

2. Literaturübersicht

2.1. Geschichte der dentalen Implantologie

Die dentale Implantologie unterlag einer langen Entwicklungsperiode mit zunächst zahlreichen Misserfolgen. Schon frühzeitig versuchten die Menschen verlorengegangene Zähne durch allogenenes / xenogenes (Menschen-, Tierzähne) oder alloplastisches Material (Elfenbein, Perlmutter) zu ersetzen, wie kulturgeschichtliche Funde belegen. Jedoch diente dieser Ersatz lediglich der Ästhetik, nicht aber der Wiederherstellung der Kaufunktion. Durch diese Maßnahmen wurden zahlreiche Infektionserkrankungen wie Tuberkulose und Syphilis übertragen. Seit Beginn des 19. Jahrhunderts kam es zum vermehrten Einsatz von Implantaten mit unterschiedlicher Formgebung und Materialeigenschaft. Die überwiegend wurzelanalog geformten Implantatkörper aus alloplastischen Materialien (Blei, Silber, Gold, Platin, Kautschuk, Porzellan), eingebracht in Extraktionsalveolen direkt nach Zahnverlust oder zum Ende des Jahrhunderts in künstlich geschaffene Alveolen (ermöglicht durch die Entwicklung von Lokalanästhesie und Bohrmaschine), führten zu einer großen Misserfolgsrate. Eine intravitale Nachkontrolle der Implantate war erst 1895 mit Entdeckung der Röntgenstrahlen möglich, womit die wissenschaftlich fundierte moderne Geschichte der dentalen Implantologie ihren Anfang nahm.

Die 1937 von MÜLLER inaugurierten subperiostalen Gerüstimplantate wiesen ebenfalls keine guten Langzeitergebnisse auf, bei Gerüstentfernung kam es sogar zu erheblichen Folgeschäden. Eine neue Ära begann mit FORMIGGINI 1947, der nach einer Idee von STROCK 1939 erstmals enossale Implantate mit Gewindeform verwendete und sich somit vom natürlichen Vorbild der Zahnwurzel löste. Im Hinblick auf die Materialeigenschaften wurde primär angenommen, dass Edelmetalle biokompatibler seien, seit 1960 gelten jedoch Keramiken und Titan als geeignete Biomaterialien. Die von LINKOW 1966 vorgestellten Blattimplantate (blade vents) aus Titan sollten als Extensionsimplantate die Kaukräfte auf ein möglichst großes Knochenareal übertragen. Sie waren in ihrer Variantenvielfalt für unterschiedlichste anatomische Gegebenheiten, besonders für ungünstige Kieverhältnisse mit sehr schmalen Kieferkamm und einem geringen vertikalen

Knochenangebot, ausgelegt. Hauptsächlich in den 70er Jahren des letzten Jahrhunderts gewannen sie an Bedeutung, langfristig konnte sich diese Form jedoch wegen der schwierigen, invasiven Implantatbettpräparation und durch Fortschritte bei augmentativen Maßnahmen zur Optimierung des Knochenangebots nicht durchsetzen.

Einen großen Fortschritt erzielte 1969 BRÅNEMARK mit Hilfe tierexperimenteller Studien, wobei er die Reaktionsphänomene zwischen Titan und Hart- und Weichgewebe untersuchte [BRÅNEMARK 1969] und 1977 den Terminus der *Osseointegration* definierte [BRÅNEMARK 1977].

Das 1974 von KOCH und KIRSCH entwickelte IMZ[®]-Implantat als gefensterter Zylinderimplantat mit intramobilem Kunststoffelement, das im Sinne eines Stoßdämpfers die Funktion des Desmodonts übernehmen sollte, zeigte aufgrund der erhöhten Frakturgefahr dauerhaft nicht den gewünschten Erfolg. Auch die zu dieser Zeit entwickelten vollkeramischen Systeme aus Aluminiumoxidkeramik führten trotz sehr gutem Einheilverhaltens ebenfalls häufig zu Implantatfrakturen. Als ein Beispiel hierfür ist das als erste zur Sofortimplantation geeignete System des stufenförmigen Tübinger Sofortimplantates (Frialit-1[®]) [SCHULTE und HEIMKE 1976] zu nennen. 1977 entwickelte LEDERMANN das einteilige, selbstschneidende TPS- (Titan-Plasma-Spray-Beschichtung) Schraubenimplantat („altes“ ITI[®]-Schraubenimplantat), welches 1988 zur neuen Ledermansschraube[®] (NLS) aus Titan weiter entwickelt wurde [LEDERMANN 1979 und 1988]. Der Indikationsbereich für dieses Implantatsystem besteht in der sofortprothetischen Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mit vier interforaminal inserierten Implantaten, welche direkt postoperativ über eine Stegverankerung primär starr verblockt und durch den inkorporierten Zahnersatz sofort funktionell belastet werden. Dieses Therapiekonzept hat sich über einen langen Zeitraum bewährt [LEDERMANN 1996a+b]. Mit der Entwicklung eines konischen Implantatdesigns soll durch die Knochenkompression eine höhere Primärstabilität des Implantates erzielt werden [O`SULLIVAN et al. 2000].

Inzwischen gilt die dentale Implantologie als klinisch und wissenschaftlich gesichertes Behandlungskonzept [ADELL et al. 1990]. Heutzutage existieren weltweit etwa 200 Implantatsysteme, mehr als 50 davon werden in Deutschland verwendet, wobei fast ausschließlich enossale rotationssymmetrische Schraubenimplantate aus reinem Titan zur Anwendung kommen.

2.2. Zur Bedeutung des Implantatlagers

2.2.1. Knochenquantität

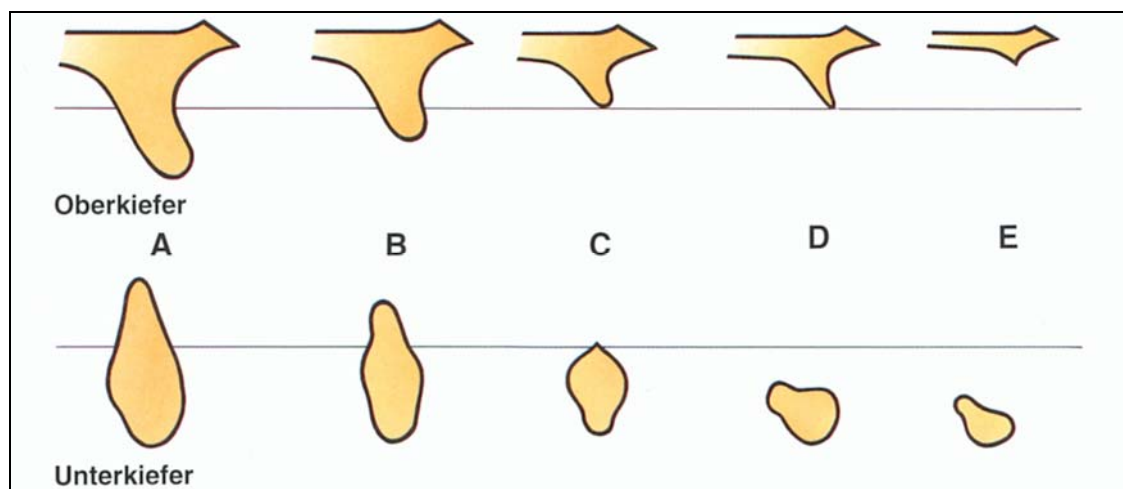
Durch periostal-osteoklastische Umbauprozesse an der Pars alveolaris des Kieferknochens kommt es nach einer Zahnextraktion zur Resorption des residuellen Kieferkamms, wobei besonders die vestibuläre Knochenwand, aber auch der intraalveoläre Knochenanbau betroffen sind. In den ersten 3 Monaten nach Zahnverlust sind die Resorptionsraten am größten, diese reduzieren sich jedoch nach 6 Monaten deutlich. Nach 1-2 Jahren post extractionem stabilisiert sich die Situation. In der Mandibula ist die Resorptionsrate drei- bis viermal größer als in der Maxilla und in der Front stärker ausgeprägt als im Seitenzahnbereich [TALLGREN 2003]. Physiologisch liegt die Höhenabnahme durch Altersinvolution bei etwa 0,2 mm pro Jahr [SPIEKERMANN 1994].

Im Unterkiefer ist die vestibuläre Kortikalis außer in der Molarenregion dünner als die orale, so dass die Resorption bis zum Prämolarenbereich in oraler, im Molarenbereich in vestibulärer Richtung verläuft. Hierbei handelt es sich um eine zentrifugale Resorption. Im Oberkiefer dagegen resorbieren vorwiegend die vestibulären Kammanteile, da dort die vestibuläre Kortikalis dünner als die orale ist. Durch diese überwiegend zentripetal verlaufende Atrophie des Alveolarkamms verkleinert sich der Oberkiefer gegenüber dem Unterkiefer (besonders im Molarenbereich), was zu Verschiebung der intermaxillären Relation führt [HÄRLE 1989].

Die anatomischen Veränderungen des Alveolarknochens weisen in allen Stadien der Atrophie sowohl im Unter- als auch im Oberkiefer charakteristische Formen auf. Aufgrund dessen wurden sogenannte „Resorptionsklassen“ eingeführt. Eine der gebräuchlichsten Einteilungen ist die Klassifikation von LEKHOLM und ZARB (1985), wobei fünf verschiedene Atrophiegrade für den zahnlosen Ober- und Unterkiefer unterschieden werden (Tab.1, Abb. 1). Diese wird oft in Kombination mit den von diesen Autoren definierten vier Knochenqualitäten angegeben.

