

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
-Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. F. Bollmann

**Attachmentsysteme zur Verankerung von implantatge-  
tragenem, herausnehmbarem Zahnersatz im zahnlosen  
Kiefer  
-Ein systematischer Überblick-**

INAUGURAL-DISSERTATION  
zur  
Erlangung des doctor medicinae dentium  
der Medizinischen Fakultät  
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von  
Frank Walter Thöle  
aus Osnabrück  
2006

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen  
Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. P. Scheutzel

2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Dr. J. Kleinheinz

Tag der mündlichen Prüfung: 21.12.2006

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
-Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. F. Bollmann

Referent: Univ.-Prof. Dr. P. Scheutzel  
Korreferent: Priv.-Doz. Dr. Dr. J. Kleinheinz

### **ZUSAMMENFASSUNG**

Attachmentsysteme zur Verankerung von implantatgetragenen, herausnehmbarem  
Zahnersatz im zahnlosen Kiefer  
-Ein systematischer Überblick-  
Thöle, Frank

Für die Verankerung von implantatgetragenen, herausnehmbarem Zahnersatz stehen verschiedene Attachmentsysteme zur Verfügung, aus denen befund- und patientenspezifisch das jeweils am besten geeignete gewählt werden muss. Hierfür ist ein systematischer Vergleich der Eigenschaften wichtig. Eine solche vergleichende Zusammenstellung fehlt allerdings bisher. Deshalb war es das Ziel der vorliegenden Arbeit, den aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnisstand zu den im Rahmen der Verankerung implantatgetragenen Zahnersatzes verwendeten, verschiedenen Attachmentsystemen aufzuarbeiten und vergleichend darzustellen, wobei insbesondere die Aspekte Implantatbelastung und Belastung des zahnlosen Kiefers, Reparaturanfälligkeit, periimplantäre Auswirkungen und Patientenzufriedenheit berücksichtigt werden sollten. Hierzu wurde eine systematische, datenbankgestützte Literaturrecherche durchgeführt und die gefundenen Studien unter Berücksichtigung o.g. Aspekte analysiert.

Es zeigte sich, dass zwischen den verschiedenen Attachmentsystemen zum Teil deutliche Unterschiede bestehen.

So ist z.B. die Implantatbelastung bei Verwendung von Magnetattachments am geringsten und bei der Teleskopverankerung am größten. Bezüglich der Retentionskräfte verhält es sich allerdings genau umgekehrt. Die geringste Belastung des zahnlosen Kiefers resultiert bei der Verwendung von Teleskopen.

Wartungsarbeiten sind bei Verwendung von Teleskop- und Stegattachments weniger häufig und aufwändig als dies bei den anderen Attachmentvarianten der Fall ist.

Bezüglich der Reinigungsfähigkeit haben Kugelkopf- und Teleskopattachments Vorteile gegenüber den anderen Attachmentsystemen.

Hinsichtlich des röntgenologisch erkennbaren periimplantären Knochenabbaus bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede. Die signifikant größten Knochenverluste werden bei allen Attachments im ersten Jahr nach Insertion der Prothese registriert, gleiches gilt für die mittels Periotest bestimmte Implantatfestigkeit.

Alle Attachmentsysteme führen zu einer deutlichen Steigerung der Patientenzufriedenheit im Vergleich zur "implantatlosen" Ausgangssituation, wobei sich jedoch sowohl auf phonetischer als auch auf kaufunktioneller Ebene deutliche Nachteile auf Seiten der Magnetattachments zeigen.

Aussagen zum Einfluss des jeweiligen Attachmentsystems auf die Lebenserwartung des implantatgetragenen Zahnersatzes sind nicht möglich, da diesbezügliche Studien bislang fehlen. Dies ist somit eine wichtige Fragestellung für weitere Untersuchungen.

Tag der mündlichen Prüfung: 21.12.2006

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einführung.....</b>	<b>3</b>
1.1	Allgemeines.....	3
1.2	Ziel der eigenen Untersuchung.....	4
<b>2</b>	<b>Material und Methoden.....</b>	<b>5</b>
2.1	Kriterien zur Auswahl von Studien für diese Arbeit .....	5
2.2	Suchstrategie zur Ermittlung von geeigneten Studien.....	5
<b>3</b>	<b>Ergebnisse und Diskussion.....</b>	<b>8</b>
3.1	Allgemeine Grundlagen der implantatprothetischen Ver- sorgung zahnloser Kiefer .....	8
3.1.1	Rehabilitation des zahnlosen Unterkiefers.....	8
3.1.1.1	<i>Konzept 1 - Totalprothese auf zwei Implantaten.....</i>	<i>8</i>
3.1.1.2	<i>Konzept 2 - Totalprothese auf vier Implantaten.....</i>	<i>9</i>
3.1.1.3	<i>Konzept 3 - Rein implantatgetragene Prothese auf vier oder mehr Implantaten.....</i>	<i>10</i>
3.1.1.4	<i>Konzept 4 - Rein implantatgetragene, bedingt abnehmbare Brücke auf fünf oder mehr Implantaten .....</i>	<i>11</i>
3.1.2	Rehabilitation des zahnlosen Oberkiefers.....	12
3.1.2.1	<i>Konzept 1 - Totalprothese auf zwei Implantaten.....</i>	<i>12</i>
3.1.2.2	<i>Konzept 2 - Totalprothese auf vier Implantaten.....</i>	<i>12</i>
3.1.2.3	<i>Konzept 3 - Totalprothese auf vier bis sechs Implantaten .....</i>	<i>13</i>
3.1.2.4	<i>Konzept 4 - Herausnehmbarer Zahnersatz auf sechs bis acht Implantaten.....</i>	<i>13</i>
3.1.2.5	<i>Konzept 5 - Festsitzender Ersatz des zahnlosen Oberkiefers.....</i>	<i>14</i>
3.1.3	Vorstellung der verschiedenen Attachmentsysteme zur Verankerung implantatgetragener Prothesen .....	15
3.1.3.1	<i>Stegattachments .....</i>	<i>16</i>
3.1.3.2	<i>Kugelkopfattachments .....</i>	<i>20</i>
3.1.3.3	<i>Magnetattachments .....</i>	<i>22</i>
3.1.3.4	<i>Teleskopattachments .....</i>	<i>25</i>
3.2	Mechanische Aspekte implantatverankerter Total- prothesen.....	27

3.2.1	Allgemein gültige mechanische Aspekte.....	27
3.2.1.1	<i>Wechselschwellbelastungen der Implantate.....</i>	27
3.2.1.2	<i>Aufschlüsselung der Kräfte während des Mastikationszyklusses....</i>	28
3.2.1.3	<i>Änderung der Kaumuskeelfunktion nach enossaler Implantation im zahnlosen Unterkiefer .....</i>	29
3.2.2	Vergleich der auftretenden Kräfte, die abhängig vom verwendeten Attachmentsystem sind .....	30
3.2.2.1	<i>Vertikal auf die Implantate wirkende Kräfte.....</i>	30
3.2.2.2	<i>Transversal auf die Implantate wirkende Kräfte.....</i>	41
3.2.2.3	<i>Auf den zahnlosen Kieferabschnitt einwirkende Kräfte .....</i>	44
3.2.3	Vergleich des Retentionsvermögens der verschiedenen Attachmentvarianten als Grundlage für Prothesenstabilität und Patientenzufriedenheit .....	46
3.3	<b>Reparaturanfälligkeit und Nachsorgeaufwand .....</b>	<b>50</b>
3.3.1	Wartungsaufwand der Bestandteile der verschiedenen Implantatsysteme .....	50
3.3.1.1	<i>Wiederbefestigung und Austausch gelöster und funktionsuntüchtiger Attachmentbauteile .....</i>	50
3.3.1.2	<i>Retentionsverlust als prothetische Komplikation .....</i>	56
3.3.2	Wartungsaufwand der implantatverankerten Totalprothese .....	59
3.4	<b>Auswirkungen der verschiedenen Attachmentsysteme auf das marginale Parodontium.....</b>	<b>62</b>
3.4.1	<i>Klinische Parameter zu Beurteilung der marginalen Gesundheit des Implantatbetts .....</i>	62
3.4.2	<i>Gegenüberstellung der röntgenologisch bestimmbaren Parameter .....</i>	68
3.4.3	<i>Implantatfestigkeit als Zeichen einer erfolgreichen Ossifikation der Implantate .....</i>	73
3.5	<b>Patientenzufriedenheit .....</b>	<b>77</b>
3.5.1	<b>Phonetische, ästhetische und hygienische Aspekte.....</b>	<b>77</b>
3.5.2	<b>Kaufunktionelle Aspekte.....</b>	<b>81</b>
4	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>85</b>
5	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>87</b>

# **1 Einführung**

## **1.1 Allgemeines**

Durch Implantate ist es möglich, eine Verbesserung der Stabilität von Totalprothesen und somit eine Steigerung des Tragekomforts zu erreichen. Eine typische Indikation stellt hierbei der atrophisch veränderte, zahnlose Unterkiefer dar, der der schleimhautgetragenen Prothese in der Regel nur ein insuffizientes Prothesenlager bietet.

Die Planung implantologischer Maßnahmen ist von unterschiedlichen Faktoren abhängig, die für jeden Patienten individuell betrachtet werden müssen. Hierzu zählen nach TETSCH (1991) u.a Allgemeinbefund, Medikation, Kooperationsbereitschaft (Mundhygiene, Recall, Kosten), Kooperationsfähigkeit (manuelles Geschick, Sehvermögen), morphologische Voraussetzungen, antagonistische Bezahnung, ästhetische und funktionelle Gesichtspunkte.

Im Laufe der Zeit sind in Anlehnung an die konventionelle Teilprothetik eine große Anzahl verschiedener Attachmentsysteme zur Verankerung herausnehmbaren Zahnersatzes auf Implantaten im zahnlosen Kiefer entwickelt worden. Hierzu zählen im Wesentlichen: Steg-, Kugelkopf-, Magnet- und Teleskopattachments. Darüber hinaus sind von den unterschiedlichen Herstellern in Bezug auf Material, Gestaltung und Ausführung verschiedenste Modifikationen und Variationen dieser Attachments erhältlich.

Bei der Auswahl des für den jeweiligen Befund geeignetsten Attachmentsystems müssen neben individuellen, „patientenspezifischen“ Faktoren, ähnlich wie sie TETSCH (1991) (siehe oben) dargestellt hat, auch grundsätzliche, „attachmentspezifische“ Parameter berücksichtigt werden. Dies sind zum einen mechanische Aspekte der einzelnen Attachmentsysteme, die die Betrachtung der unterschiedlichen Belastungen von Implantaten und Kiefern sowie das unterschiedliche Retentionsvermögen der einzelnen Verankerungselemente mit einschließen, und zum anderen die Reparaturanfälligkeit und der Nachsorgeaufwand, welche für den Erfolg eines Attachmentsystems von entscheidender Bedeutung sind.

Darüber hinaus sind auch die Wechselwirkungen zwischen verwendetem Attachment und periimplantärem Gewebe für den Langzeiterfolg von großer Bedeutung und müssen

deshalb bei der Auswahl eines geeigneten Attachmentsystems mit berücksichtigt werden.

Schlussendlich ist auch die subjektive Patientenzufriedenheit, die durch die Verwendung eines Attachmentsystems erreicht werden kann, ein wesentlicher Parameter für den Therapieerfolg.

## **1.2 Ziel der eigenen Untersuchung**

Ziel dieser Untersuchung ist es, in Form einer systematischen Literaturübersicht die zur Zeit aktuelle wissenschaftliche Evidenz zu den heute gebräuchlichen Attachmentsystemen zur Verankerung implantatgetragenen Zahnersatzes zusammenzustellen und unter Berücksichtigung aller oben genannten Aspekte kritisch zu würdigen, um so eine fundierte Grundlage für die individuelle Therapieentscheidung bei der Attachmentauswahl in der Implantatprothetik zu schaffen.

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Kriterien zur Auswahl von Studien für diese Arbeit**

Als Basis für die vorliegende Arbeit wurden alle im Rahmen der unten beschriebenen systematischen Literaturrecherche gefundenen Studien und Übersichtsarbeiten berücksichtigt, die sich mit der Thematik: „Attachmentsysteme zur Verankerung von herausnehmbarem implantatgetragenen Zahnersatz im zahnlosen Kiefer“ befassen.

Dabei wurden sowohl In vitro- als auch In vivo- Studien in die Auswertung einbezogen. Probanden der In vivo- Studien waren in der Regel Personen, deren Prothesen durch Implantate mittels Steg-, Kugelpopf-, Magnet- oder Teleskopattachments stabilisiert worden waren. In-vitro- Studien dienten vor allem der Beantwortung mechanischer Fragestellungen.

### **2.2 Suchstrategie zur Ermittlung von geeigneten Studien**

Zur möglichst lückenlosen Ermittlung aller zum Thema erschienenen Studien wurde eine systematische, datenbankgestützte Literaturrecherche durchgeführt, die sich an dem von MEDLINE (Ovid) bzw. der COCHRANE LIBRARY empfohlenen Vorgehen orientierte.

Die Suchstrategie umfasste sowohl klassifizierende Begriffe (Medical subject Headings) als auch freie Textworte.

Einen exemplarischen Überblick zu den konkret genutzten Begriffen gibt die folgende MEDLINE-Recherche:

#### MesH-Suche

#1: “Dental Implants“[MesH] OR “Dental Implantation, endosseous”[MesH]

#2: “Dental Prothesis, Implant-supported”[MesH]

#3: “Denture Precision Attachment”[MesH]

#4: (#1) AND (#3)

#5: (#2) AND (#3)

#6: (#4) OR (#5)

### freie Textsuche

- #7: bar attachment(s)
- #8: ball attachment(s)
- #9: telescope attachment(s)
- #10: magnet attachment(s)
- #11: implant(s) AND attachment(s)
- #12: (#7) OR (#8) OR (#9) OR (#10) OR (#11)
- #13: [overdenture(s) OR denture(s)] AND implant(s)
- #14: [overdenture(s) OR denture(s)] AND repair
- #15: [overdenture(s) OR denture(s)] AND implants AND complication(s)
- #16: [overdenture(s) OR denture(s)] AND implants AND maintenance
- #17: [overdenture(s) OR denture(s)] AND implant(s) AND satisfaction
- #18: [overdenture(s) OR denture(s)] AND attachment(s) AND satisfaction
- #19: [overdenture(s) OR denture(s)] AND implants(s) AND hygiene
- #20: [overdenture(s) OR denture(s)] AND attachment(s) AND hygiene
- #21: [overdenture(s) OR denture(s)] AND implants(s) AND cleanability
- #22: [overdenture(s) OR denture(s)] AND attachment(s) AND cleanability
- #23: [overdenture(s) OR denture(s)] AND attachment(s) AND force(s)
- #24: [overdenture(s) OR denture(s)] AND attachment(s) AND stress
- #25: [overdenture(s) OR denture(s)] AND attachments(s) AND retention
- #26: [overdenture(s) OR denture(s)] AND implants AND stability
- #27: [overdenture(s) OR denture(s)] AND attachment(s) AND stability
- #28: (#13) OR (#14) OR (#15) OR (#16) OR (#17) OR (#18) OR (#19) OR  
      (#20) OR (#21) OR (#22) OR (#23) OR (#24) OR (#25) OR (#26) OR  
      (#27)

### Kombination

- #29: (#6) OR (#28)
- #30: ((#1) AND (#12)) OR ((#2) AND (#12))
- #31: (#29) OR (#30)

Mittels oben genannter Suchstrategie wurden die folgenden Datenbanken durchsucht, wobei alle Artikel berücksichtigt wurden, die bis einschließlich Juni 2005 publiziert worden waren:

- MEDLINE (1966 bis Juni 2005)
- The Cochrane Central Register of Controlled Trials (The Cochrane Library, 2005)

Neben dieser datenbankengestützten Recherche wurden im Rahmen einer Handsuche weitere Artikel zusammengetragen, die teils über Querverweise in bereits selektierten Veröffentlichungen ermittelt worden waren oder bei der systematischen Recherche der letzten 10 Jahre (1995-2005) in folgenden einschlägigen Fachzeitschriften gefunden wurden:

- International Journal of Oral and Maxillofacial Implants
- International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery
- International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry
- International Journal of Prosthodontics
- Clinical Oral Implants Research
- The Journal of Prosthetic Dentistry
- Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift
- Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie

Es wurden nur deutsch- oder englischsprachige Originalartikel berücksichtigt.

## **3 Ergebnisse und Diskussion**

### **3.1 Allgemeine Grundlagen der implantatprothetischen Versorgung zahnloser Kiefer**

Bevor nun ab Abschnitt 3.2 die verschiedenen Attachmentvarianten miteinander verglichen werden, sollen zuerst die prinzipiellen Therapiekonzepte kurz erörtert werden.

Nach SPIEKERMANN (1994) und RICHTER und SPIEKERMANN (1996) lassen sich bezüglich der Rehabilitation des zahnlosen Kiefers mittels Implantaten vier verschiedene Behandlungskonzepte miteinander vergleichen. SPIEKERMANN (1994) geht hierbei größtenteils auf die Versorgung mittels Stegattachments ein, die zum Zeitpunkt seiner Veröffentlichung den größten Stellenwert hatten. Ob dies zum jetzigen Zeitpunkt immer noch uneingeschränkt gültig ist, soll im Rahmen dieser Arbeit genauer untersucht werden.

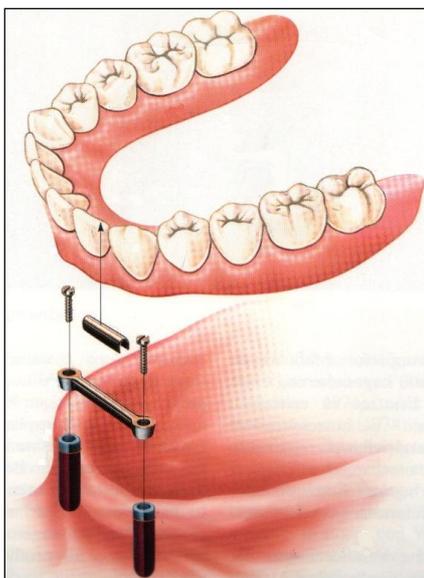
#### **3.1.1 Rehabilitation des zahnlosen Unterkiefers**

##### ***3.1.1.1 Konzept 1 - Totalprothese auf zwei Implantaten***

Hierbei handelt es sich um die einfachste und kostengünstigste Versorgungsmöglichkeit. Zwei Implantate, die zumeist in der Eckzahnregion eingebracht worden sind, werden durch einen geraden Steg miteinander verbunden. An diesem Steg wird über einen passenden aktivierbaren Stegreiter eine Deckprothese befestigt (Abb. 1).

Der Steg wirkt als Steggelenk und lässt eine Rotation der Prothese um eine definierte Achse zu. Dies gewährleistet eine ausreichende Stabilität der Prothese. Als Nachteil dieser Konstruktion ist anzusehen, dass durch Verlust eines Implantates eine Nachimplantation fast unumgänglich wird, da ein Implantat allein eine Stabilisierung der Prothese nicht gewährleisten kann.

Nach RICHTER und SPIEKERMANN (1996) ergibt sich im Rahmen dieses Behandlungskonzepts eine weitere Möglichkeit zur Befestigung der Prothese an den Implantaten, und zwar über Kugelpfattachments und entsprechenden Matrizen in der Prothese.



**Abb. 1**  
Rehabilitation des zahnlosen Unterkiefers, Konzept 1  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

### Indikation

Nach RICHTER und SPIEKERMANN (1996) ist das Behandlungskonzept 1 bei einer mäßiggradigen Kieferkammatrophy und bei Patienten indiziert, die in Bezug auf Retention und Funktion durch herkömmlichen Zahnersatz nur unbefriedigend therapiert werden können.

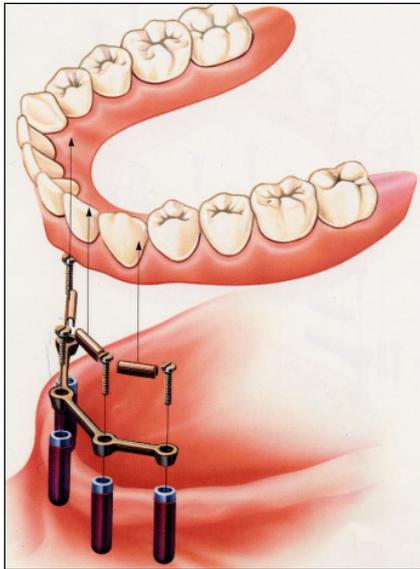
#### **3.1.1.2 Konzept 2 - Totalprothese auf vier Implantaten**

Es werden vier Implantate im frontalen Bereich des Unterkiefers mit möglichst gleichem Abstand eingebracht. Die Stabilisierung der Prothese erfolgt durch einen winkelig verlaufenden Steg (Abb. 2), der in der Regel keine Rotation der Prothese zulässt. Im Unterschied zu Konzept 1 ermöglicht dieses Therapieprinzip in bestimmten Fällen (hohe Knochendichte, lange Implantate) eine sofortige Belastung der Implantate, was ggf. einen erheblichen zeitlichen Vorteil zur Folge hat (RICHTER und SPIEKERMANN, 1996). Nach RICHTER und SPIEKERMANN (1996) kann die Verankerung der Prothese ebenfalls über Kugelkopfattachments oder Teleskopattachments erfolgen.

### Indikation

Dieses Therapiekonzept ist bei Patienten mit geringer bis hochgradiger Atrophie des Unterkiefers indiziert. Besonders Patienten mit einem spitz zulaufenden, gotischen Un-

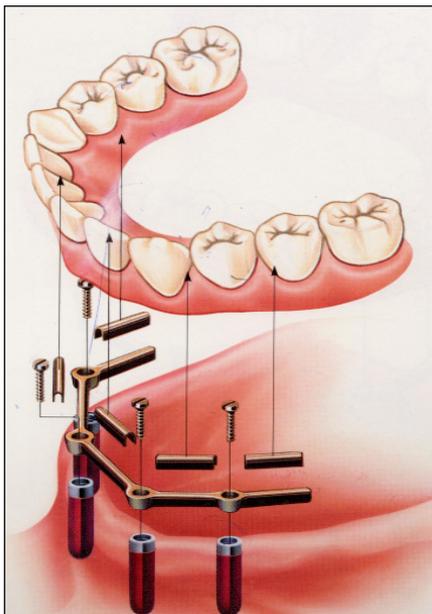
terkiefen können häufig auf diese Art und Weise erfolgreich therapiert werden (RICHTER und SPIEKERMANN, 1996).



**Abb. 2**  
Rehabilitation des zahnlosen Unterkiefers, Konzept 2  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

### 3.1.1.3 *Konzept 3 - Rein implantatgetragene Prothese auf vier oder mehr Implantaten*

Die Besonderheit in diesem Therapiekonzept liegt darin, dass die Implantate mit einem nach distal extendierten Steg versorgt werden (Abb. 3). Die Prothese kann basal weitgehend reduziert werden und ist rein implantatgetragen.



**Abb. 3**  
Rehabilitation des zahnlosen Unterkiefers, Konzept 3  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

### Indikation

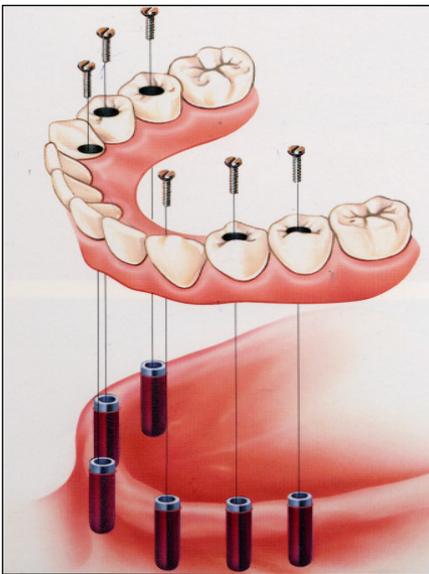
Dieses Behandlungskonzept ist besonders bei extremer Atrophie des horizontalen Unterkieferastes indiziert. Somit können prothesenbedingte Hyp- und Parästhesien durch einen hohen Austrittspunkt des N. mentalis vermieden werden.

#### **3.1.1.4 Konzept 4 - Rein implantatgetragene, bedingt abnehmbare Brücke auf fünf oder mehr Implantaten**

Hierbei werden in der Regel fünf oder sechs Implantate im interforaminalen Bereich verankert und mit einer festsitzenden, brückenähnlichen Konstruktion versorgt (RICHTER und SPIEKERMANN, 1996). So werden in nahezu idealer Weise die natürlichen Verhältnisse imitiert (Abb. 4).

### Indikation

Der Indikationsbereich umfasst denjenigen der zuvor dargestellten Konzepte. Große vertikale Distanzen zwischen Ober- und Unterkiefer gelten als Kontraindikation für diese Art der Rehabilitation.



**Abb. 4**  
Rehabilitation des zahnlosen Unterkiefers, Konzept 4  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

### 3.1.2 Rehabilitation des zahnlosen Oberkiefers

Ähnlich wie zuvor für den Unterkiefer dargestellt lassen sich auch für den Oberkiefer verschiedene Behandlungskonzepte miteinander vergleichen.

#### 3.1.2.1 *Konzept 1 - Totalprothese auf zwei Implantaten*

Als Besonderheit für die Implantation im Oberkiefer muss erwähnt werden, dass der Oberkiefer im Unterschied zum Unterkiefer zu einem großen Anteil aus spongiöser Knochenstruktur besteht, die sich als wesentlich weniger stabil erweist als die ausgeprägte Kompakta des Unterkiefers. Dies ist nicht zuletzt der Grund dafür, warum eine Verankerung des Zahnersatzes an zwei Implantaten (Konzept 1) im Oberkiefer nur in Grenzfällen durchgeführt werden sollte (SPIEKERMANN, 1996). Die Verankerung erfolgt in diesen Fällen üblicherweise durch Kugelpfanker oder einen Steg.

#### 3.1.2.2 *Konzept 2 - Totalprothese auf vier Implantaten*

Im Rahmen dieser Therapie werden im frontalen Kieferabschnitt vier Implantate eingebracht und in der Regel über einen abgewinkelten Steg miteinander verbunden (Abb. 5). Die Deckprothese kann bei Bedarf im hinteren Bereich zur Erhöhung des Tragekomforts reduziert werden.



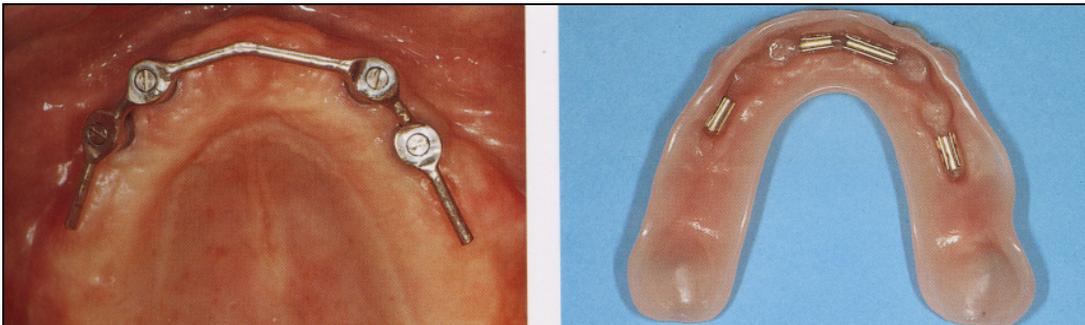
**Abb. 5**  
Rehabilitation des zahnlosen Oberkiefers, Konzept 2 (aus: RICHTER und SPIEKERMANN, 1996).

### Indikation

Dieses Behandlungskonzept ist für Patienten mit milder bis starker Knochenatrophie indiziert. Die Bedingung hierfür ist, dass im frontalen Bereich für die Implantation in Höhe und Breite genügend Knochenangebot vorhanden ist (RICHTER und SPIEKERMANN, 1996).

#### **3.1.2.3 Konzept 3 - Totalprothese auf vier bis sechs Implantaten**

Hierbei werden vier bis sechs Implantate im frontalen Oberkiefer eingebracht und mit einem nach distal extendierten Steg verbunden (Abb. 6). Die auf diese Konstruktion aufgesetzte Prothese ist tegumental- bzw. implantatgetragen. Die Entscheidung, ob vier oder sechs Implantate eingebracht werden, hängt von der Lage der Kieferhöhle ab. Erstreckt sich diese weit nach anterior, bleibt - ohne umfangreiche chirurgische Maßnahmen - häufig nur Platz für die Insertion von vier Implantaten.



**Abb. 6**  
Rehabilitation des zahnlosen Oberkiefers, Konzept 3 (aus: RICHTER und SPIEKERMANN, 1996).

### Indikation

siehe Konzept 1.

#### **3.1.2.4 Konzept 4 - Herausnehmbarer Zahnersatz auf sechs bis acht Implantaten**

Die Implantate werden hierzu sowohl im frontalen als auch im posterioren Anteil des Oberkiefers inseriert, wobei hierfür in der Regel umfangreichere chirurgische Maßnahmen (z.B. Sinusbodenelevation) notwendig werden. Um hohe Belastungen der endständigen im Sinusaugmentat verankerten Implantate zu vermeiden, ist im Rahmen dieses

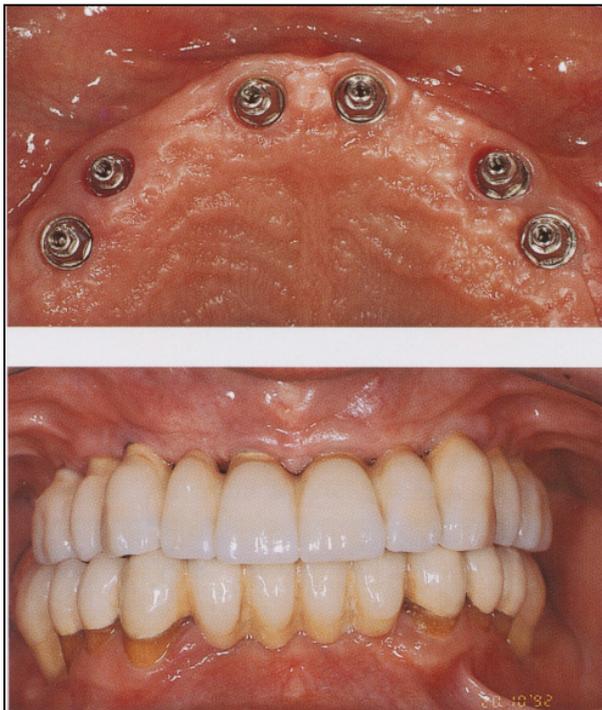
Konzepts die Abstützung auf distalen Extensionsstegen kontraindiziert (RICHTER, 2000).

### Indikation

Dieses Behandlungskonzept ist bei Patienten indiziert, bei denen die Kiefer eine große vertikale Distanz aufweisen, die aber trotzdem hohe Anforderungen an die Stabilität des Zahnersatzes haben.

#### **3.1.2.5 Konzept 5 - Festsitzender Ersatz des zahnlosen Oberkiefers**

Festsitzender Ersatz im Oberkiefer muss auf sechs bis acht Implantaten verankert werden (Abb. 7).



**Abb. 7**  
Festsitzender Zahnersatz im zahnlosen Unterkiefer. Die günstigen anatomischen Verhältnisse ermöglichen es hier, eine brückenähnliche Konstruktion einzugliedern, Konzept 5  
(aus: RICHTER und SPIEKERMANN, 1996).

Wie unter Abschnitt 3.1.2.4 beschreiben, ist auch in diesem Fall häufig eine Sinusbonelevation im Rahmen der Implantation notwendig. Die Anfertigung einer derartigen Konstruktion bietet im Idealfall die Möglichkeit, den Zahnersatz in Form von keramisch verblendeten Brückengerüsten zu gestalten. Somit wird der Zahnersatz auch höchsten ästhetischen und funktionellen Ansprüchen gerecht (RICHTER, 2000).

## Indikation

Festsitzender implantatverankerter Zahnersatz ist vor allem bei geringer vertikaler Distanz und bei maximal mittelmäßigem Atrophiegrad indiziert.

### **3.1.3 Vorstellung der verschiedenen Attachmentsysteme zur Verankerung implantatgetragener Prothesen**

Nachdem nun unter Abschnitt 3.1 auf die verschiedenen Möglichkeiten der Rehabilitation zahnloser Kiefer eingegangen wurde, soll jetzt ein Überblick über die verschiedenen Attachmentvarianten gegeben werden, die verwendet werden können, um eine Verbindung zwischen Implantaten und Prothese herzustellen.

