

6. Diskussion

Die Primärstabilität als wichtiger Parameter für die Prognose des Implantaterfolges besitzt einen maßgeblichen Einfluss auf die Konzeption des prothetischen Belastungsregimes. Zur Quantifizierung der Primärstabilität hat sich die Messung des Drehmomentes bei der Implantatinsertion (Eindrehmoment) weitgehend wissenschaftlich etabliert. Es liegen bislang jedoch noch keine reproduzierbaren Methoden zur objektiven und quantitativen Erfassung der Implantatstabilität vor, die einen Wertevergleich verschiedener Implantatsysteme ermöglichen. Viel versprechend erscheint die Resonanz-Frequenz-Analyse (RFA) als non-invasives Verfahren zur Bestimmung der Implantatstabilität, welches intra- und postoperativ angewendet werden kann. Für die Evaluation der Primärstabilität in Form der RFA sind in der Literatur bisher nur wenige Daten für unterschiedliche Implantatsysteme und verschiedene Knochendichten zu finden. Somit war das Ziel dieser Untersuchung die Bestimmung der Resonanzfrequenz von einem selbstschneidenden sowie einem nicht-selbstschneidenden Implantatsystem in unterschiedlich dichten Knochenlagern und die Überprüfung deren Korrelation mit den Drehmomentwerten bei Implantatinsertion. Außerdem wurde der Zusammenhang von Resonanzfrequenzwerten innerhalb des jeweiligen Implantatsystems bestimmt. Da nur wenige Analysen von Drehmomentverlaufskurven vorliegen, wurden diese hinsichtlich der differentiellen Implantatmorphologie beider Systeme ebenfalls in diese Untersuchung inkludiert und verglichen.

6.1. Diskussion von Material und Methode

In der vorliegenden Studie sollten zwei dentale konische Implantatsysteme unterschiedlicher Morphologie (selbstschneidend und nicht-selbstschneidend) hinsichtlich ihrer Primärstabilität untersucht werden. Dazu wurden die Drehmomentmaxima und die Drehmomentverlaufskurven miteinander verglichen, da sich die Untersuchung des Drehmomentes bei Implantatinsertion in den meisten Studien auf die Drehmomentmaxima und weniger auf die Verlaufskurve

bezieht [O`SULLIVAN et al. 2000, SCHMID et al. 2002]. Darüber hinaus sollte die Prüfung der Resonanz-Frequenz-Analyse (RFA) als non-invasive, intra- und postoperative Methode zur Quantifizierung der Implantatstabilität erfolgen. Hierfür wurde einerseits die Korrelation der Resonanzfrequenzwerte zu den Drehmomentwerten überprüft, andererseits wurden die Werte der RFA direkt postoperativ mit denen der RFA drei Monate postoperativ nach Implantatfreilegung bei gedeckter, unbelasteter Implantateinheilung in Korrelation gesetzt.

6.1.1. Implantatsysteme

Seit den letzten 10 Jahren werden fast ausschließlich enossale rotationssymmetrische Schraubenimplantate aus reinem Titan angewendet. Mit der Entwicklung eines konischen Implantatdesigns soll durch die Knochenkompression eine höhere Primärstabilität des Implantates erzielt werden [O`SULLIVAN et al. 2000]. Die in vorliegender Studie verwendeten Implantatsysteme Ankylos[®] und Camlog[®] gehören in Deutschland mit zu den am häufigsten inserierten Systemen. Laut Herstellerangabe ist das Camlog[®]-Implantatsystem momentan die Nummer 2 auf dem deutschen Markt. Kritiker könnten die mangelnde Vergleichbarkeit der Systeme hinsichtlich der unterschiedlichen Konfiguration beanstanden. Beim Root-Line-Typ des Camlog[®]-Systems besteht während der Insertion der Knochenkontakt aufgrund der wurzelanalogen Form nicht auf der gesamten Oberfläche wie beim Ankylos[®]-System, woraus geringere Drehmomentwerte und ein flacherer Kurvenverlauf bei der graphischen Darstellung der Drehmomentverlaufskurven resultieren. Das Ankylos[®]-Implantat hingegen ist nur im cervikalen Bereich konisch, so dass die größere Reibungsfläche entlang der gesamten Implantatoberfläche höhere Drehmomente erwarten lässt. Diesem Argument kann man entgegensetzen, dass bei selbstschneidenden Schraubenimplantaten ein engerer Kontakt zwischen Schraubengewinde und Knochen erzielt wird [SCHMID et al. 2002] und per se eine höhere Primärstabilität zu erwarten wäre. Durch eine additive Beschichtung der Schneiden mit einhergehender Erhöhung der Oberflächenrauigkeit wird jedoch die Schnittleistung vermindert [SCHMID et al. 2002]. Beide Systeme lassen anhand ihres Makrodesign, einerseits mit progressivem Sondergewinde,

andererseits durch die wurzelanaloge Konfiguration, eine hohe Primärstabilität erwarten und sind für eine sofortige prothetische Versorgung gut geeignet. Der Vergleich eines selbstschneidenden und eines nicht-selbstschneidenden Systems findet in der Literatur häufig Verwendung [AL-NAWAS et al. 2002, O'SULLIVAN et al. 2000].