Tab. 1: Klassifikation der Resorptionsgrade des zahnlosen Kiefers [nach LEKHOLM und ZARB 1985]

Grad	Kennzeichen
A	Fast vollständiger Alveolarkamm
B	Geringfügige Resorption des Alveolarkamms
C	Fortgeschrittene Resorption des Alveolarkamms bis zum Basalbogen
D	Beginnende Resorption des Basalbogens
E	Extreme Resorption des Basalbogens

**Abb. 1:** Klassifikation der Resorptionsgrade des zahnlosen Kiefers nach LEKHOLM und ZARB 1985 [SPIEKERMANN 1994].

2.2.2. Knochenqualität

Neben einem ausreichenden Knochenangebot (Knochenhöhe, -breite, -form) ist für die erfolgreiche Verankerung enossaler Implantate die Dichte des Knochens und damit seine Qualität von entscheidender Bedeutung. Durch die physiologische Abnahme der Spongiosadichte infolge der hormonal bedingten Osteoblasteninsuffizienz kommt es im zunehmenden Alter (ca. ab dem 45. Lebensjahr) zu osteoporotischen Veränderungen im Kieferknochen, der sogenannten Altersosteoporose. Typische Anzeichen dafür sind die zentrifugale Osteolyse mit Reduzierung der Kortikalis von innen nach außen, sowie die Zunahme der Markraumanteile mit Verlust der Knochen trabekel und Reduktion des roten

Knochenmarks bei gleichzeitiger Zunahme der Fettmarkanteile [BASSETTI et al. 1976].

Das Klassifikationsschema der Knochenqualität nach LEKHOLM und ZARB (1985) wird auch heutzutage als Standardbewertung angesehen. Bei dieser Differenzierung wird der Kieferknochen anhand seiner Dichte in vier Gruppen unterteilt, wobei das Verhältnis von kortikalen zu spongiösen Knochenanteilen zugrundegelegt wird (Tab. 2, Abb. 2). In der humanen Maxilla findet sich hauptsächlich Knochen der Qualität Klasse 3 und 4 mit niedriger Dichte, in der Mandibula hingegen herrscht meist Klasse 1 und 2 mit hoher Knochendichte vor [LEKHOLM und ZARB 1985].

Tab. 2: Klassifizierung der Knochenqualität [nach LEKHOLM und ZARB 1985]

Klasse	Spongiosa	Kompakta
1	wenig	überwiegend, homogen
2	engmaschig	breit
3	engmaschig	dünn
4	weitmaschig	dünn

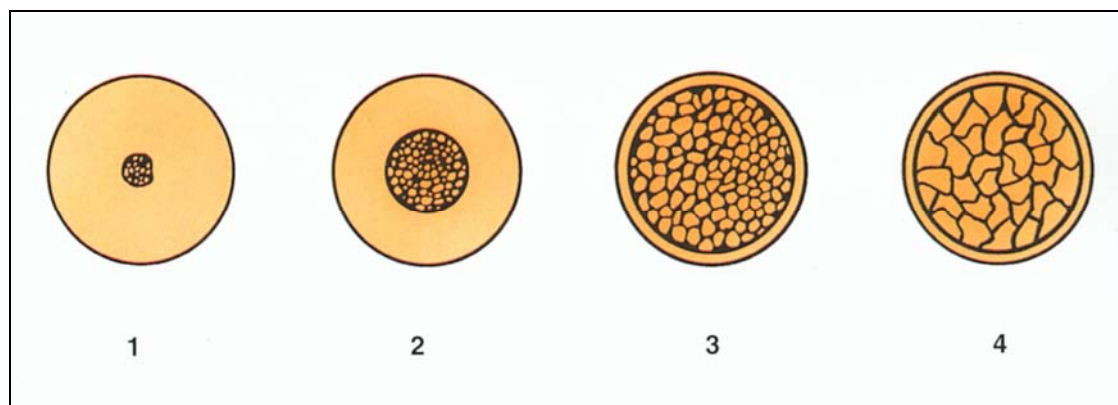


Abb. 2: Klassifizierung der Knochenqualität nach LEKHOLM und ZARB 1985 [SPIEKERMANN 1994].

Eine weitere Einteilung der verschiedenen Knochenqualitäten wurde von MISCH 1990 vorgestellt. Hierbei erfolgt die Klassifizierung in vier Qualitätsklassen (D1-D4) nach den im Kieferbereich vorkommenden knöchernen Ausgangssituationen für die Verankerung endossaler Implantate (Tab. 3). Jede dieser Klassen wird topographisch zugeordnet und hinsichtlich ihrer implantologischen Wertigkeit und Problematik aus praktisch-klinischer Sicht beschrieben [MISCH 1990]. Als

Konsequenz dieser Einteilung ist aus chirurgischer Sicht bei der Implantation in einen kompakten Kieferknochen darauf zu achten, dass die notwendigen Tiefenbohrungen zur Implantatinsertion intermittierend mit höheren Umdrehungszahlen, größerer Druckanwendung und bei bestmöglicher Kühlung durchgeführt werden. Bei Knochen mit einer weitmaschigen Spongiosa wie in der Maxilla sollte vorsichtig und ohne Druckanwendung operiert werden, um Implantatbett-erweiterungen und laterale Perforationen zu vermeiden.

Tab. 3: Klassifizierung der Knochenqualität [MISCH 1990]

	D1	D2	D3	D4
Charakteristikum • Kompakta • Spongiosa	• dicht	• dicht, porös • engmaschig	• dünn, porös • weitmaschig	• weitmaschig
Lokalisation	• atrophierte, zahnlose UK-Front	• OK-Front oral • UK	• OK fazial • UK-Molaren- bereich • Zustand nach Osteoplastik von D2	• Tuberbereich • Zustand nach Osteoplastik von D3
Primärstabilität	gut		gering	
Blutversorgung	reduziert	gut		
Implantat- Knochen- Kontaktfläche	groß		reduziert	
Implantatbett- präparation	schwierig (Überhitzung)	einfach	schwierig	
Klinik	• oft geringe vertikale Knochenhöhe • längere Einheilzeit		• Erhöhung der Implantatanzahl • Knochenkondensation • maximale Ausnutzung des Knochenangebots notwendig	

ENGELS definierte 2003 die 4 Knochenklassen D1-D4 anhand von *Hounsfield-Einheiten* [HE] (zum Vergleich: Luft -1000 HE, Wasser 0 HE, Zahnschmelz 2700 HE, Titan 3071 HE) und zog daraus Anhaltspunkte über die jeweiligen Implantateinheilzeiten (Tab. 4) [ENGELS 2003].

Tab. 4: Klassifizierung der Knochenqualität in Hounsfield Einheiten [HE] und daraus resultierende Implantateinheilzeiten [ENGELS 2003]

Knochenqualität	Knochendichte [HE]	Implantateinheilzeit [Monate]
D1	1500	3-4
D2	500	4-5
D3	250	4-6
D4	100	6-9

2.2.3. Bestimmung der Knochenqualität

Die grobe Einschätzung der Knochenqualität kann anhand von Röntgenbildern erfolgen, eine exakte Beurteilung ist jedoch aufgrund von Überlagerungen der Spongiosabereiche durch oberflächliche Kompaktastrukturen und geräte-spezifischer Unterschiede hinsichtlich der röntgenologischen Darstellung bisher jedoch nicht möglich. Die klinische Bestimmung der Klassifikation erfolgt prinzipiell intraoperativ durch den Implantologen anhand der Analyse des Bohrwiderstandes bei der Aufbereitung des Implantatbettes. Dabei ist davon auszugehen, dass auf diese Art und Weise nur die Knochentypen D1 und D4 eindeutig differenziert werden können, eine klinische Unterscheidung zwischen den am häufigsten auftretenden mittleren Knochenqualitäten jedoch nicht sicher möglich ist. Vergleiche von Einschätzungen des Operators mit histologischen Befunden belegen diese Aussage [TRISI und RAO 1999].

Genauer kann die Knochenmineraldichte anhand der quantitativen Computertomographie (QCT) bestimmt werden. Bei der Computertomographie (CT) erfolgt die Dichtebestimmung in einer Vergleichsmessung gegenüber Wasser und wird in *Hounsfield-Einheiten* (HE) angegeben, wobei Wasser der Dichtewert 0 und Luft der Dichtewert -1000 zugeordnet wird. Bei der QCT werden die ermittelten *Hounsfield-Einheiten* über das Mitführen von einem Eichstandard während der

Messung (Referenzphantom mit Hydroxylapatit in fester oder flüssiger Form) in Knochenmineralgehalt (mg/cm^3) umgerechnet, wodurch eine präzise Aussage über die Hydroxylapatitdichte des Knochens möglich ist [CANN und GENANT 1980]. Untersuchungen belegen einerseits eine enge Korrelation zwischen den Werten der Knochendichte aus dem CT und der subjektiven Beurteilung der Knochenqualität nach LEKHOLM und ZARB (1985), andererseits aber auch zwischen den Knochendichtewerten und der oralen Lokalisation [NORTON und GAMBLE 2001]. Diese technisch und finanziell aufwendige Messung besitzt jedoch den Nachteil einer relativ hohen ionisierenden Strahlenbelastung für den Patienten. Darüber hinaus kann die Auswertung durch Metallartefakte von konservierenden und prothetischen Rekonstruktionen massiv eingeschränkt werden. Seit 1997 steht mit der Entwicklung der Digitalen Volumen-Tomographie (DVT) eine Aufnahmetechnik zur Verfügung, die primär für die Darstellung von Hochkontraststrukturen wie Knochen und Zähne geeignet ist. Der digitale Volumentomograph NewTom DVT 9000 (NewTom AG, Marburg, Deutschland), der ursprünglich für die präimplantologische Diagnostik vorgesehen war, basiert auf dem technischen Prinzip der „cone-beam computed tomography“ (CBCT). Dabei wird das gesamte Aufnahmegebiet mit einem einzelnen Umlauf erfasst, aus den 360 sagittalen Schnittbildern wird dann ein dreidimensionaler Datensatz errechnet. Der Vorteil hierbei liegt in der gegenüber dem CT deutlich verminderten Strahlendosis [LUDLOW et al. 2003; MAH et al. 2003; SCHULZE et al. 2004] sowie der nur geringen Metallartefaktbildung bei gleichwertiger sekundärer Rekonstruktionsmöglichkeit und präziser Hartgewebstdarstellung im Bereich des Mittelgesichts und der Mandibula [MÖBES et al. 1999; FLINZBERG et al. 2003].

