

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn –, Mund – und Kieferkrankheiten
der Universität Würzburg
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Dipl.-Ing. E.-J. Richter

**Einfluss der Osteotomtechnik nach Summers auf das
periimplantäre Knochenangebot**

Eine tierexperimentelle Studie

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von
Marc Zimmermann
aus Würzburg

Würzburg, Mai 2007

Referent: Prof. Dr. med. dent. Dipl.-Ing. E.-J. Richter

Koreferent: Prof. Dr. med. dent. U. Schlagenhauf

Dekan: Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 6.11.2007

Der Promovend ist Zahnarzt.

Meinen Eltern

Wurf

Solang du Selbstgeworfnes fängst, ist alles
Geschicklichkeit und läßlicher Gewinn- ;
erst wenn du plötzlich Fänger wirst des Balles,
den eine ewige Mit-Spielerin
dir zuwarf, deiner Mitte, in genau
gekonntem Schwung, in einem jener Bögen
aus Gottes großem Brücken-Bau:
erst dann ist Fangen-Können ein Vermögen,
- nicht deines, einer Welt...

Rainer Maria Rilke

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	1	
1.1	Implantate	1
1.2	Einheilung von enossalen Implantaten	2
1.2.1	Grundprinzipien der knöchernen Einheilung	2
1.2.2	Osseointegration - Definition und Begriff	4
1.2.3	Osseointegration - klinische und materialtechnische Faktoren	5
1.3	Knochentopographie und Knochenqualität	6
1.3.1	Knochentopographie	7
1.3.2	Knochentopographie im Oberkiefer	7
1.3.3	Knochentopographie im Unterkiefer	7
1.3.4	Knochenqualität	9
1.4.	Implantation im seitlichen Oberkiefer	10
1.4.1	Knochenangebot im seitlichen Oberkiefer	11
1.4.2	Knochenqualität im seitlichen Oberkiefer	13
1.4.3	Techniken zur Verbesserung des Implantationsitus	13
1.4.3.1	Bone splitting	14
1.4.3.2	Bone spreading	15
1.4.3.3	Osteotomtechnik nach Summers	15
2	Ziel und Strategie	20
3	Material und Methoden	21
3.1	Versuchstier	21
3.2	Versuchsanordnung	21
3.3	Operationstechnik	22
3.3.1	Extraktion der Prämolaren	22
3.3.2	Implantation	23
3.3.3	Postoperative Nachsorge	23
3.3.4	Entnahme der Präparate und histologische Aufbereitung	23

3.4	Auswertung	25
3.4.1	Lichtmikroskopische Auswertung	25
3.4.2	Histometrische Auswertung	25
3.4.3	Messung der Knochendichte	27
4	Statistik	29
5	Ergebnisse	30
5.1	Klinische Beobachtung	30
5.2	Histologische Beobachtung	30
5.3	Histometrische Ergebnisse	31
5.3.1	Vergleich der Knochendichte im Nahbereich der Osseotite - Implantate	32
5.3.2	Vergleich der Knochendichte im Nahbereich der maschinierten Implantate	34
5.3.3	Vergleich der Knochendichte im Nahbereich der Implantate einer Kieferseite unter Anwendung der Osteotomtechnik zwischen maschinierten und Osseotite – Implantaten	36
5.3.4	Vergleich der Knochendichte im Nahbereich der Implantate einer Kieferseite ohne Anwendung der Osteotomtechnik zwischen maschinierten und Osseotite – Implantaten	36
6	Diskussion	37
6.1	Diskussion des Modells	37
6.2	Diskussion der klinische Beobachtungen	38
6.3	Diskussion der histologischen Beobachtungen	38
6.4	Diskussion der histometrischen Ergebnisse	39
6.4.1	Beobachtungszeitpunkt	39
6.4.2	Chirurgische Technik	40
6.4.3	Versuchsaufbau	43
6.5	Weiterführende Experimente	44
7	Zusammenfassung	45
8	Literaturverzeichnis	47

1 Einleitung

Das Kauorgan des Menschen ist im Laufe des Lebens einem ständigen Wandel unterworfen. Dies sind zunächst altersphysiologische Veränderungen im Rahmen der Dentition und des Wachstums des Gesamtorganismus. Mit Beginn der Gebrauchsphase treten aber zunehmend Verschleißerscheinungen hinzu. Die Zahnmedizin sieht es als ihre Aufgabe an, diese Veränderungen festzustellen, und - falls nötig - für eine Verbesserung der Kaufunktion, der Ästhetik und der Phonetik zu sorgen. Unter diesem Gesichtspunkt haben zahnärztliche Implantate und insbesondere darauf festsitzend verankerter Zahnersatz einen immer größeren Stellenwert erlangt.

1.1 Implantate

Unter einem Implantat versteht man im Allgemeinen ein biokompatibles Material unterschiedlicher Form, welches in lebendes Gewebe zum Zwecke des Ersatzes verlorener Strukturen oder Funktionen eingebracht wird. Die dentalen Implantate in der Zahnmedizin werden in verschiedene Klassifikationen unterteilt. Als mögliche Kennzeichen für eine Einteilung haben sich die Art der Einheilung (offen vs. geschlossen), die Form, der Werkstoff, der Aufbau des Implantates (einteilig vs. mehrteilig) und die gewebsbezogene Lokalisation als sinnvoll erwiesen. Historisch wurden dentale Implantate in verschiedenen Geweben verankert. Dementsprechend unterschied Fallschüssel (1986) die folgenden Implantattypen:

- Subperiostale Implantate (n. Müller 1938)
- Enossale Implantate
- Enossal – subperiostale Implantate
- Transossale Implantate (nur Unterkiefer)
- Transdentale Implantate
- Intramuköse Implantate.

Die Gruppe der enossalen Implantate nimmt in der neueren Zeit eine überragende Stellung ein, da sie aufgrund einer hohen Erfolgsquote den anderen Implantattypen bzw. Implantatlokalisationen weit überlegen ist. Die

heutigen enossalen Implantate sind sich trotz gewisser Unterschiede in der Bauart in Bezug auf ihr Einheilungsverhalten sehr ähnlich.

1.2 Einheilung von enossalen Implantaten

Im Folgenden wird die Physiologie der Heilungsvorgänge im Grenzbereich zwischen Knochen und Implantat überblicksmäßig dargestellt.

1.2.1 Grundprinzipien der Einheilung

Der menschliche Knochen ist ein vaskularisiertes Bindegewebe, das aus zellulären und azellulären Bestandteilen zusammengesetzt ist. Er ist einem permanenten, auf die jeweilige Belastung bzw. Funktion ausgerichteten Umbauprozess unterworfen. Da die enossale Implantation durch das bewusste Einbringen eines Fremdkörpers eine iatrogene Wundsetzung im Bereich des Kieferknochens und des umliegenden Weichgewebes darstellt, können die allgemeinen Prozesse der Frakturheilung als Ausgangspunkt für die Erläuterung der implantären Heilung dienen (Franchi 2005).

Die Einheilung der Implantate kann entsprechend klinischer Erfahrungen in 3 Abschnitte unterschieden werden: die osseophyllische Phase, die osteokonduktive Phase und die osteoadaptive Phase (Marx 1996, Garg 2006).

Die **osseophyllische Phase** ist bestimmt durch die initiale Reaktion der umliegenden Gewebe. Durch die Schaffung des Implantatlagers mit Bohrern kommt es zur Verletzung von Blutgefäßen des Knochens und der trabekulären Knochenstruktur. Bereits nach wenigen Sekunden wird das eingebrachte Implantat mit einem komplexen Biofilm aus Fibrin, Proteasen und Thrombozyten benetzt (Nygren et al. 1997, Eriksson et al. 2001). Allerdings steht nur ein geringer Anteil des Knochens in direktem Kontakt mit der Implantatoberfläche. Der Biofilm konditioniert die Implantatoberfläche für die spätere Zellantwort seitens des ortsständigen Knochengewebes. Diese erfolgt durch eine initiale Protein Ein- und Auflagerung mit der Folge, dass die biochemischen Eigenschaften der Oberfläche verändert werden (Puelo 1999). Erst dadurch ist eine Anheftung von Entzündungszellen (polymorphkernige Granulozyten, später Monozyten) möglich (Franchi 2005). Diese Zellen sind

wichtige Elemente der frühen Gewebsantwort auf eine Traumatisierung. Ab dem 3. Tag nach der Wundsetzung wird ein verstärktes Einwachsen von Blutgefäßen in den paraimplantären Raum beobachtet. Dem folgt die Migration von undifferenzierten mesenchymalen Zellen (Vorläuferzellen), welche eine extrazelluläre Matrix zu synthetisieren beginnen. Gleichzeitig sind sie an der Produktion von Cytokinen und Wachstumsfaktoren beteiligt (Boyan et al. 1996). Die mesenchymalen Vorläuferzellen differenzieren sich in der Folge zu Osteoblasten.

Dies kennzeichnet den Übergang zur **osteokonduktiven Phase**. In dieser Phase kommt es auf Seiten der Implantatoberfläche durch die neugebildeten oder von der endostalen Oberfläche eingewanderten Osteoblasten zur Knochenneubildung. Die Implantatoberfläche und die extrazelluläre Matrix des Biofilms wirken als Leitstruktur. Initial ist der gebildete Knochen ein graziler Geflechtknochen in Form eines fibrokartilaginösen Kallus (Garg 2006, Schwarz et al. 1994). Dieser wird vergleichbar der enchondralen Ossifikation schrittweise in ausgereiften Geflechtknochen umgesetzt. Ausgehend von der Knochenoberfläche laufen im Rahmen der Distanzosteogenese ebenso Knochenneubildungsprozesse ab. Auf diese Weise wird der paraimplantäre Raum zunehmend knöchern durchsetzt. Auf den neugebildeten Geflechtknochen und auf bestehenden Spongiosabälkchen werden durch Osteoblastensäume lamelläre Knochenstrukturen aufgelagert und primäre Osteone gebildet. Es entsteht somit belastbarer lamellärer Knochen in einem Zeitraum von ca. 3 Monaten (Plenk et al. 1993). Nach dem 4. Implantationsmonat ist die De-novo-Synthese des Knochens auf der Implantatoberfläche weitestgehend abgeschlossen. Es ist ein stabiles Gleichgewicht zwischen Knochenabbau- und Knochenaufbauvorgängen erreicht (Zoldos et al. 1995).

Die **osteoadaptive Phase** ist eine Anpassungsphase an die In-Vivo-Implantatbelastung. Diese Phase wird auch häufig als *bone remodeling* bezeichnet. Es kommt zur belastungsorientierten Ausrichtung der Knochen trabekel längsachsal zur einwirkenden Druckkraft (Roberts 1988). Diese Prozesse sind den natürlich biomechanischen, stoffwechselbedingten

und altersgebundenen Einflüssen unterworfen. Überschüssige endostale und periostale Kallusbildungen werden durch Osteoklastenaktivität abgebaut. Es besteht aber auch die Möglichkeit der Sklerosierung in Bereichen erhöhter Belastung (Plenk et al. 1993). Ist das Gleichgewicht von Auf- und Abbauprozessen gegeben, kann von einer stabilen Osseointegration gesprochen werden.

1.2.2 Osseointegration - Definition und Begriff

Die dynamische Weiterentwicklung der endossalen Implantate seit den 60er Jahren ist unmittelbar mit dem Namen P.I. Brånemark verbunden. Aufgrund seiner Grundlagenforschung entstand ein neues Modell für die mikromorphologische Verankerung endossaler Implantate im Kieferknochen (Brånemark et al. 1969, Brånemark 1985). Seit dieser Zeit spricht man in Bezug auf Implantate von einer Einheilung im Sinne der Osseointegration.

Unter Osseointegration versteht man im Allgemeinen einen direkten funktionellen und strukturellen Verbund zwischen Implantatoberfläche und einem differenzierten Knochengewebe ohne die Zwischenschaltung von bindegewebigen Schichten. Die Bestätigung dieses Verbundes war zunächst nur indirekt über den labortechnischen Nachweis von Knochenstrukturen unmittelbar auf ausgelösten Titanimplantaten möglich. Mitte der 70er Jahre entwickelte A. Schroeder bei seinen Untersuchungen zum Implantat-Knochenkontakt eine Technik, welche endlich eine mikroskopische Darstellung von Schnittpräparaten durch nichtentkalkten Knochen und Implantate ohne vorherige Ablösung des Implantates möglich machte (Schroeder et al. 1976, 1978, 1981).

Auch in der Klinik wird der Begriff Osseointegration genutzt, wobei eine befundbezogene Definition hilfreich ist. Zarb und Albrektsson legten fest: „Osseointegration ist ein Prozess, der eine klinisch asymptotische, starre Fixierung eines alloplastischen Materials ergibt und diese auch unter funktionellen Belastungen aufrecht erhält.“ (Zarb 1991). Dieser Variante der Definition „Osseointegration“ liegt die Erkenntnis zugrunde, dass auch bei nicht

100%-igem Implantat – Knochenkontakt ein klinisch belastungsstabiler Zustand vorliegen kann (Nyström et al. 2004).

1.2.3 Osseointegration – klinische und materialtechnische Faktoren

Bei einem enossalen Implantat wird der Heilungsverlauf, dessen Ziel die Osseointegration ist, durch unterschiedliche Faktoren beeinflusst. Diese Faktoren wurden von Albrektsson erstmalig zusammengefasst, und stellen bis heute die wissenschaftlichen Tätigkeitsschwerpunkte dar, durch deren Weiterentwicklung eine im Sinne der Funktion und der Ästhetik dauerhaft erfolgreiche Implantation ermöglicht wird. Diese Faktoren sind:

- Biokompatibilität des Materials
- Design des Implantates
- Makro - und mikroskopische Struktur der Implantatoberfläche
- Bedingungen im Implantatbett
- Chirurgische Technik
- Belastung des Implantates (Albrektsson et al. 1981).

