

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik
des Universitätsklinikums Halle (Saale)
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz)

Klinisch - experimentelle Untersuchung zur Kinematik von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer

Habilitation

zur Erlangung des Akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent. habil.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Dr. med. dent. Arne Hellmut Wilhelm Fritjof Boeckler
geboren am 18. Juli 1973 in Halle (Saale)

Gutachter:

- 1 Prof. Dr. H. Weber, Tübingen
- 2 Prof. Dr. F. Müller, Genf
- 3 Prof. Dr. M. Augthun, Aachen

Tag der Verteidigung: 28. Juni 2011

Meinem Vater

Verzeichnis der Abkürzungen, Einheiten und Symbole

B	Magnetfeld
e	Elektron
Hg	Quecksilber
Hz	Hertz
kp	Kilopond
mA	Milliampere
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mT	Millitesla
N	Newton
Pa	Pascal
μm	Mikrometer
r	Korrelationskoeffizient
s	Sekunde
U_H	Hall-Spannung
V	Volt

Referat und bibliographische Beschreibung

Einleitung und Ziel: Die fortschreitende Resorption zahnloser, prothesentragender Kieferareale und deren Beeinflussung durch die Lagestabilität des Zahnersatzes sind seit langem Gegenstand der wissenschaftlichen Diskussion. Das Ziel dieser Arbeit bestand in der Analyse der Kinematik von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer. Dabei sollte ein möglicher Einfluss verschiedener Verbindungselemente auf die Prothesenbewegungen überprüft werden.

Material und Methode: Zu diesem Zweck wurde ein berührungsloses, magnetfeldbasiertes Messsystem mit entsprechendem Computerprogramm entwickelt. Die Funktion des Systems wurde in einem eigens entwickelten Modellversuch überprüft. Im klinisch-experimentellen Teil erfolgte bei 5 Probanden (Durchschnittsalter 68 Jahre) die Insertion von jeweils 4 Implantaten in den zahnlosen Unterkiefer. Zwei interforaminäre Implantate dienten zur Aufnahme der Verbindungselemente (Kugelpf, Locator, Magnet, Steggelenk, Teleskop), die Implantate in den beidseitigen Molarenregionen dienten zur Aufnahme der Sensormagnete. Jeder Proband absolvierte mit den verschiedenen, für ihn hergestellten Testprothesen unterschiedliche Belastungsaufgaben wie Druck-, Kau-, Sprech-, Schluck-, Öffnungs- und Schließversuche. Als Vergleichsgruppe dienten unverankerte Totalprothesen. Bei jedem Versuch wurden die räumlichen Prothesenbewegungen aufgezeichnet. Die Auswertung dieser Bewegungen erfolgte deskriptiv und mittels statistischer Analysen (Kruskal-Wallis-, und Mann-Whitney-Test, $p < 0,05$). Zur Bestimmung eines möglichen Einflusses der Retentionskraft der Verbindungselemente auf die Prothesenbewegung wurde weiterhin die frontale und laterale Haltekraft klinisch und im Modellversuch ermittelt und mögliche Korrelationen mittels statistischer Verfahren (Spearman-Test) analysiert.

Ergebnisse: In mehreren Vorversuchen konnte zuerst die Funktion des Messsystems nachgewiesen werden. In den klinischen Untersuchungen zeigten sich bei allen Verbindungselementen räumliche Lageveränderungen der Prothesen. Dabei wurden signifikante Unterschiede sowohl zwischen den Verbindungselementen, als auch im Vergleich zur Kontrollgruppe deutlich. Bei den Druck- und Kauversuchen unterschieden sich die Bewegungen zwischen belastetem und unbelastetem Sattel signifikant. Die umfangreichsten Prothesenbewegungen fanden sich in der Kontrollgruppe. Die Lagestabilität der magnetverankerten Prothesen war bei allen Versuchen im Vergleich zu den anderen Verbindungselementen am geringsten. Im Mittel aller Versuche zeigten die Teleskopprothesen die geringsten Bewegungen. Der Vergleich der Retentionskräfte zeigte frontal die höchsten Werte für die Locator-Elemente. Beim seitlichen Abzug war die Haltekraft der Teleskope am höchsten. Die Magnetanker zeigten in allen Versuchen die geringsten Retentionskräfte. Im Vergleich der jeweiligen Rangzahlen zeigten sich bei den Teleskopen und Magnetankern Übereinstimmungen zwischen der Größe der Gesamtbewegungsvektoren und der Höhe der mittleren Retentionskräfte. Mittels statistischer Analyse konnte nur bei vereinzelt Testaufgaben mittlere und hohe Korrelationen zu den Retentionskräften der jeweiligen Verbindungselemente nachgewiesen werden.

Zusammenfassung: Das entwickelte Messsystem und die zugehörige Software erwiesen sich sowohl im Modellexperiment, als auch im klinischen Versuch zur Bestimmung von Relativbewegungen von Prothesen als geeignet. Die an zwei interforaminären Implantaten verankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer verblieben bei physiologischen Belastungssituationen nicht lagestabil auf dem Kieferkamm, sondern führten räumliche Bewegungen verschiedenen Umfanges aus. Die Wahl des implantatprothetischen Verbindungselementes mit seinen spezifischen Retentions- und Stützeigenschaften kann die in klinischen Belastungssituationen anzutreffende Prothesenkinematik beeinflussen.

Boeckler, Arne: Klinisch-experimentelle Untersuchung zur Kinematik von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer. Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Habil., 147 Seiten, 2010

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Problemstellung	1
1.2	Zielsetzung	2
2	Literaturübersicht	1
2.1	Entwicklung der implantat-prothetischen Verankerung von Prothesen im zahnlosen Kiefer	1
2.2	Verbindungselemente zur Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz	1
2.2.1	Kugelkopfanker	1
2.2.2	Semipräzise Einzelverbindungselemente	2
2.2.3	Magnetische Retentionselemente	3
2.2.4	Doppelkronen	5
2.2.5	Steggelenke und -geschiebe	6
2.3	Allgemeine Kriterien für die Auswahl von Verbindungselementen	8
2.4	Retentionswirkung von implantatprothetischen Verbindungselementen	9
2.5	Beziehung von funktioneller Prothesenbewegung und zahnlosem Kiefer	12
2.5.1	Totalprothetischer Zahnersatz	13
2.5.2	Implantatverankerter Zahnersatz	15
3	Material und Methode	18
3.1	Methoden zur klinischen Erfassung von Prothesenbewegungen	18
3.2	Entwicklung eines Messsystems zur Erfassung von Bewegungen implantatverankerter Prothesen im zahnlosen Unterkiefer	20
3.2.1	Anforderungen an ein System zur berührungslosen Bewegungsmessung	20
3.2.2	Grundlegender Aufbau	21
3.3	Komponenten des Messsystems	22
3.3.1	Messwertaufnehmer und deren Funktion	22
3.3.2	Sensor-Modul – Aufbau und Kalibrierung	24
3.3.3	Transformation der Hall-Sensor-Messwerte in Raumkoordinaten	28
3.3.4	Analog/Digital-Wandler, Filter und Messverstärkung	30
3.4	Datenerfassung und Datenverarbeitung	32
3.4.1	Entwicklung eines geeigneten Computerprogramms	32
3.4.2	Eingabe von fallspezifischen Daten	33
3.4.3	Datenerfassung und Berechnung	33
3.4.4	Datenanalyse und Ausgabe der Messwerte	34

3.4.5	Analyse der Messgenauigkeit des Systems	36
3.5	Testprothesen	37
3.5.1	Planung des Prothesendesigns	37
3.5.2	Auswahl der Verbindungselemente	38
3.5.3	Herstellung der Testprothesen	40
3.6	Planung und Durchführung der in-vitro Untersuchungen	41
3.6.1	Prinzipieller Ablauf der Versuche	41
3.6.2	Herstellung des Testmodells und Modifikation der Prothese	42
3.6.3	Überprüfung der Retention der Verbindungselemente	42
3.6.4	Funktionelle Analyse der Prothesenkinematik	43
3.7	Planung und Durchführung der klinischen Untersuchungen	45
3.7.1	Prinzipieller Ablauf der Versuche	45
3.7.2	Auswahl der Probanden	46
3.7.3	Vorbehandlung, Diagnostik und Implantatinsertion	47
3.7.4	Herstellung der Verbindungselemente und der Testprothesen	48
3.7.5	Definitive prothetische Versorgung nach Abschluss der Studie	49
3.7.6	Randomisierung	50
3.7.7	Auswahl des Kaugutes und der Sprechlaute	50
3.7.8	Klinische Überprüfung der Retention der Verbindungselemente	51
3.7.9	Klinische Messung der funktionellen Prothesenkinematik	52
3.8	Auswertung und statistische Analyse	55
4	Ergebnisse	57
4.1	Ergebnisse der in-vitro Untersuchungen	58
4.1.1	Retentionsprüfungen	58
4.1.2	Analyse der funktionellen Prothesenkinematik bei definierten Druckbelastungen	59
4.2	Ergebnisse der klinischen Untersuchungen	67
4.2.1	Klinische Retentionsprüfungen	67
4.2.2	Analyse der klinisch-funktionellen Prothesenkinematik	68
4.2.3	Vergleich von in-vitro und klinischem Retentionsverhalten	85
4.2.4	Vergleich von in-vitro und klinischer Prothesenkinematik	86
4.2.5	Vergleich der funktionellen Prothesenkinematik bei verschiedenen Belastungssituationen	88
4.2.6	Vergleich von Prothesenkinematik und Retentionsverhalten	90

5	Diskussion	93
5.1	Diskussion der Methode	93
5.1.1	Fehlerbetrachtung des entwickelten Messsystems	93
5.1.2	Klinische Fehlerbetrachtung	95
5.2	Diskussion der Ergebnisse	97
5.2.1	Retentionsverhalten der Verbindungselemente	97
5.2.2	Bestimmung der Prothesenkinematik	105
5.3	Korrelation von Retentionskraft und Prothesenkinematik	120
5.4	Klinische Bedeutung der gefundenen Ergebnisse	123
6	Zusammenfassung	127
7	Literaturverzeichnis	131
8	Thesen	145

1 Einleitung

Bei der prothetischen Versorgung zahnloser Patienten bestehen verschiedene klinische Herausforderungen. Neben der besonderen anatomischen Situation, welche durch unterschiedlich ausgeprägte Resorptionen des Kieferkammes, einer Verschiebung der intermaxillären Relation, einer im Vergleich zum Bezahnten veränderten Situation der Weichgewebe und dem Einstrahlen von Muskelzügen gekennzeichnet wird, stellt sich vor allem das Fehlen von Verankerungen für den Zahnersatz als das Hauptproblem dar. So kann mit der Anfertigung von konventionellen Vollprothesen oftmals nicht das gewünschte funktionelle Ergebnis erreicht werden.

Der Einsatz von enossalen Implantaten im zahnlosen Kiefer ermöglicht hierzu neue Versorgungskonzepte. Dabei kann prinzipiell zwischen festsitzendem und abnehmbarem, implantatverankerten Zahnersatz unterschieden werden [1-4]. Dazu wurde in mehreren internationalen Konsensuskonferenzen festgehalten, dass die Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz im zahnlosen Unterkiefer über Verbindungselemente auf 2 interforaminären Implantaten als das derzeitige Standardbehandlungskonzept anzusehen ist. Unter verschiedenen klinischen Gesichtspunkten stellt die Versorgung des zahnlosen Kiefers mit einer konventionellen Totalprothese dem gegenüber eine deutlich schlechtere Behandlungsalternative dar [5,6].

Während festsitzende Restaurationen in Analogie zu natürlichen Pfeilerzähnen auf den Implantaten verschraubt oder zementiert werden, stehen eine Vielzahl von unterschiedlichen Verbindungselementen zur Verankerung und Stabilisierung von herausnehmbarem Zahnersatz auf enossalen Implantaten zur Verfügung [7,8]. Die dabei eingesetzten Verbindungselemente (englisch: attachments) werden entweder individuell hergestellt oder als präfabrizierte Komponenten angeboten. Je nach Therapiekonzept können diese technisch zum Teil völlig unterschiedlichen Verbindungskomponenten sowohl im zahnlosen, als auch im teilbezahnten Ober- und Unterkiefer eingesetzt werden. Dabei wird grundsätzlich zwischen der Gruppe der primärverblockenden Stege und der Gruppe der solitären Einzelverbindungselemente unterschieden [7]. Vor allem für den klinisch weniger erfahrenen Anwender erschwert allerdings die große Anzahl der auf dem Markt befindlichen Verbindungselemente die konkrete Auswahl [9,10].

1.1 Problemstellung

Die Resorption zahnloser Kieferareale unter dem Einfluss von tegumental gelagerten Prothesen ist ein in der Literatur wiederholt beschriebenes Problem [11-15] (Abb.1, Seite 2). Die Ursachen dafür sind multikausal [15-21]. Die funktionelle Relativbewegung der Prothese zum Prothesenlager scheint dabei jedoch eines der Hauptprobleme

darzustellen [15,17,20,22-29]. Die Ergebnisse von in-vitro Untersuchungen deuten darauf hin, dass bei implantatverankerten Prothesen die Wahl des Verbindungselementes mit den jeweiligen statischen und dynamischen Retentions- und Stützeigenschaften einen Einfluss auf deren Relativbewegungen ausübt [30-36]. Allerdings konnte diese Hypothese bisher nicht klinisch evaluiert werden [10,30-32,34].



Abbildung 1 Stegverankerte Unterkieferprothese mit distal der Implantate atrophiertem Unterkiefer nach zehnjähriger Funktionsdauer

1.2 Zielsetzung

Das Ziel dieser Arbeit bestand in der Analyse der Kinematik von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer. Hierbei sollte der Einfluss verschiedener Verbindungselemente auf die Kinematik der Prothese überprüft werden. Dabei wurden folgende Fragestellungen bearbeitet:

- Welche Bewegungen sind bei einer implantatverankerten Prothese im zahnlosen Unterkiefer bei verschiedenen physiologischen Belastungssituationen anzutreffen?
- Kann die Wahl des implantatprothetischen Verbindungselementes mit seinen spezifischen Retentions- und Stützeigenschaften die Prothesenkinematik beeinflussen?

Aus den Ergebnissen sollten neben Erkenntnissen zur spezifischen Prothesenbewegung und der resultierenden Belastung für die tragenden Kieferareale auch mögliche Kriterien zur individuellen Auswahl von Verbindungselementen gewonnen werden. Mit dem Hinblick auf die prophylaktische Bedeutung des Zahnersatzes bei der Schonung und dem Schutz noch vorhandener oraler Strukturen, könnte der Auswahl des Verbindungselementes bei der Planung und der zahntechnischen Umsetzung implantatprothetischer Konzepte im zahnlosen Unterkiefer eine erhöhte Bedeutung zukommen.

Zur Bearbeitung dieser Fragestellungen ist die vorliegende Arbeit in verschiedene Teile gegliedert:

- Entwicklung eines berührungslosen Messsystems zur räumlichen Erfassung von Prothesenbewegungen im zahnlosen Unterkiefer.
- In-vitro Bestimmung der Prothesenbewegungen in Abhängigkeit von verschiedenen Verbindungselementen und deren spezifischen Retentionseigenschaften im Vergleich zum zahnlosen Unterkiefer.
- Klinisch -experimentelle Bestimmung der Prothesenkinematik implantatverankerter Unterkieferprothesen in Abhängigkeit von verschiedenen Verbindungselementen und im Vergleich zum zahnlosen Unterkiefer.

2 Literaturübersicht

2.1 Entwicklung der implantat-prothetischen Verankerung von Prothesen im zahnlosen Kiefer

Die Mehrzahl der in der Implantatprothetik verwendeten Verbindungselemente wurde anfänglich zur Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz an Restzähnen oder Zahnwurzeln angewendet [37]. Dabei wurde vornehmlich die Nutzung der noch erhaltenen Eckzahnwurzeln propagiert [38].

Arbeiten aus den 1970er Jahren schildern den Einsatz von speziellen Verbindungselementen zur Verankerung von herausnehmbaren Totalprothesen auf subperiostalen Implantaten [39,40]. Im Zuge der erfolgreichen Etablierung von intraossären, schraubenförmigen Implantaten [41] erfolgten Versuche, auch Totalprothesen im zahnlosen Unterkiefer an derartigen Implantaten zu verankern, welche vornehmlich im Bereich der ehemaligen Eckzähne inseriert wurden [42,43]. Dabei kamen anfänglich Stege und später auch Kugelkopfanker zur Anwendung, welche sich bereits in der konventionellen Hybridprothetik bewährt hatten [44-46]. So versorgte *Ledermann* [42] bereits Mitte der 70er Jahre des letzten Jahrhunderts interforaminär inserierte Implantate im Unterkiefer über viele Jahre erfolgreich mit einem Steg und einer abnehmbaren Deckprothese.

