realer Verlust	61	-3,71	1,56	-0,64	1,16



### 5.4.8 Einfluss des Implantatdurchmessers auf das Knochenniveau

An Implantaten mit einem Durchmesser A von 3,5 mm konnte ein Mittelwert der Knochenveränderung von -1,01 mm festgestellt werden (Knochenverlust). Bei einem Implantatdurchmesser B von 4,5 mm lag der Mittelwert für den Knochenverlust bei -0,64 mm. Der mittlere Knochenverlust bei Implantaten mit einem Durchmesser C von 5,5 mm betrug -0,79 mm und bei Implantaten mit einem Durchmesser D von 7 mm betrug der mittlere Knochenverlust -0,33 mm. Der Unterschied des Knochenverlustes zwischen den Implantatdurchmessern ist statistisch signifikant ( $p = 0,03$ , ANOVA).



**Abbildung 24:** Realer Verlust in mm in Bezug auf den Implantatdurchmesser

A = ø 3,5 mm

B = ø 4,5 mm

C = ø 5,5 mm

D = ø 7 mm

**Tabelle 18:** Realer Verlust Implantatdurchmesser A 3,5 mm

N		163
Mittelwert		-1,01
Standardfehler des Mittelwertes		0,07
Standardabweichung		0,94
Spannweite		4,22
Minimum		-3,26
Maximum		0,96

**Tabelle 19:** Realer Verlust Implantatdurchmesser B 4,5 mm

N		168
Mittelwert		-0,64
Standardfehler des Mittelwertes		0,08
Standardabweichung		1,02
Spannweite		5,04
Minimum		-3,71
Maximum		1,33

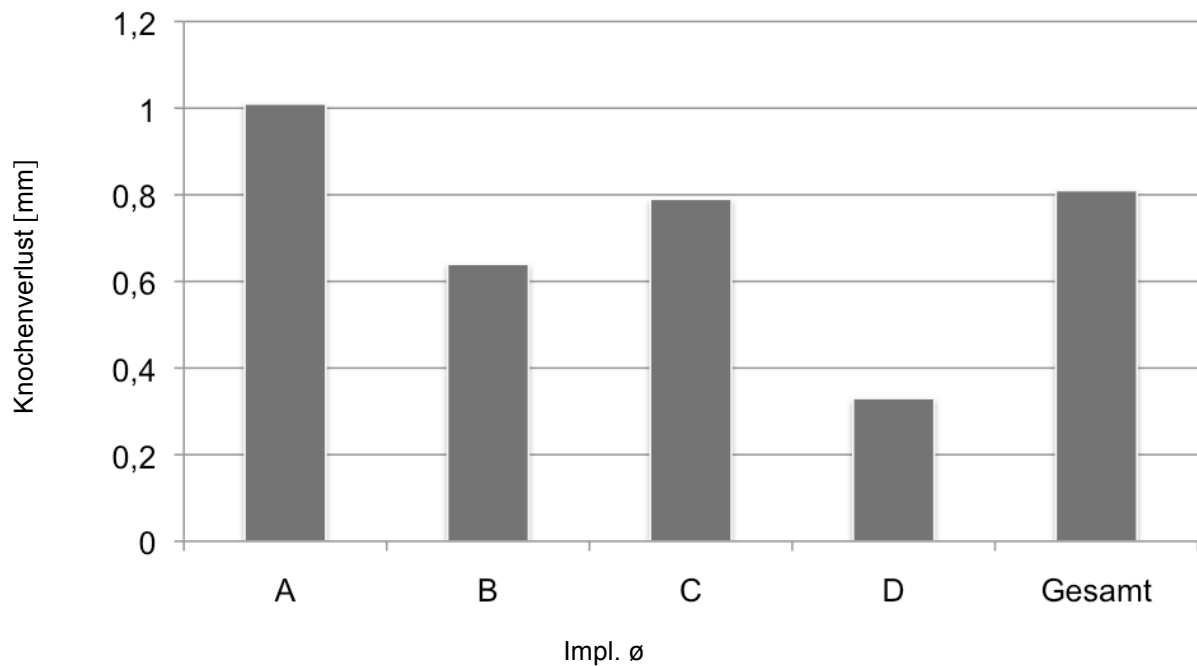
**Tabelle 20:** Realer Verlust Implantatdurchmesser C 5,5 mm

N		24
Mittelwert		-0,79
Standardfehler des Mittelwertes		0,19
Standardabweichung		0,95
Spannweite		4,01
Minimum		-2,44
Maximum		1,56

**Tabelle 21:** Realer Verlust Implantatdurchmesser D 7 mm

N		9
Mittelwert		-0,33
Standardfehler des Mittelwertes		0,38
Standardabweichung		1,15
Spannweite		3,98
Minimum		-3,02
Maximum		0,96

Über alle Implantate der Untersuchung gerechnet, ergab sich im Mittel ein Knochenverlust von  $M = -0,81\text{mm}$ .



**Abbildung 25:** Realer Verlust in mm, Implantatdurchmesser und alle Implantate

#### 5.4.9 Position beim Recall

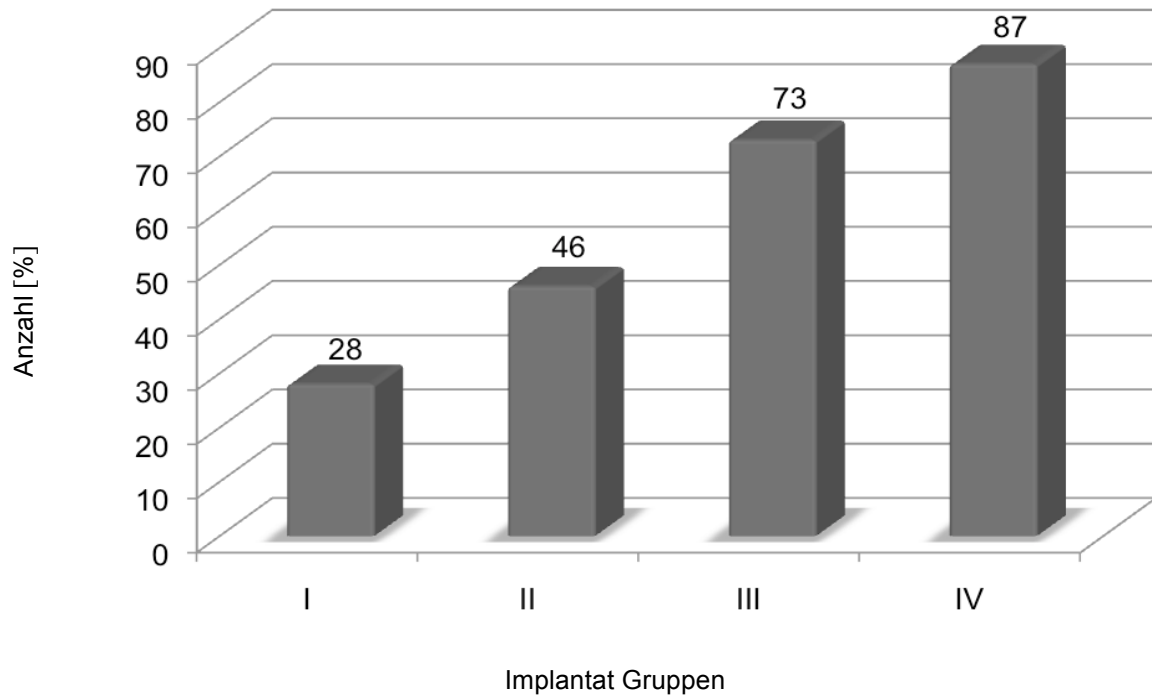
Anhand der Kreuztabelle (Tabelle 13) wurden Prozentwerte für die subkrestale Position bei der Recall-Untersuchung errechnet.

27,6 % der Implantate aus der initialen Gruppe I befinden sich beim Recall-Termin in subkrestaler Position.

Implantate der initialen Gruppe II befinden sich beim Recall-Termin zu 46,3 % in subkrestaler Position.

72,9 % der Implantaten aus der initialen Gruppe III befinden sich beim Recall-Termin in subkrestaler Position.

Implantate der initialen Gruppe IV befinden sich beim Recall-Termin zu 87,3 % in subkrestaler Position.



**Abbildung 26:** subkrestale Position der Implantatschulter beim Recall in Prozent

## 5.5 Überlebensstatistik

237 Implantate (62,6%) haben beim Recall eine subkrestale Position, d.h. die Implantatschulter ist unter dem krestalen Knocheniveau und Knochen ist radiologisch auf der Implantatschulter nachweisbar.

Bei 136 Implantaten (37,4%) befindet sich die Implantatschulter bei der Recall-Untersuchung oberhalb des Knochens. Davon waren 21 Implantate (15,4%) schon post operativ krestal bis suprakrestal positioniert. Der Großteil der Implantate, die die Einteilung in Gruppe I gewechselt haben, entstammen der Gruppe II (17,9%).