Für die Verankerung von Totalprothesen an Implantaten war es nahe liegend, die Verankerungselemente der herkömmlichen Prothetik zu übernehmen. Zur Wahl des geeigneten Verankerungselementes müssen verschiedene Faktoren individuell betrachtet und abgewogen werden. So führen beispielsweise aufwändig hergestellte, individuell gefräste Stege zu einem erheblichen zahntechnischen Aufwand und erzeugen somit teilweise relativ hohe Kosten. Andererseits muss aus funktioneller Sicht eine ausreichende Retentionskraft für den sicheren Halt des Zahnersatzes gewährleistet werden. Um bei der routinemäßigen zahnärztlichen Kontrolle kleinere Reparaturen, beispielsweise die Behebung von Retentionsverlusten, schnell und sicher durchführen zu können, sind universell anwendbare, vorgefertigte Verankerungselemente besser geeignet als für jeden Patienten individuell hergestellte. Natürlich sind auch Faktoren wie Reparaturmöglichkeit, Aktivierbarkeit und Verschleißanfälligkeit bei der Suche nach dem richtigen Verankerungselement zu beachten. Auch zahntechnische Faktoren wie beispielsweise das Platzangebot in einer Prothese sowie die Durchführbarkeit von individuellen Anpassarbeiten bei Veränderungen des Prothesenbettes dürfen nicht außer Acht gelassen werden.

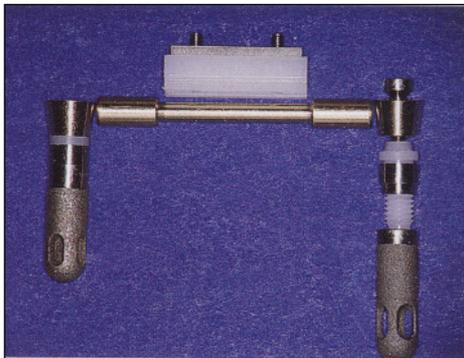
Nach RICHTER (2000) sollen folgende Prämissen bei der Zahnersatzkonstruktion eingehalten werden: so einfach wie möglich, so stabil wie möglich, so standardisiert wie möglich, vorgefertigte Teile verwenden, wo immer möglich.

Im nun folgenden Überblick werden sowohl Aufbau als auch Funktionsweise und prothetische Besonderheiten der einzelnen Attachments beschrieben.

### 3.1.3.1 *Stegattachments*

Stegattachments gelten im Allgemeinen als das Attachmentsystem, für welches am meisten Erfahrungen und Langzeitergebnisse vorhanden sind. Dies zeigt sich auch nicht zuletzt darin, dass im Rahmen des Vergleichs der Attachmentvarianten (siehe Abschnitt 3.2 - 3.5) für diese Art der Verankerung von Prothesen die meisten Studien ermittelt werden konnten.

Im Vergleich zu den anderen Systemen ist für Stegattachments als Besonderheit zu nennen, dass es sich nur bei ihnen um eine primäre Verblockung der Implantate handelt. Inwieweit dies Vor- oder Nachteile - beispielsweise in Bezug auf Hygienefähigkeit oder mechanische Aspekte - mit sich bringt, wird in den Abschnitten 3.2 - 3.5 genauer dargestellt. Abb. 8 zeigt die einzelnen Bestandteile anhand eines IMZ-Implantatsystems. Wesentliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Stegsystemen betreffen vor allem die Implantate selbst. Dies soll jedoch im Rahmen dieser Arbeit in den Hintergrund treten.

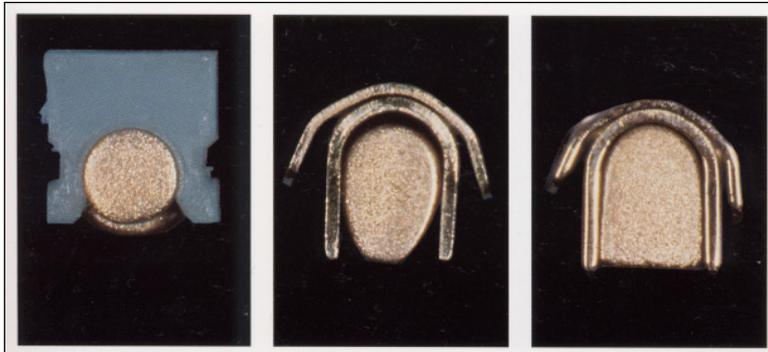


**Abb. 8**  
IMZ-Implantat-Set;  
Rechts: Einzelteile: von unten: Implantat, Distanzhülse, Kunststoffpuffer, Stegpfosten;  
Links: Einzelteile zusammengeschrubt;  
zwischen den Implantaten: Steg und Reiter (aus: MARXKORS, 2000).

Von entscheidender Bedeutung für den Therapieerfolg ist die Gestaltung des Steges bzw. des Stegprofils. Nach SPIEKERMANN (1994) kann hier zwischen drei Formen unterschieden werden: rund, eiförmig oder parallelwandig (Abb. 9).

Runde und in Grenzen auch eiförmige Stegprofile erlauben der Prothese eine Rotation um die Stegachse. Dies ist vor allem dann erwünscht, wenn der Kaudruck im Wesentlichen direkt auf die zahnlosen Kieferkammabschnitte übertragen werden soll, was vor allem im Rahmen des Behandlungskonzepts 1 des zahnlosen Unterkiefers (siehe Abschnitt 3.1.1.1) angestrebt wird (SPIEKERMANN, 1994). Es ist einfach ersichtlich, dass parallelwandige Stege eine derartige Prothesenrotation nicht zulassen. Diese - zu meist individuell gefrästen - Stege sollten deshalb nur bei engstehenden Implantaten

zum Einsatz kommen oder wenn rein implantatgetragene Konstruktionen erwünscht sind (SCHALLER und RICHTER, 2000).

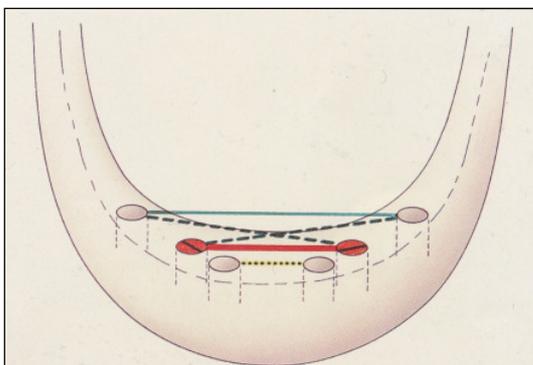


**Abb. 9**  
Unterschiedliche Stegprofile:  
-runder Steg  
-ovaler Steg  
-parallelwandiger Steg  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

RICHTER und SPIEKERMANN (1996) betonen, dass das Stegprofil jedoch keine Auswirkung auf die Prothesenfriktion hat. Hieraus folgt, dass bei der Anfertigung von rein implantatgetragenen Zahnersatz die Gestaltung des Stegprofils von sekundärer Bedeutung ist (SPIEKERMANN, 1994).

Von großer Bedeutung ist neben der Gestaltung des Stegprofils auch ganz besonders eine korrekte Anordnung des Stegs (SPIEKERMANN, 1994) (Abb. 10).

Nach SPIEKERMANN (1994) soll ein Steg eine ausreichende Länge (etwa 20 mm) haben und frontal geradlinig verlaufen (bei Rehabilitation eines zahnlosen Unterkiefers nach Konzept 1; siehe Abschnitt 3.1.1.1). Er sollte „senkrecht zur Winkelhalbierenden der Seitenkämme auf den Implantaten verankert sein“ (SPIEKERMANN, 1994).

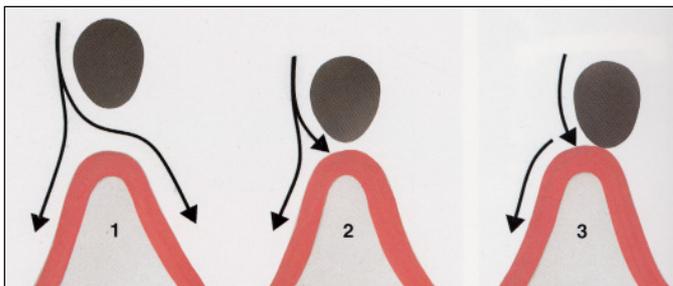


**Abb. 10**  
Steganordnung:  
Korrekt platzierte Implantate (des zahnlosen Unterkiefers) sind im Idealfall in regio 32/33 sowie 42/43 inseriert (rote Markierung)  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

Ein kürzerer Steg könnte demnach eine ausreichende Führung und Retention der Prothese nicht gewährleisten. Ein zu langer Steg, wie er beispielsweise durch Verankerung

der Implantate im distalen Anteil des Zahnbogens entstehen könnte, hätte durch die Einengung des Zungenraumes funktionelle Einbußen zur Folge. Verläuft ein Steg diagonal, ist die störungsfreie Rotation der Prothese um die Stegachse behindert und es entstehen ggf. unerwünschte Belastungen der Implantate und des Implantatbettes.

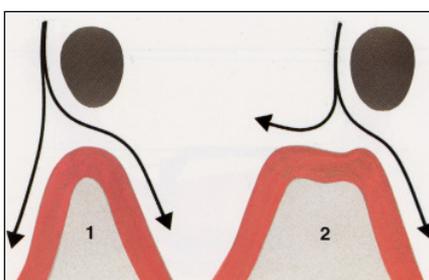
Zuletzt soll nun auf die räumliche Relation zwischen Steg und Alveolarkamm eingegangen werden. Die vertikale Relation, d.h. der Abstand zwischen Steg und Alveolarkamm (Abb. 11), ist entscheidend für die Reinigungsfähigkeit des Steges (SPIEKERMANN, 1994). Dies bezieht sich sowohl auf die manuell durchgeführte Mundhygiene des Patienten als auch auf die physiologische Reinigung durch den Speichel. Nur ein Abstand von 2 mm oder mehr gewährleistet eine ungehinderte Passage des Speichels durch den Spaltraum zwischen Steg und Alveolarkamm und ermöglicht dem Patienten eine einfache, adäquate Mundhygiene, beispielsweise mittels Superfloss oder Interdentalbürstchen.



**Abb. 11**  
Vertikale Relation zwischen Steg und Kieferkamm  
1 günstiger Abstand ( $\geq 2$  mm)  
2 problematischer Abstand  
3 falscher Abstand  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

Kleinere Abstände oder sogar der Kontakt von Steg und Alveolarkamm begünstigen die Ablagerung von Speiseresten und die Adhäsion von Plaque. Der Kontakt zwischen Steg und Alveolarkamm führt nicht selten zu hypertrophischen Veränderungen der Schleimhaut (SPIEKERMANN, 1994).

Auch die sagittale Ausrichtung (Abb. 12) zwischen Steg und Alveolarkamm ist für die Implantathygiene von entscheidender Bedeutung.



**Abb. 12**  
Sagittale Ausrichtung zwischen Steg und Alveolarkamm  
1 günstige Relation  
2 problematische Relation  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

So bietet ein senkrecht über dem Alveolarkamm gelegener Steg eine günstige hygienische Situation, da auf diese Art und Weise durch die Passage des Speichels die Reinigung des Attachments gewährleistet wird (SPIEKERMANN, 1994).

### Prothetische Besonderheiten

Zur stabileren Verankerung des Zahnersatzes kann der Steg mit Extensionen nach distal versehen werden. Diese sollte bei der Verwendung von nur zwei Implantaten 8 mm nicht überschreiten (SCHALLER und RICHTER, 2000). Bei Verwendung von vier bis sechs Implantaten mit Extensionssteg ist eine rein implantatgestützte, herausnehmbare Suprakonstruktion ohne tegumentale Abstützung möglich. Nach SCHALLER und RICHTER (2000) bieten sich Extensionsstege an bei:

1. sagittaler Diskrepanz der Kieferbasen
2. transversaler Größendiskrepanz zwischen Ober- und Unterkiefer
3. großer intermaxillärer Distanz.

Nach RICHTER (2000) sollte der Übergang vom Extensionssteg zum Prothetikpfosten besonders sorgfältig gestaltet werden, da hier mit den größten Biegemomenten zu rechnen ist.

So ist ebenfalls darauf zu achten, dass der schmale Steg fließend in den größer dimensionierten Prothetikpfosten übergeht, wobei hier eine ausreichende Hygienefähigkeit für den Patienten gewährleistet bleiben muss.

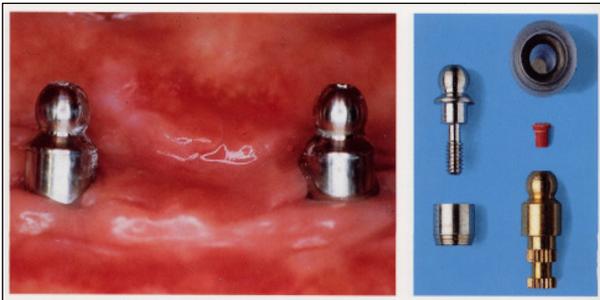
Je nach Konstruktion des Zahnersatzes ist es darüber hinaus sinnvoll, bei der Einarbeitung der Matrix in die Prothesenbasis einen Platzhalter zu verwenden. Dies ist genau dann der Fall, wenn der Prothesensattel des Zahnersatzes tegumental abgestützt werden soll. Auf diese Weise kann trotz zu erwartender Einlagerung der Prothese eine Überlastung der Extensionen vermieden werden (RICHTER, 2000).

Bei rein implantatgetragenen Zahnersatz ist eine Überlastung der Extensionsstege zu vermeiden, indem die Zahnreihen nur bis zum ersten Molaren aufgestellt werden (RICHTER, 2000).

### 3.1.3.2 *Kugelpfattachments*

Als weitere Möglichkeit zur Verankerung von Totalprothesen an Implantaten hat sich die Verwendung von Kugelpfattachments etabliert (Abb. 13-15). Anders als dies bei den Stegattachments der Fall ist, handelt es sich hierbei nicht um eine primäre Verblockung der Implantate. Kugelpfattachments sind im Vergleich zu Stegattachments eher grazil gehalten und ihre Gegenstücke (Matrizen) verlangen weniger Platz im Prothesenkörper als Stegreiter.

Ähnlich wie dies bei den anderen Attachmentsystemen auch der Fall ist, unterscheidet man auch hier die Patrize von der Matrize.



**Abb. 13**  
Links: Die Kugelpfpatrize (Brånemark-System) wird direkt auf das Distanzstück des Implantats aufgeschraubt.  
Recht: Kugelpfpatrize (oben) mit Distanzhülse (linker Bildteil); Kunststoffmatrize mit Retentionsring (oben) und Laborpatrize mit Platzhalter (rechter Bildteil)  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

Die Patrize wird vom eigentlichen Kugelpf gebildet und entweder nach Platzierung einer Distanzhülse (z.B. Brånemark-System, siehe Abb. 13) oder direkt auf das Implantat geschraubt (z.B. Bonafit-System).



**Abb. 14**  
Links: Die Matrize aus PMMA wird in der Prothesenbasis fixiert, wobei die Retention der Prothese am Kugelpf über einen Gummiring (O-Ring) hergestellt wird.  
Rechts: Retentionsmechanismus des Kugelpfsystems; der Gummiring verläuft im eingezogenen Halsbereich der Kugelpfanker  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

Die Matrize besteht entweder aus einem Kunststoff (z.B. PMMA beim Brånemark-System, siehe Abb. 13) oder aus Metall (z.B. Bonafit-System) (Abb. 14). Die Retention zum Kugelpf wird, wie es beim Brånemark-System der Fall ist, entweder über einen

einfach zu erneuernden Gummiring oder direkt über die Metallmatrize selbst, die den Kugelkopf "käfigartig" umschließt, hergestellt.



**Abb. 14**

Kugelkopf- und ähnliche Attachments.

Von links nach rechts:

-Frialit-II-Anker: mit Implantatanschlussstück und blauem Platzhalter-Gummiring

-Bonelit-Anker mit vergleichsweise kleiner Matrize

-Bränemark-Anker mit groß bauender Kunststoffmatrize, deren Retention über einen Gummiring bewirkt wird

-drei Versionen von Attachment des IMZ-Systems: prothesenverankerter Kugelkopf und implantatseitige Kunststoffkugelpfanne sowie zwei Attachments mit Gummiretention

(aus: RICHTER und SPIEKERMANN, 1996).

### Prothetische Besonderheiten

Da die Matrize im Gegensatz zum Stegreiter sehr zierlich ist, ist eine nahezu parallele Anordnung des gesamten Attachmentkomplexes unumgänglich (RICHTER und SPIEKERMANN, 1996). So müssen die Kugelköpfe auf den Laborimplantaten die gleiche Ausrichtung aufweisen, um somit eine gemeinsame Einschubrichtung zu gewährleisten. Wird dies bei der Anfertigung des Zahnersatzes nicht berücksichtigt, kann es dazu führen, dass ein Teil der Matrizenbranchen beim Ein- und Ausgliedern überbeansprucht wird, was mittel- oder langfristig ein Retentionsverlust oder Bruch zur Folge hätte. Nach RICHTER (2000) kann hierbei die Divergenz zwischen Implantatachse und Prothesenabzugsrichtung durchaus bis zu 20° betragen.

Bei zu schmaler Prothesenbasis und flachem Vestibulum ist im Bereich der Attachments mit Brüchen der Prothese zu rechnen. Dies macht ggf. die Einarbeitung einer Metallbasis in die Prothese erforderlich (RICHTER, 2000).

Die Fixierung der entsprechenden Matrize kann entweder vom Zahnarzt direkt am Patienten mit Kaltpolymerisat oder auch indirekt über eine entsprechende Abdrucknahme durchgeführt werden (SPIEKERMANN, 1994). Die indirekte Methode ist nach RICHTER (2000) dann vorzuziehen, wenn die Prothesenbasis eher schmal und nicht besonders hoch ist und mehr als zwei Matrizen einzuarbeiten sind. Bei einer Neuankfertigung der Prothese ist ebenfalls der indirekten Methode Vorzug zu gewähren.

### 3.1.3.3 *Magnetattachments*

Die heutzutage in der Medizin und Zahnmedizin verwendeten Magnete sind meist so genannte „Seltene-Erden-Magnete“. Diese zeichnen sich durch große Anziehungskräfte bei verhältnismäßig kleiner Baugröße aus. Sie bestehen aus einer „Neodym-Eisen-Bor“-Verbindung (ND-Fe-B), welche Mitte der 80er Jahre entdeckt wurde (WALMSLEY, 2002). Eine weitere „Seltene-Erden-Verbindung“ besteht aus Samarium und Cobalt (Sm-Co). Diese hielt etwa 20 Jahre eher Einzug in die Zahnmedizin (WALMSLEY, 2002).

Magnetattachments erscheinen auf den ersten Blick ideal für die Verankerung von implantatgestützten Prothesen. Sie gewährleisten über die Selbstzentrierung der Magnete auf den Implantaten und in der Prothese eine einfache Ein- und Ausgliederung der Prothese und ermöglichen aufgrund ihrer glatten Oberfläche eine gute Hygienefähigkeit. Dem gegenüber stehen jedoch Nachteile in Form einer relativ geringen, nicht veränderbaren Retentionskraft (1,8 N für Steco-Magnete mit 4,8 mm Außendurchmesser und 3 N für die 5,8 mm Version) sowie eine ungünstige Dimensionierung der Attachments (SCHALLER und RICHTER, 2000). Diese kommt u.a. dadurch zustande, dass die Magnete in gasdichte Titangehäuse eingekapselt wurden, um so eine Korrosion der Komponenten zu vermeiden. Diese Neuerung, die eine Belastung der Patienten durch Korrosionsprodukte verhindert, führte dazu, dass Magnetattachments als wirkliche Alternative zu anderen Attachmentvarianten angesehen werden können.

Das Magnetattachment besteht im Wesentlichen aus zwei Komponenten: zum einen aus dem Magneten selbst und zum anderen aus einer Gegenlegierung (Abb. 15). Je nach verwendetem System werden die Magnete entweder auf dem Implantat fixiert oder in die Prothese einpolymerisiert.



**Abb. 15**  
Gegenlegierung auf Implantaten fixiert  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

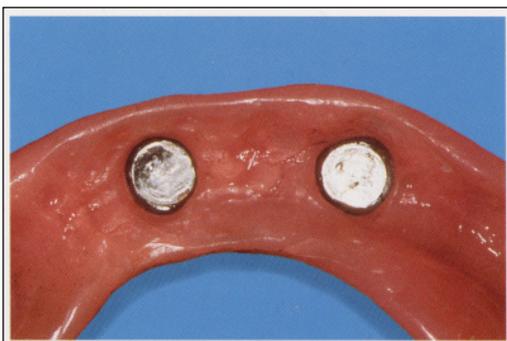
Bei der Gegenlegung handelt es sich häufig um eine „Kobalt-Palladium-Legierung“. Diese wird spaltfrei auf das aufschraubbare Sekundärteil aufgelasert (Abb. 15). Bestünde das gesamte Sekundärteil des Implantats aus einer derartigen Legierung, würde dies zu massiven Spaltkorrosionen führen (SPIEKERMANN, 1994).

Die Magnetaufsätze der neueren Generation, wie sie beispielsweise von der Firma Steco vertrieben werden (Abb. 16), zeichnen sich durch einen kurzen zylindrischen Bund aus. Dadurch ist das Attachment in der Lage, auch horizontale Schubkräfte aufzunehmen (SCHALLER und RICHTER, 2000).



**Abb. 16**  
Steco-Magnet-Attachments auf interforaminalen 3i-Implantaten  
(aus: SCHALLER und RICHTER, 2000).

Durch diese neuen Magnete lässt sich eine verbesserte Prothesenstabilität erzielen. Als grundsätzlich kritisch ist bei der Verwendung von Magnetattachments (vor allem auf zwei Implantaten) zu bedenken, dass hierbei, anders als es entsprechend bei Kugelkopf- oder Stegattachments der Fall ist, eine Rotation der Prothese um die Verbindungsachse der beiden Implantate automatisch einen Retentionsverlust des Zahnersatzes zur Folge hat. Grund hierfür ist die Tatsache, dass die Rotation durch das „Ausklinken“ des Attachments zustande kommt.



**Abb. 17**  
Prothesenbasis mit Magnetretention  
(aus: SPIEKERMANN, 1994).

### Prothetische Besonderheiten

Die Einpolymerisierung der Magnete in die vorhandene Prothesenbasis (Abb. 17) kann vom Zahnarzt selbst durchgeführt werden. Somit kann auf aufwändige zahntechnische Maßnahmen verzichtet werden (SPIEKERMANN, 1994). Die indirekte Methode, d.h. die Herstellung der Prothese im Labor, ist jedoch auch üblich (GÖHRING et al., 1997).

### 3.1.3.4 Teleskopattachments

Teleskopattachments gelten schon seit langem als Verankerungselement der ersten Wahl in der klassischen Prothetik. Typisch für Teleskopattachments (oder Doppelkronen) ist die körperliche Umfassung der Primärkrone mit einer Sekundärkonstruktion (Abb. 18). Hieraus resultiert anders als bei den anderen Attachmentvarianten ein „starres“ Verankerungselement (RICHTER, 2000). Die Retentionskräfte entstehen durch Verklemmen der Außenkrone mit der Innenkrone.

Teleskopkronen verlangen im Vergleich mit anderen, größtenteils vorgefertigten Attachmentssystemen einen teilweise erheblichen zahntechnischen Fertigungsaufwand (RICHTER, 2000). Hierbei ist zu bedenken, dass die Doppelkronentechnik ursprünglich dafür entwickelt wurde, die Morphologie vitaler Zähne zu berücksichtigen, um somit Pulpa und Dentinmantel zu schützen.

Diese Faktoren rechtfertigen den höheren zahntechnischen Aufwand bei der Anfertigung von Teleskopkronen im Rahmen der klassischen Prothetik.



**Abb. 18**

**Oben:** Die Primärteleskope sind durch einen Innensechskant im Implantatkopf gegen Torsion gesichert und werden mit einer Axialschraube befestigt.

**Unten:** Sekundärteleskope und abnehmbarer Prothesenteil  
Das Verstärkungsgerüst wird bei Teleskopkronen aus Gründen der Passgenauigkeit in der Regel aus einer hochgoldhaltigen Legierung gefertigt. Die Sättel im Seitenzahnbereich werden maximal extendiert, die Anzahl der Ersatzzähne dagegen auf die absolut notwendigen Zahneinheiten beschränkt

(aus: SPIEKERMANN, 1994).

Implantate sind im Gegensatz zu natürlichen Zähnen standardisierte Pfosten. Diese ermöglichen es, dass bei der prothetischen Versorgung ebenfalls standardisierte Attachmentkonstruktionen verwendet werden können (SCHALLER und RICHTER, 2000).

Durch die Führung von Primär- und Sekundärteil ist ihre Relation zueinander exakt definiert. Dies führt dazu, dass geringe Ungenauigkeiten, wie sie beispielsweise im Rah-

men des Abdrucks mittels Abdruckpfosten entstehen können, zum ungewollten Klemmen der Konstruktion führen. Hieraus resultieren ggf. unkalkulierbare statische Kräfte, die sowohl auf die Prothetikpfosten als auch auf die Befestigungsschrauben übertragen werden (RICHTER, 2000). Mögliche Konsequenzen sind Retentionsverlust und Lockerung oder Fraktur der Halteschrauben. Bei Teleskopkronen auf natürlichen Zähnen werden diese geringen Fertigungstoleranzen in der Regel durch minimale Zahnbewegungen in der Alveole ausgeglichen. Dies ist bei ossifizierten und somit starr im Knochen fixierten Implantaten nicht möglich.

### Prothetische Besonderheiten

Um dieser eben beschriebenen Problematik weitestgehend aus dem Weg zu gehen, ist es nach RICHTER (2000) sinnvoll, die Sekundärteleskope intraoral mit dem Gerüst spannungsfrei zu verbinden. Inwieweit die Belastungen auf die künstlichen Pfeiler dennoch höher sind als bei den anderen Attachmentvarianten und ob sich hieraus eine höhere Reparaturanfälligkeit ergibt, wird im Hauptteil dieser Arbeit genauer dargestellt.

## 3.2 Mechanische Aspekte implantatverankerter Totalprothesen

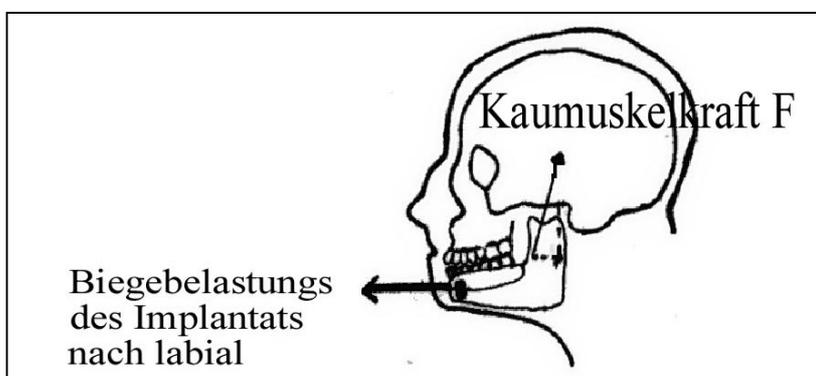
Bevor nun die Unterschiede der vier Attachmentmöglichkeiten (Steg-, Kugelkopf-, Magnet- und Teleskopattachment) näher dargestellt werden, soll erst ein kurzer Überblick über die wesentlichen, allgemein gültigen mechanischen Besonderheiten implantatverankerter Totalprothesen gegeben werden.

### 3.2.1 Allgemein gültige mechanische Aspekte

#### 3.2.1.1 Wechselschwellbelastungen der Implantate

RICHTER et al. stellten 1992 in ihren Ausführungen heraus, dass Implantate - hierbei bezogen sie sich auf im Unterkiefer interforaminär eingebrachte Implantate - einer „Wechselschwellbelastung“ ausgesetzt sind. Diese „Wechselschwellbelastung“, die allgemein gültig und im Prinzip unabhängig vom verwendeten Attachmentsystem zu beurteilen ist, ist nach oral bzw. labial gerichtet, wobei die nach labial wirkenden Kräften nach oral wirkenden klar überlegen sind. Im Rahmen der Studie wurden nach labial wirkende Kräfte von bis zu 24 N gemessen. Nach oral betragen die Kräfte jedoch maximal nur  $\frac{1}{3}$  dieses Wertes (8 N).

Die Grundlagen für diese ungleiche „Wechselschwellbelastung“ sind nach Ansicht von RICHTER et al. (1992) morphologischer, anatomischer Natur. Ansatz und Ursprung der beim Schließen des Mundes beteiligten Muskeln sind derart orientiert, dass der Summenvektor der auftretenden Kaukräfte nach kranial-dorsal gerichtet ist (Abb. 19).



**Abb. 19**  
Die Horizontalkraftkomponente ist als Ursache der überwiegenden Labialbelastung der Implantate anzusehen (nach Richter et al., 1992).

Wenn Zähne und damit auch die Prothesen in habitueller Okklusion abgestützt werden, wird der Unterkieferkorpus durch die nach dorsal wirkende Komponente der Schließmuskulatur, inklusive der in ihm fixierten Implantate gegen die - durch die habituelle Okklusion - stabilisierten Prothesen nach hinten gezogen. Auf die Prothese sowie auf die Implantate wirkt somit eine relativ nach labial gerichtete Kraft.

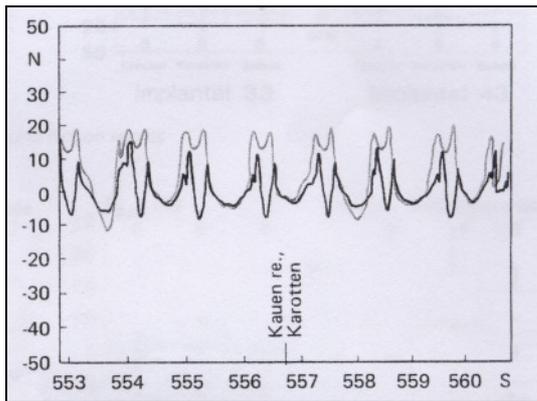
Betrachtet man den Schluckvorgang genauer, so findet der erste Kontakt antagonistischer Zähne durch den Dorsalzug der Kaumuskulatur auf Retrusionsfacetten statt. Folge hieraus ist eine Relativbewegung der Unterkieferprothese nach ventral. Diese Bewegungen werden über die Attachments an die Implantate weitergeleitet (SETZ et al., 1989). In diesem Zusammenhang sei nebenbei erwähnt, dass der Dorsalzug der Schließmuskulatur als ein physiologischer Schutzmechanismus anzusehen ist, da er die Gefahr einer Protrusion der ungeschützten Oberkieferfront vermindert (RICHTER et al., 1992). All diese verschiedenen Faktoren ergänzen sich gegenseitig und führen dazu, dass die Wechselschwellbelastung auf die Implantate im wesentlichen nach labial gerichtet ist.

Auch wenn sich RICHTER et al. (1992) und SETZ et al. (1989) in ihren Ausführungen nahezu ausschließlich auf die implantat-prothetische Versorgung des Unterkiefers beziehen, lässt sich relativ einfach herleiten, dass bei entsprechender Versorgung im Oberkiefer eine entgegengesetzte Verteilung der Kräfte zu erwarten ist. So kommt es beim Kontakt der Zähne auf Retrusionsfacetten nicht nur zur ventralen Relativbewegung der Unterkieferprothese, sondern auch - falls diese vorhanden ist - zur dorsalen Relativbewegung der Oberkieferprothese (SETZ et al., 1989).

Diverse Untersuchungen haben gezeigt, dass die Dauer des Schluckvorgangs zwar wesentlich kürzer ist als die des Kauvorgangs, über die Hälfte der täglichen Zahnkontakte jedoch durch das Schlucken bedingt sind. Somit stellt das Schlucken neben dem Kauen einen der wesentlichen Gründe für Implantatbelastungen dar.

### **3.2.1.2      *Aufschlüsselung der Kräfte während des Mastikationszyklusses***

Weitere Messungen haben ergeben, dass bei jedem Mastikationszyklus zwei Belastungsspitzen auf die Implantate einwirken: Das erste Belastungsmaximum tritt beim Zerbrechen der Nahrung, das zweite beim Kontakt der Zähne in zentrischer Okklusion auf.



**Abb. 20**  
 Querkraftverlauf beim Kauen  
 (aus: RICHTER et al., 1992).

In der Abb. 20 wird dieser Zusammenhang graphisch verdeutlicht. Zwischen diesen Maxima findet die Durchtrennung der Speise statt (hier am Beispiel einer Karotte - RICHTER et al., 1992).