6.1.2. Drehmomentmessung

Die quantitative Bestimmung der Primärstabilität beschränkt sich bisher auf invasive Verfahren, wie Auszug- (pull out), Ausdruck- (push out) und Ausdreh-Versuche (removal torque). Diese bei Tierexperimenten *ex vivo* verbreiteten biometrischen und destruktiven Tests, mit denen auch nach einer gewissen Einheilungsphase der Grad der *Osseointegration* von Implantaten bestimmt werden kann, sind jedoch im klinischen Einsatz unbrauchbar [AL-NAWAS et al. 2002]. Auch Histomorphometrie- oder Computertomographie-Daten zur Ermittlung der Knochendichte für die Bestimmung der Primärstabilität [TURKYILMAZ et al. 2006] sind aufwendig, invasiv und strahlungsbelastend. Bei der Histomorphometrie führt einerseits die Entnahme einer Knochenprobe aus dem zu implantierenden Bereich zu einer Reduktion des ortständigen Knochenvolumens, außerdem kommt es zu einer zeitlichen Verzögerung von 1-2 Wochen durch die langwierige Präparateherstellung [WEINZIERL 2003]. Studien belegen die deutliche Korrelation zwischen Implantateindrehmoment bzw. Gewindeschnittwiderstand und Knochenmineralisationsdichte (BMD), die anhand der Mikroradiographie [FRIBERG et al. 1995a+b] oder mit Hilfe der dentalen quantitativen Computertomographie (DQCT) bestimmt wurde [BEER et al. 2003, HOMOLKA et al. 2002]. Aufgrund dessen hat sich die Messung des Drehmomentes bei Implantatinsertion (Eindrehmoment / insertion torque) zur Quantifizierung der Primärstabilität weitgehend wissenschaftlich etabliert und wird als „Goldstandard“ angesehen, woran neuere Methoden gemessen werden. So findet sich häufig die Bestimmung der Drehmomentwerte zur Dokumentation in kommerziell erhältlichen Chirurgie-Motoren integriert [AL-NAWAS et al. 2002]. Das laut Herstellerangaben maximale Drehmoment von 70 Ncm wurde in dieser Studie mehrfach überschritten, wie aus den Aufzeichnungen der Drehmoment-

verläufe zu entnehmen ist. Es kam oftmals zu einem unerwünschten kurzen und sehr hohen Anstieg des Drehmomentes (Peak) mit Messwerten von jeweils 178,5 Ncm, der einer anderen Studie zufolge bei der Frios® Unit E nicht nachgewiesen werden konnte [BASNER et al. 2003]. Vorteilhafterweise trat der Drehmomentenspitzenanstieg während des Eindrehvorganges auf und nicht, wie es ungünstiger und häufiger der Fall ist, beim Erreichen der Endposition und Übertragungsstopp. Denn durch diesen extremen Drehmomentanstieg besteht besonders am Ende einer Implantatinsertion die Gefahr der Implantatfraktur oder die Zerstörung des knöchernen Gewindes und des Implantat-Eindrehwerkzeug-Interfaces [SCHMID et al. 2002]. Im Gegensatz zu Kortikalisschrauben tritt bei enossalen oralen Schraubenimplantaten vorrangig nur die Zerstörung des Knochengewindes auf, da diese Implantate im Gegensatz zu kleinen Kortikalisschrauben dimensional massiver ausgelegt sind [BÄHR 1992].

6.1.3. Resonanz-Frequenz-Analyse

Die Resonanz-Frequenz-Analyse zur Evaluation der Implantatstabilität besitzt gegenüber anderen Verfahren deutliche Vorteile. Zum einen stellt sie eine non-invasive, sowohl intra- als auch postoperativ durchführbare Methode dar, die beliebig wiederholt werden kann, eine hohe Reproduzierbarkeit besitzt und vom Behandler weitestgehend unabhängig ist [AL-NAWAS et al. 2002]. Unterschiedliche Implantatsysteme sollen durch Erfassung der RFA als Implantat-Stabilitäts-Quotient (ISQ) mit Hilfe differenter, auf das jeweilige System abgestimmte Messwandler miteinander vergleichbar sein. Gegenüber dem Periotest®-Gerät scheint das Osstell®-Gerät der RFA das genauere Verfahren zu sein [LACHMANN et al. 2006b].

Jedoch weist das System auch einige Nachteile auf. Zum einen ist dies bei dem Osstell®-Gerät der jeweilige auf den Implantattyp abgestimmte Messwandler, der direkt an das Implantat oder auf ein Abutment angeschraubt und anschließend mit dem Gerät verbunden wird. Jeder Messwandler, der je nach verwendetem Implantatsystem und Implantatdurchmesser angeschafft werden muss, ist so ausgelegt, dass nur 60 Messzyklen à 2 Stunden durchgeführt werden können. Mit klinischer Abnutzung, Verschleiß und Sterilisierungsvorgängen wird die begrenzte

Lebensdauer des Messinstrumentes vom Hersteller begründet. Diese marktwirtschaftliche Eigenschaft kann somit zu Messwertverlusten führen, so dass unter Umständen Verlaufs- oder Folgemessungen unmöglich werden. Außerdem erwies sich das Handling beim Anbringen des Messwandlers, der senkrecht zum Kiefer stehen sollte, vor allem intraoperativ und im posterioren Bereich bei dezimierter Mundöffnung als schwierig. Für eine neuere Geräteversion (Osstell®-Mentor) ist vom Hersteller durch die kabel- und kontaktlose Messung ein deutlicher Komfort in der Handhabung angedacht.