Der implantologische Erfolg wird unterschiedlich beurteilt (Buch 2003). Die Erfolgskriterien von Albrektsson sind vergleichsweise streng und finden häufig Anwendung. Allgemein anerkannte Mindestkriterien für einen Erfolg sind:

- Nach 5 Jahren in Funktion sollten mindestens 85% nach 10 Jahren 80% der Implantate noch funktionstüchtig sein.
- Das individuell unverblockte Implantat ist klinisch fest.
- Das Röntgenbild zeigt keine durchgehende periimplantare Transluzenz.
- Der vertikale Knochenabbau ist kleiner als 0,2 mm pro Jahr nach dem 1. Jahr der Liegedauer.
- Es bestehen keine bleibenden und / oder irreversiblen Symptome wie Schmerz, Infektion, Neuropathie, Parästhesie oder Verletzung des Mandibularkanales (Albrektsson et al. 1986)

Unter den angegebenen Faktoren, welche die Osseointegration des Implantates beeinflussen, kann neben der chirurgischen Technik auch der Faktor – Bedingungen im Implantatbett – durch den Operateur während der Implantation mitbestimmt bzw. beeinflusst werden. Unter Bedingungen im Implantatbett versteht man die Topographie und die Qualität des ortsständigen Knochens. Die Möglichkeit und der Umfang der Optimierung dieser Bedingungen durch den Operateur richten sich im Wesentlichen nach dem Ausgangsangebot und der Ausgangsqualität des Knochens im Bereich der Implantationsstelle (s. Kap. 1.3). Diese Bedingungen sind nicht nur von Bedeutung, da der ortsständige Knochen als Quelle für die zellulären Grundlagen der knöchernen Einheilung dient (s. Kap. 1.2.1), sondern sie sind auch die Basis für die zur Osseointegration notwendige Primärstabilität. Um eine ausreichende Primärstabilität zu erzielen, ist neben angemessenen Implantatdimensionen in Länge und Durchmesser ein genügend großer Widerstand des knöchernen Implantatlagers erforderlich. Dieser Widerstand korreliert mit der Knochenqualität im Bereich des Implantatstollens. Da häufig der Dimensionierung der Implantate durch die Knochentopographie Grenzen gesetzt sind, wird mit speziellen operativen Techniken auch Einfluss auf die Knochenqualität, speziell auf die Knochendichte im Nahbereich der Implantate, genommen.

1.3 Knochentopographie und Knochenqualität

Das vorhandene Knochenangebot und die Qualität des ortsständigen Knochens sind individuell sehr unterschiedlich und hängen auch vom Kieferbereich ab, in den implantiert werden soll. Um nach der Implantation einen funktionell und ästhetisch zufrieden stellenden Zahnersatz anfertigen zu können, wird die Position der Implantate im Kiefer durch die Gestaltung des späteren Zahnersatzes bestimmt, und zwar vielfach ohne zwingende Korrelation zum vorgefundenen ortsständigen Knochenangebot. Daraus ergibt sich für den Operateur die Notwendigkeit die Knochentopographie und – qualität in günstiger Weise zu beeinflussen, falls das Knochenvolumen für ausreichend dimensionierte Implantate und deren Primärstabilität es erforderlich macht.

Hinsichtlich der Topographie kommen augmentative Techniken zum Einsatz. Die Knochenqualität lässt sich über spezielle operative Techniken wie die im Folgenden beschriebene Osteotomtechnik nach Summers verbessern.

1.3.1 Knochentopographie

Nach dem Verlust von Zähnen finden im Kieferknochen verstärkt Umbau- und Anpassungsprozesse statt. Diese Prozesse führen zu einer Resorption des Kieferknochens aufgrund von Abbaumechanismen im Bereich der Extraktionsalveole sowie später durch lokale Druckerhöhungen auf der Knochenoberfläche der zahnlosen Kieferabschnitte (Mercier und Lafontant 1979). Nach einer initial verstärkten Resorption (6 Monate bis 2 Jahre) wird die Maxilla in der Folgezeit vertikal ca. 0,1 bis 0,5 mm pro Jahr resorbiert (Atwood 1971). Die durchschnittliche vertikale Resorption im Unterkiefer liegt bei ca. 0,4 bis 2,0 mm pro Jahr (Tallgren 1972). Die Ausrichtung dieser Resorptionsvorgänge in horizontaler Richtung ist ebenfalls im Ober- und Unterkiefer unterschiedlich, mit Folgen für die Topographie.

1.3.2 Knochentopographie im Oberkiefer

Der resorbierte Oberkiefer erscheint im Vergleich zum Unterkiefer häufig in transversaler Richtung verkleinert. Das resultiert aus der speziellen Anatomie des Oberkiefers. Die sagittale Ausdehnung des Alveolarbogens ist in der Basis kleiner als im Bereich des Kieferkammes, was zu einer Bukkalneigung des Alveolarfortsatzes führt. Die Resorptionsvorgänge bewirken eine Abrundung des bukkalen Bereiches des Kieferkammes. In Bezug auf die Kieferkammitte bewirkt der verstärkte Abbau der bukkalen Anteile der Alveolen eine zentripedale Verschiebung (Solar et al. 1998).

1.3.3 Knochentopographie im Unterkiefer

Der Alveolarbogen des Unterkiefers ist sagittal schmaler als die *Basis mandibulae*. Hieraus resultiert eine Kippung des Alveolarkammes nach lingual mit Ausnahme der Unterkieferfront. Die Umbauprozesse nach Zahnverlust bewirken in der Front eine ähnliche zentripedale Verschiebung der

Kieferkammmitte. Im Seitenzahnbereich werden die Alveolarflächen allerdings wegen des höheren Kortikalisanteils weniger stark abgebaut. Das führt zu einer scheinbar zentrifugalen Resorptionsrichtung von innen nach außen (Gruber et al. 1993). Der Unterkieferzahnbogen erscheint im Seitenzahnbereich somit im Vergleich zum Oberkiefer relativ vergrößert (Abb. 1.3.3).

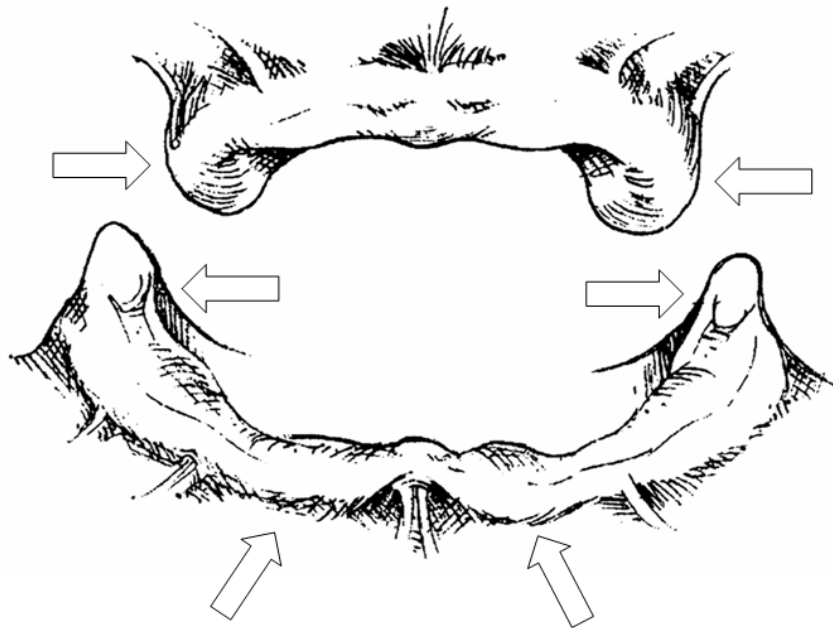


Abb.1.3.3 Bimaxilläres Resorptionsverhalten nach Zahnverlust
(modifiziert n. Strub et al. 1993)

Die Positionierung der Implantate muss einerseits diesen geänderten knöchernen Verhältnissen Rechnung tragen, andererseits soll festverankerter Zahnersatz entsprechend der prothetischen Vorgaben gestaltet sein. Daraus ergibt sich das Problem, dass das Knochenangebot im Bereich der zahnlosen Kieferabschnitte häufig für prothetisch ideal platzierte Implantate ungenügend ist und damit Augmentationen bzw. andere spezielle chirurgische Maßnahmen vor oder während des chirurgischen Eingriffs notwendig werden.

1.3.4 Knochenqualität

Bei einem reduzierten Angebot an ortständigem Knochen ist die Knochenqualität für die notwendige Primärstabilität des Implantates von Bedeutung. Sie ergibt sich aus dem Anteil an Kortikalis und der Dichte der Spongiosa. Auch in diesem Parameter gibt es nicht nur individuelle Unterschiede. Es lassen sich generelle Differenzen zwischen der Qualität des Oberkiefer- im Vergleich zum Unterkieferalveolarknochen feststellen (Friberg 1995). Ein seit seiner Veröffentlichung 1985 vielzitiertes Modell zur Klassifizierung der Knochenqualität im Ober – und Unterkiefer wurde von Lekholm und Zarb beschrieben (Abb. 1.3.4). Dem folgend unterscheidet man 4 Knochenqualitäten.

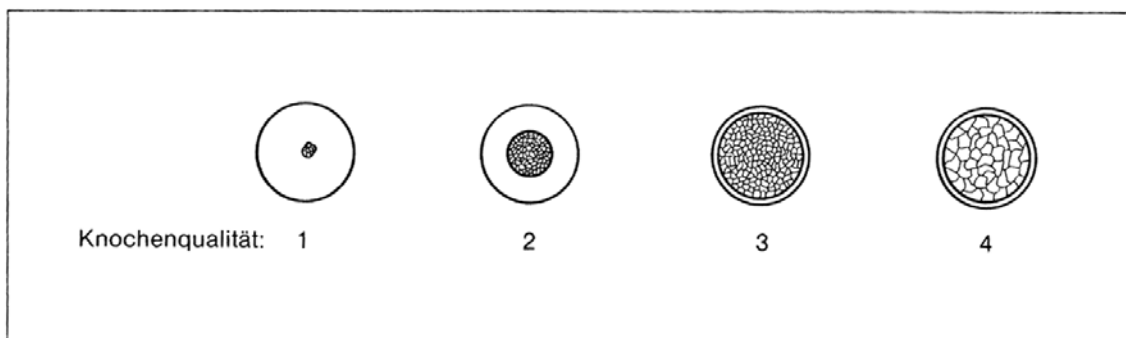


Abb. 1.3.4 Knochenqualitäten nach Lekholm und Zarb (Brånemark 1985)

1. Der Kieferknochen besteht fast ausschließlich aus homogener und kompakter kortikaler Substanz.
2. Eine breite Kompakta umgibt einen Bereich dichter Spongiosa.
3. Eine dünne Kortikalis umgibt dichte Spongiosa mit guter Festigkeit.
4. Eine dünne Kortikalis umgibt lockere Spongiosastrukturen.

Um das Implantat primärstabil zu verankern, wird bei den meisten Implantatsystemen untermässig aufbereitet. Das bedeutet, dass der Durchmesser des letzten Aufbereitungsbohrers geringfügig kleiner gewählt wird

als der des einzubringenden Implantates. Das bewirkt eine Erhöhung des Einbringwiderstandes, da der Knochen lateral des Implantates beim Einbringen leicht kondensiert wird. Knochenqualitäten von Typ I und II erschweren aufgrund ihres hohen Kortikalisanteiles diese Kondensation. Häufig ist hier um das Implantat überhaupt vollständig zu verankern das Vorschneiden des Gewindes nötig. Dadurch werden Drucknekrosen bzw. die Schädigung des Implantates vermieden. Im Allgemeinen ermöglichen diese Knochenqualitäten eine primärstabile Verankerung des Implantates ohne spezielle Kondensationstechniken.

Die Knochenqualitäten Typ III und IV bietet hinsichtlich der Knochenqualität durch deren geringeren Kortikalisanteil ungünstigere Voraussetzungen für die primärstabile Verankerung des Implantates. Sie korreliert mit niedrigeren klinischen Erfolgsraten (bis zu 30% Verlustrate nach 5 Jahren) von Implantaten, welche in derartige Kieferareale gesetzt wurden (Jaffin et al. 1991). Die Knochenqualitäten Typ III und IV sind häufig im seitlichen Oberkiefer anzutreffen.

1.4. Implantation im seitlichen Oberkiefer

Die Knochenverhältnisse im zahnlosen seitlichen Oberkiefer erschweren eine Implantation. Zum einen wirkt sich die Größe und Lage der Kieferhöhle, *sinus maxillaris*, als Problem für die Implantation aus, da die verbleibende Restknochenhöhe häufig niedriger ist, als die gewünschte Implantatlänge von mindestens 10mm (Kap.1.4.1). Zum anderen erschwert die meist vorhandene Knochenqualität Typ III und IV im seitlichen Oberkiefer eine Kompensation dieses Defizits durch Verwendung kürzerer Implantate (Jaffin et al. 1991). Die Folge ist häufig, dass bei vergrößerter intermaxillärer Distanz entweder vertikal auf dem Alveolarkamm augmentiert werden muß, oder bei erhaltenem intermaxillären Abstand eine Augmentation in der Kieferhöhle erfolgt. In Situation bei ausreichender Knochenhöhe aber ungünstiger Knochenqualität kann allerdings eine Kondensationstechnik gemäß der Osteotomie nach Summers ausreichen um ein Implantat primärstabil einzusetzen (Kap.1.4.3.3).

1.4.1 Knochenangebot im seitlichen Oberkiefer

Wegen der Kieferhöhle im Bereich des seitlichen Oberkiefers werden an den Implantologen besondere Anforderungen gestellt. Der *Sinus maxillaris* ist die größte Nasennebenhöhle (Krpmotic-Nemanic 1977). Nach deren vollständiger Ausbildung um das 18. Lebensjahr beträgt das Durchschnittsvolumen 15 cm^3 (Krpmotic-Nemanic 1977). Ein dünnes Dach trennt sie von der Orbita. Die dünne mediale Wand liegt in der Höhe des unteren und mittleren Nasenganges. Die dorsale Wand bildet der *Tuber maxillae* und grenzt an die *Fossa pterygopalatina*. Die ventrale Wand entspricht der seitlichen Facialfläche der Maxilla. Der Boden der Kieferhöhle hat seine tiefste Stelle in der Region des 2. Prämolaren. Oft reichen die Wurzeln der Seitenzähne in diesem Bereich in die Kieferhöhle hinein (Chanavaz 1990). Das Angebot an ortsständigem Knochen in der Vertikalen ist oft schon in vollbezahntem Zustand aus implantologischer Sicht gering.

Nach Zahnverlust kommt es durch die Resorption im Rahmen der Heilung einerseits und durch eine messbare Vergrößerung der Kieferhöhle durch eine fortschreitende Pneumatisierung andererseits zu einem effektiven Knochenverlust von bis zu 80% (Gruber et al. 1993). Die entstehenden Kieferkammkonturen (Abb. 1.4.1) sind in der Häufigkeit des Auftretens nicht eindeutig der Klassifizierung von Cawood und Howell (Tab. 1.4.1) zuzuordnen, da sich horizontale und vertikale Resorption individuell verschieden stark auswirken können. Die Resorptionsklassen IV und V sind aber im klinischen Alltag häufig im Oberkieferseitenzahnbereich anzutreffen.