2.2 Verbindungselemente zur Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz

2.2.1 Kugelkopfanker

Kugelkopfanker gehören zu den seit Jahrzehnten etablierten Verbindungselementen in der herausnehmbaren Implantatprothetik. Dabei wurde das Konzept der Verankerung von Hybridprothesen auf Wurzelkappen, auf denen als Halteelement eine präfabrizierte Kugel definierten Durchmessers angelötet oder angegossen wurde, direkt für den Einsatz auf Implantaten übernommen. Kugelkopfanker stehen für die überwiegende Mehrzahl der auf dem Markt befindlichen Implantatsysteme zur Verfügung. Zum Ausgleich unterschiedlicher Gingivahöhen bieten die Hersteller diese Attachments häufig in unterschiedlichen Aufbauhöhen an. Entgegen den konventionellen hochgoldhaltigen Kugelkopfkernern sind die auf Implantaten verwendeten Aufbauten in der Regel aus einer Titanlegierung gefertigt. Je nach System werden zum Einbringen spezielle Drehwerkzeuge benötigt.

Die auf Implantaten eingesetzten Kugelkopfsysteme unterscheiden sich vornehmlich durch die verwendeten Matrizen. Die klassische Matrize besteht aus einer Edelmetalllegierung und entwickelt ihre Retentionswirkung durch einzelne Lamellen, die in den Unterschnitt der Kugel greifen. Dazu müssen sich diese Lamellen beim Aufsetzen auf die Kugel ausweiten. Dies wird durch einen flexiblen Silikonring, welcher

den Spaltraum zwischen Lammellen und Prothesenbasiskunststoff ausfüllt, realisiert [47]. Für die Aktivierung bzw. Deaktivierung dieser Matrizen werden spezielle Werkzeuge angeboten. Diese ermöglichen eine gleichmäßige Dehnung oder Kompression aller zirkulär angeordneten Matrizenlamellen. Zum Austausch der Matrize muss diese aus der Prothesenbasis herausgetrennt werden.

Eine Weiterentwicklung besteht in der Zweiteilung von Matrizengehäuse und Lamellen. Dabei wird ein präfabriziertes Lamellenelement in einem in der Prothesenbasis verklebten Gehäuse über einen zentralen Konus verschraubt. Mittels eines speziellen Werkzeugs kann die Retentionskraft des Attachments stufenlos eingestellt werden. Im Falle der Fraktur einer einzelnen Lamelle wird zur Erneuerung das defekte Element herausgeschraubt, ohne dass das Gehäuse aus der Prothesenbasis entfernt werden muss.

Alternative Kugelkopfsysteme besitzen reine Kunststoffmatrizen. Diese sind kaum zu aktivieren und nur durch erneutes Einpolymerisieren zu erneuern. Weiterhin existieren Matrizen für Kugelkopf- und Zylinderattachments (z.B. Retentionszylinder nach Gerber), welche statt Lamellen einen Retentionsring (Silikonring oder metallischen-Federring) besitzen [48]. Diese Systeme besitzen eine voreingestellte Retentionskraft, welche nicht stufenlos einstellbar ist und sich nur durch den Austausch der Retentionsfeder bzw. des Kunststoffrings verändern lässt [49,50].

Kugelkopfancker sind nur begrenzt geeignet, Zahnersatz auf dysparallelen Implantaten zu verankern [51]. Durch die in solchen Fällen bestehenden unterschiedlichen Neigungen der einzelnen Kugelköpfe greifen die retentiven Lamellen der jeweils korrespondierenden Matrize in verschieden ausgeprägte Unterschnitte. Somit kommt es bei ausgeprägten Angulationen zu einer ungleichmäßigen Aufweitung der Lamellen, was zu einem beschleunigten Verlust der Retention und gegebenenfalls zu Frakturen der Lamellen führt. Dies gilt in abgeschwächter Weise auch für Matrizen, welche mit Kunststoffeinsätzen oder metallischen Federringen arbeiten. Gleichzeitig wird auch der Kugelkopf ungleichmäßig abgenutzt, welches mittelfristig die Erneuerung des nicht mehr funktionalen Attachments verlangt. Ein anderes Problem besteht in der möglichen Verstopfung der Matrize durch z.B. Speisereste, welches zu einem Nachlassen der Retentionskraft und einem gestörten Prothesensitz führen kann [52].

2.2.2 Semipräzise Einzelverbindungselemente

Ähnlich wie Kugelkopfancker werden solitäre semipräzise Verbindungselemente wie z.B. Locator-Attachments (Zest Anchors, Escondido, USA) sowohl auf Wurzelkappen, als auch auf Implantaten verwendet [53-55]. Beim Locator-Attachment, welches momentan für ca. 50 verschiedene Implantatsysteme angeboten wird, stehen in Abhängigkeit vom jeweiligen Implantatsystem ebenfalls Abutments in unterschiedlichen

Aufbauhöhen zum Ausgleich verschiedener Gingivahöhen zur Verfügung. Die Locator-Attachments mit ihrem spezifischen, sowohl einen inneren, als auch einen äußeren Unterschnitt aufweisenden Design sind aus Titan gefertigt und mit Titan-Nitrid beschichtet. Zum Einbringen wird ein spezielles Werkzeug benötigt. Die in die Prothesenbasis einpolymerisierte Matrize besteht aus einer Titankappe, welche an ihrem Rand einen Unterschnitt aufweist. Die retentive Verbindung wird über einen Kunststoffeinsatz aus Polyamid (Nylon) realisiert. Dieser greift in die inneren und äußeren Unterschnitte des Locator-Abutments [47]. Es werden verschiedene, farblich codierte Einsätze für parallele und dysparallele Implantate angeboten, welche sich auch in ihrer Retentionskraft unterscheiden [53,54,56].

Aufgrund der Materialeigenschaften des Polyamids und der beweglichen Fixierung der Kunststoffmatrize in der Metallkappe resultiert in Funktion eine drehgelenkige Verbindung zwischen Abutment und Prothesenbasis. Eine Aktivierung der Matrizen bei nachlassender Retention ist nicht möglich. Als Ursache für nachlassende Retention wird neben mechanischen Belastungen auch die Wirkung von Prothesenreinigungsmitteln diskutiert [56,57]. Zum Austausch der Einsätze können die Nylon-Matrizen mit einem speziell dafür erhältlichen Werkzeug aus der in der Prothesenbasis verbleibenden Titankappe herausgedrückt werden.

2.2.3 Magnetische Retentionselemente

Wie die Kugelkopfanter werden auch die Magnetanker seit Jahrzehnten in der konventionellen Hybridprothetik angewandt. Die Entwicklung der Samarium-Kobalt(SmCo)-Magnete [58] und später der Neodym-Eisen-Bor(NdFeB)-Magnete [59] bildete die Grundlage für die intraorale Anwendung von Magneten mit ausreichenden Retentionskräften und geringen Baugrößen. Die stark korrosionsanfälligen Magnete sind in der Regel durch eine Titan- oder Edeltstahlhülle dicht gekapselt [60].

Seit den achtziger Jahren des letzten Jahrhunderts wurde der Einsatz von Magnetattachments in Verbindung mit endossalen Implantaten beschrieben [61]. Dabei war ihr Anwendungsbereich anfangs auf spezielle Indikationsgruppen wie die kraniofaziale Defektprothetik und Epithetik beschränkt. Mittlerweile haben sich Magnetattachments auch für die Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz auf Implantaten erfolgreich etabliert [62,62,63]. Wie verschiedene klinische [64] und in-vitro Untersuchungen [31,65] zeigten, liegt eine Besonderheit der Magnetverankerung in deren Auskoppelung beim Auftreten von überhöhten Kräften, so dass eine mögliche Überlastung von z.B. kurzen Implantaten vermieden werden soll. Neben der relativ einfachen Hygienefähigkeit besteht ein weiterer Vorzug in der Möglichkeit der vergleichsweise einfachen prothetischen Versorgung von nicht parallelen Implantaten [66].

Die auf dem Markt befindlichen Magnetattachments werden in offene und geschlossene Magnet-Systeme unterteilt [67]. Bei den offenen Systemen existiert ein statisches Magnetfeld um die in Kontakt stehenden Magnetpaare. Werden die gegeneinander gepolten Magnete separiert, so kommt es zu einem nichtlinearen Abfall der magnetischen Haftkraft [68]. Durch ein offenes Magnetfeld wird dieser Effekt in seiner Wirkung abgeschwächt. Eine gewisse Selbstzentrierung der Prothese ist weiterhin möglich. Bei den geschlossenen Systemen wird das magnetische Feld bauartbedingt größtenteils innerhalb des in Kontakt stehenden Magnetpaares gehalten [69,70]. Das Magnetfeld im Mundraum wird somit deutlich reduziert [67]. Die Effektivität der magnetischen Verankerung ist im Vergleich zu einem offenen System gleicher Größe erhöht. Allerdings kommt es auch schon bei vergleichsweise geringer Distanz zwischen den Magneten zu einem stärkeren Abfall der Retentionswirkung als bei den offenen Systemen [68,71].

Weiterhin wird zwischen Mono- und Duo-Systemen unterschieden. Bei den Mono-Systemen besteht der im Munde befindliche Anteil des Magnetpaares aus einer leicht zu magnetisierenden, „weichen“ Legierung ohne eigenes statisches Magnetfeld [67]. Auf Implantaten kann dieser Anteil platzsparend als konfektioniertes Abutment angewendet werden [68]. Ein Duo-System besteht aus zwei entgegengesetzt gepolten Magneten, von denen sich einer dauerhaft in der Mundhöhle befindet. Verglichen mit den Mono-Systemen können diese großvolumigeren Einheiten allerdings vollständig in Titan oder Edelstahl gekapselt werden. Diese Kapselung verhindert bei modernen Magnetattachments die früher häufig beobachtete intraorale Korrosion [60].

Die Forschung der letzten Jahrzehnte zeigte, dass Befürchtungen über negative Effekte von Magnetfeldern dentaler Magnetanker auf die Weichgewebe unbegründet erscheinen [60,67].

In jüngster Zeit wurden besonders kleine und nach Angaben der Hersteller trotzdem abzugsstarke Systeme entwickelt [68]. Aber auch etablierte und bewährte Magnetattachments wurden technologisch modifiziert und weiter verbessert. Aufgrund technischer Fortschritte und der, verglichen mit Präzisionsattachments einfachen klinischen Anwendung [63], stellen Magnetanker vor allem in der Gero-Implantologie eine Alternative zu herkömmlichen Attachments dar.

Im Vergleich zu anderen Verbindungselementen konnte in-vitro auch nach einer Vielzahl von Abzugszyklen kein signifikantes Nachlassen der Retentionskräfte gefunden werden [72,73]. Trotz stabiler Magnetretention kann es durch Auflagerung von z.B. Zahnstein zu einer Separation der korrespondierenden Magnetpaare kommen und damit ein langsames Nachlassen der Retentionskraft eintreten [74]. Weiterhin kann es durch mangelnde Kontrolle des Prothesensitzes und resultierender direkter Lasteinwirkung zur mechanischen Beschädigung der metallischen Kapsel kommen.

Die nach Perforation umgehend einsetzende massive Korrosion führte neben eventuellen biologischen Komplikationen ebenfalls zu einem Nachlassen der Retention [75].

2.2.4 Doppelkronen

Implantatverankerte Doppelkronen zur Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz wurden seit den frühen 90er Jahren des letzten Jahrhunderts in verschiedenen technischen Ausführungen beschrieben [76,77]. Dabei wurden die verschiedenen Konzepte konventioneller Doppelkronensysteme für natürliche Zähne wie z.B. parallelwandige Teleskope, Resilienzteleskope oder Konuskronen auf die Anwendung mit enossalen Implantaten übertragen [78-81].

Für die zahntechnische Anfertigung von implantatverankerten Primärkronen werden in der Literatur überwiegend hochgoldhaltige Legierungen beschrieben. Es werden aber auch Titan, Titan-Legierungen, CoCr-Legierungen und verschiedene Silikat- und Oxidkeramiken verwendet [82-86]. Dabei sind keramische Primärteile wegen ihrer guten Biokompatibilität und den besseren ästhetischen Eigenschaften von zunehmendem Interesse [82,84].

In Analogie zu natürlichen Pfeilerzähnen können die Primärkronen über verschraubten Abutments auf den Implantaten zementiert werden. Um bei einer möglichen Komplikation an das Abutment zu gelangen, muss das Primärteil in diesem Fall perforiert werden. Eine andere Möglichkeit besteht in der Einstückfertigung des Primärteils mittels Guss- oder Fräs-Verfahren, welches dann direkt mit dem Implantat verschraubt wird. Mögliche Nachteile für die Retention einzelner Doppelkronensysteme können sich hier in Abhängigkeit von Lage und Ausdehnung der Schraubenkanalöffnung ergeben.

Für die Herstellung der Sekundärteile stehen ebenfalls verschiedene Technologien zur Verfügung. Neben den konventionell aus einer hochgoldhaltigen Legierung gegossenen Sekundärkronen, werden auch Sekundärteile aus Titan, Titan-Legierungen und CoCr-Legierungen angeboten. Aufgrund der spezifischen Materialeigenschaften müssen dafür entweder zusätzliche Retentionselemente [87], oder z.B. Friktionsstifte [88] eingearbeitet werden. Seit über 10 Jahren werden Sekundärteile für Doppelkronen auch mittels der Galvanotechnik hergestellt [82,84,86,89]. Neben der hohen Passgenauigkeit und einem minimalen Fügspalt bietet das ca.150-250 µm starke Reingoldkappchen eine hohe Bioverträglichkeit. Bei Galvanoprimärteilen sind die Haftflächen parallel oder konisch gefräst [86]. Eine horizontale Entlastung wie bei konventionellen Konuskronensystemen ist in der Regel nicht vorhanden. Die Retentionswirkung resultiert neben der Gleitreibung und geringen adhäsiven Kräften aus hydraulischen Kräften zwischen dem Primärteil, dem galvanischen Sekundärteil

und dem Speichel. Diese Komponenten bilden damit ein so genanntes tribologisches System, dessen endgültige Haltekraft in Abhängigkeit von der Speichelkonsistenz erst im Patientenmund definiert werden kann [82]. Die fertigen Galvanokappen werden in das aus einer edelmetallfreien Legierung gefertigte Tertiärgerüst eingeklebt. Dies kann auch intraoral erfolgen und bewirkt damit einen spannungsfreien Sitz der Prothese auf den Implantaten [90].

In Belastungsuntersuchungen und klinischen Studien zeigte sich eine hohe Stabilität der Retentionswirkung dieses Systems [82,83]. Allerdings wird klinisch auch über ein Nachlassen der Retentionswirkung berichtet. Die Ursachen dafür erscheinen komplex und sehr von der individuellen Patientensituation abhängig zu sein. Notwendige Aktivierungsmöglichkeiten bestehen nur bedingt (z.B. Nachgalvanisierung, Friktionslack). Neben den verwendeten Materialkombinationen für Primär- und Sekundärkronen wird u.a. das Design des Tertiärgerüsts als eine Ursache von Veränderungen der Haltekraft von Teleskopsystemen diskutiert [91].

2.2.5 Steggelenke und -geschiebe

Auch der Steg wurde als Verbindungselement aus der konventionellen Hybridprothetik, wo er bereits Anfang des letzten Jahrhunderts beschrieben wurde, in die Implantatprothetik übernommen [92]. Erste Anwendungen wurden bereits auf subperiostalen Implantatsystemen beschrieben [39]. Im Vergleich zu alternativen Verbindungselementen auf enossalen Schrauben- oder Zylinderimplantaten bietet nur der Steg eine primäre Verblockung. Unter Ausnutzung dieses Umstandes wurden in den 1970er Jahren die ersten implantatprothetischen Sofortversorgungen mit einem Steg auf vier Implantaten durchgeführt [93]. Es existieren verschiedene Arten von implantatgetragenen Stegen, welche sich nach unterschiedlichen Kriterien einteilen lassen. Hinsichtlich der Art der angewendeten Verbindungselemente wird primär zwischen Steggelenken und parallelwandigen Steggeshieben unterschieden [94]. Steggelenke werden als Rundsteg oder als im Profil ovale Stege nach Dolder ausgeführt [92]. Bei der Verwendung des Doldersteges auf zwei Implantaten im zahnlosen Unterkiefer und einer Ausrichtung zur arbiträren Scharnierachse kommen die funktionellen Freiheitsgrade dieses Resilienzsteggelenkes zur Geltung. Wird ein Steg auf mehr als zwei Implantaten angewendet, so sind rotatorische Bewegungen nur noch eingeschränkt oder gar nicht möglich. Die verbleibende vertikale Translation wird alternativ auch durch ein Steggeshiebe realisiert [95]. Dies gilt auch für Stegkonstruktionen auf 2 und mehr Implantaten, welche distale Extensionen besitzen [96]. Die Vor- und Nachteile dieser, wie auch abgewinkelter Stegkonstruktionen werden kontrovers diskutiert [97-100].