Trotz allem lassen die Non-Invasivität, die hohe Reproduzierbarkeit der Untersuchung und die Unabhängigkeit vom Behandler die Methode der RFA zur postoperativen Quantifizierung der Implantatstabilität als intraindividuelle Verlaufskontrollen, besonders im Hinblick auf die Ermittlung des Zeitpunktes der prothetischen Versorgung, viel versprechend erscheinen.

6.2. Diskussion der Ergebnisse

6.2.1. Implantatsysteme

Aus der topographischen Verteilung der inserierten Implantate ist ersichtlich, dass die häufigste Implantatlokalisierung in der Region des ersten unteren Molarens bestand. Erklärbar ist dieses Resultat damit, dass der 6-Jahr-Molar die längste Expositionszeit im Cavum oris aufweist und dementsprechend die größte Kariesfrequenz und höchste Verlustrate aller Zähne besitzt [HOEFIG 1974].

Es fanden sich signifikant höhere Drehmomentmaxima beim nicht-selbstschneidenden Ankylos®-Implantatsystem im Vergleich zum selbstschneidenden Camlog®-System ($p=0,025$). Dieses spräche für eine höhere Primärstabilität des Ankylos®-Systems und dessen bessere Verwendbarkeit für eine sofortige prothetische Versorgung.

Beide Systeme wiesen bei der RFA trotz signifikant differenter Drehmomentmaxima annähernd identische ISQ-Werte auf ($p=0,956$). Diese Diskrepanz lässt sich bisher nicht erklären und stellt die Aussagekraft der RFA zur Quantifizierung der Primärstabilität in Frage [SCHLIEPHAKE et al. 2007]. Durch Verwendung unterschiedlicher Messwandler je Implantatsystem zur Frequenzmessung und

inkongruenter Implantatgeometrie des Schneidewerkzeugs könnten systembedingte Unterschiede vorliegen, die einen direkten Datenvergleich erschweren. Diesen fehlenden Unterschied in der RFA bei signifikant unterschiedlichen Drehmomenten zweier Systeme belegt auch eine Studie, die jedoch höhere Drehmomentmediane bei einem selbstschneidenden im Gegensatz zu einem nicht-selbstschneidenden System fand [AL-NAWAS et al. 2002]. Andere Studien zeigen jeweils für das selbstschneidende System signifikant höhere Drehmomentwerte bei ebenso signifikant höheren ISQ-Werten dieses Systems [O'SULLIVAN et al. 2000].

Die Primärstabilität und das Drehmoment bei Implantatinsertion scheinen vom Implantatdesign abhängig zu sein [CUNHA da et al. 2004]. Ein konisches Implantatdesign erzeugt eine höhere Primärstabilität als gerade, zylinderförmige Implantatgeometrien [SAKOH et al. 2006]. Während der Insertion eines Implantates mit konischem Makrodesign können hohe Druckkräfte entstehen, die die lokale Mikrozirkulation beeinflussen und als Folge dessen könnten Nekrosen der Osteozyten und periimplantäre Knochenresorptionen auftreten [O'SULLIVAN et al. 2000]. In Untersuchungen ließen sich jedoch keine negativen Knochenreaktionen feststellen [O'SULLIVAN et al. 2004]. Aus biologischer Sicht ist davon auszugehen, dass eine Steigerung der Primärstabilität nicht grundsätzlich mit einem besseren Implantaterfolg einhergehen muss [AL-NAWAS et al. 2002].

6.2.2. Drehmomentkurven

Anhand der Drehmomentkurven der beiden Systeme lassen sich geringe Unterschiede erkennen. Erwartungsgemäß zeigten sich höhere Drehmomentwerte im kompakten Knochen wie der Mandibula und der D1-Knochenqualität, geringere Drehmomentwerte waren im spongiösen Knochen wie der Maxilla und der D4-Knochenqualität zu beobachten. Die Kurven des konischen, nicht-selbstschneidenden Ankylos[®]-Systems verlaufen nahezu konkav mit deutlichem Momentanstieg kurz vor dem Ende der Insertion, wohingegen beim konisch wurzelförmigen und selbstschneidenden Camlog[®]-System nahezu lineare Kurven ohne ausgeprägten Drehmomentanstieg zu erkennen sind. Dies spräche für eine

höhere Primärstabilität des Ankylos[®]-Systems. Der Kurvenverlauf in der Anfangs- und Endstrecke beider Systeme ist nahezu identisch. Auf der Hälfte der relativen Insertionszeit sind höhere Drehmomentwerte beim Camlog[®]-System zu verzeichnen, die durch die auftretenden Friktionskräfte in der Spongiosa des Kieferknochens bei diesem selbstschneidenden System erklärbar sind. Da die Maximalwerte nicht immer den Endwerten der Drehmomentkurven entsprachen, muss man in diesen Fällen vom Überdrehen des Implantatlagers ausgehen. Dabei kann es bereits partiell zu minimalen Zerstörungen der knöchernen Gewindegänge gekommen sein. Alle inserierten Implantate erschienen jedoch klinisch primärstabil. Im Überdrehversuch zeigte sich, dass durch die Elastizität des Knochens ein Überdrehpotential von 40-150% besteht, ehe das knöcherne Gewinde frakturiert [SCHMID et al. 2002].