Tab. 1.4.1 Resorptionsklassen im Oberkiefer n. Cawood und Howell (1986)

Resorptionsklasse	Knochenangebot
I	Vollständig erhaltene Alveole
II	Zustand direkt nach der Extraktion
III	Gerundet, ausreichende Höhe und Breite
IV	sehr scharfkantige und hohe Alveole, geringe Breite
V	flacher Kieferkamm, geringe Breite
VI	stark atrophiertes Prozessus alveolaris

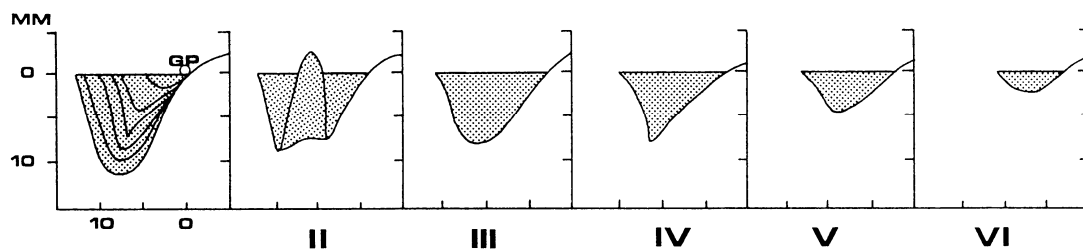


Abb.1.4.1 Kieferkammkonturen im seitlichen Oberkiefer nach Cawood und Howell (Cawood et al. 1988)

In der Klassifizierung dieser Resorptionsklassen ist der Grad der Pneumatisierung der Kieferhöhle nicht berücksichtigt. Es ergeben sich durch die besonderen anatomischen Verhältnisse also zwei für das implantologische Vorgehen unterschiedliche klinische Situationen. Einerseits werden die Alveolarkammformen Typ IV und V vorgefunden, welche aber aufgrund einer starken Pneumatisierung der Kieferhöhle nur eine Restknochenstärke von lediglich 1-4mm vorweisen (Ulm et al. 1995). In diesen Fällen sind augmentative Maßnahmen im Sinne eines Sinuslifts erforderlich. Andererseits gibt es den Alveolarkamm Typ IV und V, dessen Knochenangebot in der vertikalen Dimension meist noch eine Implantation in Standardlänge ohne augmentative Maßnahmen erlaubt, dessen vestibulo-orale Ausdehnung aber die geforderte Restknochenlamelle von allseitig mindestens 1 mm nach

Implantation ohne zusätzliche Maßnahmen nicht zulässt (Wilson 1989, Traxler et al. 1992). Daher sind Techniken zur Verbesserung des Implantationssitus entwickelt worden, welche speziell nur die horizontale Knochendimension betreffen (s. Kap. 1.4.3). Nur im Falle der eher seltenen Resorptionsklassen I bis III ist in der Regel eine normale Implantation ohne zusätzliche augmentative Maßnahmen möglich.

1.4.2 Knochenqualität im seitlichen Oberkiefer

Die Bestimmung der Knochenqualität kann direkt oder indirekt erfolgen. Bei der direkten Methode, meist im Tierversuch, werden üblicherweise Knochendichtemessungen und mikroskopische Analysen an Schliffrpräparaten durchgeführt. Der Grad der Knochendichte sowie die Verteilung von kompakten und spongiösen Knochenarealen gelten als Maß für die Knochenqualität (Nkenke et al. 2003, Todisco et al. 2005). Als indirekte Methode - meist im Rahmen von Knochenprobenbohrungen oder Implantatbettauflösungen - wird die Analyse von Drehmomentverläufen bzw. Schnittwiderständen genutzt (Friberg et al. 1995).

Entsprechend des in Abschnitt 1.3.4 erläuterten Modells zur Klassifizierung der Knochenqualität ergeben sich für die posteriore Maxilla aus beiden Methoden überwiegend Werte der Knochenqualität 3 oder 4 nach Lekholm und Zarb (Truhlar et al. 1997).

1.4.3 Techniken zur Verbesserung des Implantationssitus

Die oben beschriebenen Probleme, die im Rahmen von Implantationen im zahnlosen lateralen Oberkiefer aufgrund der ungünstigen Knochentopographie und -qualität auftreten können, haben zur Entwicklung innovativer chirurgischer Techniken zur Verbesserung der Ausgangssituation geführt. Diese Techniken umfassen solche, die das Knochenangebot primär in vertikale Richtung (Sinuslift) oder primär in vestibulo-orale Richtung verbessern.

Im Folgenden werden lediglich Techniken aus der Gruppe der Alveolar-Extensionsosteoplastiken bzw. Alveolar-Kondensationstechniken beschrieben, welche ein Knochendefizit in der vestibulo-oralen Ausdehnung reduzieren sollen.

1.4.3.1 Bone splitting

Die von J. Fr. Osborn eingeführte Technik des Bone splitting (Osborn 1985) ist eine reine Alveolar-Extensionsosteoplastik. Es handelt sich um ein rekonstruktives Verfahren mit dem Ziel, den Alveolarfortsatz zu verbreitern. Da der alveoläre Kollaps sowie die Inaktivitätsatrophie zu einem, wie oben beschrieben, überwiegend vestibulären Knochendefizit führen, zielt die Extension auch in vestibuläre Richtung. Dazu wird durch eine Doppelwinkelosteotomie ein periostgestieltes, trapezförmiges Knochensegment erzeugt, wodurch der basale Anteil des Segmentes knöchern und periostal gestielt bleibt. Dies erspart einerseits die Fixation des Knochensegmentes durch Schrauben oder Miniplatten, wie sie bei freien Knochenblocktransplantaten Anwendung finden. Die periostale Verankerung ist vorteilhaft, da dadurch eine gute Vaskularisierung und somit Ernährung des Knochensegmentes sichergestellt ist.

Das Segment wird nach vestibulär aufgedehnt, und der entstehende Hohlraum kann mit einem alloplastischen Knochenersatzmaterial oder Eigenknochen gefüllt werden. Die Knochenneubildung im Spaltbereich wird dadurch unterstützt. Die Extension der Breite des Alveolarkammes beträgt bis zu 5 mm. Diese Art der Extensionsosteoplastik war von Osborn für ein zweizeitiges Vorgehen gedacht. Osborn empfahl eine Wartezeit von 1 bis 1 ½ Jahren bis zur Implantation (Osborn 1985). Diese dargestellte Technik wurde durch F. Khoury für den Oberkieferfrontzahnbereich modifiziert. Er eröffnet ein zweites Op-Gebiet, um im Kieferwinkelbereich einen „Knochendeckel“ zu mobilisieren, der als Interponat zwischen vestibulärer und palatinaler Kortikalislamelle eingelegt wird. Dadurch lässt sich neben einer besseren Stabilisierung der gespreizten Segmente und einer schnelleren Einheilung auch eine größere Extension bis zu 8 mm erzielen (Khoury 1987).

Eine erneute Modifikation erfuh diese Technik dahingehend, dass die Implantate sofort eingebracht werden und der übrige Spaltraum durch alloplastisches Material oder durch Knochenspäne aufgefüllt wird. Die Erfolgsquote dieser Implantationstechnik liegt in vergleichbaren Studien bei 98% nach 5 Jahren (Scipioni et al. 1994, Sethi et al. 2000).

1.4.3.2 Bone spreading

Unter Bone spreading – Knochenspreizung – ist eine dentalchirurgische Technik zu verstehen, bei der der Alveolarknochen mittels meißelförmiger Instrumente ohne winkelförmige Osteotomien zur Schaffung eines verbreiterten Implantatlagers aufgespreizt wird. Die von G. H. Nentwig eingeführte Technik, früher noch als Bone splitting bezeichnet, wurde vor allem entwickelt, um auch Sofortimplantationen durchführen zu können. Als Voraussetzungen wird eine Mindestbreite des Kieferkammes von 2 mm gefordert, was präoperativ z.B. durch eine Schleimhautdickenmessung ermittelt werden sollte. Im Gegensatz zum Bone splitting wird lediglich in Kieferkammmitte osteotomiert. Dann werden in aufsteigender Größe Flachmeißel zur initialen Aufspreizung eingesetzt. Abschließend wird der Implantatstollen mit einem Rundmeißel unter weiterer Aufdehnung der Kortikalislamellen ausgeformt. Anschließend kann das Implantatbett wie üblich aufbereitet und implantiert werden (Nentwig 1986).

1.4.3.3 Osteotomtechnik nach Summers

Das Bone spreading leitet über zur Osteotomtechnik nach Summers. Anfang der 90iger Jahre entwickelte Robert B. Summers eine Technik zur Verbesserung der Implantationsbedingungen im seitlichen Oberkiefer. Ausgangspunkt seiner Entwicklung waren die beschriebenen Probleme durch die Defizite in der Knochenqualität und –quantität der lateralen Maxilla. Die übliche Technik der Implantatbettaufbereitung mit rotierenden Instrumenten erweist sich hier als schwierig. Die taktile Sensitivität ist in Knochenqualitäten Typ 3 und 4 (n. Lekholm und Zarb – siehe Abb. 1.3.4) mit rotierenden Instrumenten reduziert, was eine genaue Orientierung und Ausrichtung der Bohrinstrumente erschwert. Es besteht weiterhin das Risiko der

Überinstrumentierung und gegebenenfalls sogar die Gefahr der großflächigen Eröffnung des *Sinus maxillaris*. Bei einer möglichen Verbesserung der Taktilität durch Abstützung nah am Instrumentenkopf wird die visuelle Kontrolle jedoch deutlich verschlechtert (Summers 1994).

Die Osteotomtechnik ist indiziert zur:

- Knochenverdichtung
- Kieferkammspreizung
- Interne „vertikale“ Augmentation des *Sinus maxillaris* mit sofortiger Implantation
- Interne „vertikale“ Augmentation des *Sinus maxillaris* mit Implantation nach Ausheilung.

Das Ziel der Osteotomtechnik nach Summers im engeren Sinne ist es, den durch die üblichen Vorbohrungen entstehenden Verlust von ortsständigem Knochen zu reduzieren, und die Dichte der Spongiosa so zu erhöhen, dass das eingebrachte Implantat primärstabil verankert werden kann. Mittels speziell entwickelter Osteotome (Abb. 1.4.3.3 a) wird der Knochen an der Spitze und seitlich des Arbeitsteils aufgrund der konischen Form verdrängt und somit verdichtet.



Abb. 1.4.3.3 a Osteotomset nach Summers (3i Implant Innovations Inc.)

Die Osteotome werden mittels eines Hammers in den Knochen vorwärtsgetrieben. Die Spitze der von Summers entwickelten Handinstrumente ist stumpf und leicht konkav (Abb. 1.4.3.3 b). Der Knochen vor der Instrumentenspitze wird vor dem Instrument komprimiert und gleichzeitig vertikal in Richtung des Kieferhöhlenbodens verlagert.

Das dargestellte Osteotom – Set (3i Implant Innovations Inc. Kit #1-5) besteht aus 5 dieser Osteotome mit aufsteigendem Durchmesser. Zur besseren Orientierung ist der Arbeitsteil ähnlich wie bei Implantatbohrern längenkodiert. Das Design der Osteotome erlaubt eine Aufbereitung des Implantatbettes unabhängig vom Implantattyp. Das zuletzt benutzte Osteotom wird jeweils entsprechend dem gewünschten Implantatdurchmesser leicht untermassig gewählt.

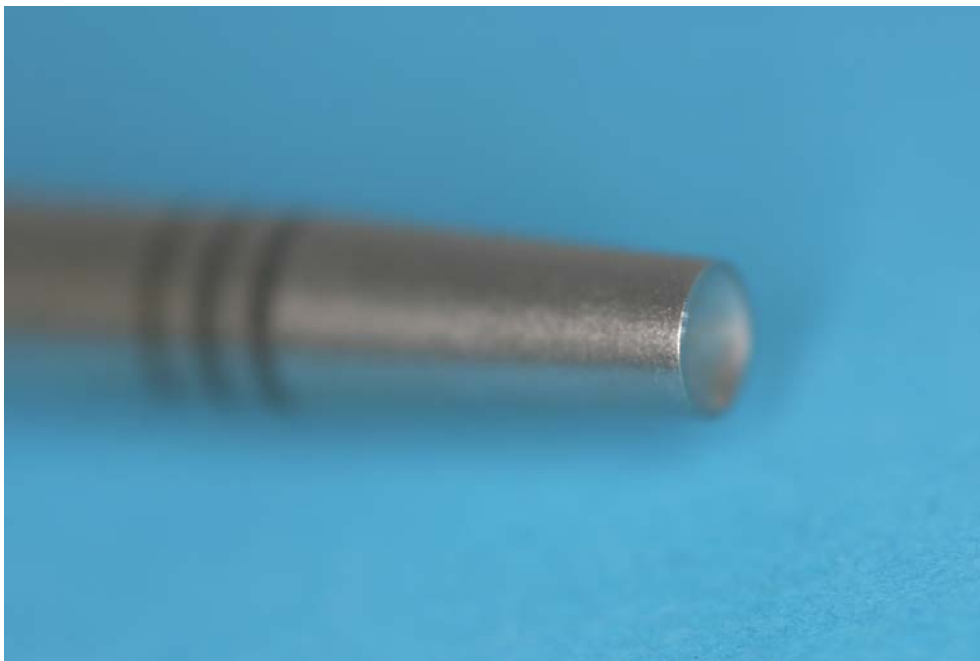


Abb. 1.4.3.3 b Spitze des Arbeitsteils des Osteotoms

Die Kieferkammspreizung (ridge expansion osteotomy) erfolgt dabei quasi automatisch, da die Instrumente konisch sind. Die schmalen Kieferkämme (Mindestbreite: ≥ 3 mm) erfahren eine laterale Verdrängung der bukkalen und palatinalen Knochenwände. Allerdings können bei dieser Technik trotz

schrittweiser Steigerung des Instrumentendurchmessers Frakturen der Alveolarkammlamellen auftreten, wenn der Knochen zu wenig nachgibt und die Lamellen zu dünn sind. Daher ist bei starker Kompakta das Bone splitting oder Bone spreading (Kap. 1.4.3.1 und 1.4.3.2) der Summers – Osteotomie vorzuziehen, um ein unkontrolliertes Brechen der Alveolenwand im Bereich der Osteotomie zu vermeiden. Nach der Spreizung, die mit einer Kondensation kombiniert ist, lassen sich die zum letzten Osteotom passenden Implantate primär stabil verankern.