RICHTER et al. (1992) stellen darüber hinaus fest, dass die Belastungsdauer im Mittel 0,2 bis 0,3 Sekunden beträgt, wobei äquivalent zur zuvor erörterten Kraftanalyse kürzere Belastungszeiten für nach oral wirkende Kräfte messbar sind.

### **3.2.1.3      *Änderung der Kaumuskelfunktion nach enossaler Implantation im zahnlosen Unterkiefer***

JECKEL et al. stellten 1986 fest, dass die Versorgung eines zahnlosen Unterkiefers mit einer implantatverankerten Totalprothese Änderungen der Kaumuskelfunktion zur Folge hat. Besteht der prothetische Ersatz aus einer konventionellen „nicht- implantatverankerten“ Totalprothese und ist die Prothesenlagerung aufgrund einer Alveolorkamatrophie nicht lagestabil, so wird zur Stabilisierung der Prothese automatisch die periorale Ringmuskulatur aktiviert. Folglich ist der Einsatz der maximalen Kaukraft begrenzt und von der Leistung der prothesenstabilisierenden perioralen Muskulatur abhängig (HARALDSON et al., 1979).

Im Rahmen einer Prothesenstabilisierung mittels Implantaten wird eine weitaus suffizientere Prothesenstabilität zurückerlangt. Wie im Abschnitt 3.2.3 genauer ersichtlich ist, ist der Umfang der Prothesenstabilität sehr wohl abhängig vom verwendeten Attachmentsystem, da die hier miteinander verglichenen Systeme unterschiedliche Retentionskräfte aufbringen. Als Konsequenz aus der gestiegenen Lagestabilisierung der Pro-

these nimmt die periorale Muskelbeanspruchung ab und die maximal verfügbare Kaukraft zu.

In Kapitel 3.5 wird deutlich gemacht, dass dieser Sachverhalt in direktem Zusammenhang mit der subjektiven Zufriedenheit eines Patienten nach erfolgter Versorgung mit einer implantatverankerten Totalprothese steht.

### **3.2.2 Vergleich der auftretenden Kräfte, die abhängig vom verwendeten Attachmentsystem sind**

Die in diesem Abschnitt betrachteten Kräfte sind bezüglich Betrag und Richtung abhängig vom verwendeten Attachmentsystem. Besonderes Augenmerk soll hierbei auf den Vergleich von direkt am Implantat auftretenden vertikalen und transversalen Kräften gelegt werden. Darüber hinaus werden die unterschiedlichen Belastungen auf den zahnlosen Kieferkamm miteinander verglichen.

#### **3.2.2.1 Vertikal auf die Implantate wirkende Kräfte**

Vertikale Kräfte, die auf die Implantate wirken, komprimieren die Implantate entweder bezüglich ihrer Längsachse oder spiegeln sich in Form von Zugkräften wider, die auf die Implantate einwirken.

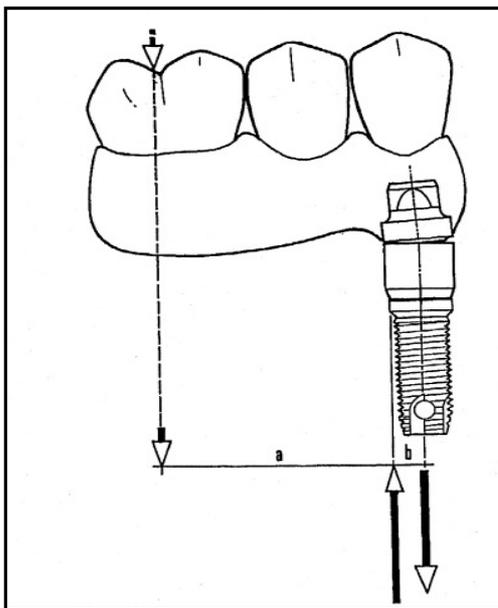
Wirken vertikale Kräfte über einen Hebelarm, so resultiert daraus ein Hebelmoment, das sich nach folgender Formel berechnen lässt:

$$\boxed{\text{Hebelmoment} = \text{Kraft} \cdot \text{Hebelarm}}$$

Es wird deutlich, dass das wirkende Hebelmoment proportional mit der anliegenden Kraft sowie mit der Länge des Hebelarmes zunimmt. Je weiter entfernt von der (virtuellen) Verbindungslinie der Implantate vertikale Kaukräfte auf die Prothese einwirken, desto größer sind der wirkende Hebelarm und somit auch das wirkende Hebelmoment (RANGERT et al. 1989) (Abb. 21). Große Hebelmomente können zu großen Kräften innerhalb eines Implantats führen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass dem Hebelarm mit der Länge **a** ein wesentlich kürzerer „kompensatorischer“ Hebelarm mit der Länge **b** entgegenwirkt, welcher lediglich etwa halb so groß ist wie der Durchmesser des Im-

plantats (siehe Abb. 21). Hierbei ist die Gefahr der Überlastung der Verbindungsschrauben am größten, da sie „das schwächste Glied in der Kette“ darstellen. Hebelmomente auf Implantate führen darüber hinaus ebenfalls zu einem Spannungsgefälle innerhalb des periimplantären Knochens (RANGERT et al., 1989).

Wenn es bei den Implantaten zu Überlastung und folglich zu Frakturen kommt, sollen diese bewusst bei den Verbindungsschrauben auftreten, da sie die am einfachsten zu ersetzenden Elemente darstellen (RANGERT et al., 1989). Jede andere Fraktur zieht weitaus umfangreichere Wiederherstellungsmaßnahmen nach sich (siehe Kapitel 2.2).



**Abb. 21**  
Hebelmomente und die innerhalb eines Implantats auftretenden kompensatorischen Kräfte  
(aus: RANGERT et al., 1989).

Die innerhalb der Implantate auftretenden Spannungen sind der Grund dafür, warum extraaxiale Belastungen auf Implantate, die zu Hebelmomenten führen, wesentlich gefährlicher sind als die rein axialen Belastungen (DUYCK et al., 1999). Als ebenfalls kritisch für die Verbindungsschrauben gelten abziehende Kräfte, die auf die Implantate einwirken (RANGERT et al., 1989). Die maximale Belastbarkeit der Goldschrauben liegt bei etwa 600 N.

Einige Studien zeigten, dass die unterschiedlichen Attachmentsysteme konstruktionsbedingt ein unterschiedliches Potential für mögliche, gefährdete Hebelmomente mit sich bringen. So zeigte unter anderem die In-vitro-Studie von TOKUHISHA et al. (2003), in der das Steg-, Kugelkopf- und Magnetattachmentsystem miteinander verglichen wurden, dass, im direkten Vergleich, mit Hilfe des Magnetattachments die geringsten He-

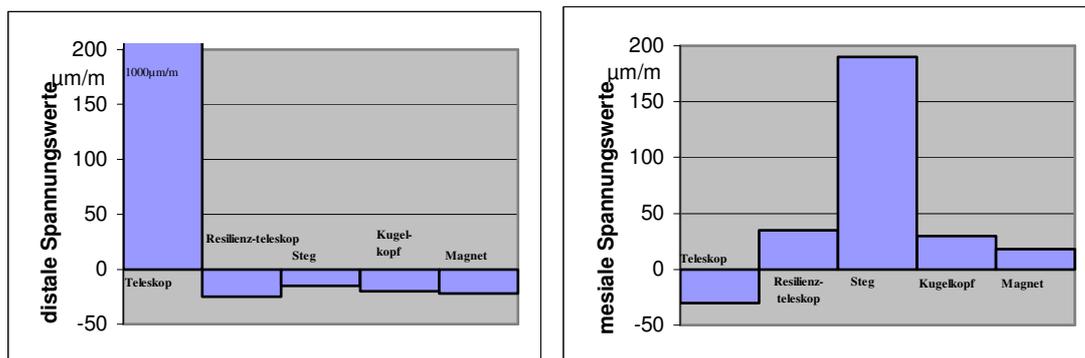
belmomente auf die Implantate weitergeleitet werden. Sie legten hierfür eine andere Erklärung als JÄGER und WIRTZ (1993) oder HECKMANN et al. (2000) dar, wobei sich die unterschiedlichen Autoren nicht widersprechen, sondern gegenseitig ergänzen:

- Zum einen führten TOKUHISHA et al. (2003) die vergleichsweise kleinen Hebelkräfte auf die geringe Höhe des Magnetattachments selbst zurück. Eine geringe Höhe hat in diesem Zusammenhang einen geringeren Hebelarm und somit ein geringeres Hebelmoment zur Folge. Dies ist ihrer Meinung nach auch der Grund dafür, dass die direkt wirkenden axialen Kräfte auf die Implantate größer sind als die Hebelmomente.
- Zum anderen erläuterten JÄGER und WIRTZ (1993), dass die Retentionskraft des Magnetattachments den Retentionskräften der beiden anderen Attachmentssysteme klar unterlegen ist (vgl. Abschnitt 3.2.3). Dies hat zur Folge, dass nach Applikation einer größeren Kraft im Bereich eines Freundsattels nicht unbegrenzt Hebelmomente auf die Implantate einwirken können, weil sich die Prothese nach Überwindung der Retentionskraft von den Implantaten ausklinkt und die gesamte Kraft vom zahnlosen Kieferkamm allein getragen wird. Eine Reduzierung der wirkenden Hebelkräfte geht somit auf Kosten einer geringeren Lagestabilität der Prothese.
- HECKMANN et al. (2000) führten die geringen, jedoch sehr wohl messbaren Hebelmomente bei Magnetattachments auf horizontal wirkende Kräfte zurück, die durch einen Vorwärtsschub der Prothese bei Belastung ausgelöst werden (vgl. SETZ et al., 1989). In ihrer Argumentation bezogen sie sich auf Magnet- sowie auf Kugelkopfattachments, die ebenfalls eher geringe Hebelmomente hervorrufen.

Bei Verwendung der anderen Attachmentssysteme sind nach Überzeugung der Autoren höhere Hebelmomente zu erwarten als beim Magnetattachment, wobei jedoch Steg- und Kugelkopfattachments den Teleskopkronen klar überlegen zu sein scheinen.

Im Rahmen der Stegattachments gibt es zum Teil widersprüchliche Ansichten in Bezug auf wirkende Hebelmomente. Im Gegensatz zu TOKUHISHA et al. (2003), JÄGER und WIRTZ (1993) und MENICUCCI et al. (1998), die herausstellten, dass bei Steg- und Kugelkopfattachment die Implantatbelastung durch Hebelmomente vergleichbar gering ist, sind HECKMANN et al. (2000) der Überzeugung, dass Stegattachments ein größeres

res Potential zur Ausbildung von Hebelmomenten mit sich bringen. Sie führen ihre, den anderen Autoren widersprechenden Messwerte auf konstruktionsbedingte Schwierigkeiten zurück, die bei der Verwendung von Stegattachments auftreten können. So ist ihrer Ansicht nach bei Gebrauch von Stegattachments eine Parallelität zwischen Scharnier- und Stegachse erforderlich, um eine Rotation der Prothese um die Stegachse zu ermöglichen. Wird diese Parallelität durch eine gänzlich symmetrische Implantation nicht erreicht, so muss ggf. einer der beiden Stege nach mesial extendiert werden. Diese Extension kommt ihrer Argumentation nach einem kleinen Hebel gleich, aus dem ein Hebelmoment resultiert (Durchgeführt wurde diese Messreihe mit den in allen Studien fast obligatorisch verwendeten Dehnungsmessstreifen (DMS), die an 4 Seiten eines jeden Implantats angebracht wurden und Belastungen des Implantats nach mesial, distal, bukkal und lingual registrieren konnten. Die graphisch dargestellten Ergebnisse beziehen sich auf eine einseitige, vertikale Belastung von 50 N.)



**Abb. 22a und b**

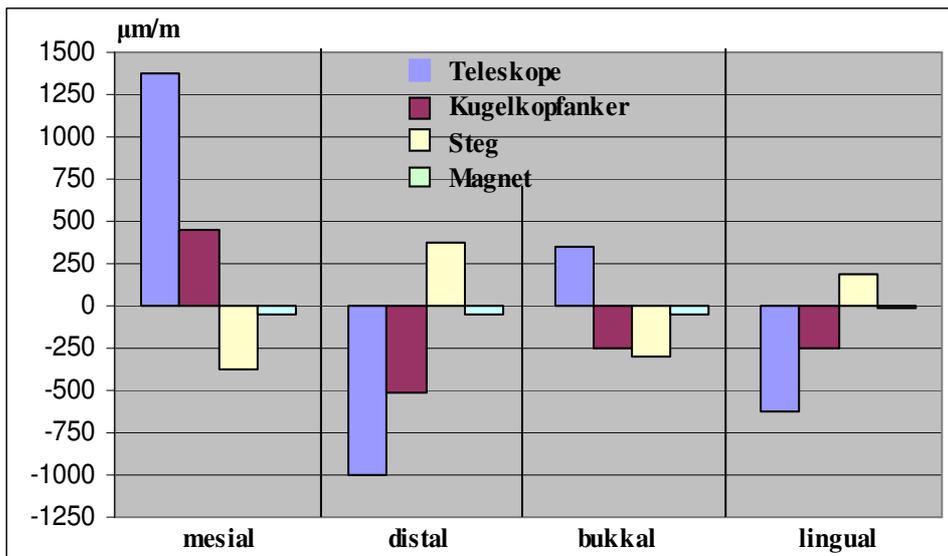
Distale bzw. mesiale Spannungsverteilungen an den Dehnungsmessstreifen in Abhängigkeit von dem verwendeten Attachment (nach HECKMANN et al., 2000).

Die von HECKMANN et al. (2000) ermittelten Messwerte zeigten unterschiedliche Vorzeichen bei den auftretenden Hebelmomenten von Steg- und Teleskopattachments (Abb. 22). Der Hebelarm bei Teleskopen zeigt nach distal und ist durch den Verlauf des Friendsattels charakterisiert. Bei Belastung kommt es somit zu einem nach distal gerichteten Moment auf die Implantate. Der vorhin beschriebene mesiale Hebelarm des Stegattachments bewirkt analog hierzu ein nach mesial gerichtetes Hebelmoment. Folglich sind die Vorzeichen der wirkenden Hebelmomente entgegengesetzt. HECKMANN et al. (2000) gaben für Teleskopattachments Spannungen am distalen Bereich von bis zu 1000  $\mu\text{m/m}$  an. Am mesialen Dehnungsmessstreifen ermittelten sie jedoch „lediglich“

Werte von etwa  $-30 \mu\text{m}/\text{m}$ . JÄGER und WIRTZ kamen bei einer vergleichbaren Studie 1993 für den distalen Dehnungsmessstreifen auf einen betragsmäßig ähnlichen Wert von ca.  $-950 \mu\text{m}/\text{m}$ . Sie ermittelten jedoch auch im mesialen Bereich des zur Belastung ipsilateralen Implantats Spannungen von bis zu  $1150 \mu\text{m}/\text{m}$ .

Wird zur prothetischen Verankerung ein Steg ohne Extension gewählt, so verlaufen die einwirkenden Kräfte im Kreis um diesen Steg, ähnlich einem „am Reck schwingenden Turner“ (JÄGER und WIRTZ, 1993). Distale Stegextensionen bewirken eine eingeschränkte Rotation und ursprünglich um die Rotationsachse verlaufende Kräfte wirken als Hebelmoment direkt auf die Implantate. Die einwirkenden Hebelmomente sind in Bezug ihres „Vektors“ mit denen von Teleskopattachments vergleichbar. DUYCK et al. ermittelten 1999 entsprechend für Stege mit distaler Extension um 57% größere Hebelmomente auf die Implantate als für Stege ohne Extension.

Einig sind sich die verschiedenen Autoren darin, dass Teleskopattachments durch ihre starre Anbindung die größten Hebelmomente auf die Implantate weiterleiten. Sind Stegattachments und auch Kugelkopfattachments (auf jeweils zwei Implantaten) durch eine Rotationsachse charakterisiert, die im Idealfall keine direkten Hebelmomente auf die Implantate zulässt, so ist dies bei Teleskopattachments nicht der Fall (JÄGER und WIRTZ, 1993). Hieraus resultierten ihrer Meinung nach bis zu dreimal stärkere Belastungen als bei den anderen Attachmentvarianten.



**Abb. 23**

Vergleich der Spannungsverteilung bei bilateralem Kraftangriffspunkt (nach WIRTZ und JÄGER, 1993).

Abb. 23 verdeutlicht das unterschiedliche Potential der einzelnen Attachmentvarianten, Hebelmomente hervorzurufen (nach WIRTZ und JÄGER, 1993). Graphisch dargestellt wird die Spannungsverteilung für eine bilateral, vertikal wirkende Kraft von 50 N. Auffällig sind die betragsmäßig sehr großen durch Teleskopattachments hervorgerufenen Belastungen der Implantate. Teleskopattachments sind in allen vier Belastungsrichtungen den anderen Attachmentssystemen klar unterlegen. Die von Teleskopen ausgehenden Belastungen und Spannungen sind nahezu ausnahmslos mindestens doppelt so groß wie die der anderen. Einzige Ausnahme bildet hier die bukkale Belastungsrichtung, bei der die auftretenden Spannungen durch Teleskopattachments mit max.  $375 \mu\text{m/m}$  die der Kugelkopfattachments „nur“ um das 1,5 fache übersteigen ( $-250 \mu\text{m/m}$ ). Ebenfalls auffällig sind die sehr geringen Spannungen, die durch die Magnetattachments auf die Implantate weitergeleitet werden.

(Auch in dieser Graphik werden, wie zuvor anhand der Abb. 22 erläutert, die unterschiedlichen Vorzeichen der anliegenden Spannungen beim Vergleich von Teleskop- und Stegattachments deutlich.)

Als interessant stellt sich auch der Vergleich der Belastungen des zur einseitig wirkenden Kraft gelegenen ipsilateralen mit dem kontralateralen Implantat heraus. Hier zeigt sich beim Vergleich der vorliegenden Studien, dass das Stegattachmentsystem, das durch die Verbindung der Implantate mittels Stegen charakterisiert ist, im Kontrast zu den anderen „unverbundenen“ Attachmentssystemen gesehen werden muss.

TOKUHISA et al. (2003) verglichen in ihrer Studie die Belastungen des Implantats auf der Arbeitsseite mit der des Implantats auf der Nicht-Arbeitsseite bei einseitig wirkender, vertikaler Belastung. Hierbei stellte sich für das Magnetattachment (wie auch für die anderen drei Attachmenttypen) heraus, dass bei einer Belastung von 50 N erwartungsgemäß an dem Implantat der Arbeitsseite größere Kräfte bzw. Spannungen zu messen sind als auf der Nicht-Arbeitsseite. Eine sehr ähnliche Verteilung der Kräfte ermittelten sie im Zusammenhang mit Kugelkopfattachments, bei denen die Belastung des Implantats auf der Arbeitsseite ebenfalls wesentlich größer war als auf der Nicht-Arbeitsseite. Stegattachments hingegen führen zu höheren Spannungen im Implantat der Nicht-Arbeitsseite, was TOKUHISA et al. (2003) in der primären Verbindung zwischen den Implantaten begründet sahen. Hebelmomente wirken sich somit nicht nur auf das Implantat der entsprechenden Seite selbst aus, sondern werden über den Steg auf das

kontralaterale Implantat weitergeleitet und führen hier ebenfalls zu vergleichsweise starken Spannungen innerhalb des Implantats. Die nahe liegende Vermutung, dass hierdurch die Spannungen im Implantat der Arbeitsseite geringer werden und eine Verteilung des anliegenden Hebelmomentes auf beide Implantate stattfindet, konnte im Rahmen der Studie nicht bestätigt werden. Ganz im Gegenteil waren die gemessenen Spannungen im ipsilateralen Implantat sogar fast doppelt so groß wie bei der Verwendung von Magnetattachments und mindestens ebenso groß wie bei der Verwendung von Kugelkopfattachments.

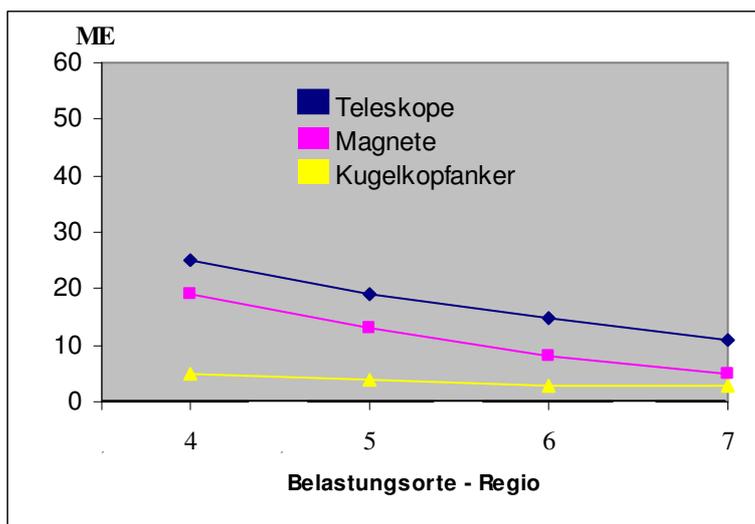
Im Folgenden soll nun kurz auf die rein axial wirkenden Kräfte eingegangen werden, da diese nicht ein derart schädliches Potential mit sich bringen wie Hebelmomente oder transversal gerichtete Kräfte (DUYCK et al., 1999). Rein vertikal gerichtete Kräfte führen zu einer symmetrischen Kompression des Implantats in das Implantatbett hinein und zu einem Spannungsgefälle innerhalb des Implantats bzw. im Bereich des periimplantären Knochens (RANGERT et al., 1989).

Bezüglich der auftretenden vertikalen Kräfte spiegelt sich eine ähnliche Verteilung zwischen den verschiedenen Attachmentvarianten wider wie es bei den Hebelmomenten der Fall war. MERCSKE-STERN stellte in der 1996 von ihr veröffentlichten Studie fest, dass bei der Verwendung von Teleskopattachments mit wesentlich höheren vertikalen Kräften auf die Implantate zu rechnen ist als bei der Verwendung von Stegattachments. So werden bei Stegattachments etwa lediglich 50% ( $35,5 \text{ N} \pm 23,6 \text{ N}$  für einen runden Stegquerschnitt und  $38,2 \text{ N} \pm 21,5 \text{ N}$  für einen „U-förmigen“ Stegquerschnitt) der anliegenden maximalen Kaukraft an das zur einwirkenden Kraft ipsilaterale Implantat weitergeleitet. Bei Teleskopattachments betragen die gemessenen vertikalen Kräfte innerhalb des ipsilateralen Implantats über 100% (!) ( $144,5 \text{ N} \pm 69,1 \text{ N}$ ) der maximalen Kaukraft. Dieses etwas verwunderliche Ergebnis wurde von MERCSKE-STERN (1996) durch wahrscheinlich auftretende Messungenauigkeiten begründet, z.B. dass die Kaukraft nicht gänzlich rechtwinklig auf die prothetische Versorgung eingewirkt hatte. Anders als bei den meisten anderen Studien handelt es sich bei der 1996 von MERCSKE-STERN durchgeführten Studie nämlich um eine In vivo-Studie.

Bei Verwendung von Kugelkopfattachments stellte MERCSKE-STERN in ihrer Studie 1998 mit  $58,9 \text{ N} \pm 20,0 \text{ N}$  eine etwas höhere vertikale Belastung für das ipsilaterale Implantat fest, als dies bei Stegen der Fall war.

TOKUHISA et al. kamen 2003 in ihrer In-vitro-Studie zu einem anderen Schluss: Ihren Ergebnissen zur Folge wurden von einer einseitig wirkenden Kraft von 50 N lediglich 3% mittels Kugelkopfattachments als vertikale Kraft an das ipsilaterale Implantat weitergeleitet. Magnet- und Stegattachments hingegen leiteten 6 bzw. 7% der Kräfte weiter. Die Ergebnisse von HOFFMANN (1997) bestätigen die Aussagen von TOKUHISA et al. (2003). Auch er kam in seiner In-vitro-Studie zu dem Schluss, dass mittels Kugelkopfattachments mit Abstand die geringsten vertikalen Kräfte an das ipsilaterale Implantat weitergeleitet werden. Durch Magnet- bzw. Teleskopattachments werden signifikant mehr vertikale Kräfte an das ipsilaterale Implantat weitergeleitet.

Im Gegensatz zu den anderen Autoren hat Hoffmann (1997) die vertikalen Implantatbelastungen in Abhängigkeit von dem genauen Ort der vertikal wirkenden Belastung verglichen. Wie in Abb. 24 dargestellt, ist der Unterschied der Implantatbelastungen (in Bezug auf das zur einseitig wirkenden Kraft ipsilaterale Implantat) zwischen den verschiedenen Attachmentvarianten umso größer, je weiter mesial die Belastung auf die Prothese auftrifft.

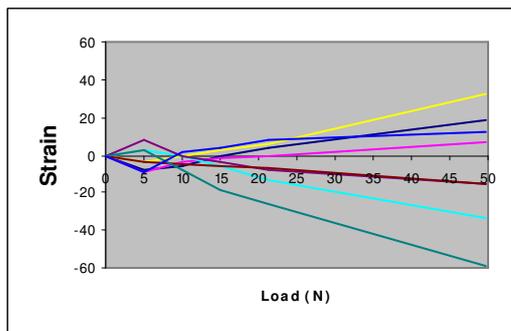


**Abb. 24**  
Graphische Darstellung der Implantatbelastung bei senkrechter Sattelbelastung in Abhängigkeit vom Kopplungselement und der Belastungsorte (nach HOFFMANN, 1997).

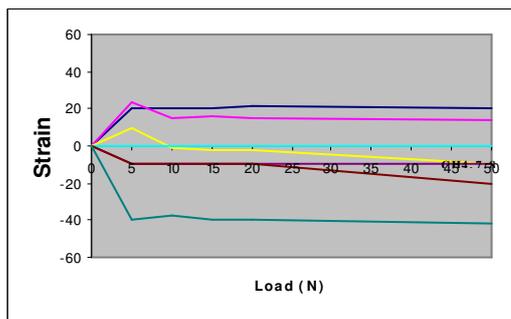
Bei vertikal wirkenden Belastungen am distalen zahnlosen Kieferabschnitt werden die Unterschiede zwischen den Attachmentvarianten geringer. Während die durch die Ku-

gelenkpfanker übertragenen Belastungen relativ unabhängig vom Belastungsort sind, halbieren sich die Kräfte bei der Nutzung von Teleskopattachments nahezu beim Vergleich von regio 4 zu regio 7. HOFFMANN stellte in seiner Studie (1997) darüber hinaus fest, dass die Belastungen des kontralateralen Implantats nicht signifikant abhängig vom Belastungsort sind. Sie schwanken lediglich in dem Bereich von 1-2 ME. Er kam jedoch zu dem Schluss, dass die Belastung des kontralateralen Implantats durch Teleskope etwa doppelt so groß ist wie die durch Magnet- bzw. Kugelkopfanker.

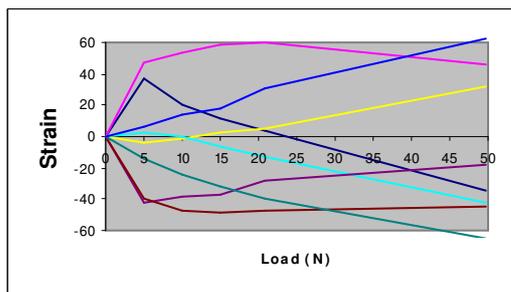
Ein letzter, noch nicht dargestellter Aspekt wird von TOKUHISA et al. (2003) erwähnt. Ihre Studie demonstrierte, dass bei den verschiedenen Attachmentvarianten unterschiedliche Muster der Spannungszunahmen bei steigender vertikaler Belastung zu erkennen sind (Abb. 25a-c).



**Abb. 25a**  
Spannungsmessungen in Implantaten mit Kugelkopfattachment nach Kraftapplikation (nach TOKUHISA et al., 2003).



**Abb. 25b**  
Spannungsmessungen in Implantaten mit Magnetattachment nach Kraftapplikation (nach TOKUHISA et al., 2003).



**Abb. 25c**  
Spannungsmessungen in Implantaten mit Stegattachment nach Kraftapplikation (nach TOKUHISA et al., 2003).

Kugelpkopfattachments zeigen sowohl im Bereich des ipsilateralen als auch im Bereich des kontralateralen Implantats bei Erhöhung der Belastung einen linearen Spannungsanstieg, (Abb. 25a). Bei Magnetattachments verhält sich dies jedoch anders (Abb. 25b). Nach einer Applikation von ca. 15 N auf einen Prothesensattel erreichen die, an den Dehnungsmessstreifen gemessenen, Spannungen ein Maximum, welches sie auch bei einer Applikation von 50 N nicht weiter überschreiten. Grund hierfür ist wohl der schon im oberen Abschnitt erwähnte Sachverhalt, dass Magnetattachments bei starker Belastung ein Ausklinken der Prothese ermöglichen und somit eine Beschränkung des maximal wirkenden Hebelmomentes bewirken (JÄGER und WIRTZ, 1993).

Ein anderes Muster des Spannungsverhaltens spiegelt sich beim Gebrauch von Stegattachments wider. Es ist kein wirklicher Zusammenhang zwischen Steigerung der vertikalen Kraft und Zunahme der Implantatspannungen ersichtlich. Während der mesiale Dehnungsmessstreifen des ipsilateralen Implantats bei zunehmender Kraft einen linearen Spannungsanstieg zu verzeichnen scheint, spiegelt der bukkale Dehnungsmessstreifen des kontralateralen Implantats ein nahezu konstantes Spannungsverhältnis wider.

