

6 Diskussion

In der vorliegenden retrospektiven Arbeit wurde mit Hilfe verschiedener klinischer Parameter und Panoramaschichtaufnahmen die Hart- und Weichgewebssituation an implantatgetragenen Stegkonstruktionen mit mindestens vier Implantaten untersucht. Dabei wurden zusätzlich funkenerodierte und nicht funkenerodierte Stege verglichen.

In der Literatur finden sich sowohl retrospektive als auch prospektive Studien mit unterschiedlich großen Fallzahlen und unterschiedlich langen Beobachtungszeiträumen (Batenburg et al. 1994, Engquist et al. 1988, Jemt et al. 1996), die jedoch Stegkonstruktionen überwiegend auf zwei interforaminalen Implantaten untersuchen.

Nach Albrektsson et al. (1986) und Shulmann et al. (1986) sollen Studien, die zur Beantwortung klinischer Fragestellungen dienen, einen prospektiven Charakter haben. Es muss dabei gewährleistet sein, dass die Studien unter kontrollierten Versuchsbedingungen, mit standardisierten Messmethoden und gesicherten Befunden durchgeführt werden. Somit kann ein direkter Vergleich stattfinden. Aufgrund der fehlenden Befunde nach Implantation und Eingliederung der Suprakonstruktion sowie des regelmäßigen Recalls, wurde die vorliegende Studie retrospektiv angelegt.

6.1 Patienten

Es wurden 39 Patienten nachuntersucht, die sich nach der schriftlichen Bekanntgabe der Studie zu einer Untersuchung bereit erklärt haben.

Das durchschnittliche Alter der Patienten lag bei Männern bei 64,8 und bei Frauen bei 63,9 Jahren (siehe Abb.12). Vergleichszahlen aus Studien, die sich ebenfalls mit implantatgetragenen Deckprothesen beschäftigen, liegen in ähnlichen Bereichen mit einem Durchschnittsalter von 66 Jahren (Bergendal und Engquist 1998) und von 65,6 Jahren (Roos-Jansaker et al. 2006), bei 63,7 Jahren (Naert et al. 1997). In Adell et al. (1990) und Jemt und Book (1996) fiel das Durchschnittsalter mit 55,3 und 57 Jahren deutlich geringer aus. Nach Einteilung der WHO (1983) gehören diese Patienten zur Gruppe der älteren Patienten (60-75 Jahre). Sie stellen den größten Anteil der Bevölkerung dar, der totalprothetisch versorgt werden muss.

Die Geschlechterverteilung war annähernd ausgewogen. Es stellten sich 18 Probandinnen und 21 Probanden zur Verfügung.

Die Tragedauer der Stegkonstruktionen schwankte. Der Median lag bei fünf Jahren. Das kürzeste Intervall umfasste ein Jahr und ein Monat und das längste Intervall acht Jahre und sechs Monate (siehe Abb.15). Aufgrund der kleinen Gruppen, die statistisch nicht ausgewertet werden konnten, erfolgte die Auswertung des Knochenabbaus ohne Berücksichtigung der Tragedauer.

6.2 Osseointegration und Überlebensraten

Bis zum Zeitraum der Nachuntersuchung haben von den 182 Implantaten im Unterkiefer 100% und im Oberkiefer 98% überlebt. Dabei wurden überwiegend Ankylos®-Implantate (118) untersucht. Auch andere Studien weisen sehr gute Implantat-Überlebensraten auf. Ahlqvist et al. (1990) fanden nach zweijähriger Beobachtung im Unterkiefer Überlebensraten von 97% und im Oberkiefer von 89%. Adell et al. (1990) fanden Überlebensraten von 92% im Oberkiefer und 99% im Unterkiefer in den ersten fünf Jahren. Jemt und Book (1996) konnten in einem Beobachtungszeitraum von fünf Jahren bei Verwendung von zwei Brånemark-Implantaten im Unterkiefer eine Überlebensrate von 94,5% feststellen. Bei der Versorgung mit vier Implantaten wurde kein Verlust beobachtet. Diese Tatsache kann ein Grund dafür sein, dass die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit eine geringere Verlustquote haben, denn die meisten Studien haben Stegkonstruktionen, die von zwei Implantaten getragen wurden, untersucht. Eine neuere Studie von der Arbeitsgruppe von Visser et al. (2005) beobachteten eine Überlebensrate von IMZ-Implantaten bei 30 Stegkonstruktionen auf vier Implantaten von 99% im Unterkiefer.

Die meisten Untersuchungen berichten von einem Implantatsystem und von einer bestimmten Anzahl von Implantaten in einem Beobachtungszeitraum von maximal fünf Jahren. So untersuchten Mericske-Stern et al. (1997) und Behneke et al. (2002) Stegkonstruktionen, die auf zwei Implantaten des ITI-Dental-Implantates (Straumann) getragen wurden. Jemt et al. (1996) und Naert et al. (1997) untersuchten dagegen das Brånemark-Implantat. Es gibt nur sehr wenige Studien, die Stegkonstruktionen, die von vier Implantaten getragen wurden, untersucht haben. Diese weisen zusätzlich einen sehr kurzen Untersuchungszeitraum (Wismeijer et al. 1997, 1999) auf.