Bei der Herstellung von Steggelenken und –geschieben kommen verschiedene Technologien und Materialien zum Einsatz. So werden zum einen präfabrizierte und einkürzbare Metallprofilstangen (Titan, Gold- oder Titanlegierungen) in Kombination mit metallischen Stegkappen angewendet, welche durch Löten oder Lasern zur eigentlichen Stegkonstruktion verbunden werden [101-104]. Korrosionsbedingte Ermüdungsbrüche dieser Verbindungsstellen sind eine der Hauptursachen für das Versagen von implantatgetragenen Stegen [105]. Eine weitere Möglichkeit ist die Verwendung von ebenfalls präfabrizierten Kunststoffstangen verschiedener Profile, welche mit entsprechenden Stegaufbauten zur gewünschten Konstruktion verbunden werden [54,73,106-111]. Die Überführung der Gesamtkonstruktion in Metall erfolgt durch konventionellen Dentalguss (Titan, Gold-, CoCr-, oder Titanlegierungen). Alternativ ist auch die Konstruktion und computergestützte Herstellung von Stegen aus verschiedenen Metallen oder Oxidkeramiken mittels CAD/CAM-Technologie möglich [112-115].

Eine weitere Unterscheidung der verschiedenen Stegsysteme kann über die Art der Matrizen erfolgen. Die Matrize muss dabei immer dem Profil des Steges angepasst sein. Es existieren präfabrizierte und einkürzbare Steggeschiebe- und Steggelenkmatrizen aus Titan, Gold- oder Titanlegierungen. Je nach dem, ob sie in eine Kunststoffbasis- oder ein Metallgerüst eingearbeitet werden sollen, sind sie mit oder ohne Retentionen erhältlich. Die Einstellung der Retentionskraft erfolgt mittels speziellen Werkzeugen durch die Aktivierung oder Deaktivierung der stärker belasteten posterioren Lamelle. Die anteriore Lamelle übernimmt die Funktion einer Führungsfläche.

Als präfabrizierte Verbindungselemente für Stege kommen weiterhin semi-präzise Kunststoffmatrizen zum Einsatz [49,54,107,116-118]. Die laut Hersteller in verschiedenen Retentionsstärken erhältlichen, farblich kodierten Kunststoffmatrizen, werden über metallische Friktionseinsätze austauschbar in der Prothesenbasis verankert. So kann die Retention der Prothese durch die Auswahl der Matrizen individuell angepasst werden [119]. Bei Nachlassen der Retention werden die Matrizen mittels eines speziellen Werkzeugs ausgetauscht [108]. Die direkte Einpolymerisation der Matrize in die Prothesenbasis führt zu einem deutlichen Retentionsverlust und erschwert einen späteren Wechsel [120].

Neben den präfabrizierten kommen auch individuell gefertigte Verbindungselemente für Stege zum Einsatz [121,122]. So ist über die erfolgreiche Anwendung von galvanisch hergestellten Stegreitern auf individuell gefrästen Stegkonstruktionen berichtet worden [113,114,123]. Auf Grund des bereits im Zusammenhang mit Doppelkronen erläuterten tribologischen Wirkungsprinzips ist mit einer konstanten Retentionswirkung zu rechnen. Kommt es doch zu einem Nachlassen, stehen in

Analogie zu den Doppelkronen der Einbau eines zusätzlichen Retentionselementes, die Nachgalvanisation oder die aufwändige Erneuerung des Stegretiters zur Auswahl. Eine alternative Möglichkeit, um eine kontrollierte Retention bei individuell gefertigten Stegkonstruktionen zu realisieren, ist die Verwendung von Friktionsstiften [109,122,124-126]. Bei einem Nachlassen der Retention kann diese chairside auf einfache Weise durch Aktivierung der Stifte wiederhergestellt werden. Als zusätzliche Sicherungselemente in Kombination mit Stegkonstruktionen wurden ebenfalls verschiedene Formen von Riegeln beschrieben [123,127]. Diese sind oftmals mit einem erhöhten konstruktiven und damit auch finanziellen Aufwand verbunden und ersetzen dabei nicht die Funktion der Verbindungselemente. Bei einer in der anglo-amerikanischen Literatur regelmäßig beschriebenen Form des individuell gefrästen Steges hat dieser lediglich die Funktion der primären Implantatverblockung. Die eigentliche Retention wird über aufgeschraubte Verbindungselemente wie z.B. Kugelkopfancker, Locator usw. realisiert [117,128,129]. Wie bereits beschrieben, erfolgt die Einstellung der Retention auch hier über die Aktivierung oder den Austausch der jeweiligen Einzelattachments.

Zwei ursächliche Faktoren für den klinisch zu beobachtenden Retentionsverlust bei Stegsystemen werden in der Literatur kontrovers diskutiert. Einerseits besteht die Möglichkeit der unsachgemäßen Anwendung durch den Patienten, z.B. durch ein Verkanten beim Ein- und Ausgliedern der Prothese, andererseits kann es zu einer dreidimensionalen Verwindung vor allem bei nicht abgestützten Freundsituationen kommen [97-99,130-132]. Solche Belastungen sind durch die in der Materialprüfung zur Verfügung stehenden Apparate momentan nicht hinreichend zu simulieren [10]. Eigene in-vitro Untersuchungen zeigten, dass in Abhängigkeit von den verwendeten Materialkombinationen auch konstruktionsinhärente, materialphysikalisch bedingte Abnutzungsprozesse von Bedeutung sind [133].

2.3 Allgemeine Kriterien für die Auswahl von Verbindungselementen

Eine erfolgreiche und prognostisch günstige implantatprothetische Rehabilitation mittels herausnehmbarem Zahnersatz ist durch verschiedene Kriterien definiert: hohe Implantatüberlebensrate [51,128,134-143], geringer marginaler Knochenverlust und geringe periimplantäre Weichgewebsschäden [1,51,136,138,141,144-148], eine stressarme Kraffteinleitung über das Verbindungselement [9,31,97,149-154], geringe Belastung des Prothesenlagers, ausreichende und anhaltende Retentionskraft [155], geringer Platzbedarf der Verankerungselemente, geringer Nachsorgeaufwand [156-161], einer Verbesserung von Kaufunktion und -kraft [9,9,162-167], neuromuskulärer Aktivität [168], dem Ernährungszustand [169], zu einer Verbesserung der mundge-

sundheitsbezogenen Lebensqualität [170,171], der sozialen Aktivitäten [172,173] und der allgemeinen Patientenzufriedenheit [1,137,147,174-176].

Um diese Ziele zu erreichen, muss die Planung von herausnehmbarem Zahnersatz auf Implantaten verschiedene, sich gegenseitig beeinflussende Gesichtspunkte umfassen. Neben der Anzahl und Position der Implantate [5,6,177-181] ist die individuelle Wahl der zu verwendenden Verbindungselemente der wichtigste Faktor einer erfolgreichen implantatprothetischen Planung. Der langfristige Erfolg eines Verbindungselementes ist wiederum von der differenzierten Beachtung verschiedener Aspekte wie Kiefermorphologie und -anatomie, verfügbares Knochenangebot, geplantes Belastungsprotokoll, Belastung des Prothesenlagers und Situation der tragenden Weichgewebe, intermaxilläre Relation, Versorgungssituation des Gegenkiefers, orales Hygieneverhalten und individuelle Motivation für eine regelmäßige Nachkontrolle, sozialer Status und Erwartungshaltung des Patienten, aber auch der Wirtschaftlichkeit der Versorgung abhängig [9,98,162-164,182-189].

2.4 Retentionswirkung von implantatprothetischen Verbindungselementen

Die Zufriedenheit des Patienten und die Retentionskraft seines Zahnersatzes korrelieren eng miteinander [190-192]. Daher ist die Retentionskraft eines der wichtigsten Kriterien für die Auswahl eines Verankerungselementes [62,64]. Neben der konstruktionsbedingten Rigidität eines Verbindungselementes wird ein möglicher Einfluss der individuellen Retentionskraft auf die funktionelle Lagestabilität einer implantatverankerten Prothese und damit auf mögliche Veränderungen der Lagergewebe diskutiert [10]. Hinweise auf einen derartigen Zusammenhang von Lagestabilität und Retentionskraft der jeweiligen Verankerungselemente liegen durch Untersuchungen an konventionellen Teilprothesen im restbezahnten Kiefer vor [193-195].

Die Angaben über die jeweils ausreichende Retentionskraft für die Verankerung einer herausnehmbaren Prothese bewegten sich in der Vergangenheit zwischen 0,2N [196] und 20N [197-199]. Um eine ausreichende Retention zu gewährleisten sollte ein einzelnes Verbindungselement eine Retentionskraft von mindestens 4N aufbringen [200]. Andere Autoren fordern für ein prothetisches Verbindungselement eine Retentionskraft zwischen 2,9N und 7,4N [201]. Dabei bleibt zu beachten, dass die Retention der jeweiligen Verbindungselemente dem Patienten aber auch ein komfortables Aus- und Eingliedern des Zahnersatzes ermöglichen müssen [182].

Bei der Vielzahl der kommerziell erhältlichen Verbindungselemente bestehen deutliche Unterschiede sowohl hinsichtlich der jeweiligen Bauart, dem Design des retentiven Elementes, als auch zwischen den unterschiedlichen Herstellern. Wie schon beschrieben beruhen die Retentionsmechanismen auf verschiedenen konstruktiven, als auch mechanisch-physikalischen Prinzipien. Bei der Reibungshaftung spielt die Art

und die Flächegröße der korrespondierenden Materialien eine bedeutende Rolle. Ähnliches gilt für die Klemm- oder Konushaftung. Auch bei den tribologischen Systemen wird ein gewisser Einfluss des Materials der Komponenten auf die Retentionskraft diskutiert. Bei Magnetankern ist weiterhin die Art und Anordnung der korrespondierenden Magneten ausschlaggebend. Allgemein wird zwischen der initialen und häufig maximalen Haftkraft und dem dynamischen Kraftverlauf bei wachsendem Abstand der korrespondierenden Komponenten (z.B. Matrize und Patrize) unterschieden. Beide Parameter können mittels einer Haftkraftkurve dargestellt werden. Der Haftkraftverlauf ist für die Mehrzahl der Verbindungselemente spezifisch und die Darstellung stark von den jeweiligen Untersuchungsparametern abhängig. Vor dem Erreichen der typischen Haftkraftkurve durchläuft eine Vielzahl von Verbindungselementen eine so genannte Einlaufphase [50,202].

In den vergangenen Jahren beschäftigten sich diverse Autoren im Laborversuch mit den Retentionseigenschaften von Verbindungselementen (Tab.1, Seite 11) [49,50,54,69,72,73,118,203-206]. Es zeigte sich, dass die gefundenen Retentionskräfte vielfach unter den von den Herstellern angegebenen Werten lagen [68]. Aufgrund fehlender Prüfstandardisierung und unterschiedlicher Versuchsanordnungen ist die Vergleichbarkeit der Ergebnisse weiterhin erheblich erschwert [7,8]. So wurden bei in-vitro Untersuchungen Verbindungselemente sowohl einzeln oder paarweise, als auch starr oder resilient getestet [47,68,72,206]. Als Medium wurden Luft bzw. Speichel oder Wasser unterschiedlicher Temperaturen gewählt [47,49,82,108,205]. Weiterhin unterschieden sich die Abzugsrichtungen der Matrizen und der Prothesen [204,205], die vor der Messung applizierten Anpresskräfte [47,73,82,207], die Messwiederholungen [80,206,208] und die Implantatneigungen und -abstände [10,118,205,208]. Ebenso soll die Geschwindigkeit des Messkopfes einer Testvorrichtung von 40-50mm/min der klinischen Abzugsgeschwindigkeit einer implantatverankerten Prothese in-vivo entsprechen [209], doch finden sich in verschiedenen in-vitro Studien Abzugsgeschwindigkeiten von 0,5-150mm/min, welches vor allem bei Magnetankern einen deutlichen Einfluss auf die maximale Retentionskraft hat [69,108,210]. Weitere Unterschiede bei klinischen Retentionsmessungen resultieren aus der Verwendung verschiedener Geräte- und Vorrichtungen. Dabei wurden neben speziellen elektronischen Messapparaturen [211,212] in den klinischen Untersuchungen Federkraftmessgeräte oder so genannte Dynamometer verwendet [51,160,213].

Neben den initialen Retentionswerten wurde auch das Verhalten verschiedener Verbindungselemente nach einer Langzeitbelastung in-vitro untersucht. Dabei wird die klinische Gebrauchsperiode durch eine bestimmte Anzahl von Belastungszyklen, stellvertretend für Ein- und Ausgliederungsbelastungen oder Kaubelastungen, simuliert. So sollen beispielsweise 1.100 Zyklen eine Belastungsperiode von 12

Monaten oder 50.000 Zyklen eine Belastung von 9 Jahren widerspiegeln [47,49,198,214]. Andererseits werden für eine klinischen Gebrauchsphase von 21 Monaten Testläufe mit 345.600 Zyklen simuliert [120].

Tabelle 1: Beispiele für initiale in-vitro Retentionskräfte von Verbindungselementen auf zwei Implantaten (Mittelwerte, axiale Abzugsrichtung)

Verbindungselement	Minimum			Maximum		
	[N]	Autor	Jahr	[N]	Autor	Jahr
Kugelpopfanker mit div. Metallmatrizen	17,80	Petropoulos	2002	85,00	Setz	1998
Kugelpopfanker mit Kunststoffmatrizen	8,00	Setz	1998	19,00	Setz	1998
O-Ring Attachment	2,39	Petropoulos	1997	19,75	Botega	2004
Ceka revax	21,88	Svetlize	2004	21,88	Svetlize	2004
Zaag	15,74	Svetlize	2004	37,20	Petropoulos	2002
Locator (diverse Matrizen)	12,33	Chung	2004	28,95	Chung	2004
ERA (diverse Matrizen)	7,18	Petropoulos	2002	35,24	Chung	2004
Magnet (offenes System)	3,53	Svetlize	2004	6,88	Svetlize	2004
Magnet (geschlossenes System)	1,13	Michelinakis	2006	10,60	Rutkunas	2007
Steggelenk (diverse Materialien)	10,17	Pigozzo	2009	74,00	Setz	1998
Steggesschiebe (diverse Matrizen)	5,35	Boeckler	2010	33,02	Svetlize	2004
Hader-Steg mit Metallmatrizen	10,20	Walton	1995	24,15	Chung	2004
Hader-Steg mit Kunststoffmatrizen (diverse)	13,60	Walton	1995	28,34	Breeding	1996

Bei der Mehrzahl aller Verbindungselemente wurde sowohl in in-vitro Versuchen, als auch in den wenigen klinischen Studien über ein Nachlassen der Retentionskraft während der Gebrauchsphase berichtet [155,156,215-218]. Lediglich bei Magnetankern, Stegen mit Kunststoffmatrizen und präfabrizierten Teleskopen konnte in-vitro auch nach längerer Funktionsdauer in verschiedenen Untersuchungen ein Erhalt der Retentionskraft gefunden werden [72,120,207,219]. Einige Untersuchungen zeigten sogar eine mögliche Zunahme der Retention verschiedener Verbindungselemente unter Belastung [133,214,220].