Durch Auswertung der Röntgenaufnahmen konnte bei 16,8% der nachuntersuchten Implantate eine Knochenapposition, also ein Knochenzuwachs, beim Recall verifiziert werden. Während der gesamten Studie ging kein Implantat verloren. 15 vermessene Implantate (4,12%) erfüllten auf Grund der Diagnose Periimplantitis nicht die in Material und Methode festgelegten Einschlusskriterien und wurden von den weiteren Messungen ausgeschlossen. Es ergab sich eine Erfolgsrate bezogen auf die Überlebensrate von 100% nach Kaplan-Meier.

## 6. Diskussion

Das Ziel der dentalen Implantologie beschreibt *Sclar* (2004) in seinem Buch als „der Ersatz der verloren gegangenen Zähne und deren langfristige Stabilität“ [2]. Eine wichtige Voraussetzung für langzeitstabile Verhältnisse sei der Erhalt der knöchernen Strukturen um die Implantate. Die implantologischen Methoden sind im Laufe der Zeit weiter verfeinert worden, um u.a. optimalen Gewebeaufbau und -erhalt zu gewährleisten. Aus diesen Gründen sollte in der vorliegenden Studie die vertikale Implantatschulter-Position und deren Einfluss auf das krestale Knochenniveau untersucht werden. *Emmerich* (2002) deutet darauf hin, dass die klinische Langzeitprognose dentaler Implantate von einer adäquaten Integration in die umgebenden Gewebe – Epithel, Bindegewebe und Knochen – abhängt. Folgende Anforderungen werden nach *Emmerich* (2002) an das periimplantäre Gewebe gestellt: Stütz- und Verankerungsfunktion, Anpassungsfähigkeit gegenüber funktionellen Reizen und Schutzfunktion gegenüber Noxen der Mundhöhle [16]. *Sclar* (2004) beschreibt Zähne als anatomisch einzigartig. „Sie sind die einzigen Strukturen des Körpers, die das bedeckende epitheliale Integument durchdringen; das gleiche gilt auch für dentale Implantate“ [2]. *Emmerich* (2002) ergänzt, dass sich Zähne zusammen mit ihren Stützgeweben entwickeln und enossale Implantate in ein chirurgisch präpariertes Empfängerbett inseriert werden. Demzufolge seien periimplantäre Gewebe das Resultat eines Wundheilungsprozesses [16]. *Günther* (2010) ist der Auffassung, dass eine der Grundvoraussetzungen zur Erzielung langfristig stabiler Rot-Weiß-Ästhetik um Implantate die Vermeidung von Knochenabbau sei. Der Autor ergänzt, dass für eine ästhetisch erfolgreiche Behandlung der Erhalt des periimplantären Knochens maßgebend sei. Das Weichgewebe werde unterstützt und der Erhalt der Interdentalspapille sei dadurch möglich. Hieraus resultieren folgende Anforderungen an ein Implantatsystem: Zur Vermeidung von entzündungsbedingtem Knochenabbau um Implantate (Periimplantitis) ist eine bakteriendichte Verbindung von Implantat, Abutment und Suprakonstruktion erforderlich. Insgesamt sollte nach *Mombelli et al.* (1995) die bakterielle Belastung der Mundhöhle so gering wie möglich gehalten werden und ein regelmäßiges Recall sollte erfolgen. „Im teilbezahnten Gebiss können bakterielle Infektionen der parodontalen Gewebe über Kreuzinfektionen (Übertragung parodontopathogener Keime von parodontalerkrankten Zähnen) zu entzündlichen Veränderungen des periimplantären Weich- und Hartgewebes und somit zum

Implantatverlust führen“ [119]. Bei Patienten mit Parodontitis-Vorgeschichte sollte nach *Arjomand* (2007) eine präimplantologische Sanierung parodontaler Infektionen zur Risikominderung erfolgen [120]. Weiterhin müssen nach *Günthers* (2010) Auffassung bei zweiteiligen Implantaten geweber reizende Mikrobewegungen zwischen Implantat und Abutment verhindert werden [121]. *Zipprich* (2007) konnte bestätigen, dass diese Mikrobewegungen zwischen Implantat und Abutment durch Konusverbindungen weitestgehend vermieden werden können [36].

Wie in Kapitel 2.2 über den krestalen Knochenverlust beschrieben, ist bei dem in dieser Studie untersuchten ANKYLOS®-Implantatsystem eine subkrestale Positionierung anzustreben. Das Ziel der Studie ist, eine Aussage über die optimale Tiefenpositionierung des ANKYLOS®-Implantatsystems anhand von radiologischen Routine-Untersuchungen zu treffen.

## 6.1 Diskussion der Methodik

In mehreren Studien wurde durch Auswertung von Röntgenbildern eine Erfolgsbeurteilung von Implantaten vorgenommen [46, 64, 122, 123]. Die Autoren *Gomez-Roman* (1995, 1999) und *Behneke* (1999) sehen die in der vorliegenden Studie gewählte Methodik für die Beurteilung des periimplantären Knochenlevels als Mittel der Wahl an [13, 118, 124]. Nach *Gomez-Roman* (1999) kann zur Bewertung des marginalen Knochenverlaufs im Bereich osseointegrierter Implantate die radiologische Diagnostik unter Anwendung von Rasterfolien und Lupensystemen oder auch digital mit entsprechender Software als ein Routineverfahren angesehen werden [118]. Konventionelle Zahnfilmaufnahmen unter Verwendung der Langtubus-Paralleltechnik stellen nach *Schwarz* und *Becker* (2007) eine generell akzeptierte radiologische Methode zur Bewertung des marginalen Knochenverlaufs im approximalen Bereich der Implantate dar [23]. Ein Vorteil dieser Technik ist, dass der Limbus alveolaris vom Zentralstrahl getroffen und somit unverzerrt abgebildet wird. Diese Untersuchungsmethode besitzt eine geringe Sensitivität (falsch negative Ergebnisse) hinsichtlich der Darstellung initialer marginaler Knochenresorptionen [125]. Die Einzelbildaufnahme hat zwar eine hohe Detailwiedergabe, stellt aber bei größeren implantatprothetischen Konstruktionen keine Alternative zum Orthopantomogramm dar. Vorteile der Übersichtsaufnahme ergeben sich vor allem unter Berücksichtigung der verringerten Strahlenbelastung [126] bei der Insertion und der späteren Kontrolle

mehrerer Implantate bei einem Patienten [127]. Bei stark atrophierten Unterkiefern sowie schwierigen anatomischen Situationen ist das Platzieren der enoralen Filme schwer, in manchen Fällen sogar unmöglich, so dass dann nur Orthopantomogramme geeignet sind [48]. *Gomez* (1999) fand keine großen Unterschiede zwischen den verschiedenen Röntgenverfahren [118]. Demgegenüber untersuchte *De Smet* (2002) freigelegte dentale Implantate an humanen Leichen. Bei seinen Messungen wurde der maximale Unterschied zwischen der realen Messung und der radiologischen Vermessung von 0,5 mm nicht überschritten [128]. Die Ergebnisse einer tierexperimentellen Untersuchung von *Schwarz et al.* (2006) konnten zeigen, dass standardisierte Zahnfilmaufnahmen das marginale Knochenniveau an Implantaten im Approximalbereich nahezu auf dem histologischen Level darstellen konnten [129]. Die physiologischen Resorptionsvorgänge betragen im ersten Jahr nach der funktionellen Belastung ca. 1,5 mm und ca. 0,2 mm/Jahr in der nachfolgenden Zeit [30, 46]. Dieses Erfolgskriterium wurde in longitudinalen Untersuchungen in Frage gestellt, da osseointegrierte Implantate bei einem suffizienten Recall der Patienten nur eine minimale krestale Knochenresorption aufzeigten [130, 131]. Anhand der Röntgenaufnahmen von dreidimensionalen Strukturen lassen sich nur die mesialen und distalen Knochenkonturen darstellen. Die vestibulären und oralen Knochenwände sind aufgrund der zweidimensionalen Darstellung durch Überlagerungen nicht beurteilbar. Einstellungsfehler treten bei der Röntgenaufnahme zwar auf, dennoch wird der Grad der Reproduzierbarkeit in der Vertikaldimension als hoch bewertet [128, 132, 133]. Mittels der SIDEXIS® Software wurde in der vorliegenden Untersuchung das periimplantäre Knochenniveau nach dem digitalen Tübinger Röntgenmessverfahren ausgewertet [13, 118, 134]. Die Kalibrierung wurde für jede Implantatmessung erneut durchgeführt, um die Längenmessung neu zu starten. Dadurch konnten bei der Vermessung von mehreren Implantaten auf einem Röntgenbild eventuelle Ungenauigkeiten auf ein Minimum reduziert werden. Die Röntgenaufnahmen der Studie stammen von den standard-gemäßen Nachkontrolluntersuchungen. *Schwarz und Becker* (2007) halten eine Anfertigung von Zahnfilmaufnahmen zur Verlaufsbestimmung des marginalen Knochenniveaus an Implantaten nach 1, 3 und 5 Jahren, danach in Intervallen von jeweils 5 Jahren für sinnvoll [23]. Aus diesem Grund wurde auf einen Antrag bei der Ethikkommission der Charité verzichtet. Um Messfehler zu vermeiden, wurden alle Röntgenbilder von derselben Person ausgemessen. Der intrapersonelle Messfehler der vorliegenden Studie konnte im Bereich von 0,05 mm bis maximal 0,13