Der interne Sinuslift (sinus floor elevation) vergrößert das vertikale Knochenangebot im seitlichen Oberkiefer. Das Grundprinzip ist hierbei, dass der Kieferhöhlenboden ohne die Kieferhöhlenschleimhaut zu verletzen lokal durch das Osteotom frakturiert wird und der mit der Schleimhaut verbundene Knochenbereich wird mit dem Osteotom in Richtung Kieferhöhle angehoben (Abb. 1.4.3.3 c). Dies vergrößert quasi das vertikale Knochenangebot.

Neben der Möglichkeit der sofortigen Implantation während des Sinuslift kann der interne Sinuslift auch präimplantologisch erfolgen. Die Implantation wird in diesem Fall 4 – 6 Monate nach Ausheilen des Defektes durchgeführt. Beide Varianten beinhalten die Option, mittels der Osteotome autologe Knochenspäne (Rosen et al. 1999, Zitzmann et al 1998) oder Knochenersatzmaterial zusätzlich zum ortständigen Knochen in die Kieferhöhle, genauer in den Bereich des Sinusliftes einzubringen, und so letztlich vertikal Knochen zu augmentieren.

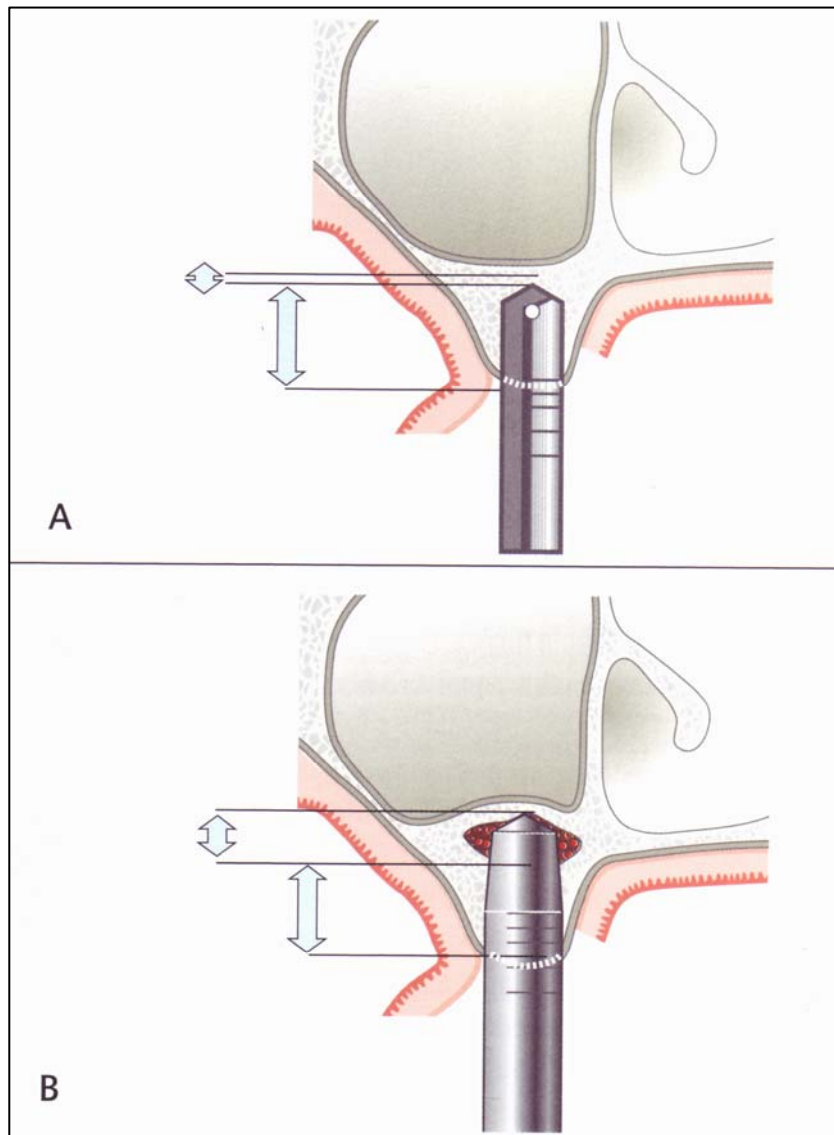


Abb. 1.4.3.3 c Schematische Darstellung des internen Sinuslift:

A) Position eines Aufbereitungsbohrers vor der Osteotomie. Der Abstand zum bestehenden Kieferhöhlenboden soll ca. 2mm betragen. Dann ist eine Perforation durch die Osteotomie in der Regel ausgeschlossen.

B) Osteotomposition nach Osteotomie (kondensierter Knochen rot) mit Anhebung des basalen Kieferhöhlenbodens (Sehti et al. 2006)

2 Ziel und Strategie

Zielsetzung dieser Arbeit war es, zu ermitteln, ob die Osteotomie nach Summers einen Effekt auf die Knochendichte im Nahbereich eines Implantates auch über die Frühphase der Implantateinheilung hinaus hat, und in welcher Entfernung von der Implantatoberfläche dieser Effekt noch nachweisbar ist.

Wie in Kapitel 1.4.3.3 beschrieben, findet die Osteotomie nach Summers im seitlichen Oberkiefer Anwendung, um trotz des häufigen vertikalen Knochendefizits sowie ungünstiger Knochenqualität und -quantität ein primärstabiles Implantat inserieren zu können.

Zur Untersuchung des Kondensationseffektes wurde folgende Untersuchungsstrategie gewählt: Im Tiermodell wurden Implantate zum Einen mit der Osteotomie nach Summers und zum Anderen auf konventionelle Weise implantiert. Durch eine vergleichende histologische Untersuchung der Knochendichte im Nahbereich der Implantate wurde der Einfluss der Osteotomie auf die Knochenqualität überprüft.

3 Material und Methoden

3.1 Versuchstier

Für die tierexperimentelle Untersuchung wurde ein Hundemodell (Amerikanischer Foxhound) gewählt. Anatomisch ist der Hund dem Menschen im Oberkiefer sehr ähnlich. Das knöcherne Kauorgan besteht aus dem Oberkieferbein (Maxilla), das mit dem Zwischenkieferbein (*Os incisivum*) verschmolzen ist, und dem Unterkiefer (Mandibula). Der *Corpus maxillae* besteht weitestgehend aus spongiösem Knochen und ist pneumatisiert. Im Gegensatz zum Menschen fehlt dem Hund eine abgegrenzte Kieferhöhle. Er besitzt statt dessen eine kleine Kieferbucht – *Recessus maxillaris* (Nickel et al. 1992; Steible 2001).

Histomorphologisch trifft man beim Hund die gleichen Strukturen an, wie beim Menschen. Der Knochenumbau und die Knochenregeneration unterliegen den gleichen Gesetzmäßigkeiten (Bilezikian et al. 1996). Die Reparationsdynamik des Knochens ist in verschiedenen Spezies unterschiedlich. Auch in diesem Punkt sind Werte des Hundes im Allgemeinen übertragbar, da seine Knochenwachstumsrate (Appositional Bone Formation Rates = ABFR) mit 1,5 – 2 $\mu\text{m} / \text{d}$ nur gering über den menschlichen Normwerten 1 – 1,5 $\mu\text{m} / \text{d}$ liegt (Lee et al. 1965, Osborn 1983).

Es wurden insgesamt 5 Hunde (Amerikanische Foxhound) bis zu einem Alter von 5 Jahren herangezogen. Sie wurden mit Haltungsfutter und Wasser ad libitum ernährt. Die artgerechte Haltung erfolgte unter tierärztlicher Kontrolle.

3.2 Versuchsanordnung

Zunächst wurde unter Vollnarkose die beidseitige Extraktion von je 3 Prämolaren (P1 – P3) pro Oberkieferseite durchgeführt. Nach einer natürlichen Ausheilungsphase wurden in der entsprechenden Kieferregion pro Kieferseite je 2 Implantate (3i-Osseotite (OSS3210)) und 1 Implantat (3i-maschinierter Oberfläche (MH310)) inseriert. Die Position der Implantates mit maschinierter Oberfläche war bei den Hunden variabel an Position P1, P2 oder P3. Sie war aber rechts- und linksseitig identisch. Auf einer Kieferseite wurden die

Implantate mit Hilfe der Osteotomtechnik eingebracht. Die Gegenseite wurde ohne diese Technik auf herkömmliche Weise implantiert. Nach einer sechsmonatigen Einheilungsphase wurden die Tiere zur Resektatgewinnung geopfert.

3.3 Operationstechnik

3.3.1 Extraktion der Prämolaren

Zur Entfernung der Zähne wurden die Hunde in Vollnarkose gebracht. Dazu wurde zunächst i. v. Pentothal® (15 – 17 mg/kg) und begleitend über einen Tubus das Inhalationsnarkotikum Isofluran (1,5 – 2 Vol%) verabreicht. Zusätzlich wurde ein Lokalanästhetikum (Lidocain) appliziert. Die Extraktion wurde möglichst atraumatisch durchgeführt (Abb. 3.3.1). Eine postoperative Defektdeckung fand nicht statt. Anschließend wurde den Hunden ein Regenerationszeitraum von 5 Monaten gewährt.



Abb. 3.3.1 Klinische Aufnahme direkt nach Extraktion

3.3.2 Implantation

Die vorbereitende Narkose entspricht dem Vorgehen unter 3.3.1. Nach Inzision wurde ein Mukoperiostlappen gebildet. In der angegebenen Kieferregion wurden jetzt pro Kieferseite 3 Implantatstollen entsprechend der vom Hersteller empfohlenen Schrittfolge gebohrt. Auf einer der Kieferseiten wurde die beschriebene Osteotomtechnik zur Verbesserung des Implantatlagers durchgeführt. Im Mittelpunkt stand hierbei die laterale Kondensation. Ein Gewinn an Knochenhöhe in vertikaler Richtung, welcher ebenfalls mit dieser Technik, wie in Kapitel 1.4.3.3 beschrieben, möglich ist, war nicht Gegenstand der Untersuchung. Daher kamen auch keine Knochenersatzmaterialien zum Einsatz. Die Durchführung der Osteotomtechnik nach Summers fand entsprechend den Darstellungen in o.g. Kapitel statt. Zwei der eingebrachten Implantate waren vom Typ 3i - Osseotite© (3i Implant Innovations Inc. – Typ MH3210) der Länge 10 mm und von 3,75 mm Durchmesser. Ein Implantat war vom Typ 3i – ICE mit maschinierter, glatter Oberfläche (3i Implant Innovations Inc. – Typ MH 310). Die Länge war ebenso 10 mm und der Durchmesser 3,75 mm. Nach dem Einbringen der Implantate wurden diese mit Abdeckschrauben versehen. Zum Abschluss wurde die Wunde nach der Bildung eines Mukoperiostlappens durch die Naht vollständig verschlossen. Die Implantate heilten gedeckt ein.

3.3.3 Postoperative Nachsorge

Die Mundhöhle der Tiere und vor allem die betroffenen Weichteilregionen wurden regelmäßig postoperativ kontrolliert. Die Fäden wurden nach 10 Tagen entfernt. Die Konsistenz des Futters wurde dem Heilungsverlauf angepasst.

3.3.4 Entnahme der Präparate und histologische Aufbereitung

Nach 6 Monaten Einheilungszeit wurden die Hunde erneut narkotisiert, die beiden *Arteriae carotidae externae* chirurgisch dargestellt und je eine Kanüle gelegt. Über die beiden Arterien wurde der Kopfbereich mit physiologischer Kochsalzlösung und 10%igem neutral gepuffertem Formalin perfundiert.

Anschließend wurden die Oberkiefer freigelegt und das Resektat unter Erhalt des angrenzenden Weichgewebes gewonnen.

Die Anfertigung der histologischen Präparate erfolgte entsprechend der Methode von Donath und Breuner (Donath & Breuner 1982). Mittels des Trennschleifsystems Exakt (EXAKT – Apparatebau, Nordenstedt, Deutschland) wurden die Proben in durchschnittlich 5 mm dünne Scheiben gesägt. Die notwendige Entwässerung fand über eine aufsteigende Alkoholreihe innerhalb von 18 Tagen statt. Die so gewonnenen Präparate wurden jetzt mit lichthärtendem Kunststoff (Technovit 7200 VLC®), Kulzer & Co. GmbH, Friedrichsdorf, Deutschland) infiltriert. Die Kunststoffkonzentration wurde dabei von einem anfänglichen Mischungsverhältnis mit 100%igen Ethanol von 1:1 in vier Schritten auf 100% zugunsten der Einbettmasse gesteigert. Die so infiltrierten Schnitte wurden in den gleichen Kunststoff in Mulden eingebettet und polymerisiert. Die Aushärtung fand über 2 Phasen statt.

Die Vorpolymerisation lief über 2 Stunden mit einem großen Lampenabstand, um die Aushärtung langsam und spannungsfrei zu starten. Die zweite Phase der endgültigen Polymerisation dauerte 8 Stunden. Nachdem der Gewebekblock aus der Einbettmulde entfernt wurde, wurde ein Objektträger auf der Gegenseite des Kunststoffblockes mit Klebstoff (Technovit 7210®, Kulzer und Co. GmbH, Friedrichsdorf, Deutschland) befestigt, um eine möglichst plane Fläche zu erhalten. Die histometrisch zu untersuchenden Bereiche müssen an der Oberfläche der Kunststoffkörper liegen. Dazu werden diese mit dem Objektträger in die Vakuumhalterung der Exakt – Mikroschleifsystems (EXAKT – Apparatebau, Nordenstedt, Deutschland). Der Schleifvorgang wurde mit einer Körnung von 1200 (Struers, Kopenhagen, Dänemark) begonnen. Nach dem Freilegen der untersuchungsrelevanten Strukturen auf der Oberfläche wurde ein Feinschliff mit der Körnung 2400 und 4000 (Struers, Kopenhagen, Dänemark) um Inkongruenzen der Oberfläche zu entfernen. Pro inseriertem Implantat entstanden so 3 bis 4 Einzelschnitte.

Vor der Färbung mit Toluidinblau – Lösung wurde die Oberfläche des Blockes mit einem organischen Lösungsmittel (Petrolbenzin) gereinigt, mit 70%igem Ethanol abgewischt und daraufhin 15 min in 30%igem H₂O₂ geschüttelt.