Verglichen mit der Vielzahl von in-vitro Untersuchungen existieren vergleichsweise wenige klinische Studien zu Retentionskraftmessungen bei Verbindungselementen (Tab.2, Seite 12). So konnten bei Magnetankern, Steggelenken und Kugelpopfankern in den ersten 3 Monaten nach Eingliederung einer Unterkieferprothese auf 2 Implantaten bei den 18 teilnehmenden Patienten keine Veränderungen der maximalen Retentionskräfte gemessen werden [160]. In einer anderen Studie wurden die Prothesen von 36 Patienten mit an 2 Implantaten verankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer über 10 Jahre untersucht [75]. Während dieser Zeit reduzierte sich die Retentionskraft der Steggelenke und der Magnetanker. Bei den Kugelpopfankern beschrieben die Autoren hingegen eine Zunahme der Retentionskraft. Dabei ist zu bemerken, dass im Beobachtungszeitraum allerdings eine mehrfache Erneuerung der Kugelpopfmatrizen vorgenommen wurde.

Tabelle 2 Klinisch gemessene initiale Retentionskräfte von Verbindungselementen auf zwei Implantaten (Mittelwerte, axiale Abzugsrichtung)

Verbindungselement	Minimum [N]	Autor	Jahr	Maximum [N]	Autor	Jahr
Kugelpopfanker mit Metallmatrizen	6,55	Naert	1999	31,40	van Kampen	2003
Magnete	3,70	Naert	1999	7,40	van Kampen	2003
Steggelenk	16,77	Naert	1999	32,90	van Kampen	2003

Neben patientenspezifischen Ursachen wie dem unsachgemäßen Umgang mit dem Zahnersatz, der dreidimensionalen Verwindung des Prothesensattels [9,221] und dysparallelen Implantatachsen [222,223] werden vor allem konstruktionsinhärente, materialphysikalisch bedingte Abnutzungsprozesse, welche zu einem Materialverlust der korrespondierenden Patrizen und Matrizen führen, als Ursache des Retentionsverlustes diskutiert [133]. Die häufigsten, zu diesen Oberflächenveränderungen führenden Ursachen und Mechanismen sind somit Abrasion, Adhäsion, Oberflächendefekte und tribochemische Reaktionen des Speichels [202]. Inwieweit die Auswahl der korrespondierenden Materialien einen Einfluss auf die initiale Retentionskraft und einen möglichen späteren Verlust der klinischen Retention ausübt, ist speziell bei den individuell gefertigten Verbindungselementen noch nicht hinlänglich gesichert [133]. Weiterhin ist ungeklärt, ob die Auswahl des Verbindungselementes möglicherweise einen Einfluss auf die Prothesenkinematik einer implantatverankerten Deckprothese ausübt.

2.5 Beziehung von funktioneller Prothesenbewegung und zahnlosem Kiefer

Der Verlust der letzten Zähne und die anschließende Eingliederung einer schleimhautgetragenen Prothese geht mit Abbauvorgängen der unterliegenden knöchernen Strukturen einher [11-13,224]. Ein Großteil dieser kontinuierlichen Veränderungen vollzieht sich dabei innerhalb des ersten Jahres [225]. Neben der physiologischen, durch den Zahnverlust eintretenden Resorption des knöchernen Alveolarfortsatzes, wird als eine weitere Ursache die bereits bei physiologischen Kaukräften anzutreffende Relativbewegung der Prothese zu ihrem Lagergewebe diskutiert [18,22-25]. Die dabei entstehende viskoelastische Kompression des mukosalen Tegumentes zahnloser Kieferabschnitte [18,226] führt oberhalb einer individuellen kritischen Schwelle [21,227-231] zu Störungen in der Mikrozirkulation von Blut und extrazellulärer Flüssigkeit [232,233], einer schlechteren Versorgung des den Knochen bedeckenden Periostes [234,235] und Veränderungen der Bindegewebsstruktur [236]. Das komplexe Zusammentreffen anatomischer, metabolischer, funktioneller und prothetischer Faktoren bewirkt somit eine Beschleunigung der Abbauvorgänge und eine Verlangsamung der Remineralisation des knöchernen Prothesenlagers [15-21]. Dies wurde

klinisch sowohl bei Totalprothesen, als auch bei implantatverankerten Prothesen nachgewiesen [16,30,236-238]. In Tierexperimenten konnte gezeigt werden, dass die eventuell eintretende Neuformation des durch den Prothesendruck belasteten knöchernen Oberkiefers niemals das Ausgangsniveau vor der Druckexposition erreicht [21,229,239]. Ein weiterer Effekt des bei Prothesenträgern auftretenden Drucks auf das Tegument ist die Erhöhung der Schmerzschwelle der belasteten Mundschleimhaut [240].

Die biomechanische Funktion und der physiologisch-anatomische Zustand des zahnlosen Kiefers können im umgekehrten Sinne ebenfalls Einfluss auf die Kinematik einer Prothese nehmen. So besteht der physiologische Kauprozess größtenteils aus reflexgesteuerten Bewegungen, welche Einfluss auf die Prothesenbewegung ausüben [241,242]. Die räumlichen und zeitlichen Variationen dieser Kauzyklen stehen in Abhängigkeit zur Testnahrung und dem individuellen Konstitutionstypus [243]. Aber auch Art und Retentionskraft von Halteelementen zeigten bei teilbezahnten Probanden einen signifikanten Einfluss auf Kauzeit, Ausmaß der Sattelauslenkungen und somit die Kinematik der untersuchten Unterkieferprothesen während des Kauvorganges [193]. Neben individuellen Kaumustern haben auch die Kaukraft, der Zustand der Alveolarfortsätze oder die Resilienz der Mukosa einen Einfluss auf die Kinematik von Prothesen, wobei die Wirkung dieser Faktoren bei partiellen Prothesen sogar den Einfluss der Halteelemente überstieg [194,244]. Die einwirkenden Kaukräfte korrelieren wiederum sowohl mit dem Alter und dem Geschlecht [245], als auch mit dem Zustand der Gegenbezahnung und der Art der prothetischen Versorgung [241,242]. Weiterhin kann es bei verschiedenen Unterkieferhaltungen und funktionellen Bewegungen zu einer elastischen Deformation der Mandibula kommen, welches ebenfalls einen Einfluss auf die relative Prothesenkinematik haben könnte [246].

2.5.1 Totalprothetischer Zahnersatz

Der Zustand des zahnlosen Kiefers mit seinem Alveolarfortsatz hat einen großen Einfluss auf die Stabilität und die Funktion einer Totalprothese. Kommt es zum funktionellen Verlust des Kieferkammes und in der Folge zu einem verschlechterten Prothesenhalt, bedeutet dies für den Patienten in der Regel erhöhte Schwierigkeiten bei der Mastikation, Entzündungen der Schleimhäute und eine deutliche Verringerung seiner Lebensqualität [247,248]. Der mögliche Einfluss der Totalprothese auf die knöcherne Atrophie des Lagers wurde anhand von klinischen Studien nachgewiesen. Bei einem Vergleich der Größe von Kiefern und Alveolarfortsätzen von 302 zahnlosen Patienten verschiedener Altersgruppen, fanden sich bei den Prothesenträgern aller Altersgruppen deutlich kleinere Kiefer und schmalere Alveolarfortsätze als bei den 53 Patienten ohne jegliche Prothesenerfahrung [237]. Dabei scheinen Form und Umfang

der knöchernen Resorption neben der Höhe der Belastung auch vom Vektor der Lasteinleitung [249], der Dicke und Resilienz der bedeckenden Mukosa [36] und der Qualität der Prothesenpassung abhängig zu sein [15].

Nach 5 Jahren konnte bei 45 Patienten mit Totalprothesen ein durchschnittlicher Knochenverlust der Mandibula von $0,3\text{cm}^3$ bestimmt werden [250]. In einer prospektiven Studie an 74 Totalprothesenträgern betrug der durchschnittliche vertikale Knochenabbau der anterioren Mandibula innerhalb der ersten 2 Jahre ca. $1,9\text{mm}$ [251]. Bei radiologischen Untersuchungen an Totalprothesenträgern, welche in ihrer Gesamtheit eine Tragezeit von bis zu 25 Jahren repräsentierten, fand sich bei allen Probanden eine kontinuierliche knöcherne Resorption der Kieferkämme, mit einer im Unterkiefer insgesamt vierfach höheren Rate als im Oberkiefer [14,224]. Neben verschiedenen systemischen und lokalen Faktoren wird die mangelhafte Passung der Prothese als Ursache einer beschleunigten Kammatrophy diskutiert [15,17,20]. Eine insuffiziente Passung führte in allen Untersuchungen zu einer deutlichen Verschlechterung der funktionellen Stabilität der Prothesen. Die adhäsive Befestigung der Totalprothesen mittels Haftcreme konnte in derartigen Fällen die Kauaktivität nur für einige Stunden signifikant verbessern [252]. Nach Durchsicht der einschlägigen Literatur wurde von verschiedenen Autoren die Vermeidung der Extraktion aller Zähne oder alternativ die Insertion von Implantaten als momentan einzige Möglichkeiten zur sicheren Vorbeugung der progressiven Resorption des zahnlosen Kieferkammes empfohlen [15,16].

Untersuchungen zur Bestimmung der funktionellen Relativbewegungen von Totalprothesen im zahnlosen Kiefer wurden bereits von verschiedenen Autoren mit unterschiedlichen Methoden durchgeführt. So wurden mittels einer röntgenkinematographischen Methode klinische Dislokationen von 2mm bis 3mm ermittelt [253]. Anderen Autoren beschrieben teilweise deutlich höhere Verschiebungen von bis zu 25mm [254,255]. Mittels pneumatischer Sensoren wurde der Einfluss des okklusalen Aufstellungskonzeptes auf die Verlagerung von Totalprothesen registriert [256]. In Abhängigkeit vom jeweiligen Konzept wurden dabei Dislokationen zwischen $10\mu\text{m}$ und $1170\mu\text{m}$ gemessen. Mit Hilfe kinesiographischer Methoden wurde an 24 Patienten der Einfluss der Passung von Oberkieferprothesen auf die Relativbewegung zum tragenden Tegument untersucht [257]. Dabei zeigte sich, dass es bei den Kau-, Sprech- und Schluckbewegungen zu dreidimensionalen Dislokationen aller Prothesen kam.

Für die Lagerbelastungen unter Prothesenbasen bei klinischen Kauvorgängen wurden in verschiedenen Untersuchungen Werte von $1\text{kp}/\text{cm}^2$ bis $6\text{kp}/\text{cm}^2$ ermittelt [258-261]. Die durch hydraulische Messmethoden bestimmten Druckkräfte unter oberen Totalprothesen lagen zwischen 7kPa und 15kPa [262]. Bei Untersuchungen

zum Einfluss von Höckerform und Aufstellkonzept der Zähne auf die Belastung des zahnlosen unteren Prothesenlagers in Abhängigkeit von statischer oder dynamischer Okklusion wurden Werte von 0,99kp bis 1,02kp bzw. 0,71kp bis 0,56kp gemessen [263]. Während des Kauvorganges ermittelten andere Autoren für die Lagerbelastung unter Totalprothesen Werte von 15mmHg bis 140mmHg [264]. Beim Schluckakt erhöhten sich diese Werte auf 25mmHg bis 180mmHg. Aber auch durch die physiologische Aktivität von perioraler Muskulatur und Zunge wird ein kontinuierlicher Druck in Höhe von 0,02N bis 01N auf die Prothesen und damit auf das Lagergewebe ausgeübt [26-28].

2.5.2 Implantatverankerter Zahnersatz

Bei einer implantatverankerten Prothese liegen im Vergleich zur konventionellen Totalprothese veränderte Belastungsverhältnisse für das Prothesenlager vor [30,32,35,36]. Wie schon bei konventionellen Teilprothesen [193,194,265] wurde in verschiedenen in-vitro und in-vivo Untersuchungen ein möglicher Einfluss des Verbindungselementes auf die Belastung des Teguments festgestellt. So konnte bei Stegprothesen auf 2 Implantaten im zahnlosen Unterkiefer mittels finiter Elementanalyse eine im Vergleich zu Kugelkopfkankern verringerte Belastung des posterioren Prothesenlagers nachgewiesen werden [32]. Anhand eines Unterkiefermodells wurde mittels Dehnungsmessstreifen bei fünf implantatprothetischen Verbindungselementen auf 2 interforaminären Implantaten die Kraftübertragung auf das Prothesenlager überprüft [31]. Allerdings war mit dieser Methode keine direkte klinische Messung im Lagerbereich möglich. Aufgrund eines vorausgehenden Vergleichstest von in-vitro und klinisch ermittelten Spannungen an den Implantaten, hielten die Autoren eine rechnerische Übertragung der am Modell gefundenen Druckspannungen im Prothesenlagerbereich auf die klinische Situation für möglich [266]. Den jeweiligen Freiheitsgraden der Verbindungselemente entsprechend, unterschieden sich die Druckbelastungen des die Prothese tragenden Tegumentes signifikant. Bei einem okklusalen Experimentaldruck im Bereich der ersten Molaren von 50N wurde durch Resilienzteleskope mit 45N der höchste Druckwert auf das Prothesenlager übertragen. Der geringste Wert von 11N wurde bei Zylinderteleskopen erfasst. Die Werte für Kugelkopfkanker, Magnet- und Dolderstegverankerung (36N bis 22N) bewegten sich dazwischen. In einem anderen Laborversuch wurde der Einfluss von verschiedenen Verbindungselementen auf 2 Implantaten im zahnlosen Unterkiefer auf die frontale Lagestabilität der jeweiligen Prothesen überprüft. Dabei hatte die Position der okklusalen Krafteinleitung einen signifikant größeren Einfluss auf die Lagestabilität als die Wahl verschiedener Kugelkopf- oder Stegverankerungen [10].

Im klinischen Vergleich zahnloser Unterkiefer mit 2 Implantaten zeigten sich bei Steggelenken mehr Beschwerden des Prothesenlagers als bei Prothesen mit Steggeschieben [100]. Mittels Dehnungsmessstreifen und Drucksensoren wurde an 3 Patienten der Einfluss von rigider und beweglicher Implantatverankerung von Totalprothesen auf die zu Tegument und Abutment übertragenen Kräfte gemessen [33]. Durch die bewegliche Verankerung verlagerte sich dabei der Hauptteil der Kraffteinleitung von den 2 interforaminären Implantaten auf die distalen, die Prothese tragenden Kieferregionen. In einem anderen klinischen Versuch an 3 Probanden untersuchten diese Autoren die klinische Druckverteilung bei verschiedenen Implantatattachments [267]. Es zeigte sich, dass Kugelkopfanker im Vergleich zum Steg eine gleichmäßigere Verteilung der Druckkräfte zwischen Implantaten und Tegument gewährleisteten, wohingegen bei Stegen deutliche Spannungs- und Druckunterschiede zwischen Arbeits- und kontralateraler Seite gefunden wurden.

Beim Vergleich von Patienten mit je 2 Implantaten im zahnlosen Unterkiefer konnte nach 18 Monaten bei Steggelenken distal dieser Implantate ein signifikant höherer Knochenabbau als bei Magnetankern bestimmt werden [34]. Auch andere Autoren fanden bei derartigen Stegprothesen einen im Vergleich zu konventionellen Totalprothesen 2-3fach erhöhten posterioren Knochenabbau [30]. Dieser Unterschied war erst nach 10 Jahren Funktionsperiode beider Prothesenarten nicht mehr nachzuweisen.

Bei vollständig implantatgetragenen Zahnersatz im Unterkiefer wurde indessen kein oder nur ein geringer progredienter knöcherner Abbau distal der anterioren Implantate beobachtet [30]. So fand sich bei 33 mit festsitzendem Zahnersatz versorgten Patienten innerhalb von 72 Monaten eine vertikale Zunahme der posterioren Knochenhöhe von durchschnittlich 1mm [268]. Auch in klinischen Vergleichsstudien [132] konnten eine Zunahme der Knochenhöhe bei Patienten mit rein implantatgetragenen Zahnersatz beobachten werden, wohingegen es bei Patienten mit einer Stegprothese auf 2 Implantaten im selben Zeitraum in dieser Region zu einem vertikalen Knochenabbau kam [30,132].

Der Einfluss der implantatprothetischen Verankerung des Zahnersatzes im Unterkiefer auf die knöchernen Resorption des totalprothetisch versorgten Oberkiefers wurde von verschiedenen Autoren untersucht. Bei stegverankerten Unterkieferprothesen fand sich dabei eine anterior erhöhte knöchernen Resorption des zahnlosen Oberkiefers [269]. In einem Vergleich zu konventionellen Totalprothesen und festsitzendem Zahnersatz im Unterkiefer zeigten sich bei Patienten mit derartigen anterior stegverankerten Unterkieferprothesen indes die geringsten Resorptionen im zahnlosen Oberkiefer [238]. Andere Autoren fanden nach 6 Jahren keinen Einfluss der Art der Unterkieferversorgung auf die Resorption des Oberkiefers [270]. Neben der Art

des Verbindungselementes werden als weitere Faktoren, welche die Belastung des Prothesenlagers beeinflussen die Passung der Suprastruktur, die Verwendung eines metallischen Prothesengerüsts, die rheologischen Eigenschaften der Nahrung und die okklusale Position der Prothesenzähne angesehen [271]. Letzteres hat neben der freien Sattellänge auch einen direkten Einfluss auf die Rotationsbewegung von interforaminär fixierten Unterkieferprothesen [164].