mm ermittelt werden. *Grondahl* (1998) beschreibt eine intrapersonelle Messungsgenauigkeit von 0,08 mm mit einer 7-fach-Lupe und integrierter 0,1 mm Skalierung [135]. Nach *Schwarz* und *Becker* (2007) ist die Auswertung von periimplantären Knochenstrukturen auf Röntgenbildern ein wichtiges Instrument und besonders Zahnfilmaufnahmen geben das Knochenniveau im Approximalbereich nahezu auf dem histologischen Level wieder [23]. Die periimplantären Strukturen können über Panorama- und Zahnfilmaufnahmen kontrolliert und recht gut beurteilt werden [13, 118, 124]. *Weber* (1992) individualisierte Röntgenfilmhalter mit Silikonimpressionen der Zähne im Untersuchungsareal. Bei der Kontrolluntersuchung kann ein reproduzierbarer Röntgenwinkel zum Patienten erreicht werden. Ein Vergleich mit noch höherer Präzision des aktuellen Röntgenbildes mit der vorherigen Aufnahme wird möglich [48]. In der hier durchgeführten Studie wurde erst nach der digitalen Vermessung der Röntgenbilder die Gruppeneinteilung (I-IV) zum Zweck der statistischen Auswertung vorgenommen. Dadurch konnten Beurteilungsfehler während der Vermessung minimiert werden.

## 6.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Implantate dieser Studie wurden bei der Insertion mit der Implantatschulter auf unterschiedliche Niveaus in Relation zum krestalen Knochen positioniert. Bei der Auswertung der Röntgenbilder wird bis zum Jahr 2007 eine Insertion der Implantatschulter auf Höhe des krestalen Knochenniveaus (epikrestal) deutlich. In den Folgejahren ist eine Tendenz einer immer tieferen Implantatschulter-Positionierung erkennbar. In der vorliegenden Studie ergab sich zum Zeitpunkt des Recalls nach durchschnittlich 19,8 Monaten ein marginaler Knochenabbau von  $M = -0,81$  mm. Studien von *Degidi* et al. (2005) [136] und *Abboud* et al. (2005) [105] zeigen vergleichbare Ergebnisse für den marginalen Knochenabbau. Der Knochenverlust ist bei Rauchern um 0,27 mm erhöht, jedoch statistisch nicht signifikant. Rauchen wurde bereits durch mehrere Autoren als hoher Risikofaktor für die Osseointegration von Implantaten genannt [137, 138]. Das Verhältnis von männlichen zu weiblichen Patienten von 1:1,7 lag im Bereich anderer Studien [124, 139, 140]. Der Altersmittelwert wird in den Untersuchungen der genannten Autoren zwischen 51 und 62,3 Jahren angegeben und stimmt mit dem der vorliegenden Arbeit ( $M = 58,5$  Jahre) gut überein. Da es sich in dieser Untersuchung um eine unselektierte Patientengruppe handelte und



die Operationen immer von demselben erfahrenen Operateur durchgeführt wurden, lassen sich die Ergebnisse wohl durch Einfluss der Implantatgeometrie sowie der Implantatoberfläche auf den Implantat-Knochen-Verbund erklären. Im Mittel wurden die Implantate der Studie 1,19 mm subkrestal inseriert. Beim Recall lag der Wert im Mittel bei 0,38 mm subkrestal.

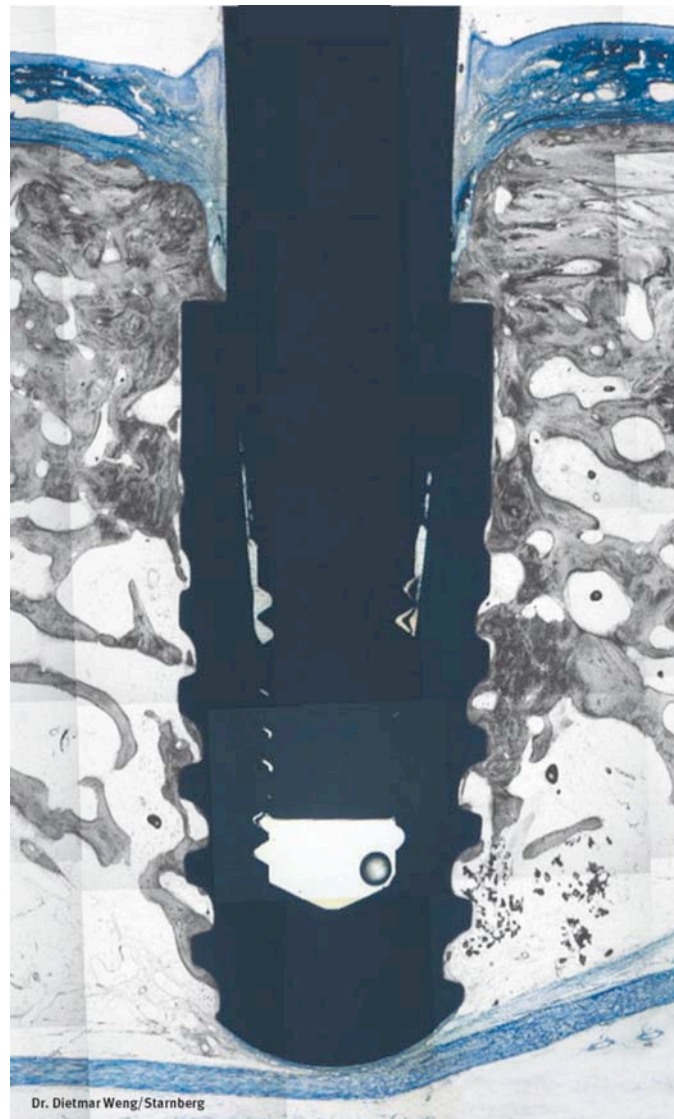
Bei den Gruppeneinteilungen post operativ und Recall ist eine Linksverschiebung in Richtung Gruppe I zu erkennen. Die Gruppe I wuchs von 8% auf 34,7%. Es wurden Implantate mit der gestrahlten und geätzten Oberfläche sowie mit der plus® Oberfläche untersucht. Die Implantate mit der plus® Oberfläche zeigten einen geringeren Knochenabbau. Der Einfluss der plus® Oberfläche auf das Knochenniveau kann als positiv und als knochenprotektiv betrachtet werden. Bei der Analyse des Zeitpunkts der Implantation wurde festgestellt, dass Sofortimplantate ( $M = -0,64$  mm) weniger Knochenabbau haben als die gesamte Kohorte ( $M = -0,81$  mm).

Einen weiteren wichtigen Aspekt stellt die Wahl der richtigen Implantatdimensionierung dar. Die Implantatlänge hat keinen Einfluss auf den krestalen Knochenverlust und wurde nicht weiter analysiert. Ein geringerer Knochenverlust ist bei Implantaten mit einem Durchmesser von  $\geq 4,5$  mm im Vergleich zu 3,5 mm zu beobachten, was von *Rinke* (2000) [141] bereits in einer Untersuchung festgestellt wurde. Je größer der Implantatdurchmesser, desto geringer ist der Knochenabbau. Der Unterschied des Knochenverlustes zwischen den Implantatdurchmessern in dieser Studie ist statistisch signifikant ( $p = 0,03$ , ANOVA). *Kaufmann* et al. (2002) [142] beobachteten eine bessere Osseointegration bei Implantaten mit größerem Durchmesser. *Graf* et al. (2001) [143] und *Streckbein* et al. (2002) [144] hingegen stellten keine Auswirkung des Implantatdurchmessers auf die Überlebenszeit fest. In einigen Studien [67, 84, 97, 105, 145-147] mit zweiteiligen Implantatsystemen und *platform switch* wurde nur ein geringer Knochenverlust beobachtet. Das Konzept beim *platform switch* (s. Kap. 2.5.3) basiert auf einem Abutment mit reduziertem Durchmesser im Vergleich zum Implantatdurchmesser. Der positive Effekt erklärt sich durch eine verlängerte Distanz des Mikrospalts zum krestalen Knochen. Dieses Konzept verlagert den Bereich der Stresskonzentration weg vom zervikalen Knochen-Implantat-*Interface*. Dadurch reduziert sich das Risiko für Knochenverlust um die Implantate [148, 149]. Zusammenfassend können anscheinend größere Implantatdurchmesser das Verlustrisiko vermindern und damit als verlustprotektiv gewertet werden [116]. Die Wahl

des Implantatdurchmessers ist abhängig vom intraoperativen Knochenangebot. Bei schmalen Knochenstrukturen und vor allem bei Spätimplantationen steht oftmals kein ausreichendes Platzangebot in oro-vestibulärer Richtung zur Verfügung. Deswegen kommen kleinere Implantatdurchmesser häufiger zum Einsatz (Durchmesser A und B 91% der in dieser Studie untersuchten Implantate). Die guten Ergebnisse der breiten Implantatdurchmesser mit großem *platform switch* sollten sorgfältig und kritisch betrachtet werden. Ohne augmentative Verfahren sind größere Implantatdurchmesser nicht einsetzbar, da die von *Lazzara* (1989) geforderte Mindestknochenstärke von 1 mm zirkulär um das Implantat nicht unterschritten werden sollte [150]