Der Verlauf des Insertionsmomentes ist abhängig vom Makrodesign des Implantates [SCHMID et al. 2002]. Bei dem Vergleich eines selbstschneidenden und eines nicht-selbstschneidenden Implantates sind die Drehmomentkurven der verschiedenen Implantatgeometrien in den ersten 3-4 mm der Insertion, wo die Schneiden eines selbstschneidenden Implantates den kortikalen Knochen passieren, nahezu identisch [O`SULLIVAN et al. 2000]. Der anschließende Kurvenverlauf von einem selbstschneidenden Implantat entspricht einerseits dem Durchlauf der apikalen Schneiden durch den spongiösen Knochen zum Gewindeschnitt, wobei der Schnittwiderstand entsteht. Andererseits durchlaufen zeitgleich die übrigen Gewindegänge des Implantates die vorgeschchnittene Knochenkavität, wodurch Friktionskräfte hervorgerufen werden [O`SULLIVAN et al. 2000]. In tiefen Knochenkavitäten treten zusätzliche Friktionskräfte durch die Ansammlung von Knochenspänen auf [JOHANSSON und STRID 1994]. Handelt es sich außerdem um eine konische Implantatform, bewirkt der größere Durchmesser der oberen Gewindegänge im Vergleich zum Gewindevorschnitt Kompressionskräfte am Implantat-Knochen-Interface, die zu einem steileren Anstieg der Drehmomentkurve als bei Zylinderimplantaten führen [O`SULLIVAN et al. 2000]. Diese Theorie konnte in vorliegender Untersuchung mit steileren Drehmomentkurven und höheren Drehmomentwerten beim konischen nicht-selbstschneidenden Implantatsystem nicht bestätigt werden.

Beim Vorschneiden des Gewindes eines nicht-selbstschneidenden Implantates besteht die Gefahr eines ausgeweiteten, leicht konischen Gewindes, wenn die

Achse des Gewindeschneiders nicht absolut konstant bleibt, so dass der Implantat-Knochen-Kontakt von der Implantatspitze zum Hals stetig abnimmt [SCHMID et al. 2002]. Bei der Insertion muss das Implantat parallel zur Achse des Gewindeschneiders eingebracht werden, da sonst das Risiko von Quetschungen, Abscherungen und Stauchungen des Knochengewindes oder das Schneiden eines zweiten Gewindeganges mit analogem Knochenschaden und konsekutivem Halteverlust erhöht wird. Vergrößert man den Durchmesser der Vorbohrung, fände eine Parallelverschiebung der Drehmomentkurve in Richtung Ordinate statt [SCHMID et al. 2002].

Vergleicht man die Drehmomentkurven von konischen und zylinderförmigen Implantaten, so folgt bei zylindrischen Implantaten nach einer initialen und transienten Oszillationskurve eine nahezu lineare Zunahme des Drehmomentes mit einem deutlichen Anstieg kurz vor Erreichen der korrekten Insertionstiefe. Die effektive Schneidfläche bleibt bei Zylinderimplantaten während der gesamten Insertion konstant, wobei der größte Teil des auftretenden Drehmomentes aus dem erhöhten Schnittwiderstand beim Schneiden des Gewindes innerhalb der Kortikalis resultiert [SCHMID et al. 2002]. Die konstante Zunahme des Drehmomentes ist auf die Vergrößerung der Reibungsfläche zurückzuführen. Der Gewindegang muss während der Insertion vollständig durchlaufen werden, so dass eine verlängerte Insertionszeit resultiert. Beim Überdrehen eines zylindrischen Implantates erfolgt die Zerstörung des knöchernen Gewindes, was im Hinblick auf den Schutz der Nachbarstrukturen von Vorteil ist [SCHMID et al. 2002].