**Tab.1** Zusammenstellung der von verschiedenen Autoren gefundenen Hebelmomente und vertikalen Belastungen auf Implantate in Abhängigkeit vom verwendeten Attachmentsystem

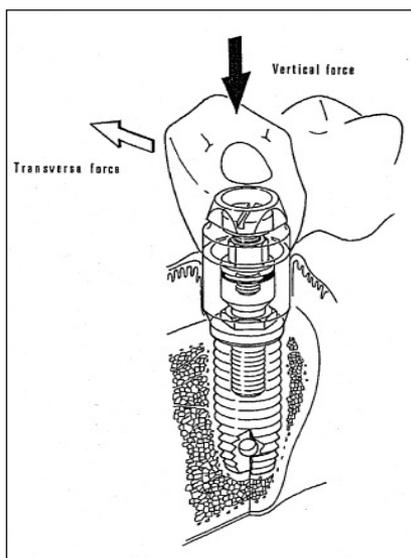
Autor	untersuchtes Attachment			
	Magnetattachment	Kugelpkopfattachment	Teleskopattachment	Stegattachment
TOKUHISA et al. (2003)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Geringe Hebelmomente sind durch die geringe Bauhöhe des Attachmentsystems bedingt.</li> <li>- Das ipsilaterale Implantat wird etwa doppelt so stark belastet wie das kontralaterale.</li> <li>- Implantatbelastung ist für vertikale Kräfte zwischen 10 und 50 N konstant; leicht stärkere Belastung des ipsilateralen Implantats</li> <li>- Bei einer einseitigen Belastung von 50 N werden 6% als vertikale Kraft an das ipsilaterale Implantat weitergeleitet.</li> <li>- Spannungen innerhalb der Implantate ab gewissem Punkt unabhängig von der einwirkenden Belastung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Linearer Anstieg der Implantatbelastung bei steigender vertikaler Kraft, wobei das kontralaterale Implantat klar weniger belastet wird als das ipsilaterale.</li> <li>- Bei einer einseitigen Belastung von 50 N werden 3% als vertikale Kraft an das ipsilaterale Implantat weitergeleitet.</li> <li>- linearer Spannungsanstieg innerhalb der Implantate bei steigender Belastung</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Kein einheitliches Spannungsverhalten zwischen den verschiedenen Dehnungsmessstreifen bei zunehmender vertikaler Belastung erkennbar.</li> <li>- Bei einer einseitigen Belastung von 50 N werden 7% als vertikale Kraft an das ipsilaterale Implantat weitergeleitet.</li> <li>- relativ unkoordiniertes Spannungsmuster innerhalb der Implantate bei steigender Belastung</li> </ul>

JÄGER und WIRTZ (1993)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Geringe Hebelmomente sind durch die relativ geringen Retentionskräfte begründet, die bei starker Belastung zum Ausklinken der Prothese führen.</li> <li>- Bei einer einseitigen vertikalen Belastung von 50 N sind die Spannungen am distalen Bereich des ipsilateralen Implantats vernachlässigbar gering und am mesialen Bereich etwa <math>-40\mu\text{m/m}</math>. (unbedeutende Spannungen im kontralateralen Implantat)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Bei Verwendung von 2 Implantaten, parallelen Kieferkämmen und bilateraler Belastung <math>\rightarrow</math> 1 Rotationsachse <math>\rightarrow</math> keine Hebelmomente</li> <li>- Bei einer einseitigen vertikalen Belastung von 50 N beträgt die Spannung am distalen Bereich des ipsilateralen Implantats bis zu <math>-200\mu\text{m/m}</math> und am mesialen Bereich <math>250\mu\text{m/m}</math>. (ähnliche, leicht geringere Belastungen des kontralateralen Implantats)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 3mal stärkere Belastung der Implantate als durch die anderen Attachmentssysteme</li> <li>- Bei einer einseitigen vertikalen Belastung von 50 N beträgt die Spannung am distalen Bereich des ipsilateralen Implantats bis zu <math>-900\mu\text{m/m}</math> und am mesialen Bereich <math>1150\mu\text{m/m}</math>. (Spannungen im kontralateralen Implantat etwa <math>1/5</math> so groß wie im ipsilateralen Implantat)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- keine Hebelmomente</li> <li>- gleichmäßige Lastverteilung</li> <li>- Bei einer einseitigen vertikalen Belastung von 50 N beträgt die Spannung am distalen Bereich des ipsilateralen Implantats bis zu <math>250\mu\text{m/m}</math> und am mesialen Bereich <math>-260\mu\text{m/m}</math>. (etwa 10-20% geringere Spannungen im kontralateralen Implantat.)</li> </ul>
HECKMANN et al. (2000)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Geringe Hebelkräfte entstehen durch den Vorwärtsschub der Prothese bei Belastung.</li> <li>- Bei einer einseitigen vertikalen Belastung von 50 N sind ähnliche Spannungsbeträge im distalen Bereich des ipsilateralen Implantats (ca. <math>-20\mu\text{m/m}</math>) und im mesialen Bereich (ca. <math>20\mu\text{m/m}</math>) messbar.</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Bei einer einseitigen vertikalen Belastung von 50 N beträgt die Spannung am distalen Bereich des ipsilateralen Implantats bis zu <math>1000\mu\text{m/m}</math> und am mesialen Bereich <math>-30\mu\text{m/m}</math>.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Hebelmomente durch ungenügende Parallelität (<math>\rightarrow</math> mesiale Extension) zwischen Schamierachse und Stegachse</li> <li>- Relative große Friktion beeinträchtigt Rotation der Prothese <math>\rightarrow</math> Hebelmomente wirken auf die Implantate.</li> <li>- Bei einer vertikalen Belastung von 50 N beträgt die Spannung am distalen Bereich des ipsilateralen Implantats bis zu <math>-10\mu\text{m/m}</math> und am mesialen Bereich <math>190\mu\text{m/m}</math>.</li> </ul>
MENICUCCI 1998		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Es wirken nur unwesentlich geringe Hebelmomente auf die Implantate.</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Es wirken nur unwesentlich geringe Hebelmomente auf die Implantate.</li> </ul>
MERCSKE-STERN (1996)			<ul style="list-style-type: none"> <li>- Über 100% der anliegenden maximalen Kaukraft werden als vertikale Kraft an das ipsilaterale Implantat weitergeleitet (<math>144,5\text{ N} \pm 69,1\text{ N}</math>).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Nur etwa 50% der anliegenden maximalen Kaukraft werden als vertikale Kraft an das ipsilaterale Implantat weitergeleitet (<math>35,5\text{ N} \pm 23,6\text{ N}</math> bei einem runden Stegquerschnitt, <math>38,2\text{ N} \pm 21,5\text{ N}</math> bei einem „U-förmigen“ Stegquerschnitt).</li> </ul>
MERCSKE-STERN (1998)		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Die rein vertikale Belastung des ipsilateralen Implantats bei maximaler Kaubelastung beträgt <math>58,9\text{ N} \pm 20,0\text{ N}</math>.</li> </ul>		
SETZ et al. (1989)				<ul style="list-style-type: none"> <li>- unterschiedliche Belastungen der beiden Implantate</li> </ul>
Hoffmann (1997)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mittels Kugelkopfattachments werden signifikant weniger vertikale Kräfte an die Implantate weitergeleitet als durch Magnete und Teleskope.</li> <li>- Je weiter distal die Kraft auf die Prothese wirkt, desto geringer die vertikale Belastung auf die Implantate.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- vertikale Belastung der Implantate relativ unabhängig von Ort der Krafteinwirkung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Je weiter distal die Kraft auf die Prothese wirkt, desto geringer die vertikale Belastung auf die Implantate.</li> <li>- vertikale Belastung auf das kontralaterale Implantat etwa doppelt so groß wie bei Magnet- oder Kugelkopfattachments</li> </ul>	

Fazit	<p>Trotz der teilweise sehr unterschiedlichen Aussagen der Autoren wird bei ihrer Gegenüberstellung sofort deutlich, dass bezogen auf vertikale Belastungen und Hebelmomente das Teleskopattachment den anderen hier vorgestellten Attachmentvarianten klar unterlegen ist. Die auftretenden Kräfte (hier sind vor allem die Hebelmomente relevant) übersteigen die der anderen um ein Vielfaches.</p> <p>Die mit Abstand geringsten Hebelmomente werden mittels Magnetattachments auf die Implantate weitergeleitet. Dieses geht jedoch nach Meinung der meisten Autoren auf Kosten einer geringen Retentionskraft.</p> <p>Die durch Steg- und Kugelkopfattachment auftretenden Belastungen sind in etwa vergleichbar, wobei durch die primäre Verblockung mittels Stegs beide Implantate gleichmäßiger belastet werden als mittels Kugelkopfancker. Um die auftretenden Hebelmomente - mittels Rotation der Prothese um eine Rotationsachse - in Grenzen zu halten, ist (ganz besonders bei Stegattachments) eine genaue Planung und Durchführung der Implantation und prothetischen Versorgung unabdingbar.</p>
-------	--

### 3.2.2.2 *Transversal auf die Implantate wirkende Kräfte*

Transversal gerichtete Kräfte, die auf Prothesen wirken, führen zu einem horizontalen Schub auf die Implantate, der entweder nach mesial, distal, bukkal oder lingual gerichtet sein kann. Abb. 26 zeigt recht deutlich, dass aber auch vertikale Kräfte, wie sie beispielsweise beim antagonistischen Kontakt auf „schiefer Ebene“ auftreten, als transversale Kräfte auf Implantate weitergeleitet werden können (RANGERT et al., 1989).

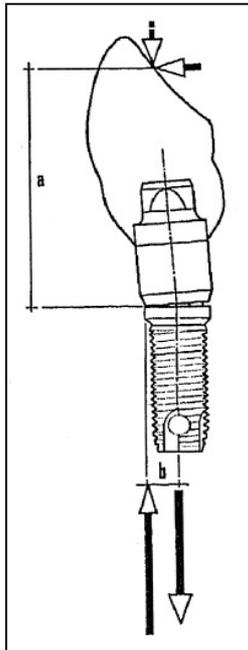


**Abb. 26**  
Vertikale und transversale Kräfte, die durch okklusale Kontakte entstehen  
(aus: RANGERT et al., 1989).

Ähnlich wie zuvor im Abschnitt 3.2.2.1 bezüglich vertikaler Kräfte beschrieben wirkt auch in diesem Fall auf die Implantate ein Hebelarm bzw. Hebelmoment, was zu Spannungen innerhalb der Implantate führt.

Auffällig ist auch hier, dass einem relativ langen Hebelarm *a* ein vergleichsweise kurzer „kompensatorischer“ Hebelarm *b* gegenübersteht (Abb. 27). Die Länge *a* ist der Abstand zwischen Kontaktpunkt und dem Punkt, an dem Implantat und Implantatpfeiler aufeinander liegen. Die Länge *b* entspricht dem halben Durchmesser des Implantats.

Als Folge dieses Ungleichgewichtes zwischen den beiden Hebelarmen ergibt sich, wie oben schon beschrieben, eine Belastung des Implantatsystems, die zur Fraktur der Implantatschraube führen kann (RANGERT et al., 1989).



**Abb. 27**  
Innerhalb eines Implantates auftretende Kräfte, die die okklusalen transversalen Kräfte kompensieren  
(aus: RANGERT et al., 1989).

Die einzelnen Attachmentvarianten haben ein unterschiedliches Potential, transversale Kräfte auf Implantate weiterzuleiten.

MERCSKE-STERN stellte in ihrer Studie 1996 fest, dass die transversalen Kräfte bei Verwendung von Stegattachments vor allem nach ventral (90% der ventro-dorsalen Bewegung) und nach lateral (75 - 100% der medio-lateralen Bewegung) gerichtet sind. Bei Verwendung von Teleskopattachments findet sich eine Verteilung von 70 - 80% für die ventrale Kraftkomponente und von 50 - 60% für die mediale. Für Kugelkopfattachments stellte MERCSKE-STERN 1998 eine ähnliche Verteilung wie für Stegattachments fest. Sie ermittelte eine ventrale Kraftkomponente von 63 - 73% und eine laterale von 50-63%.

Bei Stegattachments kann es nach einstimmiger Meinung verschiedener Autoren durch die primäre Verbindung der Implantate zu Spannungen zwischen den einzelnen Implantaten kommen, die - in Bezug auf ihren Vektor - ebenfalls zu den transversal wirkenden Kräften gezählt werden können.

Diese Spannungen können zum einen durch mögliche herstellungsbedingte Ungenauigkeiten (Abdrucknahme, Wärmeausdehnungskoeffizienten oder andere materialspezifische Eigenschaften) hervorgerufen werden, was schon allein ein spannungsloses Einschrauben der Primärkonstruktion verhindert. Bei der Verwendung von Kugelkopfattachments können Spannungen in derartiger Form nicht festgestellt werden (WÖSTMANN et al., 1991).

Zum anderen führen die im Rahmen von Mundöffnungs- und Schließbewegungen auftretenden Verformungen der Unterkieferspange zu transversal auf die Implantate einwirkenden Kräften (SETZ et al., 1989).

Die Stegkonstruktion wirkt dieser Torsion entgegen und es kommt durch die primäre Verbindung der Implantate zu größeren Spannungen im periimplantären Knochen. Dies ist beispielsweise bei der Verwendung von Kugelkopfattachments nicht der Fall. Sie können der Torsion der Unterkieferspange folgen, ohne dieser direkt entgegenzuwirken (MENICUCCI et al., 1998). Es sind geringere Spannungen im periimplantären Knochen messbar als bei der Verwendung von Stegattachments.

**Tab.2** Gegenüberstellung der in verschiedenen Studien ermittelten transversalen Belastung der Implantate in Abhängigkeit von den verwendeten Attachmentsystem

Autor	untersuchtes Attachment			
	Magnetattachment	Kugelkopfattachment	Teleskopattachment	Stegattachment
MERCSKE-STERN (1996)			-70 - 80% ventrale Belastung (in ventro-dorsaler Richtung) -50 - 60% mediale Belastung (in medio-lateraler Richtung)	-90% ventrale Belastung (in ventro-dorsaler Richtung) -75-100% laterale Belastung (in medio-lateraler Richtung)
MERCSKE-STERN (1998)		-63 - 73% ventrale Belastung (in ventro-dorsaler Richtung) -50 - 63% laterale Belastung (in medio-lateraler Richtung)		
WÖSTMANN et al. (1991)		-Eingliederung der Primärkonstruktion führt zu keinen messbaren Spannungen.		-Herstellungsbedingte Ungenauigkeiten lassen kein spannungsloses Einschrauben der Primärkonstruktion zu.
MENICUCCI et al. (1998)		-geringe Spannungen im periimplantären Knochen bei Öffnungs- und Schließbewegungen des Unterkiefers		-große Spannungen im periimplantären Knochen in Folge der Torsion des Unterkiefers bei Öffnungs- und Schließbewegungen
<b>Fazit</b>	<b>Bei allen Attachmentvarianten tritt eine relativ gleiche transversale Belastung des Implantatsystems auf, wobei Stegattachments in diesem Bereich eine Sonderstellung einnehmen, da es schon bei Eingliederung der Primärkonstruktion zu Spannungen kommen kann.</b>			

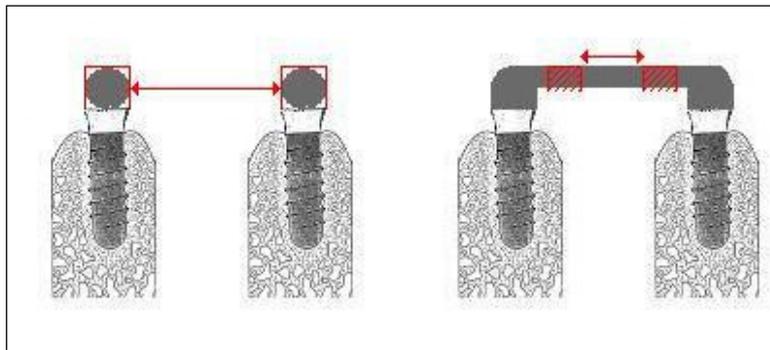
### 3.2.2.3 *Auf den zahnlosen Kieferabschnitt einwirkende Kräfte*

Nachdem in den vorherigen Abschnitten die verschiedenen Kräfte, Belastungen und Momente untersucht wurden, die auf die Implantate einwirken, soll nun dargestellt werden, inwieweit die Belastungen des zahnlosen Kieferkammabschnittes (d.h. der Bereich, auf dem der Freundsattel gelagert ist) abhängig vom verwendeten Attachmentsystem sind.

In einer In-vitro-Studie stellten HECKMANN et al. (2000) heraus, dass durch Teleskopattachments, die als einziges Attachmentsystem eine absolut starre Verbindung zwischen Prothese und Implantaten gewährleisten, die geringsten Kräfte auf den zahnlosen Kieferabschnitt weitergeleitet werden. Sie ermittelten eine Belastung von 11 N (bei einer vertikal auf die Prothese wirkenden Kraft von 50 N). Für das Stegattachment ermittelten sie eine Belastung von 22 N. Diesen überraschend kleinen Wert führten HECKMANN et al. (2000) selbst auf die hohe Friktion ihres Stegattachmentsystems zurück, welches eine Rotation der Prothese um die Stegachse nur bedingt zuließ. Die auftretenden Kräfte wurden somit anstatt auf den Kieferkamm auf die Implantate übertragen. Wie sich im Folgenden jedoch zeigen wird, sind andere Autoren jedoch mit den von ihnen untersuchten Stegkonstruktionen zu teilweise entgegengesetzten Ergebnissen gekommen. Für Kugelkopf- und Magnetattachments ermittelten HECKMANN et al. (2000) eine ähnliche Belastung des zahnlosen Kieferabschnittes, nämlich 36 bzw. 33%. MENICUCCI et al. (1998) stellten in ihrer Studie (im Gegensatz zu HECKMANN et al., 2000) fest, dass die Belastung der Mucosa rechts und links unterschiedlich zu beurteilen ist. Einerseits kamen sie zu dem Schluss, dass die Belastung der Mucosa durch Stegattachments auf der Arbeitsseite um 10% höher ist als die bei der Verwendung von Kugelkopfattachments der Fall ist. Auf der Nicht-Arbeitsseite spiegelt sich hingegen ein anderes Verhältnis wider. Hier zeigt sich bei der Verwendung von Kugelkopfattachments eine um 120% größere Belastung als bei der Verwendung von Stegattachments. MENICUCCI et al. (1998) variierten den Abstand der Stegreiter und entdeckten einen Zusammenhang zwischen dem Abstand der Retentionselemente (Stegreiter) und der auf die Mucosa übertragenen Kraft: Je größer der Abstand der Retentionselemente, desto besser die Verteilung der auf die Mucosa einwirkenden Kraft.

Dies ist, nach Ansicht von MENICUCCI et al. (1998), auch die Erklärung dafür, dass Kugelkopfattachments eine bessere Kraftverteilung gewährleisten, da bei ihnen - im

Vergleich zu Stegattachments - bei gegebenem Implantatabstand ein größtmöglicher Abstand der Retentionselemente gewährleistet wird (Abb. 28). Bei Stegattachments ist der Abstand der Stegreiter (Retentionselemente) in der Regel kleiner als der reine Implantatabstand.



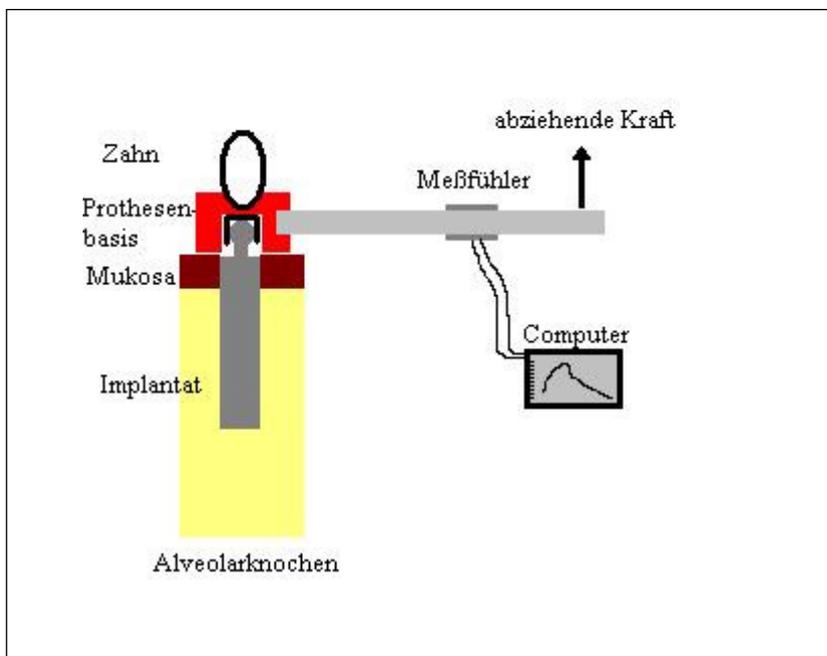
**Abb. 28**  
Unterschiedlicher Abstand der Retentionselemente unter Verwendung von Kugelkopf- und Stegattachments bei identischem Implantatabstand

**Tab.3** Gegenüberstellung der in verschiedenen Studien gefundenen Werte für die Belastung des zahnlosen Kieferabschnittes unterhalb implantatverankerter Prothesen in Abhängigkeit vom verwendeten Attachmentsystem

Autor	untersuchtes Attachment			
	Magnetattachment	Kugelkopfattachment	Teleskopattachment	Stegattachment
HECKMANN et al. (2000)	-Bei einer vertikal auf die Prothese einwirkenden Kraft von 50 N werden 33 N an den zahnlosen Kieferkammabschnitt weitergeleitet.	-Bei einer vertikal auf die Prothese einwirkenden Kraft von 50 N werden 36 N an den zahnlosen Kieferkammabschnitt weitergeleitet.	-Bei einer vertikal auf die Prothese einwirkenden Kraft von 50 N werden 11 N an den zahnlosen Kieferkammabschnitt weitergeleitet.	-Bei einer vertikal auf die Prothese einwirkenden Kraft von 50 N werden 22 N an den zahnlosen Kieferkammabschnitt weitergeleitet.
MENICUCCI et al. (1998)		-Belastung der Mucosa auf der „Nicht-Arbeitsseite“ um 120% größer als bei der Verwendung von Stegattachments		-Belastung der Mucosa auf der Arbeitsseite um 10% größer als bei der Verwendung von Kugelkopfattachments
<b>Fazit</b>	<b>Die Belastung des zahnlosen Kieferabschnittes ist bei der Verwendung von Teleskopattachments am geringsten. Die größte Belastung wird unter Verwendung von Magnetattachments erreicht. Prinzipiell lässt sich sagen, dass sich ein entgegengesetztes Ergebnis widerspiegelt, als das in Abschnitt 3.2.2.1 („Vertikal auf Implantate wirkende Momente“) dargestellt.</b>			

### 3.2.3 Vergleich des Retentionsvermögens der verschiedenen Attachmentsvarianten als Grundlage für Prothesenstabilität und Patientenzufriedenheit

Wesentlich für den Erfolg eines Attachmentsystems ist die von ihm erbrachte Retention. Sie ist für die Lagestabilität des Zahnersatzes entscheidend und beeinflusst somit wesentlich die Zufriedenheit der Patienten mit ihrem Zahnersatz. Dieser Zusammenhang wird in Abschnitt 3.5.2 näher erläutert und veranschaulicht.

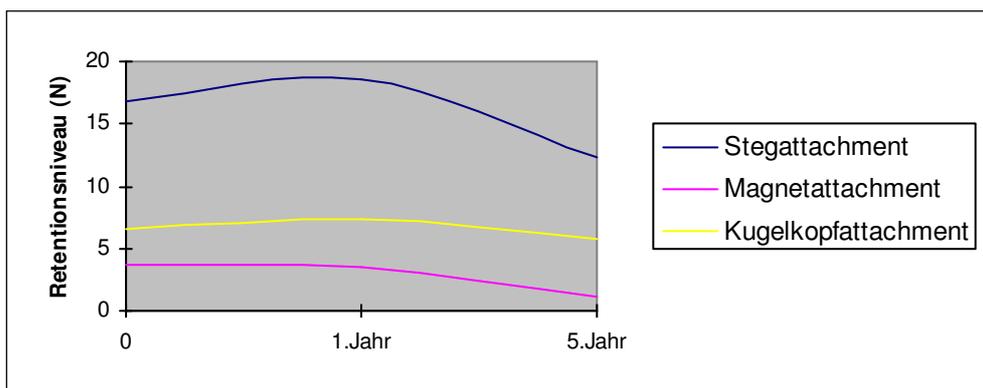


**Abb. 29**  
Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Messung der Retentionskraft (nach VAN KAMPEN et al., 2003).

VAN KAMPEN et al. (2003) stellten fest, dass sowohl durch Kugelkopfattachments als auch durch Stegattachments ein vergleichsweise hohes Retentionsniveau erreicht werden kann. Dieses betrug für Stegattachments  $32,9 \text{ N} \pm 9,1 \text{ N}$  und für Kugelkopfattachments  $31,4 \text{ N} \pm 8,3 \text{ N}$  (Versuchsanordnung siehe Abb. 29). Bei allen Patienten wurden hierbei zwei Implantate im Unterkiefer im Bereich der ehemaligen Eckzähne implantiert. Drei Monate später war bei beiden Varianten ein Retentionsverlust von etwa  $3 \text{ N}$  festzustellen (Stegattachments:  $29,8 \text{ N} \pm 9,1 \text{ N}$ ; Kugelkopfattachments:  $28,0 \text{ N} \pm 7,8 \text{ N}$ ). Vergleicht man diese Werte mit denjenigen, die durch die Verwendung von Magnetattachments erreicht werden, so zeigt sich, dass die zugehörigen Retentionskräfte nur et-

wa 25% hiervon betragen. Nach Insertion der Prothese ergibt sich eine Retentionskraft von  $7,4 \text{ N} \pm 3,0 \text{ N}$ , die im Verlauf von drei Monaten leicht ansteigt und  $8,4 \text{ N} \pm 3,7 \text{ N}$  erreicht. VAN KAMPEN et al. (2003) betonten, dass die von ihnen ermittelten Retentionskräfte für die drei Attachmentvarianten höher sind als die von den anderen Autoren gemessenen. Sie begründen dieses Ergebnis damit, dass in den verschiedenen Studien unterschiedliche Attachmentsysteme von u.a. unterschiedlichen Herstellern verwendet wurden.

So ermittelten NAERT et al. (1999) für Stegattachments anfängliche Retentionskräfte von  $16,8 \text{ N}$ , die nach fünf Jahren auf einen Wert von  $12,4 \text{ N}$  sanken (Abb. 30). Wenngleich sie für Kugelkopfattachments wesentlich geringere Werte von anfänglich  $6,6 \text{ N}$  und nach fünf Jahren von  $5,7 \text{ N}$  ermittelten, so wurden jedoch auch durch dieses verwendete Kugelkopfsystem signifikant höhere Werte erreicht als durch Magnetattachments ( $3,7 \text{ N}$  bzw.  $1,1 \text{ N}$ ).



**Abb. 30**  
Änderung des Retentionsniveaus im Verlauf von fünf Jahren (nach NAERT et al., 1999).

Aus Abb. 30 wird deutlich, dass unter der Verwendung von Kugelkopfattachments mit den geringsten Retentionsverlusten zu rechnen ist. Diese betragen nach fünf Jahren lediglich  $0,9 \text{ N}$ , wohingegen bei Stegattachments mit  $4,4 \text{ N}$  und bei Magnetattachments mit  $2,6 \text{ N}$  Retentionsverlust gerechnet werden muss. Inwieweit dies Auswirkungen auf den tatsächlichen Nachsorgeaufwand zur Folge hat, ist unter Abschnitt 3.3.1.2 genauer nachzulesen.

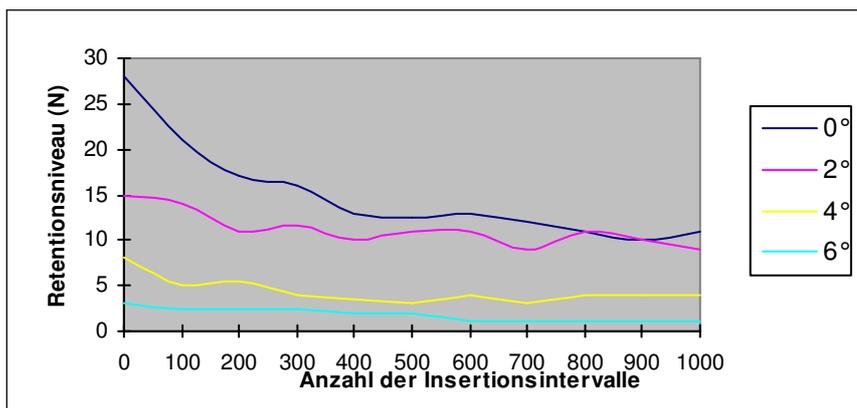
PETROPOULOS et al. (1997) ermittelten ebenfalls klare Retentionsvorteile auf Seiten der Steg- und Kugelkopfattachments, wobei in dieser Studie für Kugelkopfattachments mit  $24,4 \text{ N}$  die größten Retentionskräfte ermittelt wurden. Für Stegattachments betragen

sie 21,1 N. Für Magnetattachments wurden mit 1,3 N die geringsten Retentionskräfte aller miteinander verglichenen Studien ermittelt.

BURNS et al. untersuchten in ihrer 1995 durchgeführten Studie Kugelkopf- und Magnetattachments. Auch hier kam man zu dem Ergebnis, dass durch Magnetattachments wesentlich geringere Retentionskräfte zu erwarten sind als dies bei Kugelkopfattachments der Fall ist. Für Magnetattachments wurden Retentionskräfte von 4,8 N ermittelt. Mit 9,3 N waren die Retentionskräfte von Kugelkopfattachments etwa doppelt so groß. Angaben zum Retentionsniveau sechs Monate nach erstmaligem Einsetzen der Prothese zeigten keine deutlichen Veränderungen. Diese Zeitspanne schien nach Meinung von VAN KAMPEN et al. (2003) für eine sinnvolle Aussage über Retentionsverluste relativ kurz zu sein.

Wie bereits erwähnt, hängt der absolut messbare Retentionswert vom verwendeten Retentionssystem ab. Teleskopkronen sind im Gegensatz zu den anderen Attachmentssystemen in der Regel nicht präfabriziert sondern individuell hergestellt. Die durch sie erbrachten Retentionskräfte sind vor allem abhängig vom Winkel der Kronenwände. So ermittelten OHKAWA et al. (1990), dass die Retention durch einen Kronenwinkel von mehr als  $2^\circ$  deutlich kleiner wird.

Weniger Bedeutung für das Retentionsniveau scheint nach Einschätzung von Ohkawa et al. (1990) hingegen die Länge der Teleskopkronen zu haben.



**Abb. 31**  
Änderung der Retentionskräfte bei Kronenwinkeln von  $0^\circ$ ,  $2^\circ$ ,  $4^\circ$  und  $6^\circ$  und einer Kronenhöhe von 5 mm (nach OHKAWA et al., 1990).

Aus Abb. 31 geht hervor, dass bei einem Kronenwinkel von  $2^\circ$  mit einer Retentionskraft von 15 N an einer Teleskopkrone zu rechnen ist. Nach 1000 Insertionen sinkt die Retentionskraft um ca. 30% auf 10 N. Bei einem Kronenwinkel von  $4^\circ$  ist hingegen nur mit einer anfänglichen Retentionskraft von 8 N zu rechnen. Der Retentionsverlust nach

einer anfänglichen Retentionskraft von 8 N zu rechnen. Der Retentionsverlust nach 1000 Insertionen beträgt wie bei einem Kronenwinkel von 2° ebenfalls etwa 30%.

Dieses Ergebnis wurde im Wesentlichen durch die Ergebnisse von MINAGI et al. (1999) bestätigt. Sie ermittelten für einen Kronenwinkel von 4° ebenfalls eine anfängliche Retentionskraft von 8 N. Nach 1000 Insertionsintervallen betrug diese etwa 6,5 N und nach 10.000 Insertionsintervallen 3 N (All diese Werte beziehen sich auf eine einzelne Teleskopkrone und müssen somit, um mit den anderen Attachmentvarianten verglichen werden zu können, verdoppelt werden).

**Tab.4** Gegenüberstellung der Ergebnisse verschiedener Studien zur Retentionskraft der unterschiedlichen Attachmentsysteme

Autor	untersuchtes Attachment			
	Magnetattachment	Kugelkopffattachment	Teleskopattachment	Stegattachment
van Kampen et al. (2003)	- Ausgangsretentionsniveau: 7,4 N ± 3,0 N - Retentionskräfte nach 3 Monaten: 8,7 N ± 3,7 N	- Ausgangsretentionsniveau: 31,4 N ± 8,3 N - Retentionskräfte nach 3 Monaten: 28,0 N ± 7,8 N		- Ausgangsretentionsniveau: 32,9 N ± 9,1 N - Retentionskräfte nach 3 Monaten: 29,8 N ± 8,2 N
Naert et al. (1999)	- Ausgangsretentionsniveau: 3,7 N - Retentionskräfte nach 1 Jahr: 3,6 N - Retentionskräfte nach 5 Jahren: 1,1 N	- Ausgangsretentionsniveau: 6,6 N - Retentionskräfte nach 1 Jahr: 7,3 N - Retentionskräfte nach 5 Jahren: 5,7 N		- Ausgangsretentionsniveau: 16,8 N - Retentionskräfte nach 1 Jahr: 18,6 N - Retentionskräfte nach 5 Jahren: 12,4 N
Burns et al. (1995)	- Ausgangsretentionsniveau: 4,8 N - Retentionskräfte nach 6 Monaten: 4,6 N	- Ausgangsretentionsniveau: 9,3 N - Retentionskräfte nach 6 Monaten: 9,1 N		
Petropoulos et al. (1997)	- Ausgangsretentionsniveau: 1,3 N	- Ausgangsretentionsniveau: 24,4 N		- Ausgangsretentionsniveau: 21,1 N
Ohkawa et al. (1990)			- Große Retentionsverluste bei Kronenwinkeln > 2° - Ausgangsretentionsniveau bei einer einzelnen Teleskopkrone mit 2° Kronenwinkel: 15 N - Retentionsniveau nach 1000 Insertionsintervallen: 10 N - Ausgangsretentionsniveau bei einer einzelnen Teleskopkrone mit 4° Kronenwinkel: 8 N - Retentionsniveau nach 1000 Insertionsintervallen: 5 N	
Minagi et al. (1999)			- Ausgangsretentionsniveau bei einer einzelnen Teleskopkrone mit 4° Kronenwinkel: 8 N - Retentionsniveau nach 1000 Insertionsintervallen: 6,5 N - Retentionsniveau nach 10000 Insertionsintervallen: 3 N	

Fazit

Der Vergleich der verschiedenen Studien macht deutlich, dass in Bezug auf das Retentionsniveau der verschiedenen Attachmentvarianten klare Nachteile auf Seiten der Magnetattachments zu sehen sind. Inwieweit dieses vergleichsweise geringe Retentionsniveau die Zufriedenheit der Patienten sichert, ist unter Abschnitt 3.5 nachzulesen.  
Die drei übrigen Attachmentvarianten (Steg-, Kugelkopf- und Teleskopattachments) erbringen sehr ähnliche Retentionskräfte. An dieser Stelle sei jedoch kurz auf die umfangreichen Reparaturarbeiten hingewiesen, die Retentionsverluste an Teleskopattachments erfordern (siehe Abschnitt 3.3).

