

Krestaler Knochenverlust verschiedener dentaler Implantatsysteme

Dominik Emmerich

Einleitung

Die Langzeitprognose dentaler Implantate ist abhängig von einer adäquaten Integration der umgebenden Gewebe: Knochen, Bindegewebe und Epithel. Viele klinische Longitudinalstudien haben gezeigt, dass verschiedene enossale Implantatsysteme bei unterschiedlichen Indikationen eine sehr gute Langzeitprognose aufweisen (Zusammenfassungen bei [Fritz, 1996 #806; Fiorellini, 1998 #399; Esposito, 1998 #108; Creugers, 2000 #1613; Buser, 1997 #67]). Die verwendeten Implantate dieser Studien unterschieden sich bezüglich Form, Größe, Passung der Implantateile, Oberflächenbeschaffenheit, chirurgische Insertionstechnik und Suprastruktur. Einer der wesentlichsten Unterschiede moderner Implantate ist die Anzahl der Implantateile. Es können einteilige und zweiteilige Implantate unterschieden werden. Einteilige Implantate zeichnen sich dadurch aus, dass der Implantathals nach dem Setzen des Implantates die Schleimhaut perforiert und daher kein weiterer chirurgischer Eingriff nötig ist. Bei zweiteiligen Implantaten gewährleistet nach der Implantatinsertion ein Mukoperiostlappen ein möglichst ungestörtes, subgingivales Einheilen. Das Implantat muss nach einer adäquaten Einheilzeit in einem zweiten chirurgischen Eingriff freigelegt und mit einer Distanzhülse oder einem Gingivaformer versorgt werden. Die Suprastruktur wird dann auf die Distanzhülse oder direkt auf das Implantat geschraubt. Die Intention der subgingivalen Einheilung war, eine zu frühe Belastung, das Risiko einer Infektion und die Apikalmigration von Epithelzellen entlang der Implantatoberfläche zu vermeiden ([Branemark, 1969 #172; Branemark, 1977 #168]). Neuere Studien konnten im Bezug auf die Integration der Implantate im Hart- und Weichgewebe keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Einheilungsmodalitäten feststellen ([Gotfredsen, 1991 #68; Abrahamsson, 1996 #6; Fiorellini, 1999 #95]). Bei zweiteiligen Implantatsystemen bestehen zwei Mikrospalten: einer auf oder leicht unter dem Kieferkamm und ein weiterer im Bereich oder leicht über dem periimplantären Weichgewebe. Bei einteiligen Implantatsystem existiert nur ein Mikrospalt im Bereich oder leicht über dem periimplantären Weichgewebe.

Klinische Parameter wie Mobilität, Entzündung, Rezession, Sondierungstiefe und radiologische Untersuchung sind akzeptierte Methoden, den Erfolg dentaler Implantate zu ermitteln ([Albrektsson, 1986 #1088], [Smith, 1989 #562]).

Krestaler Knochenabbau

Der krestale Knochen ist der am weitesten koronal bzw. marginal gelegene Anteil des periimplantären Knochens. Die Beurteilung der marginalen Knochenverhältnisse um ein Implantat ist für die Beurteilung der Langzeitprognose unabdingbar. Die Veränderungen im koronalen Anteil des Knochenlagers im Sinne eines Knochenabbaus sind hierfür der wichtigste Parameter ([Kirsch, 1999 #1047]) und gelten als pathologisches Zeichen, das bis zum Implantatverlust fortschreiten kann ([Pilliar, 1991 #720; Esposito, 1998 #107; van Steenberghe, 1999 #571; De Bruyn, 1999 #968]. Koronaler Knochenabbau kann durch Periimplantitis bedingt sein, ist jedoch ein relativ seltenes Ereignis.