Die Betrachtung der subkrestalen Position beim Recall ergab ein interessantes Ergebnis. Knochenanlagerung auf der horizontalen Schulterfläche des Implantats wurde in dieser Studie häufig beobachtet. 87 % der Implantate aus Gruppe IV waren trotz Knochenabbau auch beim Recall in subkrestaler Position. Der vermeintlich hohe Prozentsatz von 27,6 % aus Gruppe I ist auf die Einteilung der Gruppen zurück zu führen. 13 von 29 Implantaten (45 %) der Gruppe I hatten als gemittelten Wert der mesialen und distalen Messwerte „0“ als Ergebnis. Nach Durchsicht dieser Implantate wird ein geringer Knochenanbau im Bereich des errechneten Messfehlers deutlich. Darüber hinaus ist die Größe von Gruppe I (N = 29) klein im Vergleich zu Gruppe II und III. Suprakrestal wurden nur 16 Implantate in dieser Studie implantiert (0,04 %). Von diesen haben nur 3 Implantate beim Recall einen positiven mm-Wert oberhalb der Implantatschulter (max. 0,3 mm). Interessanter ist die Analyse der subkrestalen Gruppen II-IV. Gruppe IV zeigt sich als stabilste Gruppe. Zu beachten ist aber die geringe Gruppengröße (N = 18). Der reale Knochenverlust war bei suprakrestal inserierten Implantaten am geringsten und bei tief subkrestal inserierten Implantaten am größten. Der durch die tiefere Positionierung anfänglich höhere Knochenverlust durch *Remodelling* wird in Kauf genommen für eine langfristig stabilere, subkrestale Inkorporation des Implantatkörpers. Je tiefer das Implantat mit der Schulter in den Knochen positioniert worden ist, umso größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass es beim Recall subkrestal sein wird. In dieser Studie ist Knochen auf der Implantatschulter bei 62,6 % der Implantate nachweisbar. Konventionelle zweiteilige Implantate haben selten Knochen oberhalb des Mikrospalts. Durch die Konusverbindung beim ANKYLOS®-Implantat entsteht ein „virtuell einteiliges“ Implantatsystem und der klinisch bedeutsame Vorteil ist die Stabilität des Knochens auch auf dem horizontalen Schulteranteil [80].

*Degidi et al.* (2008) konnten ebenfalls in einer humanhistologischen Studie zeigen, dass Knochen und Bindegewebe auch über der Stirnseite eines subkrestal gesetzten Implantats stabil bleiben können [115]. *Weng und Richter* (2005) konnten radiografisch und histologisch nachweisen, dass sich nach subkrestaler Positionierung der ANKYLOS®-Implantate Knochen auf der Implantatschulter befand. Weiter wurde histologisch Knochenkontakt zum Mikrospace und sogar zum *healing abutment* (Gingivaformer) gefunden [83]. Auch *Donovan et al.* [151] erwähnten 2010 eine Knochenheilung auf der Implantatschulter bei 69 % der untersuchten Implantate. *Novaes et al.* (2009) verdeutlichten, dass „der Knochen – und in der Folge auch die Papillen zwischen implantatgetragenen Kronen – bei subkrestaler Implantatposition sogar stabiler blieben als bei epikrestaler Position“ [152]. Studien von *de Oliveria et al.* (2006) und von *Tarnow et al.* (2000) zeigen, dass ein reduzierter horizontaler Abstand zwischen zwei Implantaten von zwei oder sogar einem Millimeter den Knochenabbau nicht signifikant erhöhe [153, 154]. 2004 zeigten *Döring et al.* [112], dass 50 % der Implantatfälle bei der Röntgenuntersuchung ein Jahr nach Eingliedern des definitiven Zahnersatzes den krestalen Knochen auf Höhe oder sogar leicht über der Implantatschulter verzeichnen. Andere Studien [155, 156] bestätigen den fehlenden krestalen Knochenabbau beim ANKYLOS®-Implantatsystem während des ersten Jahres nach funktioneller Belastung. Die Erklärung könnte der fehlende externe Mikrospace zwischen Abutment und Implantat sein. In einer Tierstudie aus dem Jahr 2009 wurde durch *Welanders et al.* festgestellt, dass Osseointegration koronal des Mikrospace möglich sei. Diese Ergebnisse wurden an Implantaten gefunden, die mit ihrer Schulter 2 mm unterhalb des Knochens positioniert wurden. Die histologischen Ergebnisse zeigten wie bei den Untersuchungen von *Weng und Richter* (2005) Knochenkontakt mit dem Abutment [157]. Generell sollte bei allen Betrachtungen des Knochenverlustes der physiologisch fortschreitende horizontale Knochenabbau, bedingt durch zunehmendes Alter oder Zahnverlust der Patienten, beachtet werden.



**Abbildung 27:** Überwachsene Implantatschulter nach subkrestaler Insertion (Foto Dentsply Friadent, Mannheim, D)

Bisher stellen nach den Ergebnissen von *Schulda* und *Steveling* (2006) nur wenige Studien neben dem Abbau auch einen periimplantären Knochengewinn fest. Die Autoren beschreiben Zehnjahresresultate beim Astra-Tech®-Implantatsystem und verifizierten in 19% der untersuchten Implantate eine Knochenapposition [116]. Die Autoren weisen darauf hin, dass Knochen im Sinne des *Wolff*'schen Gesetzes (1892) gesehen werden sollte, bei dem kortikaler Knochen als Reaktion auf eine funktionelle Aktivität gebildet wird [158]. „Knochen wird das ganze Leben lang modelliert, sodass seine Struktur angesichts der herrschenden mechanischen Umgebungen optimal bleibt“ [159]. 1997 fand *Hartman* in einigen Fällen beim Frialit-2-Implantatsystem erhebliche

Anbauvorgänge um die untersuchten Implantate herum [160]. *Palmer et al.* (2000) ergänzen, dass bei einer Verweildauer von fünf Jahren bei 33% der Astra-Tech®-Implantate kein Knochenverlust zu verzeichnen war [51]. *Kaufmann et al.* (2002) entdeckten ebenfalls einen periimplantären Opazitätsgewinn zwischen Ausgangs- und Dreijahreskontrollröntgenbild [161]. Entgegen der Vermutung von *Hammerle* (1996) und *Hässler* (2003), wonach eine tiefere Implantatpositionierung zu Komplikationen im Hart- und Weichgewebe führt [56, 162], erwies sich die subkrestale Positionierung der ANKYLOS®-Implantate in der vorliegenden Studie sogar als vorteilhaft. Zusätzlich zu den positiven Effekten der Lasteinleitung in die Spongiosa durch das progressive Gewindedesign [81, 87, 163] und der stabilen, spaltfreien, subgingivalen Konus-Verbindung zum *Abutment*, ist der vermutliche Grund für die wenigen Komplikationen die dicke Anlagerung der Weichgewebemanschette um den schmalen Hals des Abutments. Dieser stabilen Weichgewebemanschette kommt eine ernährende und protektive Funktion für den periimplantären Knochen zu [164, 165]. Die stabile subkrestale Position der Implantate in der vorliegenden Studie mit minimalem periimplantärem Knochenabbau könnte mit langfristig stabilen Weichgewebeverhältnissen einhergehen. Darüber hinaus wirkt sich das subkrestale ANKYLOS®-Implantat positiv auf das Durchtrittsprofil (*emergence profile*) durch die Schleimhaut aus. Durch die schlanken und tulpenförmigen Aufbauten bleibt viel Raum für das Weichgewebe. *Marincola et al.* (2009) weisen darauf hin, dass durch die subkrestale Positionierung der Implantatkörper in eine schützende Position eingebettet werden kann. Der sich oberhalb des Implantathalses bildende Knochen garantiert die Stabilität und Ernährung des Weichgewebes und die Papillenanatomie und Weichgewebekontur werde beibehalten [75].

Die vorliegende Studie gibt Hinweise für die Prävention periimplantärer Erkrankungen – durch eine stabile subkrestale Position soll der Langzeiterfolg von Implantaten gewährleistet werden. Es stellte sich in den Ergebnissen dieser Studie heraus, dass Periimplantitis bei ANKYLOS® in nur 4,12 % der Fälle auftrat. Es ergab sich eine Erfolgsrate bezogen auf die Überlebensrate von 100% nach Kaplan-Meier.

Zusammenfassend konnte ein geringer krestaler Knochenabbau mit dem ANKYLOS®-Implantatsystem festgestellt werden. In 16,8% der nachuntersuchten Implantate ließ sich eine Knochenapposition (Knochenzunahme) verifizieren. Vermutlich sind die subkrestale Positionierung, die plus® Oberfläche auf der Implantatschulter und die Innenkonusverbindung beim ANKYLOS®-Implantatsystem ursächlich für die stabilen

krestalen Knochenverhältnisse. Über diese Untersuchung hinaus sind weitere Studien angebracht, um eine optimale Tiefenpositionierung des ANKYLOS®-Implantatsystems zu treffen.