2.3. Knöcherner Implantateinheilung

2.3.1. Allgemeines

Bei der enossalnen Implantation kommt es zu einer Fremdkörperreaktion, worunter pathohistologisch jede Gewebereaktion zu verstehen ist, die bei Anwesenheit eines nicht abbaubaren Fremdkörpers mit dem Ziel abläuft, diesen durch bindegewebige oder knöcherner Einheilung zu exterritorialisieren. Somit stellt der

periimplantäre Knochenkontakt eine besonders gewünschte Form der Fremdkörperreaktion dar. 1969 fanden die ersten Untersuchungen über die Reaktionsphänomene zwischen Titan und Hart- und Weichgewebe mit Hilfe tierexperimenteller Studien statt [BRÅNEMARK 1969]. Daraufhin wurde 1977 der Begriff der *Osseointegration* eingeführt, worunter ein direkter funktioneller und struktureller Verbund von organisierten lebenden Knochengewebe mit der Oberfläche eines belasteten Implantats ohne dazwischen liegendes Bindegewebe zu verstehen ist [BRÅNEMARK 1977]. Diese suffiziente Verankerung vom Fremdkörper Implantat und dem Kieferknochen im Sinne einer knöchernen Einheilung ist möglich, wenn ein biokompatibles Implantatmaterial wie reines Titan mit einer definierten Oberflächenstruktur verwendet wird und die Formgebung eine kontrollierte Kraftübertragung auf das knöcherne Lager erlaubt. Dieses Phänomen der kraft- und formschlüssigen Verbindung wird auch als *funktionelle Ankylose* bezeichnet [SCHROEDER et al. 1978]. Die während der Mastikation entstehenden Scher-, Druck- und Zugkräfte werden über diese mechanisch belastbare Verankerung übertragen, somit ist eine ausreichende Lagerstabilität des aus unterschiedlichen Richtungen belasteten Implantates gewährleistet [STEINEMANN und STRAUMANN 1984]. Für dieses Ergebnis ist eine äußerst atraumatische Operationstechnik zur Vitalerhaltung des periimplantären Knochens sowie eine adäquate, belastungsfreie Einheilphase zur Knochenheilung und zum Knochenumbau entscheidend, die nach Abschluss der ersten Langzeitstudien über dentale Implantate mit einer Dauer von drei Monaten im Unterkiefer und sechs Monaten im Oberkiefer angesetzt wurde [BRÅNEMARK 1977].

2.3.2. Histopathologie

Die knöcherne Implantateinheilung ist mit der Frakturheilung vergleichbar. Bei Spaltbreiten bis zu 0,2 mm zwischen Implantatoberfläche und umgebenen Knochen kann man von einer *primären Knochenheilung* ohne Kallusbildung mit direkter Überbrückung durch Lamellenknochen von etwa 1 µm pro Tag ausgehen. Um eine *sekundäre Knochendefektheilung* durch Knochenbildung über einen fibrösen und knöchernen Kallus (Geflechtknochen mit anschließendem Remodeling zu lamellären Knochen) mit einem Wachstum von etwa 50-100 µm

pro Tag handelt es sich bei Distanzen von 0,3-0,6 mm [SPIEKERMANN 1994]. Dabei unterscheidet man eine Früh- und eine Spätphase. In der *Frühphase* (1.-14. Tag postoperativ) kommt es zunächst wie bei jedem Heilungsprozess zur Blutung und Koagulumbildung an der Implantatoberfläche, wobei Fibrin das Leitgerüst für das regenerative Gewebe (Kapillaren, einwachsende Präosteoblasten, Kollagenfasern) bildet. Im Zuge des zentripetalen Knochenwachstums wird das Koagulum durch einsprossende Kapillaren und Präosteoblasten organisiert, die Zellen differenzieren sich zu Osteoblasten und beginnen mit der Knochenbildung, wobei gleichzeitig ihre Migration an der Implantatoberfläche gestoppt wird. Es treten Makrophagen und mehrkernige Riesenzellen als Zeichen der Fremdkörpererkennung auf, wobei sich die Anzahl der mehrkernigen Makrophagen im Laufe der Knochenanlagerung auf der Implantatoberfläche reduziert. Dieses Gewebe ist gegen jede Traumatisierung sehr empfindlich. Als Voraussetzungen für die knöcherne Implantateinheilung werden eine ausreichende Blutversorgung und mechanische Stabilität als wichtige Faktoren angesehen. Anschließend erfolgt die Anlagerung und weitere Kristallisation von Calciumphosphatkomplexen an die zwei nicht-kollagenen Proteine Osteopontin und Knochen-Sialoprotein [DAVIES 1998]. Es folgt eine Kollagenproduktion mit weiterer Kollagenmineralisation.

In der *Spätphase* (ab dem 14. Tag postoperativ) kommt es in Abhängigkeit von der Spaltbreite zwischen Implantatoberfläche und Knochen durch konzentrische Knochenlamellenbildung (Lamellenknochen) in der Kortikalis zur direkten Überbrückung von Spalträumen bis zu 0,2 mm. Größere Distanzen von 0,3-0,6 mm werden durch Trabekel aus fibrösem Knochen (Geflecht-knochenbildung) ausgefüllt, der sich in circa 2 Monaten zu lamellären Knochen umbaut. Dieser Knochentyp ist kräftiger und dichter organisiert. Die Knochenumformung (bone remodeling) schreitet mit einer Geschwindigkeit von ca. 1 µm/Tag voran [SPIEKERMANN 1994]. Legt man eine klinisch erreichbare periimplantäre Spaltbreite von etwa 30-50 µm zwischen Implantatoberfläche und Knochen zugrunde, ergibt sich daraus die traditionell geforderte unbelastete Einheilphase von 3-4 Monaten bei zweiphasigen Implantatsystemen [SPIEKERMANN 1994]. Es kommt jedoch bei keinem Implantat zu einer vollständig knöchernen Implantatumkleidung. Bei Schraubenimplantaten konnte ein knöcherner Implantatkontakt von 56-85% gemessen werden

[SENNERBY et al. 1991]. In Zonen direkten Knochen-Implantat-Kontaktes scheint der mineralisierte Knochen von der Implantatoberfläche durch eine amorphe Schicht von 100-400 nm Dicke separiert zu sein [SENNERBY et al. 1991]. Nach einjähriger Implantatbelastung bei gedeckter Einheilung bildet sich eine Vielzahl von Gefäßen und Anastomosen im periimplantären crestalen Knochen mit einem netzartigen Erscheinungsbild aus, wobei ein zirkulärer Verlauf um die Implantate zu beobachten ist. Die Existenz dieser ausgeprägten Gefäßstruktur deutet einerseits auf einen hohen Stoffwechselbedarf hin, andererseits aber auch auf eine differente Knochenorganisation, da keine Osteone nachgewiesen werden konnten [TRAINI et al. 2006].

Neuere Studien über den Einfluss der Oberflächenmodifikation von Implantaten widersprechen dem Vergleich der Frakturheilung beim knöchernen Integrationsprozess. Die Integration am Implantat-Knochen-Interface resultiert in einer *Kontaktosteogenese* (Tab. 5) durch direktes Knochenwachstum auf der Implantatoberfläche [DAVIES 1998], wobei sich die entstehende Knochenmatrix mit den Retentionen einer mikrostrukturierten Oberfläche verzahnen kann. Ein Remodeling der periimplantären Hart- und Weichgewebe im Sinne eines dynamischen Gleichgewichtes zwischen Gewebeaufbau und -abbau setzt mit Beginn der implantatprothetischen Lasteinleitung ein.

Tab. 5: Phasen der Kontaktosteogenese [DAVIES 1998]

Osteo- konduktion	<ul style="list-style-type: none"> • Migration von differenzierenden knochenbildenden Zellen zur Implantatoberfläche entlang einer durch die Blutgerinnung ausgebildeten temporären fibrösen Matrix • Matrixverankerung ist von Implantatoberflächenmorphologie abhängig
„De-Novo- Knochen- synthese“	<ul style="list-style-type: none"> • Osteoblasten sezernieren nicht-kollagene Proteine in extrazelluläre Matrix • Osteoblasten als Interface zwischen alten und neuen Knochen • Bildung Knochenschicht auf Implantatoberfläche in Matrix durch Bildung von Calciumphosphatkernen und deren Kristallwachstum bei gleichzeitiger Kollagenproduktion und anschließender Mineralisation
Knöchernes Remodeling	<ul style="list-style-type: none"> • Bildung neuer Knochensubstanz zwischen altem Knochen und Implantatoberfläche (Prinzip der „De-Novo-Knochensynthese“)

Die *Kontaktosteogenese* mit Osteoblastenanlagerung an der Implantatoberfläche und folgender Knochenapposition wird von der *Distanzosteogenese* mit

Osteoblastenanlagerung am ortständigen Knochen und anschließender Knochenapposition unterschieden. Bei der unerwünschten *Distanzosteogenese* findet an der Implantatoberfläche keine Zellapposition statt. Der Kontakt zur Oberfläche des Implantates wird durch eine extrazelluläre Matrix hergestellt, wobei die Gefahr einer Weichgewebeeinscheidung besteht.

