

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

(Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz)

Mechanische Eigenschaften und Korrosionsverhalten dentaler Magnetsysteme

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Carolin Ehring

geboren am 07. April 1979 in Bocholt

Gutachter: 1. Prof. Dr. J. Setz
2. Prof. Dr. R. Janda (Düsseldorf)

Verteidigt am: 25.11.2009 in Halle (Saale)

Für meine Familie

Referat und bibliographische Beschreibung

Magnetsysteme stellen eine Alternative zu herkömmlichen Methoden der Ankopplung von Zahnersatz sowohl im teil- und restbezahnten, als auch im zahnlosen und implantatversorgten Kiefer dar. Dabei besitzen verschiedene Magnetsysteme unterschiedliche und charakteristische mechanische Eigenschaften. Deren Korrosionsbeständigkeit und biologische Verträglichkeit sind klinisch von besonderem Interesse. Ziel der In-vitro-Studie war die Untersuchung der retentiven Eigenschaften verschiedener Magnetsysteme für natürliche Zähne und enossale Implantate. Weiterhin sollte der Einfluss der Dampfsterilisation auf die Retentionskraft untersucht werden. In einem zweiten Teil sollte das Korrosionsverhalten unter standardisierten Bedingungen überprüft werden. Es wurden 11 Magnetsysteme zur Verwendung mit natürlichen Zahnwurzeln (Magfit DX 400/600/800, Aichi, J; Post/Insert Keeper Mini/Maxi, Technovent, GB; Direct-System-Keeper, individuelle Probekörper aus E.F.M. Alloy – WR Magnet S3/S5, Dyna, NL) und 12 Systeme in Verbindung mit Implantaten (Magfit-IP-IFN, Magfit-IP-IDN, Aichi; Komet MicroPlant, Brasseler, D; X-/K-/Z-Line, Steco, D; Magnet WR S3/S5, Dyna; Magnabutment Mini/Maxi – MagnaCap Micro/Mini/Midi/Maxi, Technovent) in die Untersuchungen einbezogen. Für jedes Produkt wurden 5 Proben getestet. Bei 3 Produkten handelt es sich bei den Magnetlegierungen um SmCo, bei 13 Produkten um NdFeB. Alle Magnetkerne waren in Titan-, Edelstahl- oder Nicht-Edelmetall-Kapseln verschlossen. Die korrespondierenden Magnet-Keeper bzw. -Abutment Paare wurden in einer Universalprüfmaschine der Firma Zwick befestigt und über eine Strecke von 4,0mm voneinander abgezogen ($v=20\text{mm/min}$). Gemessen wurden die initiale Maximalkraft und der Kraftverlauf bei wachsendem Polabstand. Die Ergebnisse wurden mit den Herstellerangaben verglichen. Je 1 Magnetabutment jeder Charge zur Verwendung auf Implantaten wurde sterilisiert (10min, 134°C) und ebenfalls überprüft. Die Untersuchung des Korrosionsverhaltens mittels statischer Immersionsprüfung erfolgte nach DIN ISO 10271:2001. Nach DIN ISO 22674:2006 beträgt der Grenzwert für metallische Ionen dabei $200\mu\text{g/cm}^2$. Dazu wurden die Probekörper ($n=4$) in eine Prüflösung aus verdünnter Milchsäure ($\text{pH}=2,3$; 90 %) gegeben und für 1, 4, 7 bzw. 28 Tage inkubiert. Nach jedem Intervall wurde der Probekörper entnommen und das Eluat spektrometrisch auf gelöste Ionen untersucht. Die Ergebnisse wurden deskriptiv statistisch und auf Signifikanzen untersucht (Signifikanzniveau 5 %).

Die maximalen Retentionswerte betragen 1,4 - 6,6N (natürliche Zähne) bzw.

0,7 - 5,8N (Implantatattachments). Die Abzugsversuche bestätigten die für das jeweilige Magnetsystem charakteristischen Eigenschaften. Nur ein implantatgetragenes System erreichte die vom Hersteller angegebenen Retentionswerte. Die Abweichungen der übrigen Produkte betragen 43 - 93,4%.

Die Sterilisation der Implantatabutments führte bei keinem Produkt zu einer signifikanten Veränderung der Retentionswerte. Während der Korrosionsversuche gingen bei allen Proben Ionen in Lösung. Bei einem Produkt konnten in Lösung gegangene Anteile des Magnetkerns nachgewiesen werden. Allerdings erreichte die Korrosion bei keinem Produkt den vorgegebenen Grenzwert.

Die mechanischen Eigenschaften der Magnetsysteme unter klinischen Bedingungen, als auch die Bioverträglichkeit der Korrosionsprodukte auf den menschlichen Organismus sollte in weiteren Studien untersucht werden.

Ehring, Carolin: Mechanische Eigenschaften und Korrosionsverhalten dentaler Magnetsysteme

Halle, Univ., Med. Fak., Diss. , 71 Seiten, 2009

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Literaturüberblick	1
1.1	Grundlagen des Magnetismus	2
1.2	Magnete in der zahnärztlichen Prothetik	5
1.2.1	Historischer Überblick	5
1.2.2	Einteilung der Magnetsysteme	6
1.2.3	Mechanische Eigenschaften der Magnetsysteme	9
1.3	Grundlagen der Sterilisation von Medizinprodukten	12
1.4	Korrosion und Biokompatibilität dentaler Magnete	13
1.5	Zielsetzung	19
2	Material und Methode	20
2.1	Untersuchte Magnetsysteme	20
2.2	Herstellung der Probekörper	22
2.3	Untersuchung des Retentionsverhaltens	23
2.3.1	Versuchsaufbau	23
2.3.2	Retentionsuntersuchung nach Sterilisation der Implantatabutments	26
2.4	Versuche zum Korrosionsverhalten	26
2.4.1	Probenvorbereitung und Versuchsdurchführung	26
2.5	Datenverarbeitung und statistische Auswertung	30
3	Ergebnisse	31
3.1	Mechanische Eigenschaften	31
3.1.1	Retentionskraft von Wurzelkeepersystemen	31
3.1.2	Retentionskraft von Implantatabutments vor Sterilisation	34
3.1.3	Retentionskraft von Implantatabutments nach Sterilisation	38
3.2	Korrosionsversuche	42
4	Diskussion	52
4.1	Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur	52
4.2	Ergebnisse der Retentionskraftmessungen	53
4.2.1	Wurzelkeeper	54
4.2.2	Implantatabutments vor und nach Sterilisation	54
4.3	Korrosionsverhalten	56
4.4	Klinische Bedeutung und Schlußfolgerung	57

5	Zusammenfassung	61
6	Literaturverzeichnis	63
7	Thesen	70

Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

Formeln und Einheiten

$\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$	Neodym-Eisen-Bor
$\text{SmCo}_5 / \text{Sm}_2\text{Co}_{17}$	Samarium-Cobalt
Pd	Palladium
Pt	Platin
Co	Cobalt
Fe	Eisen
Cr	Chrom
Mo	Molybdän
Ti	Titan
Mn	Mangan
Ni	Nickel
Nb	Niob
NaCl	Kochsalz
HCl	Salzsäure
Na_2S	Natriumsulfat
N	Newton
μg	Mikrogramm
cm^2	Quadratcentimeter
PTFE	Polytetrafluorethylen

Weitere Abkürzungen und Symbole

DIN	Deutsche Industrie Norm
BRD	Bundesrepublik Deutschland
NL	Niederlande
J	Japan
GB	Großbritannien
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
EPMA	Elektronenstrahlmikroanalyse
RKI	Robert-Koch-Institut

1 Einleitung und Literaturüberblick

Der immer älter werdende Patient mit restbezahntem, parodontal geschwächtem Gebiss mit dem Wunsch nach funktionellem, wirtschaftlichen Zahnersatz stellt den prothetisch tätigen Zahnarzt vor die Aufgabe Behandlungssysteme anzubieten die allen Patienten, auch den sozial Schwächeren, zugänglich gemacht werden können (Wirz et al. 1994). Hierbei zeichnete sich das Gebiet der Hybridprothetik durch einfache und zweckmäßige Lösungen aus (Jäger und Wirz 2000). Die Hybridprothese definiert sich im extrem reduzierten Restgebiss als Totalprothese, die eine kombinierte parodontal-gingivale Abstützung aufweist (Geering und Kundert 1992) und bietet gegenüber einer rein schleimhautgetragenen Totalprothesenversorgung funktionelle und biologische Vorteile (Spielberg und Gläser 2001). Im Vordergrund stehen hierbei der Erhalt des Alveolarknochens (Spielberg und Gläser 2001) und der propriozeptiven Mechanismen (Gendusa 1988), sowie die günstigere Verteilung der Kaukräfte (Spielberg und Gläser 2001). Aber auch die Möglichkeit einer grazileren Gestaltung der Prothese (Gendusa 1988) spielt eine Rolle. Bei der Ankopplung von partiellem Zahnersatz, vor allem in Form von Deckprothesen in Verbindung mit Zahnwurzeln und Implantaten, stellen dentale Magnetsysteme eine Alternative zu Steg- oder Druckknopfverankerungen dar (Gendusa 1988, Highton et al. 1986a, Jackson 1986). Mit Magnetsystemen stehen Verbindungselemente zur Verfügung, die gerade in ungünstigen parodontalen und topographischen Situationen den Prothesenhalt noch verbessern können und auch von Patienten mit manuell eingeschränkter Geschicklichkeit leicht zu handhaben sind (Coca und Wisser 1993).

Wie verschiedene klinische (Naert et al. 1994, Tiller et al. 1995) und In-vitro Untersuchungen (Heckmann et al. 2003, Hofmann 1997, Jäger und Wirz 1989, Jäger und Wirz 1994) zeigten, liegt ein Vorteil der Magnetsysteme außerdem bei der Auskoppelung der Magnetverankerung beim Auftreten von überhöhten Kräften, so dass eine Überlastung der häufig parodontal vorgeschädigten Wurzeln oder kurzen Implantate vermieden werden kann (Blankenstein 2002). Spannungsanalysen mit verschiedenen hybridprothetischen Suprakonstruktionen belegten, dass Magnetverankerungen im Vergleich zu Knopfanker-, Teleskop- oder Stegverbindungen bei Belastung die geringsten Kräfte auf das Implantat oder die Wurzel übertragen (Jäger und Wirz 1989). Ein weiterer Vorteil besteht in der Möglichkeit der vergleichsweise einfachen prothetischen Versorgung von dysparallelen, osseointegrierten Implantaten (Tinschert et al. 1997).

In ersten klinischen Studien konnte eine zufriedenstellende Retention magnetverankerter Deckprothesen erreicht werden, wenn eine Mindestanzahl an

Magnetankern nicht unterschritten wurde. Dabei waren für einen sicheren Prothesenhalt im Unterkiefer in der Regel zwei frontal in den Eckzahnregionen gelegene Magnetanker ausreichend, im Oberkiefer hingegen erschien eine höhere Anzahl von mindestens 3 bis 4 Magnetankern notwendig (Tinschert et al. 1997, Tiller et al. 1995, Wirz et al. 1994).

In der Regel besteht ein solches Magnetsystem aus einem in der Prothesenbasis fixierten Magnet und einem aus einer ferromagnetischen Palladium–Cobalt–Legierung hergestellten Gegenanker, der entweder in Form einer Wurzelkappe oder als Implantatabutment in den Mund eingebracht wird. Heute kommen von ihrem technischen Aufbau unterschiedliche Arten von Magnetsystemen zum Einsatz.

1.1 Grundlagen des Magnetismus

Magnete sind Körper, die per definitionem andere Körper mit bestimmten physikalischen Eigenschaften anziehen oder abstoßen. Man unterscheidet zwischen Elektro- und Dauermagneten, die durch elektrische Ströme entstehen bzw. aus bestimmten Werkstoffen mit magnetischen Eigenschaften hergestellt werden.

Alle Formen von Magnetismus lassen sich auf die Bewegung elektrischer Ladung oder das magnetische Moment von Elementarteilchen als Folge ihres Spins zurückführen. Der Spin kommt zum einen durch den Eigendrehimpuls der elektrisch negativ geladenen Elektronen zustande, zum anderen durch den mechanischen Bahndrehimpuls, der durch die Bewegung der Elektronen um den Atomkern bedingt ist. Jede bewegte Ladung erzeugt in ihrer Umgebung ein magnetisches Feld und so entsprechen die mechanischen Momente der bewegten elektrischen Ladung auch dem magnetischen Moment. Das magnetische Moment eines Atoms ist die Summe aus Bahn- und Spinmomenten aller Elektronen und der vernachlässigbaren magnetischen Momente des Kerns. Wenn sich alle Bahn- und Spinmomente gegenseitig kompensieren, ist das magnetische Atommoment gleich Null. Wird ein Atom einem magnetischen Feld ausgesetzt, so bewirkt sein magnetisches Moment, dass es je nach Ausrichtung seines Spins unterschiedliche Energiemengen aufnimmt. Hierbei treten Wechselwirkungen zwischen Elektronen und Atomkern oder Elektronen untereinander auf. Diese Phänomene macht man sich zum Beispiel in der Kernspintomografie zunutze.

Die Kraftwirkungen zwischen magnetischen bzw. magnetisierbaren Stoffen oder Gegenständen werden durch das magnetische Feld beschrieben, das einerseits auf

diese Stoffe wirkt und andererseits von ihnen ausgeht. Jeder Magnet besitzt einen positiv geladenen Nordpol und einen negativ geladenen Südpol, an denen die magnetischen Felder besonders stark sind (Claußen 2001). Sogenannte Feldlinien geben sowohl die Richtung des magnetischen Feldes bzw. des magnetischen Flusses an, als auch die Stärke des Magneten. Die Feldlinien treten an den Polen aus und verlaufen in Form eines geschlossenen Kreises definitionsgemäß vom Nord- zum Südpol. Magnete mit dicht beieinanderliegenden Feldlinien sind stärker als solche, bei denen diese weiter streuen.

Das magnetische Feld übt eine Kraft auf andere Magnete oder magnetisierbare Körper aus und richtet diese dabei aus. Hierbei ziehen sich ungleichnamige Pole an, gleichnamige stoßen sich ab (Noar und Evans 1999). Die Stärke eines Magnetfeldes wird durch die magnetische Flussdichte mit der SI-Einheit „Tesla“ beschrieben.

Wird ein magnetisierbarer Werkstoff, ein sogenanntes ferromagnetisches Material wie z. B. Eisen, Kobalt oder Nickel, einem starken, externen Magnetfeld ausgesetzt, so bildet der magnetisierte Körper ein eigenes Magnetfeld aus. Auf diese Weise magnetisierte Körper werden Dauer- oder Permanentmagnete genannt. Nach der Erstmagnetisierung verbleibt ein hoher Anteil Magnetismus in ihnen, zu dessen Beseitigung wiederum ein starkes Gegenfeld erforderlich ist. Die nach Abschalten des externen Feldes verbleibende Flussdichte (B) wird als Remanenz (B_r) bezeichnet. Die für das Verschwinden der Flussdichte notwendige entmagnetisierende Feldstärke (H) ist als Koerzitivfeldstärke (H_c) definiert. Leicht zu magnetisierende bzw. entmagnetisierende Materialien mit geringer Koerzitivfeldstärke werden als weiche, solche die magnetische Eigenschaften dauerhaft behalten und somit zu Dauermagneten werden, als harte Magnete bezeichnet (Riley et al. 2001).

Verschiedene Kenngrößen geben Auskunft über Materialeigenschaften und Stärke der magnetischen Legierungen (Tab.1).

Tab.1 Kenngrößen von Permanentmagnetwerkstoffen

Kenngrößen von Permanentmagnetwerkstoffen			
Kenngröße	Formel / Abkürzung	SI Einheit	Aussage über:
Energieprodukt	$B \times H \text{ max}$	[J/m ³]	Leistungspotential
Koerzitivfeldstärke	H _c	[A/m]	magnetische Stabilität
Remanenz	Br	[Tesla]	Flußdichte (Haftkraft)
Temperatur- abhängigkeit	TK(Br)	[%/K]	Temperaturkoeffizient
	T _c	[°C]	Curie-Punkt
	T _{max}	[°C]	max. Einsatztemperatur

Das maximale Energieprodukt ($(B \times H)_{\text{max}}$), welches sich aus dem Produkt der Flussdichte (B) und Feldstärke (H) zusammensetzt, beschreibt die maximal aufspeicherbare magnetische Energie und dient als Materialkonstante zur Beurteilung von Dauermagnetwerkstoffen.

Magnetische Eigenschaften sind deutlich temperaturabhängig. Hierbei geben Temperaturkoeffizient ($TK_{(Br)}$), maximale Einsatztemperatur (T_{max}) und Curie-Temperatur (T_c) diese Abhängigkeit vor. Der Temperaturkoeffizient ($TK_{(Br)}$) ist eine Materialkonstante, die Aussage darüber erlaubt, wie stark sich die Remanenzflussdichte bei unterschiedlichen Temperaturen verändert. Bei Überschreitung der maximalen Einsatztemperatur (T_{max}) ist die Induktionsänderung irreversibel und nur durch Aufmagnetisieren rückgängig zu machen. Dieser Temperaturbereich beginnt für SmCo-Magnete bei etwa 220°C, für NdFeB-Legierungen bei 100°C (Blankenstein 2002). Durch Erhitzen auf Temperaturen oberhalb der Curie-Temperatur (T_c) kommt es zur völligen Entmagnetisierung. Der ursprüngliche Zustand kann nur wiederhergestellt werden, wenn das Metallgefüge der

Magnetlegierung durch die Erwärmung nicht verändert wurde. Auch starke externe Magnetfelder führen zu einer Entmagnetisierung (Blankenstein 2002).

Besonders starke Magnete werden durch Sinterung sogenannter „Seltener Erden“ wie z.B. Samarium-Cobalt oder Neodym-Eisen-Bor, aus der Gruppe der Lanthanoide, gewonnen. Durch ihr hohes maximales Energieprodukt $(B \times H)_{\max}$ gelang es Magnetsysteme zu fertigen, die auch bei geringer Baugröße die nötige Retentionskraft aufwiesen. (Walmsley 2002)

1.2 Magnete in der zahnärztlichen Prothetik

1.2.1 Historischer Überblick

Schon in den frühen sechziger Jahren des zwanzigsten Jahrhunderts wurden Versuche unternommen, Magnete zur Stabilisierung von Zahnersatz heranzuziehen. Unter Ausnutzung der Abstoßungskraft gleichnamig gepolter Permanentmagnete wurden anfangs großvolumige, teflonbeschichtete Aluminium–Nickel–Cobalt–Magnete („AlNiCo-Magnete“) paarweise in die Basen von Totalprothesen bei stark atrophierten Alveolarfortsätzen integriert (Freedman 1953). Die Problematik dieses Vorgehens bestand jedoch in den sich durch die Abstoßung der gleichnamig gepolten Magnete rasch verschiebenden Prothesenbasen (Gendusa 1988). Auch Versuche Magnete in die Kieferbasen zu implantieren und die gegenpolige Anziehung der in die Prothesenbasis eingearbeiteten Magnete auszunutzen schlugen fehl und führten dazu, dass durch die konstante Anziehungskraft eine Wanderung des implantierten Magneten aus dem Alveolenknochen heraus durch die Gingiva stattfand (Behrman 1960, Behrman 1964, Gendusa 1988, Gillings 1981). Zudem zeigte sich bald, dass sehr große Kräfte der Magnete nötig waren, um die gewünschte Retention der Prothesen zu erreichen. Diese klinischen Untersuchungen wurden mit den geringer dimensionierten Platin-Kobalt-Magneten fortgesetzt, scheiterten jedoch neben funktionellen Problemen an hohen Kosten, geringer Verfügbarkeit und schwieriger Verarbeitung (Riley et al. 2001).

In den späten sechziger Jahren wurde zum ersten Mal der Einsatz der Seltene-Erde-Legierung Samarium-Cobalt diskutiert (Becker 2007). Mitte der siebziger Jahre wurden SmCo-Magnete für kieferorthopädische Geräte und Zahnersatz verwendet (Blechmann 1985). In den achtziger Jahren kam neben den recht kostenintensiven SmCo-Magneten die Seltene-Erde-Legierung Neodym-Eisen-Bor zum Einsatz. Letztere vereinigte erstmals hohe, dauerhafte Magnetkraft bei geringer Baugröße und

geringeren Herstellungskosten als die bisher verwendeten SmCo-Magnete (Walmsley 2002). Seit den achtziger Jahren des letzten Jahrhunderts wurde der Einsatz von Magnetattachments in Verbindung mit endossalen Implantaten beschrieben (Carlyle et al. 1986, Jackson 1986). Dabei war ihr Anwendungsbereich anfangs auf spezielle Indikationsgruppen wie die kranio-faziale Defektprothetik und Epithetik beschränkt (Federspil et al. 1998). Mittlerweile haben sich Magnetattachments auch für die Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz auf Implantaten erfolgreich etabliert (Burns et al. 1995b, Burns et al. 1995a, Cacaci et al. 1998, Carlyle et al. 1986, Chan et al. 199, Hofmann M 1997, Naert et al. 1992, Setz et al. 1998, van Waas et al. 1996, Walmsley et al. 1993, Walmsley und Frame 1997, Wirz et al. 1993a). Die geringe Korrosionsbeständigkeit der Seltene-Erde-Magnetlegierungen erfordert jedoch eine Kapselung der Magnete mit einer korrosionsresistenten und inerten Metallhülle (Tinschert et al. 1997).

1.2.2 Einteilung der Magnetsysteme

Heute kommen unterschiedliche Arten von Magnetsystemen hinsichtlich ihres technischen Aufbaus zum Einsatz. Das z. Zt. vorwiegend verwendete Magnetmaterial ist die Seltene-Erde-Legierung Neodym-Eisen-Bor ($\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$), welche Mitte der achtziger Jahre entwickelt wurde und zu den stärksten auf dem Markt befindlichen magnetischen Materialien gehört (Walmsley 2002). Auch die Seltene-Erde-Legierung Samarium-Cobalt (SmCo_5 oder $\text{Sm}_2\text{Co}_{17}$), die in den frühen sechziger Jahren entwickelt wurde, findet ihre Verwendung in der Prothetik. Die NdFeB-Legierung vereint bessere magnetische Eigenschaften. Zu nennen ist hier beispielsweise ein höheres Energieprodukt bei geringerer Dimensionierung und geringeren Kosten als bei SmCo-Magnetlegierungen (Walmsley 2002).

Magnetsysteme kommen in Verbindung mit noch vorhandenen natürlichen Zahnwurzeln oder mit Implantaten zur Anwendung. Hierbei werden die dekapitierten und präparierten Ankerzähne mit einer individuell gefertigten, meist gegossenen Wurzelkappe oder mit einem industriell hergestellten Stift mit okklusalem Plateau versehen. Dieses Wurzelkappen- bzw. Kappen-Stift-System wird auch „Keeper“ genannt. Die Kappe besteht entweder aus einer weichen, das heißt leicht zu magnetisierenden Legierung, oder ein Magnet wird in diese Wurzelkappe eingearbeitet. Der gegensätzlich gepolte Magnet wird in die Prothesenbasis einpolymerisiert (Gendusa 1988, Wisser et al. 1996, Tinschert et al. 1995).

Bei der Versorgung mit kombiniert festsitzend-herausnehmbarem Zahnersatz wird die Verbindung zwischen abnehmbaren und festsitzenden Anteilen durch Verbindungselemente, sogenannte „Attachments“, gewährleistet.