Anschließend folgte nach dem Abspülen des Präparates mit Leitungswasser eine Färbung mit Toluidinblau – Lösung für ca. 45 Minuten. Zum Abschluss wurden die Präparate nach erneutem Abspülen mit Leitungswasser mit Technovit 7200® abgedeckt.

Für Analysen von Knochenan- und umbauvorgängen eignet sich diese Färbemethode sehr gut. Mineralisierter Knochen färbt sich rosa bis lila. Unreifes Knochengewebe wirkt im Farbton etwas dunkler. Die Zellen des Weichgewebes stellen sich in unterschiedlichen Blautönen dar. Dabei färben sich Epithelzellen dunkelblau ebenso wie Fibroblastenkerne, Fettgewebe, Drüsen und Nervenzellen. Das Zytoplasma der Fibroblasten besitzt eine hellblaue Farbe.

3.4 Auswertung

3.4.1 Lichtmikroskopische Auswertung

Ein Durchlichtmikroskop der Firma Leitz (Leitz Metalloplan, Bensheim, Deutschland) bildete die apparative Grundlage für die lichtmikroskopische Analyse. Die Präparate wurden bei einer Vergrößerung von 2,5 – 25x auf Knochenkontakt am Implantat und Qualität der Färbung überprüft.

3.4.2 Histometrische Auswertung

Die histometrische Auswertung wurde computergestützt durchgeführt. Mit einer Farbvideokamera vom Typ Panasonic Colour CCTV Modell WV CL 500 (Panasonic, Japan), die mit dem Mikroskop durch einen Fototubus und eine Zwischenlinse von 0,63 x ½ Zoll (ca. 11,6 mm) verbunden war, wurden Einzelbilder aufgenommen. Das Mikroskopbild wurde digital und in Echtzeit auf dem Computermonitor mit einer Auflösung von 1024 x 768 Pixel und 256 Farben generiert. Das Betriebssystem war Microsoft Windows NT 4.0.

Für die Verarbeitung der Einzelbilder wurde das Programm Main Actor 2.03 (Main Concept, GbR Moening/Zabel, Deutschland) verwendet. In der Videosequenzdarstellung konnte nur ein kleiner Bereich der Schnitte (24,84 x 20,32 cm bei Monitorvergrößerung) bearbeitet werden, so dass der gesamte histologische Schnitt in 25 – 40 Einzelbildern zerlegt aufgenommen wurde. Mit

Hilfe des Programms Adobe Photoshop® 6.0 (Adobe System Inc., Edinburgh, Großbritannien) erfolgte das Zusammensetzen der Einzelbilder zum Gesamtbild des histologischen Schnittes. Hierzu wurden die Einzelbilder eines Schnittes als selbstständige Ebenen in eine neue gemeinsame Arbeitsebene transferiert, in der sie frei bewegbar waren. Bei 70%iger Vergrößerung erfolgte das Zusammensetzen. Für eine bessere Orientierung wurden die Einzelbilder entlang x – bzw. y – Achse orientiert mit Überlappung gescannt. Um exakt zu positionieren, wurde mit unterschiedlicher Deckkraft der Schnitte (40 – 60%) gearbeitet. Die Ebenen wurden abschließend auf einer Ebene fixiert (Abb. 3.4.2). Als Auswertungsprogramm wurde Scion Image Beta 4.03 (Meyer Instruments Inc., Houston, USA) genutzt.

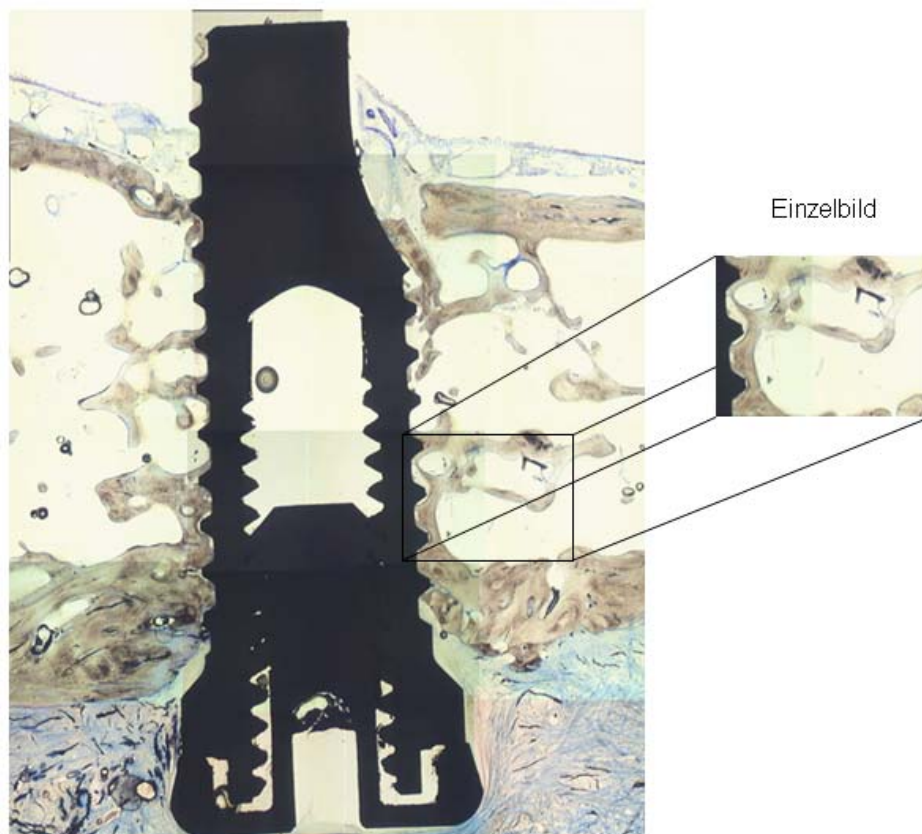


Abb. 3.4.2 Zusammengefügtes Gesamtbild mit Einzelbildausschnitt

3.4.3 Messung der Knochendichte

Für die histometrische Analyse war der Nahbereich des Implantates von Interesse. Es wurden ausgerichtet an der Implantatlängsachse beidseits je 3 Rechtecke auf dem Schnittbild markiert. Die Länge der Rechtecke wurde von der Implantatlänge im Schnitt und der Lage der basalen Kompakta bestimmt. Um ein differenzierte Ergebnis der Knochendichte zu erhalten, sollten möglichst keine Kompaktaareale tangiert werden. Die Breite war jeweils 1 mm. Wie im Schema erkennbar wurde jeweils das mediale Rechteck direkt an das Implantat angelegt, und die beiden anderen Rechtecke wurden lückenlos angefügt. Durch die anatomischen Verhältnisse waren so die Kantenlängen der Rechtecke zwischen den Schnitten zwar unterschiedlich, innerhalb eines Schnittes aber beidseits identisch (Abb. 3.4.3). Die Rechteckbezeichnung war Sektor A für das implantatnahe Rechteck, Sektor B für das mittlere und Sektor C für das jeweils äußere Rechteck.

Die Knochendichte wurde nun für jede gewonnene Rechteckfläche ermittelt. Dazu wurden alle Knochenareale innerhalb eines Rechteckes markiert und die Fläche mittels Scion Image[®] vermessen. Dann wurden alle Knochenareale eines Rechteckes aufsummiert zur Gesamtknochenfläche pro Rechteck als Maß für die Knochendichte.

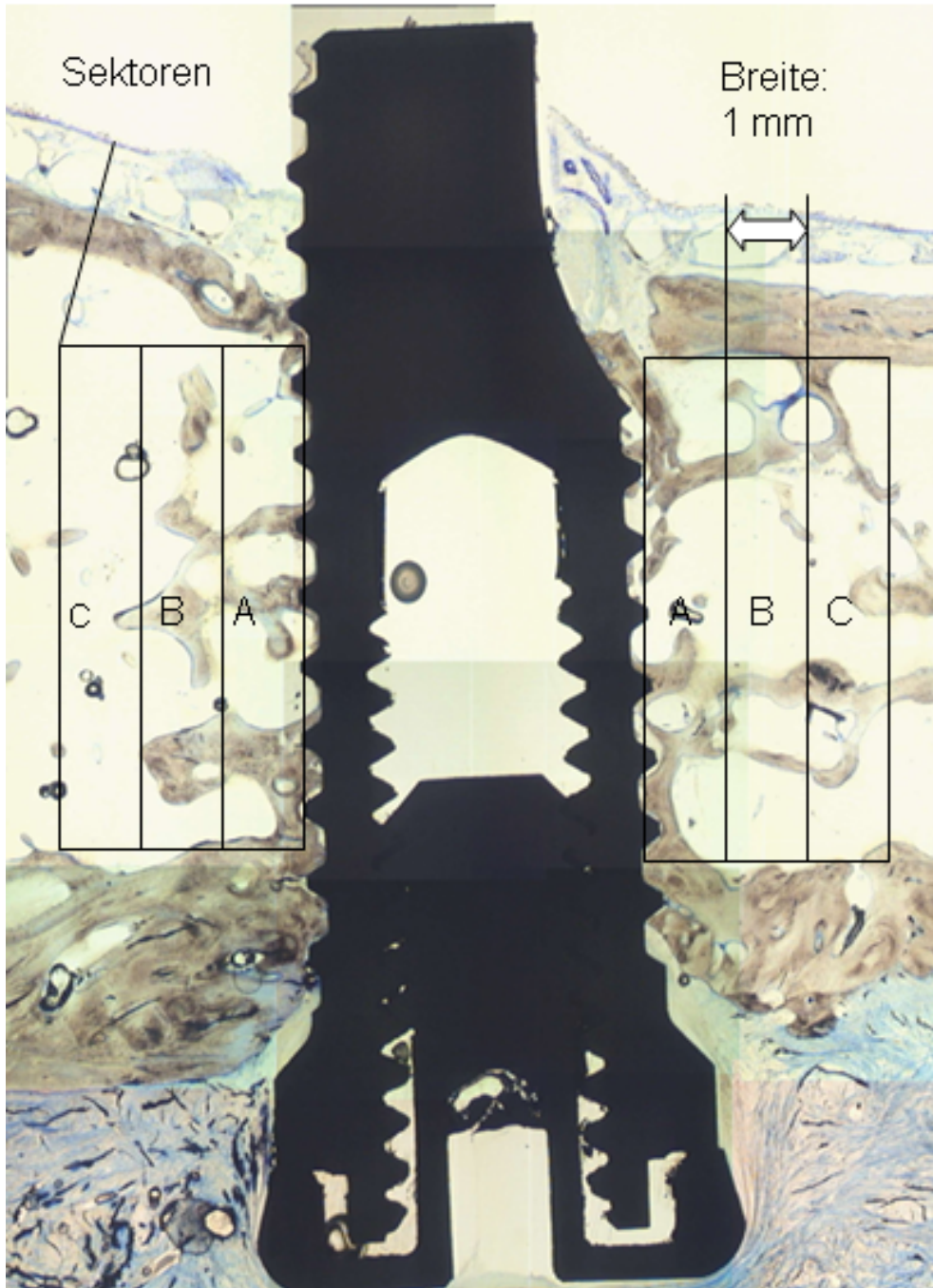


Abb. 3.4.3

Einzelchnitt mit markierten Sektoren

4 Statistik

Jeder histologische Schliff wurde zunächst eigenständig mit Absolutwerten ausgewertet. Dazu wurde aus den Werten der zugehörigen Sektoren beidseits des Implantates ein Mittelwert gebildet. Gleichzeitig wurden auch zu Fehlervermeidung die Gesamtflächen der Sektoren beidseits gemittelt. Diese Flächen entsprechen theoretisch 100% Knochendichte. Für jedes Implantat wurde jetzt sektorenweise über alle Schnitte der Mittelwert in absoluten Zahlen berechnet sowohl für die Knochenfläche als auch für die Rechtecksflächen. Dann wurde der Absolutwert der jeweiligen Sektoren (= Summe der Rechtecksflächen eines Sektors pro Implantat) mit 100% definiert, und so der Wert für die Knochendichte mit Hilfe des Summenwertes für die Knochenfläche in diesem Sektor als % - Wert ermittelt.

Nun folgte der Datenvergleich in den Gruppen. Es wurden 4 Gruppen verglichen:

- Osseotite Implantate mit Osteotom – Technik inseriert
- Osseotite ohne Osteotom – Technik inseriert
- Implantate mit maschinierter Oberfläche mit Osteotom – Technik inseriert
- Implantate mit maschinierter Oberfläche ohne Osteotom – Technik inseriert

Innerhalb der Gruppen wurde der Mittelwert der zugehörigen Einzelimplantate pro Sektor gebildet, und die Standardabweichung berechnet. Zum statistischen Vergleich wurden gepaarte t – Tests verwendet, um statistische Unterschiede zwischen den Gruppen nachzuweisen. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

5 Ergebnisse

5.1 Klinische Beobachtung

Im Rahmen der Regeneration nach der Extraktion der Zähne gab es bei den Hunden keine Heilungsprobleme. Auch die zweite sechsmonatige Einheilungszeit nach der Implantation lief komplikationslos ab. Dies galt sowohl für die standardmäßig gesetzten Implantate, als auch für die mit der Osteotomtechnik inserierten. Alle Implantate zeigten sich zum Explantationszeitpunkt als klinisch osseointegriert.

5.2 Histologische Beobachtung

Die Betrachtung mittels des Durchlichtmikroskops zeigte bei den Präparaten eine unterschiedliche Verteilungsdichte der spongiösen Knochenareale in der Umgebung der Implantate (Abb. 5.2 a). Die Kompaktastrukturen im Bereich des Alveolarkammes und des Kieferhöhlenbodens waren auch bei schwacher Vergrößerung erkennbar.



Abb. 5.2 a Typischer histologischer Befund mit unregelmäßiger Knochenverteilung

Der Knochenkontakt mit der Implantatoberfläche war unterschiedlich stark (Abb. 5.2 b). Alle Implantate zeigten histologisch eine gute Osseointegration. Es war in keiner Versuchsgruppe die Ausbildung einer bindegewebigen Zwischenschicht erkennbar, welche kennzeichnend für eine mangelhafte Osseointegration wäre. Die Färbung war für diese Färbetechnik typisch unterschiedlich intensiv.