Tab. 12: Überlebensraten für implantatgetragene Deckprothesen.

Literatur	Implantattyp	Implantatanzahl	Implantat (N)	Beobachtungszeit	Überlebensrate in %
Naert et al. 1997	Brånemark	2	163	4- 48 Mo	98,6
Quirijnen et al. 1992	Brånemark	2	163	4- 48 Mo	98,6
Johns et al. 1992	Brånemark	2	393	12 Mo	96,2
Boerrigter et al. 1995	Brånemark/IMZ	2	120	12 Mo	94,9
Geertmann et al. 1996	Brånemark/IMZ	2	116	12 Mo	98,3

In allen vorliegenden Studien sind die Überlebensraten für die Implantate im Unterkiefer besser als im Oberkiefer. Ursache dafür können die qualitativen und quantitativen Defizite der Maxilla sein. Während die Mandibula eine kompakte Kortikalis besitzt, findet man in der Maxilla vorwiegend spongiösen Knochen. Die Anteile der kompakten Kortikalis sind sehr dünn und somit kaum belastbar. Zusätzlich können Faktoren wie Mangel an vertikaler oder bukkopalatinaler Dimension als Folge verstärkter externer Resorption, mangelnde Qualität des Knochens und die anatomischen Beziehungen zur Nase und den Sinus maxillares, das notwendige Implantatlager vermindern (Adell et al. 1990, Bergendal et al. 1998, Watzek und Mailath-Pokorny in Schwenzer und Ehrenfeld 2000). Trotz der Defizite sind die Überlebensraten positiv zu bewerten.

6.3 Biologische Komplikationen während der Belastungsphase der Stegkonstruktionen und die Auswirkungen auf den periimplantären Knochenabbau

Die periimplantären Weichgewebsverhältnisse wurden mit Hilfe des Plaqueindex, des Sulkusblutungsindex, des Gingivalindex, des Rezessionsstatus und der Breite der keratinisierten Gingiva untersucht. Die Sondierung des periimplantären Sulcus ist nicht durchgeführt worden. Diese Methode ist sehr umstritten, denn die Messungen können durch verschiedene Ursachen verfälscht sein. Zum einen ist durch einen fortschreitenden Knochenabbau die Sondierungstiefe nicht genau zu ermitteln, zum anderen kann durch eine Volumenänderung der Gingiva (Mukositis, hyperplastische Veränderungen) eine Fehlinterpretation zustande kommen. Zudem fanden Albrektsson et al. (2000), dass tiefe periimplantäre Sulci unter Berücksichtigung der variablen Schleimhautdicke nicht unbedingt auf einen starken Knochenabbau schließen lassen.

Bedeutung der Plaque auf die periimplantäre Mukositis und den periimplantären Knochenabbau

Der Zusammenhang zwischen der Plaqueakkumulation und der Entstehung einer Gingivitis ist ausreichend bekannt (Leonhardt et al. 1992).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass die größten Plaqueanlagerungen im Unterkiefer an den lingualen Flächen zu finden sind, gefolgt von den mesialen und distalen Flächen (Abb. 18 und Abb.19). Im Oberkiefer war die Plaqueansammlung am stärksten palatinal zu verzeichnen, gefolgt von den approximalen Flächen.

Diese Beobachtungen können als Ursache die Begünstigung der Plaqueansammlung durch die konstruktionsbedingte Nischenbildung, die mangelnde Motivation zur sorgfältigen Hygiene und Information des Patienten haben. Nur 23% der Patienten (n=9) befanden sich in einem regelmäßigen Recall.

Zusätzlich können mit zunehmendem Alter der Patienten die Motorik und das Sehvermögen eingeschränkt sein und damit die Mundhygiene verschlechtern.

In der vorliegenden Studie konnte ein statistischer Zusammenhang zwischen einer Mukositis und dem Auftreten von periimplantären Knochenabbau festgestellt werden, welches im Einklang zu den Ergebnissen von Teixeira et al. (1997) steht. Die These von

Berglundh und Lindhe (1992), dass die periimplantäre Entzündung primär plaqueinduziert sind, konnte durch die Studie bestätigt werden. Die Arbeitsgruppe um Berglundh (2002) konnte zeigen, dass die Schleimhaut um das Implantat und die Gingiva um einen Zahn ein ähnliches Potential zur Reaktion auf eine frühe Plaqueansammlung haben, aber dass die klinischen und radiologischen Anzeichen einer Gewebsdestruktion auf der Implantatseite ausgeprägter waren als bei der Kontrollseite mit natürlichen Zähnen. Behneke und Behneke (1999) konnten in einer Longitudinalstudie den direkten Zusammenhang zwischen der Sulkusfließrate und dem periimplantären Knochenabbau zeigen.