### 6.3 Schlussfolgerung

Aus den Daten der vorliegenden Arbeit konnten folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

- Beim Einsatz des ANKYLOS®-Implantatsystems kann eine Implantation in einer Tiefe von mehr als 2 mm subkrestal empfohlen werden.
- Eine Knochenstabilität auch oberhalb der Implantatschulter ist möglich.
- Ein breiter *platform switch* geht mit einer höheren Wahrscheinlichkeit von Knochen auf der Implantatschulter einher.
- Die stabilsten Messwerte fanden sich bei Sofortimplantaten der initialen Gruppe IV mit einem breiten *platform switch* und transgingivaler Einheilung.
- Auf den bis 2007 krestal inserierten Implantaten findet sich kein Knochen auf der Implantatschulter.

Es konnte in dieser Studie gezeigt werden, dass stabile Hartgewebeverhältnisse mit dem ANKYLOS® Implantatsystem in subkrestaler Position erreicht werden können.

Die Ergebnisse sind mit aktuellen Studien vergleichbar.

## 7. Zusammenfassung

In der wissenschaftlichen Literatur wurden wenige Studien über zweiteilige Implantatsysteme in subkrestaler Positionierung publiziert. Ziel dieser Untersuchung ist, den Einfluss der vertikalen Implantatschulter-Position von ANKYLOS®-Implantaten durch Auswertung von Röntgenaufnahmen und Einsatz von statistischen Methoden in Bezug auf Veränderungen am krestalen Knocheniveau zu analysieren.

126 Patienten wurden im Zeitraum von 05/2002 bis 01/2010 analysiert. An 364 Implantaten erfolgte die radiologische Messung mesial und distal direkt nach Implantation (post op) und nach prothetischer Versorgung (Recall). Die Belastungszeiten der Implantate lagen zwischen 6 und 98 Monaten. In der Studie wurde deutlich, dass die vertikale Tiefenpositionierung der Implantatschulter zum krestalen Knocheniveau Unterschiede im Knochenabbau am Implantat hervorruft. Implantate, die mehr als 2 mm subkrestal inseriert wurden haben einen anfänglich höheren Knochenabbau durch *remodelling*, zeigen aber in der relativen Position zum Knochen langfristig stabilere Ergebnisse und finden sich in 87,3 % in subkrestaler Position bei der Recalluntersuchung. Je größer der Implantatdurchmesser in subkrestaler Position, desto geringer der Knochenabbau. 237 Implantate (62,6 %) haben beim Recall eine subkrestale Position, d.h. die Implantatschulter ist unter dem krestalen Knocheniveau und Knochen ist radiologisch auf der Implantatschulter nachweisbar. Der Knochenabbau mit der plus® Oberfläche ist geringer als mit der gestrahlten und geätzten Oberfläche. Sofortimplantate zeigen einen geringeren Knochenabbau. Durch Auswertung der Röntgenaufnahmen konnte bei 16,8 % der nachuntersuchten Implantate eine Knochenapposition (Knochengewinn) verifiziert werden. Im Laufe der Untersuchung wurde kein Implantatverlust vermerkt. 15 Implantate (4,12%) erfüllten auf Grund der Diagnose Periimplantitis nicht die in Material und Methode festgelegten Einschlusskriterien. Es ergab sich eine Erfolgsrate bezogen auf die Überlebensrate von 100% nach Kaplan-Meier. Vergleichbare Ein- und Ausschlusskriterien führten auch bei anderen Autoren zum Erfolg.

Schlussfolgernd kann auf Grundlage der Daten empfohlen werden, die Implantatschulter beim ANKYLOS®-Implantatsystem mehr als 2 mm subkrestal zu platzieren, um eine hohe Wahrscheinlichkeit für eine Knochenheilung auf die horizontale Stirnfläche und damit eine langfristig stabilere Inkorporation zu erzielen.

## 8. Abstract

*Title:* „Influence of the vertical implant shoulder position to the crestal bone level: a retrospective radiologic evaluation of the ANYKLOS® implant system“

*Background:* There is limited information about two-part implants placed in subcrestal position. The aim of this retrospective study is to evaluate the vertical ANKYLOS® implant position in relation to the modification of the crestal bone level.

*Methods:* Records of 126 patients restored with 364 ANKYLOS® implants were reviewed and measured on periapical x-rays and orthopantomogramms using digital software. For each implant, radiographs from the surgical appointment were compared to those from the follow-up visit and evaluated regarding

1. the vertical implant position (4 groups),
2. changes of marginal hard tissue height,
3. if there was marginal hard tissue on the implant platform at the follow-up visit.

The observation period for the second measurement was between 6 and 98 month.

*Results:* No implant failure was seen, resulting in an overall survival rate of 100%. At surgery, the implants were placed, on average, 1,19 mm subcrestally. 15 implants (4,12%) were excluded because of peri-implantitis. The mean marginal loss of hard tissues was -0,81 mm. Implants placed in a deep subcrestal position showed significantly more bone loss compared to supracrestal placed implants but 87,3% were still found in subcrestal position.

Moreover, a correlation between higher implant diameter and less bone loss was detected whereas no correlation according to implant length was found. The bigger implant diameter, the lesser bone resorption.

The mineralized hard tissue on the implant shoulder was found in 62,6% of the implants at the follow-up visit. In 16,8% there was bone apposition in comparison to the measurement after surgery.

*Conclusions:* Within the limits of this study, it is concluded that the implant shoulder of the ANKYLOS® implant system should be placed more than 2 mm in a subcrestal position to get a high probability of bone healing on top of the implant shoulder.



## 9. Danksagung

Herrn Prof. Dr. Andrej M. Kielbassa danke ich für die freundliche Unterstützung und positive Förderung meiner wissenschaftlichen Arbeit in der Zahnmedizin. Ich bedanke mich bei Herrn PD Dr. Stefan Hägewald für die Überlassung des äußerst interessanten Promotionsthemas, die Betreuung und Hilfe während der Durchführung und der Niederschrift dieser Arbeit sowie für sein positives Feedback. Gedankt sei an dieser Stelle Maik Todt, Thomas Lange, Dirk Drews und Dr. Thomas Lietz, die eine Zusammenarbeit mit der Firma Dentsply Friadent möglich machten. Bei Mohammed Kabiri möchte ich mich für die Software Betreuung während der Erstellungsphase bedanken. Für die statistische Wegbereitung danke ich cand. med. dent. Manuel Waldmeyer. Ein besonderer Dank gebührt meinen Studienkollegen Dr. Ole Schmitt, ZA Michael Stevanovic, ZÄ Anneke Thien, ZA Martin Augenstein, Dr. Frederic vom Orde, Dr. Rainer Janssen, die mir bei der Durchführung dieser Studie ihren Ideenreichtum unterbreiteten. Dr. Lena Schmitt hat mich während der gesamten Erstellungsphase maßgeblich mit Tipps und Kommentaren unterstützt. Vielen Dank für die immerwährende positive Ermutigung. Für orthografische und grammatikalische Korrekturvorschläge gilt mein Dank meiner Schwester Maëlle M. Niederquell, meinem Cousin Boris M. Niederquell und Ilse Schwope. Ein großes Dankeschön gebührt meinen Eltern Hélène-Francoise und Dr. Friedrich Niederquell für ihre bedingungslose Unterstützung. Meinen Freunden möchte ich für ihre Geduld während der Erstellungsphase dieser Arbeit danken. Ich bedanke mich besonders bei meiner Freundin Heike Grabski für die liebevolle Unterstützung, die zum Gelingen dieser Arbeit wesentlich beigetragen hat. Ein herzlicher und persönlicher Dank gilt meinem Mentor Dr. Mehrdad Arjomand. Durch ihn wurde diese umfangreiche klinische Studie erst möglich. Ich bedanke mich für die Bereitstellung der nötigen Unterlagen und die Möglichkeit, die erforderlichen Untersuchungen in seinen Praxisräumen durchzuführen. Die Versorgung mit Fachbüchern und Literaturstellen, die detaillierten Diskussionen sowie die tatkräftige Unterstützung während der gesamten Erstellungsphase möchte ich besonders hervorheben.

Meiner Familie, besonders meiner Großmutter, vielen Dank für Anteilnahme, Unterstützung und Verständnis.

Merci beaucoup!

## 10. Lebenslauf

„Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.“

## 11. Literaturverzeichnis

1. Spiekermann, H., *In: Farbatlanten der Zahnmedizin*. Thieme, Stuttgart. Vol. Band 10: Implantologie. 1994.
2. Sclar, A.G., *Weichgewebe und Ästhetik in der Implantologie*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin; Auflage 1, 2004.
3. Branemark, P.I., et al., *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period*. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, 1977. **16**: p. 1-132.
4. Hurzeler, M.B. and D. Weng, *Periimplant tissue management: optimal timing for an aesthetic result*. Pract Periodontics Aesthet Dent, 1996. **8**(9): p. 857-69; quiz 869.
5. Weber, H.P. and D.L. Cochran, *The soft tissue response to osseointegrated dental implants*. J Prosthet Dent, 1998. **79**(1): p. 79-89.
6. Albrektsson, T., et al., *Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man*. Acta Orthop Scand, 1981. **52**(2): p. 155-70.
7. Gargiulo AW, W.F., Orban B, *Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans*. J Periodontol, 1961. **32**: p. 261.
8. Buser, D., et al., *Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs*. J Periodontol, 1992. **63**(3): p. 225-35.
9. Berglundh, T. and J. Lindhe, *Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited*. J Clin Periodontol, 1996. **23**(10): p. 971-3.
10. Cochran, D.L., et al., *Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible*. J Periodontol, 1997. **68**(2): p. 186-98.
11. Hermann, J.S., et al., *Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time*. Clin Oral Implants Res, 2000. **11**(1): p. 1-11.