### 3.3 Reparaturanfälligkeit und Nachsorgeaufwand

Vergleicht man die vier Attachmentmöglichkeiten (Steg-, Kugelkopf-, Teleskop- und Magnetattachment) in Bezug auf den Nachsorgeaufwand bzw. die Wartungsanfälligkeit, so wird beim Auswerten der diversen unterschiedlichen Studien deutlich, dass es - in Anlehnung an die 2000 von PAYNE und SOLOMONS durchgeführte Studie - aus Gründen der besseren Übersichtlichkeit sinnvoll ist, die möglichen unterschiedlichen Instandhaltungsmaßnahmen zu unterteilen. Zum einen wäre die Wartung der Implantatkomponenten (hierzu zählen einerseits die Implantate selbst, aber auch die unterschiedlichen Bauteile der einzelnen Attachmentsysteme) zu nennen und zum anderen die notwendigen Wartungen der implantatverankerten Totalprothese (PAYNE und SOLOMONS 2000).

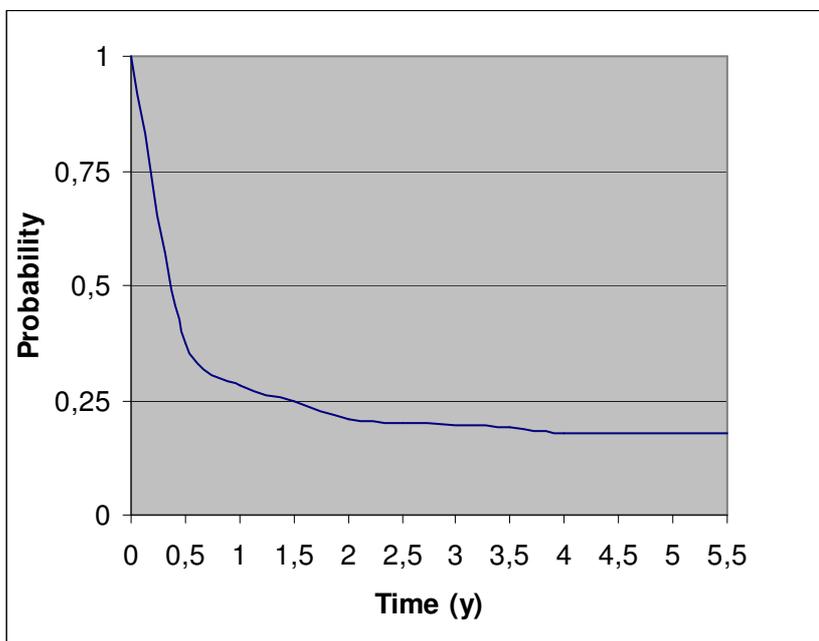
#### 3.3.1 Wartungsaufwand der Bestandteile der verschiedenen Implantatsysteme

##### 3.3.1.1 *Wiederbefestigung und Austausch gelöster und funktionsuntüchtiger Attachmentbauteile*

Nach PAYNE und SOLOMONS (2000) zählen zur Wartung des Implantatsystems zum einen das Wiederbefestigen bzw. Ersetzen gelöster oder frakturierter Implantatschrauben, zum anderen die Reparatur oder den Ersatz funktionsuntüchtig gewordener (z.B. gebrochener) Elemente des jeweiligen Attachmentsystems. Während durch Stege verbundene Implantate im Verlaufe der Studie von PAYNE und SOLOMONS (2000) nur in 7% der Fälle (bezogen auf das erste Jahr nach Einbringen der Prothese) Nachsorge in Form einer Wiederbefestigung der Implantatschraube bedurften, traf dies bei unverbun-

denen Implantaten, die mit einem Kugelkopfattachment versehen waren, in 18% der Fälle zu.

NAERT et al. zeigten 1994 in ihren Untersuchungen, die sich unter anderem auf denselben Sachverhalt bezogen, dass gerade bei den Magnet- und bei den Kugelkopfattachments ein vermehrtes Lösen der Implantatschrauben innerhalb der ersten 3 bzw. 6 Monate nach Insertion der Implantate zu beobachten ist. Auch KIENER et al. zeigten 2001 in ihrer Studie, dass vor allem im ersten Jahr nach Eingliederung der Prothese gehäuft mit diversen Wartungsarbeiten gerechnet werden muss (Abb. 32).



**Abb. 32**  
Erwartete Zeit zwischen Eingliederung einer Prothese und der ersten prophetischen Komplikation (nach KIENER et al., 2001).

Dieses Ergebnis wird durch diverse andere Studien bestätigt, zum Beispiel durch die Studie von WALTON (2003), der innerhalb der ersten 36 Monate nach Insertion des Zahnersatzes sogar einen Nachsorgeaufwand von 47% für das Kugelkopfattachment und von 17% für das Stegattachment ermittelte. Da es sich bei Prothesen, die mittels Kugelköpfen auf weniger als vier Implantaten verankert wurden, um „Implantat-Schleimhaut“ gelagerte Prothesen handelt (KIENER et al., 2001), wirkt auf die Implantate durch das - wenn auch nur geringe - Einsinken der Prothese ein gewisser Hebelarm, der gerade im ersten Jahr nach Einbringen des Zahnersatzes Instandhaltungsmaßnahmen erfordert. Diese beschränken sich normalerweise auf das Wiederbefestigen gelöster Implantatschrauben (KIENER et al., 2001). Über Stegattachments befestigte Prothesen

sind nach KIENER et al. (2000) dann rein implantatgelagert, wenn die Stegverbindung in einer U-Form bzw. Hufeisenform angefertigt wurde. Dies ist normalerweise dann der Fall, wenn mindestens drei Implantate eingebracht wurden, die über mindestens 2 Stege verbunden sind. Auch die Verwendung von Extensionsstegen (im Gegensatz zu Endpfeilerstegen) kann das distale Einsinken von Prothesen, die auf wenigen - mit Stegen verbundenen - Implantaten befestigt sind, minimieren bzw. verhindern. Als Folge hieraus wird der auf die Implantate wirkende Hebelarm verkleinert und ein Lösen der Implantatschrauben in gewissem Rahmen unterbunden. Somit kann auch die Gestaltung der Stegkonstruktion selbst Auswirkung auf Art und Umfang des Nachsorgeaufwandes haben. PAYNE und SOLOMONS zeigten 2000 in ihrer Studie, dass Frakturen von Stegreitern eher dann zu erwarten sind, wenn eine Verankerung der Prothese über drei oder vier Implantate vorgenommen wurde. Nach zwei Jahren ihrer Studie war dies zu 17,3% der Fall. Dem gegenüber steht eine Wahrscheinlichkeit für eine Stegfraktur bei 10% der Prothesen, die auf lediglich zwei, mit einem Steg verbundenen Implantaten verankert werden.

DAVIS et al. ermittelten 1996 in ihrer Studie eine Wahrscheinlichkeit von 46,9% für Magnetattachments und von 54% für Kugelkopfattachments dafür, dass diverse Instandhaltungsmaßnahmen innerhalb des ersten Jahres notwendig werden.

Diese Maßnahmen beziehen sich bei Magnetattachments vor allem auf das Wiederbefestigen gelöster Magnetelemente. Hierzu gehört jedoch auch der Ersatz der Bauteile, die beispielsweise durch Korrosion funktionsuntüchtig geworden sind. Der ungenügende Korrosionsschutz der Bauteile von Magnetattachments stellte noch bis vor kurzer Zeit eines der wesentlichen Probleme dieses Systems dar. Eine gasdichte Einkapselung der Magneten in ein Titangehäuse, wodurch die Korrosion unterbunden wird, ist wesentlich für den mittlerweile erfolgreichereren Gebrauch von Magneten in der Implantatprothetik (RICHTER, 2000 und GÖHRING et al., 1997).

Unter anderem ist die von DAVIS et al. 1996 ermittelte Wahrscheinlichkeit von 46,9% für das Auftreten von Komplikationen in Bezug auf Magnetattachments deshalb als eher kritisch zu bewerten, weil zum Zeitpunkt der Studie der (wie oben erwähnt) mittlerweile routinemäßige Korrosionsschutz der Magnetbauteile noch nicht in der beschriebenen Form erfolgreich durchgeführt werden konnte. Aktuellere Studien, die diesen entschei-

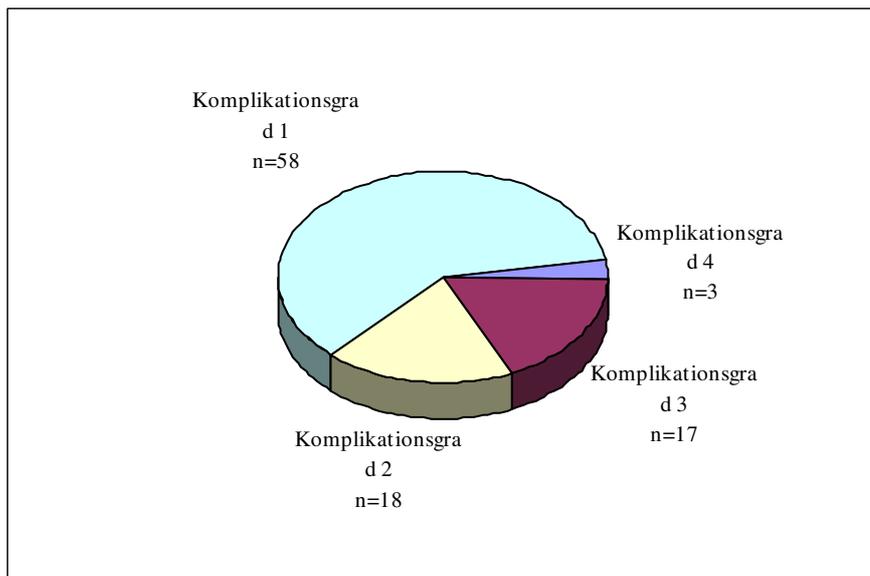
denden Faktor berücksichtigen, sind leider noch nicht bekannt bzw. im Rahmen der Medline-Recherche verfügbar.

RICHTER erläuterte 2000 in seinen Ausführung ebenfalls, dass durch das Verwenden von Doppelkronen als Attachmentsystem konstruktionsbedingt ggf. starke, unberechenbare Horizontalkräfte auf die Implantate einwirken, die sowohl nach labial als auch nach oral gerichtet sein können. Die Implantate sind somit einer „Wechselschwellbelastung“ (RICHTER, 2000) ausgesetzt, wobei aufgrund des neuromuskulär bedingten Kau-musters hauptsächlich eine Belastung der Implantate nach labial festzustellen ist. Grund hierfür ist die Tatsache, dass eingebrachte Implantate - entgegen früherer Ansichten - nicht wie natürliche Zähne über Desmodontalfasern elastisch im Knochen verankert sind, sondern im Rahmen der Osseointegration eine rigide, d.h. starre Verbindung mit dem Knochen eingehen. Diese erlaubt es dem Implantat nicht, auftretende Kräfte in gewissem Rahmen abzufedern. Als Folge hieraus kann es zum Lösen oder zum Bruch der Halteschraube des Prothetikpfostens kommen. Weitere mögliche Komplikationen sind das Ablösen der individuell hergestellten Konuskronen oder der Verlust der Retentionskraft der Konuskronen, was mit einer aufwändigen Neuanfertigung derselbigen einhergeht (KLEMKE et al., 1996).

Es sind jedoch nach Aussage von HOFFMANN (1997) Verformungen oder Frakturen von Implantaten besonders dann zu beobachten, wenn Prothesen durch lediglich zwei Implantate mit Teleskop- oder Konuskronen verankert werden, da in diesem Fall die auftretenden Hebelkräfte am stärksten sind.

Ähnlich wie bei den anderen Attachmentsystemen ist im Rahmen des Teleskopattachments gerade im ersten Jahr nach Einsetzen des Zahnersatzes mit erhöhtem Nachsorgeaufwand zu rechnen, wobei die Wartungsarbeiten größtenteils einfache „Grad 1“- (KLEMKE et al., 1996) Komplikationen betreffen (Abb. 33).

Besonders häufig auftretende Komplikationen sind vor allem „Lösungen der zementierten Titanschraube und Ablösungen der individuell hergestellten Teleskopkronen“ (KLEMKE et al. 1996). Beide werden zum Komplikationsgrad 1 gezählt.



**Abb. 33**

Verteilung der prothetischen Komplikationen auf die Grade 1 bis 4 )

Grad 1: Wiederherstellung ohne Einsatz von Ersatzteilen möglich

Grad 2: Die Wiederherstellung erfordert den Austausch von Teilelementen des standardisierten Systems.

Grad 3: Die Wiederherstellung erfordert eine zeitaufwändige Anfertigung und Einarbeitung individuell angefertigter Konstruktionsteile.

Grad 4: Irreversibler Verlust der Funktionstüchtigkeit des Implantats

(nach KLEMKE et al., 1996).

KLEMKE et al. ermittelten 1996 in ihrer Studie für das Auftreten von Komplikationen (im Rahmen der Verwendung von Teleskopattachments) innerhalb des ersten Jahres eine Wahrscheinlichkeit von ca. 25%. In ihren Ausführungen schätzen sie diese Wahrscheinlichkeit als relativ hoch ein. Wie sich jedoch im vorangegangenen Text zeigt, ist dieser Wert von 25% beispielsweise verglichen mit den von DAVIS et al. (2000) ermittelten Wahrscheinlichkeiten von 46,9% für das Magnetattachmentsystem und 54% für das Kugelkopfattachmentsystem sicherlich nicht als überdurchschnittlich zu bezeichnen. Der Vergleich der verschiedenen Studien zeigt recht deutlich, dass die verschiedenen Attachmentsysteme in Bezug auf den die Implantate betreffenden Nachsorgeaufwand keine wesentlichen Vor- oder Nachteile vorzuweisen haben. Lediglich das Stegattachment, welches als einziges System eine „Verblockung“ der Implantate gewährleistet, scheint beim Vergleich aller hier vorliegenden Studien in diesem Teil der Gegenüberstellung Vorteile mit sich zu bringen.

**Tab.5** Zusammenfassung der Ergebnisse verschiedener Studien zum Wartungsaufwand der Bestandteile verschiedener Attachmentsysteme

Autor	untersuchtes Attachment			
	Magnetattachment	Kugelkopfattachment	Teleskopattachment	Stegattachment
PAYNE und SOLOMONS (2000)		- Innerhalb des ersten Jahres lösten sich 6 von 32 Implantatschrauben (18,75%).		- Innerhalb des ersten Jahres lösten sich 8 von 111 Implantatschrauben (7,2%). - Frakturen des Stegretiers häufiger bei Patienten mit 3 oder 4 Implantaten, als bei denen, die mit 2 Implantaten versorgt wurden
NAERT et al. (1994)	- Innerhalb der ersten 6 Monate lösten sich 4 von 24 Implantatschrauben (16,6%). - Innerhalb von 24 Monaten mussten 5 von 24 Magneten ausgetauscht werden (20,8%).	- Innerhalb der ersten 6 Monate lösten sich 8 von 24 Implantatschrauben (33,3%). - Innerhalb von 24 Monaten mussten 7 von 24 Matrizen ausgetauscht werden (29,1%).		- Innerhalb der ersten 6 Monate lösten sich 0 von 24 Implantatschrauben.
KIENER et al. (2001)		- Im Durchschnitt sind in 3,2 Jahren 1,2 Komplikationen pro implantatverankerter Prothese zu erwarten.  - Vor allem im ersten Jahr nach Insertion der Prothese muss mit Wartungsarbeiten gerechnet werden		- Im Durchschnitt sind in 3,2 Jahren 2,4 Komplikationen (mit Extensionssteg) und 2,1 Komplikationen (ohne Extensionssteg) pro implantatverankerter Prothese zu erwarten.
WALTON (2003)		- Innerhalb von 36 Monaten lösten sich 47% aller Patrizen (Kugelköpfe) und 95% der Matrizen mussten ausgewechselt werden.		- Innerhalb von 36 Monaten lösten sich 17% aller Implantatschrauben und 5% der Matrizen mussten ausgewechselt werden.
DAVIS und PACKER (2000)	- Innerhalb von 36 Monaten waren 40 Wartungsarbeiten an 10 mit jeweils 2 Implantaten und 2 mit jeweils 3 Implantaten versorgten Patienten notwendig (1,5 Wartungsarbeiten pro Implantat).	- Innerhalb von 36 Monaten waren 45 Wartungsarbeiten an 13 mit jeweils 2 Implantaten versorgten Patienten notwendig (1,7 Wartungsarbeiten pro Implantat)		- Innerhalb von 36 Monaten waren 12 Wartungsarbeiten an 12 mit jeweils 2 Implantaten (verbunden mit einem Steg) versorgten Patienten notwendig (0,5 Wartungsarbeiten pro Implantat)
DAVIS et al. 1996	- Innerhalb von drei Jahren lösten sich bei 5 von 12 untersuchten Patienten die Implantatschrauben.	- Innerhalb von drei Jahren lösten sich bei 2 von 13 untersuchten Patienten die Kugelköpfe.		
den DUNNEN et al. (1997)				- Bei 104 Patienten, die mit jeweils 2 Implantaten versorgt waren, mussten während des ersten Jahres 33, während des zweiten Jahres 12 und während des dritten Jahres 7 gelöste Implantatschrauben befestigt werden.
HENERS (1986)			- Innerhalb von 8 Jahren kam es bei 18 Patienten (50 eingebrachte Implantaten) zu 4 Stiftbrüchen und zu 2 Implantatbrüchen.	- Innerhalb von 8 Jahren kam es bei 32 Patienten (64 eingebrachte Implantate) zu 4 Stegbrüchen und zu 12 Reitererneuerungen.

KLEMKE et al. (1996)			-Die Wahrscheinlichkeit für „Grad 1 – Komplikationen“ liegt im ersten Jahr bei 23% und nach sechs Jahren bei 37%. -Die Wahrscheinlichkeit für einen Bruch der als Mesiostruktur dienenden Titanschrauben liegt nach sechs Jahren bei 19%.	
Fazit	Die Auswertung der verschiedenen Studien zeigt, dass leichte Vorteile auf Seiten des Teleskop- und des Stegattachments zu finden sind. Magnet- und Kugelkopfattachment sind untereinander relativ gleichwertig einzuschätzen. Die standardmäßig anfallenden Wartungsarbeiten sind bei Teleskop- und Stegattachments wesentlich weniger häufig und weniger aufwändig als bei den anderen Attachmentsystemen.			

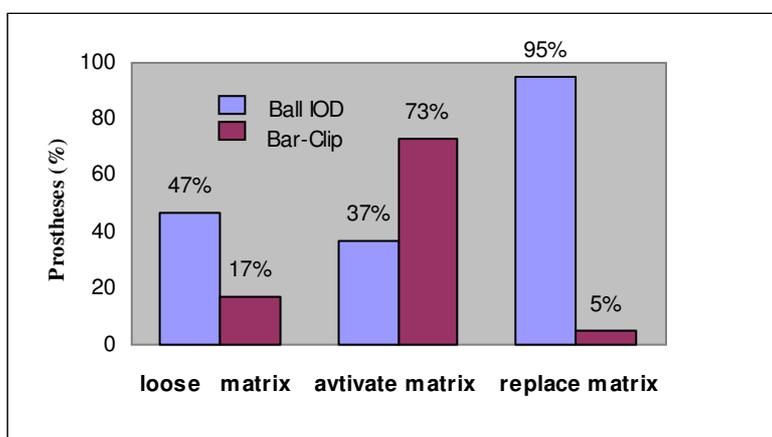
### 3.3.1.2 Retentionsverlust als prothetische Komplikation

Eines der wesentlichen Probleme aller in der zahnmedizinischen Prothetik gebräuchlichen Attachmentsysteme stellt die früher oder später nachlassende Retentionskraft dar, was funktionelle Einschränkungen zur Folge hat. Das Aktivieren der Retentionselemente ist je nach verwendetem Attachmentsystem von unterschiedlichem Aufwand. Es ist bei der Verwendung von Stegattachments nach erfolgter Instruktion durch den Zahnarzt für die meisten Patienten relativ einfach, die Branchen der Matrize - beispielsweise mit Hilfe eines Taschenmessers - vorsichtig zu aktivieren (RICHTER 2000). Der Nachsorgeaufwand, so WALTON (2003), geht nicht über die definierten standardmäßigen Wartungsarbeiten hinaus (Abb. 34). Dies trifft jedoch auf die sehr grazilen Bauteile des Kugelkopfattachmentsystems sicherlich nicht zu (RICHTER 2000). Die Stabilität ihrer Retentionsbranchen ist wesentlich geringer, so dass ein Retentionsverlust häufig nicht durch eine einfache Aktivierung, sondern nur durch Austausch der entsprechenden Bauteile durch den behandelnden Zahnarzt bzw. den Zahntechniker behoben werden kann. Ähnliches gilt für das Magnetattachment und für das Teleskopkronenattachment, bei denen ein Verlust der Retention nicht ohne weiteres rückgängig gemacht werden kann und aufwändigere Wiederherstellungsarbeiten häufig unumgänglich sind. An dieser Stelle sei kurz die kritische Aussage von DAVIS et al. (2000) eingefügt, die bemerkten, dass die Behandlungsdauer zur Wiederherstellung der Retention (im Unterschied zum Behandlungszeitpunkt und zur Behandlungshäufigkeit) einen wahrscheinlich besseren Parameter für den Vergleich der Attachmentsysteme darstellen würde. Hierbei sei auch daran zu denken, dass beispielsweise die Erneuerung eines funktionsuntüchtig gewor-

denen Magneten zwei Behandlungssitzungen beanspruche, das Fixieren eines gelösten Kugelkopfes jedoch in nur einer einzigen, kurzen Sitzung erledigt werden könne.

Bei Magnetattachments hat der Verlust der Magnetkraft in der Regel den Austausch des Magneten zur Folge. Bei Teleskopkronen führt ein Retentionsverlust in der Regel zur Anfertigung neuer Teleskopkronen (KLEMKE et al., 1996). Die Wahrscheinlichkeit für diese Komplikation liegt nach Einschätzungen von KLEMKE et al. (1996) im ersten Jahr bei 3%, nach sechs Jahren jedoch schon bei 22%. Sie wird nach der oben angeführten Klassifikation (siehe 3.3.1.1) zum Komplikationsgrad 3 gezählt.

Verschiedene Studien zeigten, dass bei den hier dargestellten Attachmentsystemen der Zeitpunkt zwischen Eingliederung des Zahnersatzes und der ersten notwendigen Aktivierung des jeweiligen Retentionselementes unterschiedlich ist. Während Stegattachments - wie im vorigen Abschnitt ausführlich beschrieben - selten Nachsorge, beispielsweise in Form der Fixierung von gelösten Implantatschrauben, bedürfen, so sind sie jedoch „oberflächlich gesehen“ den anderen Attachmentsystemen in Bezug auf den Aktivierungszeitpunkt bzw. die Aktivierungshäufigkeit unterlegen.



**Abb. 34**

Gegenüberstellung des Erhaltungsaufwandes von implantatgetragenen Totalprothesen (nach WALTON, 2003).

Wie jedoch schon erwähnt, darf hierbei nicht außer Betracht gelassen werden, dass eine Aktivierung des Kugelkopfattachments in der Regel mit dem Ersatz desselbigen einhergeht, eine Aktivierung selbst häufig gar nicht möglich ist. Die Aktivierung der Matrize bei Stegattachments ist - wie in dem oben angeführten Diagramm ersichtlich ist - etwa doppelt so häufig wie bei Kugelkopfattachments (73% zu 37%). Betrachtet man jedoch

die Wahrscheinlichkeit für das Lösen und den notwendigen Ersatz der Matrize, so wird ziemlich eindrucksvoll deutlich, dass klare Vorteile auf Seiten der Stegattachments zu erkennen sind (Wahrscheinlichkeit für die Notwendigkeit zum Ersatz der Matrize beim Stegattachment: 5%, beim Kugelpopfattachment: 95%). NAERT et al. stellten in ihrer Studie 1994 einen ähnlichen Zusammenhang dar und ermittelten beim Vergleich der verschiedenen Attachmentsysteme, dass bei den Stegattachments schon nach 6 Monaten die erste Aktivierung notwendig war, bei den Magneten jedoch erst nach 12 Monaten. Hierbei ist natürlich kritisch daran zu denken, dass ein Austausch der entsprechenden Magnetelemente nicht schon zu dem Zeitpunkt erfolgt, wenn eine nachlassende Retention zu bemerken ist, sondern wahrscheinlich erst dann, wenn die Retentionsverminderung starke funktionelle Einbußen zur Folge hat.

PAYNE et al. stellten 2000 in ihrer Studie fest, dass die Aktivierungshäufigkeit bei der Verwendung von Stegattachments durch das Einbringen eines dritten oder vierten Implantates deutlich reduziert werden kann. So musste in der Gruppe, deren Teilnehmer mit zwei Implantaten versorgt waren, im ersten Jahr 45% der Stegreiter nachaktiviert werden. Bei denjenigen, die mit drei oder vier Implantaten versorgt wurden, war eine Aktivierung nur in 21,2% der Fälle nötig.

**Tab.6** Gegenüberstellung der Ergebnisse verschiedener Studien zum Retentionsverlust und den entsprechenden Wartungsarbeiten in Bezug auf die verschiedenen Attachmentsysteme bei implantatverankertem Zahnersatz

Autor	untersuchtes Attachment			
	Magnetattachment	Kugelpopfattachment	Teleskopattachment	Stegattachment
WALTON (2003)		- Patrizen müssen nur halb so häufig aktiviert werden wie die des Stegattachments (Austausch jedoch wesentlich häufiger nötig!).		- Patrizen müssen ca. zweimal so häufig aktiviert werden wie die des Kugelpopfattachments.
KLEMKE et al. (1996)	- Verlust der Magnetkraft hat in der Regel den Austausch des Magneten zur Folge.		- Keine Aktivierung möglich. Retentionsverlust führt zur Neuanfertigung der Teleskopkronen. → Die Wahrscheinlichkeit hierfür liegt im ersten Jahr bei 3% und nach sechs Jahren bei 22%.	
NAERT et al. (1994)	- Aktivierung (d.h. Austausch!) bei 3 von 24 verwendeten Magneten notwendig			- Nach sechs Monaten mussten 3 von 12 Stegreitern nachaktiviert werden (25%).

PAYNE und SOLOMONS (2000)				-Aktivierung bei Verwendung von zwei Implantaten häufiger notwendig als bei drei oder vier Implantaten (77,5% zu 44,2%)
VAN KAMPEN et al. (2003)	-In den drei Monaten der Studie war kein signifikanter Retentionsverlust festzustellen.	-In den drei Monaten der Studie war kein signifikanter Retentionsverlust festzustellen.		-In den drei Monaten der Studie war kein signifikanter Retentionsverlust festzustellen.
<b>Fazit</b>	<b>In Bezug auf den Retentionsverlust ist das Stegattachment den anderen Systemen überlegen. Es ist zwar eventuell häufiger eine Aktivierung des Stegreiters notwendig, jedoch ist hierfür normalerweise kein größerer Arbeitsaufwand erforderlich. Bei den anderen Systemen geht ein Retentionsverlust meistens mit relativ aufwändigen Wiederherstellungsarbeiten oder Neuanfertigungen einher.</b>			

### 3.3.2 Wartungsaufwand der implantatverankerten Totalprothese

Als zweites soll nun der Nachsorgeaufwand betrachtet werden, der sich auf die implantatverankerte Totalprothese bezieht. In diesem Bereich typische Wartungs- und Wiederherstellungsarbeiten beinhalten Instandsetzungsmaßnahmen der Prothese selbst, wie die Beseitigung von Druckstellen, Unterfütterungen, Bruchreparaturen, Ersatz frakturierter Zähne oder sogar die komplette Neuanfertigung defekter Prothesen (PAYNE und SOLOMONS, 2000).

Die Aussagen der verschiedenen Studien, die diesbezüglich zu finden sind, spiegeln unterschiedliche Ergebnisse wider:

Auf der einen Seite stellten NAERT et al. 1994 fest, dass sehr wohl ein Zusammenhang zwischen Attachmentsystem und auftretenden Komplikationen an der betreffenden Prothese besteht. Nach ihren Aussagen bezieht sich der unterschiedliche Wartungsaufwand vor allem auf das Anpassen bzw. Nacharbeiten des Prothesenrandes an das Prothesenlager. Indikator für die Behandlungsnotwendigkeit ist das Auftreten von Druckstellen. Ein erhöhter Behandlungsbedarf ist hierbei bei den Patienten ersichtlich, deren Prothese mit Magnetattachments stabilisiert wurden. Ihnen folgen Patienten mit Kugelkopfattachments und abschließend diejenigen, die mit Stegattachments versorgt wurden. Auch DAVIS et PACKER. (2000) sahen diesbezüglich Vorteile auf Seiten der Stegattachments. Sie stellten 1996 in ihrer Studie dar, dass bei 12 Patienten, die mit Magnetattachments versorgt waren, innerhalb von 3 Jahren 21 Nacharbeiten an den Prothesen notwendig geworden waren. Im Kontrast hierzu waren bei 13 Patienten, die mit Kugelkopfattachments versorgt waren, innerhalb von drei Jahren lediglich 15 Anpassungsar-

beiten an den Prothesen nötig. Es besteht hier eine Korrelation zu der von dem jeweiligen Attachment aufgebrachten Retentionskraft (siehe Abschnitt 3.2.3). Diese Retentionskraft ist bei den Magnetattachments am geringsten und bei den Stegattachments am größten (NAERT et al., 1994). Die Ursache für das häufiger erforderliche Nacharbeiten der Prothesenränder bei verwendeten Magnetattachments kann darin begründet sein, dass sich die Prothese durch die geringere Retentionskraft nicht immer in definierter Sollposition befindet und somit mechanische Reize auf die Mundschleimhaut ausüben kann. Als Folge hieraus entstehen Druckstellen, die ein Nacharbeiten der Prothese erfordern. Unter Verwendung von Stegattachments befindet sich die Prothese in einer stabileren Position. Schleimhautirritationen sind hier unwahrscheinlicher.

PAYNE et al. betonten jedoch 2000 in ihrer Studie, dass sie den dargestellten Zusammenhang zwischen Attachmentsystem und Häufigkeit der Prothesenrandanpassung nicht sehen. Diese widersprüchlichen Aussagen könnten eventuell mit den unterschiedlichen Probandenzahlen begründet werden. Während NAERT et al. in ihrer Studie 1994 ein ausgeglichenes Verhältnis von 12 Probanden mit Stegattachment-Versorgung, 12 mit Kugelkopfattachment-Versorgung und 12 mit Magnetattachment-Versorgung gegenüberstellten, war das Verhältnis der Probanden bei PAYNE et al. 2000 unausgeglichener. Sie untersuchten insgesamt 59 Patienten, von denen 41 mit einem Stegattachment versorgt waren und nur 18 mit Kugelkopfattachments. Schwerpunkt ihrer Studie ist vor allem der Vergleich von Patienten, die mit Stegen versorgt waren, die einerseits 2 (20 Patienten) andererseits 3 oder 4 Implantate (21 Patienten) miteinander verbanden.

In Bezug auf Unterfütterungen (Abb. 35) und eventuell notwendige Neuanfertigungen defekter Prothesen waren sich die Autoren einig, dass hier kein Zusammenhang mit dem verwendeten Attachmentsystem zu sehen ist.



**Abb. 35**  
Unterfütterung und funktionelle Randgestaltung bei einer auf zwei Implantaten abgestützten Unterkiefer-Totalprothese (aus: KOECK et al., 1996).

Als Beispiel hierfür lassen sich die Aussagen von HENERS (1986) und PAYNE et al. (2000) heranziehen. Lediglich DAVIS et al. (2000) sahen in ihrer Studie auch in diesem Bereich leichte Vorteile auf Seite der Stegattachments.

Bezüglich der Häufigkeit des Auftretens von notwendigen Bruchreparaturen lassen sich keine direkten Zusammenhänge mit den verschiedenen Attachmentsystemen erkennen. Durch die Einarbeitung der Attachmentelemente in die Prothese wird diese jedoch entsprechend geschwächt, so dass es abhängig von Größe und Gestaltung der Bauteile vermehrt zu notwendigen Bruchreparaturen kommen kann. DAVIS und PACKER (2000) ermittelten für Kugelkopf- und Stegattachments jeweils eine Wahrscheinlichkeit von 16,7% (2 notwendige Bruchreparaturen bei 12 Prothesen pro Gruppe) und für Magnetattachments eine Wahrscheinlichkeit von 33% (4 notwendige Bruchreparaturen bei 12 Prothesen) für das Auftreten einer Fraktur innerhalb von drei Jahren. (Hierbei sei jedoch erwähnt, dass eine mit Magnetattachments ausgestattete Prothese im Rahmen der Studie dreimal frakturierte. Gründe hierfür könnten z.B. Attachmentgröße oder mögliche Verarbeitungsfehler sein.)