Einfluss der keratinisierten Gingiva auf die periimplantäre Gesundheit

Die Dimension der keratinisierten, mastikatorischen Schleimhaut wurde als Kriterium verwendet, um die Fixierung oder Mobilität der periimplantären Mukosa zu bestimmen. Es wird bei einem natürlichen Gebiss sowie auch bei Implantaten angenommen, dass die Abwesenheit oder der Mangel an keratinisierter Gingiva die Anfälligkeit der Implantate für plaqueinduzierte Entzündung erhöht.

Die vorliegende Nachuntersuchung zeigt eindrucksvoll, dass ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Breite der keratinisierten Gingiva und der gingivalen Gesundheit in Form des Sulkusblutungsindex (SBI) besteht. Je breiter die keratinisierte Gingiva ist, desto geringer ist die Ausbildung einer periimplantären Mukositis. Es lassen sich damit die Aussagen von Hall (1981), Ochsenbein und Maynard (1974), und Warrer et al. (1995) bestätigen, die gezeigt haben, dass das Vorhandensein von ausreichend breiter keratinisierter Gingiva für den Erhalt der gingivalen Gesundheit Voraussetzung ist. Die Arbeitsgruppe um Moon (1999) beschreibt die keratinisierte Gingiva als eine Barriere für pathogene Keime. Sie stellt ein Bindegewebe dar, welches eine Anheftung zu den Implantatoberflächen herstellt.

Schröder (1986) beschreibt die keratinisierte Gingiva als ein dichtes, kollagenes Bindegewebe, das fest mit dem darunter liegenden Alveolarknochen und der Zahnwurzel oder der Implantatoberfläche (James und Schultz 1975, Krekeler 1985, Schröder et al. 1981) verbunden ist.

Somit ist diese funktionsfähige Epithelmanschette zur Abdichtung gegen die Mundhöhle und Vermeidung entzündlicher Prozesse in der Tiefe notwendig.

Manche Autoren jedoch können diese Meinung nicht teilen. So demonstrierten Lang und Loe (1972), dass selbst bei einer minimal breiten keratinisierten Gingiva gesunde gingivale Verhältnisse zu finden waren. Auch Miyasato et al. (1977) zeigten, dass sich eine Gingivitis in Regionen mit minimaler keratinisierter Gingiva nicht schneller entwickelte als in Regionen mit adäquater keratinisierter Gingiva.

Die Arbeitsgruppe um Wennstrom (1981,1982,1983) kam zu dem Ergebnis, dass unabhängig von dem Vorhandensein oder nicht Vorhandensein befestigter Gingiva, die gingivale Gesundheit in Regionen, in denen sorgfältige Plaquekontrolle durchgeführt worden war, erreicht und aufrechterhalten werden konnte. Es wurde gefolgert, dass eine freie gingivale Einheit mit lockerer alveolärer Mukosa nicht entzündungsanfälliger ist als eine freie gingivale Einheit, die durch eine breite Zone fester Gingiva ergänzt wird.

Einfluss und die Bedeutung des parodontal pathogenen Keimspektrums auf den periimplantären Knochenabbau

Aus den Ergebnissen der Nachuntersuchung ließ sich der Zusammenhang zwischen der Gegenkieferbezahnung und dem Vorhandensein von parodontalen Erregern nicht signifikant nachweisen.

Dennoch lässt sich die Tendenz erkennen, dass die mikrobielle Besiedlung an Implantaten vom parodontalen Zustand der benachbarten Zähne abhängig ist. Viele Studien zeigen, dass die auslösenden pathogenen Keime der Periimplantitis mit den pathogenen Keimen der Parodontitis vergleichbar sind. Es lassen sich hohe Anteile an anaeroben gramnegativen Stäbchen, beweglichen Organismen und Spirochäten nachweisen (Apse et al. 1991, Papaioannou et al. 1995, Quirynen und De Soete 2002). So ließ sich bei Brägger et al. (1997) zeigen, dass bei teilbezahnten Patienten mit generellen parodontalen Erkrankungen, die klinischen Verhältnisse um Implantate beeinflussbar waren. Sie gaben die Empfehlung, vor der Eingliederung von osseointegrierten Implantaten eine parodontale Sanierung durchzuführen und nach der Eingliederung prothetischer Konstruktionen eine unterstützende Parodontaltherapie beizubehalten.

Auch Bauman et al. (1992) konnte zeigen, dass die Mikroflora von Implantaten im teilbezahnten Mund sich von der Mikroflora im zahnlosen Mund unterscheidet. So ist die

Mikroflora in der Nachbarschaft von erfolgreichen Implantaten der Mikroflora gesunder Zahnfleischfurchen ähnlich, während die Mikroflora an versagenden Implantaten der Umgebung von Zähnen mit Parodontalerkrankung ähnlich ist.