Im Unterschied zum feingeweblichen Verankerungsaufbau eines Zahnes in der Alveole fehlen die Desmodontalfasern bei einem osseointegrierten Implantat. Hierbei liegt ein direkter, wenn auch nicht vollständiger Knochenkontakt vor, wobei im Bereich der knochenfreien Implantatoberfläche Fettzellen ohne fibröse Trennschicht dem Implantat aufliegen [SPIEKERMANN 1994]. Außerdem ist das knöcherne Implantatlager im Vergleich zum gefäßhaltigen Desmodont beim natürlichen Zahn nicht zur Infektabwehr imstande, denn die implantatnahen Bindegewebszonen stellen nach der Einheilung ein gefäßfreies Narbengewebe dar. In diesem Fall besitzt nur das vaskularisierte subepitheliale Bindegewebe (Tunica propria) die Potenz zur Entzündungsabwehr. Jedoch ist die Sofortimplantation direkt nach Zahnverlust auch bei Bestehen einer Parodontitis erfolgreich möglich [RABEL und KÖHLER 2006]. Die hierbei entstehende Diskrepanz zwischen Implantatkörper und knöcherner Alveole vor allem in buccaler und oraler Richtung wird durch die Bildung neuen Knochenmaterials vom Defektinneren und durch Knochenresorption am äußeren Kieferkamm behoben [BOTTICELLI et al. 2004].

2.3.3. Biomechanik

Gegenüber einem anhand von elastischen Fasern in der Alveole verankerten Zahn liegt bei osseointegrierten Implantaten ein starrer knöcherner Verbund ohne mögliche Relativbewegungen vor. Wie Finite-Elemente-Analysen belegen, treten bei horizontaler und vertikaler Belastung von Implantaten hohe Spannungsspitzen im Bereich der Kortikalis auf, während die Spongiosa im Bereich der Implantatspitze entlastet wird [WATZEK und MAILATH-POKORNY 2000]. Erklärbar ist dieses Phänomen damit, dass die Kompakta der Verbiegung des Implantates mit einem 10fach höheren Elastizitätsmodul (20.000 N/mm²) einen wesentlich größeren Widerstand entgegensetzt als die Spongiosa

(E-Modul: 2.000 N/mm²). Somit konzentrieren sich die hohen Spannungsspitzen um den Implantathals. Man nimmt an, dass diese unphysiologisch hohen Druckspannungen an der Implantatdurchtrittsstelle im Bereich der Kortikalis für die teilweise zu beobachteten Knochenresorptionen verantwortlich seien. Der Fokus richtet sich somit auf die kortikale Grenzfläche, um diese am Implantatkörper anhand unterschiedlicher Formgebung und Oberflächengestaltung zu optimieren und die Spannungen in diesem Bereich zu reduzieren.

Die Reduktion der Spannungsspitzen im kortikalen Bereich kann durch Erhöhung der Steifigkeit des Implantatkörpers erfolgen, welche wiederum durch eine Vergrößerung des Implantatdurchmessers gewährleistet ist. Die Steifigkeit wird um den Faktor 5 erhöht, wenn man einen 30% größeren Implantatdurchmesser wählt [WATZEK und MAILATH-POKORNY 2000]. Dadurch kommt es zu einer drastischen Reduktion der Spannung um den Implantathals. Somit sind Implantate mit einer zylindrischen Halspartie konischen vorzuziehen. Versuche zeigen, dass der ideale Steifigkeitsbereich etwa zwischen 120.000-200.000 N/mm² liegt (E-Modul Titan: 120.000 N/mm²). Eine weitere Möglichkeit zur Reduktion der Spannungsverhältnisse besteht in der Formgebung mit einer möglichst großen Oberfläche im Knochenkontaktbereich, wobei die rotationssymmetrischen Implantate gegenüber den Extensionsimplantaten aus biomechanischer Sicht eindeutig überlegen sind. Auch zylinderförmige Implantate zeigen gegenüber einer konischen Grundform eine deutlich geringere Spannungsdichte im Knochen. Eine möglichst große Implantatoberfläche zur besseren Krafteinleitung und Minimierung der Druckwerte wird zusätzlich durch Anlegen von Gewinden und Mikrostrukturierung der Oberfläche erzielt.

Nachdem sich der Werkstoff Titan als Biomaterial der ersten Wahl etabliert hat, kommt heutzutage den biomechanischen und biologischen Parametern, die die Integration von Hart- und Weichgewebe beschleunigen können, eine große Bedeutung zu. Neben dem als Makrodesign ebenfalls etablierten rotationssymmetrischen Schraubenimplantat wird der Hauptfokus der neueren Forschung auf das Mikrodesign der Implantate gelegt. Neben der universell maschinengedrehten glatten Implantatoberfläche wie beim Brånemark[®]-Implantat wurden zunächst Mitte der 80er-Jahre des letzten Jahrhunderts unterschiedliche additive Techniken wie die Titan-Plasma-Spray-Beschichtung (TPS-Beschichtung) beispielsweise beim IMZ[®]-System oder die Hydroxylapatitbeschichtung

(HA-Beschichtung) zum Beispiel beim Frialit-2[®]-System zur Oberflächenmodifikation favorisiert. Jedoch bestehen bei derartigen Beschichtungen aufgrund ihrer Instabilität die Risiken des Abscherens von Titanplasmabpartikeln während der Insertion, Brüche der Hydroxylapatitbeschichtung sowie deren vollständiger Verlust. In den letzten Jahren haben sich verstärkt ablativ Verfahren wie die Titan- oder Aluminiumoxidstrahlung und die Säure- oder Thermoätzung durchgesetzt. Als Beispiel für die letztgenannte Modifikation seien hier die Osseotite[®]-Oberfläche des 3i[®]-Systems oder die SLA[®]-Oberfläche (sand-blasting with large grit followed by acid etching) des ITI[®]-Systems genannt. Auch die Oberflächendotierung durch elektrolytisch-chemische Konditionierung wie beispielsweise beim ZL-Duraplast[®]-System ist in diesem Zusammenhang zu nennen. Diese raue, mit Mikroporositäten versehene und damit gleichzeitig vergrößerte Oberfläche dient der Optimierung des Implantat-Knochenkontaktes und der Erhöhung der Kontaktfläche. Die neuere Entwicklung der Oberflächentechnologie (wie die SLA[®]- oder Osseotite[®]-Oberfläche) zielt nun auf die Fibrinretention und Aktivierung der Thrombozyten ab, die die für die *Osseointegration* stimulierende Faktoren wie bone morphogenetic proteins (BMP) enthalten [BECKER et al. 2006, STRIETZEL 2002].

2.4. Primärstabilität

2.4.1. Allgemeines

Zur Prognose für die Erfolgswahrscheinlichkeit der Implantation ist die *Primärstabilität* insbesondere bei sofortiger prothetischer Belastung ein wichtiger Parameter [LEDERMANN 1996a]. Diese wird definiert als biomechanische Stabilität direkt nach der Implantatinsertion und ist die Voraussetzung für die *Sekundärstabilität*. Darunter versteht man die Stabilitätszunahme, basierend auf der nach Implantatchirurgie einsetzenden knöchernen Wundheilung durch Knochenbildung und Remodeling. Die Primärstabilität ist in erster Linie vom Implantat-Knochen-Kontakt abhängig. Für eine direkte Knochenanlagerung an der Oberfläche des Implantates und für dessen mineralisierte Gewebsintegration ist sie eine wesentliche Voraussetzung [SCHROEDER et al. 1978,

MEREDITH et al. 1998]. Je höher die Primärstabilität, desto geringer sind die Mikrobewegungen zwischen der Implantatoberfläche und dem umgebenen Knochen. Somit wird die ungestörte Einheilung und die *Osseointegration* ermöglicht [FRIBERG et al. 1991, IVANOFF et al. 1996]. Die Primärstabilität wird von verschiedenen materialabhängigen und lokalen Faktoren wie Länge und Durchmesser des Implantates, Implantatdesign, Mikromorphologie der Implantatoberfläche, Insertionstechnik und Kongruenz von Implantat und Lagerknochen beeinflusst [O'SULLIVAN et al. 2000]. Auch die lokale Knochenqualität und -quantität, also die Dichte und das Volumen des periimplantären Knochens sind hierbei wichtige Parameter [MEREDITH 1998]. Die höchste Primärstabilität von enossalen Implantaten wird durch einfaches Bohren des Implantatlagers erzielt, denn ein zusätzlicher Gewindeschneider und die Verwendung von Bone Condensern verringern die Primärstabilität signifikant [BÜCHTER et al. 2003].