12. Todescan, F.F., et al., *Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. **17**(4): p. 467-72.
13. Gomez-Roman, G., *Eine Methode zur quantitativen Erfassung und statistischen Auswertung des periimplantären Knochenabbaus*. Stomatol., 1995. **9**: p. 463-471.
14. Meijer, H.J., W.H. Steen, and F. Bosman, *Standardized radiographs of the alveolar crest around implants in the mandible*. J Prosthet Dent, 1992. **68**(2): p. 318-21.
15. Tronje, G., et al., *Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances*. Acta Radiol Diagn (Stockh), 1981. **22**(4): p. 449-55.
16. Emmerich, D., *Biologie und Pathologie der Weich- und Hartgewebe um Titanimplantate: Eine histologische, histometrische und histomorphometrische Studie am Menschen*. Inaugural Dissertation Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i. Br., 2002.
17. Buser, D., *Ästhetische Optimierung von implantatgetragenen Kronen und Brücken in der Oberkieferfront: Anatomisch und chirurgische Aspekte*. Implantologie, 2005. **13**(Sonderausg.): p. 43-61.
18. Belser, U.C., J.P. Bernard, and D. Buser, *Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations*. Pract Periodontics Aesthet Dent, 1996. **8**(9): p. 875-83; quiz 884.
19. Belser, U.C., et al., *Aesthetic implant restorations in partially edentulous patients - a critical appraisal*. Periodontol 2000, 1998. **17**: p. 132-50.
20. Buser, D. and T. von Arx, *Surgical procedures in partially edentulous patients with ITI implants*. Clin Oral Implants Res, 2000. **11** Suppl 1: p. 83-100.
21. Belser, *Konsenserkklärungen und klinische Empfehlungen zu ästhetischen Implantatbehandlungen*. Implantologie, 2005. **13**(Sonderausg.): p. 73-4.
22. Branemark, P.I., et al., *Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies*. Scand J Plast Reconstr Surg, 1969. **3**(2): p. 81-100.
23. Schwarz F, B.J., *Periimplantäre Entzündungen*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin; Auflage 1, 2007.

24. Adell, R., et al., *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*. Int J Oral Surg, 1981. **10**(6): p. 387-416.
25. Adell, R., *Surgical procedures*. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence, London - Chicago, 1985: p. 211-232.
26. Hermann, J.S. and D.L. Cochran, *Biology of Implant Dentistry*. Implantologie, 2005. **13**(2): p. 109-123.
27. Quirynen, M. and D. van Steenberghe, *Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study*. Clin Oral Implants Res, 1993. **4**(3): p. 158-61.
28. Persson, L.G., et al., *Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components*. Clin Oral Implants Res, 1996. **7**(2): p. 90-5.
29. Schroeder, A., et al., *The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces*. J Maxillofac Surg, 1981. **9**(1): p. 15-25.
30. Albrektsson, T., et al., *The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1986. **1**(1): p. 11-25.
31. Alm and Carlsson, *Dosimetry at interfaces*. Acta Radiol Suppl, 1973(332): p. 1-4.
32. Buser, D., et al., *Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants*. Adv Dent Res, 1999. **13**: p. 153-61.
33. Hermann, J.S., et al., *Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible*. J Periodontol, 2000. **71**(9): p. 1412-24.
34. Hermann, J.S., et al., *Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible*. J Periodontol, 2001. **72**(10): p. 1372-83.
35. King, G.N., et al., *Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible*. J Periodontol, 2002. **73**(10): p. 1111-7.
36. Zipprich, *Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface*. Implantologie, 2007. **15**: p. 31-46.

37. Jung, R.E., et al., *The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs*. J Periodontol, 2008. **79**(2): p. 260-70.
38. Quirynen, M., et al., *Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study*. Clin Oral Implants Res, 1994. **5**(4): p. 239-44.
39. Callan, D.P., C.M. Cobb, and K.B. Williams, *DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: a preliminary study*. J Periodontol, 2005. **76**(1): p. 115-20.
40. Tarnow, D.P., S.C. Cho, and S.S. Wallace, *The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest*. J Periodontol, 2000. **71**(4): p. 546-9.
41. Jung, Y.C., C.H. Han, and K.W. Lee, *A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(6): p. 811-8.
42. De Leonardis, D., et al., *Osseointegration of rough acid-etched implants: one-year follow-up of placement of 100 minimatic implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1997. **12**(1): p. 65-73.
43. van Steenberghe, D., et al., *Influence of inflammatory reactions vs. occlusal loading on peri-implant marginal bone level*. Adv Dent Res, 1999. **13**: p. 130-5.
44. Hansson, S., *The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach*. Clin Oral Implants Res, 1999. **10**(5): p. 394-405.
45. Adell, R., et al., *Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study*. Int J Oral Maxillofac Surg, 1986. **15**(1): p. 39-52.
46. Smith, D.E. and G.A. Zarb, *Criteria for success of osseointegrated endosseous implants*. J Prosthet Dent, 1989. **62**(5): p. 567-72.
47. Buser, D., et al., *Tissue integration of one-stage ITI implants: 3-year results of a longitudinal study with Hollow-Cylinder and Hollow-Screw implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1991. **6**(4): p. 405-12.
48. Weber, H.P., et al., *Radiographic evaluation of crestal bone levels adjacent to nonsubmerged titanium implants*. Clin Oral Implants Res, 1992. **3**(4): p. 181-8.

49. Bragger, U., *Use of radiographs in evaluating success, stability and failure in implant dentistry*. *Periodontol* 2000, 1998. **17**: p. 77-88.
50. Buser, D., *Effects of various titanium surface configurations on osseointegration and clinical implant stability*. In: Lang NP, Karring T, Linde J (eds): *Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology*. Quintessence Publ., 1999: p. 88-101.
51. Palmer, R.M., P.J. Palmer, and B.J. Smith, *A 5-year prospective study of Astra single tooth implants*. *Clin Oral Implants Res*, 2000. **11**(2): p. 179-82.
52. Esposito, M., et al., *Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis*. *Eur J Oral Sci*, 1998. **106**(3): p. 721-64.
53. De Bruyn, H., et al., *Clinical outcome of Screw Vent implants. A 7-year prospective follow-up study*. *Clin Oral Implants Res*, 1999. **10**(2): p. 139-48.
54. *Proceedings of the Third ITI (International Team for Implantology) Consensus Conference. Gstaad, Switzerland, August 2003*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004. **19** Suppl: p. 7-154.
55. *Proceedings of the 4th International Team for Implantology (ITI) Consensus Conference, August 2008, Stuttgart, Germany*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009. **24** Suppl: p. 7-278.
56. Hammerle, C.H., et al., *The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues*. *Clin Oral Implants Res*, 1996. **7**(2): p. 111-9.
57. Hermann, J.S., et al., *Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible*. *J Periodontol*, 1997. **68**(11): p. 1117-30.
58. Fiorellini, J.P., et al., *A radiographic evaluation of bone healing around submerged and non-submerged dental implants in beagle dogs*. *J Periodontol*, 1999. **70**(3): p. 248-54.
59. Quirynen, M., I. Naert, and D. van Steenberghe, *Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system*. *Clin Oral Implants Res*, 1992. **3**(3): p. 104-11.

60. Quirynen, M., et al., *Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting an overdenture. A 4-year retrospective study.* J Clin Periodontol, 1991. **18**(10): p. 719-28.
61. Odman, J., et al., *Osseointegrated implants as orthodontic anchorage in the treatment of partially edentulous adult patients.* Eur J Orthod, 1994. **16**(3): p. 187-201.
62. Ericsson, I., et al., *Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues.* J Clin Periodontol, 1995. **22**(3): p. 255-61.
63. Ericsson, I., et al., *Radiographical and histological characteristics of submerged and nonsubmerged titanium implants. An experimental study in the Labrador dog.* Clin Oral Implants Res, 1996. **7**(1): p. 20-6.
64. Henry, P.J., et al., *Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(4): p. 450-5.
65. Abrahamsson, I., et al., *Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants.* J Clin Periodontol, 1999. **26**(9): p. 600-7.
66. Norton, M.R., *Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure.* Clin Oral Implants Res, 1998. **9**(2): p. 91-9.
67. Norton, M.R., *Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2006. **21**(5): p. 777-84.
68. Albrektsson, T. and F. Isidor, *Consensus report session IV. In: Lang NP, Karring T, eds. Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology.* Quintessence Int, 1993: p. 365-369.
69. Hartman, G.A. and D.L. Cochran, *Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling.* J Periodontol, 2004. **75**(4): p. 572-7.
70. Roos-Jansaker, A.M., et al., *Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part I: implant loss and associations to various factors.* J Clin Periodontol, 2006. **33**(4): p. 283-9.
71. Di Carlo, D., M. Marincola, and A. Quaranta, *Micro CT Scan evaluation of the Locking Taper connection.* Dental Cadmos, 2008. **76**(3): p. 55-60.