Auch in dieser Studie ist der Nachweis von parodontalpathogenen Keimen an Implantaten in teilbezahnten Kiefern gelungen. Es scheint auf die Reinfektion der Implantatfurche durch parodontale Krankheitserreger schließen zu lassen. Weiterhin konnte festgestellt werden, dass die mikrobielle Kolonialisierung und die Mechanismen bei der Entstehung einer Gingivitis und Parodontitis an Implantaten nach den gleichen Grundsätzen erfolgt wie an Zähnen.

Rezessionen

Im Gegensatz zu den bisher beschriebenen Formen eines periimplantären Stützgewebeverlustes, die durch mikrobiell entzündliche Prozesse bzw. funktionelle Überbelastung bedingt sind, führen atrophische Veränderungen zu einem langsam fortschreitenden entzündungsfreien Attachmentverlust. Als mögliche Ursachen dafür sind der horizontale Knochenabbau, der zu einem zirkulären Stützgewebeverlust führt, und rezessive Vorgänge, die durch dünne oder fehlende Knochenlamellen oder durch nahe am Margo einstrahlende Bänder (Frenula, Muskelzüge), zu diskutieren. Auch traumatisierende Putztechniken und zu starke Biegemomente sind in Betracht zu ziehen. Durch diese atrophischen Vorgänge kann es zur Freilegung der Aufbauteile und des Implantatkörpers kommen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass Rezessionen im Unterkiefer häufiger als im Oberkiefer auftreten. Zudem treten sie überwiegend auf der lingualen Seite des Unterkiefers auf. Implantate mit weniger oder keiner vorhandenen keratinisierter Gingiva weisen statistisch signifikant mehr und größere Rezessionen auf. Daraus lässt sich ableiten, dass ein Fehlen von keratinisierter Schleimhaut um enossale Implantate die Empfänglichkeit der periimplantären Region für eine plaqueinduzierte Gewebsdestruktion ansteigen lässt. Diese Ergebnisse decken sich mit den Untersuchungen von Bengazi et al. (1996). Durch zusätzlich geschaffene konstruktionsbedingte Retentionen besteht die Gefahr einer zusätzlichen Plaqueakkumulation und einer daraus resultierenden entzündlichen Überlagerung (siehe Abb.23). Erreicht die Rezession die bewegliche Alveolarmukosa, wird die

Mundhygiene zusätzlich erschwert, so dass Infektionen resultieren können, die kaum beherrschbar sind.

Hyperplastische Veränderungen

Eine sehr häufige Beobachtung (46%) der vorliegenden Studie ist das Vorhandensein von hyperplastischen Veränderungen des Weichgewebes unter der Stegkonstruktion. Als mögliche Ursachen sind die unzureichende Plaquekontrolle, die mechanisch-irritative Reizhyperplasie als Folge einer verstärkten Prothesenkinetik, der Mangel an fixierter Mukosa und die Bildung eines funktionstoten Raumes, in dem die Selbstreinigung reduziert ist, zu diskutieren. Viele andere Studien berichten auch von hyperplastischen Veränderungen an stegretinierten Deckprothesen (Naert et al. 1997). Sie sind hierbei häufiger bei Stegen als bei Singleattachments zu finden (Jemt und Lie 1995, Naert et al. 1997). Die Inzidenz der periimplantären Gewebezunahme schwankt in der Literatur zwischen 1% und 35% (Payne et al. 2001).

6.4 Beurteilung periimplantärer Knochenverhältnisse

Der marginale Knochenabbau ist ein wichtiges diagnostisches Mittel zur Beurteilung der periimplantären Verhältnisse osseointegrierter Implantate (Albrektsson et al. 1986, Jahn und D'Hoedt 1992, Smith und Zarb 1989). Ein entscheidender Faktor ist die Veränderung des Knochens im periimplantären Bereich. Der Knochenabbau muss durch regelmäßige Kontrolluntersuchungen frühzeitig erkannt werden. Derzeit scheint die Röntgenkontrolle ein alleiniges diagnostisches Hilfsmittel zur Beurteilung des periimplantären Stützgewebes oder zur Früherkennung einer Periimplantitis zu sein. Häufig werden standardisierte Zahnfilme empfohlen oder auch Orthopantomogramme, die aus Gründen der Strahlenhygiene und der einfacheren Durchführung besonders bei atrophierten Unterkiefern Vorteile besitzen (Gomez-Roman et al. 1995). Die vorliegende retrospektive radiologische Untersuchung des periimplantären Knochenniveaus wurde anhand von konventionellen Panoramaschichtaufnahmen mit Rasterfolie und Lupensystem ausgewertet. Dabei wurden die Panoramaschichtaufnahmen vor und nach Implantation verglichen. Um eine weitere Fehlermöglichkeit auszuschließen, wurde die Auswertung durch einen Betrachter durchgeführt. Grondahl et al. (1998) haben eine intrapersonelle Messgenauigkeit von 0,08 mm und eine interpersonelle

Abweichung von 0,14 mm mit einer 7-fach-Lupe und integrierter 0,1 mm Skalierung beschrieben.