Die quantitative Bestimmung der Primärstabilität beschränkte 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 [O'SULLIVAN et al. 2000], sind aufgrund ihrer Destruktion im klinischen Einsatz unbrauchbar [AL-NAWAS et al. 2002]. Anstatt für die Bestimmung der Primärstabilität Rückschlüsse aus Histomorphometrie- oder Computertomographie-Daten zur Ermittlung der Knochendichte zu ziehen, greift man auf weniger aufwendige und strahlungsfreie Methoden zurück [WEINZIERL 2003]. Eine wissenschaftlich etablierte Methode zur Evaluation der Primärstabilität ist die Messung des Drehmomentes bei der Implantatinsertion (Eindrehmoment / insertion torque) als invasive und einmalig durchzuführende Technik [FRIBERG et al. 1995a+b]. Als non-invasive Methode wird neuerdings die Resonanz-Frequenz-Analyse (RFA) anhand des Osstell-Gerätes beschrieben, die zudem auch postoperativ und mehrfach erfolgen kann [MEREDITH 1998].

Auch die Periotest[®]-Messung (Perkussionsinstrument) ist ein weit verbreitetes non-invasives, mehrfach und auch postoperativ anzuwendendes Instrument zur Bestimmung der Primärstabilität [SCHULTE et al. 1983]. Es wurde ursprünglich zur quantitativen Erfassung des Dämpfungsverhaltens des Parodonts und somit

der Zahnbeweglichkeit entwickelt. Bei diesem Gerät klopft ein im Handstück integrierter Metallbolzen in einer elektronisch gesteuerten Abfolge mit einer Dauer von vier Sekunden und viermal pro Sekunde gegen den Zahn bzw. das Implantat. Dabei wird die Kontaktzeit gemessen. Je kürzer diese ausfällt, umso unbeweglicher ist der entsprechende Zahn bzw. Implantat. Da ein osseointegriertes Implantat grundsätzlich eine viel steifere Verankerung mit einem deutlich geringeren Dämpfungsverhalten aufweist als der natürliche Zahn, fallen dabei die Periotestwerte entsprechend niedriger aus. Allerdings ist die Messung vom Behandler durch verschiedene Parameter wie Angulation des Handstücks sowie vertikale und horizontale Lage des Messpunktes stark beeinflussbar [MEREDITH et al. 1998, O'SULLIVAN et al. 2000]. Zusätzlich weist das Periotestverfahren eine geringe Sensitivität mit niedriger Auflösung auf, so dass das Osstell-Gerät der RFA das genauere Verfahren zu sein scheint [LACHMANN et al. 2006b, NKENKE et al. 2003a].

2.4.2. Implantateindrehmoment

Das Drehmoment wird definiert als Vektorprodukt von Radius mal Kraft [SCHMID et al. 2002]. Bei der Implantatinsertion wird das Drehmoment (Eindrehmoment / insertion torque) gemessen, welches notwendig ist, um das Implantat in der präparierten Knochenkavität zu versenken [JOHANSSON und STRID 1994]. Mechanisch korrekt müsste man von einem Eindreh-Drehmoment sprechen. Da die deutschsprachige Literatur dafür jedoch den Begriff Eindrehmoment geprägt hat, werden in vorliegender Untersuchung die Begriffe Drehmoment und Eindrehmoment synonym für das Eindreh-Drehmoment gebraucht. Die dabei verwendete Einheit sind Ncm, wobei die Werte im Allgemeinen zwischen 5 und >50 Ncm liegen. Jedoch ist bislang ungeklärt, welche Drehmomentwerte in Abhängigkeit einzelner Implantatsysteme für eine ausreichende Primärstabilität erreicht werden müssen [AL-NAWAS et al. 2002]. Man geht heutzutage davon aus, dass bei der Insertion ein Drehmoment von mindestens 30 Ncm erzielt werden sollte. Je höher das Drehmoment ist, desto größer ist die Knochendichte.

Tab. 6: Studien zur Bestimmung der Implantatstabilität in Bezug auf das Eindrehmoment (signifikant korrelierende Werte sind fettgedruckt)

Autor	n Probanden	n Implantate	Vergleichsparameter	Korrelation
AKCA et al. 2005	4 humane Maxillapräparate	4	<ul style="list-style-type: none"> • RFA • Ausdrehmoment 	<ul style="list-style-type: none"> • $p > 0,05$ • $p > 0,05$
AKKOCAOGLU et al. 2005	4 humane Mandibulapräparate	4	<ul style="list-style-type: none"> • RFA • Ausdrehmoment 	<ul style="list-style-type: none"> • $p > 0,05$ • $p < 0,001$; $r = 0,838$
BEER et al. 2003	8 humane Mandibulapräparate	45	<ul style="list-style-type: none"> • BMD durch DQCT 	<ul style="list-style-type: none"> • $p < 0,001$; $r = 0,86$
FRIBERG et al. 1995a	17 Proben aus Schweinerippen	51	<ul style="list-style-type: none"> • BMD durch Mikroradiographie 	<ul style="list-style-type: none"> • $p < 0,05$
FRIBERG et al. 1995b	6 humane Mandibula-, 4 Maxillapräparate	31	<ul style="list-style-type: none"> • BMD durch Mikroradiographie 	<ul style="list-style-type: none"> • $p < 0,001$; $r = 0,74$
HOMOLKA et al. 2002	5 humane Mandibulapräparate	25	<ul style="list-style-type: none"> • BMD durch DQCT 	<ul style="list-style-type: none"> • $p < 0,001$; $r = 0,83$
NKENKE et al. 2003a	je 4 humane Mandibula- und Maxillapräparate	48	<ul style="list-style-type: none"> • RFA • Periotest • BMD durch QCT • TBPf • BV/TV 	<ul style="list-style-type: none"> • $p = 0,193$ • $p = 0,019$ • $p = 0,115$ • $p = 0,114$ • $p = 0,122$
TRICIO et al. 1995	12 Rinderrippen	75	<ul style="list-style-type: none"> • Periotest 	<ul style="list-style-type: none"> • $r = -0,74579$
TURKYILMAZ et al. 2006	85 Patienten	158	<ul style="list-style-type: none"> • BMD durch CT 	<ul style="list-style-type: none"> • $p < 0,001$; $r = 0,675$
WEINZIERL 2003	je 2 humane Mandibula- und Maxillapräparate	48	<ul style="list-style-type: none"> • RFA • Periotest • BMD durch QCT • TBPf • BV/TV 	<ul style="list-style-type: none"> • $p = 0,193$ • $p = 0,019$ • $p = 0,160$ • $p = 0,114$ • $p = 0,122$

BMD = bone mineral density (Knochenmineraldichte)

BV/TV = bone volume per total tissue volume (Knochenbälkchendichte)

DQCT = dental quantitative computed tomography (dentale quantitative Computertomographie)

TBPf = trabecular bone pattern factor (trabekulärer Knochenaufbaufaktor)

Studien (Tab. 6) belegen diese 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, TURKYILMAZ et al. 2006]. Aufgrund dessen hat sich die Messung des Eindrehmomentes zur Quantifizierung der Primärstabilität *in vivo* weitgehend wissenschaftlich etabliert und wird als „Goldstandard“ angesehen, so dass sich diese zur Dokumentation in kommerziell erhältlichen Chirurgie-Motoren integriert findet [AL-NAWAS et al. 2002].

Allgemein besitzen konische Implantate aufgrund der größeren Reibungsfläche ein größeres Drehmoment. Die Drehmomentwerte bei kontinuierlicher maschineller Implantatinsertion liegen um 15-20% niedriger als bei diskontinuierlicher manueller Insertion [SCHMID et al. 2002], was durch die intermittierend auftretende Haftreibungskomponente bei dem diskontinuierlichen manuellen Eindrehen per Ratsche zu erklären ist (Haftreibung > Gleitreibung).

Bislang ist dennoch ungeklärt, welchen Einfluss die Implantatgeometrie auf das Drehmoment hat. Ebenso unklar ist, welche Drehmomentwerte abhängig vom jeweiligen Implantatsystem erzielt werden müssen, damit von einer ausreichenden Primärstabilität auszugehen oder eine prothetische Sofortbelastung möglich ist [AL-NAWAS et al. 2002]. In den meisten Studien bezieht sich die Untersuchung des Implantateindrehmomentes auf die Drehmomentmaxima, Untersuchungen über die Verlaufskurven sind selten [O`SULLIVAN et al. 2000, SCHMID et al. 2002].

2.4.3. Resonanz-Frequenz-Analyse

Die Resonanz-Frequenz-Analyse (RFA) wurde erstmals 1996 von MEREDITH und Mitarbeitern beschrieben [MEREDITH et al. 1996]. Sie ist ein leicht anwendbares und non-invasives Verfahren zur quantitativen Stabilitätsmessung der Implantat-Knochen-Einheit [HUANG et al. 2002, LACHMANN et al. 2006a+b], welches intra- und postoperativ erfolgen kann. Es ist eine sehr sensitive Methode, die schon kleinste Veränderungen in der Knochen-Implantat-Kontaktfläche anzeigt [SENNERBY et al. 2005]. Dabei wird ein Messelement (Transducer), auch Messwandler genannt, auf das Implantat oder Abutment geschraubt und ein Schallsignal unterschiedlicher Frequenz (f) appliziert. Die Methode ist vollkommen

unabhängig vom Behandler durchführbar, da die Höhe des Anzugmomentes des Messwandlers, welches ≥ 10 Ncm betragen sollte, die Ergebnisse nicht beeinflusst [LACHMANN et al. 2006a, MEREDITH et al. 1996]. Die Resonanzfrequenz wird ermittelt, nachdem die Amplituden der Schwingungen registriert wurden. Die daraus resultierenden Hertz-Werte sind etwa im Bereich von 3.000 bis 9.000 Hz angesiedelt.