3 Material und Methode

3.1 Methoden zur klinischen Erfassung von Prothesenbewegungen

Für die Messungen der funktionellen Bewegungen von Totalprothesen im Oberkiefer in Relation zu den tragenden Geweben wurde von einigen Autoren die von *Jankelson et al.* [272] beschriebene Methode der Kinesiographie modifiziert [257,273]. Dabei wurden z.B. Permanentmagnete anterior oberhalb der Inzisivi bzw. an den Außenflächen der Molaren von Oberkieferprothesen befestigt. Die korrespondierenden Messaufnehmer waren an einem Kopfgestell befestigt. Mittels dieser Anordnung konnte unter klinischen Bedingungen ein anteriores Abkippen bzw. eine Relativbewegung der Prothesen seitenspezifisch aufgezeichnet werden. *Hada et al.* [274] verwendeten bei der Untersuchung einer identischen Fragestellung eine Mehrkomponenteneinheit aus einem magnetischen und 3 optischen Sensoren. *Ohkubo et al.* [275] verwendeten bei der Untersuchung der funktionellen Stabilität von Oberkiefertotalprothesen unterschiedlichen Designs ein Beschleunigungsmessgerät.

In Anlehnung zu den Versuchen von *Chong* [273] benutzten dieselben Autoren für die Überprüfung der absoluten Kaustabilität von implantatgestützten Unterkieferprothesen ein kommerzielles System zur Erfassung von Unterkieferbewegungen [276]. Dabei wurden die Prothesenbewegungen durch mehrere an den Prothesen über jeweils eine paraokklusale Schiene befestigten Ultraschallsendern relativ zu den korrespondierenden Empfängermikrophonen, welche über einen Gesichtsbogen am Kopf des Probanden befestigt waren, erfasst. Aussagen zu Relativbewegungen der Prothesen in Bezug zum Unterkiefer konnten nicht getroffen werden. *Rendell et al.* [252] verwendeten einen Mehrkanalmagnetometer zur Bestimmung der klinischen Lagestabilität von Totalprothesen im Unterkiefer. Auch hier waren die Sensoren jeweils über ein Gestell am Patientenschädel verankert.

Im Gegensatz zu den dargestellten Untersuchungen im Oberkiefer, bei denen Referenzpunkte am Schädel genutzt werden können, stellt im Unterkiefer die Messung von Relativbewegungen von herausnehmbarem Zahnersatz in Relation zum tragenden Lagergewebe ein besonders Problem dar, da sich sowohl der Zahnersatz, als auch der Kiefer relativ zum Schädel bewegen. In verschiedenen Untersuchungen wurde durch röntgenkinematographische Methoden der Versuch unternommen, die Bewegungen der mittels röntgenopaquen Materialien markierten Unterkieferprothesen zu erfassen und darzustellen [254,277]. Ein zentrales Problem war dabei die Festlegung und Markierung von zuverlässigen Referenzpunkten am bewegten Unterkiefer. Durch die funktionellen Kaubewegungen wird die Unterkieferspange bei diesen Techniken aus verschiedenen Winkeln durchstrahlt, welches zu Artefakten und Unschärfen führen kann. Dieses Problem wurde durch *Smith et al.* [253] dadurch gelöst, dass sie unter

Lokalanästhesie mittels Hammerschlag CoCr-Stifte als Referenzpunkte in den knöchernen Unterkiefer implantierten.

Ein anderer Ansatz bestand in der Nutzung von stereophotografischen Techniken zur Bestimmung der relativen Bewegung von Unterkieferteilprothesen [278,279]. Hierbei wurde ein Messgitter mittels einer paraokklusalen Schiene am Restgebiss befestigt. Durch dieses Messgitter hindurch wurden dann an der Prothese fixierte, extraorale Referenzpunkte unter Funktionsbewegungen mittels einer speziellen Kamera aufgenommen.

Einige Autoren verwendeten mechanische Analoganzeigen oder Mikrometerschrauben für die Bestimmung der Einsinktiefe oder Kippung von Prothesensätteln unter funktioneller Kaubelastung [280-283].

Mittels Dehnungsmessstreifen wurde von verschiedenen Autoren klinisch und in-vitro die Deformation und Verwindung der Basen von Freundprothesen untersucht [284-287]. Andere Autoren verwendeten die selbe Technologie auch bei der Bestimmung von Druckbelastungen unter konventionellen Totalprothesen [288-290]. Über die Bestimmung der Druckverhältnisse im Prothesenlager sollten somit Rückschlüsse auf die Prothesenbewegung getroffen werden. In einem in-vitro Versuch untersuchten *Heckmann et al.* [31] mittels Dehnungsmessstreifen die Belastung der zahnlosen Kieferabschnitte unter implantatverankerten Unterkieferprothesen in Abhängigkeit von verschiedenen Verbindungselementen. Die so gewonnenen Werte wurden über die ebenso an den Implantaten registrierten Spannungen in einem Verifizierungsversuch mittels eines stereolithographischen Modells rechnerisch auf die klinische Situation übertragen [266].

Ähnliche Fragestellungen wurden auch mit pneumatischen und hydrodynamischen Sensoren [256,262,291,292], verschiedenen Druckmessdosen [259-261,263,293] und induktiven Drucksensoren [294,295] untersucht. Bei der Untersuchung der Zusammenhänge von Schleimhautresilienz und der Verteilung der Druckbelastung auf das zahnlose Prothesenlager verwendeten mehrere Autoren spezielle kapazitive und induktive Sensoren [23-25,236,296].

In einem in-vitro Versuch zur Bestimmung der Sattelkinematik von unterschiedlich abgestützten Freundprothesen wurden durch *Wegmann et al.* [297] Permanentmagnete in einem Unterkiefermodell fixiert. Durch magnetfeldsensitive Halbleiter in den Kunststoffbasen konnten die Sattelbewegungen in Relation zum Prothesenlager bestimmt werden. Bei seinen Untersuchungen zur klinischen Kinematik von Einstückgußprothesen in Abhängigkeit von der Art ihrer Abstützung verwendete *Böning* [193,213] eine auf der Erfassung von Magnetfeldänderungen beruhende Messtechnologie. Bei einer klinisch noch vorhandenen anterioren Restbezahnung jeweils bis zum zweiten Prämolare, fixierte er einseitig 2 Stabmagneten auf der vestibulären Fläche des

ersten und des zweiten Molaren einer beidseitigen Freilandprothese. Mit einem dieser Magnete korrespondierten jeweils 2 magnetfeldempfindliche so genannte Hall-Sensoren. Die insgesamt 4 Sensoren waren mittels einer paraokklusalen Schiene gegenüber den Magneten relativ starr am Restgebiss verankert. Durch die im Vorfeld erfolgte Kalibrierung der Sensoren konnte die Relativbewegung des Prothesensattels unter klinischen Funktionsbedingungen berührungslos erfasst werden. Einen alternativen Ansatz verfolgten *Setz et al.* [10] in ihrer in-vitro Untersuchung von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer. Auch hier verwendeten die Autoren Hall-Sensoren zur Bestimmung der Lagestabilität der Prothesen in Abhängigkeit von verschiedenen Verbindungselementen. Allerdings wurden hierbei die Magnete an einem der frontalen, die Prothese verankernden Implantate fixiert. Aufgrund der Messanordnung konnten in dieser Studie allerdings nur Aussagen zu zweidimensionalen Bewegungen für den frontalen Anteil der Prothesenbewegung getroffen werden. Trotz dieser verschiedenen experimentellen Ansätze und der unterschiedlichen Messmethoden konnten in der Vergangenheit die komplexen funktionellen Bewegungen einer Prothese im zahnlosen Unterkiefer klinisch nicht hinreichend erfasst werden.

3.2 Entwicklung eines Messsystems zur Erfassung von Bewegungen implantatverankerter Prothesen im zahnlosen Unterkiefer

Wie bereits dargestellt, besteht die Hauptproblematik der Erfassung der Prothesenbewegung im zahnlosen Unterkiefer darin, dass sich sowohl der Zahnersatz, aber auch der Kiefer relativ zum Schädel bewegen. Somit können keine Referenzpunkte am Schädel eines Probanden verwendet werden. Auch die Nutzung der z.B. frontalen Restbezahnung zur Verankerung eines Messsystems [213] ist im zahnlosen Unterkiefer nicht möglich. Daher müssen starre Referenzpunkte am beweglichen Unterkiefer geschaffen werden. In der Vergangenheit wurde bereits mit radiographischen Methoden experimentiert [253]. Hier wurden durch Implantation von metallischen Markern fixierte, rein radiographische Referenzpunkte geschaffen. Bei einer hohen Strahlenbelastung erlauben solche Messungen allerdings nur eingeschränkte und vornehmlich deskriptive Aussagen zur Bewegungen der Prothese. Eine metrische, eventuell sogar mehrdimensionale und seitengetrennte Erfassung der Bewegungen ist mit dieser Methodik nicht möglich.

3.2.1 Anforderungen an ein System zur berührungslosen Bewegungsmessung

Bei der Entwicklung eines geeigneten Systems für klinische Messungen mussten verschiedene Aspekte Beachtung finden. So durften vor und während der Messungen keine oralen Gewebe zu Zwecken der Datenerhebung geschädigt oder verletzt

werden. Daher waren radiographische Methoden oder die Implantation von Sensoren in den Kiefer ungeeignet. Das System musste weiterhin berührungslos messen. Bei einer Verbindung von Prothese und dem am Kiefer fixierten Sensor könnte der Bewegungsumfang der Prothese ansonsten beeinflusst werden. Ausgehend von den in der Literatur angegebenen Werten [213] sollte das System außerdem dreidimensionale Bewegungsauslenkungen der Prothesensättel mit einer möglichst hohen Auflösung erfassen. Um eventuelle Unterschiede in der Kinematik zwischen belastetem und unbelastetem Prothesensattel zu erfassen, sollten diese Bewegungsmessungen ferner synchron für beide Sättel erfolgen. Um die geplanten Messungen der Prothesenbewegungen unter klinischen Bedingungen vornehmen zu können, bestand somit die Notwendigkeit, ein berührungsloses Messsystem fest am Unterkiefer zu verankern. Dabei sollten enossale dentale Implantate als Träger eines solchen Systems dienen [10].

3.2.2 Grundlegender Aufbau

Für die Entwicklung eines Systems zur kontaktlosen Messung der Prothesenbewegungen wurde das Prinzip der Abstandsmessung zwischen Magneten und magnetfeldempfindlichen Halbleitern (Hall-Sensoren) angewendet. Zu diesem Zweck wurde in Kooperation mit den Instituten für Physik und Informatik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg ein spezielles Sensormodul entwickelt [298]. Zur Erfassung von dreidimensionalen Bewegungen war dieses Sensormodul mit drei separaten Hall-Sensoren bestückt. Jeweils ein solches Sensormodul wurde in die beiden Freundsättel einer eigens für diese Messung hergestellten Prothese integriert. Somit war eine seitenspezifische Erfassung der Bewegungsmuster der Prothesensättel möglich (synchrone Erfassung von Zeitreihen aus kontinuierlichen Sensorsignalen für 2 Sensormodule mit je 3 Hall-Sensoren). Als Positionen für die Sensoren wurden die Regionen der beiden ersten Molaren gewählt. Um den mit dem jeweiligen Sensor korrespondierenden Magneten mit dem Unterkiefer zu fixieren, war an diesen beiden Stellen im Vorfeld der Untersuchung je ein enossales Implantat inseriert worden. Auf diesen Implantaten wurde jeweils ein in Titan gekapselter Magnet verschraubt. Die Sensor-Module wurden über den Magneten mittels individueller Positionierschlüssel in der Prothesenbasis fixiert. Somit konnte die bei der im Vorfeld erfolgte Kalibrierung des Systems bestimmte Raumposition zwischen Sensormodul und Magnet einfach und sicher reproduziert werden. Jeder der Magnete induziert in den drei korrespondierenden Hall-Sensoren (auf dem jeweiligen Modul) eine Spannung. Diese Spannungen verhalten sich proportional zur Stärke der Magnetfeldanteile, welche den Hall-Sensor senkrecht zu seiner Oberfläche durchfließen. Mittels eines Kabels werden diese Spannungen an einen Analog-Digitalwandler (A/D-Wandler) weitergeleitet. Dort erfolgt

eine Umwandlung der zuvor verstärkten analogen Signale in numerische Variable. Diese Daten werden mittels einer eigens für diesen Zweck entwickelten Software in einem angeschlossenen Computer weiterverarbeitet, ausgewertet und grafisch dargestellt (Abb.2). Im Folgenden werden Aufbau und Funktion der einzelnen Komponenten des Messsystems und der speziell entwickelten Software näher erläutert.

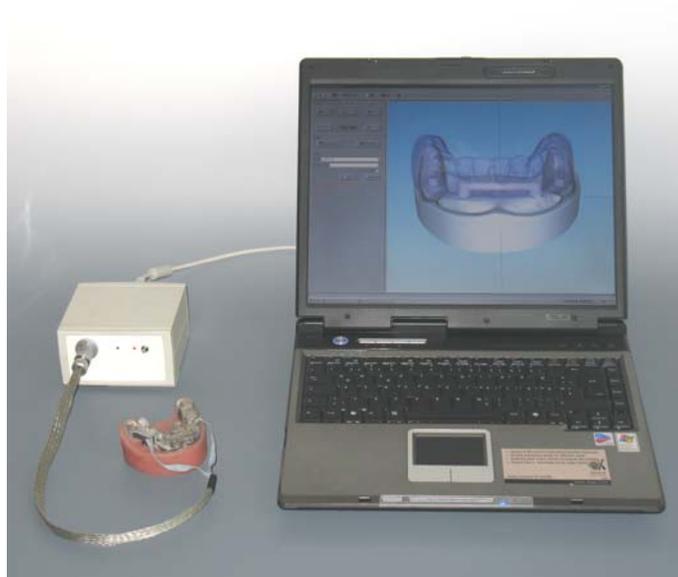


Abbildung 2 Entwickeltes Messsystem bestehend aus Prothese mit Sensor-Modulen, A/D-Wandler & Verstärker und Computer mit Auswertungssoftware

3.3 Komponenten des Messsystems

Bei dem entwickelten System handelt es sich um eine Messanordnung zur synchronen Erfassung von Abstandswerten aus kontinuierlichen Sensorsignalen von zwei Sensormodulen mit je drei Hall-Sensoren. Auf die detaillierten physikalisch-mathematischen Grundlagen bei der Entwicklung des Messsystems, der Erfassung, Umwandlung und Berechnung der dreidimensionalen Raumkoordinaten, und die Besonderheiten, welche bei der Kombination von mehreren Magnetfeldsensoren bestehen, können an dieser Stelle nur im Sinne einer orientierenden Übersicht dargestellt werden. Für weitergehende Fragestellungen zum Aufbau und zur Funktion der im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelten Hard- und Softwarekomponenten des Messsystems wird auf die entsprechende Publikation des Institutes für Informatik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg verwiesen [298].

3.3.1 Messwertaufnehmer und deren Funktion

Als Bewegung im physikalischen Sinne versteht man die Änderung des Ortes mit der Zeit. Aus der Sicht der Sensortechnik benötigt man zur Erfassung einer Bewegung

eine bestimmte physikalische Größe, die sich mit dem Abstand zwischen zwei Punkten verändert und sich in elektrische Signale überführen lässt. Das in der vorliegenden Untersuchung gewählte Prinzip der berührungslosen Bewegungsmessung basiert auf der Erfassung der Feldstärke eines Permanentmagneten. Die magnetische Feldstärke ist ein statischer Wert, dessen Größe sich mit relativem Abstand zum Magneten verändert und mittels eines speziellen Sensors erfasst werden kann. Die Funktion derartiger Sensoren beruht auf dem so genannten Hall-Effekt. Dieser Effekt wurde 1879 durch den amerikanischen Physiker *Edvin H. Hall* entdeckt. Setzt man einen stromdurchflossenen Leiter bekannten Querschnitts (Abb.3) einem transversalen Magnetfeld (B) aus, so werden die sich im Leiter bewegenden Elektronen (e) durch die Lorentzkraft seitlich abgelenkt. Aufgrund der sich einstellenden Ladungstrennung und des resultierenden elektrischen Feldes entsteht eine elektrische Hall-Spannung (U_H) quer zum Leiter. Diese Spannung, welche prinzipiell in jedem von einem Magnetfeld durchflossenen Leiter auftritt, ist wegen der geringen Geschwindigkeit der Elektronen nicht zu erfassen. In bestimmten Halbleitern, bei denen sich bei Stromfluss wenige Elektronen sehr schnell bewegen, können allerdings messtechnisch nutzbare Hall-Spannungen von mehreren 100mV entstehen [299].