Deshalb sind alle Untersuchungen und Messungen von einem Behandler durchgeführt worden, welches eine hohe Konstanz ermittelter Daten zur Folge hat. Nachteil kann dagegen die fehlende Kontrolle bei der Erhebung und Auswertung der Daten durch einen zweiten Untersucher sein.

Durch die Darstellung einer dreidimensionalen Struktur auf einem zweidimensionalen Orthopantomogramm, lassen sich nur die mesialen und distalen Knochenkonturen darstellen, die vestibulären und oralen Knochenwände sind nicht beurteilbar. Es können Einstellungsfehler auftreten, dennoch wird der Grad der Reproduzierbarkeit in der Vertikaldimension als hoch bewertet.

Fehleinschätzungen können sich besonders bei sehr schmalen Knocheneinbrüchen und bei der röntgenologischen Auswertung von Implantaten im anterioren Bereich aufgrund der hier geringeren Darstellungsqualität des Orthopantomogramms durch die Überlagerung der Wirbelsäule ergeben.

Batenburg et al. (1997) kommen sogar zu dem Ergebnis, dass Panoramaschichtaufnahmen durch die Vergrößerung, Verzerrung, Unschärfe und durch die Überlagerung der Wirbelsäule nicht reproduzierbar für Implantate im zahnlosen Unterkiefer sind. Es handelt sich um ein Summationsbild aus verschiedenen Strukturen wie Knochen, Bindegewebe oder Gingiva. Real existierende Defekte können erst ab einer gewissen Größe auf dem Bild erkannt werden (Fröhlich 1956). Gomez konnte jedoch in einer Reliabilitätsstudie keinen relevanten Unterschied zwischen den Röntgenverfahren bei einer Genauigkeit von 1 mm finden.

Anhand zahlreicher Studien wurde die Genauigkeit periimplantärer Knochendefekte anhand der Panoramaschichtaufnahme untersucht. Bei Jansen et al. (1993) wurden an Implantaten im Unterkiefer periimplantäre Knochendefekte durch Abklappen von dem Mukoperiostlappen klinisch dargestellt und vermessen. Diese Messungen wurden mit den Werten an präoperativ angefertigten Panoramaschichtaufnahmen verglichen. Es konnte gezeigt werden, dass sich in ca. 60% der Fälle anhand der Panoramaschichtaufnahme die tatsächlichen Knochendefekte mit einer Genauigkeit von ± 1 mm bestimmen lassen. De Smet (2002) fand im Gegensatz dazu heraus, dass die größte Abweichung zwischen der realen Messung an freigelegten Implantaten an humanen Leichen und der radiologischen Auswertung unter allen radiologischen Aufnahmetechniken das Maximum von 0,5 mm nicht überschritt.

Aufgrund des begrenzten Auflösungsvermögens der Panoramaschichtaufnahme und nicht wesentlich besserer Verhältnisse bei der Verwendung von standardisierten Zahnfilmen muss in Frage gestellt werden, wie schon bei Jahn und D'Hoedt (1992) bemerkt, ob die Angabe von jährlichen Knochenabbauraten im Bereich von wenigen 0,1 mm sinnvoll und zulässig ist (Jansen et al. 1993). Auch bei der Untersuchung von Keller (1995) muss die Messgenauigkeit von wenigen 0,1 mm angezweifelt werden. Bereits eine Messgenauigkeit von ± 1 mm zeigte erhebliche Diskrepanzen zwischen mehreren Untersuchern. Bei der Genauigkeit von weniger als 1 mm sind in der Beurteilung von etwa 80% aller periimplantärer Knochentaschen Fehler möglich, so dass in dieser Studie circa die Hälfte aller tatsächlichen Explantationsfälle röntgenologisch falsch diagnostiziert sein könnten (Keller 1995). Dennoch werden die Röntgenmessmethoden anerkannt, obwohl nach internationalen Kriterien der Knochenabbau nicht größer als 0,2 mm nach dem ersten Jahr der prothetischen Versorgung sein sollte.

Weiterhin konnte die Bestimmung des Übergangspunktes vom horizontalen Abbau in den Bereich der Knochentasche bei den kombinierten Defekten schwierig sein.

Eine wesentliche Fehlerquelle ist die genaue Festlegung der Messpunkte am Implantat. Währenddessen der Referenzpunkt gut zu erkennen ist, ist das Bestimmen der „Implantat-Knochendurchtrittsstelle“ schwieriger (Jahn und D'Hoedt 1992). Zu fordern ist eine klare Messvorschrift mit festgelegten Referenzpunkten, die derzeit aufgrund vieler Methodiken nicht umzusetzen ist.