Bei den ersten klinischen Publikationen seit der Entwicklung des Gerätes bis zum Jahr 2000 existierten Unterschiede innerhalb der verwendeten Messwandler, so dass diese mit Hilfe eines Kontrollkörpers kalibriert werden mussten, um vergleichbare Werte zu erzielen. Differenzen zu diesem resultierenden Normwert der Resonanzfrequenz wurden für die einzelnen Messwandler bei den folgenden Messungen entweder addiert oder subtrahiert. Dieses Verfahren hatte jedoch einige Nachteile. Es wurde zum einen vorausgesetzt, dass alle Messwandler die gleiche Sensitivität hatten, so dass die Kalibrierung zu einem bestimmten Normwert möglich war. Zudem wurde in den meisten damaligen Studien der gleiche Messwandler für die Untersuchung eines spezifischen Implantates angewendet, denn der Fokus lag auf der Änderung der Resonanzfrequenz und nicht auf dem absoluten Wert. Somit ergaben sich Probleme bei der Vergleichbarkeit der Ergebnisse unterschiedlicher Patienten und Studien. Außerdem war die Skala der Hertz-Werte mit ihrer großen Bandbreite schwer zu vermitteln. Zusätzlich spielte die Länge des Abutments eine entscheidende Rolle, denn die Resonanzfrequenz nimmt mit zunehmender Abutmentlänge ab. Um diese Mängel zu beheben wurde der so genannte Implantat-Stabilitäts-Quotient (ISQ) entwickelt. Damit können die Werte unabhängig vom Implantatsystem miteinander in Relation gesetzt werden, wobei die Implantatmakrostruktur unberücksichtigt bleibt. Für die Umrechnung des Messwertes ISQ in Hertz als Einheit der Resonanzfrequenz (f_R) gilt folgende Resonanz-Frequenz-Gleichung:

$$f_R = -0,00016027 \cdot \text{ISQ}^4 + 0,03353785 \cdot \text{ISQ}^3 - 1,39152293 \cdot \text{ISQ}^2 + 57,711703 \cdot \text{ISQ} + 906,443883$$

Der ISQ-Wert wird auf einer Skala von 1 bis 100 angegeben, wobei die Beziehung zum Resonanzfrequenzwert linear ist. Alle Messwandler werden dafür an einer

Reihe von Kontrollkörpern kalibriert. Anschließend erfolgt die Programmierung der Messwandler mit den Kalibrierungsparametern, so dass eine Kalibrierung vor jeder Messung unnötig ist. Auf diese Weise messen alle Messwandler den gleichen ISQ-Wert bei gleicher Stabilität, so dass die Ergebnisse verschiedener Messwandler vergleichbar sind. Da auch die Länge des Abutments bei der Programmierung des Messwandlers berücksichtigt wird, ist ein ISQ-Vergleich unabhängig davon möglich, ob der Messwandler auf das Implantat oder auf das Abutment geschraubt wurde. Mathematisch ist der ISQ durch folgende Gleichung definiert:

$$\text{ISQ} = f_R \cdot f_R (u + v \cdot L) + f_R (k + n \cdot L) + p + m \cdot L$$

f_R	=	gemessene Resonanzfrequenz
u, v, k, n, p, m	=	Kalibrierungsfaktoren -1 bis +1
L	=	Länge des Abutments

Um die Relation von ISQ- und Hertz-Werten zum ersten Mal zu erstellen, wurden einige Messwandler aus den frühen klinischen Studien benutzt. Fünf Kontrollkörper mit unterschiedlicher Stabilität wurden angefertigt, so dass die Streuung der Resonanzfrequenz innerhalb dieser Kontrollkörper der Streuung aus den klinischen Studien entsprach. Es wurde ein lineares Verhältnis zwischen Resonanzfrequenz und ISQ hergestellt, so dass die Maximalwerte der Kontrollkörper mit der niedrigsten und höchsten Stabilität den bisher klinisch messbaren geringsten und größten Werten als 1 ISQ bzw. 100 ISQ zugeordnet wurden. Nachdem auf diese Weise die ISQ-Werte der fünf Kalibrierungskörper bestimmt wurden, dienten diese als Standard für die Anfertigung aller folgenden Messwandler-Typen (Abb. 3). 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 diese begrenzte Lebensdauer des Messinstrumentes vom Hersteller begründet.

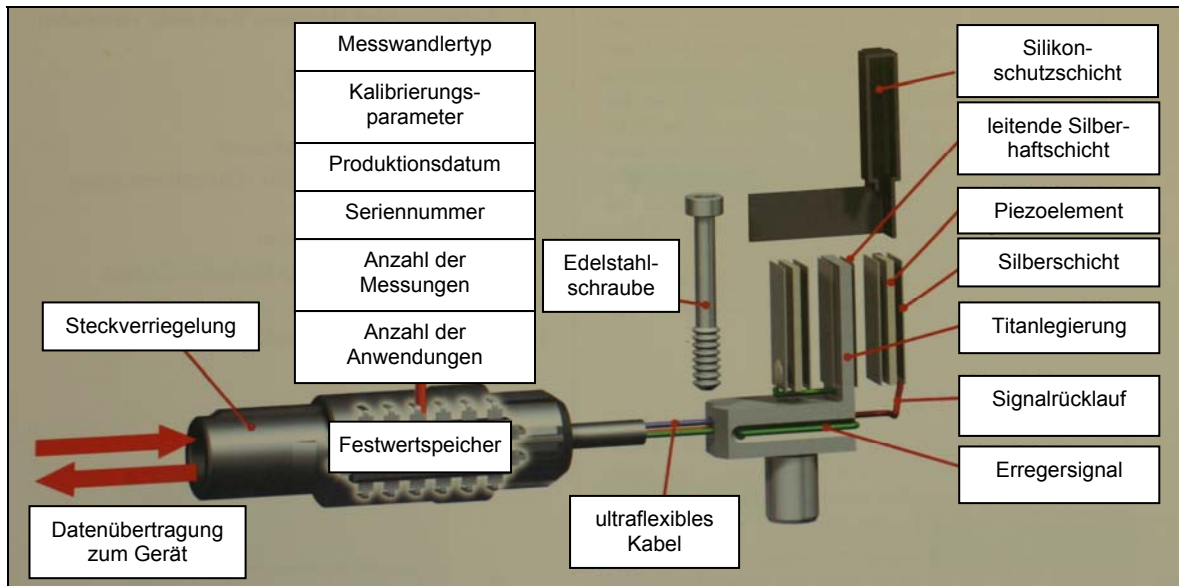


Abb. 3: Aufbau eines Osstell®-Messwandlers [Osstell™, Integration Diagnostics AB, Göteborg, Schweden].

Je höher der ISQ-Wert, desto stabiler ist das Implantat im Knochen verankert (Tab. 7). In der Literatur werden ISQ-Werte von 57-82 mit einem Durchschnitt von 69 ISQ nach einem Jahr Belastung für erfolgreich integrierte Implantate angegeben [BALLERI et al. 2002]. ISQ-Werte unter 50 sind dabei als kritisch zu betrachten [AL-NAWAS et al. 2002].

Tab. 7: Herstellerangaben für schraubenförmige Implantate [Osstell™, Integration Diagnostics AB, Göteborg, Schweden]

ISQ	Primärstabilitätsgrad	Tendenz
<50	gering	Störanfälligkeit
50-60	gering	Anstieg des ISQ
>65	hoch	konstante Stabilität bzw. leichte Abnahme des ISQ
Unabhängig von der primären Stabilität verzeichnen alle erfolgreich eingesetzten Implantate nach einigen Jahren einen ähnlichen ISQ-Wert von 65+5.		

Die Veränderung der Resonanzfrequenz spiegelt eine Zu- oder Abnahme der Knochenkontaktfläche beziehungsweise der Knochendichte wider (Tab. 8), da die Steifheit des Implantatkörpers über die Zeit als unverändert betrachtet werden kann. Laut Herstellerangaben ändert sich der ISQ-Wert in der frühen Einheilungsphase etwa wöchentlich, daher sind regelmäßige Messungen indiziert. Diese können allerdings nur bei transgingivaler Implantateinheilung vorgenommen werden. Bei einem gedeckten Einheilmodus stellt sich die Überprüfung der Werte als problematisch dar. Der ISQ-Wert wird von den beiden Hauptfaktoren Steifigkeit des Implantates und dem Abstand des Messwandlers zum ersten Knochenkontakt bestimmt, insofern vermindern sich die Werte durch jede marginale Knochenresorption.

Tab. 8: Parameter, aus denen die Resonanzfrequenz resultiert [MEREDITH 1998]

Steifheit von...	Als Funktion...
...Implantatkörper	...dessen Geometrie und Materialzusammensetzung
...Implantat-Knochen-Interface	...des Anteils am Implantat-Knochen-Kontakt
...Periimplantäre Gewebe	...der vorliegenden Knochendichte

In der Literatur ist eine Korrelation der RFA mit anderen klinischen Parametern und Methoden zur Quantifizierung der Implantatstabilität nur bei einigen Studien zu belegen (Tab. 9).