72. Dibart, S., et al., *In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2005. **20**(5): p. 732-7.
73. Pappalardo, S., et al., *Dental implants with locking taper connection versus screwed connection: microbiologic and scanning electron microscope study*. Int J Immunopathol Pharmacol, 2007. **20**(1 Suppl 1): p. 13-7.
74. Marincola, M., et al., *Treatment of a patient with an atrophic maxilla using Short Implants and single-tooth Integrated Abutment Crowns (IAC)*. Quintessence Int, 2009: p. 43-50.
75. Marincola, M., et al., *Implantation mit gleichzeitigem Sinuslift bei geringer Knochenresthöhe*. Implantologie Journal, 2009. Sonderdruck - Short Implants: p. 3-6.
76. Renouard, F. and D. Nisand, *Impact of implant length and diameter on survival rates*. Clin Oral Implants Res, 2006. **17** Suppl 2: p. 35-51.
77. Shi, L., et al., *Shape optimization of dental implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007. **22**(6): p. 911-20.
78. Marincola, M., *Anwendungskriterien von Kurzimplantaten*. ZPW 11/2009, 2009.
79. Leonard, G., et al., *A study of the bone healing kinetics of plateau versus screw root design titanium dental implants*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20**(3): p. 232-9.
80. Dentsply Friadent. <http://www.dentsply-friadent.com/1162> (abgerufen am 24.09.2011). Tissue Care News.
81. Romanos, G.E. and G.H. Nentwig, *Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(6): p. 831-6.
82. Döring, K., *Hart und Weichgewebesituation an Einzelzahnimplantaten - 1-Jahresergebnisse einer klinischen prospektiven Studie*. Dissertation, 2003.
83. Weng, D. and E.J. Richter, *Die Implantat-Abutment-Verbindung - vom mechanischen zum biologischen Aspekt des Mikrospalts*. Implantologie, 2005. **13** (2): p. 125-130.
84. Chou, C.T., et al., *AICRG, Part II: Crestal bone loss associated with the Ankylos implant: loading to 36 months*. J Oral Implantol, 2004. **30**(3): p. 134-43.

85. Hermann, J.S., et al., *Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2001. **16**(4): p. 475-85.
86. Buser, D.A., et al., *The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 2. Clinical aspects, indications, and early clinical results*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1988. **3**(3): p. 173-81.
87. Nentwig, G.H., *Das Ankylos-Implantatsystem - Konzept, Klinik, Ergebnisse*. Implantologie, 1993. **3**: p. 225-237.
88. Spörlein E and S. R, *Nachuntersuchung von 100 Tübinger Sofortimplantaten unter Berücksichtigung der parodontalen Situation, der Belastung und der knöchernen Integration*. Z Zahnärztl Implantol, 1987. **3**: p. 13-17.
89. Mailath G, et al., *Die Knochenresorption an der Eintrittsstelle osseointegrierter Implantate-ein biomechanisches Phänomen. Eine Finite-Elemente-Studie*. Z Stomatol, 1989. **4**: p. 207-16.
90. Nentwig G, et al., *Dreidimensionale spannungsoptische Untersuchungen der NM-Implantatgewindeform im Vergleich mit herkömmlichen Implantatgewinden*. Z Zahnärztl Implantol, 1992. **8**: p. 130-135.
91. Dentsply Friadent. [http://www.dentsply-friadent.com/1164\\_2985.htm](http://www.dentsply-friadent.com/1164_2985.htm) (abgerufen am 01.10.2011). TissueCare News.
92. Gehrke, P., *New paradigms in implant micro-geometry*. The International Magazine of Oral Implantology, 2003. **4**(4): p. 61-63.
93. Nentwig G and R. M, *Vergleichende Untersuchungen zur Mikromorphologie und Gesamtoberfläche enossaler Implantate*. Z Zahnärztl Implantol, 1994. **10**: p. 150-154.
94. Rupp, F., et al., *Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications*. Biomaterials, 2004. **25**(7-8): p. 1429-38.
95. Maigünther R, *Das Dichtigkeitsverhalten des Verbindungssystems beim zweiphasigen NM-Implantat*. Z Zahnärztl Implantol, 1992. **8**: p. 50-53.
96. Nentwig, G.H., *Ankylos implant system: concept and clinical application*. J Oral Implantol, 2004. **30**(3): p. 171-7.

97. Lazzara, R.J. and S.S. Porter, *Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2006. **26**(1): p. 9-17.
98. Gottlieb, B., *Der Epithelansatz am Zahne*. Dtsch Monatsschr Zahnk, 1921. **39**: p. 142.
99. Orban B, K.J., *The physiologic gingival sulcus*. Z Stomatol, 1924. **2**: p. 353.
100. Sicher, H., *Changing concepts of the supporting dental structure*. Oral Surg Oral Med Oral Path, 1959. **12**: p. 31-35.
101. Weber, H.P., et al., *Comparison of healed tissues adjacent to submerged and non-submerged unloaded titanium dental implants. A histometric study in beagle dogs*. Clin Oral Implants Res, 1996. **7**(1): p. 11-9.
102. Abrahamsson, I., T. Berglundh, and J. Lindhe, *The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs*. J Clin Periodontol, 1997. **24**(8): p. 568-72.
103. Bakaeen, L., et al., *The biologic width around titanium implants: histometric analysis of the implantogingival junction around immediately and early loaded implants*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2009. **29**(3): p. 297-305.
104. Dentsply Friadent, *Das ANKYLOS® TissueCare Konzept*. <http://www.dentsply-friadent.com/1162.htm> (abgerufen am 01.10.2011). 2007.
105. Abboud, M., et al., *Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2005. **20**(1): p. 61-8.
106. Dibart, W., Su, Skobe, *Evaluating the Bacterial Seal of an Implant-Abutment Connection*. Poster presentation on the American Academy of Periodontology Meeting, Orlando, Florida in November 2004, 2004.
107. Sethi, K., *An implant that does not smell - The Ankylos Implant*. Irish Dentist, 2003.
108. Brogгинi, N., et al., *Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface*. J Dent Res, 2006. **85**(5): p. 473-8.
109. Weigl, P., *New prosthetic restorative features of Ankylos implant system*. J Oral Implantol, 2004. **30**(3): p. 178-88.
110. Mairgunther, N., *Das Dichtigkeitsverhalten des Verbindungssystems beim zweiphasigen Ankylos Implantat*. Z Zahnärztl Implantol, 1992. **8**: p. 50-53.

111. Chiche, *The concept of Platform-Switching*. Journal de Parodontologie et d'Implantologie Orale (JPIO), 2005: p. 30-36.
112. Doring, K., E. Eisenmann, and M. Stiller, *Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance*. J Oral Implantol, 2004. **30**(3): p. 198-209.
113. Sammons, R.L., et al., *Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behaviour in an explant model of osseointegration. A scanning electron microscopic study*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(6): p. 657-66.
114. Di Iorio, D., et al., *Quantitative evaluation of the fibrin clot extension on different implant surfaces: an in vitro study*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2005. **74**(1): p. 636-42.
115. Degidi, M., et al., *Immediately loaded titanium implant with a tissue-stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man after 4 weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(3): p. 276-82.
116. Schulda C and S. H, *Zehnjahresresultate mit dem Astra-Tech-Implantatsystem*. Implantologie, 2006. **14**(1): p. 81-92.
117. Gomez-Roman, G., *Visual-metric measurement of peri-implant bone defects on radiographs - a reliability study*. Z Zahnärztl Implantol, 1996. **12**(2): p. 104-9.
118. Gomez-Roman, G., *Die Vermessung periimplantärer Knochendefekte auf Röntgenaufnahmen mit Hilfe der digitalen Bildbearbeitung - eine Reliabilitätsstudie*. Z Zahnärztl Implantol, 1999. **15**(3): p. 133-8.
119. Mombelli, A., et al., *The microbiota of osseointegrated implants in patients with a history of periodontal disease*. J Clin Periodontol, 1995. **22**(2): p. 124-30.
120. Arjomand, M., *Eine Untersuchung zur Bestimmung der Häufigkeit von Periimplantopathien bei Patienten mit und ohne Parodontalerkrankung - eine retrospektive Studie*. Master of Science Implantologie, 2007. Aus dem Department für interdisziplinäre Zahnmedizin und Technologie der Donau-Universität Krems, Österreich.
121. Günther, J., *Die Bedeutung des Implantatdesigns für den Behandlungserfolg*. Implantologie Journal, 2010. **3**: p. 44-49.