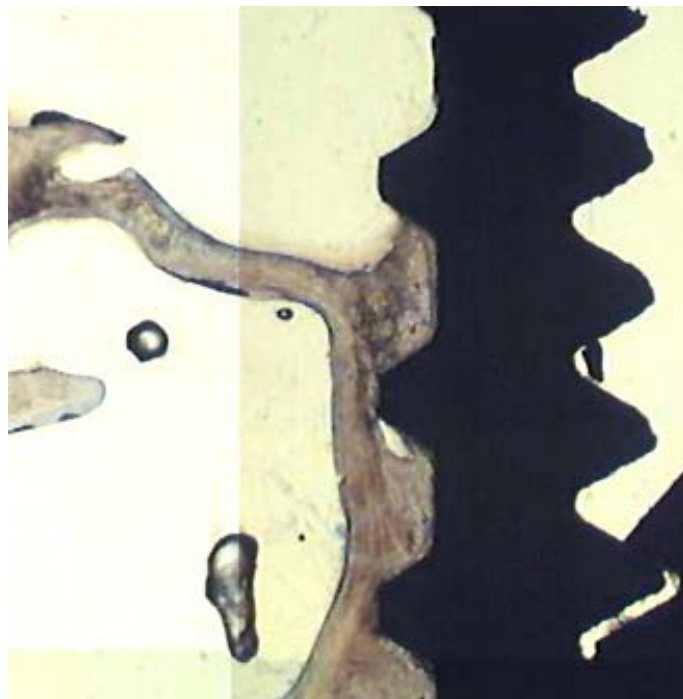


Abb. 5.2 b Detailausschnitt aus Abb. 5.2 a: Areale mit direktem Knochenkontakt wechseln mit Arealen ohne direkten Knochenkontakt

5.3 **Histometrische Ergebnisse**

Die histologischen Präparate aller fünf Hunde wurden histometrisch ausgewertet. Durch die Besonderheiten der Dünnschlifftechnik konnten pro Implantat zwischen 1 und 3 Schnitte für die Auswertung gewonnen werden.

5.3.1 Vergleich der Knochendichte im Nahbereich der Osseotite - Implantate

Beim Vergleich der Knochendichte im Nahbereich des Implantates zwischen der Gruppe von Implantaten, welche mit Hilfe der Osteotomtechnik inseriert wurden (Tab. 5.3.1.a), und der Gruppe ohne Anwendung der Osteotome (Tab. 5.3.1.b) konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. In beiden Gruppen ist mit zunehmender Entfernung vom Implantat eine leicht sinkende Knochendichte erkennbar (Abb. 5.3.1 a + b).

Tab. 5.3.1.a Knochendichte bei Osseotite – Implantaten unter Anwendung der Osteotomtechnik

Osseotite mit Osteotom	Knochendichte in %				
	Implantat-position	Kieferseite	Sektor A	Sektor B	Sektor C
Hund 582	ms+d	re	19,18	19,38	18,74
Hund 590	ms+md	li	40,85	34,92	26,83
Hund 125	md+d	li	37,82	27,57	24,36
Hund 128	ms+md	re	28,02	18,71	16,53
Hund 167	ms+d	li	43,84	32,91	29,45
Mittelwert			33,94	26,70	23,18
Standartabweichung			10,17	7,49	5,43

Tab. 5.3.1.a Knochendichte bei Osseotite – Implantaten ohne Anwendung der Osteotomtechnik

Osseotite ohne Osteotom	Knochendichte in %				
	Implantat-position	Kieferseite	Sektor A	Sektor B	Sektor C
Hund 582	ms+d	li	18,84	12,19	11,43
Hund 590	ms+md	re	38,51	20,60	21,67
Hund 125	md+d	re	32,61	31,33	28,09
Hund 128	ms+md	li	38,23	26,09	22,54
Hund 167	ms+d	re	40,19	25,87	26,60
Mittelwert			33,68	23,22	22,07
Standartabweichung			8,77	7,24	6,53



Abb.5.3.1 a Gruppe Osseotite mit Osteotom



Abb. 5.3.1 b Gruppe Osseotite ohne Osteotom

5.3.2 Vergleich der Knochendichte im Nahbereich der maschinieren Implantate

Beim Vergleich der Knochendichte im Nahbereich des Implantates zwischen der Gruppe von Implantaten mit maschinierter Oberfläche, welche mit Hilfe der Osteotomtechnik inseriert wurden (Tab. 5.3.1.a), und der Gruppe ohne Anwendung der Osteotome (Tab. 5.3.1.b) konnte ebenfalls kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. In beiden Gruppen ist mit zunehmender Entfernung vom Implantat eine leicht sinkende Knochendichte erkennbar (Abb. 5.3.2 a + b).

Tab. 5.3.2.a Knochendichte bei maschinieren Implantaten unter Anwendung der Osteotomtechnik

maschinieren Implantate mit Osteotom	Knochendichte in %				
	Implantat-position	Kieferseite	Sektor A	Sektor B	Sektor C
Hund 582	md	re	32,78	27,07	19,58
Hund 590	d	li	21,63	23,63	19,20
Hund 125	ms	li	41,41	34,82	32,68
Hund 128	d	re	26,70	19,90	20,38
Hund 167	md	li	41,58	33,34	29,09
Mittelwert			32,82	27,75	24,19
Standartabweichung			8,84	6,33	6,26

Tab. 5.3.2.b Knochendichte bei maschinieren Implantaten ohne Anwendung der Osteotomtechnik

maschinieren Implantate ohne Osteotom	Knochendichte in %				
	Implantat-position	Kieferseite	Sektor A	Sektor B	Sektor C
Hund 582	md	li	17,98	11,99	12,53
Hund 590	d	re	32,33	28,79	26,66
Hund 125	ms	re	23,96	15,23	14,92
Hund 128	d	li	36,80	21,99	22,76
Hund 167	md	re	24,19	20,35	24,62
Mittelwert			27,05	19,67	20,30
Standartabweichung			7,47	6,48	6,22



Abb. 5.3.2 a Implantat der Gruppe: maschinerte Implantate mit Osteotom

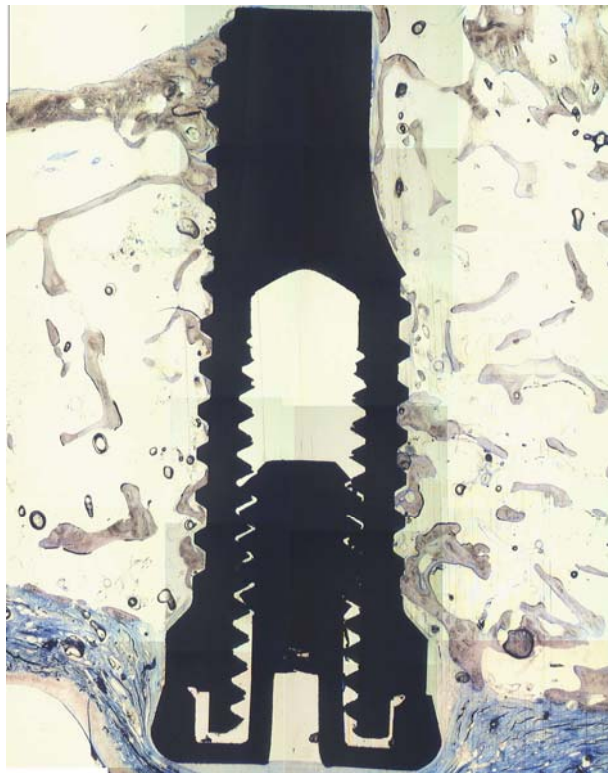


Abb. 5.3.2 b Implantat der Gruppe: maschinerte Implantate ohne Osteotom

5.3.3 Vergleich der Knochendichte im Nahbereich der Implantate einer Kieferseite unter Anwendung der Osteotomtechnik zwischen maschinieren und Osseotite - Implantaten

Als Kontrollgruppen für den Ausschluss einer möglichen statistischen Einflussgröße durch die Oberflächeneigenschaften auf die Osseointegration nach der Anwendung der Osteotomtechnik wurde ebenfalls ein Signifikanztest zwischen allen Implantaten, welche mit Osteotom - Technik eingesetzt wurden, abhängig von der Implantatoberfläche, durchgeführt. Es ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen der vorgefundenen Knochendichte bei maschinieren (Tab. 5.3.2.a) im Vergleich zu Osseotite – Implantaten (Tab. 5.3.1.a).

5.3.4 Vergleich der Knochendichte im Nahbereich der Implantate einer Kieferseite ohne Anwendung der Osteotomtechnik zwischen maschinieren und Osseotite - Implantaten

Als zweite Kontrollgruppen für den Ausschluss einer möglichen statistischen Einflussgröße durch die Oberflächeneigenschaften auf die Osseointegration nach der Anwendung der Osteotomtechnik wurde die statistische Signifikanz zwischen allen Implantaten, welche ohne Osteotom - Technik eingesetzt wurden, in Abhängigkeit von der Implantatoberfläche überprüft. Es ergab sich auch hier kein signifikanter Unterschied zwischen der vorgefundenen Knochendichte bei maschinieren (Tab. 5.3.2.b) im Vergleich zu Osseotite – Implantaten (Tab. 5.3.1.b).

6 Diskussion

Die Erhöhung der Knochendichte durch die Kompression von trabekulärem Knochen ist eine Technik, welche mit Erfolg zunächst im Bereich der rekonstruktiven Chirurgie und der Therapie von Lippen-Kiefer-Gaumenspalten Anwendung fand (Burri & Wolter 1977, Spiessl 1980, Müller 1993). Robert B. Summers entwickelte auf dieser Grundlage eine ähnliche Technik zur Verbesserung des Implantationssitus im seitlichen Oberkiefer in Verbindung mit der Möglichkeit eines internen Sinuslifts (Summers RB (Teil 1 – 3) 1994, (Teil 4) 1995). Diese Technik sollte eine Implantation bei ungünstigen knöchernen Verhältnissen in Qualität und Quantität auch ohne zusätzliche augmentative Maßnahmen möglich machen. Eine Reihe von klinischen Studien hat sich zunächst mit der Anwendung dieser Technik unter dem Aspekt der klinischen Erfolgsrate der inserierten Implantate beschäftigt (Zitzmann 1998, Strietzel 1999). In der vorliegenden Arbeit wurde die Osteotomtechnik nach Summers unter dem Gesichtspunkt ihrer Auswirkung auf die Knochendichte über die Frühphase der Implantation hinaus in Abhängigkeit vom Abstand zur Implantatoberfläche überprüft.

6.1 Diskussion des Modells

Im Rahmen der wissenschaftlichen Forschung im Bereich der Physiologie oder Biochemie gehen viele Erkenntnisse auf Versuche mit Tieren zurück. Ein Versuchstier soll in seiner Modellfunktion dabei vor allem in dem Bereich der wissenschaftlichen Fragestellung dem Original ähnlich sein (Van Zutphen et al. 1995). Der Hund ist ein gängiges Versuchstier im Rahmen der Implantationsforschung. Sein höherer phylogenetischer Verwandtschaftsgrad zum Menschen im Vergleich zu möglichen Kleinterrassen ist vorteilhaft, da sich dadurch eine höhere Ähnlichkeit des Stoffwechsels ergibt. Besonders die anatomischen Gegebenheiten und strukturellen Ähnlichkeiten in der Knochenregeneration mit einer Knochenwachstumsrate, die im Bereich des Menschen liegt, sprechen für den Hund als Versuchstier (Bilezikian et al. 1996).

6.2 Diskussion der klinische Beobachtungen

Die Osteotomtechnik nach Summers ist eine etablierte chirurgische Technik, welche bereits in verschiedenen klinischen Studien in Bezug auf die Überlebensrate der Implantate untersucht wurde (Emmerich et al. 2005). Die Vorgehensweise während der Implantation innerhalb der Studie entsprach den vorgegebenen Standards in Bezug auf Hygiene, chirurgisches Vorgehen und Wundversorgung. Im Rahmen der Implantatsetzung und der Einheilungsphase gab es bei den Versuchstieren keine Anzeichen von entzündlichen Veränderungen oder Wundheilungsstörungen. Entsprechend ähnlicher Studien gilt das sowohl für die Studiengruppe, der mittels Osteotomie inserierten Implantate, als auch für die Kontrollgruppe (Nkenke et al. 2002). In beiden Versuchsgruppen wiesen die Implantate einen stabilen klinischen Zustand im Sinne der Osseointegration auf.

6.3 Diskussion der histologischen Beobachtungen

Nach der Opferung der Versuchstiere wurden die gewonnenen Schnitte mittels Toluidinblau – Lösung eingefärbt. Die Toluidinblaufärbung eignet sich um Knochenaufbau – und umbauprozesse sichtbar zu machen. Der Knochen zeigt im reifen Stadium eine rosa bis lila Farbgebung, unreifer Knochen ist im Farbton etwas dunkler. Weichgewebe und andere nicht knöcherne Zellen werden in Abstufungen blau gefärbt. Die vorgefundenen histologischen Befunde decken sich zunächst mit den Ergebnissen anderer Studien auf diesem Gebiet. So sind stabil osseointegrierte Implantate selten vollständig an der Oberfläche knöchern bedeckt. Es zeigen sich lichtmikroskopisch Bereiche unterschiedlicher Knochendichte im Nahbereich der Implantate (Lazzara et al. 1999). Bei großen Vergrößerungen konnte im Vergleich zur Studie von Nkenke nur geringgradig Geflechtknochen, der kennzeichnend für die beginnende Knochenregeneration ist, nachgewiesen werden (Nkenke et al. 2002). Ähnlich konnten keine Bereiche gefunden werden, in denen noch komprimierte bzw. frakturierte Knochen trabekel erkennbar waren, was für die Osteotomtechnik nach Summers in der Frühphase histologisch typisch ist (Büchter et al. 2005, Nkenke et al. 2002). Beides lässt sich mit dem deutlich späteren

Untersuchungszeitpunkt, 6 Monate im Vergleich zu 2, 4 bzw. 8 Wochen, in der vorliegenden Studie begründen (Nkenke et al. 2002). Es gab histologisch keinen Anhalt für Störungen in der Wundheilung im Sinne von bindegewebigen Zwischenschichten auf der Implantatoberfläche oder Granulationsgewebe.

6.4 Diskussion der histometrischen Ergebnisse

Die Studienlage zum Thema Einfluss der Osteotomtechnik nach Summers auf die Knochendichte ist begrenzt. Vor allem wenn man, wie vorliegend, die Fragestellung auf den Bereich der Histologie und Histometrie im periimplantären Bereich richtet. Es liegt lediglich eine vergleichbare Studie von Nkenke vor (Nkenke et al. 2002).