Dagegen treten zumindest im ersten Jahr nach Implantation bei verschiedenen oralen Implantatsystemen regelmäßig koronale Knochendefekte auf ([Quirynen, 1991 #584; Adell, 1981 #86; Albrektsson, 1986 #1088; Jemt, 1996 #597; Fartash, 1995 #771; Jung, 1996 #971; De Leonardis, 1997 #972]). Diese sind in der Regel nicht mit einer Periimplantitis assoziiert, da eine entsprechende Entzündungssymptomatik fehlt.

Eines der am häufigsten verwendeten Erfolgskriterien für den marginalen Knochenverlust wurde von [Albrektsson, 1986 #1088] und [Smith, 1989 #562] vorgeschlagen: Weniger als 1.5 mm marginaler Knochenverlust im ersten Jahr und 0.2 mm in den Folgejahren werden diesen Autoren zufolge als Erfolg gewertet. [Albrektsson, 1994 #2355] modifizierten dieses Kriterium später, in dem sie das Wort „durchschnittlich“ hinzufügten. [Quirynen, 1991 #584; Quirynen, 1992 #1315] stellen ein Limit für einen akzeptablen Knochenverlust in Frage. Dieser Zweifel resultierte aus der Beobachtung eines deutlich höheren Knochenverlustes, der sich nach 2 – 3 Jahren stabilisierte. Daher wurde vorgeschlagen ein Implantat als Misserfolg zu bezeichnen, wenn der marginale Knochenverlust das apikale 1/3 des Implantates erreicht hat ([Lekholm, 1994 #2371]).

Mögliche Ursachen des krestalen Knochenabbaus

Der Grund für den krestalen Knochenabbau, der nicht infektiös im Sinne einer Periimplantitis bedingt ist, ist nicht genau bekannt. Zahlreiche Ursachen wurden angenommen:

- (1) operatives Trauma von Implantation und Implantatfreilegung ([Adell, 1986 #160; Branemark, 1969 #172; Cochran, 1997 #57]),

- (2) Positionierung der Implantate bzw. der Implantatschulter und des Übergangs von glatter zu rauer Implantatoberfläche relativ zum Alveolarkamm ([Hermann, 1997 #288; Hermann, 2000 #255; Hammerle, 1996 #973; Davarpanah, 2000 #100]),
- (3) biomechanische Überlastung des Knochens ([Adell, 1986 #160], [Branemark, 1977 #168; Quirynen, 1992 #1315; Rangert, 1995 #974; van Steenberghe, 1999 #571; Pilliar, 1991 #720; Tonetti, 1994 #2354]) bzw. fehlende mechanische Kopplung zwischen Implantat und Knochen ([Hansson, 1999 #234; Hansson, 2000 #47; Hansson, 2000 #978; al-Sayyed, 1994 #979; Vaillancourt, 1996 #981; Pilliar, 1991 #720; Wiskott, 1999 #53; Hammerle, 1996 #973; Jung, 1996 #971]).
- (4) Verletzung der biologischen Breite durch insuffiziente Dimensionierung der periimplantären Mukosa (Berglundh & Lindhe 1996), mikrobielle Noxen ([Tarnow, 2000 #76]) oder mechanische Noxen ([Abrahamsson, 1997 #5; Tarnow, 2000 #76])
- (5) Art der Verbindung zwischen Distanzhülse und Implantat ([Abrahamsson, 1999 #2]).

Bei der chirurgischen Insertion enossaler Implantate wird routinemäßig der Alveolarknochen freigelegt, um die Implantate zu inserieren. Die Ablösung des Periosts traumatisiert den Knochen, was zu einer Knochenresorption von ca. 1 mm führen kann ([Roberts, 1988 #900]). Pathophysiologisch ist dafür möglicherweise die Unterbrechung der Blutzufuhr verantwortlich ([Perren, 1988 #1295]). Für Röhrenknochen ist bekannt, dass die arterielle und venöse Ernährung zu 90 bzw. 100% über das Periost erfolgt ([Rhineland, 1972 #1416]). Eine Ablösung des Periosts bei Implantation könnte daher zu einer Knochennekrose aufgrund von Mangeldurchblutung führen. Dagegen zeigte [van der Velden, 1982 #855] in einer parodontologischen Studie, dass eine alleinige interdentale Denudierung des Alveolarknochens zu keinem Knochenverlust führt.