Bei konischen Implantaten fehlt bei Betrachtung der Drehmomentkurve die initiale Oszillationskurve. Das steigende Schneidmoment resultiert aufgrund der konischen Form aus einer Zunahme der effektiv zu schneidenden Fläche, welche wiederum analog zum zylindrischen Design ein stetig wachsendes Reibmoment verursacht [SCHMID et al. 2002]. Der Anstieg des Drehmomentes kurz vor Erreichen der korrekten Insertionstiefe wie beim Ankylos[®]-Systems ist durch große Reibungskräfte bedingt, die durch eine Konuspressung des Implantathalses oder durch den apikalen Anschlag der Implantatspitze am Boden der Vorbohrung herrühren [SCHMID et al. 2002]. Durch die großen Kompressionskräfte während der Insertion eines konischen Implantates ist die Gefahr der Minderdurchblutung des Knochens und in Folge dessen die Nekrose des knöchernen Implantatlagere

mit bindegewebiger Implantateinscheidung oder periimplantärer Knochenresorption gegeben [O`SULLIVAN et al. 2000]. Dabei muss auf ein Gleichgewicht zwischen Größe des Konuswinkels und hoher Primärstabilität ohne lokale Knochenresorptionen geachtet werden [O`SULLIVAN et al. 2000]. Auch bei einer tiefen subcrestalen Insertion, die ein höheres Drehmoment bedingt, können durch den erhöhten Axialdruck ebenfalls derartige Auswirkungen erzielt werden [SCHMID et al. 2002]. Konische Implantate besitzen den Vorteil, dass das Implantat über eine gewisse Distanz in die vorgebohrte Knochenkavität eingeschoben werden kann, bevor die Drehung des Implantates zur Insertion beginnt. Dieses Vorgehen minimiert einerseits den vertikalen Raumbedarf zu Beginn der Insertion und die Insertionszeit. Andererseits wird dadurch die Gefahr der Verkantung des Implantates reduziert, so dass auch das Gewinde leichter geschnitten werden kann [SCHMID et al. 2002].

Für eine homogene Kraftverteilung im Kieferknochen ist die Kongruenz der Länge der Vorbohrung und des Implantates entscheidend [SCHMID et al. 2002]. Schraubenimplantate erreichen durch die relativ große Kraftübertragungsfläche eine homogene Spannungsverteilung [SIEGELE und SOLTESZ 1989]. Allgemein treten bei Implantaten mit sehr kleinen Krümmungsradien im apikalen Bereich (Konus, Stufenform) bis zu 5fach höhere Spannungen im lokalen Knochen auf als bei Formen mit großen Krümmungsradien wie Zylinder oder Gewinde, was die Entwicklung von Resorptionen begünstigt [SIEGELE und SOLTESZ 1989]. Die Kopie der Zahnanatomie führt also aufgrund einer unterschiedlichen Biomechanik beim Implantat nicht automatisch zu günstigen Belastungsverhältnissen.

6.2.3. Drehmomentmessung

Erwartungsgemäß zeigten sich höhere Drehmomentwerte im kompakten Knochen wie der Mandibula und der D1-Knochenqualität, geringere Drehmomentwerte waren im spongiösen Knochen wie der Maxilla und der D4-Knochenqualität zu beobachten. Das nicht-selbstschneidende Ankylos[®]-System wies signifikant höhere Drehmomentmaxima auf als das selbstschneidende Camlog[®]-System ($p=0,025$). Zurückzuführen ist dieses Resultat wahrscheinlich auf die Tatsache, dass trotz Gewindevorschnitt beim Ankylos[®]-System eine größere

Knochenkondensation infolge des progressiven Gewindes und der nach apikal zunehmenden Krümmung der Gewindeflanken erfolgte. Diese Hypothese steht mit den Ergebnissen einer Studie in Widerspruch, wo ein signifikanter Verlust an Primärstabilität durch die Verwendung von Gewindeschneidern und Bone Condensern belegt wurde [BÜCHTER et al. 2003]. In dieser *In-vitro*-Untersuchung wurde allerdings ein zylindrisches Vollschraubenimplantatsystem verwendet, auf das einerseits die oben genannten Kriterien des Makrodesigns nicht zutreffen, andererseits blieben in dieser Studie die biologischen Knochenvorgänge unberücksichtigt. Das Vorgehen der unterdimensionalen Implantatbettauflbereitung jedoch scheint die Primärstabilität zu erhöhen [SAKOH et al. 2006].

Erfolgreich inserierte Implantate waren mit Drehmomentwerten von über 32 Ncm [OTTONI et al. 2005] bzw. über 35 Ncm assoziiert [NEUGEBAUER et al. 2006]. In der vorliegenden Untersuchung erreichten weder das Ankylos[®]-System mit einem Mittelwert von 28,8 Ncm, noch das Camlog[®]-System mit seinem Mittelwert von 25,9 Ncm bei der Messung des Drehmomentes das vorgeschlagene Minimum von 30 Ncm für eine suffiziente Implantatprimärstabilität [AL-NAWAS et al. 2002]. Dennoch erscheint die Implantatüberlebensrate von 98,5% beider Systeme nach einem Jahr mit den in der Literatur beschriebenen Werten für eine erfolgreiche Implantatbehandlung vergleichbar zu sein [ADELL et al. 1990].

Bei der Unterteilung der Drehmomentwerte im Hinblick auf die einzelnen intraoperativ gefühlten Knochenqualitäten D1-D4 waren die Drehmomentwerte beider Implantatsysteme nahezu in jeder Knochenqualität identisch, wobei sich nicht signifikant größere Mittelwerte beim Ankylos[®]-System offenbarten.