Sollen Magnetsysteme den Halt implantatgetragener Deckprothesen verbessern, so trägt das Implantat als Verbindungselement zur Prothese ein „Abutment“, das entweder wie die Wurzelkappen aus einer ferromagnetischen Legierung besteht, oder selbst einen Magneten enthält. Wie auch schon bei den Wurzelkappensystemen befindet sich der Gegen-Magnet in der Prothesenbasis (Abb.1) (Walmsley 2002).



Abb. 1 konfektionierter Wurzelstift („Keeper“) aus ferromagnetischer Legierung mit Prothesen-Magnet (links: Post Keeper-MagnaCap Maxi, Fa. Technovent), Implantatabutment mit integriertem Magnet und korrespondierendem Prothesen-Magnet (rechts: Titanmagnetics Z-Line, Fa. Steco)

Man unterteilt die auf dem Markt befindlichen Magnetattachments in Mono- und Duo-Systeme (Blankenstein 2001, Abb.2, Seite 8). Bei den Mono-Systemen entsteht die Magnetkraft zwischen dem Prothesenmagneten und einer ferromagnetischen Speziallegierung, aus der individuelle Wurzelkappen gegossen werden oder konfektionierte Implantatabutments zum Einsatz kommen (Blankenstein 2002). Bei

diesen Systemen besteht der im Munde befindliche Anteil des Magnetpaares aus einer „weichen“ Legierung ohne eigenes statisches Magnetfeld (Riley et al. 2001). Ein Duo-System besteht aus zwei ungleichnamig gepolten Magneten, von denen sich einer dauerhaft in der Mundhöhle befindet. Dieser auch als Primärmagnet bezeichnete Teil des Magnetsystems wird in einer individuell angefertigten Wurzelkappe verklebt oder als Abutment auf ein Implantat geschraubt, der Sekundärmagnet in den herausnehmbaren Zahnersatz einpolymerisiert (Blankenstein 2002).

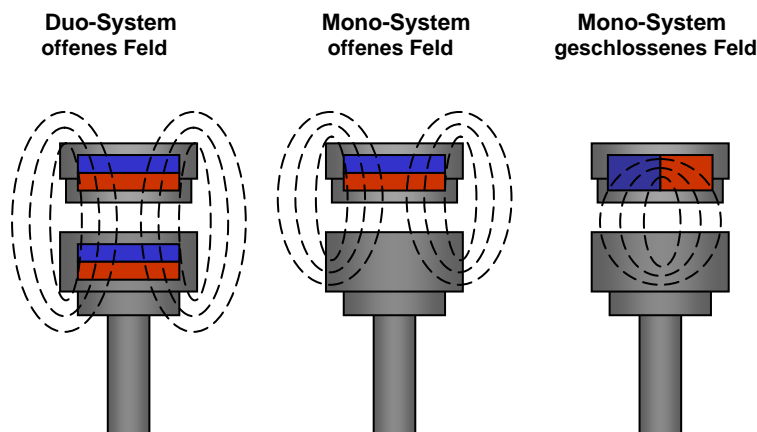


Abb.2 Unterschiedlicher Feldlinienverlauf und Magnetkernanordnung bei Duo-/Mono-Magnetsystemen mit offenem / geschlossenem Feld (schematisch)

Weiterhin wird zwischen offenen und geschlossenen Magnetsystemen unterschieden (Riley et al. 2001, Abb.2). Bei den offenen Systemen existiert ein statisches Magnetfeld um die in Kontakt stehenden Magnetpaare. Hierbei stehen die sich anziehenden Pole senkrecht aufeinander und die magnetischen Feldlinien streuen in das umgebende Gewebe. Speisereste oder dauerhafte Ablagerungen wie Zahnstein können zu einer Separation der korrespondierenden Magnetpaare führen (Riley et al. 1999). Werden die ungleichnamig gepolten Magnete separiert, so kommt es zu einem nichtlinearen Abfall der magnetischen Haftkraft. Eine Selbstzentrierung der Prothese ist weiterhin möglich.

Bei den geschlossenen Systemen wird das magnetische Feld bauart-bedingt größtenteils innerhalb des in Kontakt stehenden Magnetpaares gehalten (Gillings 1981) und streut somit weniger in seine Umgebung. Das Magnetfeld im Mundraum wird somit reduziert (Riley et al. 2001, Abb.2).

Die Effektivität der magnetischen Verankerung ist im Vergleich zu einem offenen System gleicher Größe erhöht. Geschlossene Magnetsysteme zeigen höhere retentive

Eigenschaften als offene, jedoch ist bei den offenen Systemen der Kraftabfall bei zunehmendem Abstand der Magnetpaare bzw. Magnet-Abutment- oder Magnetanker-Keeper-Paare geringer (Akaltan und Can 1995, Highton et al. 1986a).

1.2.3 Mechanische Eigenschaften der Magnetsysteme

Ein wichtiges Kriterium für die Auswahl von Verankerungselementen ist deren Retentionskraft (Burns et al. 1995a, Naert et al. 1994). Die Angaben über die jeweils ausreichende Retentionskraft bewegten sich in der Vergangenheit zwischen 19,9N (Bates 1963) und 0,2N (Hargraves und Foster 1976). Um eine ausreichende Retention zu gewährleisten ohne das umgebende Gewebe zu schädigen, scheinen Kräfte zwischen 4N und 10N wünschenswert (Lehmann und Arnim 1978). Bei Magnetattachments wird speziell zwischen der initialen, maximalen Haftkraft und dem dynamischen Kraftverlauf bei wachsendem Polabstand unterschieden. Jedoch zeigten frühere Untersuchungen, dass die Maximalkraft eines Magneten häufig unter dem vom Hersteller angegebenen Wert lag (Dias und Honkura 1998, Wisser et al. 1996).

Bei der Einteilung in Duo- bzw. Monomagnetsysteme ergeben sich für die jeweilige Gruppe spezifische Unterschiede, die vor allem in der Bauhöhe, der Materialwahl und der Sortimentbreite bedingt sind. Bei der Anwendung von Duo-Systemen auf Wurzelkappen haben diese einen großen vertikalen Platzbedarf. Die in der Wurzelkappe verarbeiteten Primärmagnete verlängern den extraalveolären Angriffshebel auf eventuell parodontal vorgeschädigte Zähne, während die in die Prothesenbasis eingearbeiteten Sekundärmagnete zu Problemen in der Zahnaufstellung, Prothesenfestigkeit und Ästhetik führen können. Bei Implantaten hingegen spielt das Platzangebot eine untergeordnete Rolle. Beide Systeme können je nach Bedarf angewendet werden. Mono-Systeme benötigen wesentlich weniger Platz und lassen sich damit unproblematisch auch bei geringem vertikalen Platzangebot einsetzen (Abb.3, S.9).

Hinsichtlich der Materialauswahl hat das Duo-System gegenüber Mono-Systemen den Vorteil, dass alle Systemkomponenten, also Implantat, Abutment und Magnetcontainer bzw. -kapsel aus einem Material z.B. Titan bestehen können (Blankenstein 2002). Ein weiteres Unterscheidungsmerkmal der Magneteinheiten liegt in der Haftkraft. Bei Duo-Systemen vergrößert sich der effektive Spalt zwischen den Polen und damit der für die Kraft wichtige Polabstand durch die zweimal vorhandene Kapselwandstärke. Andererseits fällt bei ihnen die Kraft mit wachsendem Polabstand nicht so rapide ab, was besonders bei epithetischer Versorgung wichtig ist.



Abb. 3 Unterschiedlicher Platzbedarf bei einem geschlossenen Mono-Magnetsystem (links: Magfit-IDN; Aichi, J) und einem offenen Duo-Magnetsystem (rechts: Titanmagnetics X-Line; Steco, D)

Frühere Studien belegten, dass bei Verwendung eines Magnetsystems mit einer aus einer ferromagnetischen Legierung individuell gefertigten Wurzelstiftkappe und einem gekapselten Magneten verschiedene Komponenten Einfluss auf die Magnetisierung der Wurzelstiftkappe und damit auf die Haftkraft des Magnet-Keeper-Systems haben. So sollte das okklusale Plateau der Wurzelkappe eine Stärke von mindestens 1 mm aufweisen und maschinell plan geschliffen sein. Hingegen hatten Stiftlänge und Kanalausdehnung keinen Einfluss auf die Retentionskraft. Der Anstellwinkel des Magneten zur Wurzelkappe hatte ebenfalls Einfluss auf die Haftung. Zudem führte eine Schrägstellung des Magneten zur punktuellen Druckbelastung an der Kapsel. Vorzeitiger Verschleiß bzw. Perforation der Kapsel können die Folge sein (Wisser et al. 1996).

Neben den Materialeigenschaften des Magneten (Drago 1991, Wirz und Schmidli 1990), den Eigenschaften der Keeperlegierung (Kawata et al 1981) und der Form der Wurzelstiftkappe hängt die Retentionskraft eines Magnetsystems entscheidend von dem Abstand zwischen Magnet und Keeper ab (von Fraunhofer et al. 1992). Dabei ist die Kraft, die zwei Magnete, bzw. Magnet und Keeper / Implantatabutment, aufeinander ausüben umgekehrt proportional zum Quadrat des Abstandes zwischen ihnen ($F=1/d^2$) (Noar und Evans 1999).

Ein weiteres Kriterium zur Beschreibung der mechanischen Eigenschaften ist der Kraftverlauf des Magnetsystems bei wachsendem Polabstand. Hierzu gibt es in der Literatur Untersuchungen zu Maximalkraft und dynamischem Kraftverlauf bei wachsendem Polabstand in Abhängigkeit von Abzugsgeschwindigkeit, Abzugswinkel, Magnetgröße, –stärke und –form (Akaltan und Can 1995, Chopra et al. 2007, Fizia et al. 2000, Nestle et al. 1999, Petropoulos et al. 2007, Tinschert et al. 1995, Wisser et al. 1996, Yatabe et al 2001).

Hierbei zeigte sich, dass eine Erhöhung der Abzugsgeschwindigkeit zu einer Verminderung der Anziehungskraft der Magnetsysteme führte. Untersuchungen zum dynamischen Kraftverlauf zeigten, dass bei einer geringen Abzugsgeschwindigkeit von 0,5 mm/min die initiale Kraft am größten und der Kraftabfall bei wachsendem Polabstand am geringsten ist (Akaltan und Can 1995, Chopra et al. 2007). Jedoch simulieren höhere Geschwindigkeiten und variierende Abzugswinkel genauer die Mastikationsbewegungen und die Kräfte, die dabei auf den magnetgetragenen Zahnersatz wirken und sind somit von größerer klinischer Relevanz (Chopra et al. 2007).

Auch Abzugswinkel und Wölbungsgrad der Magnetcontaineroberfläche beeinflussen die Kraft des jeweiligen Magnetsystems (Nestle et al. 1999, Petropoulos et al. 2007, Chopra et al. 2007). Dabei stellte sich heraus, dass bei Vergrößerung des Abzugswinkels auf bis zu 75° die maximale Anziehungskraft des Magnetsystems annähernd um die Hälfte abfiel (Nestle et al. 1999, Petropoulos et al. 2007, Yatabe et al 2001, Chopra et al. 2007). Magnetsysteme mit ebener Container- bzw. Abutmentoberfläche besitzen eine höhere maximale Anziehungskraft, jedoch sind sie Systemen mit gewölbter Oberfläche bei größeren Abzugswinkeln unterlegen (Chopra et al. 2007).

Eine weitere wichtige mechanische Eigenschaft der Magnete besteht darin, dass, im Gegensatz zu anderen Präzisions-Verbindungselementen, die Kraft auch nach langer Tragedauer und wiederholtem Ein- und Ausgliedern der Prothese nicht abnimmt (Dias und Honkura 1998, Jackson 1986, Setz et al. 1998).

Besonders bei zahnlosen und hochgradig atrophischen Kiefer mit nur einer geringen Anzahl sehr kurzer Implantate kann eine starre Verbindung zum Zahnersatz den Implantatverlust durch zu hohe Krafteinwirkung verursachen. Wie klinische (Naert et al. 1994, Tiller et al. 1995) und In-vitro Studien (Heckmann et al. 2003, Hofmann 1997) zeigten, verhindern speziell Magnetattachments durch rasche Entkopplung eine zu hohe oder ungünstige Krafteinwirkung auf die Implantate oder parodontal geschädigten Wurzeln. Auch stellten Magnetattachments eine einfache prothetische Versorgungsmöglichkeit bei nicht-parallelen Implantatpfeilern dar (Gillings 1993).

1.3 Grundlagen der Sterilisation von Medizinprodukten

In der Implantatprothetik gibt es den Wunsch zur sofortigen, intraoperativen oder um wenige Tage verzögerten, provisorischen oder definitiven Versorgung des Patienten mit Zahnersatz (Castellon et al. 2004, Lozada et al. 2004, Stricker et al. 2004).

Die zur Verankerung von Zahnersatz verwendeten Abutments gehören zu den Medizinprodukten und unterliegen damit gesetzlichen Vorgaben beim Einsatz in der Mundhöhle (Gesetz über Medizinprodukte, Zweiter Abschnitt, § 6 „Voraussetzungen für das Inverkehrbringen und die Inbetriebnahme“).

Medizinprodukte, die bei zahnärztlich-chirurgischen Eingriffen zum Einsatz kommen, sind nach Reinigung und Desinfektion zu sterilisieren und müssen steril am Patienten angewendet werden (Empfehlungen des Robert-Koch-Institutes („RKI“) zur „Infektionsprävention in der Zahnheilkunde – Anforderungen an die Hygiene“, 2006). Aufgabe der Sterilisation ist die Abtötung von Mikroorganismen einschließlich der Bakteriensporen bzw. die irreversible Inaktivierung von Viren.

Die Sterilisation wird in physikalische und chemisch-physikalische Verfahren eingeteilt. Zu den physikalisch-thermischen Verfahren zählen die Dampfsterilisation und Heißluftsterilisation, zu den nichtthermischen Verfahren die Sterilisation mit ionisierenden Strahlen und die Sterilfiltration. Zu den chemisch-physikalischen Verfahren gehört die Ethylenoxidsterilisation, Formaldehydsterilisation und die Plasmasterilisation.

Laut Empfehlung des Robert-Koch-Institutes sollte für Medizinprodukte die Dampfsterilisation zur Anwendung kommen (RKI-Empfehlungen „Infektionsprävention in der Zahnheilkunde – Anforderungen an die Hygiene“, 2006).

Die Sterilisationswirkung bei Dampfsterilisation beruht auf der durch Kondensation des Dampfes am Sterilisiergut freierwerdenden Energie, die durch Proteinkogulation den Zelltod bzw. die Inaktivierung von Viren herbeiführt (Heeg und Weingart 2000). In zahnärztlichen Praxen eingesetzte Kleinststerilisatoren arbeiten nach dem Prinzip des Strömungsverfahrens. Hierbei wird die im Sterilgut vorhandene Luft durch den einströmenden Dampf verdrängt.

Während der Sterilisation werden verschiedene Arbeitsphasen durchlaufen. In der ersten Phase, der Anheizzeit, wird das Wasser erhitzt und die Luft aus dem Nutzraum in dem sich das Sterilisiergut befindet, getrieben. Am Ende dieser Phase wird in der Steigzeit bis zur vorgeschriebenen Temperatur erhitzt und der Druck erhöht.

Die eigentliche Sterilisierzeit setzt sich aus Ausgleichszeit und Einwirkzeit zusammen. Die Ausgleichszeit ist dabei die Zeit, die vom Erreichen der Arbeitstemperatur im Innenraum bis zum Erreichen der Sterilisiertemperatur an allen Stellen im Sterilisiergut

benötigt wird. Die Einwirkzeit hingegen ist die Zeitspanne während der die für die Sterilisation wichtigen Parameter an allen Stellen im Sterilisiergut sichergestellt sein soll. Die abschließende Abkühlungszeit ist die Zeit vom Abstellen der Energiezufuhr bis zum Abfall der Temperatur auf 60°C.

Der Ablauf und die Einwirkzeiten der Dampfsterilisation orientieren sich an der Norm DIN EN 13060 „Dampf-Kleinsterilisatoren“. Die in der Norm vorgegebenen Mindesthaltezeiten betragen für eine Dampftemperatur von 120°C bei einem Überdruck von 1 bar 15 min. und für eine Temperatur von 134°C und einem Überdruck von 2 bar 3 min.

Magnetische Abutments werden auch intraoperativ und damit unter sterilen Kautelen auf den Implantaten verschraubt. Unsicherheit in der klinischen Anwendung besteht darüber, ob diese Temperatureinwirkungen einen Einfluss auf die magnetischen Eigenschaften derartig behandelter Magnetabutments ausüben.

1.4 Korrosion und Biokompatibilität dentaler Magnete

Zahnärztliche Materialien und Zahnersatz können potenziell allergisierende oder toxische Bestandteile enthalten, die bei klinischem Einsatz ungünstige biologische Auswirkungen haben. Zu diesen Materialien zählen z.B. Kunststoffe, Metalle für prothetische Versorgungen, chirurgische Instrumente oder kieferorthopädische Apparaturen und orale Antiseptika, die vor ihrem klinischen Einsatz streng auf ihre Auswirkung auf den Organismus überprüft werden müssen.

Die Interaktion zwischen dem biologischen Milieu in der Mundhöhle und der Phasenstruktur der Legierungsbestandteile bestimmt die Elementfreisetzung und damit auch die körperliche Reaktion auf die Korrosionsvorgänge (Wataha 2000). Korrosion ist hierbei definiert als Reaktion eines Werkstoffs mit seiner Umgebung, wobei eine messbare Veränderung an diesem bewirkt werden muss und es zu einer Beeinträchtigung des Bauteils oder des ganzen Systems kommen kann (Reisert 2001). Untersuchungen zeigten, dass Metalle in korrosiven Lösungen Ionen freisetzen. Hierbei wiesen Titan und Legierungen, die Chrom und Molybdän enthalten, nur geringe Korrosionstendenzen auf (Bayramoglu et al. 2000, Kedici et al. 1998). Die Resistenz von Titan und Chrom–Molybdän–Legierungen erklärt sich durch das Ausbilden einer oberflächlichen Passivschicht, die den Ionenaustritt aus der Körperoberfläche verhindert. Veränderungen des pH-Wertes im umgebenden Milieu hatten hierbei keinen Einfluss auf das Korrosionsverhalten dieser Legierungen (Bayramoglu et al. 2000).

Die Korrosionseigenschaften einer Legierung und damit ihre Biokompatibilität sind zum einen abhängig von der Legierungszusammensetzung und der Struktur der einzelnen metallischen Phasen innerhalb dieser Legierung und zum anderen stehen die Korrosionseigenschaften von Metallen in engem Zusammenhang mit ihrer Stellung in der elektrochemischen Spannungsreihe. Das jeweilige Elektrodenpotenzial, welches das Korrosionsverhalten des Metalls oder der Legierung beschreibt, ist neben der Legierungszusammensetzung auch abhängig von dem umgebenden Medium.

Der Grenzwert für Ionenfreisetzung metallischer Materialien wurde in DIN ISO 22674:2006 – „Metallische Werkstoffe für festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz und Vorrichtungen“ beschrieben und soll nach 7 Tagen einen Wert von $200 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ nicht überschreiten (Deutsches Institut für Normung e.V. 2007).

Die Korrosion metallischer Produkte ist auf verschiedene Arten messbar. So können Korrosionsvorgänge entweder allein visuell durch die Beobachtung der Probenoberfläche oder durch elektrochemische Tests, die die Elementfreisetzung indirekt über den Elektronenfluss messen, festgestellt werden (Ahmad et al. 2006, Drago 1991, Obatake et al. 1991, Wilson et al. 1997, Wirz und Schmidli 1990).

Die wohl wichtigste Möglichkeit ist die direkte quantitative Messung und Identifizierung der freigesetzten Elemente durch spektrometrische Methoden (Wataha 2000, Ahmad et al. 2006, Evans und McDonald 1995, Haoka et al. 2000, Hopp et al. 2003, Wirz und Schmidli 1990).

Andere Autoren bestimmten anhand von Veränderungen in der magnetischen Flussdichte oder der Retentionskraft das Ausmaß korrosiver Vorgänge (Ahmad et al. 2006, Yiu et al. 2004).

Versuche, Magnete zur Verankerung von Zahnersatz einzusetzen, scheiterten bislang häufig an der mangelnden Biokompatibilität der verschiedenen Magnetsysteme, besonders an ihrer hohen Korrosionsanfälligkeit in der Mundhöhle (Vrijhoff et al. 1987), nicht an funktionellen Mängeln der Magnete selbst (Wirz und Jäger 1991).

Korrosionsvorgänge an den Magnetsystemen traten nach zwei Mechanismen auf, entweder durch Schädigung der Kapsel oder Diffusion von Feuchtigkeit und Ionen durch undichte Fügspalte der aus mindestens zwei Teilen zusammengesetzten Kapsel oder Hülle (Riley et al. 2001).

In der Mundhöhle ablaufende Korrosionen konnten vom Patienten subjektiv empfunden werden. Die korrodierten Metalle waren mitunter als Ablagerungen in der Gingiva um den Zahnersatz herum sichtbar und können aus dem Reaktionsmilieu heraus in den Organismus einfließend Körperreaktionen verursachen. Bei anhaltender Korrosion entstehen, individuell beeinflusst, ungleichmäßige Abtragungen des Zahnersatzes. Als Folge der Abnutzung traten die Komponenten der Legierung als elektrisch geladene

Ionen an Transportproteine gebunden im umgebenden Parodont und in Körperflüssigkeiten auf. Der Nachweis von Bestandteilen der Legierungen im Gewebe um das Produkt und fernab in Blut und Urin erfolgt nur qualitativ. Bislang konnte keine Aussage über die Quantität der freigesetzten Ionen im biologischen Milieu gemacht werden. Somit ergibt sich keine klare Aussagemöglichkeit über möglich toxikologische Nebenwirkungen der freigesetzten Legierungsbestandteile und auch die Berechnung einer Schädigungsmenge und die sich ergebende Schädigungsfolge ist nicht voraussagbar. Die Menge freigesetzter Ionen aus edlen Legierungen liegt heute beim statischen Immersionstest unter $10 \mu\text{g}/7\text{d}/\text{cm}^2$ (Reisert 2001). Auch Seltene-Erde-Magnete, die in den letzten Jahren immer häufiger in der Prothetik zum Einsatz kamen, wurden hinsichtlich Biokompatibilität und Wirkung des sie umgebenden statischen magnetischen Feldes untersucht (Bondemark et al. 1994). Um zu verhindern, dass Ionen aus der Magnetoberfläche freigesetzt werden und mit den umgebenden Geweben reagieren, ist es erforderlich, den Magnetkörper in einer korrosionsresistenten, biokompatiblen Hülle („Container“ / „Kapsel“) zu verschließen. Frühere Korrosionsuntersuchungen zeigten nicht nur, dass die Korrosionseigenschaften und Biokompatibilität der Magnetsysteme von der Dichtigkeit der Container abhängig sind (Wirz et al. 1993b), sondern auch, dass die Korrosionsstabilität der Legierungen dieser Container und auch die Legierung der Abutments und Keeper von entscheidender Bedeutung waren (Tinschert et al. 1995). Als besonders korrosionsanfällig zeigten sich vor allem die magnetischen Gegenlegierungen, insbesondere, wenn sie nicht spaltfrei auf die Implantatpfeiler aufgebracht waren (Wirz und Jäger 1991, Drago 1991, Wirz et al. 1993a, Wirz et al. 1993b, Wirz et al. 1993c). Korrosionserscheinungen wurden somit in direkten Zusammenhang mit Implantat-Misserfolgen gebracht. So wies periimplantärer Knochen eine höhere Konzentration metallischer Korrosionsprodukte auf als peripherer (Guindy et al. 2004).