Beim Bohren des Implantatbettes wird der Knochen ebenfalls traumatisiert. Das empfohlene konventionelle Protokoll für die Insertion zweiteiliger Implantate ([Branemark, 1985 #1038]) erfordert eine Erweiterung des kortikalen Knochens (Versenkung, engl. Counter-sink). Dies erlaubt eine vollständig subgingivale Positionierung der Implantatschraube relativ zum alveolären Knochenniveau. Bei transgingival einheilenden Implantaten (ITI System, Institut Straumann AG, CH-Schweiz) wird der kortikale Knochen nicht erweitert. Parodontologische Studien haben gezeigt, dass die Traumatisierung des Knochens bei einer Osteoplastik einen Stimulus für Remodellation und weitere Knochenresorption darstellt ([Donnenfeld, 1970 #982; Pennel, 1967 #983; Wilderman, 1970 #984]). In diesen Studien wurde dieser sekundäre Knochenverlust auf ca. 0.5 mm bis 1 mm beziffert. [Wilderman, 1970 #984] und

[Moghaddas, 1980 #985] zeigten, dass die Quantität der Knochenresorption von der transversalen Dicke des Knochens abhängt, wobei die größten Werte bei schmalen Alveolarkamm beobachtet wurden.

Den Einfluss der Positionierung der Verbindung zwischen Distanzhülse und Implantat (VDI) sowie des Überganges von glatter zu rauer Implantatoberfläche (Übergang glatt/rau) auf den periimplantären Knochenabbau wurde von Hermann et al. radiologisch ([Hermann, 1997 #288]) und histologisch ([Hermann, 2000 #255]) untersucht. Die Lokalisation des Überganges glatt/rau der einteiligen Implantate – auf oder 1 mm unter das Niveau des krestalen Knochens platziert – bestimmte den Level des ersten Knochen-Implantat-Kontaktes. Bei allen zweiteiligen Implantaten bestimmte der Mikrospace – auf oder 1 mm unter das Niveau des krestalen Knochens platziert – das Ausmaß der krestalen Knochenresorption. Wurden die zweiteiligen Implantate mit dem Mikrospace 1 mm koronal des Alveolarknochens platziert, war der erste Knochen-Implantat-Kontakt am Übergang glatt/rau lokalisiert. Weitere klinisch-radiologische und tierexperimentelle Studien stützen die Hypothesen von [Hermann, 1997 #288; Hermann, 2000 #255], dass der Übergang glatt/rau ([Hammerle, 1996 #973; Davarpanah, 2001 #537; Buser, 1992 #411]) und der Mikrospace der VDI ([Ericsson, 1995 #72; Pilliar, 1991 #720; Abrahamsson, 1999 #2]) das Niveau des krestalen Knochens beeinflussen.