Tab. 9: Studien zur Implantatstabilität mittels RFA im Vergleich zu anderen klinischen Methoden und Parametern (signifikant korrelierende Werte sind fettgedruckt)

Autor	n Probanden	n Implantate	Vergleichsparameter	Korrelation
AKCA et al. 2005	4 humane Maxillapräparate	4	<ul style="list-style-type: none"> Eindrehmoment Ausdrehmoment 	<ul style="list-style-type: none"> p>0,05 p>0,05
AKKOCAOGLU et al. 2005	4 humane Mandibulapräparate	4	<ul style="list-style-type: none"> Eindrehmoment Ausdrehmoment 	<ul style="list-style-type: none"> p>0,05 p>0,05
AL-NAWAS et al. 2002	16 Beagle Hunde	160	<ul style="list-style-type: none"> Eindrehmoment 	<ul style="list-style-type: none"> p>0,05
CUNHA da et al. 2004	12 Patienten	24	<ul style="list-style-type: none"> Eindrehmoment 	<ul style="list-style-type: none"> p>0,05
FRIBERG et al. 1999b	9 Patienten	61	<ul style="list-style-type: none"> Eindrehmoment 	<ul style="list-style-type: none"> p<0,05; r=0,84
HORWITZ et al. 2003	14 Patienten	53	<ul style="list-style-type: none"> Eindrehmoment 	<ul style="list-style-type: none"> p<0,05
LACHMANN et al. 2006a	bovine Rippensegmente	8	<ul style="list-style-type: none"> Periotest 	<ul style="list-style-type: none"> p=0,045
LACHMANN et al. 2006b	Methacrylat-Blöcke	4	<ul style="list-style-type: none"> Periotest 	<ul style="list-style-type: none"> p<0,0001
MEREDITH et al. 1996	Methacrylat-Blöcke 1 Patient	30 4	<ul style="list-style-type: none"> exponierte Implantathöhe oberhalb Resinblock 	<ul style="list-style-type: none"> p<0,01; r=0,94
MEREDITH et al. 1997a	18 Patienten	108	<ul style="list-style-type: none"> EIL=effektive Implantatlänge 	<ul style="list-style-type: none"> p<0,01; r=-0,78
MEREDITH et al. 1997b	10 Hasen	20	<ul style="list-style-type: none"> Knochen-Implantat- Kontaktfläche 	<ul style="list-style-type: none"> p<0,05
MIYAMOTO et al. 2005	50 Patienten	225	<ul style="list-style-type: none"> BMD durch QCT 	<ul style="list-style-type: none"> p<0,0001; r=0,84
NKENKE et al. 2003a	je 4 humane Maxilla- und Mandibulapräparate	48	<ul style="list-style-type: none"> Eindrehmoment Periotest BMD durch QCT TBPf BV/TV 	<ul style="list-style-type: none"> p=0,193 p=0,280 p=0,900 p=0,292 p=0,860
OSTMAN et al. 2005	20 Patienten 20 Patienten	123 120	<ul style="list-style-type: none"> Eindrehmoment 	<ul style="list-style-type: none"> p>0,05
O'SULLIVAN et al. 2000	9 humane Maxillapräparate	52	<ul style="list-style-type: none"> Eindrehmoment 	<ul style="list-style-type: none"> p<0,05
SCHLIEPHAKE et al. 2006	10 Foxhunde	80	<ul style="list-style-type: none"> Eindrehmoment BIC BVD 	<ul style="list-style-type: none"> p=0,199; r=-0,149 p=0,264; r=0,128 p=0,072; r=0,072
STENPORT et al. 2001	16 Kaninchen	32	<ul style="list-style-type: none"> hGH=humane Wachstumshormone 	<ul style="list-style-type: none"> p=0,008
TURKYILMAZ et al. 2006	85 Patienten	158	<ul style="list-style-type: none"> BMD durch CT Eindrehmoment 	<ul style="list-style-type: none"> p<0,001 p<0,001
WEINZIERL 2003	je 2 humane Mandibula- und Maxillapräparate	48	<ul style="list-style-type: none"> Eindrehmoment Periotest BMD durch QCT TBPf BV/TV 	<ul style="list-style-type: none"> p=0,193 p=0,280 p=0,900 p=0,292 p=0,860

BIC = bone-implant contact (Knochen-Implantat-Kontakt)

BMD = bone mineral density (Knochenmineraldichte)

BVD = bone volume density (Knochen volumendichte)

BV/TV = bone volume per total tissue volume (Knochenbälkchendichte)

DQCT = dental quantitative computed tomography (dentale quantitative Computertomographie)

TBPf = trabecular bone pattern factor (trabekulärer Knochenaufbaufaktor)

2.5. Prothetische Sofortversorgung

2.5.1. Allgemeines

Ursprünglich wurde von BRÅNEMARK 1977 ein zweizeitiges chirurgisches Vorgehen mit einer belastungsfreien und submukösen Implantateinheilung von 3-6 Monaten postuliert. Dieses klassische Implantatprotokoll basiert auf empirischen Erhebungen und erwies sich in der praktischen Anwendung als sichere Zeitspanne für eine ungestörte und zuverlässige *Osseointegration*. Ob diese jedoch auch bei verkürzter Einheilzeit zustande kommt, wurde damals nicht untersucht. Die verhältnismäßig lange Einheilzeit der Implantate wird von den Patienten jedoch häufig als unangenehm empfunden [TARNOW et al. 1997, GAPSKI et al. 2003, OSTMAN et al. 2005], weil die postchirurgische Übergangsphase die zahnlose bzw. zahnersatzlose Zeit verlängert und herausnehmbare Interimsprothesen als unkomfortabel angesehen werden. Eine standardisierte chirurgische Implantatbettauflbereitung und die gesicherte Implantateinheilung waren die Hauptmerkmale des historischen Implantatprotokolls. Zudem war zu diesem Zeitpunkt die primäre Indikation von dentalen Implantaten in der Versorgung von zahnlosen, atrophierten Unterkiefen mit Verankerungselementen für herausnehmbaren Zahnersatz zu sehen. Der Einzelzahnersatz blieb zunächst therapeutisch unberücksichtigt.

1977 entwickelte LEDERMANN das einteilige, selbstschneidende TPS- (Titan-Plasma-Spray-) Schraubenimplantat („altes“ ITI-Schraubenimplantat), welches 1988 zur neuen Ledermannschraube (NLS) aus Titan weiter entwickelt wurde [LEDERMANN 1979 und 1988]. Der Indikationsbereich bestand in der sofortprothetischen Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mit vier Implantaten in der Regio interforaminalis, welche direkt postoperativ über eine Stegverankerung primär starr verblockt und durch den inkorporierten Zahnersatz sofort funktionell belastet werden. Voraussetzungen hierfür sind ein quantitativ und qualitativ gutes Knochenangebot und die Verwendung von möglichst langen Implantaten für eine große Implantat-Knochen-Kontaktfläche. Dieses erfolgreiche Therapiekonzept hat sich über einen langen Zeitraum bewährt [LEDERMANN 1996a+b]. Im Laufe der Zeit erzielten weitere Studien mit sofortiger prothetischer Versorgung vorerst nur in der anterioren interforaminalen Region mit kräftigeren Knochen höherer Dichte

gute Erfolge [FRIBERG et al. 1999a]. Später wurden diese auch in posterioren Lokalisationen, die aufgrund des weicheren Knochenlagers und der dort vorherrschenden höheren Kaukräfte für die Sofortversorgung als bedenklich eingestuft wurden, zunächst in der Mandibula sogar mit Einzelzahnimplantaten [CALANDRIELLO et al. 2003a+b, CORNELINI et al. 2004], danach auch in der Maxilla erzielt [LORENZONI et al. 2003]. Mittlerweile ist die sofortige prothetische Versorgung von Implantaten (Tab. 10) im Ober- und auch im Unterkiefer in ausgewählten Fällen als erfolgreich dokumentiert [DEGIDI und PIATTELLI 2003, GAPSKI et al. 2003, OSTMAN et al. 2005], wobei reduziertes Knochenvolumen, geringe Knochendichte, niedrige Primärstabilität und übermäßige okklusale Belastung als Risikofaktoren angesehen werden [CALANDRIELLO et al. 2003a, GLAUSER et al. 2000].

Tab. 10: Einteilung des Implantatprotokolls nach Art und Zeitpunkt der prothetischen Versorgung [DEGIDI und PIATTELLI 2003]

Funktionelle Sofortbelastung (Immediate functional loading)	Funktionelle Belastung innerhalb von 48 Stunden nach Implantatinsertion mit Provisorien oder definitiven Zahnersatz in Okklusionskontakt
Nicht-funktionelle Sofortbelastung (Non functional loading)	Prothetische Versorgung innerhalb von 48 Stunden nach Insertion mit Provisorien ohne Okklusionskontakt
Frühbelastung (Early loading)	Prothetische Versorgung innerhalb von 3 Wochen nach Insertion mit definitivem Zahnersatz in Okklusionskontakt
Fortgeschrittene Frühbelastung (Advanced loading)	Prothetische Versorgung innerhalb von 8-10 Wochen nach Insertion mit Provisorien in Okklusionskontakt
Progressive Belastung (Progressive loading)	Schrittweise gesteigerte Belastung nach initialer Osseointegration (ca. 3 Monate) durch primäre Versorgung mit einem Provisorium und definitiver Versorgung nach funktionellem Knochenremodeling

Histologische und ultrastrukturelle Untersuchungen zeigen bei Sofortbelastung keine Ablösung der Knochen-Implantat-Grenzschicht oder Störungen in der Osteoblastenphysiologie [JOOS et al. 2003, MEYER et al. 2004]. Es wurde sogar eine geringere Knochenresorption beobachtet als bei unbelasteter, gedeckter Einheilung [LORENZONI et al. 2003], wobei die Knochenappositionsrate nicht beeinflusst wird [NKENKE et al. 2003b]. Neue tierexperimentelle Forschungen

[BARBIER und SCHEPERS 1997, PIATELLI et al. 1998, SMET DE et al. 2005, ZUBERY et al. 1999], Erfahrungen aus der Orthopädie [WIRTZ et al. 1998] und klinische Studien [BALSHI und WOLFINGER 2001, TESTORI et al. 2001, VALEN und LOCANTE 2000] belegen, dass bei guten ossären Verhältnissen durch eine sofortige postoperative Implantatbelastung eine verbesserte Integration der Implantate erzielt werden kann. Eine wachstumsstimulierende Wirkung auf den periimplantären Knochen durch frühzeitige Belastung wurde nachgewiesen [BRUNSKI 1991, PIATELLI et al. 1998], wobei die Implantat-Knochen-Kontaktfläche bei Sofortbelastung größer war als bei unbelasteten Implantaten und der periimplantäre Knochen kompakter erschien [PIATELLI et al. 1998]. In einer aktuellen Untersuchung wurde anhand von polarisiertem Licht gezeigt, dass bei sofort belasteten Implantaten eine Ausbildung von mehr transversal orientierten Kollagenfasern und somit eine höhere Anzahl von Sekundärosteonen sowie eine größere Knochenumbaurate und Remodeling stattfand, bei unbelasteten Implantaten lagen nahezu parallel angeordnete Kollagenfasern mit einer aufgelockerten Spongiosa vor [NEUGEBAUER et al. 2006].