Erste Versuche die empfindlichen Magnetlegierung vor korrosiven Einflüssen zu schützen wurden mit einer „Proplast“-Ummantelung, einem Gemisch aus Polytetrafluorethylen und pyrolytischem Grafit, unternommen, die sich jedoch langfristig als nicht korrosionsschützend herausstellte (Riley et al. 2001). Weitere Versuche folgten unter Einsatz von Materialien wie Epoxidharzen (Blechmann 1985), Edelstahl (Cerny 1980b) oder Parylen-Beschichtungen (Vardimon et al 1991). Parylen ist beschrieben als ein inertes, hydrophobes, biokompatibles, polymeres Beschichtungsmaterial, das im Vakuum durch Kondensation aus der Gasphase als porenfreier und transparenter Polymerfilm auf das Substrat aufgetragen wird. Parylen-Beschichtungen schützten zwar vor unerwünschten, korrosiven Einflüssen, waren

jedoch in der Herstellung teuer und damit kommerziell nicht realisierbar (Bondemark et al. 1994). Korrosionserscheinungen wurden durch bestimmte Bakterienarten, wie *Streptokokkus sanguis*, oder ein aus verschiedenen Bakterienarten bestehenden Biofilm verstärkt, dem konnte aber durch Schutz des Magneten mit einer Kapsel oder einem Container vorgebeugt werden (Wilson et al. 1997)

Mit der Entwicklung einer neuen Fertigungstechnologie, bei der die magnetischen Legierungen in eine gasdichte, biokompatible Titanhülle eingeschlossen werden konnten, gelang der Durchbruch in der Magnetverankerung von Prothesen auf Implantaten (Jäger et al. 1998) oder vorhandenen Wurzeln. Diese laserverschweißten Metallkapseln aus unlegiertem Titan boten ausreichenden Schutz für die korrosionsanfälligen Magnetkerne (Tinschert et al. 1995, Wirz und Schmidli 1990, Wirz et al. 1993a, Wirz et al. 1993b) und machten sie für den Einsatz in der Mundhöhle tauglich, so dass sie eine wirksame Alternative zu den herkömmlichen Verankerungsmöglichkeiten darstellten (Tiller et al. 1995). Bei Magnetsystemen, die lediglich via Klemmpassung in die Kapsel eingearbeitet wurden und keine dichte Naht aufwiesen, bestand hingegen kein ausreichender Korrosionsschutz (Tinschert et al. 1995).

Das Hauptproblem aller modernen Magnetsysteme war die Dichtigkeit ihrer sehr dünnen Container, weshalb größte Vorsicht beim Umgang mit Schleifinstrumenten geboten ist. Auch permanentes Kippen vernachlässigter Prothesen über die Magnete kann zum Durchscheuern der Kapsel führen. Der Werkstoff würde dann rasch korrodieren und der eigentliche Magnetkörper sich auflösen (Blankenstein 2002). Bei Perforation der Magnetkapsel kommt es zu massiven Korrosionserscheinung des Magneten und die Korrosionsprodukte lagern sich auf der Prothese, Gingiva und Wurzelkappe ab (Wisser et al. 1996). In einer Studie wurde der signifikante Einfluss des Kapselmaterials auf das Korrosionsverhalten des Magnetsystems nachgewiesen. In dieser Studie wurden Magnetsysteme in verschweißten Titankapseln, sowie Magnete, die lediglich in ihren FeCrMo-Container gepresst wurden, analysiert. Die Prüfkörper und die korrespondierenden ferromagnetischen Attachments, bestehend aus einer Palladiumlegierung, kamen im Spaltkorrosionstest mit den Medien Eisenchlorid (10%), Kochsalz (0,9%) und künstlichem Speichel zur Untersuchung. Nach 100 Tagen Lagerung wurden die in Lösung gegangenen Ionen mittels Atomabsorptionsspektroskopie quantitativ und qualitativ ausgewertet. Hierbei stellte sich heraus, dass bei den titangekapselten Proben keine relevanten Korrosionsprodukte der Magnetlegierungen gefunden werden konnten. Die in FeCrMo-gekapselten Probekörper korrodierten in allen Medien an dem Stahlcontainer und im

Bereich des gepressten Spaltes. Die Gegenanker korrodierten besonders stark in Eisenchlorid (Wirz und Schmidli 1990).

Eine weitere Studie verdeutlichte ebenfalls die Notwendigkeit NdFeB- und SmCo-Magnete zu kapseln. Die Proben wurden 2 Tage bei 37°C in verschiedenen Korrosionslösungen wie NaCl (1%), Milchsäurelösung (1%), HCl (0,05%), Na₂S (0,1%) und künstlichem Speichel gelagert. Die Auswertung zeigte, dass vor allem die Lagerung in Milchsäure und HCl zu schwerwiegenden Korrosionserscheinungen und einem hohen Verlust der Retentionskraft führten (Kitsugi 1992).

Eine neue Legierung aus Eisen und Platin soll NdFeB in Zukunft ablösen. Durch einen hohen Platin-Anteil verspricht die Legierung eine hohe Korrosionsresistenz, bietet gute Magneteigenschaften und große Haftkraft in Verbindung mit kommerziellen Magnetsystemen (Watanabe et al. 2001). Als Indikator für Korrosionsvorgänge wurden Veränderungen in Abzugsdynamik und Retentionsverhalten herangezogen. Die Studie verglich FePt-Magnete mit ungekapselten NdFeB-Magneten. Die Probekörper wurden in drei verschiedenen Medien, dazu gehörten Milchsäurelösung (1%; pH=2,7), Natrium-Sulfid-Lösung (0,1%, pH=12) und künstlicher Speichel (pH=6,8), gelagert und nach achtundzwanzig und sechzig Tagen Abzugsversuche durchgeführt. Nach 7 Tagen waren alle NdFeB-Magnete in Salzsäure völlig aufgelöst und nach 28 bzw. 60 Tagen Lagerung in neutralem oder alkalischem Milieu zeigten sie signifikant niedrigere Abzugskräfte. Die PtFe-Magnete zeigten keinen Kraftverlust nach Lagerung in Säure oder künstlichem Speichel nach beiden Intervallen. Jedoch fiel die Kraft nach 28 und 60 Tagen Lagerung in alkalischem Milieu bereits um etwa die Hälfte ab (Yiu et al. 2004).

Magnetlegierungen aus PtFeNb wiesen nach Tests durch Elektronenstrahl-Mikroanalyse (EPMA) das gleiche, moderate Korrosionsverhalten auf wie chirurgisch verwendeter Edelstahl (Haoka et al. 2000).

Einen weiteren Hinweis auf Korrosionsvorgänge liefert die Änderung der magnetischen Flussdichte. Hierzu wurden verschieden gekapselte und ungekapselte NdFeB-Magnete hinsichtlich Flussdichteänderungen untersucht. Polytetrafluorethylen-, Parylen- und ungekapselte NdFeB-Magnete wurden 4 Wochen in Salzlösung gealtert und Korrosionstests unterzogen. Anfänglich zeigten die ungekapselten Magnete eine höhere Flussdichte als die gekapselten, jedoch behielten diese nach den vier Wochen mechanischer Bearbeitung ihre Magnetkraft. Eisen-Ionen wurden in allen Fällen gefunden (Ahmad et al. 2006).

Eine weitere Studie mit ähnlichem Inhalt untersuchte die Korrosionsstabilität von PdCo-Legierungen, die in Verbindung mit SmCo-Magneten zur Anwendung kamen. Die Ergebnisse zeigten deutliche Korrosionseffekte der Legierungen (Angelini et al. 1991).

Klinische Folgeuntersuchungen von 60 Magnetattachments zeigten, dass 68% der Wurzelkappen und 100% der Implantatabutments Verfärbungen und klinische Anzeichen für Korrosionsvorgänge aufwiesen (Drago 1991).

In den letzten Jahren richtete sich das Augenmerk auf mögliche gesundheitsschädigende Wirkung durch bestimmte Metalle in Biomaterialien (Wang und Li 1998). Verschiedene Studien versuchten, mögliche zytotoxische Eigenschaften gekapselter oder ungekapselter Seltene-Erden-Magnete auf unterschiedliche Zelltypen darzustellen. Auch die Wirkung des Magnetfeldes auf die umgebenden Gewebe ist von biologischem Interesse (Bondemark et al. 1994, Cerny 1980a, Donohue et al. 1995, Sandler 1989). In-vitro-Untersuchungen über reine Metalle sowie Metalllegierungen fanden heraus, dass bestimmte Metalle, vor allem Eisen, sowohl zytotoxisch wirkten, als auch Einfluss auf Zellwachstum und Zellvermehrung hatten (Kawahara 1968).

Frühere Literaturübersichten gaben keinerlei biologische Effekte von Magneten auf den Körper oder begrenzte Körperregionen an, wobei angenommen wurde, dass durch die schwache Potenzialdifferenz jeglicher magnetischer Effekt lokal begrenzt blieb (Blechmann 1978). Andere In-vitro-Untersuchungen zeigten ebenfalls keinen Einfluss der Magnete auf rote Blutkörperchen in magnetischer oder entmagnetisierter Form (Tsutsui 1979). In Tierversuchen eingesetzte Magnete wurden in fibröses Gewebe abgekapselt gefunden, jedoch waren keine makroskopischen Anomalitäten des umliegenden Gewebes sichtbar (Cerny 1980a). Neuere Studien untersuchten sowohl den zytotoxischen Effekt, als auch den des Magnetfeldes von NdFeB-Magneten auf Osteoblasten-ähnliche Zellen, indem die Fähigkeit der Zellen zur DNA-Synthese erfasst wurde. Die Zellen wurden in direkten oder indirekten Kontakt mit Parylenbeschichteten oder ungekapselten Magneten gebracht und der Einfluss auf die Zellproliferation beobachtet. Hierbei stellte sich heraus, dass bei den verwendeten NdFeB-Magneten ein biologischer Effekt des Magnetfeldes auf die Zellen nicht nachzuweisen war (Sandler 1989, Bondemark et al. 1994, Cerny 1980a). Jedoch belegten andere Studien den Einfluss eines statischen magnetischen Feldes, wie es durch Permanentmagnete verursacht wird, auf den Knochen und die Differenzierung und Proliferation von Osteoblasten (Darendeliler et al. 1995, Darendeliler et al. 1997, Yamamoto et al. 2003). Eine weitere Studie testete die Zelltoxizität von NdFeB-Magneten auf Mäusefibroblasten und auf Fibroblasten menschlicher Wangenschleimhaut in verschiedenen Zuständen: magnetisiert-ungekapselt, entmagnetisiert-ungekapselt, magnetisiert-parylengekapselt, entmagnetisiert-parylengekapselt (Donohue et al. 1995). Dabei richtete sich die Durchführung der Untersuchung nach ISO 7405: „Präklinische Beurteilung der Biokompatibilität von in der Zahnheilkunde verwendeten Medizinprodukten - Prüfverfahren für zahnärztliche

Werkstoffe“. Die Ergebnisse dieser Arbeit belegten, dass diese Magnetsysteme sowohl auf Mäusefibroblasten, als auch auf Fibroblasten menschlicher Wangenschleimhaut zytotoxisch wirkten (Donohue et al. 1995). Andere Studien verglichen in Miliporefilter- und Extraktionsversuchen die verschiedenen Seltene-Erde-Legierungen miteinander. Dabei stellte sich heraus, dass ungekapselte SmCo_5 -Magnete eine hohe Zelltoxizität aufwiesen, während ungekapselte $\text{Sm}_2\text{Co}_{17}$ -Magnete lediglich eine moderate Wirkung zeigten. Der zytotoxische Einfluss ungekapselter NdFeB-Magnete erwies sich als vernachlässigbar (Bondemark et al. 1994).

1.5 Zielsetzung

Ziel dieser Studie war die vergleichende Darstellung der mechanischen Eigenschaften dentaler Magnetsysteme auf natürlichen Zähnen und Implantaten hinsichtlich der maximalen Retentionskraft und dem dynamischem Kraftverlauf bei wachsendem Polabstand im Vergleich zu den Angaben der jeweiligen Hersteller. Weiterhin sollte die Fragestellung untersucht werden, ob eine Sterilisation der Magnetattachments vor intraoperativem Einsatz Einfluss auf die maximale Retentionskraft und das Abzugsverhalten ausübt. Darüber hinaus sollte das Korrosionsverhalten dieser Magnetverankerungen unter standardisierten Bedingungen getestet werden.

2 Material und Methode

2.1 Untersuchte Magnetsysteme

Es wurden 11 verschiedene Magnetattachments auf natürlichen Zahnwurzeln (Tab.2) und 12 verschiedene Magnetattachments für die Verwendung auf Implantaten (Tab.3, S.21) getestet.

Tab.2 Übersicht der getesteten Magnetattachments auf natürlichen Zahnwurzeln

Hersteller	Keeper/Insert/ Legierung	Prothesen- Magnet	Magnet- system	Magnet- feld	Magnet- legierung
Aichi Steel (Tokio, Japan)	Magfit DX 400	Magfit DX 400	mono	geschlossen	NdFeB
	Magfit DX 600.	Magfit DX 600.	mono	geschlossen	NdFeB
	Magfit DX 800	Magfit DX 800	mono	geschlossen	NdFeB
Dyna (Bergen op Zoom, Niederlande)	Direct-System-Keeper	WR-Magnet S3 small	mono	offen	NdFeB
	Direct-System-Keeper	WR-Magnet S5 standard	mono	offen	NdFeB
	E.F.M Alloy	WR-Magnet S3 small	mono	offen	NdFeB
	E.F.M Alloy	WR-Magnet S5 standard	mono	offen	NdFeB
Technovent (Leeds, Großbritannien)	Insert Keeper Mini	Magna Cap Mini	mono	geschlossen	NdFeB
	Insert Keeper Maxi	Magna Cap Maxi	mono	geschlossen	NdFeB
	Post Keeper Mini	Magna Cap Mini	mono	geschlossen	NdFeB
	Post Keeper Maxi	Magna Cap Maxi	mono	geschlossen	NdFeB

Bei den Magnetattachments auf Wurzelkappen wurden 7 geschlossene und 4 offene Mono-Systeme untersucht. Zu den geschlossenen Mono-Systemen gehörten die Magfit DX 400 / 600 / 800 Systeme der Firma Aichi und die Insert- bzw. Post Keeper Systeme der Firma Technovent. Die offenen Mono-Systeme wurden durch das Direct System und die individuell gefertigten Wurzelkappen der E.F.M. Legierung mit den WR-Magneten S3 und S5 der Firma Dyna vertreten. Bei den Magnetlegierungen handelte es sich ausschließlich um NdFeB.

Bei den Magnetattachments auf Implantaten wurden 4 offene Duo-Systeme, 2 offene Mono-Systeme und 6 geschlossene Mono-Systeme verwendet. Zu den offenen Duo-Systemen gehörten die X-Line-, Z-Line-, K-Line-Titanmagnetics der Firma Steco

(Hamburg, D), sowie das Komet MicroPlant System der Firma Brasseler (Lemgo, D). Die offenen Mono-Systeme wurden durch die Medical Sekundärteile mit den WR-Magneten S3 und S5 der Firma Dyna Dental Engineering (Bergen-op-Zoom, NL) vertreten. Zu den geschlossenen Mono-Systemen zählten die Magfit–Abutment Implantatsysteme der Firma Aichi Steel Corp. (Tokio, J) und die Magnabutment–MagnaCap Systeme der Firma Technovent Ltd. (Leeds, GB). Bei den Magnetlegierungen handelte es sich bei den Produkten X-Line-, Z-Line-, K-Line-Titanmagnetics um SmCo und bei den Implantat-Magnetsystemen der Firmen Aichi, Technovent, Dyna und Komet um NdFeB.

Tab.3 Übersicht der getesteten Magnetattachments auf Implantaten

Hersteller	Implantatabutment	Prothesenmagnet	Magnet-system	Magnet-feld	Magnet-legierung
Aichi Steel (Tokio, Japan)	Magfit-IP-IDN abutment	Magfit-IP-IDN dome type	mono	geschlossen	NdFeB
	Magfit-IP-IFN abutment	Magfit-IP-IFN flat type	mono	geschlossen	NdFeB
Brasseler (Lemgo, Deutschland)	Komet MicroPlant Primäranker	Komet MicroPlant Sekundäranker	duo	offen	NdFeB
Dyna (Bergen op Zoom, Niederlande)	Medical-Sekundärteile	WR-Magnet S3 small	mono	offen	NdFeB
	Medical-Sekundärteile	WR-Magnet S5 standard	mono	offen	NdFeB
Steco (Hamburg, Deutschland)	X-Line Titanmagnetics Insert	X-Line Titanmagnetics	duo	offen	SmCo
	Z-Line Titanmagnetics Insert	Z-Line Titanmagnetics	duo	offen	SmCo
	K-Line Titanmagnetics Insert	K-Line Titanmagnetics	duo	offen	SmCo
Technovent (Leeds, Großbritannien)	Magnabutment Mini	Magna Cap Micro	mono	geschlossen	NdFeB
	Magnabutment Mini	Magna Cap Mini	mono	geschlossen	NdFeB
	Magnabutment Maxi	Magna Cap Midi	mono	geschlossen	NdFeB
	Magnabutment Maxi	MagnaCap Maxi	mono	geschlossen	NdFeB

Alle verwendeten Magnete waren in laserverschweißten Containern gekapselt. Diese Kapseln bestanden aus Titan (Titanmagnetics X-/Z-/K- Line, Fa. Steco, Komet Micro Plant System, Fa. Brasseler), chirurgischem Edelstahl (WR-Magnet S3, - S5, Fa. Dyna), Titan-Edelstahllegierungen (Magna Cap Micro/Mini/Midi/Maxi, Fa. Technovent) oder Nicht-edelmetalllegierungen (Magfit-IP-IDN dome type/-IFN flat type, Fa. Aichi). Bei den ferromagnetischen Gegenlegierungen handelte es sich um palladiumhaltige Legierungen (E.F.M Alloy, Direct System Keeper, Medical Sekundärteile, Fa. Dyna) und ferritischen Edelstahl (Magnabutment, Fa. Technovent, Magfit Keeper DX 400 / 600 / 800, Fa. Aichi).

2.2 Herstellung der Probekörper

Aus den ferromagnetischen Gegenlegierungen für die Anfertigung von individuellen Wurzelkappen für das „Direct System“ der Firma Dyna wurden nach Herstellerangaben Probekörper mit dem entsprechenden Durchmesser des Prothesenmagneten gegossen.

Dazu wurden aus herkömmlichem Modellierwachs (Wachsdraht, Durchmesser 5 mm, Fa. Bego, Bremen, D) 5 plane Scheiben mit einem Durchmesser von 5 mm und 1 mm Höhe hergestellt und mit Guss-Stiften versehen. Die Einbettung der Gussobjekte erfolgte, wie vom Hersteller empfohlen, mit phosphatgebundener, graphitfreier Einbettmasse (DeguVest CF, Firma DeguDent, Hanau, D). Graphit könnte mit dem Palladium reagieren und eine Brüchigkeit des Gussmetalls verursachen. Die Einbettmasse wurde mit destilliertem Wasser in einem Verhältnis angerührt, das einer Expansion von 1,9 % entspricht. Nach Abbinden der Einbettmasse wurden die Muffeln bei 260°C dreißig Minuten ausgebrannt, dann wurde die Temperatur zum Vorwärmen schrittweise auf 850°C erhöht. Die Vorwärmzeit betrug weitere dreißig Minuten. Der Guss erfolgte dann im Vakuum-Druckgussgerät CI-IG (Fa. Heraeus Kulzer, Hanau, D) bei einer Temperatur von 1350°C in einem Graphit- und Kohlenstoff-freien, mit Flussmittel vorglasierten Keramiktiegel. Die Gussobjekte wurden im Anschluss mit Hartmetallfräsen (Fa. Komet, Lemgo, D) von den Guss-Stiften befreit, sorgfältig per Hand geglättet und mit braunen und grünen Metallpolierern (Fa. Brasseler, Lemgo, D) hochglanzpoliert.

2.3 Untersuchung des Retentionsverhaltens

2.3.1 Versuchsaufbau

Die mechanischen Versuche erfolgten in einer geeichten Universalprüfmaschine Z005 der Firma Zwick (Ulm, D) mit PC-Steuerung. Zur Adaptation und zum Schutz der Kraftmessdose (Kraftmessdose 50N, Fehlergrenze 0,2%) wurde mit einer nicht dehnbaren Kunststoffschnur mit einer Länge von 20 cm und einer Dicke von 1 mm (60 kg Reißfestigkeit, Dacron, Fa.Unifi Inc., Greensboro, USA) als Zugelement gearbeitet. Die Probenkörper wurden auf speziell gefertigten, nicht-magnetischen Messing-Probenträgern befestigt. Der mit der Zugtraverse verbundene, zylindrische Probenträger wies an seiner Spitze ein Plateau mit einem Durchmesser von 5 mm auf. Auf diesem Probenträger wurden die jeweiligen Prothesenmagneten mit Dental Sekundenkleber aufgebracht (Uhu Dent Sekundenkleber, Fa. Uhu GmbH, Bühl, D). Für den mit der Testmaschine verschraubten Anteil des Versuchsaufbaus wurden zur Aufnahme der Wurzelkeeper bzw. Implantatabutments zwei verschiedene Messingkörper angefertigt. Um die Wurzelkeeper zu untersuchen bestand der Messing-Probekörper ebenfalls aus einem Zylinder an dessen Spitze (\varnothing 5 mm) der Keeper aufgeklebt wurde. Zur Untersuchung der Implantatabutments wies der zweite Messingkörper einen Hohlraum auf, in den ein Implantat (ITI, Fa. Straumann, Basel, Ch) mit Klebewachs (Klebewachs violett, Plastodent K, Degussa, DeguDent GmbH, Hanau, D) eingebracht wurde.

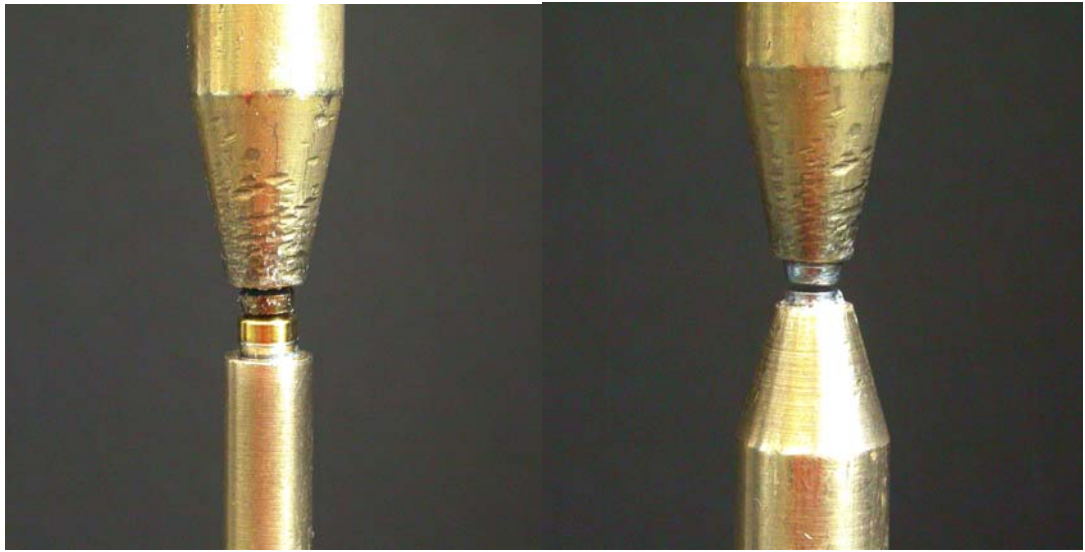


Abb. 4: individuell hergestellte Messing-Adapter zur Befestigung der Probekörper in der Testmaschine; unterer Anteil: Aufnahme des Implantatbutments bzw. Keeper (links: zylindrischer Hohlkörper mit eingebrachtem Implantat und aufgeschraubtem Abutment, rechts: aufgeklebter Wurzelkeeper) oberer Anteil re./li.: Adapter mit aufgeklebtem Prothesenmagneten

Der oben liegende Probenträger wurde über die Schnur mit der Kraftmessdose verbunden, der untere Probenträger wurde mittels Spannvorrichtung unbeweglich in der Maschine verschraubt (Abb.4 und 5). Durch diesen starren Aufbau sollte ein Verkanten der Attachments, sowie Auftreten von Querkräften während der Abzugsversuche verhindert werden. Außerdem war ein planparalleles Abziehen des oberen vom unteren Probenkörper gewährleistet.