**Tab.7** Gegenüberstellung der Ergebnisse verschiedener Studien zu Wiederherstellungsarbeiten an der implantatverankerten Totalprothese in Bezug auf die verschiedenen Attachmentsysteme

Autor	untersuchtes Attachment			
	Magnetattachment	Kugelkopfattachment	Teleskopattachment	Stegattachment
NAERT et al. (1994)	-Innerhalb von 24 Monaten mussten 7 von 12 Prothesenrändern angepasst werden (58,3%).	-Innerhalb von 24 Monaten mussten 5 von 12 Prothesenrändern angepasst werden (41,7%).		-Innerhalb von 24 Monaten musste einer von 12 Prothesenrändern angepasst werden (8,3%).
DAVIS und PACKER (2000)	-Innerhalb von 3 Jahren waren bei 12 Prothesen 21 Nacharbeiten am Prothesenrand nötig. -Es mussten 5 Prothesen unterfüttert und 4 Bruchreparaturen durchgeführt werden.	-Innerhalb von 3 Jahren waren bei 13 Prothesen 15 Nacharbeiten am Prothesenrand nötig. -Es mussten 5 Prothesen unterfüttert und 2 Bruchreparaturen durchgeführt werden.		-Innerhalb von 3 Jahren waren bei 12 Prothesen 13 Nacharbeiten am Prothesenrand nötig. -Es musste eine Prothese unterfüttert und 2 Bruchreparaturen durchgeführt werden.
PAYNE und SOLOMONS (2000)	-Es besteht kein Zusammenhang zwischen Attachmentsystem und den Wartungsarbeiten an der Totalprothese. Dies bezieht sich sowohl auf notwendige Unterfütterungen als auch auf Bruchreparaturen.			
HENERS (1986)	-Anzahl der Unterfütterungen und notwendigen Neuanfertigungen ist bei den verschiedenen Attachmentsystemen ausgeglichen.			
<b>Fazit</b>	<b>Obwohl sich die verschiedenen Autoren gänzlich nicht einig sind, sind auch in diesem Bereich leichte Vorteile auf Seiten des Stegattachments zu erkennen, die jedoch nicht so signifikant sind wie in den oben beschriebenen Bereichen.</b>			

### **3.4 Auswirkungen der verschiedenen Attachmentsysteme auf das marginale Parodontium**

In diesem Kapitel werden die verschiedenen Indizes betrachtet, die in unmittelbarem Zusammenhang mit der parodontalen Gesundheit der Implantate stehen.

Hierzu gehören an erster Stelle die weit verbreiteten, klinisch zu ermittelnden Werte, nämlich Plaque- und Blutungsindex (3.4.1). Diese Werte sind nicht unabhängig voneinander zu betrachten, wobei der letzte der beiden in direktem Zusammenhang zum Entzündungsgrad („Periimplantitis“) des marginalen Parodontiums der Implantate steht.

In einem weiteren Schritt sollen die röntgenologisch auswertbaren Knochenverluste bzw. -gewinne miteinander verglichen werden (3.4.2). An dieser Stelle scheint es ebenfalls sinnvoll, gemessene Sondierungstiefen und Attachmentverluste in die Gegenüberstellung mit einzubeziehen.

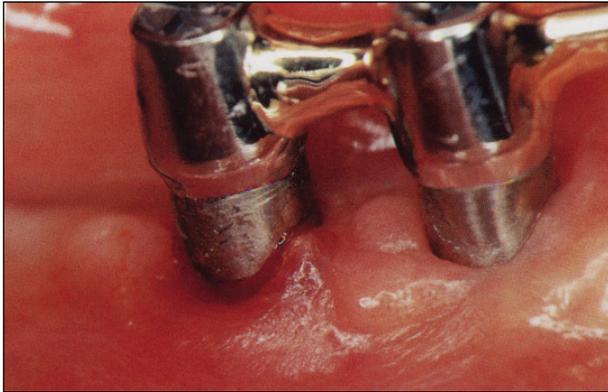
Als letztes wird unter Abschnitt 3.4.3 auf die Implantatbeweglichkeits-Analyse eingegangen, die mittels eines „Periotestes“ bestimmt werden kann.

#### **3.4.1 Klinische Parameter zu Beurteilung der marginalen Gesundheit des Implantatbetts**

Zu den klinisch zu ermittelnden Parametern, die dem Behandelnden eine erste Möglichkeit eröffnen, eine allgemeine Aussage zur parodontalen Gesundheit des Implantatlagers zu machen, gehört neben dem Plaqueindex auch der Blutungsindex (Abb. 36 und 37). Ein niedriger Plaqueindex ist für die parodontale Gesundheit und ein entzündungsfreies Parodontium von entscheidender Bedeutung.



**Abb. 36**  
Massive plaquebedingte Mukositis der periimplantären Schleimhaut (aus: KOECK et al., 1996).



**Abb. 37**  
Sondierungsblutung als klinisch zuverlässiges Zeichen einer Mukositis  
(aus KOECK et al., 1996).

Als Screeningwert für den Entzündungsgrad des Parodontiums kann der Blutungsindex betrachtet werden. Diesen beiden Parametern soll deshalb an dieser Stelle zuerst Aufmerksamkeit geschenkt werden.

Die einzelnen Attachmentvarianten bieten Plaque und Mikroorganismen durch ihre äußere Gestaltung und Form eine Vielzahl von Möglichkeiten zur Adhäsion (Abb. 36). Damit verbunden ist, dass sich die Pflegefähigkeit als unterschiedlich gut erweist, was gerade bei prothetischer Versorgung älterer Patienten einen dauerhaften Therapieerfolg gefährden könnte.

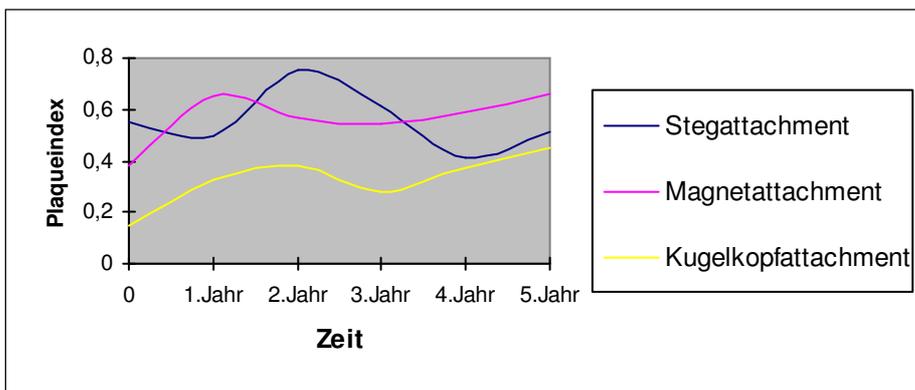
Beim Vergleich der verschiedenen Studien darf jedoch nicht außer Betracht gelassen werden, dass es sich bei den Probanden mit großer Wahrscheinlichkeit um besonders sensibilisierte Personen handelte, die sich gerade im Rahmen der Studie um eine besonders gute Mundhygiene bemühten.

Weiterhin ist kritisch anzumerken, dass in vielen Fällen ein direkter Vergleich der verschiedenen Studien in Bezug auf Plaque- und Blutungsindex nur sehr schwer möglich ist, da von den einzelnen Autoren eine Einteilung in unterschiedliche Plaque- und Blutungsindizes vorgenommen wurde.

NAERT et al. (1998) untersuchten in der 5 Jahre andauernden Studie die Pflegefähigkeit von Steg-, Kugelkopf- und Magnetattachments. Sie ermittelten jährlich die durchschnittlichen Plaque- und Blutungsindizes (Abb. 38 und 39). Es zeigt sich, dass der mit 55% anfänglich recht hohe Plaqueindex des Stegattachments im Verlauf der Studie als einziger abnimmt (51%), während er bei den anderen Attachmentvarianten ansteigt (Abb. 38).

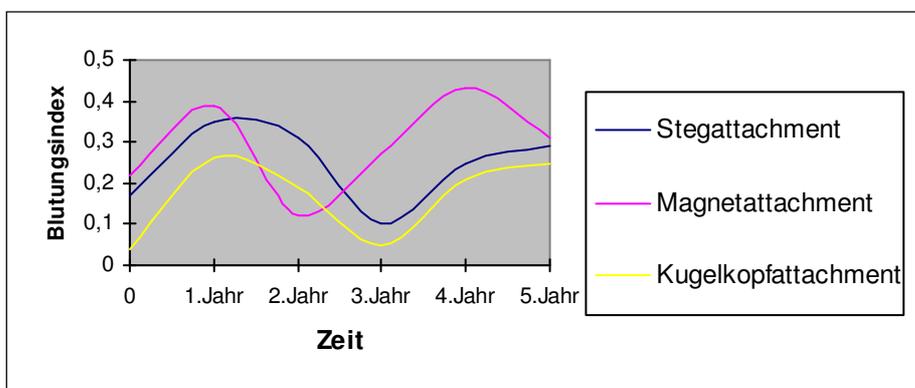
Ebenfalls auffällig ist der mit 15% anfänglich sehr geringe Plaqueindex des Kugelkopfattachments. Ursächlich für den anfänglich vergleichsweise hohen Plaqueindex des

Stegattachments ist möglicherweise ein etwas größerer Übungsaufwand für die Mundhygiene, der von den Patienten bedingt durch die Verbindung der Implantate durch Stege abverlangt wird. Hierbei wird gerade beim Stegattachment zur Reinigung der Gebrauch von Zahnseide oder Interdentalbürstchen empfohlen (TETSCH, 1991).



**Abb. 38**  
Mittlerer Plaquesindex im Verlauf einer 5-jährigen Studie (nach NAERT et al., 1998).

Während Magnetattachments einen eher durchschnittlichen anfänglichen Plaquesindex von 38% aufweisen, findet sich hier der signifikant größte Plaquesindex nach 5 Jahren (66%), was auf den ersten Blick verwundert, da Magnetattachments eine scheinbar einfach zu reinigende, unverwinkelte äußere Form aufweisen. NAERT et al. (1998) liefern als mögliche Erklärungsansätze einerseits die magnetische Wirkung des Attachmentsystems, andererseits sehen sie jedoch vor allem einen direkten Zusammenhang mit der teilweise unbefriedigenden Retentionskraft der Magnetattachments. Die damit einhergehende Unzufriedenheit der Patienten könnte eine geringere Motivation zu einer adäquaten Mundhygiene zur Folge haben.



**Abb. 39**  
Mittlerer Blutungsindex im Verlauf einer 5-jährigen Studie, (nach NAERT et al., 1998).

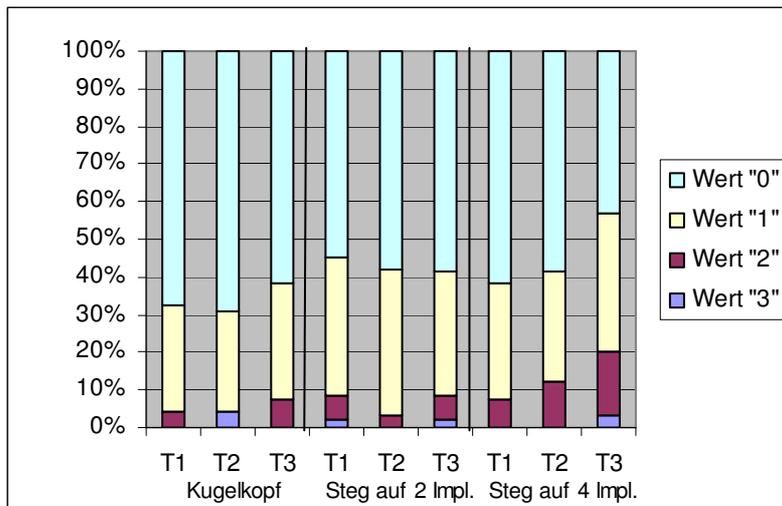
Die parallel dargestellte graphische Darstellung der Blutungsindizes zeigt im Wesentlichen ein sehr ähnliches, wenn auch nicht so ausgeprägtes Bild wie das zuvor beschriebene.

Auffällig ist vor allem ein anfänglich sehr geringer Blutungsindex auf Seiten der Kugelkopfattachments (4%), der auch nach 5 Jahren mit 25% den geringsten Wert aufweist. Beim Vergleich von Abb. 38 und 39 wird der direkte Zusammenhang zwischen Plaqueindex und Blutungsindex - als Zeichen für den Entzündungsgrad des marginalen Parodonts - deutlich.

WISMEIJER et al. (1999) verglichen in ihrer Studie Kugelkopfattachments mit Stegattachments, wobei sie an dieser Stelle zwischen auf zwei bzw. auf vier Implantaten verankerten Stegen unterschieden. Im Vergleich zu NAERT et al. (1998) ermittelten sie jedoch den Plaque- bzw. Blutungsindex nach MOMBELLI et al. (1987), wobei eine Einteilung auf einer Skala von "0" bis "3" respektive "0" bis "2" erfolgt. Der Wert "0" steht für kein Plaque bzw. keine Blutung. Es stellte sich heraus, dass sich kurz (d.h. eine Woche) nach Insertion des Abutments 68% der mit Kugelköpfen versehenen Implantate als plaquefrei erwiesen ( $\emptyset$  PI n. Mombelli: 0,36). Dies war signifikant mehr, als es bei den Stegattachments der Fall war: Hier wurden lediglich 55% der Implantate (bei Verwendung von zwei Implantaten) ( $\emptyset$  PI n. Mombelli: 0,54) bzw. 60% (bei Verwendung von 4 Implantaten) ( $\emptyset$  PI n. Mombelli: 0,44) für plaquefrei befunden.

19 Monate später stellten WISMEIJER et al. (1999) fest, dass unter der Verwendung von Kugelkopfattachments weniger Implantate als plaquefrei bezeichnet werden konnten (62%) ( $\emptyset$  PI n. Mombelli: 0,44), wohingegen mittels Stegverankerung auf zwei Implantaten eine Zunahme der plaquefreien Implantate auf 59% ( $\emptyset$  PI n. Mombelli: 0,5) festzustellen war (Abb. 40). Bei Stegverankerung auf vier Implantaten zeigten sich nach 19 Monaten nur noch 43% der Implantate plaquefrei ( $\emptyset$  PI n. Mombelli: 0,79).

Wenn auch die Werte nicht direkt miteinander verglichen werden können, so ähnelt dieses Ergebnis sehr wohl dem von NAERT et al. (1998) dargestellten. Auch hier zeigten sich zumindest anfänglich Vorteile auf Seiten der Kugelkopfattachments, die sich nach einer gewissen Zeit relativierten.



**Abb. 40**  
 Prozentuale Verteilung der Plaqueindizes nach Mombelli et al. (1987);  
 "T1" = 1 Woche nach Insertion des Abutments  
 "T2" = 9 Monate nach Insertion des Abutments  
 "T3" = 19 Monate nach Insertion des Abutments  
 (nach Wismeijer et al., 1999).

Was den Blutungsindex betrifft, so zeigte sich, dass vor allem kurz nach Insertion des Abutments mit 70%, 69% und 63% „blutungsfreien Implantaten“ für Kugelkopfattachments und Stegattachments auf zwei bzw. auf vier Implantaten keine signifikanten Unterschiede festzustellen waren ( $\bar{O}$  BI n. Mombelli: 0,3; 0,29 bzw. 0,36). Nach 19 Monaten stellten sich jedoch nur noch 23% der auf zwei Implantaten verankerten Stegattachments und 25 % der auf vier Implantaten verankerten Stegattachments blutungsfrei dar ( $\bar{O}$  BI n. Mombelli: 0,94; 0,76). Für Kugelkopfattachments traf dies für 43% der Fälle zu ( $\bar{O}$  BI n. Mombelli: 0,78). Es zeigt sich also an dieser Stelle ein deutlicher Vorteil auf Seiten der Kugelkopfattachments, wenngleich auch hier im Verlauf von 19 Monaten eine signifikante Zunahme der Blutungsneigung festzustellen ist.

GOTFREDSSEN et HOLM (2000) kamen in ihrer Studie zu dem Schluss, dass kein signifikanter Unterschied zwischen Steg- und Kugelkopfattachment in Bezug auf periimplantäre Parameter (u.a. Plaqueindex) festzustellen ist. Es lassen sich aus dieser Studie nur über beide Untersuchungsgruppen gemittelte Werte ablesen. Als Ausgangswert fanden GOTFREDSSEN et HOLM (2000) heraus, dass durchschnittlich 90% der Implantate als plaquefrei zu bewerten waren ( $\bar{O}$  PI n. Mombelli: 0,13). Nach fünf Jahren traf dies nur noch für 76% der Implantate zu ( $\bar{O}$  PI n. Mombelli: 0,27).

NÄHRI et al. (2001) verglichen in ihrer Studie die periimplantäre Gesundheit von Kugelkopfattachments und Stegattachments. Sie benutzten hierbei den Plaqueindex nach Silness und Loe und den Blutungsindex nach Mombelli et al. (1987). Es stellte sich unter der Verwendung von Stegattachments ein durchschnittlicher Plaqueindex von 0,2

und unter der Verwendung von Kugelkopffattachments ein durchschnittlicher Plaqueindex von 0,1 ein. Dieser Unterschied wurde von NÄHRI et al. (2001) nicht zuletzt deshalb, weil die Probandenanzahl mit 16 Patienten vergleichsweise gering war, ebenso als nicht signifikant eingeschätzt wie der Unterschied zwischen den beiden durchschnittlichen Blutungsindizes, die 0,6 bzw. 0,8 betragen.

KARABUDA et al. (2002) ermittelten nach 4 Jahren für Stegattachments einen durchschnittlichen Plaqueindex (n. Mombelli) von 1,18 und für Kugelkopffattachments von 1,03. Dieser Unterschied scheint nach KARABUDA et al. (2002) ebenso wenig signifikant zu sein wie die ermittelten Blutungsindizes (nach Mombelli), die 0,44 bzw. 0,58 betragen.

FRISCH et al. (1995) betonten die gute Pflegbarkeit der Teleskopattachments für ältere und manuell eingeschränkte Patienten. Leider sind dieser Studie jedoch keine detaillierteren Fakten und Studienergebnisse zu entnehmen.

Weitere Studien, die die periimplantäre Gesundheit unter Verwendung von Teleskopattachments genauer betrachten, konnten nicht ermittelt werden.

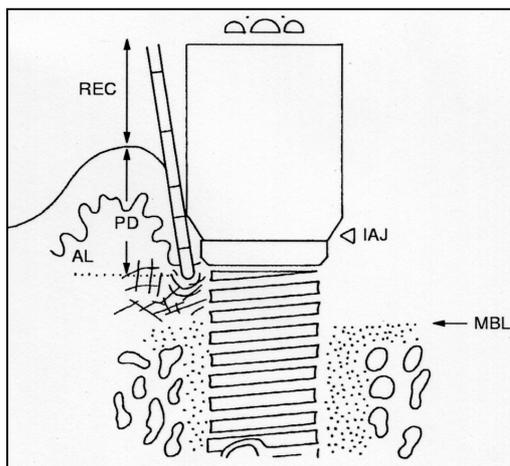
**Tab.8** Gegenüberstellung der Ergebnisse verschiedener Studien, die klinische Parameter zur Beurteilung der marginalen Gesundheit des Implantatbetts betrachten

Autor	untersuchtes Attachment			
	Magnetattachment	Kugelkopffattachment	Stegattachment	Teleskopattachment
Naert et al. (1998)	- anfänglicher Plaqueindex: 38% - Plaqueindex nach 5 Jahren: 66% → unzureichende Mundhygiene als Ausdruck mangelnder Retentionskraft? - anfänglicher Blutungsindex: 22% - Blutungsindex nach 5 Jahren: 31%	- anfänglicher Plaqueindex: 15% - Plaqueindex nach 5 Jahren: 45% - anfänglicher Blutungsindex: 4% - Blutungsindex nach 5 Jahren: 25%	- anfänglicher Plaqueindex: 55% - Plaqueindex nach 5 Jahren: 51% - anfänglicher Blutungsindex: 17% - Blutungsindex nach 5 Jahren: 29%	
Wismeijer et al. (1999)		- anfänglicher Plaqueindex (n. Mombelli): 0,36 - Plaqueindex (n. Mombelli) nach 19 Monaten: 0,44 - anfänglicher Blutungsindex (n. Mombelli): 0,3 - Blutungsindex (n. Mombelli) nach 19 Monaten: 0,78	<i>Steg auf 2 Impl.</i>	<i>Steg auf 4 Impl.</i>
			- anfänglicher Plaqueindex (n. Mombelli): 0,54 - Plaqueindex (n. Mombelli) nach 19 Monaten: 0,5 - anfänglicher Blutungsindex (n. Mombelli): 0,29 - Blutungsindex (n. Mombelli) nach 19 Monaten: 0,94	- anfänglicher Plaqueindex (n. Mombelli): 0,44 - Plaqueindex (n. Mombelli) nach 19 Monaten: 0,79 - anfänglicher Blutungsindex (n. Mombelli): 0,36 - Blutungsindex (n. Mombelli) nach 19 Monaten: 0,76
Gotfredsen et Holm (2000)		- keine signifikanten Unterschiede der periimplantären Parameter - anfänglicher Plaqueindex (n. Mombelli): 0,13 - Plaqueindex (n. Mombelli) nach 5 Jahren: 0,27		

Nähri et al. (2001)		-Plaqueindex (n. Silness und Loe): 0,1 -Blutungsindex (n. Mombelli): 0,8 → kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Attachmentsystemen	-Plaqueindex (n. Silness und Loe): 0,2 -Blutungsindex (n. Mombelli): 0,6	
Karabuda et al. (2002)		-Plaqueindex (n. Mombelli) nach 4 Jahren: 1,03 -Blutungsindex (n. Mombelli) nach 4 Jahren: 0,58 → kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Attachmentsystemen	-Plaqueindex (n. Mombelli) nach 4 Jahren: 1,18 -Blutungsindex (n. Mombelli) nach 4 Jahren: 0,44	
Frisch et al. (1995)				-besonders gute Pflegefähigkeit für ältere und manuell eingeschränkte Patienten
<b>Fazit</b>	Ein Vergleich der Studien macht deutlich, dass bezüglich der periimplantären Parameter, Steg- und Kugelpfattachments sehr ähnliche positive Ergebnisse aufweisen, wobei zumindest in den ersten Jahren nach Insertion der Prothese mehr Stegattachments Verunreinigungen aufweisen als Kugelpfattachments. Magnettattachments scheinen den anderen Varianten unterlegen zu sein. Grund hierfür sind eventuell mangelhafte Retentionskräfte, die die Motivation zu einer adäquaten Mundhygiene beeinträchtigen.			

### 3.4.2 Gegenüberstellung der röntgenologisch bestimmaren Parameter

Nachdem nun unter 3.4.1 die klinischen Parameter (Plaque- und Blutungsindex) der verschiedenen Attachmentvarianten einander gegenübergestellt wurden, sollen in diesem Abschnitt die röntgenologisch bestimmaren Knochenverluste miteinander verglichen werden. An dieser Stelle scheint ein weiterer Aspekt erwähnenswert, nämlich die Darstellung der messbaren Sondierungstiefen.



**Abb. 41**

Schematische Darstellung der periimplantären Parameter

- IAJ: Implantat-Abutment-Verbindung, Referenzpunkt zur Bestimmung des Knochenverlustes und des klinischen Attachmentlevels
- REC: Rezession, Abstand zwischen Oberkante des Abutments und marginaler Gingivagrenze
- PD: Sondierungstiefe, Abstand zwischen marginaler Grenze der Gingiva und der Spitze der in die Parodontalen Tasche eingeführten Sonde
- AL: Attachmentlevel, Abstand zwischen IAC und der Spitze der Parodontalsonde
- AL= PD+REC-Länge des Abutments
- MBL: marginale Knochengrenze, (aus: NAERT et al., 1997).

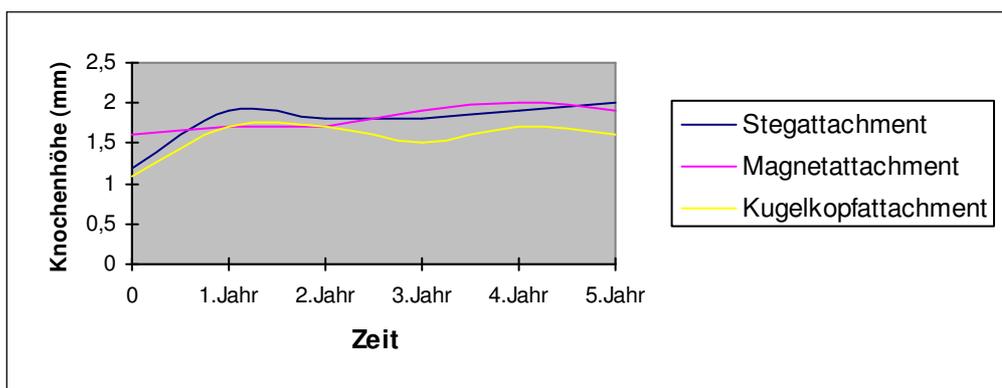
Diese sind im eigentlichen Sinne zwar klinische Parameter (siehe 3.4.1), jedoch führen Knochenverluste, wenn diese nicht mit Rezessionen einhergehen, zu erhöhten Taschen-

sondierungstiefen (FLEMMIG, 1993). Aus diesem Grund sollen sie in diesem Kapitel trotzdem Erwähnung finden. Meist wird die Sondierungstiefe zur Bestimmung des mittleren Attachmentlevels ermittelt, welches sich aus der Summe von Sondierungstiefe und Rezession abzüglich der Länge des verwendeten Abutments ergibt.

Abb. 41 gibt einen schematischen Überblick über die periimplantären Parameter und dient zur Begriffsbestimmung.

Bezüglich der Knochenverluste ergibt sich beim Vergleich der verschiedenen Autoren ein weitestgehend einheitliches Bild. So kamen die meisten Studien zu dem Ergebnis, dass - unabhängig von der verwendeten Attachmentvariante - die größten Knochenverluste während der Einheilphase bzw. im ersten Jahr nach Insertion der Prothese stattfinden.

NAERT et al. (1998) ermittelten für Steg-, Kugelkopf- und Magnetattachments innerhalb des ersten Jahres (nach Insertion der Prothese) durchschnittliche Knochenverluste von 0,59 mm, 0,55 mm und 0,27 mm (Abb. 42). In den darauf folgenden Jahren ist eine Stabilisierung des Knochenverlustes festzustellen. Für Stegattachments ermittelten sie in den darauf folgenden Jahren durchschnittliche Knochenverluste von 0,03 mm pro Jahr und für Magnetattachments Knochenverluste von 0,05 mm. Für Kugelkopfattachments sind sogar minimale Knochengewinne von im Mittel 0,007 mm bestimmt worden. Diese Unterschiede scheinen jedoch statistisch nicht signifikant zu sein, da derartige Abweichungen im Bereich der Messungenauigkeit liegen (DAVIS und PACKER, 1999).



**Abb. 42** Mittleres marginales Knochniveau im Verlauf von 5 Jahren. Als Referenzwert gilt die Abutment- Implantat-Verbindung (nach NAERT et al., 1998).

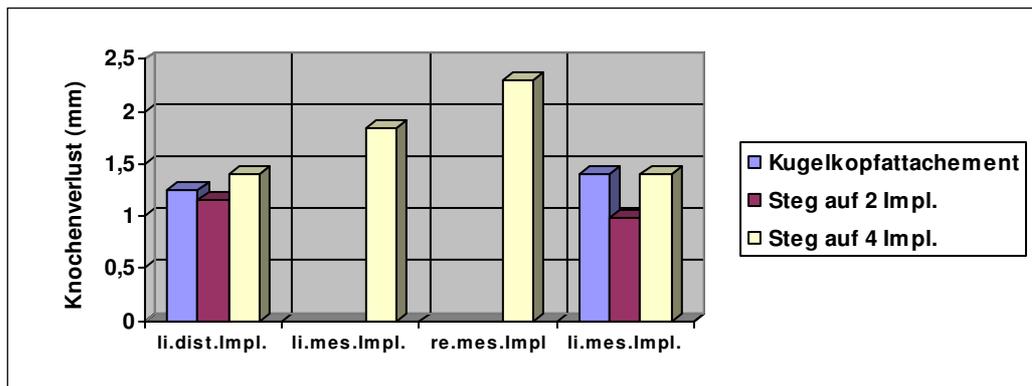
Eine ähnliches Bild zeigt sich auch beim Vergleich der Entwicklung des mittleren Attachmentlevels (Sondierungstiefe + Rezession – Abutmentlänge), welches sich zwischen dem ersten und fünften Jahr nicht signifikant verändert (NAERT et al., 1998). Das mittlere Attachmentlevel nahm im Verlauf dieser Zeit für die untersuchten Attachmentssysteme (Steg-, Kugelkopf- und Magnetattachment) um 0,8 mm, 0,4 mm und 0,2mm ab.

Diese von NAERT et al. (1998) ermittelten Ergebnisse weisen einen interessanten Unterschied zu denen von GOTFREDSEN und HOLM (2000) auf. Es ist festzustellen, dass im Rahmen dieser Studie signifikante Knochenverluste schon vor Implantat-Abutment-Verbindung, d.h. in der Einheilphase und nicht erst in dem darauf folgenden Jahr, wie diese bei NAERT et al. (1998) beschrieben wurde, zu verzeichnen sind. (Es steht natürlich die Frage im Raum, inwieweit dieser Unterschied der beiden Ergebnisse von Bedeutung ist, da das Endergebnis - d.h. der effektive Knochenverlust nach einem Jahr - im Wesentlichen das gleiche ist.) So ergaben sich in der Einheilphase der Implantate für die beiden Gruppen (Steg- und Kugelkopfattachments) durchschnittliche Knochenverluste von 0,4 mm bzw. 0,7 mm. Für das erste Jahr wurden von GOTFREDSEN und HOLM (2000) für Steg- und Kugelkopfattachments sogar leichte Knochengewinne von durchschnittlich 0,2 mm bzw. 0,4 mm festgestellt. In den weiteren Jahren ermittelten sie mittlere jährliche Knochenverluste von 0,1 - 0,2 mm, wobei zwischen den beiden untersuchten Gruppen (Steg- und Kugelkopfattachments) kein signifikanter Unterschied festzustellen ist.

DAVIS und PACKER (1999) verglichen in ihrer Studie Kugelkopf- und Magnetattachments. Auch sie stellten - vergleichbar mit NAERT et al. (1998) - fest, dass die wesentlichen Knochenverluste während des ersten Jahres nach Insertion der Prothese zu erwarten sind. Darüber hinaus waren diese unter Verwendung von Magnetattachments mit  $0,3 \pm 0,6$  mm signifikant größer, als dies mit Kugelkopfattachments der Fall war ( $0,2 \pm 0,4$  mm). Jedoch konnte auch im Rahmen dieser Studie eine Stabilisierung der Werte in den darauf folgenden Jahren von  $0,0 \pm 0,5$  mm für Kugelkopfattachments und  $0,2 \pm 0,7$  mm für Magnetattachments festgestellt werden. DAVIS und PACKER (1999) stellten ihre Ergebnisse jedoch selbstkritisch in Frage. Sie stützten sich hierbei auf eine Studie von BENN (1990), in welcher dieser betonte, dass es sich bei röntgenologisch bestimmten Änderungen der marginalen Knochenhöhe von weniger als einem Millime-

ter wahrscheinlich um projektionsbedingte Artefakte handeln könne und diese somit wenig aussagekräftig seien.

WISMEIJER et al. (1999) untersuchten in ihrer Studie Kugelkopf- und Stegattachments, wobei zwischen Stegattachments sowohl auf zwei als auch auf vier Implantaten unterschieden wurde (Abb43).