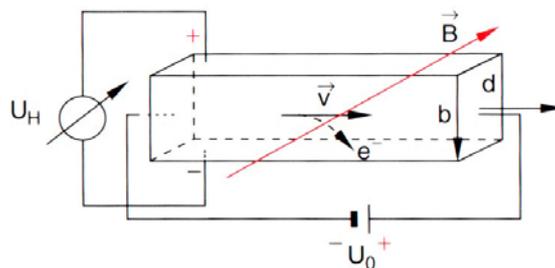


Abbildung 3 Hall-Effekt (nach Demtröder[299])

Unter einem Hall-Sensor versteht man ein Bauteil, das basierend auf dem oben dargestellten Hall-Effekt die Messung von Magnetfeldern über Spannungswerte ermöglicht. Mit Hilfe derartiger Systeme führten einige Autoren bereits ein- bzw. zweidimensionale Abstandsmessung an Prothesen durch [213,297]. Bei der Kombination von mehreren Sensoren sollte prinzipiell damit auch eine dreidimensionale Bestimmung der Raumposition dieser Hall-Sensoren in Relation zu einem Magneten möglich sein (siehe Abschnitt 3.3.3).

Vor der Fertigstellung des Messsystems standen theoretische Überlegungen zum Feld des zu verwendenden Magneten. Das magnetische Feld ist ein Vektorfeld. Daher sind alle Messungen und mathematische Beschreibungen der Feldstärke von einer vordefinierten Ausrichtung der Hall-Sensoren zum magnetischen Feld abhängig. Bei dem in diesem Messsystem verwendeten, kommerziellen implantatprothetischen

Magnetanker handelt es sich um einen zylinderförmigen, rotationssymmetrischen Stabmagneten aus einer in Titan gekapselten Samarium-Kobalt-Legierung (magnetische Feldstärke 170mT; Straumann, Basel, Ch; Abb.4), welcher genau einen magnetischen Nord- und Südpol besitzt. Die Pole der verwendeten Stabmagnete befinden sich dabei an den Deckflächen der Zylinder, wodurch ein so genanntes offenes Magnetfeld resultiert [68]. Mittels der Titankapsel wird der Magnet in seiner Längsachse in Achsrichtung des Implantates verschraubt (Abb.4).

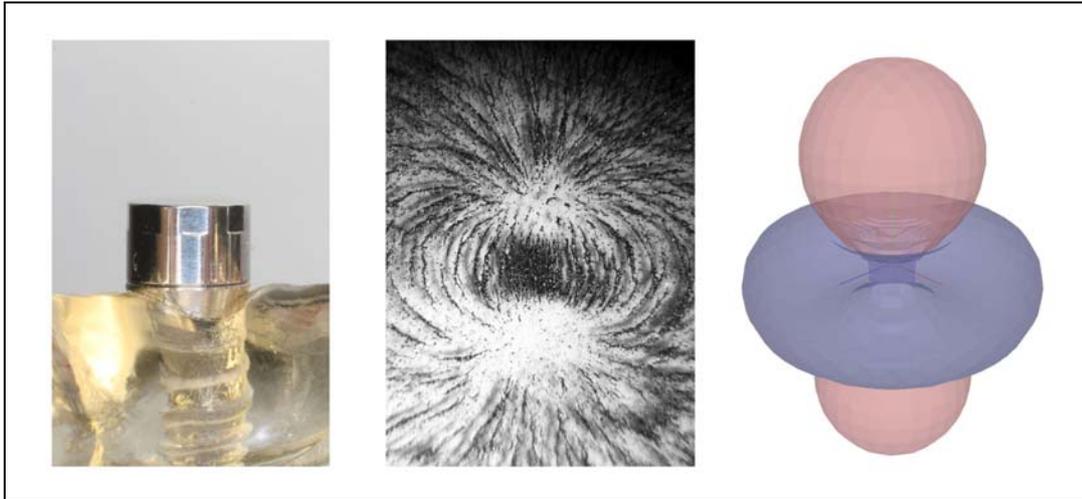


Abbildung 4 Magnetanker auf einem Implantat (links); Feldlinien eines Stabmagneten (Mitte - Eisenfeilspäne); Isoflächen einer konstanten magnetischen Feldstärke bei Aufzeichnung durch einen Hall-Sensor (rechts)

Ähnlich zu Isolinien, wie sie z.B. in Form von Höhenlinien in Landkarten Verwendung finden, existieren als dreidimensionales Pendant die Kontur- bzw. Isoflächen. Die Orte gleicher magnetischer Feldstärken lassen sich als geschlossene Isoflächen graphisch darstellen. Betrachtet man in einem kartesischen Koordinatensystem die zur Magnetlängsachse parallele Komponente der magnetischen Feldvektoren, so ergibt sich ein Bild wie in Abbildung 4.

3.3.2 Sensor-Modul – Aufbau und Kalibrierung

Für die Herstellung der Sensor-Module kamen integrierte Hall-Sensoren mit differentiellem Ausgang zum Einsatz (Modell 634ss2, Honeywell S&C, Punar, Indien). Ihre prinzipielle Wirkungsweise ist in Abschnitt 3.3.1 erklärt. Jeweils drei dieser Sensoren wurden auf einer Platine montiert, verlötet (Abb.5, Seite 25) und in einer für diesen Zweck gefertigten, nichtmagnetischen Titan-Kapsel (17mmx14mmx7mm) mit Silikon (Memosil 2, Heraeus Kulzer, Hanau, D) wasserdicht vergossen. Bei der späteren Messung konnten die beiden Sensor-Module somit verwindungsstabil und reversibel in der Prothesenbasis fixiert werden.

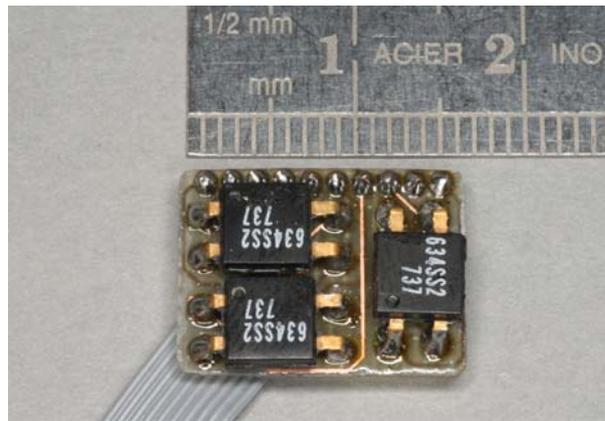


Abbildung 5 Auf der Modul-Platine fixierte Hall-Sensoren vor der Kapselung

Die gewünschte Erfassung der Relativbewegungen kann theoretisch aus der Änderung der Feldstärke des Permanentmagneten im Verhältnis zum Sensormodul rechnerisch ermittelt werden. Um eine genaue Zuordnung von gegebener Raumposition und korrespondierenden Messwerten zu erreichen, werden daher mindestens drei derartige Sensoren-Messwerte benötigt.

Allerdings besitzt jeder Stabmagnet ein vollkommen individuelles Feld, das durch seine geometrischen Ausmaße und seine Materialeigenschaften festgelegt ist. Der funktionale Zusammenhang zwischen einem magnetischen Feld und der gemessenen Spannung ist in Abschnitt 3.3.1 näher erläutert. In die Messwerte des Hall-Sensors fließen weiterhin elektrische Parameter wie Verstärkung und Nichtlinearitäten der Auswertungs elektronik ein, welche durch die individuellen Bauteiltoleranzen nicht hinreichend detailliert bekannt sind. In dem Datenblatt des Sensors werden daher nur typische Standardwerte angegeben (Abb.6).

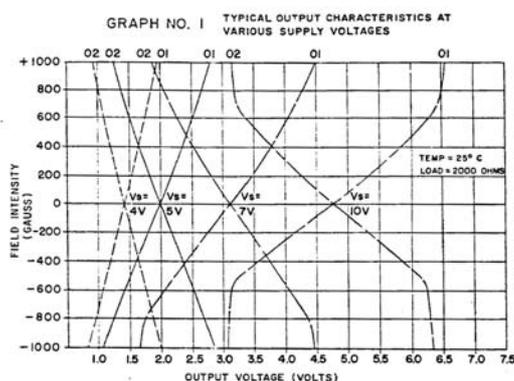


Abbildung 6 Ausgangsspannung eines der Hall-Sensoren in Abhängigkeit von der Feldstärke (Datenblatt-Auszug)

Aus diesen Gründen ist es nicht möglich, eine exakte, rein mathematisch-analytische Beschreibung des konkret vorliegenden magnetischen Feldes und der entsprechenden räumlichen Zuordnung der Hall-Spannungswerte anzugeben.

Um diese Problematik zu umgehen, wurde in Kooperation mit dem Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen (ISS, Institutsteil Entwurfsautomatisierung, Dresden) eine automatisierte Kalibrierung des gesamten Messsystems durchgeführt. Hierzu wurde ein spezieller Aufbau mit drei, computergesteuerten und um 90° versetzten Schrittmotoren eingesetzt. Die beiden Sensor-Module wurden in die Apparatur jeweils in einer eigens gefertigten, nicht magnetischen Halterung analog zur späteren Position in der Prothese montiert (Abb.7). Damit konnte während der Kalibrierung sichergestellt werden, dass die Grundfläche des Sensor-Moduls exakt senkrecht über der Längsachse des jeweiligen Magneten ausgerichtet war. Diese Vorgabe wurde bei der späteren Montage der Module in die Prothesenbasen identisch übernommen.

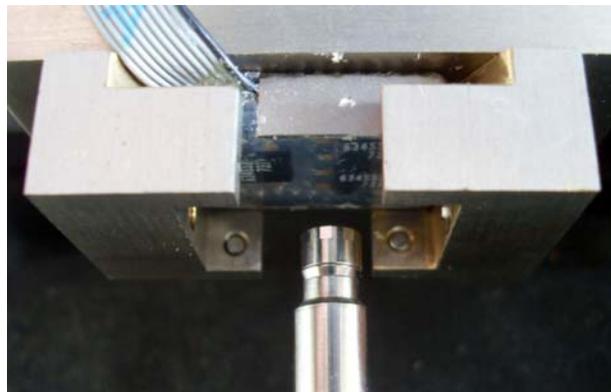


Abbildung 7 nichtmagnetische Kapselhalterung während der automatisierten Kalibrierung

Während des Kalibriervorgangs wurde jeder der beiden Magnete stufenweise durch das gesamte, vom jeweiligen Sensor-Modul erfassbare Raumvolumen bewegt. (17mmx14mmx10mm) Ausgerichtet an einem kartesischen Koordinatensystem wurde für die einzelnen Kalibrierungspositionen ein dreidimensionaler Gitterabstand (Raster) von 333 μ m gewählt. Durch eine theoretisch mögliche Verkleinerung des Rasters hätten sich spätere Abweichungen bei der rechnerischen Rekonstruktion der Raumkoordinaten zwar verringern lassen. Wie Vorversuche allerdings zeigten, hätte sich damit eine Reihe anderer Probleme ergeben. So wäre eine beliebige Verfeinerung des Rasters einerseits stark durch die Genauigkeit der Mechanik der Kalibrierungseinrichtung beschränkt gewesen. Andererseits würde sich der zeitliche Aufwand bei der Kalibrierung kubisch mit der Änderung des Gitterabstandes erhöhen, d.h. eine Halbierung des Gitterabstandes würde beim Kalibrieren zum achtfachen Mess-, Speicher- und Rechenaufwand führen. In der vorliegenden Arbeit sollten die Punkte nahezu in Echtzeit (<10ms) berechnet werden, da bei einer geplanten Abtastrate von 50Hz und 2 parallelen Sensor-Modulen im Versuchsablauf eine große Menge an Werten aufgenommen werden musste. Mit der Wahl des Rasterabstandes wurde somit

die Datenmenge für die spätere Rekonstruktion auf ein technisch praktikables Maß begrenzt.

Unter der Voraussetzung der Reproduzierbarkeit konnte somit davon ausgegangen werden, dass bei der späteren Bewegungsmessung an den gleichen Raumpositionen von Magnet und Sensor-Modul auch die gleichen Messwerte aufgezeichnet werden. Als Austauschformat der automatischen Kalibrierung wurde pro Kalibrierungsmessung jeweils eine ASCII-Datei erstellt. Hierbei erfolgte in der Reihenfolge der Abrasterung jeweils eine Zuordnung von drei Raumkoordinaten zu den Hall-Spannungswerten der drei Einzelsensoren (Tab.3).

Tabelle 3 Auszug aus einer Kalibrierungstabelle

Koordinaten			Messwerte		
0.666000	0.000000	2.000.000	0.261536	-2.512.207	0.240021
0.999000	0.000000	2.000.000	0.263214	-2.512.207	0.231171
1.332.000	0.000000	2.000.000	0.264587	-2.512.207	0.206451
1.665.000	0.000000	2.000.000	0.265656	-2.511.902	0.156708
1.998.000	0.000000	2.000.000	0.266724	-2.511.902	0.070953

Bei der Messung mit Hall-Sensoren gibt es einige störende Einflüsse, die das Signal, welches von den Sensoren aufgenommen wird, verändern und dazu führen können, dass die zu untersuchende Relativbewegung zwischen Unterkiefer und Prothese scheinbar eine andere Bahn durchläuft, als es tatsächlich der Fall ist. So beeinflusst das Erdmagnetfeld (horizontale Feldstärke ca. 0,2Gauss) die Messwerte der Sensoren. Die Kalibrierung kann diesen Effekt nicht aufheben, da zum einen das Erdmagnetfeld Schwankungen unterliegt, und zum anderen die Kalibrierung nicht an dem Ort durchgeführt werden kann, an dem später die Probanden untersucht werden. Neben dem Erdmagnetfeld beeinflussen noch andere physikalische Einflüsse zu vermessende Feld. So entsteht um jeden stromdurchflossenen Leiter ein zumeist inhomogenes Magnetfeld. Aus diesem Grunde wurde bei der Konstruktion der Messapparatur (s.u.) besondere Sorgfalt auf die Abschirmung aller stromführenden Leiter verwendet.

Die Firma Micronas (Freiburg, D) und das Fraunhofer Institut für Integrierte Schaltkreise (ISS, Dresden) arbeiten an der Entwicklung eines 3D-Hallsensors, der mit einer größeren Anzahl an Hallsensoren bestückt sein wird. Es ist anzunehmen, dass die mit dem vorliegenden Sensor-Modul angeführten sensorischen Probleme mit diesem kommerziellen Chip grundsätzlich zu lösen sein könnten. Allerdings hatte dieser Chip, der von seinem Volumen für den hier verfolgten Einsatz in einer Prothese allerdings zu groß konzipiert war, zur Zeit der Bearbeitung des vorliegenden Themas die Marktreife noch nicht erreicht.

3.3.3 Transformation der Hall-Sensor-Messwerte in Raumkoordinaten

Bei der geplanten Bewegungsmessung liefert das System für eine bestimmte Raumkoordinate (x,y,z) ein Tripel von Messwerten $[m_a, m_b, m_c]$. Demnach handelt es sich um ein Vektorfeld. Aus den Kalibrierungsmessungen (Abschnitt 3.3.2) ist die Zuordnung mit einem festen Gitterabstand Punktweise gegeben. Für eine relative Positionsbestimmung der Sensoren gegenüber dem Magneten muss eine umgekehrte Zuordnung gefunden werden, die jedem Messwerttripel rechnerisch einen Raumpunkt mit möglichst optimaler Auflösung zuordnet. Dafür existiert allerdings keine eindeutige mathematische Umkehrfunktion. Verschiedene rechnerische Ansätze wurden auf ihre Plausibilität geprüft. Allerdings zeigten sich alle analytischen Suchverfahren als ungeeignet oder nicht praktikabel.