Die histometrischen Messungen ergaben keinen statistisch signifikanten Unterschied in der Knochendichte im Vergleich der mittels Osteotomtechnik inserierten Implantate zu den Implantaten die konventionell inseriert wurden. Die Statistik wurde jeweils zwischen den vergleichbaren Sektoren A, B oder C erhoben. Diese Ergebnisse decken sich mit denen der Studie von Nkenke. In Absolutwerten lässt sich lediglich eine regelmäßige Abnahme der Knochendichte mit zunehmender Entfernung vom Implantat feststellen. Das bedeutet, dass die Knochendichte im implantatnahen Sektor A durchschnittlich am größten war.

6.4.1 Beobachtungszeitpunkt

Die Osseointegration von Implantaten ist ein Prozess, welcher der Frakturheilung des Knochens in seinen zeitlichen Abläufen sehr ähnlich ist. Daraus ergibt sich, dass der Beobachtungszeitpunkt wesentlichen Einfluss auf die vorgefundenen Heilungsstadien des Knochens hat. In der vorliegenden Studie wurden 6 Monaten nach Insertion der Implantate histologische Schnitte angefertigt. In diesem Stadium befinden sich die Knochenheilungsprozesse bereits in der Spätphase, in welcher hauptsächlich belastungsabhängige Umbauprozesse im Sinne des *bone remodeling* ablaufen.

Knochengewebe ist aufgrund seiner biophysikalischen Eigenschaften anfällig für Ermüdungsbrüche. Daher unterliegt gesunder Knochen einer ständigen

Anpassung der Trabekulärstruktur in Richtung und Dichte in Abhängigkeit zu den auftretenden Kräften. Werden die Kräfte zu groß, kommt es zu Frakturen der Knochen trabekel. Diese Frakturen wirken als lokaler positiver Stimulus auf die Knochenregeneration (Frost 1983, Frost 1998).

Die Knochenkondensation durch die Osteotomie führt, wie Nkenke und Büchter unabhängig voneinander zeigen konnten, zu Mikrofrakturen in der Trabekulärstruktur des implantatnahen Knochens (Nkenke et al. 2002, Büchter et al. 2005). Nkenke konnte positive Effekte in statistisch signifikanten Größenordnungen aber lediglich in Bezug auf den Implantat-Knochenkontakt innerhalb der ersten 4 Wochen feststellen (Nkenke et al. 2002). Die einsetzenden Reparaturmechanismen brauchen ca. 3 Monate um diese Mikrofrakturen ad integrum zu regenerieren (Frost 1998). Zum Zeitpunkt der Messung waren diese Prozesse der Regeneration bereits abgeschlossen, was die histologischen Beobachtungen bestätigen. Die Versuchsergebnisse lassen keine langfristige Erhöhung der Knochendichte im Nahbereich der Implantate durch die Anwendung der Osteotomie-Technik erkennen. Die zitierte Studie von Nkenke konnte einen solchen Effekt auch für die Frühphase der Implantation nicht nachweisen.

6.4.2 Chirurgische Technik

Die Kondensation des spongiösen Knochens durch die Summers-Osteotomie hat die hohen Verlustraten von Implantaten (Jaffin et al. 1991), welche im seitlichen Oberkiefer in Knochenqualitäten 3 und 4 eingebracht wurden, deutlich reduziert (Emmerich et al. 2005, Zitzmann et al. 1998). Die vorliegende Studie konnte jedoch keinen signifikanten Unterschied in der Knochendichte im implantatnahen Bereich im Vergleich zu konventioneller Implantatsetzung feststellen. Es stellt sich die Frage, wie diese beiden Ergebnisse in Einklang zu bringen sind. Es sind verschiedene Möglichkeiten denkbar, wie die Ergebnisse der Knochendichtemessung negativ beeinflusst werden können.

Eine Möglichkeit wäre die versuchsbedingte Resorption von ortsfestem Knochen. Durch die Eigenart der Osteotomie-Technik, dass mittels eines Hammers die Osteotomie-Instrumente den Knochen kondensieren, werden Kräfte auf die

Knochen trabekel übertragen, welche zu Mikrofrakturen führen. Problematisch bleibt die Steuerung dieser Kräfte aufgrund der durchgeführten Klopfbewegungen. Sie sollten den Schwellenwert von 20 MPa nicht überschreiten, um eine Zerstörung der Osteozyten und der vaskulären Zellen durch eine Drucknekrose zu vermeiden (Müller et al. 1985). Die histologischen Ergebnisse geben für diesbezügliche negative Einflüsse durch das operative Vorgehen in Form von Resorptionen durch Drucknekrosen keinen Anhalt.

Eine weitere Möglichkeit wäre ein Knochenverlust durch eine funktionelle Überbelastung des implantatnahen Knochens. Die Implantate sowohl der Testgruppe als auch der Kontrollgruppe wurden im Rahmen der Implantation primär stabil eingebracht, und heilten gedeckt ein. Durch die gedeckte Einheilung waren keine Belastungen der Implantate in der Einheilphase möglich, wodurch belastungsabhängige Resorptionen oder Einheilungsstörungen vermieden wurden.

Denkbar wäre ebenfalls eine Überlagerung des Effektes der Kondensation durch die konventionelle Aufbereitungstechnik des Implantatlagers. Hierbei werden im Vergleich zum Implantat gering unterdimensionierte Bohrer verwendet. In der vorliegenden Studie lag der Durchmesser des finalen Aufbereitungsinstrumentes bei konventioneller Technik mit 3 mm Durchmesser nur 0,75 mm unter dem Implantatdurchmesser. Von einem wesentlichen Kondensationseffekt durch die konventionelle Technik ist daher nicht auszugehen.

Auszuschließen ist ebenso eine die Ergebnisse beeinflussende Wirkung der Oberflächeneigenschaften der Implantate. Die im Zusammenhang mit einer begleitenden Studie erfolgte Implantation von Implantaten mit unterschiedlichen Oberflächen konnte mittels des statistischen Kreuzvergleiches als Fehlerquelle eliminiert werden (siehe Tab. 5.3.2 a und b). Es ergaben sich keine Anhaltspunkte für einen Einfluss der Oberflächen auf die Knochendichte.

Aufgrund fehlender Anhaltspunkte ist so neben der chirurgisch – klinischen Seite eine Analyse der Modellvorstellungen der biomechanischen und physiologischen Vorgänge hilfreich. Die Vorstellung, dass die vorliegende Knochendichte Einfluss auf den Heilungserfolg der Implantate hat, entspringt

den empirischen Daten der klinischen Erfolgsraten. In den vergleichbaren Studien wurde die Art und Weise des Einflusses der Knochendichte allerdings ungenügend hinterfragt. Es liegen aus ethischen Gründen keine histometrischen In-vivo-Daten beim Menschen für die Frühphase der Einheilung vor. Es ist aber denkbar, dass durch die Kompression der Knochen trabekel initial eine Knochendichteerhöhung vorliegt, welche aber im Rahmen der Heilungsprozesse durch gezielten Knochenumbau wieder verloren geht. Durch die Kondensation werden Markräume gegeneinander verschoben, welche aus dem Gebiet des Implantatbettes stammen (Büchter et al. 2005/II). Das führt zu einer klinisch nachweisbaren Erhöhung der Eindrehwiderstände und somit der initialen Primärstabilität. Diese Primärstabilität ist Ausdruck des gesteigerten Widerstandes den der Knochen dem eingeschraubten Implantat entgegen setzt. Der wesentliche positive Effekt scheint aber weniger mechanischer als vielmehr biologisch – physiologischer Natur zu sein, insofern dass durch die Kondensation die am Implantat wirksame Wundfläche drastisch vergrößert wird. Diese vergrößerte Wundfläche ermöglicht eine bessere und schnellere Zellmigration aus den Markgefäßen mit positivem Effekt auf die de Novo – Knochenbildung (Puelo et al. 1999, Berglundh et al. 2003) und durch die vergrößerten Kontaktareale zu intakten Knochen trabekeln eine bessere Distanzosteogenese aus Richtung des ortständigen Knochens (Davies 1998). Die momentanen Kenntnisse der Heilungsmechanismen im periimplantären Raum deuten auf den wesentlichen Einfluss der frühen Zellmigration auf der Implantatoberfläche hin. Die Knochenneubildung geht danach primär von neugebildeten Osteoblasten auf der Implantatoberfläche als De-novo-Knochenformation entlang eines Kollagennetzwerkes aus (Franchi et al. 2005). Wie Berglundh in einer Studie mit Hunden zeigen konnte, sind in der Frühphase der Implantateinheilung regional unterschiedliche Heilungsmuster erkennbar. Es zeigte sich eine deutlich geringere Knochenneubildungstendenz in Oberflächenregionen, welche unmittelbaren Kontakt zu etabliertem Knochengewebe hatten. Die Bereiche, in denen deutliche Einblutungen stattgefunden hatten, wurde zunächst eine hohe Aktivität der inflammatorischen Zelltypen vorgefunden, und bereits nach einer Woche erste Zeichen von

Knochenregeneration nachgewiesen (Berglundh et al. 2003). Eine kontrollierte Kompression des spongiösen Knochengewebes durch die Summers Osteotomie kann den Anteil dieser Regionen durch die lokale Wundsetzung erhöhen, und so die Knochenneubildung am Implantat steigern. Diese Knochenneubildung ist wie allgemein in der Knochenregeneration in Grenzen belastungsbezogen. Der Körper regeneriert den Knochen in Abhängigkeit von auftretenden Kräften am Implantat. Es scheint eben gerade keine Notwendigkeit des Erhaltes von frakturierten Trabekeln zu geben, da primär Knochen de Novo synthetisiert wird (Berglundh et al. 2003). Die frakturierten Trabekel werden durch gezielte Osteoklastenaktivität partiell abgebaut. Diese Vorstellung unterstützen zwei anschauliche Versuchsergebnisse. Verborgt et al. konnten im Tierexperiment zeigen, dass im Umfeld von Mikrofrakturen der Knochen trabekel sehr schnell nach Einwirkung der Kräfte ein starker Anstieg von Apoptosevorgängen der Osteozyten nachzuweisen ist. Wichtig scheint hierfür der induzierende Einfluss von benachbarten Osteoklasten zu sein, welche die absterbenden Osteozyten später phagozytieren, sowie die Trennung von der extrazellulären Matrix. Der Körper entfernt aus den betroffenen Gebieten also zunächst die verletzten Gewebeanteile (Verborgt et al. 2000). Diese Erkenntnis korreliert mit den Ergebnissen der Studie von Buechter, dessen Arbeitsgruppe im Tierexperiment zeigen konnte, dass die Primärstabilität anhand der Drehmomente beim Ausdrehen (removal torque) nach 7 und nach 28 Tagen bei der Kontrollgruppe der konventionell inserierten Implantate signifikant höher lagen, als bei den mittels Osteotomtechnik implantierten (Buechter et al. 2005/I). Die Osteoklastenaktivität und die Apoptose der Osteozyten bewirkt also eine Auflockerung des Gewebes, welches initial kondensiert wurde. Das begründet das Ausbleiben einer Knochendichteerhöhung im vorliegenden Versuch sowie in der Vergleichsstudie von Nkenke.

6.4.3 Versuchsaufbau

Problematisch bleibt, dass es hinsichtlich der Dimensionen, in denen die Kondensation wirksam wird, keine brauchbaren Erkenntnisse gibt. Die Wahl der

Sektorenbreite mit 1 mm ist daher zunächst willkürlich. Sie orientiert sich an den Dimensionen der Implantate. Ein statistisch signifikanter Effekt wäre nur dann erkennbar, wenn die Wirkungstiefe der Kondensation in den Größenordnungen der Messung liegt. Da die Osteotome nach einer Bohrung von 2 mm Durchmesser aufsteigend von Osteotom D2 (2mm Ø) bis D4 (4 mm Ø) angewendet wurden, musste von einer lateralen Kondensation von ca. 1 mm ausgegangen werden. Entsprechen wurden die Sektoren auf 1 mm Breite festgelegt.

Eine entscheidende Einflussgröße scheint die physiologisch Knochendichte vor der Kondensation zu sein. Es ist bekannt das im Bereich des Knochens um das Implantat keine homogene durchgehende Knochenstruktur vorliegt, obwohl das Implantat klinisch osseointegriert ist (Lazzara et al. 1999). Die Effekte der Kondensation liegen in Größenordnungen, welche durch das Vorhandensein von kortikalen Knocheninseln im Bereich des Kieferhöhlenbodens oder des Alveolarbereiches statistisch überlagert werden können. Vergleichbare Studien machen diesbezüglich aber keine Aussage.

6.5 Weiterführende Experimente

Bei der Betrachtung der Ergebnisse und des Versuchsaufbaus im Vergleich zur Literatur wären weiterführende Studien von Interesse.

Es sollte über einen modifizierten Versuchsansatz überprüft werden, ob die vermutete initiale Knochendichteerhöhung erfolgt, und in welchen Dimensionen die Kondensierung der Markräume unmittelbar zum Zeitpunkt der Implantation stattfindet.

Von gesteigertem Interesse sollte bei Richtigkeit der entwickelten Modellvorstellung sein, ob mittels angepasster Sofortbelastung ein partieller Erhalt der erhöhten Knochendichte über das Frühstadium hinaus möglich ist.

7 Zusammenfassung

Hintergrund

Die Position von Implantaten im seitlichen Oberkiefer muss sich nach den prothetischen Erfordernissen richten. Die anatomischen Verhältnisse in Bezug auf die ortsständige Knochentopographie und Knochenqualität erschweren oft die gewünschte Positionierung unter dem Gesichtspunkt der Primärstabilität. Eine Verbesserung der Implantationsbedingungen ist daher anzustreben.

Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss der Osteotomietechnik nach Summers auf das periimplantäre Knochenangebot zu überprüfen.

Methodik

5 Hunden (Amerikanische Foxhound) wurden beidseits die 3 Prämolaren im Oberkiefer extrahiert. Nach der natürlichen Ausheilungsphase wurden pro Kieferseite je 2 Implantate (3i-Osseotite) und 1 Implantat (3i-maschinierter Oberfläche) inseriert. Die Position der Implantates mit maschinierter Oberfläche war bei den Hunden variabel an Position P1, P2 oder P3, war aber rechts – und linksseitig identisch. Auf einer Kieferseite wurden die Implantate mit Hilfe der Osteotomietechnik nach Summers eingebracht. Die Gegenseite wurde ohne diese Technik herkömmlich implantiert. Nach einer sechsmonatigen Einheilungsphase wurden die Tiere zur Resektatgewinnung geopfert. Für die histometrische Auswertung wurden Dünnschliffpräparate von den Implantaten angefertigt.