**Abb. 43**  
Knochenverlust nach 19 Monaten; röntgenologische Auswertung (nach Wismeijer et al., 1999).

Es stellte sich - ähnlich wie zuvor in den anderen Studien beschrieben - heraus, dass der Umfang des Knochenverlustes (nach 19 Monaten) um das Implantat bei Kugelkopfattachments, Stegattachments auf zwei Implantaten und um das laterale Implantat bei Stegattachments auf vier Implantaten keine signifikanten Unterschiede aufweist. Er beträgt im Mittel 1,27 mm. Auffällig ist jedoch der signifikant größere Knochenverlust an den mesialen Implantaten des auf vier Implantaten verankerten Stegs. Dieser beträgt im Mittel 2,1 mm. Betrachtet man den Knochenverlust im Verhältnis zur Gesamtlänge des Implantats, so zeigt sich, dass in der Gruppe der Kugelkopfattachments 9% der Implantate Knochenverluste zwischen 25% und 50% der Implantatlänge aufweisen. In der Gruppe der mittels zwei Implantaten verankerten Stege waren dies 1,5% und bei den lateralen Implantaten der auf 4 Implantaten verankerten Stege 10%. Die beiden mesialen Implantate jedoch wiesen in 26% der Fälle derartige Knochenverluste auf. Als mögliche Begründung hierfür sahen WISMEIJER et al. (1999), dass bei einer so gestalteten Attachmentvariante durch die starre Anbindung zwischen Prothese und Implantaten ungünstige Kräfte auf die zentralen Implantate einwirken. Dieses Phänomen wurde schon vorher von LINDQUIST et al. (1988) und AHLQVIST et al. (1990) in sehr ähnlicher Weise beschrieben.

Bezüglich der Sondierungstiefen ist zu sagen, dass von WISMEIJER et al. (1999) kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Behandlungsmethoden festgestellt werden konnte. Allen Gruppen ist gemeinsam, dass im Verlauf der Untersuchung eine deutliche Steigerung der Sondierungstiefen vorzufinden war. Innerhalb der ersten neun Monate nach Insertion der Prothese stieg die Sondierungstiefe in den drei Gruppen im Durchschnitt um 0,35 mm an (Attachmentverlust: 0,05 mm). Nach 19 Monaten war eine um 0,75 mm größere Sondierungstiefe festzustellen (Attachmentverlust: 0,26 mm).

**Tab. 9** Gegenüberstellung der Ergebnisse verschiedener Studien zu röntgenologisch bestimmaren Parametern

Autor	untersuchtes Attachment			
	Magnetattachment	Kugelpkopattachment	Stegattachment	Teleskopattachment
Naert et al. (1998)	- Knochenverlust (1 Jahr nach Insertion der Prothese): 0,27 mm - Knochenverlust (in den darauf folgenden Jahren): 0,05 mm - Abnahme des Attachmentlevels im Verlauf der ersten 5 Jahre: 0,2 mm	- Knochenverlust (1 Jahr nach Insertion der Prothese): 0,55 mm - Knochengewinn (in den darauf folgenden Jahren): 0,007 mm - Abnahme des Attachmentlevels im Verlauf der ersten 5 Jahre: 0,4 mm	- Knochenverlust (1 Jahr nach Insertion der Prothese): 0,59 mm - Knochenverlust (in den darauf folgenden Jahren): 0,03 mm - Abnahme des Attachmentlevels im Verlauf der ersten 5 Jahre: 0,8 mm	
GOTFREDSEN und HOLM (2000)		- Knochenverlust (während der Einheilphase): 0,7 mm - Knochengewinn (1 Jahr nach Insertion der Prothese): 0,2 mm - in den darauf folgenden Jahren durchschnittliche jährliche Knochenverluste von 0,1 - 0,2 mm	- Knochenverlust (während der Einheilphase): 0,4 mm - Knochengewinn (1 Jahr nach Insertion der Prothese): 0,2 mm	
DAVIS und PACKER (1999)	- Knochenverlust (1 Jahr nach Insertion der Prothese): $0,3 \pm 0,6$ mm - Stabilisierung in den darauf folgenden Jahren auf $0,2 \pm 0,7$ mm pro Jahr	- Knochenverlust (1 Jahr nach Insertion der Prothese): $0,2 \pm 0,4$ mm - Stabilisierung in den darauf folgenden Jahren auf $0,0 \pm 0,5$ mm pro Jahr		
	- Unterschiede zwischen den beiden Gruppen durch Messungenauigkeiten zu erklären?		<i>Steg auf 2 Impl.</i>	<i>Steg auf 4 Impl.</i>
WISMEIJER et al. (1999)		- der Knochenverlust nach 19 Monaten beträgt im Mittel 1,27 mm - 9% der Implantate wiesen nach 19 Monaten Knochenverluste zwischen 25% und 50% der Implantatlänge auf.	- Der Knochenverlust nach 19 Monaten beträgt im Mittel 1,27 mm. - 1,5% der Implantate wiesen nach 19 Monaten Knochenverluste zwischen 25% und 50% der Implantatlänge auf.	- Der Knochenverlust nach 19 Monaten beträgt im Mittel 1,27 mm. Ausnahme: beide mesiale Implantate (2,1 mm) - 10% der lateralen Implantate wiesen nach 19 Monaten Knochenverluste zwischen 25% und 50% der Implantatlänge auf. - 26% der lateralen Implantate wiesen nach 19 Monaten Knochenverluste zwischen 25% und 50% der Implantatlänge auf.

		- durchschnittliche Zunahme der Sondierungstiefen von 0,35 mm (Attachmentverlust: 0,05 mm) nach 9 Monaten - durchschnittliche Zunahme der Sondierungstiefen von 0,75 mm (Attachmentverlust: 0,26 mm) nach 19 Monaten	
<b>Fazit</b>	Die Auswertung der verschiedenen Studien macht deutlich, dass bezüglich des röntgenologisch bestimmaren Knochenverlustes (incl. der messbaren Sondierungstiefe bzw. dem Attachmentverlust) keine oder nur sehr geringe Unterschiede zwischen den verschiedenen Attachmentvarianten festzustellen sind. Allen gemeinsam ist ein signifikanter Knochenverlust innerhalb des ersten Jahres nach Insertion der Prothese und eine Stabilisierung der Situation in der darauf folgenden Zeit. Eine Ausnahme stellen die mesialen Implantate von Stegkonstruktionen auf mehr als zwei Implantaten dar, da an ihnen ein wesentlich größerer Knochenverlust registriert werden kann.		

### 3.4.3 Implantatfestigkeit als Zeichen einer erfolgreichen Ossifikation der Implantate

Zur Beurteilung des dauerhaften parodontalen Erfolgs eines implantatgetragenen Zahnersatzes gehört neben den unter 3.4.1 und 3.4.2 betrachteten Werten auch ein etwas aufwändiger zu bestimmender, jedoch sehr aussagekräftiger Messwert, der mit Hilfe des von Schulte entwickelten "Periotestverfahrens" (*Periotest*<sup>®</sup>, Siemens AG, Bensheim, Deutschland) ermittelt werden kann (Abb. 44).



**Abb. 44**  
Elektronische Messung des Dämpfungsverhaltens mit dem *Periotest*<sup>®</sup>  
(aus: KOECK et al., 1996).

Um die folgenden Studienergebnisse interpretieren zu können, sei diese Methode kurz vorgestellt (HECKMANN, 1996).

Ein elektrischer Stößel berührt mit einer definierten Kraft das zu untersuchende Implantat. Trifft der Stößel auf das Implantat, wird er gebremst. Je schneller die Abbremsung erfolgt, desto größer ist die Implantatfestigkeit im Knochen. Der Kontakt mit einem gesunden, klinisch festen Zahn beträgt in etwa eine Millisekunde. Veränderungen am Zahnhalteapparat bzw. am Grad der Einheilung des Implantates führen zu Abweichungen von der Normzeit (Verlängerung), die durch das Periotest-Gerät registriert werden. Die Verzögerungswerte werden einem Festigkeitswert der von -8 bis +50 reichenden

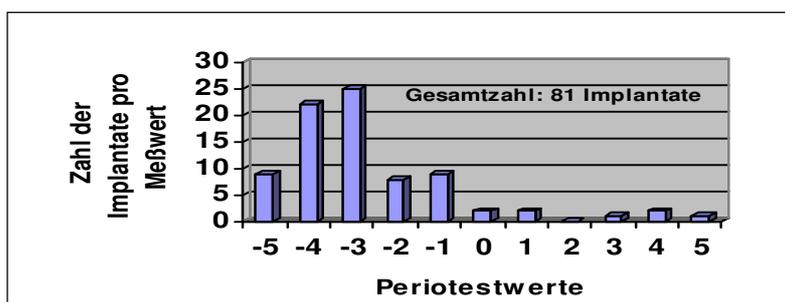
Festigkeitsskala zugeordnet. Für einen natürlichen Zahn stehen die Periotesteinheiten von -8 bis +9 zur Verfügung. Je kleiner der Periotestwert, desto fester der Zahn bzw. das Implantat.

Durch dieses Verfahren ist es möglich, die Änderungen der Implantatfestigkeit zu erfassen. Es erlaubt somit, die Zunahme der Verknöcherung zu dokumentieren, bis schließlich die maximale Verknöcherung der Implantate erreicht ist (HECKMANN, 1996).

Periotestwerte zwischen -8 und -1 spiegeln eine planmäßige Osseointegration der Implantate wider.

HECKMANN (1996) betonte in seiner Studie, dass ein direkter Zusammenhang zwischen Periotestwerten und Distanzhülsenlänge besteht. Es sei somit recht einfach nachzuvollziehen, dass verschiedene, von unterschiedlichen Personen durchgeführte Studien nur dann sinnvoll miteinander verglichen werden können, wenn für die Messungen eine identische Höhe des Messpunktes, auf den der elektrische Stößel auftrifft, zu Grunde gelegt wird, um so jeweils gleiche Hebelverhältnisse vorzufinden. Hieraus wird recht einfach nachvollziehbar, warum dieses Testverfahren bei Magnet- oder Kugelkopftachments aufgrund ihrer geringen Bauhöhe und ungünstigen Anschlagfläche für dieses Testverfahren nur bedingt geeignet zu sein scheinen, bzw. die für sie bestimmten Periotestwerte kritisch zu hinterfragen sind.

Aus genau diesem Grund betrachtet HECKMANN (1996) in seiner Studie ausschließlich die Implantatfestigkeit bei mittels Teleskopen stabilisiertem, totalem Zahnersatz (Abb. 45).

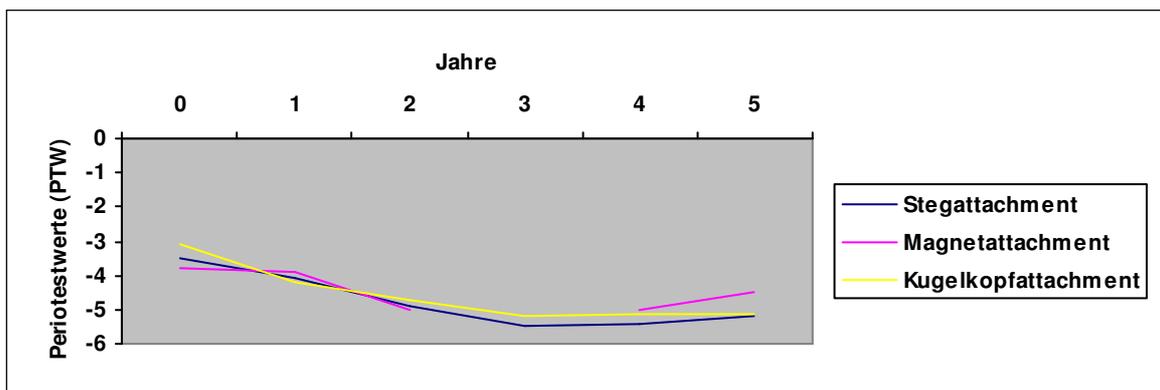


**Abb. 45**  
Verteilung der Teleskopimplantate auf die einzelnen PTW (20 Monate nach Eingliederung der Prothese) (nach HECKMANN, 1996).

Er ermittelt, dass der mittlere Ausgangs-Periotestwert (PTW) der Implantate bei -2,19 liegt. (Die Messung fand hierbei zum Zeitpunkt der Protheseneingliederung statt.) Nach einer durchschnittlichen Gebrauchsphase der Prothese von 10 Monaten ergab sich ein mittlerer PTW von -2,43 und nach weiteren 10 Monaten ein mittlerer PTW von -2,64.

Die Verteilung der PTW (20 Monate nach Protheseneingliederung) zeigt, dass ca. 90% der Implantate einen PTW zwischen -5 und -1 aufweisen (Abb. 45). Die PTWs der restlichen 10% der untersuchten Implantate lagen im Bereich zwischen 0 und 5.

NAERT et al. (1998) ermittelten im Rahmen ihrer 5 Jahre andauernden Studie die PTWs für Steg-, Magnet- und Kugelkopfattachments (Abb. 46). Hierbei ist festzustellen, dass bei dieser Studie der Auftreffpunkt des elektrischen Stößels am höchsten Punkt des Abutments gewählt wurde. Es wurde nicht berücksichtigt, dass die Bauhöhen der Attachments unterschiedlich sind und somit, wie von HECKMANN (1996) beschrieben, ggf. unterschiedliche Hebelverhältnisse wirken können. Die Ergebnisse zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Attachmentgruppen, weder direkt nach Eingliederung der Prothese, noch fünf Jahre später (Abb. 46).



**Abb. 46**

Mittlere Periostestwerte (PTWs) im Rahmen einer 5-jährigen Verlaufskontrolle (nach NAERT et al., 1998).

Die Ausgangs-PTWs lagen für Stegattachments bei durchschnittlich -3,5, für Magnetattachments bei -3,7 und für Kugelkopfattachments bei -3,1. Die entsprechenden PTWs nach 5 Jahren betragen (entsprechend der genannten Reihenfolge): -5,1/-4,4/-5,1.

In Anlehnung an die Ergebnisse von HECKMANN (1996) zeigte sich, dass die mittleren PTWs im Laufe der ersten 2-3 Jahre deutlich kleiner werden, was die gewünschte Ossifikation der Implantate widerspiegelt. In den beiden darauf folgenden Jahren waren in den drei Untersuchungsgruppen nur noch geringe Schwankungen der PTWs feststellbar. Nach insgesamt fünf Jahren ergab sich für Stegattachments eine mittlere Abnahme der PTWs um 1,6, für Magnetattachments um 0,7 und für Kugelkopfattachments um 2.

Die in dieser Studie ermittelten Werte stehen im Einklang mit denen von HOOGHE und NAERT (1997). Im Rahmen dieser Studie, die sich ausschließlich auf die Untersuchung von Stegattachments beschränkte, ergab sich ein Ausgangs-PTW, der direkt nach Insertion des Abutments gemessen wurde, von -3. Auch hier zeigte sich eine deutliche Abnahme der PTWs innerhalb der ersten Jahre. Nach einem Jahr stellte sich ein durchschnittlicher PTW von -3,2 ein. Nach 2 Jahren betrug er -3,6 und nach 3 Jahren -4. Ab dem 4. Jahr stabilisierten sich die Werte auf einem Niveau zwischen -5 und -4,5.

Auch van STEENBERGHE et al. (1995) stellten fest, dass im Laufe der Zeit eine signifikante, progressive Abnahme der PTWs zu beobachten war, welche bis zu fünf Jahre nach Belastungsbeginn andauerte. Weiterhin wurde im Rahmen dieser Studie deutlich, dass die mittleren PTWs der im Oberkiefer eingebrachten Implantate mit durchschnittlich -1,1 deutlich höher waren als die der im Unterkiefer inserierten (-2,2). Dies bedeutet, dass Implantate im Unterkiefer eine messbar größere Festigkeit aufweisen als diejenigen des Oberkiefers. Die Parallelität zur deutlich stabileren Knochenmorphologie des Unterkiefers wird an dieser Stelle sehr deutlich. Weiterhin scheint nach van STEENBERGHE et al. (1995) aus einer bikortikalen Platzierung eine stärkere Verankerung zwischen Knochen und Implantat zu resultieren.

**Tab.10** Gegenüberstellung der Ergebnisse verschiedener Studien zur Implantatfestigkeit als Zeichen einer erfolgreichen Ossifikation der Implantate

Autor	untersuchtes Attachments			
	Magnetattachment	Kugelpopfattachment	Stegattachment	Teleskopattachment
Heckmann (1996)				-Ausgangs PTW: -2,19 -PTW (nach 10 Monaten): -2,43 -PTW (nach 20 Monaten): -2,64 -Ca. 90% der Implantate weisen nach 20 Monaten einen PTW zwischen -5 und -1 auf.
NAERT et al. (1998)	-Ausgangs PTW: -3,7 -PTW (nach 5 J.): -4,4	-Ausgangs PTW: -3,1 -PTW (nach 5 J.): -5,1	-Ausgangs PTW: -3,5 -PTW (nach 5 J.): -5,1	
HOOGHE et NAERT (1997)			-Ausgangs PTW: -3 -PTW (nach 1 J.): -3,2 -PTW (nach 2 J.): -3,6 -PTW (nach 3 J.): -4 -ab dem 4. Jahr Stabilisierung der Werte auf einem Niveau zwischen -5 und -4,5	
van Steenberghe (1995)	-Stabilisierung des PTWs nach ca. 5 Jahren auf einem konstanten Niveau -Mittlere PTWs der im Oberkiefer inserierten Implantate mit -1,1 signifikant größer als die der im Unterkiefer inserierten (-2,2)			

Fazit

Die Auswertung der verschiedenen Studien macht einheitlich deutlich, dass die Periotestwerte (PTWs) der verschiedenen Attachmentvarianten keine signifikanten Unterschiede aufweisen. HECKMANN (1996), der für Teleskopattachments - im Vergleich zu den anderen Autoren - etwas höhere PTWs feststellte, stellt aufgrund der verschiedenen Bauhöhen einen Vergleich von PTWs unterschiedlicher Attachmentvarianten in Frage.

### 3.5 Patientenzufriedenheit

Zur Beurteilung der Patientenzufriedenheit werden im Folgenden die verschiedenen Attachmentmöglichkeiten im Hinblick auf den subjektiv empfundenen oralen Komfort verglichen. Wesentliche Grundlage für den oralen Komfort ist eine suffiziente Retention und Stabilität des Zahnersatzes (BURNS et al. 1995).

GROGONO et al. (1989) belegten durch ihre Studie, dass bei über 67% der befragten Patientengruppe das Zurückverlangen einer befriedigenden Kaufunktion zum Wunsch nach einer implantatverankerten Totalprothese geführt hat. Ästhetische Gesichtspunkte standen hingegen lediglich bei knapp 33% der befragten Gruppe im Vordergrund.

Die Patientenzufriedenheit wird im Folgenden einerseits in Bezug auf phonetische, ästhetische und hygienische Aspekte erläutert, andererseits werden subjektiv empfundene funktionelle Aspekte der verschiedenen Attachmentsysteme miteinander verglichen.

#### 3.5.1 Phonetische, ästhetische und hygienische Aspekte

Bezüglich der phonetischen und ästhetischen Aspekte kamen mehrere Studien zu dem Ergebnis, dass zumindest anfänglich, d.h. während der Eingewöhnungsphase an den neuen Zahnersatz, keine signifikanten Unterschiede der Patientenzufriedenheit beim Vergleich der verschiedenen Attachmentsysteme festzustellen sind.

Als anschauliches Beispiel sei die Studie von NAERT et al. (1999) angefügt. Hier wurde den Patienten wenige Monate nach Eingliederung des Zahnersatzes und - im zweiten Teil der Studie - nach fünf Jahren unter anderem die Frage gestellt, wie gut sie mit der Prothese sprechen können. Die Bewertung erfolgte mittels einer Skala von 1 bis 9, wobei 1 = „sehr schlecht“ und 9 = „exzellent“ galt.

Das Ergebnis der Studie macht einerseits deutlich, dass die Patientenzufriedenheit mit den verschiedenen Attachmentvarianten in Bezug auch phonetische Aspekte einheitlich

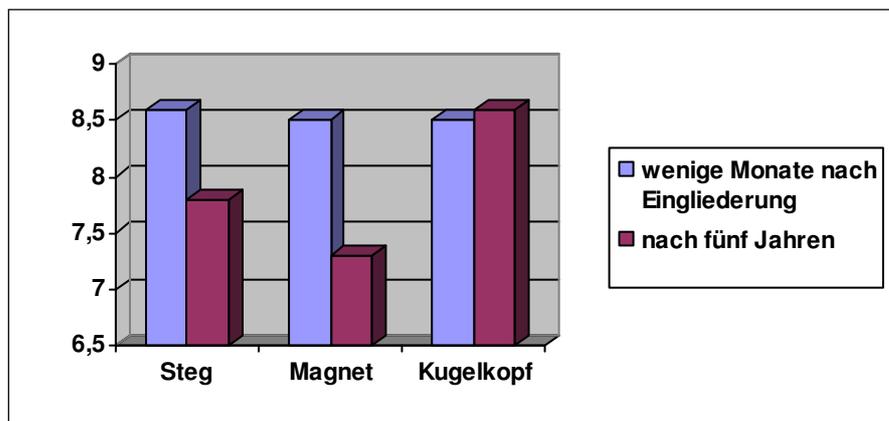
hoch ist und - zumindest kurze Zeit nach Insertion des Zahnersatzes - keine signifikanten Unterschiede aufweist (Abb. 47).

Andererseits fällt jedoch auch auf, dass im Laufe von fünf Jahren nach Insertion des Zahnersatzes die Patientenzufriedenheit unter Verwendung von Magnetattachments um 14,2% sinkt, d.h. von 8,5 auf 7,3.

1997 ermittelten NAERT et al. in einer vergleichbaren Studie eine anfängliche Zufriedenheit von 7,5 bei Verwendung von Magnetattachments. Ein möglicher Grund für die gestiegene Patientenzufriedenheit beim Vergleich der beiden unterschiedlichen Studien von 1997 und 1999 ist sicherlich in der verbesserten Retentionskraft der moderneren Magnetattachments zu sehen.

Eine vergleichbar deutliche Entwicklung, wie sie bei NAERT et al. (1999) im Verlauf der ersten fünf Jahre für die Magnetattachments dargestellt wurde, ist weder bei Verwendung von Stegattachments (-9,4%) und erst recht nicht bei Verwendung des Kugelkopfattachments festzustellen, bei denen die Patientenzufriedenheit nach 5 Jahren sogar um 1% anstieg (Abb. 47).

Ein Interpretationsansatz hierzu wird unter 3.5.2 gegeben, wo sich eine sehr ähnliche Entwicklung noch wesentlich eindrucksvoller darstellt.

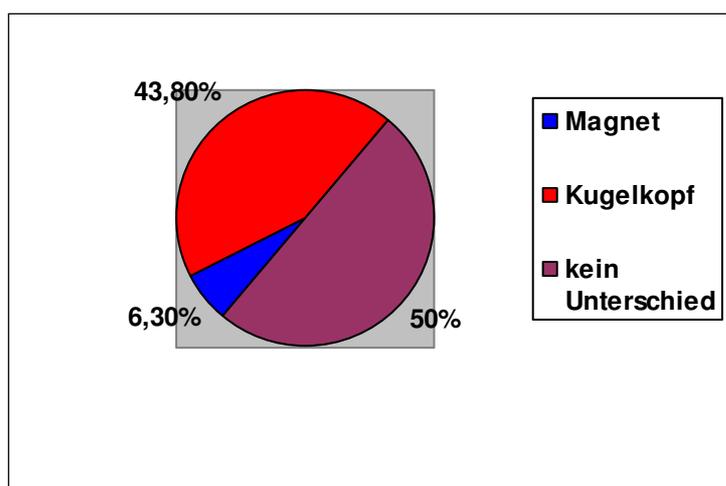


**Abb. 47**  
Vergleich der Attachments unter der Fragestellung: „Wie gut können sie mit ihrer neuen Prothese sprechen?“  
1= „sehr schlecht“  
9= „exzellent“  
(nach NAERT et al., 1999).

Sehr aussagekräftig ist in diesem Zusammenhang auch die Studie von BURNS et al. (1995), weil im Rahmen dieser Studie sowohl Magnet- als auch Kugelkopfattachments bei jedem Probanden für sechs Monate inseriert wurden und auf diese Weise ein direkter Vergleich der verschiedenen Systeme durch jeden einzelnen Patienten individuell vorgenommen werden konnte. Zum Beginn der Studie wurden die Probanden in zwei

Gruppen eingeteilt. Gruppe 1 wurde in den ersten sechs Monaten mittels zweier Kugelkopfattachments und Gruppe 2 mittels zweier Magnetattachments versorgt. Nach sechs Monaten wurden die Attachmentvarianten getauscht, d.h. Gruppe 1 erhielt für die nächsten sechs Monate Magnet- und Gruppe 2 Kugelkopfattachments. Ähnlich wie in der Studie von NAERT et al. (1999) (siehe oben) ergaben sich auch hier anfangs, d.h. sechs Monate nach Insertion der implantatverankerten Prothesen, keine signifikanten Unterschiede der Patientenzufriedenheit. Sowohl durch Magnet- als auch durch Kugelkopfattachments wurde eine wesentliche Steigerung der Patientenzufriedenheit im Vergleich zu rein schleimhautgetragenen Zahnersatz erreicht.

Nach dem Wechsel der Attachments und weiteren sechs Monaten zeigte sich jedoch auch in dieser Studie eine höhere Patientenzufriedenheit durch Kugelkopfattachments (Abb. 48).



**Abb. 48**  
Vergleich der Attachments unter der Fragestellung:  
„Mit welchem Attachment können Sie besser sprechen?“ - im intraindividuellen Vergleich (nach BURNS et al., 1995).

Beim Vergleich von Kugelkopf- und Stegattachments sind keine signifikanten Unterschiede der Patientenzufriedenheit festzustellen. Sowohl ästhetisch als auch phonetisch werden die verschiedenen Attachmentvarianten von den Patienten als gleichwertig erachtet (NÄHRI et al., 2001).

NÄHRI et al. (2001) stellen in ihrer Studie zusätzlich zu den bereits erwähnten Fakten heraus, dass 3 von 11 Patienten (27,3%), die mit Stegattachments versorgt wurden, angaben, Schwierigkeiten mit der Mundhygiene bzw. mit der Hygiene des Attachments gehabt zu haben. Dies spiegelte sich jedoch nicht in dem regelmäßig erhobenen Plaqueindex wider. Allerdings darf hier nicht außer Acht gelassen werden, dass es sich bei den

Studienprobanden mit großer Wahrscheinlichkeit um besonders sensibilisierte Personen gehandelt hat, die ein gezieltes Augenmerk auf die Mundhygiene gelegt haben. Ein entsprechendes Problem mit der Mundhygiene wurde bei keinem der mit Kugelkopfattachments versorgten Patienten festgestellt.

**Tab.11** Gegenüberstellung der Ergebnisse verschiedener Studien zur Patientenzufriedenheit in Bezug auf phonetische, ästhetische und hygienische Aspekte

Autor	untersuchtes Attachment			
	Magnetattachment	Kugelkopfattachment	Stegattachment	Teleskopattachment
NAERT et al. (1999)	- phonetische Zufriedenheit (maximal 9 Punkte): anfangs: 8,5 nach 5 Jahren: 7,3 - gute ästhetische Zufriedenheit	- phonetische Zufriedenheit (maximal 9 Punkte): anfangs: 8,5 nach 5 Jahren: 8,6 - gute ästhetische Zufriedenheit	- phonetische Zufriedenheit (maximal 9 Punkte): anfangs: 8,6 nach 5 Jahren: 7,8 - gute ästhetische Zufriedenheit	
NAERT et al. (1997)	- phonetische Zufriedenheit (maximal 9 Punkte): anfangs: 7,5	- phonetische Zufriedenheit (maximal 9 Punkte): anfangs: 8,2	- phonetische Zufriedenheit (maximal 9 Punkte): anfangs: 8,4	
BURNS et al. (1995)	- anfänglich keine signifikanten Unterschiede der Patientenzufriedenheit (→ wesentliche Verbesserung im Vergleich zur Ausgangssituation) - Gegen Studienende sahen 43,8% der Probanden phonetische Vorteile auf Seiten der Kugelkopfattachments, nur 6,3% hingegen auf Seiten der Magnetattachments.			
NÄHRI et al. (2001)		- gleichwertige Patientenzufriedenheit bezogen auf phonetische und ästhetische Aspekte.  - Kein Patient hatte Schwierigkeiten mit der Hygiene des Attachments.	- 27,3 % der Patienten hatten Schwierigkeiten mit der Hygiene des Attachments.	
WALTON et al. (2002)		- Es sind keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Patientenzufriedenheit feststellbar.		
<b>Fazit</b>	<b>Die Auswertung der verschiedenen Studien zeigt einerseits, dass die Patientenzufriedenheit durch die Stabilisierung der Totalprothese mittels Implantaten unabhängig vom verwendeten Attachmentsystem wesentlich gesteigert werden kann. Leichte Nachteile sind auf Seiten der Magnetattachments bezüglich phonetischer Aspekte zu sehen. Diese Nachteile werden vor allem nach einer gewissen Eingewöhnungs- bzw. Gebrauchsphase deutlich. Stegattachments bereiten Patienten ggf. Probleme mit der Hygiene.</b>			

### 3.5.2 Kaufunktionelle Aspekte

Wie oben bereits erwähnt, hat für die Mehrzahl der Patienten die Wiederherstellung einer suffizienten Kaufunktion oberste Priorität (GROGONO et al., 1989).

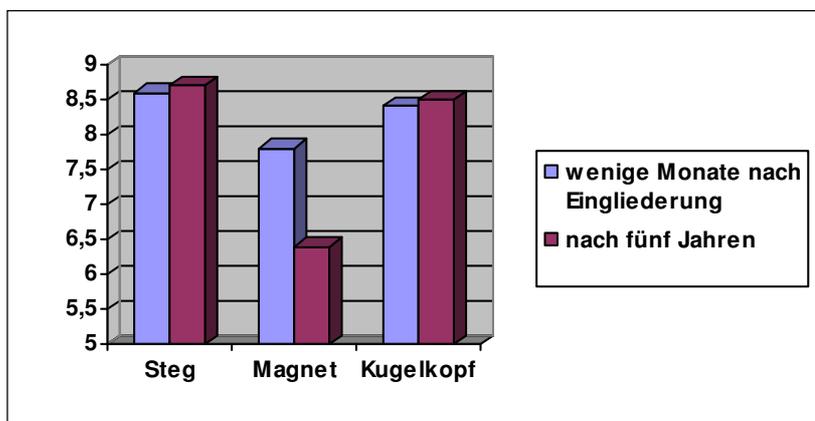
Das Erlangen einer befriedigenden Kaufunktion steht in direktem Zusammenhang mit der von dem verwendeten Attachment ausgeübten Retention (BURNS et al., 1995).

Auf dieser Grundlage stellt Richter (2000) folgenden Zusammenhang dar:

Je höher die durch das Attachment ausgeübte Retention, desto besser die Lagestabilität der Prothese und desto besser die Patientenzufriedenheit.

Wie schon unter Abschnitt 3.5.1 erwähnt, ist es unerlässlich, die anfängliche Patientenzufriedenheit von der nach einigen Jahren zu unterscheiden (NAERT et al. 1999). Grund hierfür ist die Tatsache, dass durch jede Attachmentvariante eine wesentliche, funktionelle Komfortsteigerung gegenüber der implantatlosen Ausgangssituation erreicht wird, woraus zumindest am Anfang der Studie eine hohe Patientenzufriedenheit folgt. Adaptation an die neue Lagestabilität (neuer Referenzwert) sowie - nach einer gewissen Zeit - nachlassende Retentionskräfte sorgen dafür, dass die Patientenzufriedenheit unter der Verwendung von Magnetattachments innerhalb der ersten fünf Jahre nach Insertion des Zahnersatzes geringer wird.

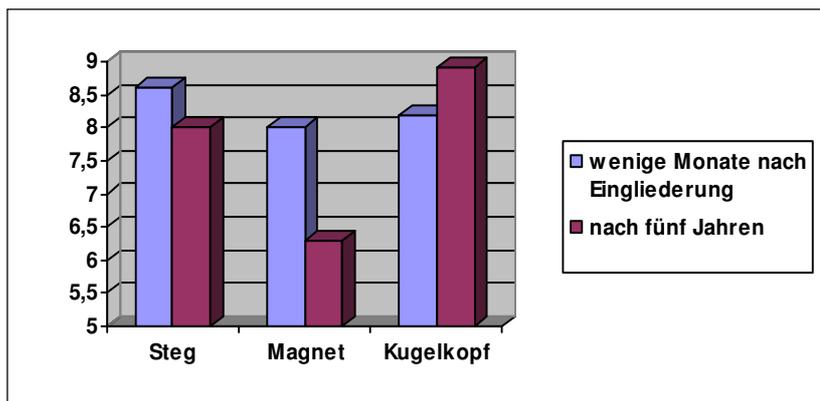
NAERT et al. ermittelten 1999 einen Rückgang der Patientenzufriedenheit in Bezug auf kaufunktionelle Aspekte um 18% (5 Jahre nach Insertion des Zahnersatzes) unter der Verwendung von Magnetattachments (Abb. 49).