Abb. 5 Versuchsaufbau in der Zwick Testmaschine

Da zum Zeitpunkt der Versuche keine allgemeingültigen Vorgaben für die Bestimmung der Weg-Kraft-Kennlinien für Magnetattachments existierten (Dias und Darvell 1995, Fizia et al. 2000, Wisser et al. 1996, Yiu et al. 2004), erfolgten die Messungen in Anlehnung an die Untersuchungen von Probst et al. (1998) und Fizia et al. (2000) mit einer Geschwindigkeit von 20 mm/min und einem Abzugsweg von 4,0 mm. Die in dieser Untersuchung verwendeten Parameter für die Testung der Retentionskraft von dentalen Magneten wurden in der Zwischenzeit durch die DIN 13992:2008 „Zahnheilkunde – Magnetische Retentionselemente“ umgesetzt und somit bestätigt. Voruntersuchungen zeigten, dass schon nach 2 mm bei der Mehrzahl der Produkte keine Retentionskräfte mehr nachzuweisen waren. Die Messungen wurden für jedes Magnetpaar zehnmal wiederholt.

2.3.2 Retentionsuntersuchung nach Sterilisation der Implantatabutments

Um den eventuellen Einfluss der Sterilisation von Implantatabutments auf deren magnetische Eigenschaften zu untersuchen, wurde ein Implantatabutment jeder Charge (Z-Line-, K-Line-, X-Line-Titanmagnetics Insert, Fa. Steco; Magfit-IP-IDN Abutment, Magfit-IP-IFN Abutment, Fa. Aichi; Magnabutment Mini/Maxi, Fa. Technovent; Medical Sekundärteile, Fa. Dyna) einzeln in Sterilisationsfolie eingeschweißt und in einem handelsüblichen Autoklaven (A35-B, Fa. WEBECO, Bad Schwartau, D) über 10 min bei 134°C nach dem fraktionierten Vakuumverfahren dampfsterilisiert und vakuum-getrocknet. Die Komet MicroPlant Abutments der Firma Brasseler wurden aus der Untersuchung herausgelassen, da sie vom Hersteller als nicht sterilisierbar deklariert waren. Danach wurden die sterilisierten Proben erneut auf ihre mechanischen Eigenschaften untersucht. Die Abzugsversuche wurden unter denselben Bedingungen wie vor der Sterilisation durchgeführt, erfasst und ausgewertet.

2.4 Versuche zum Korrosionsverhalten

2.4.1 Probenvorbereitung und Versuchsdurchführung

Um nach standardisierten Bedingungen vorzugehen wurde das Korrosionsverhalten im Sinne einer statischen Immersionsprüfung nach DIN EN ISO 10271:2001: „Korrosionsprüfverfahrens für dentale metallische Werkstoffe“ untersucht und die Vorbereitung der Probekörper und der Prüflösung wurde unter Befolgung dieser Normvorschrift vorgenommen. Jedes der getesteten Produkte bestand aus einem Prothesenmagneten und einem korrespondierenden Implantatabutment oder Wurzelkeeper. Von jedem Produkt wurden 4 Probekörper gleicher Bauart, das heißt Implantatabutment, Keeper oder Prothesenmagnet, zur Untersuchung herangezogen. Als Positivprobe wurde ein ungekapselter SmCo-Magnet in die Untersuchung miteinbezogen. Anders als in DIN EN ISO 10271:2001, die nur eine Untersuchung nach 7 Tagen vorsieht, erfolgte die Lagerung in der Korrosionslösung in Intervallen von 1, 4, 7 und 28 Tagen um eine eventuelle Abhängigkeit von der Zeit darzustellen. Bei der Auswertung der in Lösung gegangenen Ionen wurde der Wert nach 7 Tagen rechnerisch aus der Summe der ersten drei Intervalle ermittelt um ihn mit dem in DIN 22674:2006 angegebenen Grenzwert vergleichen zu können.

Alle Attachments wurden vor der Untersuchung 2 Minuten lang im Ultraschallbad in Ethanol gereinigt, danach mit destilliertem Wasser abgespült und mit öl- und wasserfreier Druckluft getrocknet. Da eine Verunreinigung der Proben bei der Verwendung von Glas nicht ausgeschlossen werden konnte, wurden anstatt der in DIN geforderten Glasbehälter Polypropylen-Probenröhrchen (Fa. TPP, Trasadingen, Schweiz) verwendet, um eine Verfälschung der Ergebnisse zu verhindern. Jedes Attachment wurde in ein gesondertes, steriles PP-Röhrchen gegeben. Für jedes Prüfungsintervall wurde eine frische Prüflösung angesetzt. Dazu wurden 10,0 g 90%ige Milchsäure und 5,85 g Kochsalz in 300 ml destilliertem Wasser aufgelöst und mit Wasser auf 1000 ml verdünnt und der pH-Wert gemessen. Prüflösungen, deren Milieu nicht, wie in DIN EN ISO 10271:2001 gefordert, einen Wert von $\text{pH}=2,3$ ($\pm 0,1$) aufwiesen, wurden verworfen. Extrahiert wurde unter Einhaltung eines Oberflächen-Volumen-Verhältnisses von 1 cm^2 pro ml Prüflösung. Hierbei wurden Herstellerangaben über technische Baugröße des Magneten bzw. Abutments und Keeper als Grundlage zur Berechnung der jeweiligen Oberflächengröße der Probe verwendet (Tab. 4, S.28 und Tab. 5, S.29).

Um ein Verdunsten der Lösung zu verhindern wurden die Proben verschlossen und im Brutschrank bei 37°C ($\pm 1^\circ\text{C}$) für das jeweilige Intervall inkubiert.

Die Proben wurden nach jedem Intervall entnommen und in neue Röhrchen mit frischer Prüflösung gegeben und erneut inkubiert. Die analytische Auswertung der gewonnenen Probenflüssigkeiten erfolgte in den Laboratorien des Zentrums für Zahn-Mund- und Kieferheilkunde, Sektion „Medizinische Werkstoffkunde und Technologie“ der Eberhard-Karls-Universität Tübingen, Sektionsleiter Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer. Das Eluat wurde mittels optischer Emissionsspektrometrie (ICP–Emissionsspektrometer „Optima“ 4300 DV, Fa. Perkin Elmer, Waltham, USA) quantitativ auf die vom Hersteller angegebenen Legierungsbestandteile des jeweiligen Implantatabutments, Keepers oder Prothesenmagneten untersucht. Jedoch waren die Herstellerinformationen hinsichtlich der Legierungsbestandteile der Magnetkapseln und Abutments bzw. Keeper ungenau und beschrieben nicht die genaue Massenzusammensetzung der einzelnen Legierungsbestandteile.

Die untere Bestimmungsgrenze für die nachgewiesenen Ionen lag bei $0,05\mu\text{g/ml}$.

Tab.4 Abmessungen der Magnetattachments auf natürlichen Zahnwurzeln

Hersteller	Produkt Implantatabutment - Prothesenmagnet	Höhe (h) [cm]	Durchmesser (d) [cm]	Oberfläche Abutment / Magnet [cm ²]
Aichi Steel (J)	Magfit DX 400 Keeper	0,05	0,3	1,88
	Magfit DX 400	0,1	0,3	3,02
	Magfit DX 600 Keeper	0,07	0,36	2,83
	Magfit DX 600.	0,12	0,36	4,02
	Magfit DX 800 Keeper	0,08	0,4	3,52
	Magfit DX 800	0,13	0,4	4,84
Dyna (NL)	Direct System Keeper	0,43	0,4	7,16
	E.F.M. Alloy	0,1	0,5	5,66
	WR-Magnet S3 small	0,17	0,42	5,98
	WR-Magnet S5 standard	0,27	0,47	7,46
Technovent (GB)	Insert Keeper Mini	0,08	0,44	4,15
	Insert Keeper Maxi	0,08	0,51	5,37
	Post Keeper Mini	0,11	0,44	5,67
	Post Keeper Maxi	0,11	0,54	7,8
	Magna Cap Mini	0,32	0,45	7,71
	Magna Cap Maxi	0,39	0,55	11,49

Tab.5 Abmessungen der Magnetattachments auf Implantaten

Hersteller	Produkt Implantatabutment - Prothesenmagnet	Höhe (h) [cm]	Durchmesser (d) [cm]	Oberfläche Abutment / Magnet [cm ²]
Aichi Steel (J)	Magfit-IP-IDN abutment keeper	0,45	0,15	2,47
	Magfit-IP-IDN dome type	0,44	0,14	2,24
	Magfit-IP-IFN abutment keeper	0,4	0,15	2,47
	Magfit-IP-IFN flat type	0,44	0,13	2,06
Brasseler (D)	Komet MicroPlant Primäranker	0,25	0,44	5,65
	Komet MicroPlant Sekundär- anker	0,42	0,44	8,85
Dyna (NL)	Medical-Sekundärteile	0,3	0,4	6,28
	WR-Magnet S3 small	0,17	0,42	5,98
	WR-Magnet S5 standard	0,27	0,47	7,46
steco (D)	X-Line Titanmagnetics Insert	0,4	0,48	9,65
	X-Line Titanmagnetics	0,27	0,48	7,62
	Z-Line Titanmagnetics Insert	0,5	0,58	15,31
	Z-Line Titanmagnetics	0,32	0,58	11,02
	K-Line Titanmagnetics Insert	0,5	0,52	12,42
	K-Line Titanmagnetics	0,55	0,52	12,42
Technovent (GB)	Magnabutment Mini	0,21	0,44	5,94
	Magna Cap Micro	0,25	0,45	6,72
	Magna Cap Mini	0,32	0,45	7,71
	Magnabutment Maxi	0,21	0,51	7,45
	Magna Cap Midi	0,32	0,55	10,28
	Magna Cap Maxi	0,39	0,55	11,5

2.5 Datenverarbeitung und statistische Auswertung

Die Erfassung der Messwerte und deren statistische Auswertung erfolgte unter Verwendung des EDV-Programmes „Statistical Package for the Social Sciences“ (SPSS) für Windows, Version 11.5 (SPSS Science Inc., USA).

Bei der deskriptiven statistischen Auswertung der Retentionskraftmessungen wurden alle Meßwerte mit den entsprechenden Parametern wie Minimum, Maximum, arithmetischem Mittelwert, Standardabweichung, Standardfehler und dem Konfidenzintervall dargestellt. Dieses Intervall gibt den Bereich an, in dem mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% der Mittelwert in der Grundgesamtheit zu finden ist.

Unter der Fragestellung, ob der gefundene Mittelwert der Abzugsversuche eines Produktes vom Retentionswert laut Herstellerangaben abweicht, oder ob es sich um zufallsbedingte Abweichung handelt, wurden die beiden Werte miteinander verglichen und auf Signifikanz, also einen statistisch gesicherten Unterschied untersucht.

Um den möglichen Einfluss der Sterilisation einzelner Implantatabutments auf die mechanischen Retentionskräfte der Magnete darzustellen, wurden die gefundenen Mittelwerte nach Sterilisation mit denen vor Sterilisation verglichen und auf eine statistische gesicherte Differenz untersucht.

Dazu wurde bei beiden Fragestellungen der t-Test bei einer Stichprobe angewandt. Eine Irrtumswahrscheinlichkeit (p -Wert) von $\leq 0,05$ wurde als signifikant angesehen (Signifikanzniveau 5 %).

Die freigesetzten Korrosionsprodukte wurden mit dem in DIN EN ISO 22674:2006: „Metallische Werkstoffe für festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz und Vorrichtungen“ vorgegebenen Grenzwert ($g=200 \mu\text{g}/\text{cm}^2$) verglichen.

Um zu klären, ob die Ergebnisse lediglich durch zufallsbedingte Streuung vom Grenzwert abweichen oder ob es einen statistischen Unterschied gibt, wurden die beiden Werte durch den t-Test bei einer Stichprobe verglichen. Eine Irrtumswahrscheinlichkeit (p -Wert) von $\leq 0,05$ wurde als signifikant angesehen (Signifikanzniveau 5 %).

3. Ergebnisse

3.1 Mechanische Eigenschaften

3.1.1 Retentionskraft von Wurzelkeepersystemen

Bei den Wurzelkeepern betrug die höchste Abzugskraft 6,6N für das Post Keeper Maxi System in Verbindung mit dem Magna Cap-Maxi-Prothesenmagneten. Die geringste Abzugskraft lag bei 1,4N für eine individuell angefertigte Probe aus einer ferromagnetischen Legierung in Verbindung mit dem WR-S3 Magneten (Tab.6, S. 32).

Bringt man die Messwerte in Beziehung zum Abzugsweg so entstehen entsprechend der getesteten Systeme charakteristische Kurvenverläufe. Die entstandenen Kennlinien zeigten deutliche Unterschiede zwischen den einzelnen Produkten. So weisen geschlossene Mono-Systeme zwar im Vergleich zu Duo-Systemen hohe initiale Retentionswerte auf, jedoch fallen die Werte bei wachsendem Abstand von Magnet und Abutment rapide ab.

Die größten initialen Retentionskräfte fanden sich bei den geschlossenen Mono-Systemen, gefolgt von den offenen Duo- und Mono-Systemen. Bei einer Magnetdistanz von 0,1 mm lag eine vollständige Umkehrung der Kräfteverteilung vor (Abb.6 und 7, S.33).

Die Kraftwirkung der offenen Mono-Systeme hatte sich auf ca. ein Viertel reduziert, wohingegen die geschlossenen Mono-Systeme nur noch ca. 5 % der Ausgangswerte aufwiesen.

Tab. 6 Ergebnisse für Magnetsysteme in Verbindung mit natürlichen Wurzeln

Hersteller	Produkt	n	Magnetkraft n. Hersteller- angaben	gemessener	95% Konfidenz-		prozentuale Abweichung zw- Hersteller- angabe u. gemessenem Wert	Signifi- kanz- niveau p < 0,05
				Wert (Mittelwert)	intervall Min. Max.			
			[N]	[N]	[N]	[N]	[%]	
Aichi Steel (Japan)	Magfit DX 400	5	3,9	2,5	2,1	2,9	63,5	0,001
	Magfit DX 600	5	5,9	4,2	3,6	4,7	70,3	0,001
	Magfit DX 800	5	7,9	6,2	5,4	6,9	78	0,003
Dyna (Niederlande)	WR-Magnet S3 E.F.M. Alloy	5	2,9	1,4	1,3	1,5	47,2	0
	WR-Magnet S5 E.F.M. Alloy	5	4,9	2,1	2	2,2	42,5	0
	WR-Magnet S3 Direct System Keeper	5	2,9	1,4	1,3	1,6	50	0
	WR-Magnet S3 Direct System Keeper	5	4,9	2,1	2	2,2	43,1	0
Technovent (Groß- britannien)	Magna Cap Mini Insert Keeper Mini	5	4,0	2,8	2,5	3,1	70	0,001
	Magna Cap Maxi Insert Keeper Maxi	5	7,2	5,7	5,2	6,2	78,6	0,001
	Magna Cap Mini Post Keeper Mini	5	4,0	3,1	2,6	3,5	76,3	0,005
	Magna Cap Maxi Post Keeper Maxi	5	7,2	6,6	6,1	7	91,2	0,019

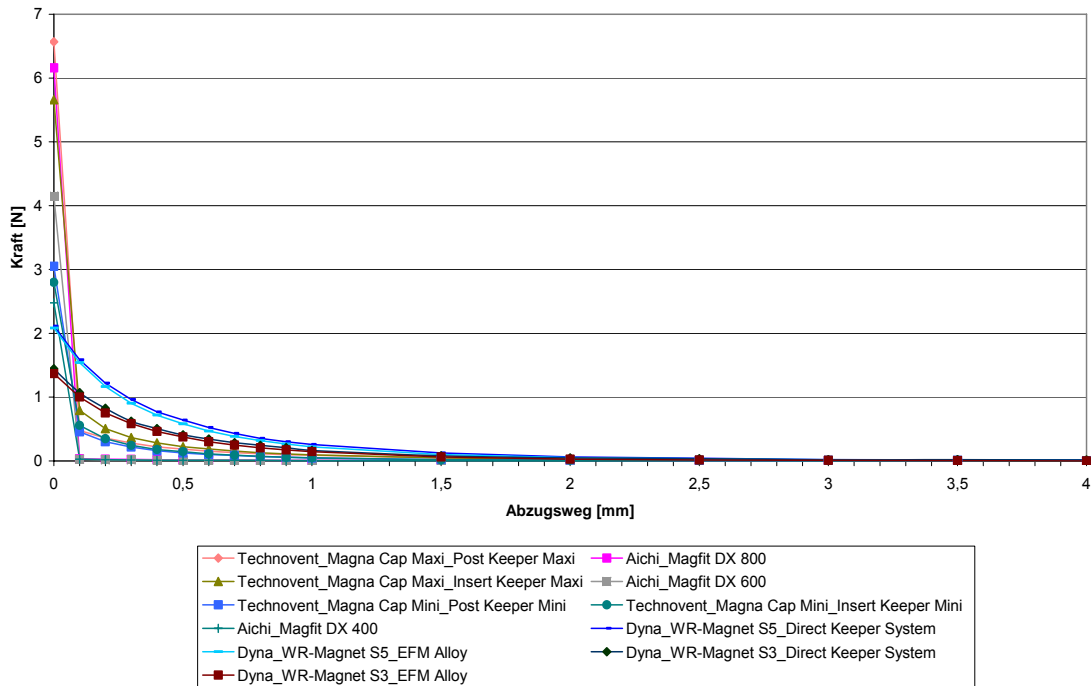


Abb.6 Kennlinien der Magnetattachments auf natürlichen Zahnwurzeln

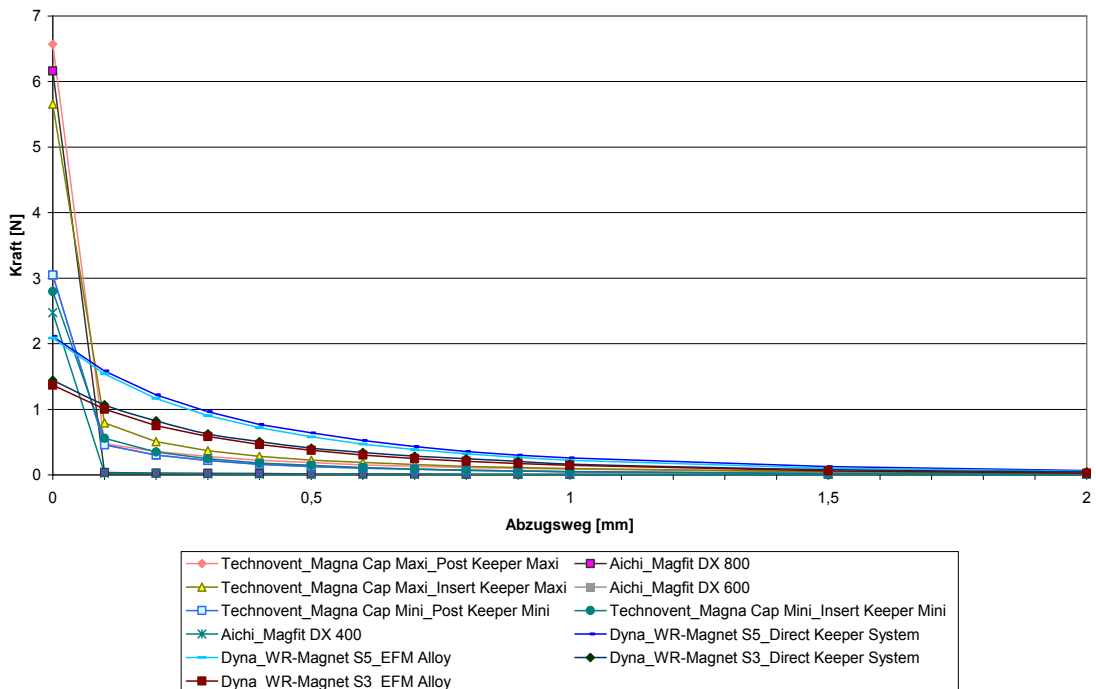


Abb.7 Kennlinien der Magnetattachments auf natürlichen Zahnwurzeln - Detailabbildung

Weiterhin wurden die prozentualen Abweichungen der Retentionskräfte von den jeweiligen Herstellerangaben bestimmt. Hierbei konnte in keinem Fall eine

Übereinstimmung gefunden werden. In einem Fall lag der Wert über 90 %, in 5 Fällen über 70 %. In 4 Fällen lagen die gemessenen Kräfte unter 50 % der Herstellerangaben. Die größte Übereinstimmung wurde für das Produkt Magna Cap Maxi in Verbindung mit dem Post Keeper Maxi gefunden. Der vom Hersteller angegebene Wert beträgt 7,2N, der ermittelte Wert 6,6N. Am weitesten lagen die Werte für das Produkt WR-Magnet-S3 in Verbindung mit einem individuell gefertigten Probekörper aus E.F.M. Alloy auseinander. Die maximale Haftkraft soll laut Hersteller 2,9N betragen, es konnte jedoch nur ein Wert von 1,4N ermittelt werden.

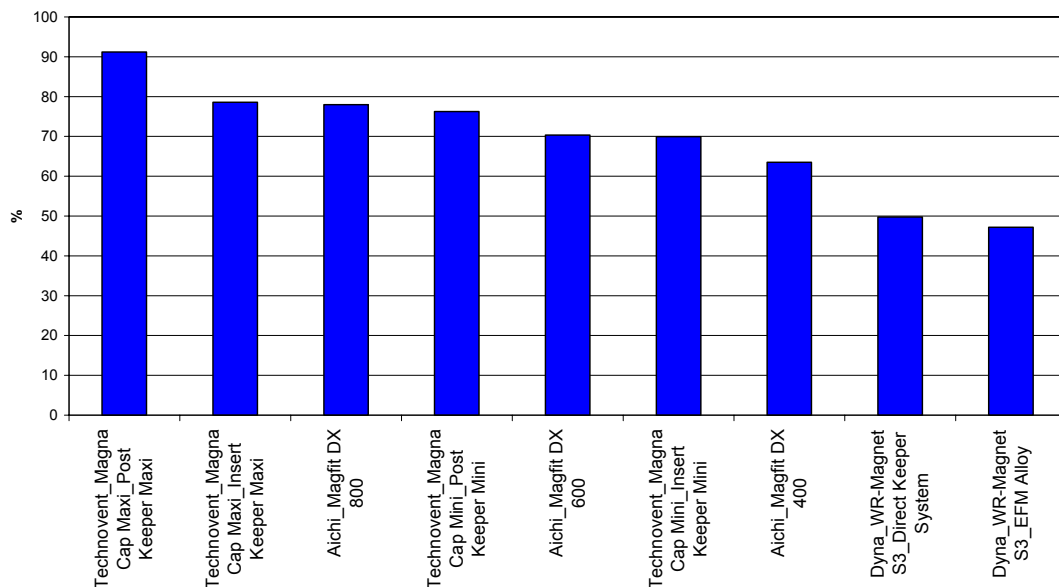


Abb.8: Vergleich Herstellerangaben – Magnetsysteme auf natürlichen Zahnwurzeln

3.1.2 Retentionskraft von Implantatabutments

Bei den Magnetattachments auf Implantaten betrug die höchste initiale Abzugskraft 5,8N für das Produkt Magnabutment Maxi in Verbindung mit dem MagnaCap Maxi. Die geringste Abzugskraft lag bei 0,7N für das MicroPlant-System (Tab.7, S.35).