[Adell, 1986 #160] vermuteten, dass die krestale Knochenresorption um Branemark®-Implantate möglicherweise auf eine unphysiologisch hohe Belastung des periimplantären Knochens zurückzuführen seien. Klinisch-radiologische Studien stützten die Hypothese, dass lange Cantilever zu einer ungünstigen Belastung der Implantate mit krestalem Knochenabbau führen ([Lindquist, 1988 #987]). Eine Reihe von neueren Studien zeigte, dass Implantatgeometrie und -design im Implantatbereich einen Einfluss auf die Belastung des koronalen Alveolarknochens und somit auf die Entstehung der koronalen Knocheneinbrüche haben könnten ([Pilliar, 1991 #720; Wiskott, 1999 #53; Hansson, 1999 #234; Hansson, 2000 #47; Hansson, 2000 #978; al-Sayyed, 1994 #979; Vaillancourt, 1996 #981; Pilliar, 1991 #720; Wiskott, 1999 #53; Hammerle, 1996 #973; Jung, 1996 #971]). Theoretischer Hintergrund dieser Studien ist das Wolf'sche Gesetz ([Wolff, 1892 #1048; Cowin, 1986 #988]). Diese besagt, dass es eine direkte Beziehung zwischen der Belastung des Knochens und dessen Struktur gibt („Form follows function.“). Daraus resultiert eine Atrophie, Erhaltung oder Zunahme von Knochen in Abhängigkeit der applizierten Kräfte ([Wiskott, 1999 #53]). Nicht funktionell belasteter Knochen wird atrophisch (Treharne 1981). [Vaillancourt, 1996 #981] haben ein Finite Element Modell entwickelt, das zu dem Schluss

kommt, dass der krestale Knochenverlust das Ergebnis einer nur geringfügigen Belastung ist. Um eine funktionelle Belastung des koronalen periimplantären Knochens zu erreichen müssen Implantate mit Retentionselementen in Form von Schraubenwindungen oder Oberflächenrauheit versehen werden; daraus resultiert eine mechanische Kopplung der Implantate mit dem Knochen, die eine Atrophie aufgrund von Nicht-Belastung verhindert ([Pilliar, 1991 #720; Wiskott, 1999 #53; Hansson, 1999 #234; Hansson, 2000 #47; Hansson, 2000 #978]; siehe **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**). Bei der Wahl der Retentionselemente muss berücksichtigt werden, dass hohe mechanische Spannungsspitzen ebenfalls einen Knochenabbau hervorrufen ([Frost, 1990 #990; Frost, 1990 #991; Hansson, 2000 #978; Hansson, 1999 #234]).

Die Verletzung der biologischen Breite mit den Auswirkungen auf den krestalen Knochen wurde bereits in Kapitel **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**) beschrieben.

Möglicherweise hat die Art der Verbindung zwischen Distanzhülse und Implantat (VDI) verschiedener Implantatsysteme (Astra Tech versus Branemark) einen entscheidenden Einfluss auf das Ausmaß der krestalen Knochenresorption. Dies folgerten [Abrahamsson, 1999 #2] aus einem Vergleich ihrer Ergebnisse mit den Ergebnissen von [Ericsson, 1996 #71]. Der beobachtete radiologische Knochenabbau war in der Studie von [Ericsson, 1996 #71] mit Branemark®-Implantaten deutlich größer (2.1 mm bis 2.6 mm) als in den Studien von [Abrahamsson, 1999 #2] mit Astra Tech®-Implantaten (0.30 mm bis 0.42 mm). Die Astra Tech®-Implantate (conical seal design) besäßen im Gegensatz zu den Branemark®-Implantate (Flach-zu-flach-Verbindung mit externem Hex) keinen Mikrospace. In einer in vitro-Studie ([Jansen, 1997 #45]) dagegen konnte gezeigt werden, dass alle untersuchten Implantatsysteme (Ankylos, Astra, Bonefit mit konischer Distanzhülse und mit Octa Distanzhülse, Branemark, Calcitek, Frialit mit Standard-Distanzhülse und mit Dichtungsring, HA-Ti mit Kronenbasis und mit Teleskopbasis, IMZ mit TIE und mit IMC, Semados) eine Mikrodurchlässigkeit für E. Coli Bakterien besitzen. Die Größe des Mikrospace, das Ausmaß und der Beginn der bakteriellen Penetration variierten von Implantatsystem zu Implantatsystem. Auch [Gross, 1999 #8] zeigte in einer in vitro-Studie eine Durchlässigkeit des Mikrospace verschiedener Implantatsysteme (Branemark®, Sulzer Calcitek®, 3i®, ITI®, und Steri-Oss®). Die Art der VDI könnte aber nicht nur durch diese mikrobiologischen Aspekte, sondern auch durch biomechanische Aspekte die krestale Knochenresorption beeinflussen. Mit Hilfe einer Finite-Element-Methode errechnete [Hansson, 2000 #47], dass gegenüber einer marktüblichen Flach-zu-flach-Verbindung eine konische Verbindung