Da die in Material und Methode zur Auswertung verwendeten Panoramaschichtaufnahmen nicht standardisiert sind, können sie durch unterschiedliche Projektionen und Darstellungen nicht korrekt verglichen werden. Weber (1992) und Döring (2003) individualisierten Röntgenfilmhalter mit Silikonimpressionen der Zähne im Untersuchungsareal, um bei einer Kontrolluntersuchung einen reproduzierbaren Röntgenwinkel zum Patienten so justieren zu können, dass ein Vergleich des aktuellen Röntgenbildes mit der vorherigen Aufnahme möglich ist. Diese Lösung lässt eine höhere Präzision und Aussagekraft der Messungen erwarten, da projektionsbedingte Fehler gering gehalten werden können. Die Einzelbildaufnahme erreicht zwar eine hohe Detailwiedergabe, stellt aber bei größeren implantat-prothetischen Konstruktionen aufgrund der höheren Strahlenbelastung und der schwierigen Durchführung vor allem bei atrophierten Unterkiefern keine Alternative zur Panoramaschichtaufnahme dar.

6.5 Periimplantärer Knochenabbau und Einfluss der Funkenerosion

Es konnte in dieser Untersuchung gezeigt werden, dass die Funkenerosion ein geeignetes Verfahren darstellt, um Meso- und Suprastrukturen zu passivieren. Alle funkenerodierten Stege wiesen einen negativen Sheffield-Test auf. Auch die Dissertation von Mokabberi (1998) *in vitro* zeigte, dass die Funkenerosion einen wesentlichen Anteil zur Passivierung von Suprastrukturen beiträgt. Bei den nicht funkenerodierten Stegen konnte in nur 4 von 17 Stege eine Passungsgenauigkeit, die mit bloßem Auge wahrgenommen wurde, nachgewiesen werden. Dieses Ergebnis zeigt, dass auch die nicht funkenerodierten Stege ein hohes Maß an Passgenauigkeit aufweisen. Unter Berücksichtigung des Sheffield-Tests konnte kein signifikanter Unterschied beim periimplantären Knochenabbau zwischen funkenerodierten und nicht funkenerodierten Stegen festgestellt werden. Die Versuchsmodelle bei den *in vitro* Studien bestanden aus homogenem, isotropem Material. Der periimplantäre Knochen bildet ein inhomogenes und anisotropes Material (harte Kortikales, weiche Spongiosa), welcher bei Einwirken von Kräften in der Lage ist, durch Auf- und Abbau, durch Änderungen des Querschnitts und der Steifigkeit, Spannungen abzubauen und zu tolerieren.

Das Kunststoffmodell kann keine natürlichen Bedingungen simulieren und schließt damit den Faktor der Adaption des Knochens an Belastungen aus. Es ist denkbar, dass dem Remodelling des Knochens ein großer Stellenwert eingeräumt werden muss, denn bei Taylor et al. (2000) konnten in Tierexperimenten und klinischen Studien keine größeren negativen Effekte auf den Knochenabbau, die durch Passungsgenauigkeiten entstanden sind, gezeigt werden.

Durch Substanzveränderungen an der Oberfläche des Knochens (externes oder Oberflächenremodelling) oder durch Veränderung des Mineralstoffgehaltes (internes Remodelling) kann sich der Knochen der Umgebung anpassen (Windhagen und Thorey 2000, Schwenzer und Ehrenfeld 2000). So lässt sich vermuten, dass die Passungsgenauigkeiten bei den Stegen zu Spannungen geführt haben, die der Knochen mit den oben beschriebenen Mechanismen abfangen konnte. Beweise gibt es für diese Behauptung jedoch nicht. Im Vergleich zu den *in vitro* Studien (Mokabberi 1998) lässt sich der Einfluss der Funkenerosion *in vivo* nicht von anderen Faktoren wie z.B. der pathogenen Parodontitiseime, der Plaque, der keratinisierten Gingiva isolieren, so dass weiterhin unklar bleibt, welchen Stellenwert der Funkenerosion zugesprochen werden muss. Festzuhalten ist, dass bei den nicht funkenerodierten Stegen, aufgrund

der überwiegend vorhandenen zahnlosen Gegenkiefer, das Auftreten von Parodontitiseimen im Vergleich zu den funkenerodierten Stegen selten ist. Da das Parodontalspektrum eine Tendenz zeigt, den Knochenabbau zu beeinflussen, muss in Betracht gezogen werden, dass der Effekt der Funkenerosion durch den negativen Einfluss der pathogenen Parodontitiseime verdeckt wird.