Tab. 7 Ergebnisse für Magnetsysteme in Verbindung mit Implantaten

Hersteller	Produkt	n	Magnetkraft n. Hersteller- angaben	gemessener Wert (Mittelwert)	95%Konfidenz Interval		prozentuale Abweichung zw- Hersteller- angabe u. gemessenem Wert [%]	Signifikanz- niveau p < 0,05
					Min.	Max.		
			[N]	[N]	[N]	[N]		
Aichi Steel (Japan)	Magfit-IP BDN / IDN	5	5,9	4,8	4,13	5,4	80,8	0,008
	Magfit-IP BFN / IFN	5	6,4	5,3	4,8	5,9	83,4	0,005
Brasseler (Deutschland)	Komet MikroPlant	5	1,5	0,7	0,6	5,4	44,5	0
Dyna (Niederlande)	WR-Magnet S3	5	2,9	1,4	1,3	1,6	49,9	0
	WR-Magnet S5	5	4,9	2,1	2	2,3	43	0
steco (Deutschland)	K-Line	5	1,6	1,4	1,5	1,5	93,4	0,002
	X-Line	5	1,7	1,6	1,5	1,6	92,9	0,004
	Z-Line	5	3,0	3,0	2,9	3,1	99,4	0,612
Technovent (Groß- britannien)	Magna Cap Micro Magna Abutment Mini	5	3,0	2,6	5,1	6,4	86,93	0,008
	Magna Cap Mini Magna Abutment Mini	5	4,0	3,1	2,1	3,1	77	0,024
	Magna Cap Midi Magna Abutment Maxi	5	6,2	5,0	4,3	5,6	80,2	0,007
	Magna Cap Maxi Magna Abutment Maxi	5	7,2	5,8	2,4	3,8	80	0,004

Verglichen mit den Werten der Magnetsysteme mit natürlichen Wurzeln zeigten die gefundenen Kennlinien noch charakteristischere Kurvenverläufe auf. Auch hier besaßen die geschlossenen gegenüber den offenen Mono-Systemen die größeren Kraftwerte. Bei einer Magnetdistanz von 0,1 mm lag wiederum eine Umkehrung der Kräfteverteilung vor.

Während sich die Kraftwirkung der offenen Duo-Systeme auf ca. ein Drittel reduziert hatte, erzielten die geschlossenen Mono-Systeme noch ca. 5 % der Ausgangswerte. Die Werte der offenen Mono-Systeme bewegten sich dazwischen. Die Größe dieser Abzugskräfte ist von den jeweiligen Abmessungen der einzelnen Magneten abhängig. Bis auf ein Produkt konnten bei keinem Magnetsystem die vom jeweiligen Hersteller angegebenen maximalen Retentionskräfte gemessen werden.

In der Gruppe der Magnetsysteme in Verbindung mit Implantaten konnte nur für das Magnetsystem Z-Line eine annähernde Übereinstimmung von über 90 % gefunden werden. Hierbei lag der gemessene Wert bei 1,6N, der vom Hersteller angegebene Wert bei 1,7N. In 7 Fällen lag die Übereinstimmung bei über 75 %. In 3 Fällen lagen die gemessenen Kräfte unter 50 % der Herstellerangaben. Die größte Abweichung wurde für das Produkt WR-Magnet-S5 standard mit dem Medical Sekundärteil festgestellt. Der Hersteller gibt die Maximalkraft mit 4,9N an, experimentell konnte jedoch nur ein Wert von 2,1N ermittelt werden.

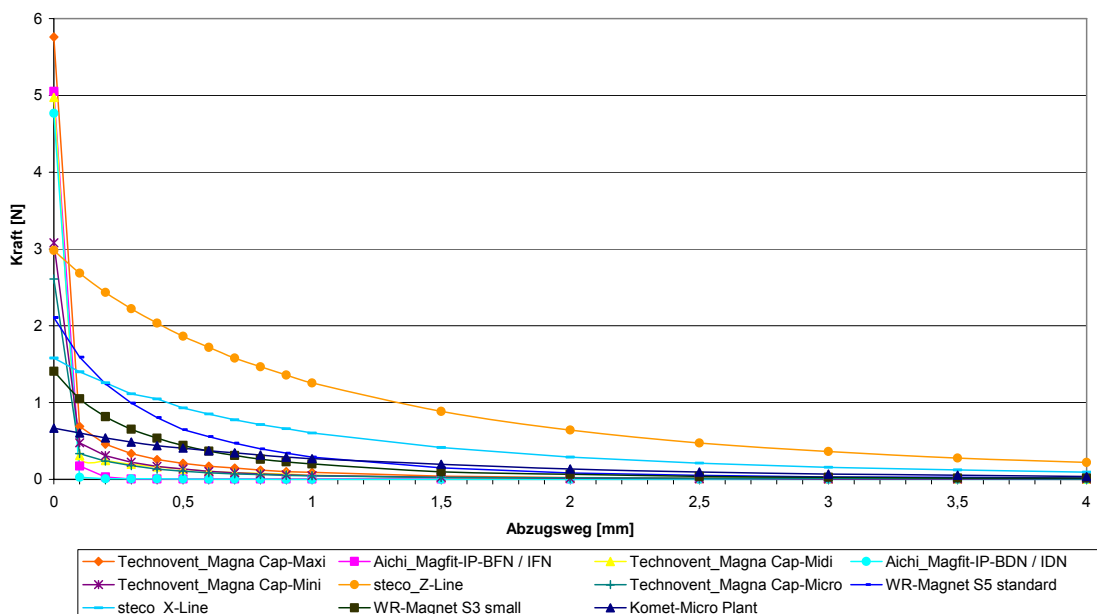


Abb. 9 Kennlinien Magnetattachments auf Implantaten

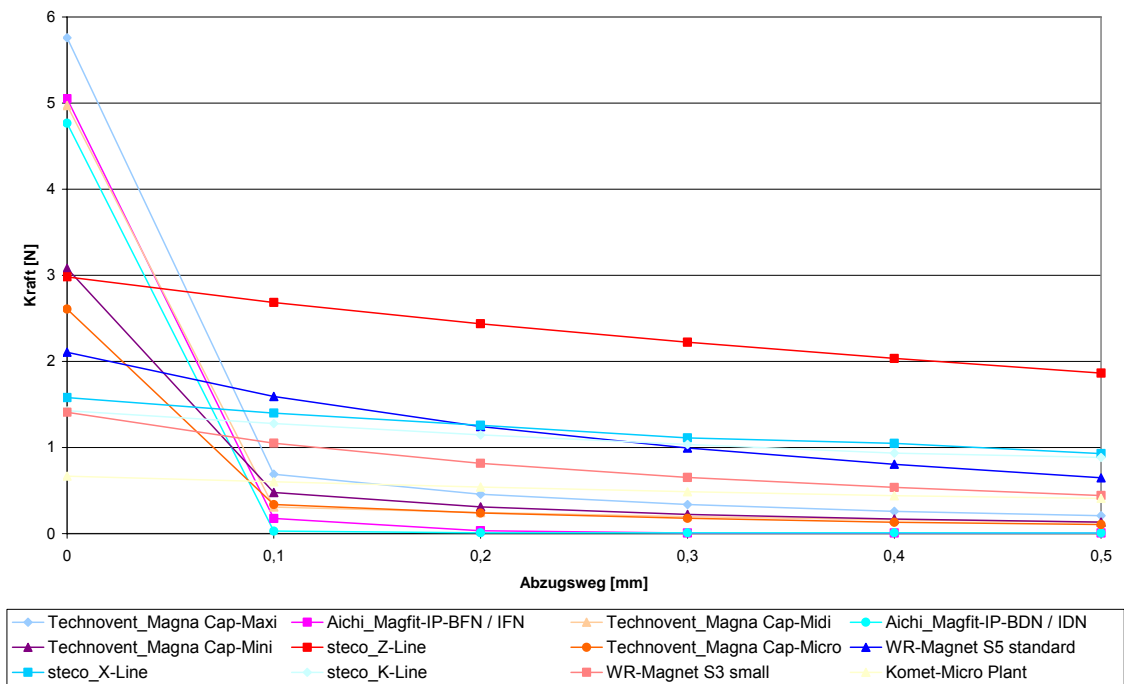


Abb.10 Kennlinien Magnetattachments auf Implantaten - Detailabbildung

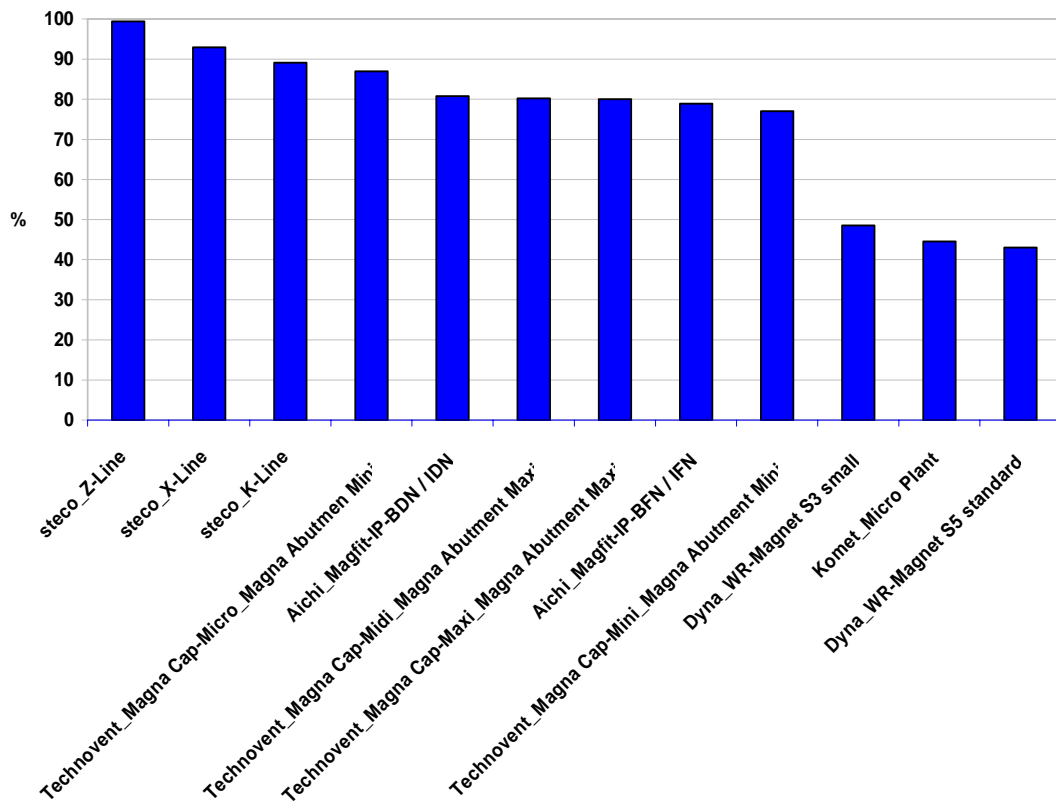


Abb.11 Vergleich Herstellerangaben – Ergebnisse für Magnetsysteme in Verbindung mit Implantaten

3.1.3 Retentionskraft von Implantatabutments nach Sterilisation

Bei der Bestimmung der Kennlinien der sterilisierten Implantatabutments zeigten sich im Vergleich zu den unbehandelten Kontrollabutments bei allen Produkten geringere Abzugswerte (Tab.8, S. 41). Das Produkt Komet MicroPlant wurde aus der Untersuchung herausgenommen, da es vom Hersteller als nicht zur Sterilisation geeignet deklariert wurde.

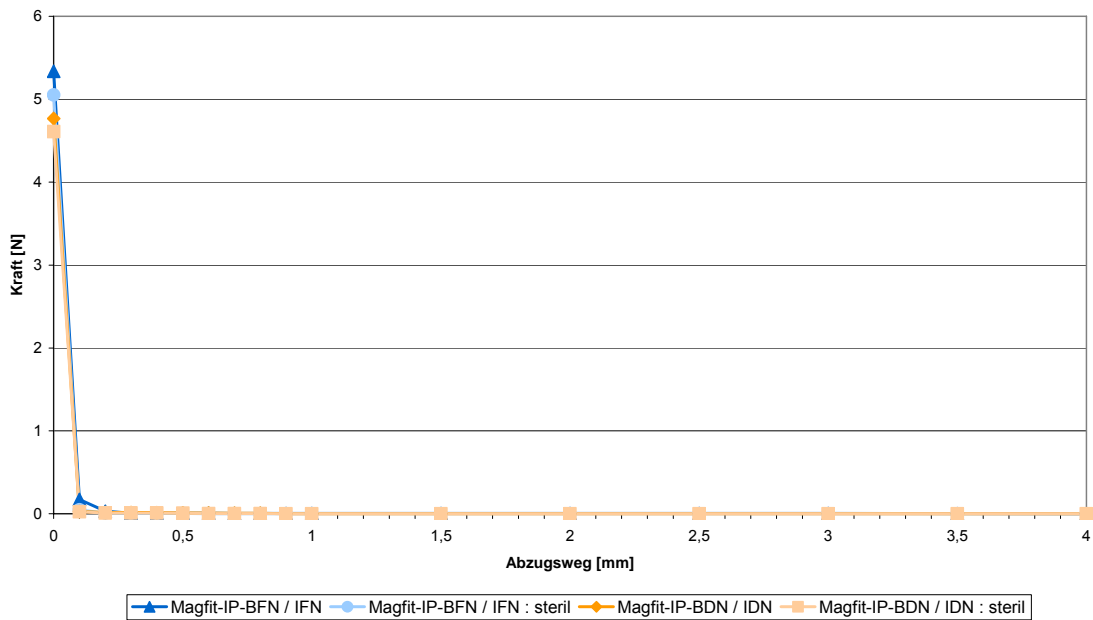


Abb.12 Kennlinien der Magnetattachments vor und nach Sterilisation der Fa. Aichi

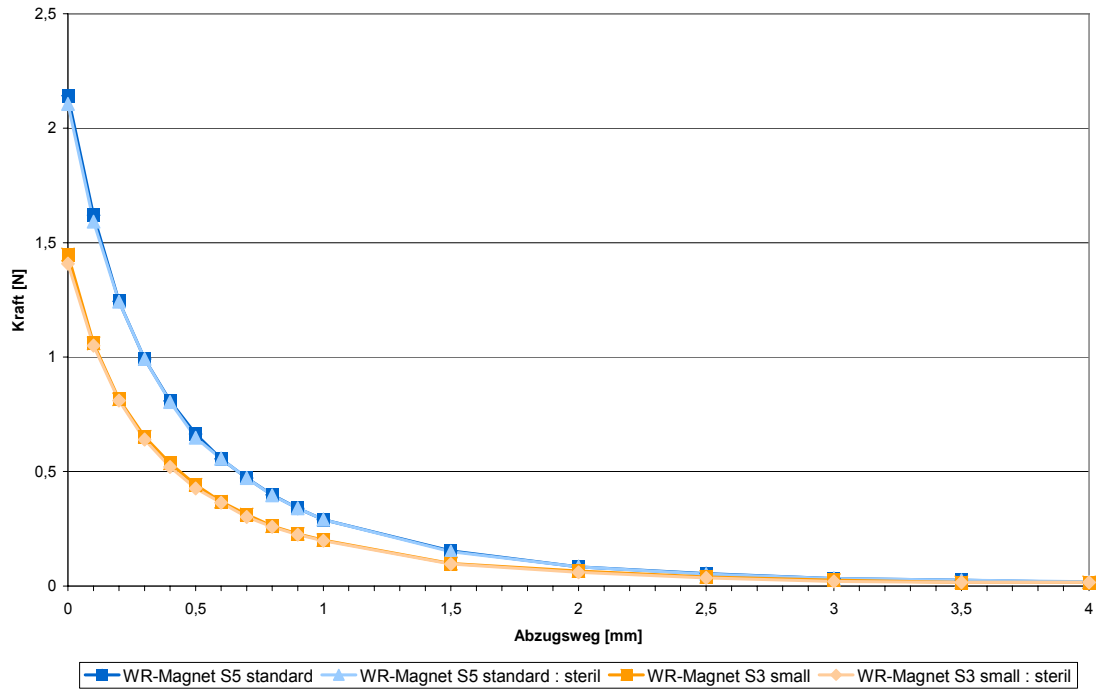


Abb.13 Kennlinien der Magnetattachments vor und nach Sterilisation der Fa. Dyna

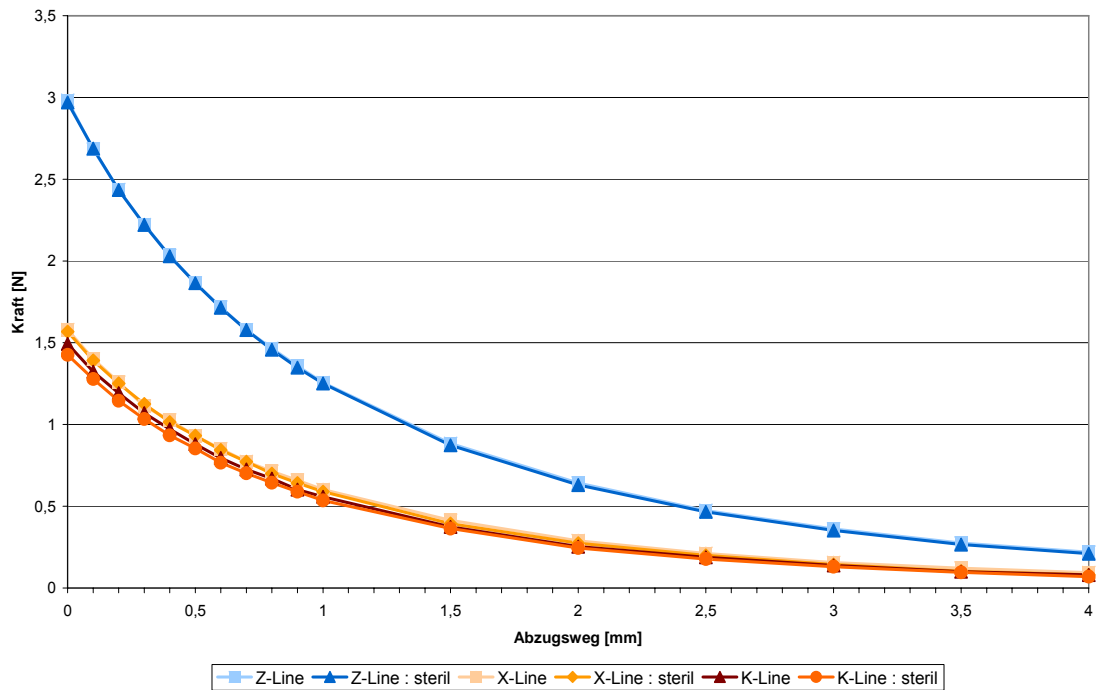


Abb.14 Kennlinien der Magnetattachments vor und nach Sterilisation der Fa. Steco

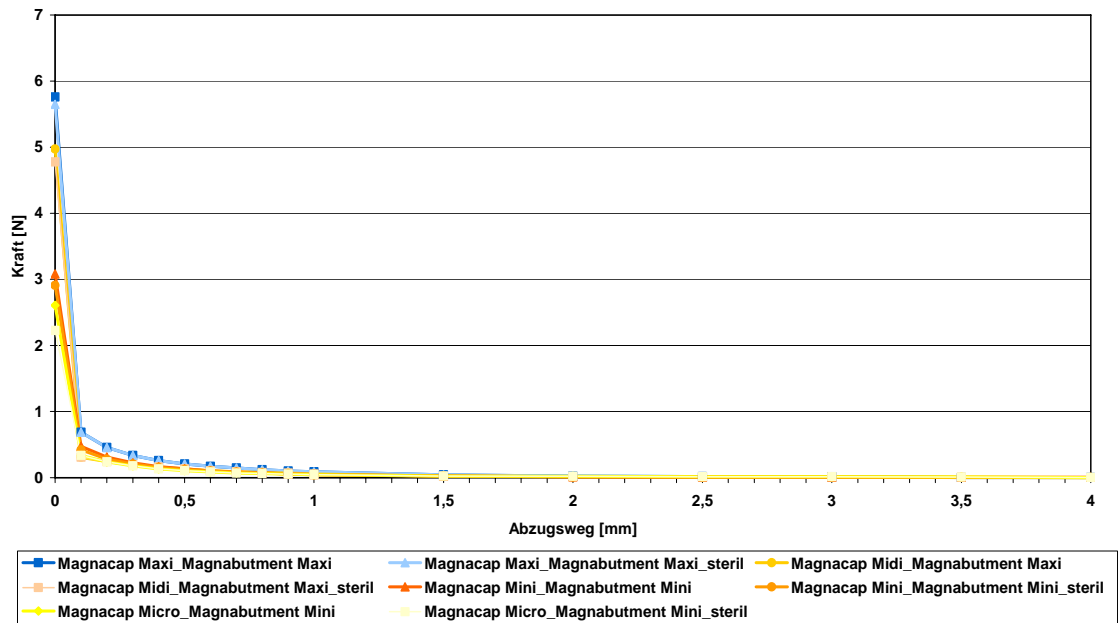


Abb.15 Kennlinien der Magnetattachments vor und nach Sterilisation der Fa. Technovent

Tab. 8 Ergebnisse vor und nach Sterilisation der Implantatabutments

Hersteller	Produkt	n	gemessener	gemessener	95%Konfidenz-		prozentuale Übereinstim- mung der Werte vor u. nach	Signifikanz- niveau p < 0,05
			Wert	Wert	intervall			
			<u>vor</u>	<u>Nach</u>	Min.	Max.		
			Sterilisation	Sterilisation	Sterilisation			
			[N]	[N]	[N]	[N]	[%]	
Aichi Steel (Japan)	Magfit-IP BDN /IDN	5	4,8	4,6	4,2	4,2	96,7	0,504
	Magfit-IP BFN /IFN	5	5,3	5,1	4,7	4,7	94,6	0,391
Dyna (Niederlande)	WR-Magnet S3	5	1,5	1,4	1,3	1,5	97,2	0
	WR-Magnet S5	5	2,1	2,1	2	2,2	98,3	0
steco (Deutschland)	K-Line	5	1,5	1,4	1,4	1,5	95,4	0,002
	X-Line	5	1,6	1,6	1,5	1,6	99,2	0,004
	Z-Line	5	3,0	3,0	2,8	3,1	99,6	0,775
Technovent (Groß- britannien)	Magna Cap Micro Magna Abutment Mini	5	2,6	2,2	1,8	2,6	85,4	0,94
	Magna Cap Mini Magna Abutment Mini	5	3,1	2,9	2,3	3,5	94,5	0,446
	Magna Cap Midi Magna Abutment Maxi	5	5,0	4,8	4,4	5,2	96,1	0,526
	Magna Cap Maxi Magna Abutment Maxi	5	5,8	5,8	2,4	3,8	80	0,004

3.2 Korrosionsversuche

Alle Ergebnisse blieben signifikant unter dem Grenzwert. Lediglich die ungekapselte Vergleichsprobe überstieg den Grenzwert deutlich ($p < 0,00$). Sowohl in der Gruppe der Primäranker, also der Implantatabutments und Keeper, als auch bei den jeweils korrespondierenden Sekundärankern, das heißt den Prothesenmagneten, konnten in Lösung gegangene Metallionen nachgewiesen werden. Innerhalb der einzelnen Intervalle schwankten die Werte. Die höchsten Korrosionsraten wurden für aus rostfreiem Edelstahl- oder Pd Co-Legierungen gekapselte oder hergestellte Produkte festgestellt. Die niedrigsten Werte erzielten die Proben mit Kapseln aus Titan- oder Titan-Edelstahllegierungen. Die Werte für die in Lösung gegangenen Ionen nach 7 bzw. 28 Tagen Lagerung in der Prüflösung wurden rechnerisch aus der Summe der Intervalle nach 1,4 und 7 bzw. 28 Tagen ermittelt.