Ergebnisse

Alle Implantate waren klinisch und histologisch erfolgreich osseointegriert. Die histometrische Analyse der periimplantären Knochendichte zeigte beim Vergleich der mittels Osteotomietechnik eingebrachten Implantate zur Kontrollgruppe im gepaarten t-Test keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p > 0,05$).

Schlussfolgerung

Die Untersuchung zeigt, dass die Osteotomie nach Summers trotz der in Bezug auf Verlusten von Implantaten im seitlichen Oberkiefer erfolgreichen Anwendung in der Praxis keine langfristige Erhöhung der periimplantären Knochendichte bewirkt.

8 Literaturverzeichnis

Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man, *Acta orthopaedica scandinavica* 52(2): 155 – 70 (1981)

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR: The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success, *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1(1): 11 – 25 (1986)

Atwood DA: Reduction of residual ridges: a major oral disease entity, *Journal of prosthetic dentistry* 26(3): 266 – 279 (1971)

Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J: De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants, *Clinical Oral Implants Research* 14(3): 251 – 262 (2003)

Bilezikian JP, Raisz LG, Rodan GA: Principles of bone biology, Academic Press, San Diego, London, 1344 f. (1996)

Boyan BD, Hummert TW, Dean DD, Schwartz Z: Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response, *Biomaterials* 17: 137 - 146 (1996)

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A: Intra – osseous anchorage of dental protheses. I. Experimental studies, *Scandinavian journal of plastic and reconstructiv surgery* 3 (2): 81 – 100 (1969)

Brånemark PI, Zarb GA, Albrektson T: Gewebeintegrierter Zahnersatz – Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde, Quintessenz Verlags – GmbH, 11 ff. (1985)

Buch RSR, Weibrich G, Wagner W: Erfolgskriterien in der Implantologie, Mund – Kiefer – Gesichtschirurgie 7: 42 – 46 (2003)

Büchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Kersken J, Nienkemper M, Weyhrother H, Joos U, Meyer U: Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique, Clinical Oral Implants Research 16(1):1 – 8 (2005) - I

Büchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Jayaranan M, Joos U, Meyer U: Interface reaction at dental implants inserted in condensed bone, Clinical Oral Implants Research 16 (5): 509 – 517 (2005) - II

Burri C, Wolter D: The compressed autogenous spongiosis transplant, Unfallheilkunde 80: 169 – 75 (1977)

Cawood JI, Howell RA: A classification of the edentulous jaws, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 17(4): 232 – 236 (1988)

Chanavaz M: Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology – eleven years of surgical experience (1979-1990), Journal of oral implantology 16(3): 199 – 209 (1990)

Davies JE: Mechanisms of endosseous integration, International journal of prosthodontics 11(5): 391 – 401 (1998)

Donath K, Breuner G: A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached softtissues – The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique, J Oral Pathol 11(4):318-26 (1982)

Emmerich D, Att W, Stappert C: Sinus floor elevation using osteotomes: a systematic review and meta-analysis, *Journal of periodontology* 76(8):1237 – 51 (2005)

Eriksson C, Lausmaa J, Nygren H: Interactions between human whole blood and modified TiO₂ – Surfaces: Influence of surface topography and oxide thickness on leukocyte adhesion and activation, *Biomaterials* 22: 1987 – 1996 (2001)

Fallschüssel GKH: Zahnärztliche Implantologie, Quintessenz Verlags – GmbH, 12 ff. (1986)

Frost HM: A brief review for orthopedic surgeons: fatigue damage (microdamage) in bone (its determinants and clinical implications), *Journal of Orthopaedic Science* 3(5): 272 – 281 (1998)

Frost HM: The regional acceleratory phenomenon: a review, *Henry Ford Hospital Medical Journal* 31(1): 3 – 9 (1983)

Lee WR, Marshall JH, Sissons HA: Calcium accretion and bone formation in dogs, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 47 (1965)

Franchi M, Fini M, Giavaresi G, Ottani V: Peri – implant osteogenesis in health and osteoporosis, *Micron* 36: 630 – 644 (2005)

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U: Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens, *Clinical oral implants research* 6(4): 213 –219 (1995)

Garg AK: Knochen – Biologie , Gewinnung, Transplantation in der zahnärztlichen Implantologie, Quintessenz Verlags – GmbH, 18 ff. (2006)

Gruber H, Solar P, Ulm C: Anatomie und atrophiebedingte Veränderungen der Kieferknochen, In: Watzek G: Enossale Implantate in der oralen Chirurgie. Quintessenz Verlags – GmbH, 29 – 62 (1993)

Hürzeler BH: Versorgung der augmentierten Kieferhöhle mit implantatgetragenen Zahnersatz, Diss., Quintessenz Verlags – GmbH, 22 (1997)

Jaffin RA, Berman CL: The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis, Journal of Periodontology 62(1): 2 – 4 (1991)

Krmpotic – Nemanic J: Entwicklungsgeschichte und Anatomie der Nase und der Nasennebenhöhle, In: Berendes J, Link R, Zöllner F (Hrsg.): HNO in Praxis und Klinik, 1 – 36 (1977)

Lazzara RJ, Testori T, Trisi P, Porter SS, Weinstein RL: A human histologic analysis of osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces, The international journal of periodontics & restorative dentistry 19(2): 117 – 29 (1999)

Marx RE, Ehler WJ, Peleg M: „Mandibular and facial reconstruction“ rehabilitation of the head and neck cancer patient, Bone 19 (1 Suppl):59S – 82S (1996)

Mercier P, Lafontant R: Residual alveolar ridge atrophy: classification and influence of facial morphology, Journal of prosthetic dentistry 41(1):90-100 (1979)

Müller W: Osteoplasty of lip-maxillary-palatal clefts with formed and compressed spongiosa, Fortschritte der Kiefer - und Gesichtschirurgie 38: 51 – 53 (1993)

Müller W, Löwicke G, Naumann H: Reconstruction of the alveolar process using molded and compressed spongiosa. A clinical and experimental study, Zahn - Mund - und Kieferheilkunde 73(5): 464-470 (1985)

Nentwig GH: Technic of bone splitting for alveolar recession in anterior maxillary region, Quintessenz 37(11):1825 – 1834 (1986)

Nickel R, Schummer A, Seiferle E: Lehrbuch der Haustieranatomie, Band I, Bewegungsapparat; 6. Auflage. Paul Parey Verlag, Berlin, Hamburg (1992)

Nkenke E, Kloss F, Wiltfang J, Schultze-Mosgau S, Radespiel-Troger M, Loos K, Neukam FW: Histomorphometric and fluorescence microscopic analysis of bone remodelling after installation of implants using an osteotome technique, Clinical oral implants research 13(6): 595 – 602 (2002)

Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Troger M, Neukam FW, Engelke K: Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants, Clinical oral implants research 14(5): 601 – 609 (2003)

Nygren H, Tengvall P, Lundström I: The initial reaction of TiO₂ with blood, Journal of biomedical materials research 34: 487 – 492 (1997)

Nyström E, Ahlqvist J, Gunne J, Kahnberg KE: 10-year follow-up of onlay bone grafts and implants in severely resorbed maxillae, International journal of oral & maxillofacial surgery 33(3): 258 – 262 (2004)

Osborn JF, Donath K: Fibrinklebesystem und reparative Osteogenese – Erste Ergebnisse einer tierexperimenteller Untersuchungen, DZZ 38: 499 – 501 (1983)

Plenk H, Zitter H: Materialkundliche Überlegungen, In: Watzek G: Enossale Implantate in der oralen Chirurgie. Quintessenz Verlags – GmbH, 72 ff. (1993)

Puelo DA, Nanci A: Understanding and controlling the bone – implant interface, *Biomaterials* 20: 2311 – 2321 (1999)

Richter EJ: Belastung von Implantaten: Theoretische Grundlagen, *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie* 2: 181 – 189 (1986)

Roberts WE: Bone tissue interface, *Journal of dental education* 52: 804 – 809 (1988)

Rosen PS, Summers R, Mellado JR, Salkin LM, Shanaman RH, Marks MH, Fugazzotto PA: The bone-added osteotome sinus floor elevation technique: multicenter retrospective report of consecutively treated patients, *The International journal of oral & maxillofacial implants* 14(6): 853 – 858 (1999)

Schroeder A, Pohler O, Sutter F: Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer, *Schweizer Monatsschrift für Zahnheilkunde* 86(7): 713 – 727 (1976)

Schroeder A, Stich H, Straumann F, Sutter F: The accumulation of osteocementum around a dental implant under physical loading, *Schweizer Monatsschrift für Zahnheilkunde* 88(10): 1051 -1058 (1978)

Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F: The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *Journal of maxillofacial surgery* 9(1): 15 – 25 (1981)

Schwartz Z, Boyan BD: Underlying mechanisms at the bone-biomaterial interface, *Journal of cellular biochemistry* 56: 340 – 347 (1994)

Sethi A, Kaus T: *Praktische Implantologie*, Quintessenz Verlags – GmbH, 233 (2006)

Sethi A, Kaus T: Maxillary ridge expansion with simultaneous implant placement: 5-year results of an ongoing clinical study, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 15(4): 491-499 (2000)

Scipioni A, Bruschi GB, Calesini G: The edentulous ridge expansion technique: a five-year study, *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 14(5): 451-459 (1994)

Solar P, Aro G, Ulm C, Bernhart T: The effects of tooth loss on the anatomy of the maxilla, *Schweizer Monatsschrift für Zahnheilkunde* 108: 871-878 (1998)

Spiessl B: A new method of anatomical reconstruction of extensive defects of the mandible with autogenous cancellous bone, *Journal of maxillofacial surgery* 8: 78 – 83 (1980)

Steible JI: Der Hund als Tiermodell in der Parodontologie am Beispiel der rekonstruktiven Parodontitistherapie, Dissertation, Hannover, 19 f. (2001)

Strietzel FP, Nowak M: Changes in the alveolar ridge level in implantation using the osteotomy technic. Retrospective studies, *Mund – Kiefer – Gesichtschirurgie* 3(6):309 – 13 (1999)

Summers RB: A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique, *Compendium* 15(2):152 – 160 (1994)

Summers RB: The osteotome technique: Part 2--The ridge expansion osteotomy (REO) procedure, *Compendium* 15(4): 422 – 434 (1994)

Summers RB: The osteotome technique: Part 3--Less invasive methods of elevating the sinus floor, *Compendium* 15(6): 698 – 708 (1994)

Summers RB: The osteotome technique: Part 4--Future site development, *Compendium* 16(11): 1080 – 1099 (1995)

Tallgren A: The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years, *Journal of prosthetic dentistry* 27(2):120-132 (1972)

Todisco M, Trisi P: Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related, *International journal of oral & maxillofacial implants* 20(6): 898 – 904 (2005)

Traxler M, Ulm C, Solar P, Lill W: Sonographic measurement versus mapping for determination of residual ridge width, *Journal of prosthetic dentistry* 67: 358 – 61 (1992)

Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S: Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants, *Journal of oral maxillofacial surgery* 55(12 Suppl 5): 38 – 45 (1997)

Ulm CW, Solar P, Gsellmann B, Matejka M, Watzek G: The edentulous maxillary alveolar process in the region of the maxillary sinus - a study of physical dimension, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 24(4): 279-282 (1995)

Van Zutphen LFM, Baumans V, Beynen AC: *Grundlagen der Versuchstierkunde*, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, Jena, New York (1995)

Verborgt O, Gibson GJ, Schaffler MB: Loss of osteocyte integrity in association with microdamage and bone remodeling after fatigue in vivo, *Journal of bone and mineral research* 15(1): 60 – 67 (2000)

Wilson DJ: Ridge mapping for determination of alveolar ridge width, International journal of oral & maxillofacial implants 4(1): 41 – 43 (1989)

Zarb GA, Albrektsson T: Osseointegration – a requiem for the periodontal ligament? (Guest editorial), International journal of periodontics and restorative dentistry 11(1): 88 – 91 (1991)

Zitzmann NU, Schärer P: Sinus elevation procedures in the resorbed posterior maxilla. Comparison of the crestal and lateral approaches, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, Endodontics 85(1): 8 – 17 (1998)

Zoldos J, Kent JN: Healing of endosseous implants, In: Block MS, Kent JN (eds): Endosseous implants for maxillofacial reconstruction, Philadelphia: Saunders 40 – 70 (1995)

Danksagung

Bei Herrn Prof. Dr. med. dent. Dipl.-Ing. Ernst-Jürgen Richter möchte ich mich für die Unterstützung und die Möglichkeit, dieses Thema zu bearbeiten, bedanken.

Herrn Prof. Dr. med. dent. Ulrich Schlagenhaut gilt mein Dank für die Betreuung der Arbeit als Zweitgutachter.

Mein besonderer Dank gehört meinem Betreuer Herrn Dr. med. dent. Dietmar Weng, der mit seiner unkomplizierten Unterstützung und seinen hilfreichen Anmerkungen wesentlich zum Entstehen dieser Arbeit beigetragen hat.

Mein Dank gilt auch all den hier nicht namentlich Genannten, die direkt oder indirekt das Zustandekommen dieser Arbeit ermöglicht haben.

Ich möchte an dieser Stelle meinen Eltern danken, ohne die alles weniger wäre. Der ich bin, bin ich wesentlich dank ihres Vorbildes.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Marc Zimmermann
Geboren	14. Januar 1975 in Bad Salzungen
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	ledig

Schulbildung

09/1981 – 07/1990	Besuch der Polytechnischen Oberschule Breitungen
09/1990 – 06/1992	Besuch des Dimitrow Gymnasiums in Schmalkalden
09/1992 – 06/1994	Besuch des Pollich Gymnasiums in Mellrichstadt Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

Studium

10/1994 – 06/1997	Studium der Rechtswissenschaft, Germanistik und Philosophie an der Julius – Maximilians Universität Würzburg
06/1997 – 06/2002	Studium der Zahnmedizin an der Julius – Maximilians Universität Würzburg
22.10.1997	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
19.10.1999	Zahnärztliche Vorprüfung
14.06.2002	Zahnärztliche Prüfung
Juli 2002	Approbation

Zahnärztliche Tätigkeit

wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Poliklinik
für Zahnärztliche Prothetik der Universität
Würzburg

Würzburg, 02.05.07

Marc Zimmermann