zwischen Distanzhülse und Implantat (VDI) eine deutliche Reduktion der Höchstscherspannung (von 100.4 Mpa auf 31.6 Mpa) im Bereich des kristallinen Knochens bewirkt. Die höchsten Scherspannungen traten bei der Flach-zu-flach-Verbindung im obersten Knochenbereich auf und bei der konischen Verbindung deutlich weiter unten im Knochen. Auch [van Steenberghe, 1999 #571] halten eine ungünstige Kraftübertragung an der Verbindungsstelle zwischen Distanzhülse und Implantat zweiteiliger Branemark®-Implantate für eine mögliche Ursache für die initialen marginalen Knochenverluste gegenüber den günstigeren Werten von einteiligen ITI®-Implantaten.

Es kann resümiert werden, dass die genaue Ursache für den koronalen Knochenabbau nicht bekannt ist, sondern sehr kontrovers diskutiert wird ([van Steenberghe, 1999 #571]). Es scheinen verschiedene Mechanismen an dieser Knochenresorption beteiligt zu sein. Dies bedeutet, dass verschiedene Faktoren berücksichtigt sein müssen, um keinen oder einen nur minimalen Knochenabbau zu erzielen.

Ausmaß des kristallinen Knochenabbaus

Ein Vergleich von klinisch-radiologischen (Langzeit-) Studien verschiedener Forschungsgruppen zeigt, dass das Ausmaß und die Veränderungen dieser Knochendefekte über die Zeit nicht bei allen Implantatsystemen gleich sind. Den obigen Ausführungen zufolge ist dies am ehesten auf die Existenz eines Mikrospaltes auf Höhe des Alveolarknochens und die Fähigkeit der Implantatschulter eine adäquate mechanische Kopplung zu erzielen zurückzuführen.

Bei zweiteiligen Implantaten ad modum Branemark tritt der größte jährliche Verlust im ersten Jahr nach Insertion der Suprastruktur auf und beträgt 1 bis 1.6 ([Branemark, 1977 #168; Adell, 1986 #160; Quirynen, 1991 #584; Quirynen, 1992 #1315; Naert, 1991 #1262; Naert, 1992 #1264]). Nach dem ersten Jahr wird ein weiterer Verlust von 0.05 - 0.2 mm pro Jahr als normal – Erfolgskriterium nach Albrektsson et al. 1986 – akzeptiert ([Adell, 1986 #160; Quirynen, 1991 #584; Albrektsson, 1986 #1088; Smith, 1989 #562]). Zwischen Ober- und Unterkiefer ([Adell, 1981 #86; Quirynen, 1991 #584]) und zwischen einzeitiger und zweizeitiger Insertionstechnik ([Ericsson, 1997 #70]) scheint es keine signifikanten Unterschiede zu geben. In den meisten dieser Studien wurde das Referenzniveau beim zweiten chirurgischen Eingriff oder mit der Suprastruktur in situ am ersten röntgenologischen Knochen-Implantat-Kontakt festgelegt, was die Knochenremodellierung in den ersten Monaten der Implantateinheilung unberücksichtigt lässt. Häufig wurden auch nur Orthopantomogramme statt intraorale Zahnfilme zur Auswertung herangezogen. Legt man das Referenzniveau auf