Studien ergaben für implantatgestützte Deckprothesen während eines Beobachtungszeitraums von zwei Jahren einen periimplantären Knochenabbau von 1,1 mm für die Mandibula und 1,7 mm für die Maxilla (Ahlqvist et al. 1990). Jemt et al. (1996) konnte in einem Zeitraum von fünf Jahren einen Knochenabbau von nur 0,8 mm für den Oberkiefer und 0,5 mm für den Unterkiefer beobachten. Adell et al. (1990) konnten für Brånemark-Implantate im ersten Jahr einen Abbau von 1,5 mm registrieren. Hingegen kommt es zu einem Knochenabbau von 0,7 mm, wobei zusätzlich 0,9–1,2 mm Knochenverlust noch aus der Einheilphase addiert werden müssen. Die größte Knochenabbaurate liegt einheitlich im ersten Jahr vor (Quirynen et al. 1992).

Alle Knochenabbauraten der angeführten Studien sind für Stegkonstruktionen auf zwei interforaminären Implantaten ermittelt worden. Die in der vorliegenden Studie untersuchten Stegversorgungen sind im Gegensatz dazu starr gelagert und zeigen einen mittleren periimplantären Knochenabbau von 1,2 mm. Im Vergleich zu den anderen aufgeführten Studien liegt hier ein etwas geringerer Knochenabbau vor.

Dabei fällt der Knochenabbau für die funkenerodierten Stege mit 1,4 mm etwas höher aus, als für die nicht funkenerodierten Stege mit 1 mm.

Zu diskutieren sind die Vorteile einer starren Verankerung durch die primäre Verblockung und die flächenhafte Abstützung der Suprastruktur im Vergleich zu den Steg-Gelenken. Durch diese Abstützung sollen die auftretenden Kräfte vermehrt auf die Implantate übertragen und die Kieferkämme entlastet werden (Mericske-Stern et al. 1997).

Auch Messfehler, die sich bei der röntgenologischen Auswertung von Implantaten im anterioren Bereich aufgrund der hier geringeren Darstellungsqualität der Panoramaschichtaufnahme durch die Überlagerung der Wirbelsäule ergeben haben könnten, müssen berücksichtigt werden.

6.6 Einfluss des Okklusionsmusters, der Extensionen und der Implantatposition auf den periimplantären Knochenabbau

Derzeit gibt es kein klinisch bewiesenes Okklusionskonzept speziell für Implantate (Taylor et al. 2005). Empfehlungen sprechen sich jedoch für eine bilateral balancierte Okklusion aus (Engelmann 1996). Peroz et al. (2003) konnten feststellen, dass die Eckzahnführung die Kaueffektivität und die Retention der Prothese verbessern. Die vorliegende Studie konnte keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der bilateral balancierten Okklusion oder der Eckzahnführung und dem periimplantären Knochenabbau herstellen.

Der bedingt abnehmbare Zahnersatz, der durch vier Implantate im frontalen Kieferbereich getragen wird, weist mehr oder minder lange Extensionen für die Seitenzähne auf. Die auftretenden Kräfte werden von den Implantaten abgefangen.

In der Literatur ist beschrieben, dass aufgrund der Hebelgesetze jeweils die distalen Implantate sowohl in axialer als auch in horizontaler Richtung am höchsten belastet werden und eine Biegung nach distal erfahren. Die frontalen Implantate werden auf Extrusion beansprucht. Die Belastung der endständigen Implantate wird durch die Länge der Hebelarme bzw. der distalen Extensionen bestimmt.

Rangert et al. (1989) haben verschiedene mathematische Berechnungen zur Belastung von Implantaten durchgeführt. Dabei kommen sie zu dem Ergebnis, dass die Extensionen für den Unterkiefer nicht länger als 15-20 mm und für den Oberkiefer nicht länger als 10 mm gestaltet werden sollten. Schon Adell et al. (1981) schlugen vor, die Länge der Extensionen auf zwei Zahnbreiten gemessen vom endständigen Implantat im Unterkiefer und eine Zahnbreite distal vom terminalen Implantat im Oberkiefer zu limitieren. Auch Falk et al. (1989) führten Messungen an Patienten durch, die ebenfalls mit implantatgetragenen Deckprothesen versorgt wurden. Die Länge der Extensionen richten sich nach Empfehlungen von Adell et al. (1981).

In dieser Studie konnte kein signifikanter Unterschied zwischen dem Knochenabbau an Stegkonstruktionen mit oder ohne Extensionen festgestellt werden. Auch der Knochenabbau an den distalen und mesialen Implantaten zeigte keinen signifikanten Zusammenhang. Zu diskutieren sind auch hier Fehleinschätzungen, die sich bei der röntgenologischen Auswertung von Implantaten im anterioren Bereich aufgrund der hier geringeren Darstellungsqualität der Panoramaschichtaufnahme durch die Überlagerung der Wirbelsäule ergeben haben können.