Bezüglich des Genus der Patienten ergaben sich anhand der Primärstabilität nahezu identische Medianwerte mit nicht signifikant höheren Drehmomentwerten ($p=0,47$) beim weiblichen Geschlecht im Gegensatz zu den Implantaten, die bei Männern inseriert wurden. Dieses Ergebnis steht im Gegensatz zu Studien, die signifikant höhere Drehmomentwerte bei Männern beobachteten und die Erklärung anhand des Hormonunterschiedes bei Frauen fanden [TURKYILMAZ et al. 2006].

6.2.4. Resonanz-Frequenz-Analyse

6.2.4.1. Implantatsysteme

In vorliegender Studie konnte anhand der RFA eine nahezu identische Primärstabilität beider Implantatsysteme ohne Signifikanz beobachtet werden ($p=0,956$).

Eine Korrelation zwischen der RFA und den Drehmomentwerten beider Systeme wurde ebenfalls nicht belegt ($r=0,305$). Zu diesem Ergebnis sind auch weitere Studien gelangt, die keine Beziehung zwischen der RFA und den Implantateindrehmomentwerten (insertion torque) beziehungsweise den -ausdrehmomentwerten (removal torque) nachweisen konnten [AKCA et al. 2005, AKKOCAOGLU et al. 2005, AL-NAWAS et al. 2002]. Zwischen Implantateindrehmoment und -ausdrehmoment zeigte sich dabei allerdings eine signifikante Korrelation [AKCA et al. 2007, AKKOCAOGLU et al. 2005], indem geringere Ausdrehwerte im Verhältnis zu den Eindrehwerten ermittelt wurden [AKCA et al. 2005]. Differenziert man die ISQ-Werte anhand der Drehmomentwerte in unterschiedliche Knochenqualitäten, ergibt sich ein vielschichtiges Bild. Im weichen Knochen zeigt das Camlog[®]-System hochsignifikant größere ISQ-Werte ($p=0,002$), in den anderen Knochenqualitäten sind die ISQ-Werte des Ankylos[®]-Systems nicht signifikant höher.

ISQ-Werte verschiedener Implantatsysteme scheinen nicht vergleichbar zu sein [AL-NAWAS et al. 2002, ERSANLI et al. 2005]. Außerdem gibt es bisher keinen Anhalt für einen „kritischen“ ISQ-Wert, unterhalb dessen Implantate nicht primär stabil sind [AL-NAWAS et al. 2002]. Dieser sollte für jedes Implantatsystem separat bestimmt werden [ERSANLI et al. 2005]. So wurde belegt, dass nicht eingehheilte Implantate bereits im Vorfeld mittels RFA durch Abnahme der ISQ-Werte ermittelt werden können [GLAUSER et al. 2004, MEREDITH et al. 1997a], in anderen Studien schien die RFA jedoch kein zuverlässiges diagnostisches Instrument zur Identifizierung mobiler Implantate zu sein [HUWILER et al. 2007, NEDIR et al. 2004]. Wie in vorliegender Untersuchung wurden die abnehmenden ISQ-Werte erst gemessen, nachdem die klinische Diagnose der Instabilität gestellt wurde. Für die Begrenzung der initialen ISQ-Aussage spricht, dass die Primärstabilität durch die mechanische Entspannung des Knochens etwas

minimiert wird, die Sekundärstabilität jedoch im Laufe der Zeit durch das Remodeling des Knochens und die zunehmende Steifigkeit des Knochen-Implantat-Interfaces ansteigt [BECKER et al. 2005]. Bei diesem Prozess spielen die individuellen Eigenschaften des vitalen Knochens wie Vaskularisierung, Markraumgröße und Trabekeldichte eine entscheidende Rolle. Die Aussagekraft von individuellen Messungen der Implantatstabilität mit Hilfe der RFA sollte mit Vorsicht betrachtet werden [SCHLIEPHAKE et al. 2007]. Insgesamt sind nur Messungen der RFA über einen langen Zeitraum für die Implantatstabilität aussagekräftig, Einzelmessungen sind bedeutungslos [ZIX et al. 2005].

In dieser Untersuchung konnte anhand der RFA bei der Primärstabilität ein Unterschied bezüglich des Genus herausgestellt werden, wobei Männer signifikant höhere ISQ-Werte aufwiesen als Frauen ($p=0,013$). Die Literatur belegt ebenfalls signifikante Unterschiede beim Vergleich des Geschlechts und des Patientenalters, wobei höhere Drehmomentwerte bei Männern und älteren Patienten (60 ± 6 Jahre) erhoben wurden [TURKYILMAZ et al. 2006]. Diese Ergebnisse könnten anhand der unterschiedlichen Knochenqualitäten an den Implantationsorten und des Hormonunterschiedes bei Frauen erklärbar sein. Es scheint, als hätten Genus und Alter der Patienten einen Einfluss auf Knochendichte und Primärstabilität [JOHANSSON und STRID 1994].