Höhe der Implantatschulter können in Abhängigkeit vom Implantatdesign – zumindest bei Einzelkronen und Brücken (Freiendsituation und zahnloser Kiefer) – deutlich größere Knochenverluste gemessen werden ([Quirynen, 1992 #1315; Engquist, 1995 #1174]). Bei Branemark®-Implantate mit langem, konischem Implantathals betrug die krestale Knochenresorption nach Einbringen der Distanzhülsen 0.9 mm, nach dem ersten Jahr 3.3 mm und nach dem 2. Jahr 3.8 mm ([Quirynen, 1992 #1315]). Für die Standard- bzw. selbstschneidenden Implantate wurden nur die Differenzwerte zwischen dem Zeitpunkt des Einbringens der Distanzhülsen und dem 1. Jahr (ca. 0.7 mm) bzw. dem 2. Jahr (0.8 mm) geliefert. Für die Branemark®-Implantate mit langem, konischem Implantathals betrug die röntgenologisch gemessene Knochenresorption zum Zeitpunkt der Eingliederung der Suprastruktur 2.2 mm, nach dem 1. Jahr 3.4 mm und nach dem 2. Jahr 3.6 mm. Die korrespondierenden Werte für die nicht-konischen Branemark®-Implantate (Standard, Mark II, selbstschneidend) betrugen 1.6 mm, 2.8 mm und 3.0 mm. Der initiale Knochenverlust um Branemark®-Implantate vom nicht-konischen Typ stabilisiert sich anschließend. [Engquist, 1995 #1174] und [Malevez, 1996 #993] berichten von vergleichbaren Resorptionsraten der konischen bzw. nicht-konischen Branemark®-Implantate. [Malevez, 1996 #993] empfiehlt die konischen Implantate nur in bestimmten klinischen Situationen und nicht für Einzelzahnimplantate zu verwenden. Dabei soll die glatte konische Oberfläche suprakrestal positioniert werden. Nach 3 Jahren ([Cox, 1987 #1156]) bis 15 Jahren ([Adell, 1981 #86; Adell, 1990 #154]) bleibt das krestale Knocheniveau im Bereich des ersten bis zweiten Gewindegang lokalisiert.

Für einteilige Implantate ad modum ITI® scheint der vertikale Knochenverlust während des 1. Jahres der Belastung etwas geringer dimensioniert zu sein oder sogar zu fehlen ([van Steenberghe, 1999 #571]=L419). Dieser beläuft sich auf 0.59 mm für mandibuläre und 1.09 mm für maxilläre Implantate nach 3 bzw. 6 Monaten, d.h. nach der Implantateinheilung und vor der Belastung ([Buser, 1990 #61; Weber, 1992 #66]). Im 2. Jahr betrug der weitere Knochenverlust für die Implantate des Unterkiefers 0.09 mm, während die Implantate des Oberkiefers durchschnittlich 0.01 mm an Knochenlevel gewannen ([Weber, 1992 #66]). Zwischen dem 2. und 3. konnten keine weiteren signifikanten Änderungen des Knocheniveaus verzeichnet werden ([Buser, 1991 #65]). in diesen Studien wurden jedoch unmittelbar nach Implantatinsertion keine Röntgenbilder angefertigt und das radiologische Knocheniveau entsprechend dem chirurgischen Protokoll auf der Höhe des koronalen Levels der TPS-Beschichtung angenommen. [Bragger, 1998 #995] dagegen fertigten unmittelbar nach der Implantatinsertion Referenzröntgenbilder an und wählten die Implantatschulter als