**Abb. 49**  
Vergleich der Attachments unter der Fragestellung: „Wie gut können sie mit ihrer neuen Prothese kauen?“ -  
1= „sehr schlecht“  
9= „exzellent“  
(nach NAERT et al., 1999).

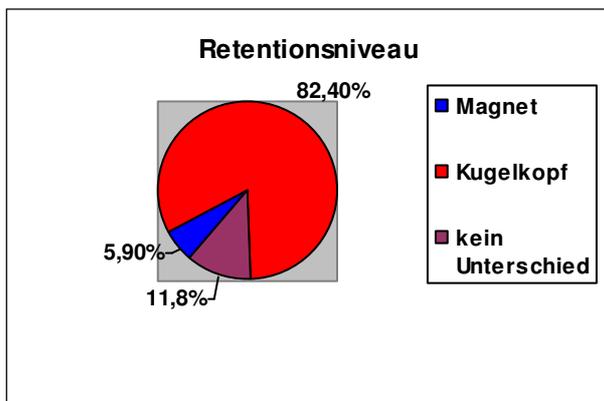
Sowohl durch Steg- als auch durch Kugelkopfattachments konnte in demselben Zeitraum sogar eine Steigerung der Patientenzufriedenheit um 1% erreicht werden

Die graphische Darstellung der subjektiv empfundenen Lagestabilität ergibt ein sehr ähnliches Bild (Abb. 50). Somit wird noch einmal der bereits oben beschriebene Zusammenhang zwischen Retention, Lagestabilität und kaufunktioneller Patientenzufriedenheit verdeutlicht.

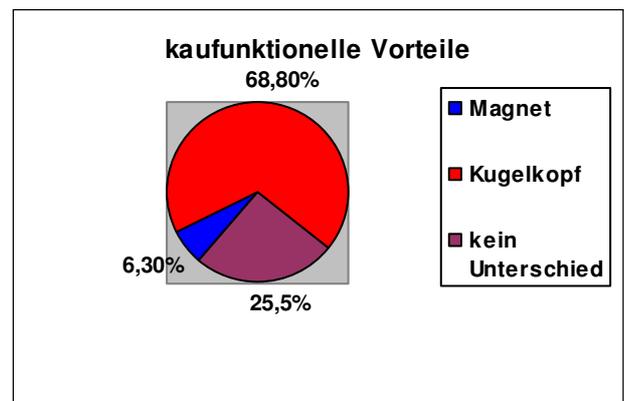


**Abb. 50**  
Vergleich der Attachments unter der Fragestellung: „Wie zufrieden sind Sie mit der Lagestabilität ihrer neuen Prothese?“ - 1= „sehr schlecht“ 2= „exzellent“ (nach NAERT et al., 1999).

BURNS et al. (1995) stellten in ihrer Studie denselben Zusammenhang heraus. Sie ermittelten, dass 82,4% der Patienten der Überzeugung sind, durch Verwendung von Kugelkopfattachments - im direkten Vergleich zu Magnetattachments - ein verbessertes Retentionsniveau der Prothese erlangt zu haben (Abb. 51). Dies führte bei 68,8% der Patienten zu einer besseren Kaufunktion mittels Kugelkopfattachments (Abb. 52).

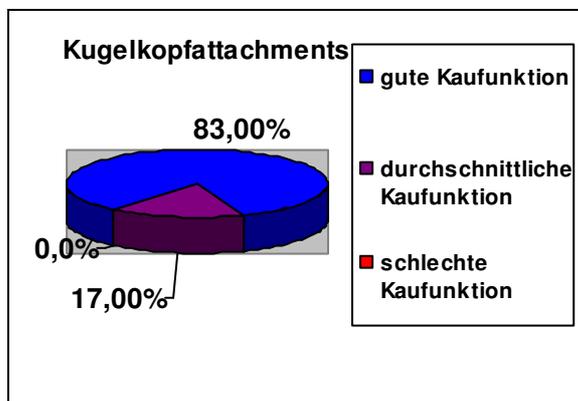


**Abb. 51**  
Vergleich der Attachments unter der Fragestellung: „Welches Attachment bietet den besten Prothesenhalt?“ (nach BURNS et al., 1995).

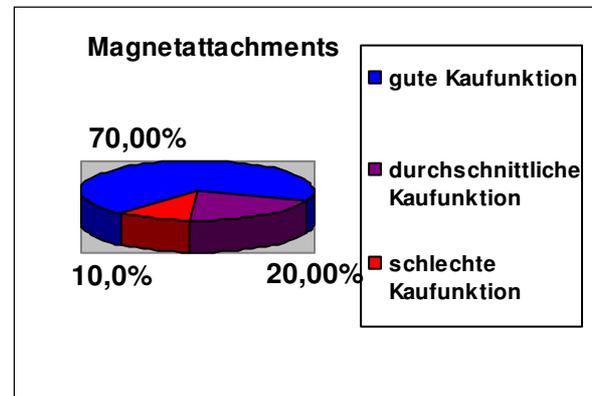


**Abb. 52**  
Vergleich der Attachments unter der Fragestellung: „Welches Attachment ermöglicht den besten Kaufkomfort?“ (nach BURNS et al., 1995).

Auch DAVIS et al. kamen in ihrer 1999 durchgeführten Studie zu dem Ergebnis, dass Magnetattachments im direkten Vergleich zu den anderen Varianten, die eine größere Retention der Prothese ermöglichen, gewisse kauffunktionelle Nachteile aufweisen (Abb. 53 und 54). 83% der Patienten gaben an, durch die Verwendung von Kugelkopfattachments eine gute Kaufunktion erlangt zu haben. Unzufrieden mit dieser Art der Verankerung war keiner. Durch Magnetattachments erlangten 70% der Patienten eine gute Zufriedenheit, jedoch gaben 10% an, mit dem kauffunktionellen Therapieerfolg unzufrieden zu sein.



**Abb. 53**  
Bewertung der Kauffunktion durch Kugelkopfattachments (nach DAVIS et al., 1999).



**Abb. 54**  
Bewertung der Kauffunktion durch Magnetattachments (nach DAVIS et al., 1999).

Bei Attachments, die ein ähnliches Retentionsniveau aufweisen, wie es bei Steg- und Kugelkopfattachments der Fall ist, sind aus Patientensicht keine kauffunktionellen Vorteile auf der einen oder der anderen Seite festzustellen (NÄHRI et al., 2001).

Diese These wird durch die Studie von Walton et al. (2002), die ebenfalls Steg und Kugelkopfattachments miteinander verglichen, gestützt.

Im Rahmen der Medline-Recherche waren keine Studien auffindbar, die Teleskopattachments im Hinblick auf kauffunktionelle Aspekte untersuchten.

**Tab.12** Gegenüberstellung der Ergebnisse verschiedener Studien Patientenzufriedenheit in Bezug auf kaufunktionelle Aspekte

Autor	untersuchtes Attachment			
	Magnetattachment	Kugelkopfattachment	Stegattachment	Teleskopattachment
NAERT et al. (1999)	-Rückgang der Patientenzufriedenheit um 18% (5 Jahre nach Insertion des Zahnersatzes) -direkter Zusammenhang zwischen Lagestabilität und kaufunktioneller Zufriedenheit der Patienten	-Steigerung der Patientenzufriedenheit um 1% (5 Jahre nach Insertion des Zahnersatzes)	-Steigerung der Patientenzufriedenheit um 1% (5 Jahre nach Insertion des Zahnersatzes)	
RICHTER (2000)	-geringe Retentionskraft der Magnetattachments → geringe Patientenzufriedenheit	-hohe Retentionskraft der Kugelkopfattachments → hohe Patientenzufriedenheit		
BURNS et al. (1995)	-5,9% der Patienten gaben an, im Vergleich zum Magnetattachment ein besseres Retentionsniveau erlangt zu haben; dies führte bei 6,3% zu einer besseren Kauffunktion.	-82,4% der Patienten gaben an, im Vergleich zum Magnetattachment ein besseres Retentionsniveau erlangt zu haben; dies führte bei 68,8% zu einer besseren Kauffunktion.		
DAVIS et al. (1999)	-70% der Patienten gaben an, durch dieses Attachment eine gute Kauffunktion erlangt zu haben. -10% der Patienten waren unzufrieden.	-83% der Patienten gaben an, durch dieses Attachment eine gute Kauffunktion erlangt zu haben. -Kein Patient war unzufrieden.		
NÄHRI et al. (2001)		-Dadurch, dass diese beiden Attachmentvarianten ein ähnliches Retentionsniveau aufweisen, sind aus Patientensicht keine kauffunktionellen Vorteile auf der einen oder der anderen Seite festzustellen.		
WALTON et al. (2002)		-Ein ähnliches im Vergleich zu Magnetattachments jedoch höheres Retentionsniveau führt zu einer ausgeglicheneren Patientenzufriedenheit unter der Verwendung von Kugelkopf- bzw. Stegattachments.		
<b>Fazit</b>	<b>Die Auswertung der verschiedenen Studien stellt ganz deutlich den direkten Zusammenhang zwischen Retentionsniveau der verschiedenen Attachments und Patientenzufriedenheit in Bezug auf kauffunktionelle Aspekte heraus. Hier zeigt sich in allen Studien, dass signifikante Nachteile auf Seiten der Magnetattachments zu sehen sind, obwohl auch durch Magnetattachments eine wesentliche Verbesserung des kauffunktionellen Komforts im Vergleich zur rein Schleimhaut getragenen Totalprothese festzustellen ist.</b>			

## 4 Zusammenfassung

Für die Verankerung von implantatgetragenen, herausnehmbarem Zahnersatz stehen verschiedene Attachmentsysteme zur Verfügung, aus denen befund- und patientenspezifisch das jeweils am besten geeignete gewählt werden muss. Hierfür ist ein systematischer Vergleich der Eigenschaften wichtig. Eine solche vergleichende Zusammenstellung fehlt allerdings bisher. Deshalb war es das Ziel der vorliegenden Arbeit, den aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnisstand zu den im Rahmen der Verankerung implantatgetragenen Zahnersatzes verwendeten, verschiedenen Attachmentsystemen aufzuarbeiten und vergleichend darzustellen, wobei insbesondere die Aspekte Implantatbelastung und Belastung des zahnlosen Kiefers, Reparaturanfälligkeit, periimplantäre Auswirkungen und Patientenzufriedenheit berücksichtigt werden sollten. Hierzu wurde eine systematische, datenbankgestützte Literaturrecherche durchgeführt und die gefundenen Studien unter Berücksichtigung o.g. Aspekte analysiert.

Es zeigte sich, dass zwischen den verschiedenen Attachmentsystemen zum Teil deutliche Unterschiede bestehen.

So ist z.B. die Implantatbelastung bei Verwendung von Magnetattachments am geringsten und bei der Teleskopverankerung am größten. Bezüglich der Retentionskräfte verhält es sich allerdings genau umgekehrt. Die geringste Belastung des zahnlosen Kiefers resultiert bei der Verwendung von Teleskopen.

Wartungsarbeiten sind bei Verwendung von Teleskop- und Stegattachments weniger häufig und aufwändig als dies bei den anderen Attachmentvarianten der Fall ist.

Bezüglich der Reinigungsfähigkeit haben Kugelkopf- und Teleskopattachments Vorteile gegenüber den anderen Attachmentsystemen.

Hinsichtlich des röntgenologisch erkennbaren periimplantären Knochenabbaus bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede. Die signifikant größten Knochenverluste werden bei allen Attachments im ersten Jahr nach Insertion der Prothese registriert, gleiches gilt für die mittels Periotest bestimmte Implantatfestigkeit.

Alle Attachmentsysteme führen zu einer deutlichen Steigerung der Patientenzufriedenheit im Vergleich zur "implantatlosen" Ausgangssituation, wobei sich jedoch sowohl auf phonetischer als auch auf kaufunktioneller Ebene deutliche Nachteile auf Seiten der Magnetattachments zeigen.

Aussagen zum Einfluss des jeweiligen Attachmentsystems auf die Lebenserwartung des implantatgetragenen Zahneratzes sind nicht möglich, da diesbezügliche Studien bislang fehlen. Dies ist somit eine wichtige Fragestellung für weitere Untersuchungen.

## 5                    **Literaturverzeichnis**

1.     Adisman, L.K., Desjardins, R.P.:  
      Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supported overdentures.  
      A 4-year report. *J Prosth Dent* 65, 671-680 (1991).
  
2.     Ahlqvist, J., Borg, K., Gunne, J., Nilson, H., Olsson, M., Astrand, P.:  
      Osseointegrated implants in edentulous jaws: a 2-year longitudinal study. *Int  
      J Oral Maxillofac Implants* 5(2), 155-163 (1990).
  
3.     Amard, A.J., Fanchiang, J.C., Mueninghoff, L., Dasanayake, A. P.:  
      Cleanability of and patients' satisfaction with implant-retained overdentures:  
      a retrospective comparison of two attachment methods. *J Am Dent Assoc*  
      133, 1237-1242 (2002).
  
4.     Benn, D.K.:  
      A review of the reliability of radiographics measurements in estimating al-  
      veolar bone changes. *J Clin Periodontol* 17, 14-21 (1990).
  
5.     Berglundh, T., Persson, L., Klinge, B.:  
      A systematic review of the incidence of biological and technical complica-  
      tions in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at  
      least 5 years. *J Clin Periodontol* 29, 197-212 (2002).
  
6.     Besimo, Ch., Graber, G., Flühler, M.:  
      Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns  
      over long-term use in vitro. *J Oral Rehabil* 23, 372-378 (1996).
  
7.     Bouma, J., Boerrigter, L.M., Van, Oort, R.P., van Sonderen, E., Boering, G.:  
      Psychosocial effects of Implant-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac  
      Implants* 12, 515-521 (1997).

8. Burns, D.R., Unger, J.W., Elswick, R.K. Jr, Beck, D.A.:  
Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I- Retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent* 73, 354-363 (1995).
9. Burns, D.R., Unger, J.W., Elswick, R.K. Jr, Giglio, J.A.:  
Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II- Patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent* 73, 364-369 (1995).
10. Clepper, D. P.:  
Classification system for implant-supported overdentures. *Implant Dent* 8, 68-73 (1999).
11. Clepper, D.P.:  
Classification system for implant-supported overdentures. *Implant Dent* 8(1), 68-73 (1999).
12. Cune, M.S., de Putter, C., Hoogstraten, J.:  
Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part II – Patient satisfaction and predictability of subjective treatment outcome. *J Prosthet Dent* 72, 152-158 (1994).
13. Davis, W.H., Lam, P.S., Marshall, M.W., Dorchester, W., Hochwald, D.A., Kaminishi, R.M.:  
Using restorations borne totally by anterior implants to preserve the edentulous mandible. *J Am Dent Assoc* 130, 1183-1189 (1999).
14. Davis, D.M., Packer, M.E.:  
Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results. *Int J Prosthodont* 12, 222-229 (1999).

15. Davis, D.M., Packer, M.E.:  
The maintenance requirements of mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants using three different attachment mechanisms- balls, magnets, and bars; 3-year results. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 8 , 131-134 (2000).
16. Davis, D.M., Rogers, J.O., Packer, M.E.:  
The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdentures: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11, 767-774 (1996).
17. den Dunnen, A.C., Slagter, A.P., de Baat, C., Kalk, W.:  
Professional hygiene care, adjustments and complications of mandibular implant-retained overdentures: a three-year retrospective study. *J Prosthet Dent* 78, 387-390 (1997).
18. Dudic, A., Mericske-Stern, R.: Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures: long-term results. *Clin Implant Dent Relat Res* 4, 212-219 (2002).
19. Duyck, J., Van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J., De Cooman, M., Puers, R., Naert, I.:  
In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clin Oral Investig* 3, 201-207 (1999).
20. Flemmig, T.F.: Parodontologie;  
Ein Kompendium. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1993.
21. Frisch, E., Pehrsson, K., Jacobs, H.G.: Die implantatprothetische Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mittels teleskopierender Konstruktionen. *Z Zahnärztl Implantol* 11, 63-67 (1995).

22. Fujimoto, T., Niimi, A., Murakami, I., Ueda, M.:  
Use of new magnetic attachments for implant-supported overdentures. *J Oral Implantol* 24, 147-151 (1998).
22. Gillings, B.R.D.: Magnet overdentures. *Aust Prosthodont J* 7, 13-21 (1993).
23. Göhring, T.N., Jüde, H.D., Gernet, W.: Die Anendung von Magnetatachments in der Implantatprothetik. *Z Zahnärztl Implantol* 13, 191-194 (1997).
24. Gotfredsen, K., Holm, B.: Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 13, 125-130 (2000).
25. Heckmann, S.: Zur Verlaufsmessung der Implantatfestigkeit bei teleskopstabilisiertem totalem Zahnersatz. *Z Zahnärztl Implantol* 12, 148-151 (1996).
26. Heckmann, S., Winter, W., Meyer, M., Weber, H.P., Wicmann M.G.: Overdendure attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment, *Clin Oral Impl Res* 12, 640-647 (2001).
27. Hemmings, K.W., Schmitt, A., Zarb, G.A.:  
Complications and maintenance requirements for fixed protheses and overdentures in the edentulous mandible: A 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9, 191-196 (1994).
28. Heners, M.:  
Suprastrukturen auf Implantaten beim zahnlosen Kiefer- Ergebnisse einer Fallkontrollstudie. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 1184-1188 (1986).

29. Hoffmann, M.:  
Kopplungsabhängige Implantatbelastung bei Hybridprothesen. Zahnärztl Implantol 13, 210-217 (1997).
30. Hooghe, M., Naert, I.:  
Implant supported overdentures – the Leuven experience. J Dent. 25, 25-32 (1997).
31. Jäger, K., Wirz, J.:  
In-vitro-Spannungsanalysen an Implantaten in Abhängigkeit von den hybridprothetischen Suprakonstruktionen. Z Zahnärztl Implantol 9, 42-49 (1993).
32. Jeckel, N., Krekeler, G.:  
Änderung der Kaumuskelfunktion nach enossaler Implantation im Unterkieferfontzahnbereich., Z Zahnärztl Implantol 2, 262-269 (1986).
33. Jennings, K.J., Lilly, P.:  
Bar-retained overdentures for implants – technical aspects. J Prosthet Dent 68, 380-384 (1992).
34. Karabuda, C., Tosun, T., Ermis, E., Ozdemir, T.:  
Comparison of 2 retentive systems for implant-supported overdentures: soft-tissue management and evaluation of patient satisfaction. J Periodontol 73, 1067-1070 (2002).
35. Kiener, P., Oetterli, M., Mericske, E., Mericske-Stern, R.:  
Effectiveness of maxillary overdentures supported by implants: maintenance and prosthetic complications. Int J Prosthodont 14,133-140 (2001).

36. Klemke, J., Walther, W., Heners, M.:  
Prothetischer Erhaltungsaufwand bei implantatgetragenen Konuskronenkonstruktionen. *Z Zahnärztl Implantol* 12, 29-34 (1996).
37. Koeck, B., Wagner, W., Behneke, A., Buser, D., d'Hoedt, B., Ehrenfeld, M., Koeck, B., Krekeler, G., Nentwig, G.H., Neukam, F.W., Richter, E.J., Schmitz, H.J., Spiekermann, H., Wagner, W., Wahl, G., Weber, H., Wehrbein, H.:  
Implantologie, Praxis der Zahnheilkunde 13. Urban und Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore 1996.
38. Körber, K.H.:  
Dynamischer Mechanismus von Parodontium und Gewebsstrukturen unter herausnehmbarem Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 38, 975-985 (1983).
39. Langer, A.:  
Telescope retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 45, 37-43 (1981).
40. Lindquist, L.W., Rockler, B., Carlsson, G.E.:  
Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 59, 59-63 (1988).
41. Ludwig, P.:  
Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freiidprothesen. I. Einfluß der Gerüststabilität auf die Sattelkinematik und die Belastung des zahnlosen Prothesenlagers. *Dtsch Zahnärztl Z* 31, 547 552 (1976).
42. Ludwig, P.:  
Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freiidprothesen. II. Einfluß des Ortes und der Art der Abstützung auf die Sattelkinematik und

die Belastungsverteilung Pfeiler – zahnloses Prothesenlager. Dtsch Zahnärztl Z 31, 612-615 (1976).

43. Ludwig, P.:  
Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freidendprothesen. III. Einfluß der Sattelfläche auf die Sattelkinematik und die Belastungsverteilung Pfeiler – zahnloses Prothesenlager. Diskussion der Ergebnisse. Dtsch Zahnärztl Z 31, 774-778 (1976).
44. Marxkors, R.:  
Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 3. Aufl. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln-München 2000.
45. Meijer, H.J., Geertman, M.E., Raghoobar, G.M., Kwakman, J.M.:  
Implant-retained mandibular overdentures: 6-year results of a multicenter clinical trial on 3 different implant systems. J Oral Maxillofac Surg 59, 1260-1268 (2001).
46. Meijer, H.J., Raghoobar, G.M., Van 't Hof, M.A.:  
Comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional complete dentures: a 10-year prospective study of clinical aspects and patient satisfaction. Int J Oral Maxillofac Implants 18, 879-885 (2003).
47. Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Steen, W.H.A., Bosman, F.:  
A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Archs Oral Biol 38, 491-496 (1993).
48. Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Steen, W.H.A., Bosman, F.:  
Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants and height of mandible. J Prosthet Dent 68, 96-112 (1992).

49. Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Steen, W.H.A., Bosman, F.:  
Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 23, 757-763 (1996).
50. Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P., Preti, G.:  
Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13, 369-376 (1998).
51. Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P., Preti, G.:  
Mandibular implant-retained overdenture: a clinical trial of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13, 851-856 (1998).
52. Merciske-Stern, R.:  
Three-dimensional forces measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13, 36-43 (1998).
53. Mericske-Stern, R.:  
Force distribution on implants supporting overdentures. The effect of distal bar extensions. *Clin Oal Impl Res* 8, 142-151 (1997).
54. Mericske-Stern, R.:  
Treatment outcomes with implant-supported overdentures: Clinical considerations. *J Prosth Dent* 79, 66-73 (1998).
55. Mericske-Stern, R., Piotti, M., Sirtes, G.:  
3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oal Impl Res* 7, 387-396 (1996).

56. Mericske-Stern, R., Steinlin Schaffner, S., Marti, P., Geehring, A.H.:  
Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Impl Res* 5, 9-18 (1994).
57. Minagi, S., Natsuaki, N., Nishigawa, G., Sato, T.:  
New telescopic crown design for removable partial dentures. *J Prosthet. Dent* 81, 684-688 (1999).
58. Mombelli, A., Van Oosten, M.A.C., Scürch, E., Lang, N.P.:  
The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol* 2, 145-151 (1987)
59. Nähri, T.O., Hevinga, M., Voorsmit, R.A., Kalk, W.:  
Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxiofac Impl*, 259-266 (2001).
60. 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, 195-2002 (1999).
61. Naert, I., Gizani, S., Vuylsteke, M., van Steenberghe, D.:  
A randomised clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in mandibular overdenture therapy. A 3-year report. *Clin Oral Investig* 1, 81-88 (1997).
62. Naert, I., Gizani, S., Vuylsteke, M., van Steenberghe, D.:  
A 5-year randomised clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in mandibular overdenture therapy. *Clin Oral Impl Res* 9, 170-177 (1998).

63. Naert, I., Quirynen, M., Hooghe, M., van Steenberghe, D.:  
A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: A preliminary report. *J Prosthet Dent* 71, 486-492 (1994).
64. Naert, I., Quirynen, M., Theuniers, G., van Steenberghe, D.:  
Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent* 65, 671-680 (1991).
65. Ney, Th., Schulte, W.:  
Implantatbelastung durch Knochendeformation im interforaminalen Bereich des Unterkiefers bei funktioneller Beanspruchung. *Z Zahnärztl Implantol* 4, 109-114 (1988).
66. Oetterli, M., Kiener, P., Mericske-Stern, R.:  
A longitudinal study on mandibular implants supporting an overdenture: the influence of retention mechanism and anatomic-prosthetic variables on periimplant parameters. *Int J Prosthodont* 14, 536-542 (2001).
67. Ohkawa, S., Okane, H., Nagasawa, T., Tsuru, H.:  
Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. *J Prosthet Dent* 64, 135 (1990).
68. Payne, A.G.T., Solomons, Y.F.:  
Mandibular implant-supported overdentures: a prospective evaluation of the burden of prosthodontic maintenance with 3 different attachment systems. *Int J Prosthodont* 13, 246-253 (2000).

69. Payne, A.G.T., Solomons, Y.F.:  
The prosthetic maintenance requirements of mandibular mucosa- and implant- supported overdentures: A review of the literature. *Int J Prosthodont* 13, 238-245 (2000).
70. Petropoulos, V.C., Smith, W., Kousvelari, E.:  
Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12, 176-185 (1997).
71. Raghoobar , G.M., Meijer, H.J.A., Stegenga, B., van'r Hof, M.A., van Oort, R.P., , Vissink, A.:  
Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five-year randomized clinical trial. *Clin Oral Impl Res* 11, 195-201 (2000).
72. Rangert, B., Jemt, T., Jörneus, L.: Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4, 241-247 (1989).
73. Renner, A.: The implant overdenture and designated attachments-the mandible. *Dent Implantol Update* 7, 18-23 (1996).
74. Richter E.-J.:  
Attachments für herausnehmbaren Zahnersatz in der Implantatprothetik. In: Lotzmann K., Borchers H.: *Zahnmedizin 2000- Eine Standortbestimmung zu Beginn des 3. Milleniums*, 1.Aufl. Team Media Vereas, Fuchstal 2000.
75. Richter, E.-J.:  
Belastung von Implantaten. Theoretische Grundlagen. *Z Zahnärztl Implantol* 2, 181-189 (1986).

76. Richter, E.-J.:  
In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10, 99-108 (1995).
77. Richter., E.-J., Meier, M., Spiekermann, H.:  
Implantatbelastung in vivo. *Z Zahnärztl Implantol* 8, 36-45 (1992).
78. Rodriguez, A.M., Orenstein, I.H., Morris, H.F., Ochi, S.:  
Survival of various implant- supported Prothesis Designs following 36 months of clinical function. *Ann Periodontl* 5, 101-108 (2000).
79. Sadowski, S. J.:Mandibular implant-retained overdentures: A literature review. *J Prosthet Dent* 86, 468-472 (2001).
80. Salinas, T.J.:  
Attachment mechanisms for removable implant restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 12, 140 (2000).
81. Schaller, C., Richter, E.-J.:  
Verankerungselemente für implantatgestützten Zahnersatz im zahnlosen Kiefer. *Implantologie* 8, 353 (2000)
82. Schmitt, A., Zarb, G.A.:  
The notion of implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent* 79, 60-65 (1998).
83. Schmitt,W.M.: Ceka attachments, *Zahnarzt* 26, 137-139 (1982).
84. Schramm-Scherer, B.,Behnke, N., Reiber, Th., Tetsch, P:  
Röntgenologische Untersuchungen zur Belastung von Implantaten im zahnlosen Unterkiefer. *Z Zahnärztl Implantol* 5, 185-190 (1989).

85. Setz, J., Weber, H., Benzing, U., Geis-Gerstorfer, J.:  
Klinische Untersuchungen zur funktionellen Belastung stegverschraubter Implantate. *Z Zahnärztl Implantol* 5, 24-28 (1989).
86. Schweikert, E.O.:  
The Ceka-Anchor, an attachment for overdentures. *Quintessence Int* 11, 43-48 (1980).
87. Setz, J.M., Wright, P.S., Ferman, A.M.:  
Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilized overdentures-an in vitro study. *Int J Prosthodont* 13, 494-496 (2000).
88. Spiekermann, H.:  
Implantatprothetik. In: Voss, R., Meiners, H.(Hrsg.): *Fortschritte der Zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde*, Band 4. Hanser, München-Wien 1989, S.241.
89. Spiekermann, H., unter Mitarb. von Donath, K., Jovanovic, S., Richter, J.:  
*Farbatlanten der Zahnmedizin 10: Implantologie* 1. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York 1994.
90. Tetsch, P.:  
*Enossale Implantationen in der Zahnheilkunde*, 2. Aufl., Karl Hanser Verlag, München-Wien 1991.
91. Thomason, J.M., Lund, J.P., Chegade, A., Feine, J.S.:  
Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures 6 months after delivery. *Int J Prosthodont* 16, 467-473 (2003).

92. Tokuhisa, M., Matsushita, Y., Koyano, K.:  
In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont* 16, 128-134 (2003).
93. van Kampen F.M.C., Cune M.S., 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 Impl*, 14, 720-726 (2003).
94. Van Kampen, F.M.C., van der Bilt, A., Cune, M.S., Bosman, F.:  
The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *J Dent Res* 81, 170-173 (2002).
95. Van Steenberghe, D., Tricio, J., Naert, I., Nys, M.:  
Damping characteristics of bone-to-implant interfaces. A clinical study with the Periotest device. *Clin Oral Implant Res* 6, 31-39 (1995).
96. Walmsley, A.D.:  
Magnetic retention in prosthetic dentistry. *Dent Update* 29, 428-433 (2002).
97. Walther, W., Bühler, C., Heners, M.:  
Prothetischer Erhaltungsaufwand bei implantatgestütztem und kombiniert Zahn-implantatgetragenen Zahnersatz. *Z Zahnärztl. Implantol* 15, 92-96 (1999).
98. Walther, W., Klemke, J.:  
Erhalt der Funktionstüchtigkeit von Implantatsuprastrukturen. *Phillip Journal* 12, 283-287 (1995).

99. Walton, J.N., MacEntee, M.I., Glick, N.:  
One-year prosthetic outcomes with implant overdentures: A Randomized Clinical Trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17, 391-398 (2002).
100. Walton, J.N.:  
A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *Int J Prosthodont* 16, 255-260 (2003).
101. Watson, G.K., Payne, A.G.T., Purton, D.G., Thomson, W.M.:  
Mandibular Overdentures: Professional time for prosthetic maintenance during the first year of Service using three different implant systems. *Int J Prosthodont* 15, 379-384 (2002).
102. Welsh, G., Bissell, V.:  
Simplified procedure for replacement of retentive clips in a bar-retained implant overdenture. *J Prosthet Dent* 83, 586-588 (2000).
103. Wismeijer, D., van Waas, M.A., Mulder, J., Vermeeren J.I., Kalk, W.:  
Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI Dental Implant System. A randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 10, 297-306 (1999).
104. Wismeijer, D., Van Waas, M.A., Vermeeren, J.I., Mulder, J., Kalk, W.:  
Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 26, 263-267 (1997).
105. Wöstmann, B., Rasche, K.R., van Benthem, H.:  
Die Attachments des IMZ-Systems in der Totalprothetik, *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 682-685 (1991).

106. Wright, P.S., Health, M.R.:  
The effects of prefabricated bar design on the success of overdentures stabilized by implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 79-87 (1995).
  
107. Zitzmann, N.U., Marinello C.P.:  
A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant protheses in the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 15, 65-72 (2002).

## **Danksagung**

Ich danke Frau Univ.-Prof. Dr. P. Scheutzel recht herzlich für die Bereitstellung des Themas dieser Arbeit und für die freundliche Begleitung während der Anfertigung der Dissertation.

# Lebenslauf

## persönliche Angaben:

- Name: Frank Thöle
- Geburtsdatum: 14.04.1980
- Geburtsort: Osnabrück
- Staatsangehörigkeit: deutsch
- Familienstand: ledig
- Eltern: Alfons Thöle, Studienrat  
Dorothea Thöle, Industriekauffrau

## Schulbildung:

1986 - 1990 Grundschule, Belm  
1990 - 1992 Orientierungsstufe Dom, Osnabrück  
1992 - 1999 Gymnasium Carolinum, Osnabrück  
Juni 1999 Abitur (Ø= 1,5)

## Studium:

1999-2005 Studium der Zahnmedizin an der Westfälischen  
Wilhelms-Universität Münster

- 20.09.2000 naturwissenschaftliche Vorprüfung  
Gesamtnote: gut
- 29.09.2002 zahnärztliche Vorprüfung  
Gesamtnote: gut
- 20.07.2005 zahnärztliche Prüfung  
Gesamtnote: gut

## Approbation:

25.07.2005

## Tätigkeit:

01.08.2005 - 14.11.2005: tätig als Weiterbildungsassistent bei Dr. B.  
Droogmans (Mund-Kiefer-Gesichtschirurg),  
Ibbenbüren

seit 15.11.2005: tätig als Vorbereitungsassistent in der  
Zahnarztpraxis Martin Thöle, Wallenhorst

Belm, 27.8.2006