Bei den Prothesenmagneten in der Gruppe der Attachments zur Verwendung mit natürlichen Zahnwurzeln zeigte das Produkt WR-Magnet-S3 (Tab. 9, S.43) mit $0,26 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ die höchste Chrom-Ionenfreisetzung nach 7 Tagen. Unter den Wurzelstiftankern aus magnetischem Edelstahl betrug der höchste Wert in diesem Intervall $4,81 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ für das Element Eisen bei dem Produkt Magfit DX 800 Keeper (Tab. 10, S.44). Auch nach 28 Tagen fiel dieses Produkt mit dem höchsten Wert für die Freisetzung von Eisen-Ionen auf ($31,92 \mu\text{g}/\text{cm}^2$). Bei den Prothesenmagneten war der höchste Anstieg nach 28 Tagen bei den Produkten WR-Magnet-S3 (Tab. 9, S.43) für das Element Eisen mit $3,98 \mu\text{g}/\text{cm}^2$, sowie dem Magneten WR-S5 (Tab. 9, S.43) für das Element Nickel mit $3,26 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ zu verzeichnen. Die niedrigsten Korrosionsraten und Ionenfreisetzung wiesen die aus reinem bzw. legiertem Titan, sowie die aus Edelstahl hergestellten oder gekapselten Produkte sowohl nach 7, als auch nach 28 Tagen Lagerung in der Prüflösung auf.

Unter Berücksichtigung der Korrosionsraten zwischen den einzelnen Intervallen lässt sich feststellen, dass der WR-Magnet-S3 zwar den höchsten Anstieg in der Ionenfreisetzung für das Element Nickel aufwies, aber auch der größte Abfall für Eisen-Ionen zu erkennen war. In der Gruppe der Wurzelanker zeigte sich der größte Anstieg zwischen den Intervallen für das Produkt Magfit DX 800 Keeper (Tab. 10, S.44) beim Element Eisen und die größte Abnahme für den Post Keeper Maxi (Tab.11, S.45/46) ebenfalls für Eisen-Ionen.

Die Ergebnisse des als Vergleichsprobe eingesetzten ungekapselten SmCo-Magneten zeigten bereits Korrosionserscheinungen nach einem Tag Lagerung in der Korrosionslösung. Die Freisetzung der Elemente Samarium und Cobalt stieg von Intervall zu Intervall deutlich an. Nach 7 Tagen waren Ionenfreisetzungen von $43,1$

$\mu\text{g}/\text{cm}^2$ Samarium und $67,7 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ Cobalt nachzuweisen. Nach 28 Tagen Lagerung stiegen die Werte exponentiell an und betragen $960,56 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ für das Element Cobalt und $603,91 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ für Samarium.

Tab.9 Korrosionsergebnisse für Magnetsysteme in Verbindung mit natürlichen Zahnwurzeln
Fa. Dyna (NI)

Prothesenmagnet	Magnetkern	Legierung d. Magnetkapsel (laut Hersteller)		nachgewiesene Elemente nach Tagen [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]				
				1	4	7	28	Summe
Direct-System-Keeper		PdPtCo	Pd	0	0,11	0,1	17,98	2,78
			Pt	0	0	0	0	0
			Co	0,05	0,07	0	10,82	2,14
E.F.M Alloy		PdPtCo	Pd	0	0	0	2,78	2,78
			Pt	0	0	0	0	0
			Co	0,09	0	0	2,05	2,14
WR-Magnet S3 small	NdFeB	CrMoNiFe	Cr	0,1	0,16	0	0,66	0,92
			Mo	0	0	0	0	0
			Ni	0,07	0,11	0	0,43	0,61
			Fe	0,51	0,66	0,15	2,66	3,98
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0
WR-Magnet S5 standard	NdFeB	CrMoNiFe	Cr	0,07	0,12	0	0,55	0,74
			Mo	0	0	0	0	0
			Ni	0,05	0,08	0	0,37	0,5
			Fe	0,37	0,49	0,17	2,23	3,26
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0

Tab.10 Korrosionsergebnisse für Magnetsysteme in Verbindung mit natürlichen Zahnwurzeln
Fa. Aichi Steel (J)

Prothesenmagnet	Magnet- kern	Legierung d. Magnet- Kapsel (laut Hersteller)	nachgewiesene Elemente nach Tagen [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]					
			1	4	7	28	Summe	
Magfit DX 400 Keeper		CrMoMnTiFe (AUM20)	Cr	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Mn	0	0	0	0	0
			Ti	0	0	0	0	0
			Fe	0,24	0,12	0	0,21	0,57
Magfit DX 600 Keeper		CrMoMnTiFe (AUM20)	Cr	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Mn	0	0	0	0	0
			Ti	0	0	0	0	0
			Fe	0,25	0,05	0	0,13	0,43
Magfit DX 800 Keeper		CrMoMnTiFe (AUM20)	Cr	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Mn	0	0	0	0	0
			Ti	0	0	0	0	0
			Fe	0,82	2,42	1,57	27,11	31,92
Magfit DX 400	NdFeB	CrMoMnTiFe (AUM20)	Cr	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Mn	0	0	0	0	0
			Ti	0	0	0	0	0
			Fe	0,42	0,16	0,09	0,21	0,88
			Nd	0	0	0	0	0
Magfit DX 600.	NdFeB	CrMoMnTiFe (AUM20)	Cr	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Mn	0	0	0	0	0
			Ti	0	0	0	0	0
			Fe	0,29	0,18	0,06	0,22	0,75
			Nd	0	0	0	0	0
Magfit DX 800	NdFeB	CrMoMnTiFe (AUM20)	Cr	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Mn	0	0	0	0	0
			Ti	0	0	0	0	0
			Fe	0,5	0,19	0,05	0,26	1
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0

Tab.11 Korrosionsergebnisse für Magnetsysteme in Verbindung mit natürlichen Zahnwurzeln
Fa. Technovent (GB)

Prothesenmagnet	Magnetkern	Legierung d. Magnetkapsel (laut Hersteller)	nachgewiesene Elemente nach Tagen [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]								
			1	4	7	28	Summe				
Magna Cap Mini	NdFeB	CoCrNiMoFe / Ti	Co	0	0	0	0	0			
			Cr	0	0	0	0	0			
			Ni	0	0	0	0	0			
			Mo	0	0	0	0	0			
			Fe	0	0	0	0,28	0,28			
			Mo	0	0	0	0	0			
			Fe	0,08	0	0,09	0,54	0,71			
			Ti	0	0	0	0,18	0,18			
			Nd	0	0	0	0	0			
			B	0	0	0	0	0			
Magna Cap Maxi	NdFeB	CoCrNiMoFe / Ti	Co	0	0	0	0	0			
			Cr	0	0	0	0	0			
			Ni	0	0	0	0	0			
			Mo	0	0	0	0	0			
			Fe	0,08	0	0,09	0,54	0,71			
			Ti	0	0	0	0,18	0,18			
			Nd	0	0	0	0	0			
			B	0	0	0	0	0			
			Insert Keeper Mini		CoCrNiMoFe / Ti	Co	0	0	0	0	0
						Cr	0	0	0	0	0
Ni	0	0				0	0	0			
Mo	0	0				0	0	0			
Fe	0,05	0				0	0,06	0,11			
Ti	0	0				0	0	0			
Insert Keeper Maxi		CoCrNiMoFe / Ti	Co	0	0	0	0	0			
			Cr	0	0	0	0	0			
			Ni	0	0	0	0	0			
			Mo	0	0	0	0	0			
			Fe	0,05	0	0	0,06	0,11			
			Ti	0	0	0	0	0			

Fortsetzung Tab.11

Prothesenmagnet	Magnetkern	Legierung d. Magnetkapsel (laut Hersteller)		nachgewiesene Elemente nach Tagen [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]				
				1	4	7	28	Summe
Post Keeper Mini		CoCrNiMoFe / Ti	Co	0	0	0	0	0
			Cr	0	0	0	0	0
			Ni	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Fe	0,38	0,13	0,15	0,24	1,17
			Ti	0	0	0	0	0
Post Keeper Maxi		CoCrNiMoFe / Ti	Co	0	0	0	0	0
			Cr	0	0,8	0,1	0,1	1
			Ni	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Fe	0,4	0,27	0,27	0,23	1,1
			Ti	0	0	0	0	0

In der Gruppe der Magnetsysteme in Verbindung mit Implantaten zeigten das Produkt Magfit-IP-IDN dome type mit $13,94 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ und das korrespondierende Attachment Magfit-IP-IDN mit $5,33 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ nach 7 Tagen nach Lagerung in der Prüflösung die höchsten Gesamt-Ionenfreisetzungen für das Element Eisen.

Für letztgenanntes Produkt konnte außerdem das Element Bor ($0,6 \mu\text{g}/\text{cm}^2$) nachgewiesen werden.

Dasselbe Produkt wies mit $173,58 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ auch die höchste Ionenfreisetzung für das Element Eisen nach 28 Tagen Lagerung auf. Außerdem konnte ein Anstieg der Bor-Ionenfreisetzung auf insgesamt $1,77 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ beobachtet werden. Weiterhin wurde nach 28 Tagen eine Freisetzung für das Element Neodym von $79,18 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ verzeichnet, die in den vorherigen Intervallen nicht nachzuweisen war (Tab. 12, S.47).

Bei den Implantatabutments bestehend aus Palladium-Cobalt-Legierungen war ebenfalls ein Anstieg der Löslichkeitsraten zu beobachten. Für das Element Palladium betrug der höchste Wert insgesamt $44,17 \mu\text{g}/\text{cm}^2$, für Cobalt $26,13 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ bei den Medical Sekundärteilen (Tab.13, S. 48). Bei beiden Produkten war jeweils für alle 3 Elemente der Anstieg vom 7. auf den 28. Tag am höchsten.

Die Korrosionsraten für titan- oder titan-edelstahlgekapselte Produkte zeigten keine oder nur sehr geringe Ionenfreisetzung sowohl nach 7, als auch nach 28 Tagen.

Im Vergleich der Ionenfreisetzung hinsichtlich der Zeit liess sich feststellen, dass in der Gruppe der Magnete das Produkt Magfit-IP-IDN dome type den exponentiell höchsten

Anstieg für Eisen-Ionen, aber auch den größten Abfall für Chrom-Ionen aufwies. In der Gruppe der Attachments verzeichneten die Medical-Sekundärteile den höchsten Anstieg für Palladium-Ionen, wohingegen der größte Abfall für Eisen-Ionen bei dem Produkt Magfit-IP-IFN zu verzeichnen war.

Tab.12 Korrosionsergebnisse Magnetsysteme in Verbindung mit Implantaten Fa. Aichi (J)

Prothesenmagnet	Magnet- kern	Legierung d. Magnetkapsel (laut Hersteller)	nachgewiesene Elemente nach Tagen [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]					
			1	4	7	28	Summe	
Magfit-IP-IDN abutment		CrMoMnTiFe (AUM20)	Cr	0,18	0,49	0,21	1,66	2,54
			Mo	0	0	0	0	0
			Mn	0	0	0	0	0
			Ti	0	0,08	1,01	1,02	2,11
			Fe	1,73	2,55	1,05	9,02	14,35
Magfit-IP-IFN abutment		CrMoMnTiFe (AUM20)	Cr	0,19	0,53	0	0,88	1,6
			Mo	0	0	0	0	0
			Mn	0	0	0	0	0
			Ti	0	0,11	0,13	1,07	1,31
			Fe	1,44	2,56	0,38	4,48	8,86
Magfit-IP-IDN dome type	NdFeB	CrMoMnTiFe (AUM20)	Cr	0,11	0,49	0,72	0,7	2,02
			Mo	0	0	0	0	0
			Mn	0	0	0	0	0
			Ti	0	0	0	0	0
			Fe	1,17	5,25	7,52	159,6	173,58
			Nd	0	0	0	79,18	79,18
Magfit-IP-IFN flat type	NdFeB	CrMoMnTiFe (AUM20)	B	0,4	0,12	0,08	1,17	1,77
			Cr	0,14	0,5	0,44	3,51	4,59
			Mo	0	0	0	0	0
			Mn	0	0	0	0	0
			Ti	0	0	0	0	0
			Fe	0,73	2,5	2,03	16,48	21,74
Nd	0	0	0	0	0			
B	0	0	0	0	0			

Tab. 13 Korrosionsergebnisse Magnetsysteme in Verbindung mit Implantaten Fa. Dyna (NL)

Prothesenmagnet	Magnet- kern	Legierung d. Magnetkapsel (laut Hersteller)	nachgewiesene					
			Elemente nach Tagen [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]					
			1	4	7	28	Summe	
Medical Sekundärteile		PdPtCo	Pd	0,12	0,57	0,84	42,64	44,17
			Pt	0	0	0	0	0
			Co	0,16	0,31	0,34	25,32	26,13
WR-Magnet S3 small	NdFeB	CrMoNi Fe	Cr	0,1	0,16	0	0,66	0,92
			Mo	0	0	0	0	0
			Ni	0,07	0,11	0	0,43	0,61
			Fe	0,51	0,66	0,15	2,66	3,98
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0
WR-Magnet S5 standard	NdFeB	CrMoNi Fe	Cr	0,07	0,12	0	0,55	0,74
			Mo	0	0	0	0	0
			Ni	0,05	0,08	0	0,37	0,5
			Fe	0,37	0,49	0,17	2,23	3,26
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0

Tab. 14 Korrosionsergebnisse Magnetsysteme in Verbindung mit Implantaten Fa. Brasseler (D)

Prothesenmagnet	Magnet- kern	Legierung d. Magnetkapsel (laut Hersteller)	nachgewiesene					
			Elemente nach Tagen [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]					
			1	4	7	28	Summe	
Komet MicroPlant Primäranker	NdFeB	Ti	Ti	0	0,05	0	0,41	0,46
			Fe	0	0	0	0	0
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0
Komet MicroPlant Sekundäranker	NdFeB	Ti	Ti	0,05	0,14	0,1	0,7	0,99
			Fe	0	0	0	0	0
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0

Tab.15 Korrosionsergebnisse Magnetsysteme in Verbindung mit Implantaten Fa. Steco (D)

Prothesenmagnet	Magnetkern	Legierung d. Magnetkapsel (laut Hersteller)	nachgewiesene Elemente nach Tagen [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]					
			1	4	7	28	Summe	
X-Line Titanmagnetics Insert	SmCo	Ti	Ti	0	0,06	0	0,5	0,56
			Sm	0	0	0	0	0
			Co	0	0	0	0	0
X-Line Titanmagnetics	SmCo	Ti	Ti	0	0,7	0,7	0,9	2,3
			Sm	0	0	0	0	0
			Co	0	0	0	0	0
Z-Line Titanmagnetics Insert	SmCo	Ti	Ti	0	0,05	0	0,38	0,43
			Sm	0	0	0	0	0
			Co	0	0	0	0	0
Z-Line Titanmagnetics	SmCo	Ti	Ti	0	0,05	0	0,64	0,69
			Sm	0	0	0	0	0
			Co	0	0	0	0	0
K-Line Titanmagnetics Insert	SmCo	Ti	Ti	0	0,06	0	0,45	0,51
			Sm	0	0	0	0	0
			Co	0	0	0	0	0
K-Line Titanmagnetics	SmCo	Ti	Ti	0	0,07	0,6	0,73	1,4
			Sm	0	0	0	0	0
			Co	0	0	0	0	0

Tab.16 Korrosionsergebnisse Magnetsysteme in Verbindung mit Implantaten Fa. Technovent (GB)

Prothesenmagnet	Magnetkern	Legierung d. Magnetkapsel (laut Hersteller)	nachgewiesene Elemente nach Tagen [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]					
			1	4	7	28	Summe	
Magnabutment Mini		CoCrNiMoFe/Ti	Co	0	0	0	0	0
			Cr	0	0	0	0	0
			Ni	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Fe	0,06	0	0	0	0,06
			Ti	0	0,12	0,08	1,53	1,73
Magnabutment Maxi		CoCrNiMoFe/ Ti	Co	0	0	0	0	0
			Cr	0	0	0	0	0
			Ni	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Fe	0,63	0	0	0	0,63
			Ti	0	0,12	0,08	1,53	1,73
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0
Magna Cap Micro	NdFeB	CoCrNiMoFe/ Ti	Co	0	0	0	0	0
			Cr	0	0	0	0	0
			Ni	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Fe	0,27	0,06	0	0,08	0,41
			Ti	0	0	0	0,2	0,2
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0
Magna Cap Mini	NdFeB	CoCrNiMoFe/ Ti	Co	0	0	0	0	0
			Cr	0	0	0	0	0
			Ni	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Fe	0	0	0	0,28	0,28
			Ti	0,09	0	0	0,74	0,83
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0
Magna Cap Midi	NdFeB	CoCrNiMoFe/ Ti	Co	0	0	0	0	0
			Cr	0	0	0	0	0
			Ni	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Fe	0,08	0	0	0	0,08
			Ti	0	0	0	0,44	0,44
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0

Fortsetzung Tab. 16

Prothesenmagnet	Magnet- kern	Legierung d. Magnetkapsel (laut Hersteller)	nachgewiesene Elemente nach Tagen [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]					
			1	4	7	28	Summe	
Magna Cap Maxi	NdFeB	CoCrNiMoFe/ Ti	Co	0	0	0	0	0
			Cr	0	0	0	0	0
			Ni	0	0	0	0	0
			Mo	0	0	0	0	0
			Fe	0,08	0	0,09	0,54	0,71
			Ti	0	0	0	0,18	0,18
			Nd	0	0	0	0	0
			B	0	0	0	0	0

4 Diskussion

4.1 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

Zur Verankerung von Zahnersatz im zahnlosen oder restbezahnten Kiefer stellen neben den klassischen Verbindungselementen wie Teleskope, Stegverbindungen oder Kugelknopfanker die Magnetsysteme eine kostengünstige Alternative dar. Hierbei gibt es klare Hinweise, dass die Retention des Zahnersatzes einen wichtigen Faktor hinsichtlich Patientenzufriedenheit darstellt (Setz et al. 1998, Cune et al. 2005, van Kampen et al. 2007). Die Stabilisierung des Zahnersatzes im zahnlosen Kiefer durch Implantate kann dabei die Patientenzufriedenheit steigern (Setz et al. 1998, Cune et al. 2005).

Coverdenture-Prothesen mit magnetischer Retention sind gerade für Patienten mit eingeschränkter manueller Geschicklichkeit leicht zu handhaben und verbessern auch bei restbezahnten Patienten, bei denen in absehbarer Zeit mit vollständiger Zahnlosigkeit zu rechnen ist, den Halt der Prothese (Gendusa 1988).

Bei Durchsicht der vorhandenen Literatur stellte sich heraus, dass, bedingt durch die Vielfalt der Magnetsysteme hinsichtlich Kapsel, Magnetlegierung, unterschiedlichen Testbedingungen und nicht-standardisierten Analysen, ein Vergleich der verschiedenen Studienergebnisse nicht möglich erscheint. Es konnten keine Studien gefunden werden, die sich bei der Untersuchung des Korrosionsverhaltens dentaler Magnetsysteme an standardisierten Verfahren, wie sie in ISO 10271:2001 „Dentale metallische Werkstoffe – Korrosionsprüfverfahren“ beschrieben werden, orientieren.

Für den implantologisch tätigen Zahnarzt ist die sofortige Einsetzbarkeit der Abutments unter sterilen Kautelen von Bedeutung. Auch dieser Aspekt, d.h. Untersuchungen zum Einfluss der Sterilisation der Implantatabutments auf das Abzugsverhalten, konnten bei Durchsicht der vorhandenen Literatur nicht gefunden werden.

4.2 Ergebnisse der Retentionskraftmessungen

Die Ergebnisse der Messungen sowohl der Implantatabutments, als auch der Keeper belegten erhebliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Systemen. Die gefundenen Kennlinien der offenen und geschlossenen Mono- und Duo-Systeme waren jeweils charakteristisch für das zugrunde liegende physikalische Wirkprinzip (Akaltan und Can 1995, Highton et al. 1986a, Riley et al. 1999) und die verwendeten Magnetlegierungen (Sagawa et al. 1984, Strnat 1972).

Die offenen Duo-Systeme mit SmCo- oder NeFeB-Magneten wiesen geringere Initialkräfte auf. Bei wachsendem Magnetabstand war hier jedoch kein abruptes Nachlassen der Retentionswirkung zu verzeichnen. Somit bieten sie bessere Voraussetzungen für eine sichere Selbstzentrierung der Prothese. Bringt man diese Beobachtungen in klinischen Bezug so lässt sich daraus schließen, dass z.B. bei Mastikationsbewegungen und einem damit verbundenen Abheben der Prothesen durch starke Aktivitäten der Mundboden- oder Zungenmuskulatur es zu einer Rückzentrierung der Magnete kommt (Fizia et al. 2000). Im Gegensatz dazu wiesen die geschlossenen Systeme initial eine größere Kraft auf, die aber bei wachsendem Abstand der Prüfkörper rapide abfiel. Durch die flachen Funktionsflächen der Probekörper wird zudem eine Rückzentrierung der Magnetflächen zueinander erschwert (Fizia et al. 2000). Die Werte und Kennlinien der offenen Mono-Systeme auf NeFeB-Basis lagen zwischen den genannten Gruppen. Die in der Studie beobachteten Unterschiede zwischen offenen und geschlossenen Systemen werden in der Literatur vielfach belegt (Akaltan und Can 1995, Blankenstein 2002, Highton et al. 1986b, Noar und Evans 1999, Strnat 1972, Gillings 1981).

Keines der untersuchten Produkte wies die vom Hersteller angegebene Maximalkraft auf. Dieses Ergebnis entspricht auch den Resultaten einer Studie von Wisser et al. (1996). Durch die Magnetkapsel besteht klinisch zwischen Abutment oder Keeper und dem eigentlichen Prothesenmagneten immer ein primärer Abstand. Die Autoren vermuteten, dass von einigen Herstellern die Retentionskraft der primären Magnete als Kenngröße angegeben wurde, ohne die Minderung der Retentionskraft durch den kapselbedingten Abstand zu berücksichtigen.