Erst durch die „Interpretation der Umkehrfunktion als Isoflächen-Schnittpunkte der Funktionswert-Komponenten“ konnte dieses Problem gelöst werden [298]. Dabei wurde das Vektorfeld des Messwerttripels als Überlagerung der drei Skalarfelder der Einzelsensoren behandelt. Betrachtet man für einen einzelnen Sensor alle Punkte im Kalibrierungsvolumen, die den gleichen Wert annehmen, so ergibt sich eine geschlossene Isofläche. So lassen sich für jede Komponente eines vorgegebenen Messwert-Tripels solche Isoflächen finden. Die Form der Flächen ergibt sich durch die Projektion der Feldvektoren eines Stabmagneten auf den Normalenvektor der verwendeten Hall-Sensoren d.h., bewegt man den Magneten auf diesen Flächen um den Sensor, bleibt der Messwert konstant. Diese Sensor-Isofelder sind komplizierte und unregelmäßige Gebilde, welche zur einfacheren Veranschaulichung als Kugelflächen betrachtet werden.

Dieser Sachverhalt wird zur Vereinfachung zuerst für den zweidimensionalen Raum (Ebene) erläutert. Statt einer Sensor-Isofläche betrachtet man dabei nur eine kreisförmige Sensor-Isolinie. In deren Zentrum befindet sich der Hall-Sensor. Der Abstand vom Zentrum des Kreises steht für den Messwertbetrag des Sensors und damit für den Abstand zum Magneten M , der diesem Messwert während der Kalibrierung zugeordnet wurde. Dabei ergeben sich unendlich viele, mögliche Orte auf der Kreislinie, an denen sich M befinden kann (Abb.8-A, Seite 29). Definiert ein zweiter Sensor eine zweite kreisähnliche Isolinie, auf der sich der Magnet ebenfalls befinden muss, können daraus die beiden Schnittpunkte M und M' resultieren (Abb.8-B, Seite 29). Beide Punkte sind mathematisch und physikalisch gleichberechtigte Kandidaten für die Rückzuordnung der Raumkoordinaten aus den Messwerten der beiden Sensoren.

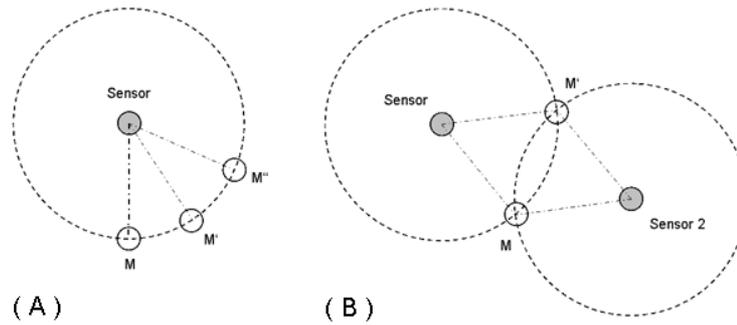


Abbildung 8 Isolinien von einem (A) und von zwei Sensoren (B) mit den dementsprechend möglichen Positionen des Magneten M

Erweitert auf die dritte Dimension würden zwei Sensoren zur Rückzuordnung nicht genügen. Im Gegensatz zur Ebene, bei der sich der Magnet M nur auf einer Kreislinie um den Sensor befinden kann, steht im Raum eine Kugelfläche um den jeweiligen Sensor als Aufenthaltsraum zur Verfügung. Schneiden sich zwei dieser Isoflächen [a und b] (Abb.9-A), dann repräsentiert die Schnittlinie eine unendliche Menge von Punkten, in denen die zu den jeweiligen Isoflächen gehörenden Messwerte m_a und m_b immer gleich groß sind. Folglich entsteht erst beim Schnitt mit einer dritten Isofläche [c] und der zuvor beschriebenen Schnittlinie eine endliche Punktmenge. Es ist genau die Menge aller Orte, an denen das vorgegebene Werte-Tripel $[m_a, m_b, m_c]$ zu messen wäre (Abb.9-B).

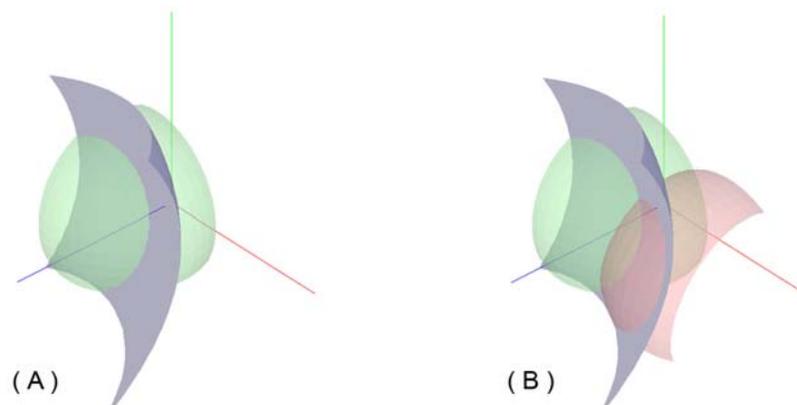


Abbildung 9 Schnittlinie bei zwei Isoflächen (A) und Schnittpunkte bei drei Isoflächen (B)

Zum Auffinden der Schnittpunkte wurde ein mathematisches Verfahren basierend auf dem so genannten „Marching-Cubes-Algorithmus“ angewendet [300]. Dabei sind die Kantenlängen der würfelförmigen Teilvolumina so gewählt, dass sie dem Gitterabstand der Kalibrierungsdaten (Abschnitt 3.3.2) entsprechen. Stark vereinfachend dargestellt, wird in allen Teilvolumen geprüft, ob sich für die drei kalibrierten Isoflächen anhand von dreiecksförmigen Schnittpolygonen ein gemeinsamer Schnittpunkt berechnen lässt.

Existiert in einem Teilvolumen kein Schnittpunkt aller drei Isoflächen, wird dieser Würfel verworfen. Diese Form der vollständigen Suche findet somit alle Schnittpunkte im Gesamtvolumen. Diese repräsentieren wiederum alle möglichen Aufenthaltsorte des Magneten relativ zur gegebenen Sensoranordnung. Da aber genau ein Magnet verwendet wurde, ist nur ein Schnittpunkt physikalisch sinnvoll. Somit sind für den Ausschluss aller nicht sinnvollen Schnittpunkte zusätzliche Bedingungen erforderlich. Da es sich um Bewegungsdaten handelt, wurde dabei auf die Vorgeschichte der einzelnen Punktfolgen zurückgegriffen. Für die detaillierte Darstellung der theoretischen Herleitung der dafür notwendigen mathematischen Algorithmen und deren konkrete Anwendung bei der Identifizierung der eindeutigen Raumkoordinaten muss an dieser Stelle auf die entsprechende Publikation verwiesen werden [298].

Im Zuge dieser Berechnungen wurde deutlich, dass zur Gewährleistung der Eindeutigkeit der Zuordnung der Raumkoordinaten zur konkreten Position des Magneten ein Mindestabstand von 2,5mm zwischen Sensor-Modul und Magnetoberfläche eingehalten werden musste. Dem zu erwartenden vertikalen Bewegungsumfang aus Druckbelastung und der Resilienz der Tegumentes folgend, wurde damit für die unbelastete Ruheposition ein vertikaler Abstand von 4,5mm zwischen der kranialen Oberkante des Magneten und der kaudalen Oberfläche des Sensor-Moduls festgelegt. Bei gewünschter Minimierung der notwendigen vertikalen Bauhöhe konnte somit eine Eindeutigkeit der Messwerte sichergestellt werden. Zur Übertragung dieses Abstandes auf die spätere Situation der Testprothese wurde für jedes Sensor-Modul ein im Implantat verankerter, individueller Übertragungsschlüssel gefertigt (Hilfsteil für die Bissregistrierung, Straumann und Patern Resin, GC, Tokio, Japan).

3.3.4 Analog/Digital-Wandler, Filter und Messverstärkung

Für die computergestützte Auswertung und Protokollierung analoger Messwerte, wie sie von den verwendeten Sensoren geliefert werden, müssen diese Signale digitalisiert werden. Diese Aufgabe übernahm ein kommerzieller Analog-Digital-Wandler (A/D-Wandler, RedLab 1608, Meilhaus Electronic, Puchheim, D). Neben anderen Funktionen stellt dieses Produkt einen A/D-Wandler mit 16-bit-Auflösung bereit. Vorversuche mit dem Modell RedLab 1208 zeigten, dass eine 12-bit-Auflösung für die im konkreten Fall der Prothesenbewegungsmessung auftretenden Signalpegel unzureichend war. Die Anbindung an einen Personal Computer (PC) erfolgte bei diesem Modell über eine USB-Schnittstelle (Abb.2, Seite 22). Der A/D-Wandler unterstützt im RedLab 1608 nur eine massebezogene Messung, den so genannten „Single-Ended-Modus“. Daraus ergab sich die Notwendigkeit für eine Verstärkerschaltung.

Um die Signalquelle nicht zu belasten und damit das Signal eventuell zu verfälschen, wurde eine Instrumentations-Verstärker-Schaltung mit hohem Eingangswiderstand gewählt. Um weitere Fehlerquellen zu minimieren und die Reproduzierbarkeit der Messwerte bestmöglich zu garantieren, sollte dies durch einen integrierten Schaltkreis mit minimaler Außenbeschaltung realisiert werden. Aus diesen Überlegungen kam der Instrumentationsverstärker INA333 (Texas Instruments, Dallas, TX, USA) zum Einsatz. Durch einen zusätzlichen Widerstand wurde eine Variation dieser Verstärkung (1-10.000fach) ermöglicht. Vorversuche zeigten, dass der extrem große Dynamikbereich beim Vermessen der Raumposition eines Magneten mit Hall-Sensoren durch einen linearen Verstärker nicht optimal abzubilden war. So verblieben Bereiche, in denen der Verstärker übersteuerte, und andere, in denen das Signal unterhalb der Auflösungsgrenze des nachgeschalteten AD-Wandlers lag. Für jeden der insgesamt sechs Hall-Sensoren wurde ein Verstärker vorgesehen. Als Bezugspotential des Verstärkers wurde aus der Versorgungsspannung (9V) eine Referenzspannung in Höhe des Massepotentials des AD-Wandlers von 2,5V abgeleitet.

Die zu messenden Kaubewegungen sind von vergleichsweise niedriger Frequenz [301]. Dementsprechend war von langsam veränderlichen Sensorsignalen in einem Frequenzbereich unter 10Hz auszugehen. Damit eventuell auftretende, plötzliche Bewegungen nicht ausgefiltert werden, wurden Filterglieder unter Verwendung von Standard 10kOhm-Bauelementen für eine Grenzfrequenz von 159Hz dimensioniert. Um hochfrequente Störungen auszufiltern, wurden eingangsseitig pro Verstärkerkanal RC-Tiefpässe symmetrisch zur o.g. Referenzspannung geschaltet [298].

In der Richtlinie der europäischen Union 93/42/EWG für Geräte der Medizintechnik und für Medizinprodukte bzw. im deutschen Medizinproduktegesetz [302] wird zwischen allen Apparaturen, die mit einem Probanden in Berührung kommen, und dem elektrischen Stromnetz eine galvanische Trennung bis 4kV gefordert. In der vorliegenden Untersuchung wurde die verarbeitende Rechentechnik daher in Form eines netzunabhängigen Computers (Laptop) durch einen Akku betrieben. Der A/D-Wandler bezog seine Versorgungsspannung über die USB-Schnittstelle vom Computer. Die übrigen Schaltungskomponenten wurden durch eine handelsübliche 9V-Blockbatterie versorgt. Die für die Sensoren und die Verstärker-Bausteine notwendige Spannung von 5V wurde durch zwei Linearregler stabilisiert. Während des Messbetriebs wurde das Unterschreiten der vorgegebenen Batteriespannung durch eine Außendiode angezeigt. Eine weitere Leuchtdiode signalisierte den ordnungsgemäßen Betriebszustand.

3.4 Datenerfassung und Datenverarbeitung

Die rechnerische Verarbeitung der mittels der beiden Sensoren-Module gewonnenen Daten, deren Auswertung und Visualisierung unter Berücksichtigung zahnmedizinischer Anforderungen konnte nicht durch ein kommerziell erhältliches Computerprogramm realisiert werden. Bei der Entwicklung dieses Programms mussten verschiedene Vorgaben erfüllt werden. So sollte die Transformation der Messwerte in ein kartesisches Koordinatensystem und darauf aufbauend die Darstellung der Messdaten in Weg-Zeit-Diagrammen getrennt für jedes Sensormodul erfolgen. Diese Daten sollten weiterhin die Grundlage für eine animierte Darstellung der relativen Bewegungen der Prothese bzw. Sensor-Module zum Kiefer mittels eines Hantelmodells darstellen. Um die Komplexität der zu erwartenden Prothesenbewegungen möglichst anschaulich darzustellen, sollte eine in animierte 3D-Darstellung des Unterkiefers mit darauf verankerter und sich bewegendes Prothese unter Berücksichtigung der individuellen Art des Verbindungselementes ermöglicht werden.

3.4.1 Entwicklung eines geeigneten Computerprogramms

Wie bereits dargelegt, erforderten die speziellen Anforderungen die Entwicklung eines Datenaufnahme- und Verarbeitungsprogramms. Dabei musste neben bereits dargestellten analytischen Aufgaben bei der rechnerischen Auswertung der Daten auch die Kommunikation mit dem A/W-Wandler und den Sensoren gewährleisten. Die Entwicklung des Programms ‚DisLodge3D[®]‘ erfolgte mit der Open-Source-Entwicklungsumgebung ‚Lazarus‘, dem ‚Free Pascal Compiler‘ und der Grafikbibliothek ‚OpenGL‘ (alles freie Software). Das Hauptmenü des Programms gliedert sich in verschiedene, einzeln abrufbare Bearbeitungsoberflächen (Abb.10, Seite 33). Auf dem oberen Bildschirmrand befinden sich Funktionsschalter, welche das Speichern und Laden von Datensätzen, die Auswahl der A/D-Wandler, die Auswahl der für die Sensoren-Module einzeln hinterlegten Kalibrierungsdatsätze und weitere allgemeine Einstellungs- und Ausgabeoptionen ermöglichen.

Auf der linken Bildschirmhälfte finden sich die Eingabefelder für die Steuerung der Messung, Eingabe der patientenspezifischen Daten, Darstellungsoptionen für die animierte Wiedergabe der Messdaten und letztlich die Hinterlegung der gewählten Messvorschriften.

Auf der rechten Bildschirmhälfte finden sich die neun verschiedenen Ausgabefelder: die dreidimensionale Animation der Bewegungsmuster, die Weg-Zeit-Diagramme unterteilt nach den drei Koordinatenachsen transversal (x), vertikal (y) und sagittal (z), ein Ausgabefenster für zweidimensionale Kauschleifen, Messdaten zur Prothesenbewegung, Messdaten zur Retentionskraft, die der Berechnung zugrunde liegende deskriptive Statistik und die für jede Messung definierten Projektdaten.

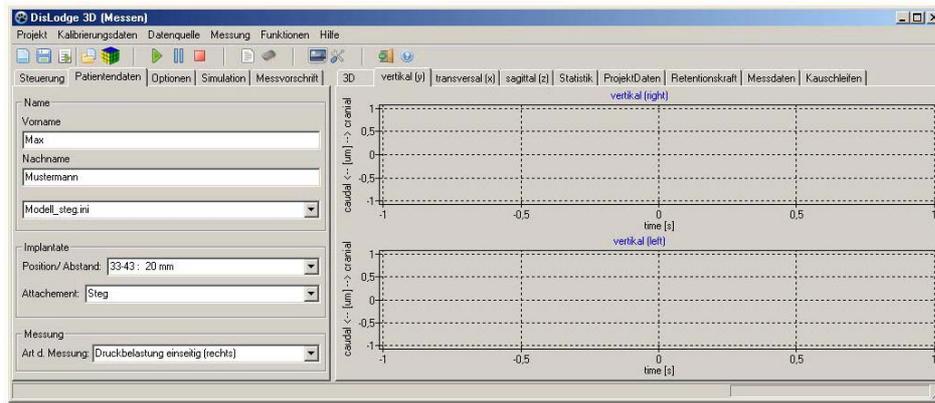


Abbildung 10 Eingabemenü des entwickelten Programms vor der Messung

3.4.2 Eingabe von fallspezifischen Daten

Das Programm erlaubt für jede Messung die freie Eingabe von fallspezifischen Patientendaten oder über so genannte Scrollmenüs die Konfiguration individueller Parameter. So können z.B. der Name und die Abstände der einzelnen Implantate [mm] eingegeben werden. Neben der Wahl des gemessenen Verbindungselements kann aus einer hinterlegten Modelbibliothek ein zum gewählten Verbindungselement passendes 3D-Modells zugeordnet werden. Auch die Art der Messung kann aus einer Auswahl an Testoption definiert werden.