122. Behneke, A., et al., *Hard and soft tissue reactions to ITI screw implants: 3-year longitudinal results of a prospective study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1997. **12**(6): p. 749-57.
123. Albrektsson, T. and G.A. Zarb, *Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance*. Int J Prosthodont, 1993. **6**(2): p. 95-105.
124. Behneke, A. and N. Behneke, *Korrelation und Prädiktion klinischer und radiologischer Parameter enossaler Implantate*. Z Zahnärztl Implantol, 1999. **15**: p. 209-223.
125. Bragger, U., et al., *Computer-assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A methodological study*. J Clin Periodontol, 1988. **15**(1): p. 27-37.
126. Pharaoh, M., *Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance*. Int J Prosthodont, 1993. **6**: p. 176-179.
127. Geertman, M.E., et al., *Clinical aspects of a multicenter clinical trial of implant-retained mandibular overdentures in patients with severely resorbed mandibles*. J Prosthet Dent, 1996. **75**(2): p. 194-204.
128. De Smet, E., et al., *The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants*. Dentomaxillofac Radiol, 2002. **31**(3): p. 176-81.
129. Schwarz, F., et al., *Influence of different treatment approaches on non-submerged and submerged healing of ligature induced peri-implantitis lesions: an experimental study in dogs*. J Clin Periodontol, 2006. **33**(8): p. 584-95.
130. Behneke, A., N. Behneke, and B. d'Hoedt, *A 5-year longitudinal study of the clinical effectiveness of ITI solid-screw implants in the treatment of mandibular edentulism*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. **17**(6): p. 799-810.
131. Naert, I., et al., *Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study*. Clin Oral Implants Res, 2002. **13**(4): p. 390-5.
132. Szabo G, Keck B, and d.H. B, *Präimplantologische Diagnostik mit individuellen Röntgenschablonen im Orthopantomogramm*. Z Zahnärztl Implantol, 1991. **7**: p. 33-36.

133. Thanyakarn, C., et al., *Measurements of tooth length in panoramic radiographs. 1. The use of indicators.* Dentomaxillofac Radiol, 1992. **21**(1): p. 26-30.
134. Gomez-Roman, G., et al., *Area-dependent enlargement ratios of panoramic tomography on orthograde patient positioning and its significance for implant dentistry.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1999. **14**(2): p. 248-57.
135. Grondahl, K., S. Sundén, and H.G. Grondahl, *Inter- and intraobserver variability in radiographic bone level assessment at Branemark fixtures.* Clin Oral Implants Res, 1998. **9**(4): p. 243-50.
136. Degidi, M. and A. Piattelli, *Comparative analysis study of 702 dental implants subjected to immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods with a follow-up of up to 24 months.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2005. **20**(1): p. 99-107.
137. Chuang, S.K., et al., *Risk factors for dental implant failure: a strategy for the analysis of clustered failure-time observations.* J Dent Res, 2002. **81**(8): p. 572-7.
138. Moheng, P. and J.M. Feryn, *Clinical and biologic factors related to oral implant failure: a 2-year follow-up study.* Implant Dent, 2005. **14**(3): p. 281-8.
139. Willer, J., et al., *Langzeitergebnisse nach Insertion von 1250 IMZ-Implantaten bei verschiedenen Indikationsgebieten.* Z Zahnärztl Implantol, 1999. **15**: p. 105-110.
140. Szabo, G. and C. Toth, *Komplikationshäufigkeiten beim Sinus-Lift.* 2001. **17**: p. 132-134.
141. Rinke, S. and R. Jenatschke, *Die implantatprothetische Einzelzahnversorgung im Seitenzahnggebiet.* Quintessenz, 2000. **51**: p. 1013-1021.
142. Kaufman, T.D., DA., *Endopore - Dentalimplantate mit poröser Oberfläche - Ergebnisse wissenschaftlicher Untersuchungen.* Z Zahnärztl Implantol, 2002. **18**: p. 132-140.
143. Graf, H.G. Knöfler, W. Hemprich, A, *Klinisches Verhalten des ZL-Duraplant-Implantatsystems mit Ticer Oberfläche. Mitteilung I: Überlebensraten.* Z Zahnärztl Implantol, 2001. **17**: p. 124-131.
144. Streckbein, R.S., S. Streckbein, Ph, *Die implantologische Versorgungsmöglichkeit bei reduziertem oro-vestibulären Knochenangebot mit Compress-Minidurchmesserimplantaten.* Z Zahnärztl Implantol, 2002. **18**: p. 29-34.

145. Gardner, D.M., *Platform switching as a means to achieving implant esthetics*. N Y State Dent J, 2005. **71**(3): p. 34-7.
146. Wennstrom, J.L., et al., *Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study*. J Clin Periodontol, 2005. **32**(6): p. 567-74.
147. Cappiello, M., et al., *Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2008. **28**(4): p. 347-55.
148. Maeda, Y., T. Satoh, and M. Sogo, *In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication*. J Oral Rehabil, 2006. **33**(1): p. 75-8.
149. Baggi, L., et al., *The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis*. J Prosthet Dent, 2008. **100**(6): p. 422-31.
150. Lazzara, R.J., *Immediate implant placement into extraction sites: surgical and restorative advantages*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1989. **9**(5): p. 332-43.
151. Donovan, R., et al., *Crestal bone changes around implants with reduced abutment diameter placed non-submerged and at subcrestal positions: a 1-year radiographic evaluation*. J Periodontol, 2010. **81**(3): p. 428-34.
152. Novaes, A.B., Jr., et al., *Influence of interimplant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical and radiographic study in dogs*. J Oral Implantol, 2009. **35**(1): p. 18-27.
153. de Oliveira, R.R., et al., *Influence of interimplant distance on papilla formation and bone resorption: a clinical-radiographic study in dogs*. J Oral Implantol, 2006. **32**(5): p. 218-27.
154. Novaes, A.B., Jr., et al., *Influence of interimplant distance on gingival papilla formation and bone resorption: clinical-radiographic study in dogs*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006. **21**(1): p. 45-51.
155. Beniashvili, *Zahn-implantat- und rein implantat-getragene Rekonstruktionen*. Z Zahnärztl Implantol, 1999. **15**: p. 87-91.

156. Weng, D., et al., *Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs.* Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(11): p. 1141-7.
157. Welander, M., I. Abrahamsson, and T. Berglundh, *Subcrestal placement of two-part implants.* Clin Oral Implants Res, 2009. **20**(3): p. 226-31.
158. Wolff, J., *Das Gesetz der Transformation der Knochen.* Hirschwald A., Berlin, 1892.
159. Gotfredsen, K., et al., *Histomorphometric and removal torque analysis for TiO<sub>2</sub>-blasted titanium implants. An experimental study on dogs.* Clin Oral Implants Res, 1992. **3**(2): p. 77-84.
160. Hartmann, H., *Frialit-2: Ein Erfahrungsbericht.* Zahn Mund Kieferheilk, 1997. **13**: p. 25-28.
161. Kaufmann, T., *Endopore - Dentalimplantate mit poröser Oberfläche - Ergebnisse wissenschaftlicher Untersuchungen.* Z Zahnärztl Implantol, 2002. **18**: p. 132-140.
162. Haessler, D., *Die naturanaloge Einzelzahnimplantation.* Quintessenz, 2003. **54**: p. 129-138.
163. Moser, W., *Finite-Elemente-Studie zur Verbesserung des Implantatschraubendesigns.* Z Zahnärztl Implantol, 1989. **1**: p. 29-32.
164. Nentwig, G.H., *Die transmucosale Schranke bei zweiphasigen, subgingival einheilenden Implantatsystemen und ihr biologisches Potential.* Parodontologie, 1998. **3**: p. 215-226.
165. Siar, C.H., et al., *Peri-implant soft tissue integration of immediately loaded implants in the posterior macaque mandible: a histomorphometric study.* J Periodontol, 2003. **74**(5): p. 571-8.



## 12. Anhang

**DENSPLY**  
FRIADENT

Friadent GmbH · Postfach 71 01 11 · 68221 Mannheim · Deutschland

Friadent GmbH  
Steinzeugstraße 50  
68229 Mannheim  
Telefon: (06 21) 4302-000  
Telefax: (06 21) 4302-001  
e-Mail: info@friadent.de  
www.dentsply-friadent.com

Herrn  
ZA Cyril Niederquell  
Praxis Dr. Arjomand und Partner  
Berliner Bogen | Anckelmannsplatz 1

20537 Hamburg

Ihre Nachricht    Ihr Zeichen    Unser Zeichen    Ihr Ansprechpartner / Durchwahl / 0621/4302-[0]    Mannheim, den  
02. September 2010

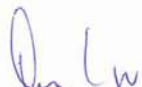
### Bilder-CD zu ANKYLOS®

Sehr geehrter Herr Niederquell,

die in unserer Bilder-CD zu ANKYLOS® enthaltenen Bilder werden gerne für Ihre Dissertation zur Verfügung gestellt und sind auch zum Druck freigeben.

Mit freundlichen Grüßen

FRIADENT GmbH  
Brand Management ANKYLOS®

  
Thomas Lange

### 13. Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Cyril Niederquell, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: **„Einfluss der vertikalen Implantatschulter-Position auf das krestale Knochenniveau: eine retrospektive radiologische Untersuchung beim ANKYLOS®-Implantatsystem“** selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum

Unterschrift