Bei der Einschätzung der gemessenen Retentionskräfte wurde durch keines der getesteten Attachments die von Bates (1963) geforderte Haltekraft erreicht, wohingegen alle bis auf ein Attachment die von Hargraves und Foster (1976) angegebenen 0,2 N initial überstiegen. Legt man die von Lehmann und Arnim (1978) empfohlenen Retentionskräfte von 4 N bis 10 N für Verankerungen zugrunde, so

konnte bei 33 % der Magnetattachments auf Implantaten und bei 36 % der Attachments auf Wurzelkeepern der minimal geforderte Wert gemessen werden.

4.2.1 Wurzelkeeper

Die mit Abstand größten initialen Retentionskräfte wurden von einem geschlossenen Mono-System mit einem NeFeB-Magnet erreicht. In der Gruppe der in Verbindung mit natürlichen Zahnwurzeln verwendeten Magnetsysteme wurde ein Wert von 6,6N für das Post Keeper Maxi-System gemessen. Dabei zeigte sich, dass auf dem nur 1,1 mm starken Wurzelkeeper (\varnothing 5,4mm) höhere Werte erreicht wurden als auf einem 2,1 mm hohen Implantatabutment (MagnaCap Maxi, \varnothing 5,1 mm). Dieses Resultat entspricht sowohl den Ergebnissen von Dias und Darvel (1995) als auch von Wisser et al. (1996), wonach der Durchmesser für die Retentionskraft bedeutender als die Bauhöhe erscheinen.

Bemerkenswert war, dass das neu entwickelte Magnetattachment Magfit DX 800 für Wurzelstiftkappen gemessen an seiner geringen Bauhöhe von nur 1,3 mm (Prothesenmagnet) Retentionswerte von 6,2N erzielte. Diese initiale Kraft ließ allerdings bei wachsendem Spaltmaß deutlich nach.

Weiteren Einfluss auf die Kraft der verschiedenen Magnetsysteme hat die Oberflächenbeschaffenheit. So zeigten frühere Studien, dass maschinell bearbeitete und planierte Oberflächen höhere Haftwerte aufwiesen als von Hand gefertigte (Wisser et al. 1996). Damit lassen sich die niedrigen Werte für die individuell gefertigten und manuell bearbeiteten Probekörper aus einer ferromagnetischen Legierung in Verbindung mit dem WR-S3-Magnet erklären.

4.2.2 Implantatabutments vor und nach Sterilisation

Auch in der Gruppe der Magnetattachments in Verbindung mit Implantaten wurde die höchste initiale Retentionskraft für ein geschlossenes Mono-System mit einem NdFeB-Magneten beobachtet. Für das Produkt Magna Cap Maxi in Verbindung mit dem Magnabutment Maxi wurde ein Anfangswert von 5,8N gemessen. Jedoch fiel bereits nach einem Abzugsweg von 0,1 mm die Retentionskraft nahezu auf 0N ab.

Die offenen Duo-Systeme wiesen geringere Initialkräfte auf, jedoch fiel hier die Anziehungskraft der Magnetsysteme im Kraft-Weg-Diagramm nicht so stark ab.

Da die maximale Retentionskraft auch von der jeweiligen Abzugsgeschwindigkeit abhängt, könnte eine weitere Ursache dieser Abweichungen in unterschiedlichen Abzugsgeschwindigkeiten der Prüfkörper bei den Messungen zu finden sein. So zeigten Chopra et al. (2007) in ihrer Studie, dass bei langsameren Abzugsgeschwindigkeiten von 0,5 mm/min die initialen Haftwerte signifikant höher waren als bei einer schnelleren Geschwindigkeit von 50 mm/min. Auch Akaltan et al. (1995) zeigten, dass eine Erhöhung der Abzugsgeschwindigkeit zu einem Abfall der Retentionskraft führte. Aus diesen Gründen forderten bereits Wisser et al. (1996) von Seiten der Hersteller standardisierte Prüfungen und Kennlinien zur objektiven Bewertung der Merkmale eines Magnetattachments. Jedoch muss angemerkt werden, dass höhere Abzugsgeschwindigkeiten eher mit klinisch relevanten Mastikationsbewegungen zu vergleichen sind. In der vorliegenden Studie wurde daher mit einer mittleren Geschwindigkeit von 20 mm/min die Abzugsdynamik untersucht. Inzwischen wurden die für die Testung erforderlichen Parameter in DIN 13992: „Zahnheilkunde – Magnetische Retentionselemente“ anhand der vorliegenden Arbeit festgelegt.

Auch der Abzugswinkel hat Auswirkungen auf die Magnetkraft. Bei vertikaler Abzugsrichtung, das heißt mit einem Abzugswinkel von 0° , weisen die Magnetsysteme die höchsten Werte auf. Bei Vergrößerung des Winkels auf bis zu 20° fällt die Maximalkraft ab. In der Gruppe der Implantatattachments sind die Magnetsysteme mit ebener Oberfläche bei rein vertikaler Abzugsrichtung (Winkel = 0°) denen mit gewölbter Oberfläche überlegen, jedoch änderte sich der Vorteil bei größeren Winkeln zugunsten der unebenen Abutments (Chopra et al. 2007). Diese Ergebnisse sind somit wichtig bei der Auswahl eines Magnetsystems wenn das Implantat aus anatomischen Gründen nicht senkrecht zu späteren Abzugsrichtung der Prothese in den Knochen inseriert werden kann. Eine Schrägstellung des Magneten sollte jedoch vermieden werden, da es zur punktuellen Druckbelastung der Kapsel kommen kann und ein vorzeitiger Verschleiß oder sogar eine Perforation die Folge sein können (Wisser et al. 1996).

Die Sterilisation der Implantatabutments hatte auf die Retentionskraft aller Produkte einen gering reduzierenden Einfluss. Diese Veränderungen waren allerdings statistisch nicht signifikant. Weiterhin war kein signifikanter Unterschied zwischen den gekapselten Magneten der Duo-Systeme und den übrigen Abutments aus ferromagnetischen Legierungen zu verzeichnen. Somit könnte nach intraoperativer Insertion der Implantate eine magnetretinierte Sofortversorgung, beispielsweise mit der bereits vorhandenen Prothese, durchgeführt werden.

4.3 Korrosionsverhalten

Die Bioverträglichkeit einer Legierung ist abhängig von seinem Korrosionsverhalten. Korrosion und die damit verbundene Freisetzung chemischer Elemente und Ionen bildet eine mögliche Voraussetzung für gesundheitsschädigende Wirkungen dentaler Werkstoffe wie Toxizität, Allergisierung und Mutagenität. Diese Effekte hängen wiederum von Qualität und Quantität der freigesetzten Elemente, Dauer der Exposition und anderen Faktoren ab (Wataha 2000). In der Literatur wird das Problem der Zytotoxizität sowohl der Magnetkerne und ihrer Kapseln, als auch der Gegenanker bislang kontrovers diskutiert (Bondemark et al. 1994, Donohue et al. 1995, Wirz und Schmidli 1990, Wirz et al. 1993b).

Für zahnmedizinische Legierungen werden die Bestimmungen für Korrosionsprodukte durch das „Korrosionsprüfverfahren für dentale metallische Werkstoffe“ (DIN ISO 10271:2001) vorgegeben. In DIN ISO 22674:2006 „Metallische Werkstoffe für festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz“ wurde der Grenzwert für die maximale Ionenfreisetzung in Abhängigkeit von der Probenoberfläche mit $200 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ festgelegt.

In allen Proben konnten in Lösung gegangene metallische Ionen nachgewiesen werden. Alle Wert blieben jedoch signifikant unter dem Grenzwert ($p < 0,05$). Lediglich der als Vergleichsprobe getestete ungekapselte SmCo-Rohmagnet überstieg den Grenzwert deutlich ($p < 0,0$). Aufgrund der begrenzten Probenanzahl sollte dieses Ergebnis als Tendenz gesehen werden und bedarf der weiteren Absicherung durch Untersuchungen mit größeren Stichprobenzahlen.

Die zeitliche Ausweitung der in DIN ISO 10271:2001 eigentlich vorgegebenen 7 Tage Lagerung in der Prüflösung auf 28 Tage brachte keine signifikante Näherung zum Grenzwert. Betrachtet man die Korrosionserscheinungen vergleichend in den einzelnen Gruppen, so lässt sich keine Gleichmäßigkeit der Ionenfreisetzung in den Einzelintervallen von 1,4,7 oder 28 Tagen erkennen. Alle Probekörper ließen steigende Korrosionsaktivitäten vom ersten bis zum achtundzwanzigsten Tag erkennen. Ein Vergleich zwischen dem siebten und achtundzwanzigsten Tag zeigte sowohl linearen, als auch nicht-linearen Anstieg von Ionenfreisetzungen.

Die höchsten Löslichkeitsraten wiesen die Elemente Eisen, Cobalt und Palladium auf, wohingegen die Ionen-Freisetzung für Produkte mit Containern aus legiertem oder unlegiertem Titan vernachlässigbar klein war. Die gelösten Ionen stammten vermutlich zum größten Teil von den Edelstahlcontainern oder verschiedenen korrespondierenden ferromagnetischen Gegenlegierungen. Dieses Ergebnis wird durch die Studie von Wirz et al. (1990) gestützt, welche sogar nach Lagerung der Prüfkörper in korrosivem

Eisenchlorid ebenfalls nur geringe Korrosionserscheinungen an den Titankapseln nachweisen konnten. Der Nachweis der Elemente Neodym und Bor für das Produkt Magfit-IP-IDN dome type weist darauf hin, dass es zur Korrosion des Magnetkerns kam. Wie frühere Studien beschreiben, lässt dies entweder auf einen Defekt der Kapsel schließen oder es kam durch Spaltkorrosion zur Diffusion der Ionen durch eine undichte Naht (Riley et al. 2001, Hopp et al. 2003).

Die schweren Korrosionserscheinungen an der Kontrollprobe waren eine Bestätigung der Notwendigkeit Selten-Erde-Magnete in dichten Containern zu kapseln (Bondemark et al. 1994, Donohue et al. 1995, Drago 1991, Gendusa 1988, Gillings 1981, Jäger und Wirz 2000, Tinschert et al. 1995, Vrijhoff et al. 1987, Wirz und Schmidli 1990, Wirz et al. 1993b). Bereits am ersten Tag gingen Legierungsbestandteile in Lösung und nach 7 Tagen überschritten die Werte eindeutig den in DIN ISO 22674:2006 angegebenen Grenzwert. Diese Beobachtungen lassen auf die Korrosivität des Mediums schließen und bestätigen frühere Ergebnisse (Bondemark et al. 1994, Wirz und Schmidli 1990). Eine weitere Probe mit einem ungekapselten NdFeB-Magneten ließ sich aus wirtschaftlichen Gründen nicht durchführen und muss in weiteren Studien untersucht werden.

Die nur geringen Mengen an gelöstem Titan zeigten die guten Korrosionseigenschaften des Materials und bestätigen seine Bioverträglichkeit (Hopp et al. 2003).

4.4 Klinische Bedeutung und Schlussfolgerung

Bei der Retention von partiellem Zahnersatz auf Implantaten und Zahnwurzeln stellen dentale Magnetsysteme eine Alternative zu Steg- oder Druckknopfverankerungen dar. Mit Magnetsystemen stehen Attachments zur Verfügung, die gerade in ungünstigen parodontalen und topographischen Situationen den Prothesenhalt noch verbessern können. Die Auswahl eines geeigneten Magnetsystems ist somit für den prothetisch tätigen Zahnarzt abhängig von der Anzahl und Lage der verbliebenen Zahnwurzeln oder vorhandenen Implantaten.

In der Vergangenheit wurden Magnetsysteme hauptsächlich in der kranio-fazialen Defektprothetik und Epithetik verwendet (Federspil et al. 1998). Heute haben sich Magnetattachments zur Ankopplung von Zahnersatz auf Implantaten oder natürlichen Zähnen bewährt (Burns et al. 1995b, Burns et al. 1995a, Cacaci et al. 1998, Carlyle et al. 1986, Chan et al. 199, Hofmann 1997, Naert et al. 1992, Setz et al. 1998, van Waas et al. 1996, Walmsley et al. 1993, Walmsley 2002, Wirz und Jäger 1991). Klinische

Beobachtungen (Naert et al. 1994, Tiller et al. 1995) und In-vitro Studien (Heckmann et al. 2003, Jäger und Wirz 1989, Jäger und Wirz 1994) belegten vor allem den Vorteil magnetgehaltenen Zahnersatzes bei Vorkommen unphysiologischer Kräfte. Treten starke, extraaxiale Kräfte auf, entkoppelt die Prothese automatisch und somit wird eine Überbelastung eines häufig kurzen Implantats vermieden (Blankenstein 2002). Ein weiterer Vorteil ist die einfache prothetische Versorgung bei nicht-parallelen, osseointegrierten Implantaten (Tinschert et al. 1997).

Verschiedene Studien zeigten, dass die sofortige oder frühzeitige Belastung von Implantaten mit herausnehmbarem Zahnersatz eine reproduzierbare, vorhersagbare und inzwischen bewährte Methode zur funktionellen Wiederherstellung zahnloser Patienten ist (Chiapasco 2004, Gatti 2002).

Die vorhandenen Ergebnisse belegen, dass die Sterilisation der Magnetabutments, soweit vom Hersteller zur Sterilisation zugelassen, nicht zu einem relevanten Verlust der Retentionskraft führt. Die Möglichkeit Magnetattachments zu sterilisieren erlaubt somit eine Insertion des Abutments unter sterilen Bedingungen zur Sofortversorgung enossaler Implantate. Neue Studien wiesen vergleichbare Erfolge und Patientenzufriedenheit bei Sofortversorgung mit implantatgetragenen Zahnersatz im zahnlosen Kiefer auf (Chiapasco 2004, Payne 2002, Turkyilmaz 2006). Somit könnte eine weitere vereinfachte und effiziente Behandlungsoption zur Verfügung stehen (Kawai und Taylor 2007).

In klinischen Nachuntersuchungen verglichen Coca et al. (1993) das Langzeitverhalten der Pfeilerzähne und ihrer Parodontien bei verschiedenen Versorgungsarten wie magnetgehaltenen Totalprothesen, doppelkronenretinierten Coverdenture-Prothesen mit Spielpassungsteleskopen und klammerverankerten Modellgussprothesen. Hierbei stellten die Autoren fest, dass hinsichtlich der Sekundär- und Wurzelkariesentstehung zwischen den 3 Versorgungsformen keine signifikanten Unterschiede bestanden. Auch bei den Parametern Kariesentstehung, Gingivaentzündung und –rezession fielen die Ergebnisse für Zähne mit Doppelkronen und Magnetattachments gleichwertig, bei klammertragenden Zähnen günstiger aus. Jedoch waren die Ergebnisse der magnetgekoppelten Prothesen im Hinblick auf Zahnlockerung und Überlebenswahrscheinlichkeit besser als bei den anderen genannten Versorgungsformen. Die Autoren erklärten die Resultate mit einem besseren Kronen-Wurzel-Verhältnis und einem daraus resultierenden geringeren Angriffshebel bei extraaxialer Belastung (Coca und Wisser 1993).

Die einfache Handhabung und geringe Nachsorgeanforderung magnetgehaltenen Zahnersatzes ermöglichen älteren und motorisch eingeschränkten Patienten, Pflegepersonal in Altersheimen und Krankenhäusern, sowie Patienten mit parodontal

insuffizienter Restbezaehlung eine einfachere Eingliederung der Prothese, eine Verbesserung des Prothesenhaltes und damit eine erhoehte Prothesenakzeptanz. Studien zeigten auererdem, dass magnetgehaltene Prothesen fuer den Patienten einfach zu reinigen und zu pflegen sind (Coca und Wisser 1993).

Auch fuer den Zahnarzt ist die Handhabung und Verarbeitung der Magnetsysteme zweckmaessig, einfach und zeitsparend (Jaeger und Wirz 2000, Walmsley 2002).

Studien ueber die Biokompatibilitaet in der Zahnmedizin verwendeter Metalle belegten den Einfluss der in dieser Studie nachgewiesenen Elemente auf den menschlichen Organismus (Wataha 2000).

Die vorliegende Studie belegt, dass bei jedem untersuchten Produkt Ionen, wie z.B. Eisen, Cobalt, Titan, in Loesung gingen, jedoch liegen die Werte unter dem in DIN EN ISO 22674:2006: "Metallische Werkstoffe fuer festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz und Vorrichtungen" angegebenen Grenzwert. Allerdings sind die Angaben ueber die Legierungsbestandteile durch die Hersteller in Zusammensetzung und Massenanteil nur sehr ungenau, so dass nicht ausgeschlossen werden kann, dass auch andere Legierungsbestandteile in Loesung gingen und nicht nachgewiesen werden konnten. Es kann allgemein davon ausgegangen werden, dass es durch die Korrosion der getesteten dentalen Magnetsysteme nicht zu toxischen Konzentrationen im Organismus kommt.

Korrosionsvorgaenge an Implantatabutments wurden in direkten Zusammenhang mit Implantat-Misserfolgen gebracht (Guindy et al. 2004). Tinschert et al. (1995) und Haoka et al. (2000) fanden in Abhaengigkeit der jeweils verwendeten Pruefloesung in ihren Studien ebenfalls hohe Korrosionswerte fuer das Element Eisen. Die Wirkung von Eisen wird zwar als mutagen, jedoch nicht als kanzerogen eingeschaezt. Palladium besitzt aufgrund seiner Korrosionsstabilitaet ein aeuuerst geringes mutagenes und kanzerogenes Potenzial, wohingegen Cobalt als moeglicherweise kanzerogen erscheint (Wataha 2000). Besonders in Salzloesungen hoher Konzentrationen zeigte Cobalt eine hoehere Korrosions- und Zelltoxizitaets-Tendenz, wohingegen es in Loesungen mit niedrigeren Konzentrationen Zellmetabolismus und -proliferation anregte (Hopp et al. 2003). Bondemark et al. beschrieben die Zytotoxizitaet von Neodym-Eisen-Bor-Legierungen auf Mausefibroblasten als vernachlaessigbar (1994). Einzig Titan wurde in der Literatur mit guten biokompatiblen Eigenschaften belegt (Donohue et al. 1995, Tinschert et al. 1995, Wang und Li. 1998, Wirz und Schmidli 1990, Wirz et al. 1993b, Riley et al. 2001).

Untersuchungen zur Toxizitaet der verschiedenen Legierungen auf tierische und menschliche Zellen erfolgten bislang nicht standardisiert unter Einsatz verschiedener Methoden wie Agardiffusionstest und Filtertests und haeufig subjektiv beeinflusster

Auswertungen (Donohue et al. 1995). Es ist für die Aussage über die Biokompatibilität einer Legierung jedoch wichtig, die durch Korrosion freigesetzten Elemente sowohl qualitativ, als auch quantitativ zu identifizieren (Wataha 2000). Die Zelltoxizität von durch Korrosion freigesetzten Elementen und die damit verbundene Biokompatibilität der Magnetsysteme sollte daher das Ziel weiterer Studien darstellen.

5 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, einen Überblick über die mechanischen und korrosiven Eigenschaften der auf dem internationalen Markt befindlichen Magnetsysteme zur Ankopplung von Zahnersatz an natürliche Zahnwurzeln oder Implantate zu geben. Von besonderem Interesse waren hierbei maximale Abzugskraft und –dynamik der unterschiedlichen Systeme, sowie ihr Korrosionsverhalten und die damit einhergehende Biokompatibilität. Weiterhin wurde der Einfluss der Sterilisation von implantatgetragenen Magnetabutments auf die Retentionskraft und das Abzugsverhalten überprüft. Die Untersuchung des Korrosionsverhaltens wurde nach standardisierten Bedingungen durchgeführt und orientierte sich somit hinsichtlich Ausführung und Probenvorbereitung an DIN ISO 10271:2001: „Korrosionsprüfverfahrens für dentale metallische Werkstoffe“.

Es wurden 11 verschiedene Magnetattachments für die Verwendung auf natürlichen Zahnwurzeln und 12 verschiedene Magnetattachments auf Implantaten getestet. Bei den Magnetattachments in Verbindung mit natürlichen Zähnen wurden verschiedene Kombinationen von Prothesenmagneten mit den korrespondierenden Keepern getestet. Dabei wurden 7 geschlossene und 4 offene Mono-Systeme untersucht. Die Magnetkerne bestanden ausschließlich aus NdFeB. Bei den Magnetattachments auf Implantaten fanden sich 4 offene Duo-Systeme, 2 offene Monosysteme und 6 geschlossene Mono-Systeme. Bei den Magnetlegierungen handelte es sich in 3 Fällen um SmCo und bei den übrigen Magnetsystemen um NeFeB. Die Abzugsversuche wurden in einer kalibrierten Universal-Testmaschine durchgeführt. Die Messungen wurden nach DIN 13992:2008 Zahnheilkunde – Magnetische Retentionselemente“ durchgeführt. Danach wurde jeweils ein Magnetabutment in einem Autoklaven sterilisiert und die Messung der resultierenden Retentionskräfte unter denselben Bedingungen wiederholt.

Kein Magnet erreichte in seiner maximalen Retentionskraft den vom Hersteller angegebenen Wert. Hinsichtlich der Abzugsdynamik unterschieden sich geschlossene und offene Magnetsysteme charakteristisch in ihrem Verlauf. Die Sterilisation hatte keinen signifikanten Einfluss auf Maximalkraft und dynamischen Kraftverlauf.

Weiterhin wurde das Korrosionsverhalten der Magnetsysteme nach standardisierten Bedingungen (DIN ISO 102771:2001) durchgeführt. Die Magnete, Abutments und Keeper, sowie ein ungekapselter SmCo-Rohmagnet wurden in der Prüflösung in Intervallen von 1, 4, 7 und 28 Tagen bei 37°C inkubiert und das gewonnene Eluat auf in Lösung gegangene Ionen spektrometrisch untersucht und mit dem in DIN EN ISO 22674:2006 vorgegebenen Grenzwert verglichen. Für jeden Probekörper konnten in

Lösung gegangene Ionen nachgewiesen werden. Es konnte jedoch keine signifikant gesteigerte Freisetzung in Abhängigkeit von der Zeit dargestellt werden. Alle Ergebnisse blieben signifikant unter dem Grenzwert. Lediglich der ungekapselte Rohmagnet korrodierte schwer.