6.2.4.2. Lokalisation

In der vorliegenden Untersuchung zeigten sich erwartungsgemäß höhere ISQ-Werte im kompakten Knochen wie der Mandibula und der D1-Knochenqualität, geringere ISQ-Werte waren im spongiösen Knochen wie der Maxilla und in weicheren Knochenqualitäten zu beobachten. Untersuchungen zur Implantatstabilität und Lokalisation mit Hilfe der RFA zeigten auf, dass niedrigere ISQ-Werte in der posterioren Region und im weicheren, spongiösen Knochen zu finden sind [BALSHI et al. 2005, OSTMAN et al. 2006]. Eine Studie konnte anhand der RFA keinen signifikanten Unterschied zwischen anterior und posterior inserierten Implantaten nachweisen [ZIX et al. 2005]. Es zeigte sich sogar, dass die größeren ISQ-, Ein- und Ausdrehmomentwerte bei Implantaten mit geringem Knochenvolumen und niedriger Knochendichte gemessen wurden

[AKKOCAOGLU et al. 2007]. Allgemein jedoch zeigten sich bei Implantaten in der Mandibula und in D1-Knochen höhere Resonanzfrequenzwerte als in der Maxilla und in D4-Knochen [ERSANLI et al. 2005, HORWITZ et al. 2003, OSTMAN et al. 2006]. Bei posterioren Implantaten im Oberkiefer sollte deshalb erst nach viermonatiger Einheilzeit die funktionelle Belastung erfolgen, da erst dann die Implantatstabilität zunimmt [NKENKE et al. 2005]. Den größten Einfluss auf die Stabilität scheint dabei der Implantatdurchmesser zu haben [OSTMAN et al. 2006], währenddessen die Implantatlänge, die Lokalisation oder das Knochenniveau diese unbeeinträchtigt lassen [HORWITZ et al. 2003]. Andere Untersuchungen widerlegen dies jedoch, da eine Korrelation zwischen der Implantatstabilität und der Länge oder des Durchmessers des Implantates in dem Zusammenhang nicht nachgewiesen werden konnte [BALLERI et al. 2002, BISCHOF et al. 2004]. Allgemein wird die Resonanzfrequenz von verschiedenen Faktoren wie Höhe, Breite und Dichte des periimplantären Knochens beeinflusst. Bei geringer Knochendichte und großer Knochendicke sind auffällige Unterschiede zu beobachten [HUANG et al. 2003a]. Anhand der dentalen Computertomographie konnte jedoch keine Korrelation zwischen Knochendichte und Knochenhöhe oder Lokalisation nachgewiesen werden [BEER et al. 2003]. Insgesamt scheint die Dicke der Kortikalis der entscheidende Faktor für die Primärstabilität zu sein [MIYAMOTO et al. 2005].

6.2.4.3. Unbelastete Implantateinheilung

Die Korrelation innerhalb der RFA bei beiden Implantatsystemen, also ein Zusammenhang der ISQ-Werte direkt postoperativ mit denen nach Implantatfreilegung bei gedeckter, unbelasteter Einheilung als Ergebnis der vorliegenden Untersuchung wird auch durch andere Studien bestätigt [BECKER et al. 2005, MEREDITH et al. 1997a]. In einer Untersuchung konnte jedoch keine Beziehung zwischen der RFA direkt postoperativ und der RFA sechs Monate später weder bei Sofortversorgung, noch bei unbelasteter, gedeckter Einheilung gefunden werden [OSTMAN et al. 2005].

Die vorliegende Untersuchung zeigte, dass bei Implantaten mit niedrigen ISQ-Werten direkt nach Insertion ein signifikanter Wertanstieg nach drei Monaten bei

der Sekundärstabilität zu verzeichnen war. Das Ergebnis wird in der Literatur bestätigt, wohingegen bei Implantaten mit initial hohen ISQ-Werten bei der Primärstabilität eine Wertminderung bei der Freilegung zu beobachten war [OSTMAN et al. 2005]. Je geringer die ISQ-Werte direkt postoperativ ausfielen, desto größer war die Zunahme der Resonanzfrequenz nach erfolgter Implantatfreilegung [FRIBERG et al. 1999b]. Insgesamt scheinen alle Implantate bei der Sekundärstabilität annähernd ähnliche ISQ-Werte zu erreichen, unabhängig von deren Primärstabilität oder periimplantärer Knochendichte [FRIBERG et al. 1999b]. Der Anstieg initial niedriger ISQ-Werte im Laufe der Zeit ist durch das Remodeling des Knochens und die zunehmende Steifigkeit des Knochen-Implantat-Interfaces erklärbar. Dahingegen scheint die Abnahme hoher ISQ-Werte der Primärstabilität auf der mechanischen Entspannung beziehungsweise Stressentlastung und eventueller Knochenresorptionen als Teil des Anpassungsprozesses zu beruhen [BECKER et al. 2005].