Hinsichtlich des Mikrodesigns handelte es sich bei diesen Untersuchungen hauptsächlich um konische Schraubenimplantate, bei denen durch ablativ Oberflächensmodifikationen eine Tiefenstruktur erzielt wurde. Durch die mikrorauen Implantatoberflächen wird im Gegensatz zu glatten Oberflächen eine erhöhte Zelladhäsion bereits in den ersten Minuten nach Gewebekontakt erreicht. Die Fibrinstränge verflechten sich in den Oberflächenspitzen und das Blutkoagulum wird somit dauerhaft an der Implantatoberfläche gebunden. Die fadenförmigen Zellfortsätze (Filopodia) der Osteoblasten finden ebenfalls in der Mikrostruktur geeignete Retentionen mit multifokalen Kontakten. Die Rate der daraus resultierenden Spreizungen der Osteoblasten ist bei Mikroporositäten im Vergleich zu glatten Oberflächen signifikant erhöht [SAMMONS et al. 2005]. Die interstitielle Gewebeflüssigkeit konditioniert die meist gestrahlten und geätzten Implantatoberflächen mit initial hydrophobem Charakter und bewirkt eine Veränderung des Kontaktwinkels. Dabei beschleunigt die Mikrostruktur den resultierenden Wechsel der Oberflächenbenetzbarkeit zur Hydrophilie [RUPP et al. 2004], welcher wiederum die Ankopplung der beiden nicht-kollagenen Proteine Knochen-Sialoprotein und Osteopontin begünstigt [DAVIES 1998], an denen sich Calciumphosphatkomplexe ablagern und weiter kristallisieren. Insgesamt wird

mittels entsprechenden Oberflächenkonditionierungen durch forcierte Zellspreizung und Zellreifung mit schneller Osteoblastendifferenzierung und beschleunigter Knochenformation eine vermehrte Knochenmatrixbildung angestrebt und die Produktion von Knochenwachstumsfaktoren stimuliert [DAVIES 1998].

Über den Erfolg der Implantation entscheidet das Ausmaß der *Osseointegration*, welche von der physiologischen Knochenreaktion auf die veränderten Belastungsverhältnisse nach Implantatinsertion abhängig ist [BIANCHI et al. 1997, BIJLANI und LOZADA 1996]. Dabei spielen die biomechanische Implantatstabilität und die Größe der Relativbewegungen eine wichtige Rolle für die Anlagerung von mineralisiertem Gewebe auf der Implantatoberfläche [BRUNSKI et al. 1979, BRUNSKI 1991, 1992, 1993]. Daher dominierte bisher die Ansicht, dass durch die sofortige funktionelle Belastung, an dem initial noch nicht durch Knochenumbauprozesse stabilisierten Implantat, eine Relativbewegung auftritt. Diese führt zur bindegewebigen Einscheidung, die wiederum den direkten Knochen-Implantatkontakt verhindert und es infolge dessen zum Implantatverlust aufgrund der Instabilität kommt [ADELL et al. 1981, TAKUMA et al. 1987]. CAMERON teilte die Relativbewegungen in Mikro- (Auslenkungen bis zu 100 µm) und Makrobewegungen (Auslenkungen über 100 µm) ein. Im Fall von Mikrobewegungen kann eine *Osseointegration* erfolgen, Makrobewegungen sollten jedoch zur Verhinderung einer fibrösen Umkapselung des Implantates vermeiden werden [CAMERON et al. 1973]. Auch nach BRUNSKI führen Implantatbewegungen von mehr als 100 µm während der Osseointegrationsphase zu einer weichgewebigen Einscheidung am Implantat-Knochen-Interface [BRUNSKI 1992 und 1993], in der Untersuchung von SZMUKLER-MONCLER sind Mikrobewegungen von 50-150 µm zur Ausbildung einer suffizienten Implantatverankerung tolerabel [SZMUKLER-MONCLER et al. 2000]. Somit muss nach Implantatinsertion eine hohe Primärstabilität erreicht werden.

Aufbauend auf seiner Klassifizierung der Knochenqualitäten in vier Qualitätsklassen D1-D4 empfahl MISCH 1990 eine „gestaffelte prothetische Knochenbelastung“ (progressive bone-loading). Dabei wird zwischen den einzelnen prothetischen Behandlungsschritten bewusst eine wöchentliche Zeitverzögerung hinsichtlich der jeweiligen Knochenqualität eingeplant, um dem periimplantären Knochen einen entsprechend längeren Zeitraum zur funktionellen

Anpassung zu ermöglichen. Der theoretische Hintergrund dazu ist das *Wolff'sche Gesetz* [WOLFF 1869], welches besagt, dass die Veränderung eines Knochens der äußeren Beanspruchung folgt. Der Knochen besitzt somit die Fähigkeit zu einer funktionellen Anpassung, d. h. er reagiert bei Belastungsänderung mit einem Umbau seiner inneren Struktur und versucht dabei das biomechanische Optimum einzustellen. Wolff erkannte bei der Untersuchung von Femurköpfen eine Ausrichtung der Knochen trabekel in Richtung der mechanischen Beanspruchung und sah in der mechanischen Belastung die Ursache für diese perfekte Architektur der Knochenstrukturen. Heutzutage wird vermutet, dass der direkte Stimulus der Knochenzellen Verzerrungen als Resultat mechanischer Belastung sind. Dynamische Kräfte würden somit hauptsächlich den Knochenumbau stimulieren, während statische Kräfte dabei eher unwesentlich sind. Bei einem physiologischen Beanspruchungszustand heben sich An- und Abbauprozesse innerhalb des Knochens auf, außerhalb dieser Zone jedoch überwiegen die Umbauprozesse. Eine zu starke, unphysiologische Belastung führt zu einer Verringerung der Knochendichte und zu einer Gewebszerstörung oder Fraktur.

2.5.2. Titanmagnete

Für die direkte postoperative prothetische Implantatversorgung zahnloser Patienten mit Hybridprothesen im Ober- und Unterkiefer sind Titanmagnete gut geeignet. Seit 1986 ist das Titanmagnetics®-System der Firma Steco® (Hamburg, Deutschland) erfolgreich im klinischen Einsatz. Weltweit sind ca. 20.000 Patienten mit diesem System versorgt, das seit 1997 nach ISO 9001 / EN 46001 zertifiziert ist und das CE-Zeichen trägt. Das Titanmagnetics®-System ist als einziger Universal-Minimagnet weltweit mit zwei aktiven Magneten aus Samarium-Cobalt ausgestattet, beide Magnetzellen sind vollständig titanumhüllt. Da die Titanhülle gasdicht laserschweißt ist, sind sowohl Magnet als auch Keeper langfristig vor Korrosion geschützt. Es liegen vier verschiedene Produktlinien vor: die sphärischen X- und Z-Line, die konische K-Line und die teleskopierende T-Line, die nur extraoral angewendet werden sollte. Die in dieser Studie verwendeten K-Line-Magnete haben den Vorteil einer geringen Dimension mit dem Kopfdurchmesser von 5,2 mm bei einer Abzugskraft von 1,6 N=163 g.

Der Konuswinkel von 10° wirkt nicht metallfaktiv, da sich zwischen Innen- und Außenteleskop eine leichte Spielpassung befindet, die weitgehend unphysiologische Kräfte ableitet. Durch die sphärische Oberfläche wird bei Überschreitung der magnetischen Anziehungskraft eine Gleitbewegung der Prothese auf den Implantaten ermöglicht und somit eine horizontale Überbelastung der Implantate verhindert. Bei extrem atrophiertem Kieferkamm verhindert das Insert eine ungewollte laterale Verschiebung der Prothese. Die Einarbeitung der Keeper in die vorhandene Prothese kann Chairside erfolgen, nachdem die Implantatmagnete mit einem definierten Eindrehmoment von 15-20 Ncm in das Implantat eingeschraubt wurden. Diverse Studien bestätigen, dass mit implantatgestütztem, magnetretiniertem Zahnersatz eine suffiziente orale Rehabilitation möglich ist [VESPER et al. 1995, VESPER et al. 1997, WIRZ et al. 1994, JÄGER und WIRZ 2000, GÖHRING et al. 1997]. Die prägnanten Vorteile gegenüber anderen bekannten Retentionsmechanismen sind die Möglichkeit einer sofortigen Versorgung, die technisch einfache Handhabung vor allem bei Patienten mit eingeschränkter manueller Geschicklichkeit [WINTER et al. 1997] bei erleichterter Parodontalhygiene, die permanente Haftkraft und die Zeit- und Kostenersparnis.