Der Einsatz der getesteten Magnetsysteme unter klinischen Bedingungen, sowie die Bioverträglichkeit der zu erwartenden Korrosionsprodukte auf den menschlichen Organismus sollten in weiteren Studien untersucht werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Ahmad KA, Drummond JL, Graber T, BeGole E: Magnetic strength and corrosion of rare earth magnets; *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130 (2006) 11-15
2. Akaltan F, Can G: Retentive characteristics of different magnetic systems. *J Prosth Dent* 74 (1995) 422-427
3. Angelini E, Pezzoli M, Zucchi F: Corrosion under static and dynamic conditions of alloys used for magnetic retention in dentistry. *J Prosthet Dent* 6 (1991) 848-853
4. Bates JF: Retention of cobalt-chromium partial dentures. *Dent Pract Dent Res* 14 (1963) 168-171
5. Bayramoglu G, Alemdaroglu T, Kedici S, Aksüt A: The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. *J Oral Rehabil* 7 (2000) 563-575
6. Becker J: Permanent magnets. *Sci Am* 223 (2007) 92
7. Behrman SJ: The implantation of magnets in the jaw to aid denture retention. *J Prosth Dent* 10 (1960) 841
8. Behrman SJ: Magnets implanted in the mandible: aid to denture retention. *J Am Dent Assoc* 68 (1964) 206-215
9. Blankenstein F: *Magnete in der Zahnmedizin*. Flohr-Verlag, Rottweil, 2001
10. Blankenstein F: *Permanentmagnete in der Hybridprothetik*. MBZ (2002)
11. Blechmann AM: Magnetic force in orthodontics. *Amer J Orthod* 7 (1978) 435-443
12. Blechmann AM: Magnetic force systems in orthodontics. *Amer J Orthod* 87 (1985) 202-210
13. Bondemark L, Kurol J, Wennberg A: Orthodontic rare earth magnets - in vitro assessment of cytotoxicity. *J Orthod* 21 (1994) 335-341
14. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Giglio JA: Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: part II. Patient satisfaction and preference. *J Prosth Dent* 73 (1995a) 364-369
15. Burns DR, Unger J, Elswick R, Beck D: Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: part I. Retention, stability and tissue response. *J Prosth Dent* 73 (1995b) 354-363
16. Cacaci C, Klaus R, Egerer C: Die implantatgestützte, magnetverankerte Totalprothese im Unterkiefer - Klinische Erfahrungen mit dem Steco-Titanmagnetics-System auf Ankylos-Implantaten. *Quintessenz* 6 (1998) 585
17. Carlyle LW, Duncan JM, Richardson JT, Garcia L: Magnetically retained implant denture. *J Prosth Dent* 56 (1986) 583-586
18. Castellon P, Blatz MB, Block MS, Finger IM, Rogers B: Immediate loading of dental implants in the edentulous mandible. *J Am Dent Assoc* 135 (2004) 1543-1549
19. Cerny R: The biological effects of implanted magnetic fields, Part. II Mammalian tissues. *Aust Orthod* 6 (1980a) 114
20. Cerny R: The reaction of dental tissues to magnetic fields. *Aust Dent J* 25 (1980b) 264

21. Chan MF, Johnston C, Howel R, Cawood J: Prosthetic management of the atrophic mandible using endosseous implants and overdentures: a six-year review. *Br Dent J* 179 (199) 329-337
22. Chiapasco M: Early and immediate restoration and loading of implants in completely edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19 (2004) 76-91
23. Chopra V, Smith BJ, Preiskel HW, Palmer RM, Curtis R: Breakaway forces of flat and domed surfaced magfit implant magnet attachments. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 15 (2007) 7-12
24. Claußen HJ: Magnetphysik - Grundlagen zum Verständnis eines Phänomens. In: Blankenstein F (Hrsg): *Magnete in der Zahnmedizin*. flohr verlag, Rottweil, 2001, S. 14-20
25. Coca I, Wisser W: Klinische Nachuntersuchung magnetgehaltener Prothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 48 (1993) 564-566
26. Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F: Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont*. 18 (2005) 99-105
27. Darendeliler MA, Darendeliler A, Sinclair PM: Effects of static magnetic and pulsed electromagnetic fields on bone healing. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 12 (1997) 43-53
28. Darendeliler MA, Sinclair PM, Kusy RP: The effects of samarium-cobalt magnets and pulsed electromagnetic fields on tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107 (1995) 578-588
29. Dias AP, Darvell BW: Use and design of magnets in denture retention. *J Dent Res* 74 (1995) 584
30. Dias AP, Honkura Y: Retentive prostheses with magnets. *Proceedings of the Symposium on Magnetic Attachment System* (1998) 1-18
31. Deutsches Institut für Normung e. V.: DIN EN 13060:2004: "Dampf-Klein-Sterilisatoren". Beuth Verlag Ausgabe 9 (2004)
32. Deutsches Institut für Normung e.V.: DIN EN ISO 10271:2001: "Korrosionsprüfverfahren für dentale metallische Werkstoffe". Beuth Verlag Ausgabe 2 (2002)
33. Deutsches Institut für Normung e.V.: DIN EN ISO 22674:2006: "Metallische Werkstoffe für festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz und Vorrichtungen". Beuth Verlag Ausgabe 2 (2007)
34. Deutsches Institut für Normung e.V.: DIN 13992: "Zahnheilkunde - Magnetische Retentionselemente". Beuth Verlag Ausgabe 8 (2008)
35. Donohue VE, McDonald F, Evans RD: In vitro cytotoxicity testing of neodymium - iron - boron - magnets. *J Appl Biomater* 6 (1995) 69-74
36. Drago CJ: Tarnish and corrosion with the use of intraoral magnets. *J Prosth Dent* 66 (1991) 536

37. Evans RD, McDonald F: Effect of corrosion products (neodymium iron boron) on oral fibroblast proliferation. *J Appl Biomater* 6 (1995) 199-202
38. Federspil P, Bull HG, Federspil PA: Epithetische Wiederherstellung im Gesicht. *Dtsch Ärztebl* 95 (1998) 206-213
39. Fizia T, Stemmann H, Schwichtenberg D, Probst J: Abzugskraftuntersuchung an Magnetattachments-eine vergleichende Studie. Poster, Frühjahrstagung der DGI (2000)
40. Fraunhofer von JA, Bonds PW, Johnson BE: Force regeneration by orthodontic samarium-cobalt magnets. *The Angle Orthodontist* 62 (1992) 191-192
41. Freedman H: Magnets to stabilize dentures. *J Am Dent Assoc* 47 (1953) 288
42. Gatti C: Immediate loading of Brånemark implants: a 24-month follow-up of a comparative prospective pilot study between mandibular overdentures supported by Conical transmucosal and standard MK II implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 4 (2002) 190-199
43. Geering AH, Kundert M: Total- und Hybridprothetik. In: Rateitschak K.H. (Hrsg): *Farbatlanten der Zahnmedizin*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1992
44. Gendusa NJ: Magnetverankerungen für Deckprothesen. *Quintessenz* 11 (1988) 1929-1940
45. Gillings BR: Magnetic retention for complete and partial overdentures. Part I. *J Prosth Dent* 45 (1981) 484-491
46. Gillings BR: Magnet overdentures. *Aust Prosthodont J* 7 (1993) 13-21
47. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J: Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19 (2004) 826-831
48. Haoka K, Kanno T, Takada Y, Kimura K, Okuno O: Corrosion resistance of the Pt-Fe-Nb magnets for dentalcasting. *Dent Mater J* 19 (2000) 270-282
49. Hargraves AS, Foster MA: Hydrocryl: an aid to retention? *J Dent* 4 (1976) 33-41
50. Heckmann SM, Linke JJ, Winter W, Wichmann M: Interforaminale Verbindungselemente und Kraftübertragung auf Implantat und Lager. *Implantologie* 1 (2003) 29-38
51. Heeg P, Weingart D: Hygiene und Infektionsprävention. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg): *Zahn-Mund-Kieferheilkunde*. Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2000, S. 53-78
52. Highton R, Caputo AA, Matyas J: Retentive and stress characteristics for a magnetically retained partial overdenture. *J Oral Rehabil* 13 (1986a) 443-450
53. Highton R, Caputo AA, Pezzoli M, Matyas J: Retentive characteristics of different magnetic systems for dental applications. *J Prosthet Dent* 56 (1986b) 104-106
54. Hofmann M: Kopplungsabhängige Implantatbelastung bei Hybridprothesen. *Z Zahnärztl Implantol* 13 (1997) 210-216
55. Hopp M, Rogaschewski S, Groth T: Testing the cytotoxicity of metal alloys used as magnetic prosthetic devices. *J Mater Sci Mater Med* 14 (2003) 335-345

56. Jackson TR: The application of rare earth magnetic retention to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1 (1986) 81-92
57. Jäger K, Wirz J: In-vitro-Spannungsanalysen an Implantaten in Abhängigkeit von den hybridprothetischen Suprakonstruktionen. *Z Zahnärztl Implantol* 9 (1989) 42-49
58. Jäger K, Wirz J: Unterkiefer-Hybridprothesen mit vier Implantaten. Eine in-vitro-Spannungsanalyse. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104 (1994) 1489-1494
59. Jäger K, Wirz J: Das neue Konus-Titanmagnetic-Insert in der Hybridprothetik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 110 (2000) 1161-1166
60. Jäger K, Wirz J, Baumann F: Konus-Titanmagnetics (Komafix)-ein neues Verankerungselement für die Hybridprothetik. *Quintessenz* 1 (1998) 75
61. Kawahara H: Biological testing of dental materials by means of tissue culture. *Int Dent J* 113 (1968) 443-467
62. Kawai Y, Taylor JA: Effect of loading time on the success of complete mandibular titanium implant retained overdentures: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 18 (2007) 399-408
63. Kawata Y: Cytotoxicity of Pd-Co dental casting alloys. *J Dent Res* 60 (1981) 1403
64. Kedici SP, Aksüt AA, Kılıçarslan MA, Bayramoglu G, Gökdemir K: Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil* 25 (1998) 808
65. Kitsugi A: The corrosion behavior of Nd₂Fe₁₄B and SmCo₅ magnets. *Dent Mater J* 11 (1992) 119-129
66. Lehmann KM, Arnim FV: Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintessence Dent Technol* 2 (1978) 45-48
67. Lozada JL, Ardah AJ, Rungcharassaeng K, Kan JY, Kleinman A: Immediate functional load of mandibular implant overdentures: a surgical and prosthodontic rationale of 2 implant modalities. *J Oral Implantol* 30 (2004) 297-306
68. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D: A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 26 (1992) 195-202
69. Naert I, Quirynen M, Hooghe M, van Steenberghe D: A comparative study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy. *J Prosth Dent* 71 (1994) 486-492
70. Nestle B, Lukas D, Schwenzer N: Retention forces of magnets in endosteal implants used for facial prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28 (1999) 41-44
71. Noar JH, Evans RD: Rare earth magnets in orthodontics: an overview. *Br J Orthod* 26 (1999) 29-37
72. Obatake R, Collard SM, Martin J, Ladd GD: The effects of sodium fluoride and stannous fluoride on the surface roughness of intraoral magnet systems. *J Prosth Dent* 66 (1991) 553-558

73. Payne AG: Conventional and early loading of unsplinted ITI implants supporting mandibular overdentures. *Clin Oral Implants Res* 13 (2002) 603-609
74. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E: Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12 (2007) 176-185
75. Probst J, Fizia T, Stemmann H, Thull R: Finite-Element-Berechnungen zu Magnetfeldern und Abzugskräften von Titanumhüllten SmCo-Magneten für den Einsatz im und am Menschen. In: Gattinger B, Schwipper V (Hrsg): Kongressband zum X. Internationalen Symposium für Chirurgische Prothetik und Epithetik & 13th Annual Conference of the American Anaplastology Association. Eigenverlag der IGCPE, Münster, 1998, S. 201-208
76. Reisert PM: Über Korrosion und Biokorrosion. *DZW Legierungen in der Zahnheilkunde - Sonderdruck* (2001) 29-31
77. Riley MA, Walmsley AD, Harris IR: Magnets in prosthetic dentistry. *J Prosth Dent* 86 (2001) 137-142
78. Riley MA, Williams AJ, Speight JD, Walmsley AD, Harris IR: Investigations into the failure of dental magnets. *Int J Prosthodont* 12 (1999) 249-254
79. Robert-Koch-Institut - Kommission für Krankenhaushygiene und Infektionsprävention: Infektionsprävention in der Zahnheilkunde - Anforderungen an die Hygiene Bundesgesundheitsbl-Gesundheitsforsch-Gesundheitsschutz (Hrsg.): Springer Medizin Verlag 2005, 2006, 46, S. 375-394
80. Sagawa SD, Furimura S, Togowa N, Yamatoto H, Matsuura Y: New material for permanent magnets on base of Nd and Fe. *J Appl Phys* 55 (1984) 2083-2087
81. Sandler PJ: Magnets and orthodontics. *Br J Orthod* 16 (1989) 243-249
82. Setz JM, Seok HL, Engel E: Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 80 (1998) 323-329
83. Spielberg M, Gläser R: Magnetretinierte Hybridprothese auf Wurzelkappen. *Dental Labor* 5 (2001) 1-14
84. Stricker A, Gutwald R, Schmelzeisen R, Gellrich NG: Immediate loading of 2 interforaminal dental implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results after 24 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19 (2004) 868-872
85. Strnat KJ: The hard magnetic properties of rare earth-transition metal alloys. *IEEE Trans Magn* 8 (1972) 511-516
86. Tiller R, Köhler S, Stemmann H: Das implantatgetragene Magnetattachment-eine sinnvolle Alternative in der Hybridprothetik. *Implantologie* 3 (1995) 47-55
87. Tinschert J, Marx R, Hahn K, Yildirim M, Feifel H: Magnetische Retentionsanker auf Implantaten. *Phillip J* 6 (1995) 295-299
88. Tinschert J, Yildirim M, Marx R, Feifel H, Winter M, Spieckermann H: Stabilisierung von Deckprothesen mit Hilfe implantatgetragener Magnetanker. *Implantologie* 2 (1997) 101-111

89. Tsutsui H: Studies on the samarium cobalt magnet as a dental material. *J Dent Res* 58 (1979) 1597-1606
90. Turkyilmaz I: A short-term clinical trial on selected outcomes for immediately loaded implant-supported mandibular overdentures. *Int J Prosthodont* 19 (2006) 515-519
91. van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F: Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Implants Res* 14 (2007) 720-726
92. van Waas MA, Kalk W, van Zetten BL, van Os JH: Treatment results with immediate overdentures: an evaluation of 4.5 years. *J Prosth Dent* 76 (1996) 153-157
93. Vardimon et al: Rare earth magnets and impaction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 100 (1991) 494-512
94. Vrijhoff MMA, Mezger PR, van der Zel JM, Greener EH: Corrosion of ferromagnetic alloys used for magnetic retention of overdentures. *J Dent Res* 66 (1987) 1456-1459
95. Walmsley AD: Magnetic Retention in Prosthetic Dentistry. *Dental Update* 29 (2002) 428-433
96. Walmsley AD, Brady CL, Smith PL, Frame W: Magnet-retained overdentures using the Astra dental implant system. *Br Dent J* 174 (1993) 399-404
97. Walmsley AD, Frame JW: Implant supported overdentures-the Birmingham experience. *J Dent* 25 (1997) 543-547
98. Wang R, Li Y.: In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *J Prosth Dent* 80 (1998) 495-500
99. Wataha J: Biocompatibility of dental casting alloys: A review. *J Prosth Dent* 83 (2000) 223-234
100. Watanabe I, Hai K, Tanaka Y, Hisatsune K, Atsuta M: In vitro corrosion behavior of cast iron-platinum magnetic alloys. *Dent Mater* 17 (2001) 217-220
101. Wilson M, Patel H, Kpendema H, Noar JH, Hunt NP, Mordan NJ: Corrosion of the intra-oral magnets by multi-species biofilms in the presence and absence of sucrose. *Biomaterials* 18 (1997) 53-57
102. Wirz J, Jäger K: Magnetverankerungen implantatgetragener Hybridprothesen. *Quintessenz* 42 (1991) 1837-1844
103. Wirz J, Jäger K, Schmidli F: Magnetverankerte (Implantatgesicherte) Totalprothesen - Ein Beitrag zur Altersprothetik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104 (1994) 1235-1245
104. Wirz J, Lopez S, Schmidli F: Magnetverankerungen auf Implantaten. Teil I: Bestandsaufnahme. *Quintessenz* 44 (1993a) 579-588
105. Wirz J, Lopez S, Schmidli F: Magnetverankerungen auf Implantaten. Teil II: Korrosionsverhalten. *Quintessenz* 44 (1993b) 737-749
106. Wirz J, Lopez S, Schmidli F: Magnetverankerungen auf Implantaten. Teil III: Schlußfolgerungen und klinische Empfehlungen. *Quintessenz* 44 (1993c) 891-898
107. Wirz J, Schmidli F: Magnetanker im Korrosionstest. *Quintessenz* 5 (1990) 879-886

108. Wisser W, Coca, Ruppel-Schönewolf K: Wurzelstiftkappendesign für die magnetgehaltene Prothese. ZWR 7 (1996) 374-378
109. Yamamoto Y, Ohsaki Y, Goto T, et al: Effects of static magnetic fields on bone formation in rat osteoblast cultures. J Dent Res 82 (2003) 962-966
110. Yatabe M, et al: Attractive force or magnetic attachment influenced by its separated direction. J Dent Res 80 (2001) 713
111. Yiu EYL, Fang DTS, Chu FCS, Chow TW: Corrosion resistance of iron-platinum magnets. J Dent 32 (2004) 423-429

7 Thesen

- 1 Dentale Magnetsysteme bieten die Möglichkeit herausnehmbaren Zahnersatz auf natürlichen Zähnen oder enossalen Implantaten zu verankern. Die zweiteiligen Magnetsysteme bestehen aus einem dauerhaft in der Mundhöhle verbleibendem Primäranker und einem korrespondierendem Prothesenmagneten (Sekundäranker).
- 2 Magnetsysteme werden in offene- und geschlossene-, bzw. Mono- und Duo-Systeme unterteilt. Dabei weisen die jeweiligen Systeme charakteristische Eigenschaften auf. So werden für die jeweiligen Produkte durch die Hersteller verschiedene maximale Retentionskräfte angegeben.
- 3 Bei der möglichen intraoperativen Sofortversorgung enossaler Implantate mit magnetverankertem herausnehmbarem Zahnersatz ist es erforderlich, die Primäranker in sterilem Zustand einzubringen.
- 4 Je nach Produkt werden die nicht-korrosionsbeständigen Magnetkerne auf unterschiedliche Weise durch metallische Kapseln geschützt.
- 5 Ziel der Studie war es die retentiv-mechanischen Eigenschaften und das Korrosionsverhalten dentaler Magnetsysteme auf natürlichen Zähnen und Implantaten erstmals nach standardisierten Verfahren darzustellen. Desweiteren sollte der Einfluss der Sterilisation magnetischer Implantatabutments auf die retentiv-mechanischen Eigenschaften untersucht werden.
- 6 Die Untersuchung der maximalen Retentionswerte sowie des dynamischen Kraftverlaufs der unbehandelten Proben erfolgte nach DIN 13992:2008. Nach standardisierter Sterilisation der Implantatabutments erfolgten weitere Abzugsversuche unter denselben Bedingungen.
- 7 Das Korrosionsverhalten der Proben wurde nach DIN ISO 10271:2001 („Korrosionsprüfverfahren für dentale metallische Werkstoffe“) getestet und mit dem in DIN ISO 22674:2006 („Metallische Werkstoffe für festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz und Vorrichtungen“) vorgegebenen Grenzwert verglichen.

- 8 Die gefundenen Kennlinien waren in Abhängigkeit der zugrunde liegenden Systeme für jedes Produkt charakteristisch. Die maximalen Retentionswerte betragen 0,7-6,6N. Die Abweichungen zu den jeweiligen Herstellerangaben betragen 43-93,4%. Die Sterilisation der Abutments hatte keinen signifikanten Einfluss auf die retentiv-mechanischen Eigenschaften.

- 9 Im Korrosionstest konnten für jedes Produkt in Lösung gegangene Ionen nachgewiesen werden. Die Menge der Korrosionsprodukte lag deutlich unterhalb des gültigen Grenzwertes. Somit scheinen alle getesteten Produkte für den klinischen Einsatz unbedenklich.

- 10 Bei der Auswahl des individuell anzuwendenden Magnetsystems können die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit klinisch hilfreich sein.

Tabellarischer Lebenslauf

Name : Carolin Ehring
Geburtsdatum : 07. April 1979
Geburtsort : Bocholt
Eltern : Rainer Ehring
Gabriele Ehring, geb. Schweda
Familienstand : ledig

Bildungsweg :

1985 – 1989	Overberg-Grundschule in Rhede
1989 – 1998	„St. Georg Gymnasium“ in Bocholt
1998	Abitur
1998 – 2003	Studium der Zahnheilkunde an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
2000	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
2001	Zahnärztliche Vorprüfung
2003	Staatsexamen im Fach Zahnmedizin und Approbation als Zahnärztin
2004 - 2006	Ausbildungsassistentin in der Zahnarztpraxis Dr. F. Wülfing in Alpen
Seit 2006	niedergelassen in der Gemeinschaftspraxis R. Ehring und C. Ehring

Bocholt, den 25.05.2009

Erklärung

Die vorliegende Arbeit einschließlich der Untersuchungen und der statistischen Auswertungen wurden selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel angefertigt.

Bocholt, den 13.Mai 2009

.....

Ich erkläre weiterhin, daß frühere Promotionsversuche mit der gleichen oder einer anderen Dissertation nicht erfolgt sind. Die vorliegende Arbeit wird erstmalig und nur an der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg eingereicht.

Bocholt, den 13. Mai 2009

.....

Hinweise auf Publikationen von Ergebnissen dieser Arbeit

Originalartikel

Boeckler A, Morton D, Ehring C, Setz JM. Mechanical Properties of Magnetic Attachments for Removable Protheses on Teeth and Implants. J Prosthodont 2008 17(8):608-15

Boeckler A, Morton D, Ehring C, Geis-Gerstorfer J. Setz JM. Corrosion of dental magnet attachments for removable protheses on teeth and implants. J Prosthodont [accepted - E-pub]

Boeckler A, Ehring C, Setz JM. Retentionscharakteristiken implantat-prothetischer Magnetattachments. Z Zahnärztl Impl 24 4 (2008) 276-288

Boeckler A, Ehring C, Setz JM: Retention performance of magnetic attachments on dental implants. Int Poster J Dent Oral Med 10 1 (2008) 391

Ehring C, Boeckler A, Setz JM. Dental magnetic systems as prosthetic attachments on retained roots. Int Poster J Dent Oral Med 10 1 (2008) 397

Artikel in Konferenzbänden

Boeckler, A. Ehring, C., Setz, J.: Retention Performance of Magnetic Attachments on Dental Implants. J Dent Res 84 (Spec Iss A 2005) 437

Ehring, C., Boeckler, A., Setz, J.: Dental Magnetic Systems as Prosthetic Attachments on Retained Roots. J Dent Res 84 (Spec Iss A 2005) 1624

Posterbeiträge

Boeckler, A. Ehring, C., Setz, J.: Retention Performance of Magnetic Attachments on Dental Implants, International Association of Dental Research (IADR), 83rd General Session & Exhibition, 9.03.-12.03.2005. Baltimore, MA, USA

Ehring, C., Boeckler, A, Setz, J.: Dental Magnetic Systems as Prosthetic Attachments on Retained Roots. International Association of Dental Research (IADR), 83rd General Session & Exhibition, 9.03.-12.03.2005, Baltimore, MA, USA

Danksagung

Für die Überlassung des interessanten und praxisrelevanten Themas der Arbeit möchte ich Herrn Prof. Dr. J. Setz (Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) meinen ganz besonderen Dank aussprechen.

Mein außerordentlicher Dank gilt Herrn OA Dr. A. Boeckler (Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) für die wissenschaftliche Anregung zur Bearbeitung des Themas sowie die wertvollen Hinweise und Ratschläge und die stets förderliche fachliche Betreuung der vorliegenden Thematik.

Mein weiterer Dank gilt Frau Prof. Dr. H. Foth (Universitätsklinikum Halle / Saale, Institut für Umwelttoxikologie) und Herrn Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer (Eberhard-Karls-Universität Tübingen, Zentrum für Zahn-Mund- und Kieferheilkunde, Sektion „Medizinische Werkstoffkunde und Technologie“) für die hervorragende Unterstützung bei der Realisierung der analytischen Untersuchungen und Auswertungen.

Für die Unterstützung bei der zahntechnischen Vorbereitung gilt mein Dank den Mitarbeitern des zahntechnischen Laboratoriums der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

Zudem möchte ich meinen Eltern, meiner Schwester und meinem Freund für ihre verständnisvolle Unterstützung, Geduld und Motivation bei der Erstellung der hier vorliegenden Arbeit danken.

.