Referenzpunkt. Der initiale, röntgenologische Knochenverlust während der Einheilung und der frühen funktionellen Belastung der Einzelkronen und Brücken betrug ca. 0.8 mm. Nach der initial hohen Knochenresorption des ersten Jahres stabilisiert sich das krestale Knochniveau mit keinem oder einem nur noch minimalen weiteren Knochenabbau, wie in mehreren bis zu 8 Jahres-Studien gezeigt werden konnte (1.5 a: [Ericsson, 1994 #73], 2 a: [Weber, 1992 #66; Pham, 1994 #998], 3 a: [Buser, 1991 #65; Behneke, 1997 #999], 5 a: [Ericsson, 1997 #70; Bragger, 1998 #995], 8 a: [Buser, 1999 #81]). Der initiale Knochenverlust des ersten Jahres kann sich um transgingivale Implantate durch [Bragger, 1998 #995] Knochenzunahme jedoch auch wieder reduzieren. Eine detaillierte radiologische Evaluation von 97 transgingivalen Implantaten zeigte, dass sich krestale Knochendefekte über einen Zeitraum von 8 Jahren um mehr Implantate reduzierten als verstärkten ([Buser, 1999 #81]). Offensichtlich stabilisiert sich bei einteiligen, transgingivalen Implantaten der periimplantäre Knochenabbau ungefähr auf der Höhe des Übergangs von glatter zu rauher Implantatoberfläche ([Hammerle, 1996 #973; Hermann, 2000 #255]). [Hammerle, 1996 #973] zeigte, dass unabhängig von der Positionierung der Implantatschulter bei der Implantatinsertion (epikrestal oder 1 mm subkrestal) und unabhängig vom Untersuchungszeitpunkt (3, 6 oder 12 Monate) das radiologische Knochniveau auf Höhe des Überganges glatt/rau der Implantate lokalisiert war. Die einteiligen Implantate ad modum Straumann zeichnen sich durch einen polierten Implantathals und einem TPS- oder SLA beschichteten enossalen Implantatkörper aus. Sie werden mit dem Übergang glatt/rau auf Höhe des Alveolarkamms eingedreht.

Daten über ein zweiteiliges Implantatsystem mit spezieller Implantatgeometrie im Halsbereich (Astra Tech®-Implantat ST, TiO-Blast) weisen günstige Werte bezüglich des krestalen Knochenabbaus auf. Diese Implantate besitzen im Implantathalsbereich ein Mikrogewinde mit rauher Oberfläche (TiO-Blast®) und eine konische Verbindung (conical seal design) zwischen Implantat und Aufbau. Das Mikrogewinde soll eine biomechanische Kopplung des Halsbereiches mit dem Knochen vermitteln. Das Conical Seal Design soll gegenüber einer zur Zeit marktüblichen Flach-zu-flach-Verbindung zwischen Distanzhülse und Implantat die Höchstscherspannung reduzieren und nach weiter unten in den Knochen projizieren ([Hansson, 2000 #47]). Diese Astra Tech®-Implantate wiesen in einer ersten Messung eine radiologische Knochenresorption von 0.34 mm mesial und 0.34 mm distal ab Implantatschulter auf ([Palmer, 1997 #1001]). Nach einem Jahr betrug der Knochenverlust mesial 0.33 mm und distal 0.43 mm und nach 2 Jahren mesial 0.27 mm und distal 0.45 mm. Mesial kam es folglich zu einer Reduktion der initialen Knochenresorption ([Palmer, 1997

#1001]). Dieses radiologische Knochenniveau bleibt über mindestens 5 Jahre stabil ([Palmer, 2000 #1000]). Vergleichbare Ergebnisse lieferten [Arvidson, 1998 #1003]. Im ersten Jahr betrug der Knochenabbau 0.09 mm, nach 3 Jahren 0.20 mm und nach 5 Jahren 0.26 mm. In anderen klinischen Prüfungen ([Nordin, 1998 #1006; Norton, 1998 #1007]) mit diesem Implantat sind ebenfalls keine oder nur geringfügige krestale Knochenresorptionen aufgetreten. Diese positiven Ergebnisse wurden auf eine adäquate mechanische Kopplung des periimplantären Knochens zurückgeführt.

Einschränkend muss an dieser Stelle erwähnt werden, dass Vergleiche zwischen verschiedenen Studien nur unter strenger Berücksichtigung der unterschiedlichen Untersuchungs- und Auswertungsmethoden möglich sind.

Dominik Emmerich