6.7 Mechanische Komplikationen der implantatprothetischen Komponenten

In der Literatur wird neben den hohen Erfolgsquoten auch immer wieder in der Belastungsphase von mechanischen Komplikationen bei implantatgestützten Deckprothesen berichtet (Trakas et al. 2006, Zarb und Schmitt 1990). Dazu gehören der Retentionsverlust der Prothesen (Kiener et al. 2001, Naert et al. 1997), das Lösen der Restauration durch Lockerung der Schrauben, das Lösen der Abutmentschrauben oder Frakturen der verschiedenen Einzelkomponenten (Jemt et al. 1998). Es kann auch zu Frakturen der Mesostruktur kommen (Masri und Driscoll 2004). Es ist bekannt, dass die Inzidenz für technische Komplikationen bei Deckprothesen wesentlich höher liegt, als bei den festsitzenden Implantatversorgungen (Berglundh et al. 2002). Die Reparaturanfälligkeit ist bei den stegverankerten Deckprothesen im Vergleich zu den anderen Retentionsmöglichkeiten wie Teleskop- oder Magnetverankerungen am größten (MacEntee et al. 2005).

In der vorliegenden Studie traten am häufigsten ein Retentionsverlust der Prothese (31%), eine unzureichende Stabilität (13%) und Schraubenlockerungen (9%) auf (Tab.23). Diese Ergebnisse decken sich mit den Studien von Kiener et al. (2001) und Naert et al. (1992). Sie berichteten von einem Verlust der Retention bei 30% der Prothesen durch Friktionsverlust, durch Materialverschleiß und Aufbiegen der Matrizen in dem Prothesenteil.

Bei der Inzidenz der Schraubenlockerungen variierten die Angaben von 0% bis 38% (Naert et al. 1992, Hemmings et al. 1994, Levine et al. 1999, Becker 1995). In einer Literaturübersicht von Goodacre et al. (2003) sind insgesamt 4501 Schrauben evaluiert worden. Dabei kam es zu einer Lockerung der Schrauben in 7% und in 3% zur Schraubenfraktur der untersuchten Prothesen (Adell et al. 1981, Zarb et al. 1990, 1996). Für die Lockerung der Schrauben werden in der Literatur folgende Gründe beschrieben:

Beim Festziehen der Schrauben werden die Komponenten aneinandergespresst. Dadurch nimmt das initiale Drehmoment ab. Diese in der Literatur beschriebene „embedment relaxation“ oder „screw settling“ (Haack et al. 1995, Cantwell und Hobkirk 2004) kann einen Drehmomentverlust bei Goldschrauben (Nobel Biocare®) von 40,2% in den ersten 10 Sekunden bewirken. In weiteren Studien berichteten Cantwell und Hobkirk (2004) von einem Friktionsverlust von 24,9% in den ersten 15 Stunden ohne zusätzliche externe Kräfte. Deshalb sollte man die Schrauben nach einigen Minuten

nochmals mit dem vom Hersteller vorgegebenen Drehmoment anziehen und die Schrauben regelmäßig austauschen (Siamos et al. 2002). Bei den Schrauben ist bekannt, dass sie auch durch mehrmaliges Ein- und Ausschrauben einer Materialermüdung unterliegen und es daher zur Schraubenfraktur kommen kann.

Ein weiterer Grund für die Lockerung oder den Verlust der Schrauben sind die Passungsgenauigkeiten zwischen den Implantat- und Prothesenkomponenten (Binon 1995, Binon 1996, Byrne et al. 1998). Der Kopf der Schraube wird in eine vorgegebene Zwangsposition der Struktur hineingepresst und die Schraube wird verbogen. Dies führt zur Metallermüdung und in Folge kann es zum Bruch der Schraube und des Implantats kommen.

Der dritte Grund sind die exzessiven dynamischen Kräfte, die auf eine Konstruktion einwirken können. Der Mechanismus ist noch nicht vollständig geklärt. Dennoch geht man davon aus, dass die Gefahr einer Schraubenlockerung oder -fraktur steigt, wenn die dynamischen Kräfte größer werden als die Klemmkraft.

Nur in einem Fall ist es in der vorliegenden Studie zum Lösen einer Abutmentschraube gekommen. Dies spricht einerseits für den Effekt der Funkenerosion als auch für den passiven Sitz der nicht funkenerodierten Stege. Damit ist diese mechanische Komplikation gering einzuschätzen. In der Literatur wurden bei 6% der Konstruktionen Abutmentschraubenlockerungen festgestellt. Dabei entfiel der größte Anteil auf implantatgetragene Einzelkronen (Jemt 1993) und der kleinste Anteil von 3% auf implantatgetragene Deckprothesen (Cooper et al. 1999, Hemmings et al. 1994, Naert et al. 1991).

Metallbasisfrakturen sind in verschiedenen Studien (Kiener et al. 2001, Zarb et al. 1996) an implantatgetragenen Deckprothesen beobachtet worden und mit einer Inzidenz von 7% aufgetreten. Dieser Wert deckt sich in etwa mit der in der vorliegenden Studie beobachteten relativen Häufigkeit von 5%.