Geschlechterspezifisch zeigten sich in der vorliegenden Untersuchung signifikant höhere ISQ-Werte der Primärstabilität bei Implantaten, die bei Männern inseriert wurden. Anhand der Sekundärstabilität waren bezüglich des Genus keine signifikanten Unterschiede auszumachen. Insgesamt war beim männlichen Geschlecht eine minimale Abnahme der ISQ-Werte nach der Implantatfreilegung zu verzeichnen, bei den Frauen zeigte sich dagegen eine dezente Zunahme der Werte innerhalb desselben Zeitintervalls. Die Ergebnisse lassen sich ebenfalls auf das Remodeling des Knochens beziehungsweise auf die mechanischen Entspannung und Stressentlastung mit eventueller Knochenresorption zurückführen. Auch in der Literatur wurde häufig ein Unterschied in der RFA bezüglich des Genus hergestellt, wobei Frauen niedrigere ISQ-Werte als Männern aufwiesen [BALSHI et al. 2005, BROCHU et al. 2005, OSTMAN et al. 2006, ZIX et al. 2005]. Dieses Phänomen ist wahrscheinlich durch die hormonal bedingte Osteoblasteninsuffizienz postmenopausal bedingt, die durch die physiologische Abnahme der Spongiosadichte infolge des Östrogenmangels zu osteoporotischen Veränderungen im Kieferknochen führt [SPIEKERMANN 1994].

6.2.4.4. **Prothetische Sofortversorgung**

Die Verlustrate ist mit 9 von 602 inserierten Implantaten (1,5%) beider Systeme nach einem Jahr mit den in der Literatur beschriebenen Werten für eine erfolgreiche Implantatbehandlung vergleichbar [ADELL et al. 1990]. Da es sich bei 5 von den 9 Explantaten um Implantate mit prothetischer Sofortversorgung handelt, ist die Erfolgswahrscheinlichkeit bei diesem Verfahren (Verlustrate von 15,2%) geringer als die standardisierte zweizeitige Methode mit einer Verlustrate von 0,7%. Allerdings sind bei vorsichtiger und strikter Patientenauswahl mit vollständiger Reduzierung der vertikalen Kräfte und expliziter Patienteninstruktion auch mit dieser Methode gute Erfolge zu verzeichnen [CALANDRIELLO et al. 2003a, LORENZONI et al. 2003].

Betrachtet man die Verlaufsmessung mit der RFA der Implantate mit prothetischer Sofortversorgung in dieser vorliegenden Studie, stellt man zunächst bei fast allen Kurven einen leichten Rückgang der Werte fest. Nach einiger Zeit steigen diese Werte jedoch wieder an, sogar meist über den Anfangswert hinaus. Studien belegen, dass die niedrigsten Stabilitätswerte in den ersten 3-6 Wochen post implantationem bei alle Knochentypen auftreten [BALSHI et al. 2005, ERSANLI et al. 2005, FRIBERG et al. 1999a, NKENKE et al. 2005]. Dabei sind die deutlichsten Unterschiede im weichen, spongiösen D4-Knochen zu finden, nach 5 Wochen jedoch sind diese Differenzen in den einzelnen Knochenklassen verschwunden [BAREWAL et al. 2003]. In den nächsten 2-3 Monaten steigen die ISQ-Werte allerdings wieder an [BALSHI et al. 2005], so dass sie nach 3-6 Monaten in etwa wieder das Niveau der Ausgangswerte direkt postoperativ erreichen [ERSANLI et al. 2005]. Nach insgesamt 12 Monaten konnte jedoch keine signifikante Zunahme der Implantatstabilität mittels RFA im Vergleich zu den Ausgangswerten beobachtet werden [CORNELINI et al. 2004]. Diese Daten, wie sie in vorliegender Untersuchung auch bei unbelasteter Implantateinheilung beobachtet wurden, stützen wiederum die These der anfänglichen Abnahme der Primärstabilität und späterer Zunahme der Sekundärstabilität. Der Kurvenverlauf mit initialem Werteabfall und späterem progressiven Anstieg der ISQ-Werte ist wiederum auf das Remodeling im Knochen zurückzuführen, wobei sich in dieser Knochenumbauphase der das Implantat umgebende Geflechtknochen durch Belastung in einen lamellären Knochentyp umbaut. Der entstandene lamelläre

Knochen ist kräftiger und dichter organisiert als der vorhergehende Geflechtknochen, wodurch die Krafttragekapazität des Implantates gesteigert wird [SPIEKERMANN 1994].

Die initiale Entwicklung der Werte wird anscheinend von der Knochendichte beeinflusst. Implantate mit hohen ISQ-Werten direkt nach Insertion wiesen zunächst eine Abnahme der Werte auf, währenddessen Implantate mit einem ISQ <60 direkt postoperativ einen Anstieg bei der RFA verzeichneten [BECKER et al. 2005]. Es wird davon ausgegangen, dass Implantate mit niedrigen ISQ-Werten direkt nach der Insertion eine längere Einheilzeit benötigen als Implantate mit hohen postoperativen ISQ-Werten [HUANG et al. 2003b]. Anhand dieser Ergebnisse wurde eine belastungsfreie Implantateinheilphase für die ersten 2 Monate gefordert [BALSHI et al. 2005]. Bezüglich der Implantatstabilität gemessen anhand der RFA gibt es jedoch innerhalb der ersten 3 Monate keinen signifikanten Unterschied zwischen prothetisch sofort, verzögert belasteten und unbelasteten Implantaten [BISCHOF et al. 2004, BROCHU et al. 2005, ZIX et al. 2005].