3.4.3 Datenerfassung und Berechnung

Nachdem der mit den Sensor-Modulen über ein abgeschirmtes Kabel verbundene, unter Spannung stehende A/D-Wandler mit dem Rechner über die USB-Schnittstelle zusammengeschlossen wurde, war das Messsystem betriebsbereit. Über das Bedienfeld konnte die Aufzeichnung der Messwerte gestartet und jederzeit unterbrochen werden.

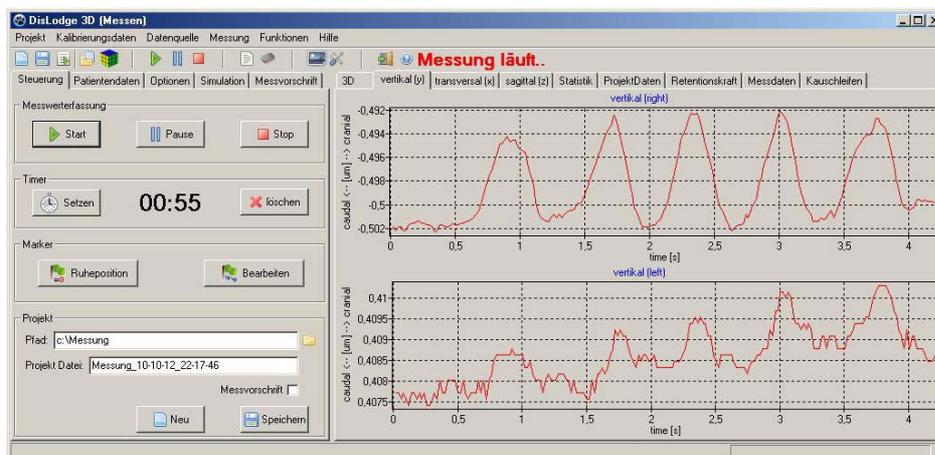


Abbildung 11 Bedienungsoberfläche mit gesetztem Timer während einer Messung

Nachdem die Messung gestartet wurde, erfolgte zuerst die Definition der unbelasteten Ruheposition der Prothese. Die kontinuierlich erhobenen Messwerte repräsentierten die von den Sensoren gemessenen Spannungswerte für beide Kieferhälften. Vorversuche zeigten, dass sich nach einer Zeit von max. 15s ein homogener Signalpegel einstellte. Dieser Pegel wurde vor jeder Messung über eine spezielle Funktion als Ruheposition festgelegt. Somit wurde diese Prothesenposition automatisch mit dem Wert 0 gleichgesetzt und diente bei der anschließenden Messung als Ausgangswert. Nach betätigen der Start-Taste wurden die Messwerte kontinuierlich aufgezeichnet (Abb.11, Seite 33). Mittels Timer-Funktion konnte im Bedarfsfall auch die Dauer der Messung voreingestellt werden. Dabei repräsentierten die synchron angezeigten Kurven die aktuell ermittelten Spannungswerte.

Nach Beendigung der Aufzeichnung ermöglichte eine zusätzliche Bearbeitungsfunktion, im Graphen des virtuellen Gesamtvektors für die drei Einzelkurven jeder Seite einen Anfangs- und Endpunkt mittels Markern festzulegen (vertikale blaue Linien in Abb.12) Alle anschließenden Auswertungen bezogen sich automatisch auf diesen Bereich. Anschließend wurde die Projektdatei an einem frei wählbaren Ort abgespeichert.

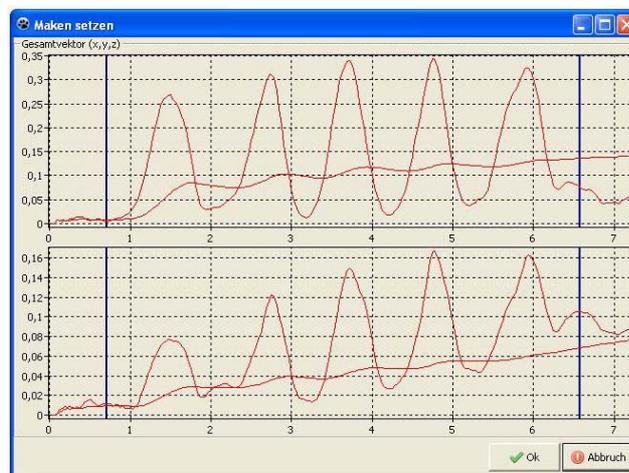


Abbildung 12 rechter und linker Gesamtvektor mit gesetzten Markern (blau)

3.4.4 Datenanalyse und Ausgabe der Messwerte

Die eigentliche Berechnung der Weg-Zeit-Diagramme, wie auch der dreidimensionalen Darstellung der Bewegungsmuster erforderte überdurchschnittlich viel Rechenleistung. Da eine Beeinträchtigung der Messwerterhebung durch synchrone Rechenoperationen ausgeschlossen werden sollte, erfolgte die Analyse der Projektdatei in einem separaten, nachträglichen Schritt. Wie in Abschnitt 3.3.3 beschrieben, wurde zur Rekonstruktion der Raumpositionen des Magneten und somit zur Berechnung der

Bewegungsmuster auf die Kalibrierungsdaten der jeweils verwendeten Sensor-Module zurückgegriffen.

3D	vertikal (y)		transversal (x)		sagittal (z)		Statistik		ProjektDaten		Retentionskraft		Messdaten		Kauschleifen		Gesamtvektor
	kaudal	kranial	vestibulär	lingual	anterior	posterior	Mittelwert	Maximum	DA	Mittelwert	Maximum	DA	Mittelwert	Maximum	DA	Mittelwert	
ipsilateral (rechts)	36,22	86,01	1,14	2,32	62,76	1,24	9,36	6,35	18,41	19,86	4,38	9,32	1,65	3,84	12,30	35,68	
kontralateral (links)	28,34	57,67	1,76	4,79	31,81	6,78	11,25	13,41	27,17	21,34	2,41	10,54	6,16	18,25	12,68	16,55	

Abbildung 13 Ausgabemodus der spezifischen Einzelmesswerte [μm]

Ausgehend vom definierten Ruhepunkt erfolgte als Ergebnis dieser Berechnungen die Ausgabe der statistischen Mittel- und Maximalwerte der Einzelbewegungen der beiden Sensoren-Module [μm] entlang der drei räumlichen Bezugsachsen (vertikal, transversal, sagittal) und getrennt als 6 Einzelvektoren (kaudal <-> kranial / vestibulär <-> lingual / anterior <-> posterior) (Abb.13). Zur vereinfachten Abbildung und späteren Auswertung der komplexen Gesamtbewegung wurde aus den Mittelwerten aller sechs Einzelvektoren weiterhin ein integrativer Gesamtvektor berechnet (Abb.14).

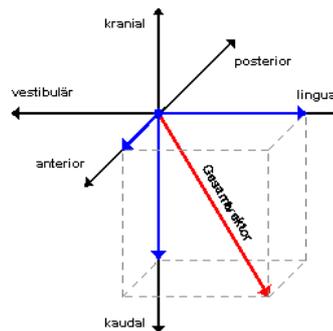


Abbildung 14 Beispielhafte grafische Darstellung eines aus Einzelvektoren des rechten (ipsilateralen) Sensormoduls rechnerisch ermittelten ‚Gesamtvektors‘

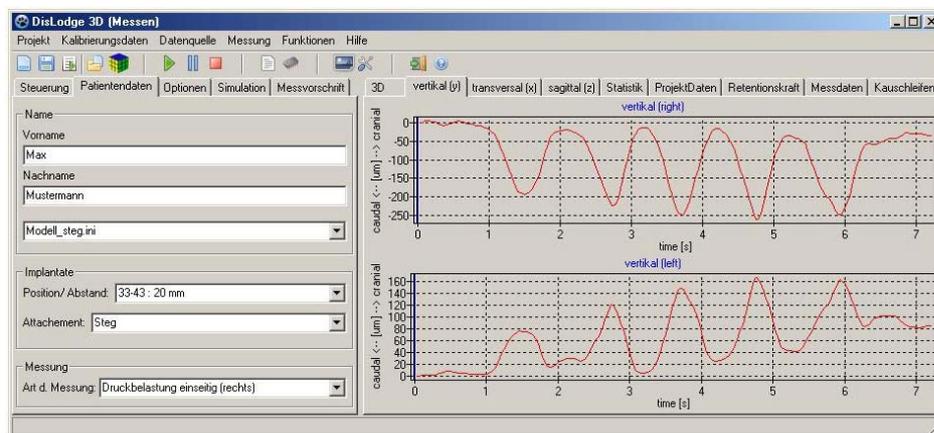


Abbildung 15 Darstellung der vertikalen Sattelauslenkungen als Weg-Zeit-Diagramme

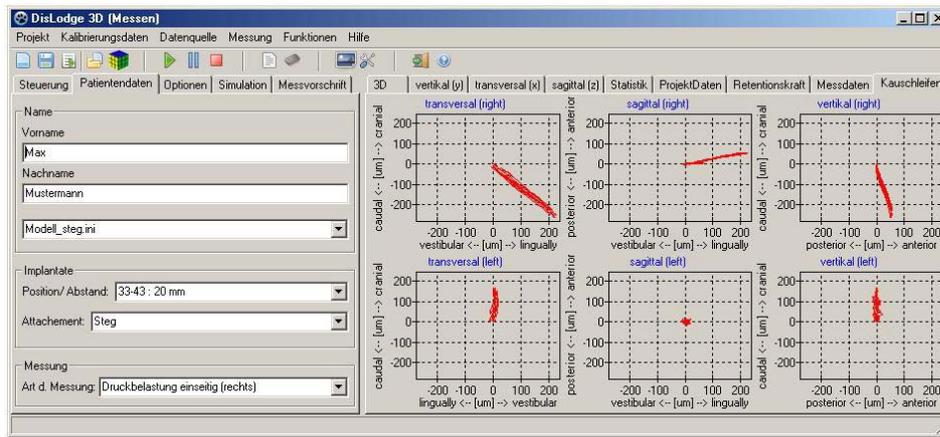


Abbildung 16 Darstellung der Sattelauslenkungen als (Kau)Schleifendiagramme

Das Messsystem erfasste auch Werte, welchen den kalibrierten Bereich überschritten. Da die Richtungsvektoren dieser „Ausreißer“ nicht gesichert in die statistische Analyse einbezogen werden konnten, wurde derartige Datensätze durch das Programm automatisch gefiltert. Die grafische Darstellung der Ergebnisse war weiterhin als Weg-Zeit-Diagramme, als Schleifendiagramme und mittels eines animierten dreidimensionalen Modells möglich (Abb.15-17, Seite 35-36). Das Programm ermöglichte über eine Sonderfunktion ferner die projektbezogene Speicherung dieser Grafiken.

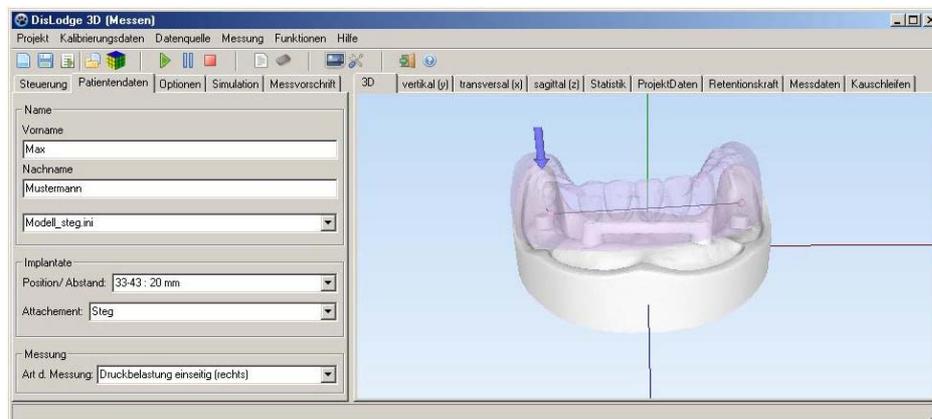


Abbildung 17 Darstellung der Sattelauslenkungen mittels animiertem 3D-Modell

3.4.5 Analyse der Messgenauigkeit des Systems

Limitationen in der Auflösung des Systems ergeben sich u.a. aus der Rastergröße der Kalibrierungsmessungen (Abschnitt 3.3.2) und möglicher Rundungsfehler bei der rechnerischen Ermittlung der tatsächlichen Raumkoordinaten des Magneten aus der Vielzahl der theoretisch möglichen Positionen (Abschnitt 3.3.3). Zur Bestimmung des aus der Kombination von Messwertgeber, -aufnehmer, und Rechentechnik resultierenden Auflösungsvermögen des Messsystems und zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der im Vorversuch am Modell ermittelten Bewegungsdaten, durchlief jeder einzelne

Magnete mittels des automatischen Schrittmotorengerätes (Abschnitt 3.3.2) den gesamten kalibrierten Raum. Dabei wurden vertikal versetzte Treppennlinien verschiedener Abstufungen abgefahren. Weitere Zwischenstufen wurden rechnerisch interpoliert. Bei der Auswertung der gewonnenen Bewegungsmuster zeigte sich in der Vergrößerung dieser Linien, dass eine kontinuierliche und regelmäßige Stufenbildung bis zu einer Stufenhöhe von ca. 10µm regelmäßig zu reproduzieren war (Abb.18). Bei kleineren Abstufungen zeigten sich zunehmend Unregelmäßigkeiten in der grafischen Wiedergabe der Stufenlinien. Somit entsprach dieser Wert der anzunehmenden Auflösungsgrenze des entwickelten Messsystems.

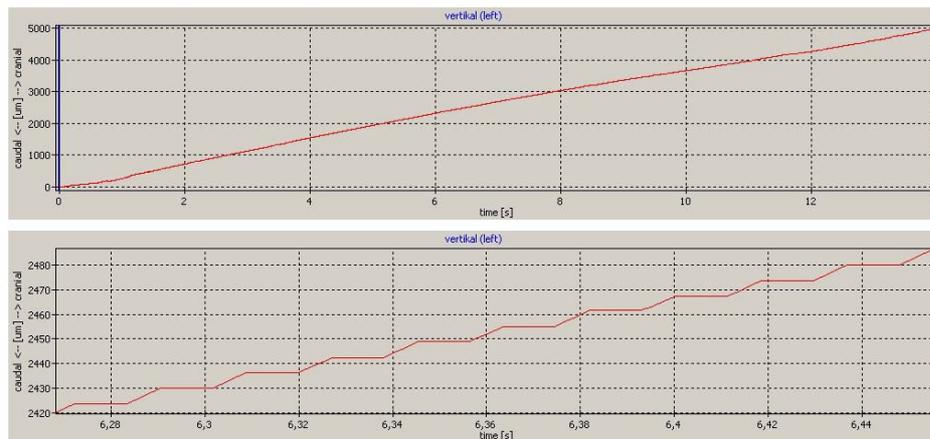


Abbildung 18 Darstellung der Auflösung des Messsystems (verschiedene Vergrößerungen)

3.5 Testprothesen

3.5.1 Planung des Prothesendesigns

Wie in Abschnitt 3.2 bereits dargestellt wurde, besteht die Hauptproblematik der Erfassung von Prothesenbewegungen im zahnlosen Unterkiefer darin, dass sich sowohl der Zahnersatz, als auch der Kiefer relativ zum Schädel bewegen. Die für eine Messung der relativen Prothesenbewegung notwendigen Referenzpunkte müssen sich daher am Unterkiefer selbst befinden. Da die im teilbezahnten Kiefer nutzbaren Zähne [213] bei zahnlosen Probanden als Fixationspunkte für Messwertgeber- oder empfänger nicht zur Verfügung stehen, mussten für die geplante Messung derartige Fixationsmöglichkeiten erst geschaffen werden [253]. Dazu wurden neben den beiden für die Verankerung der Prothese über Verbindungselemente genutzten, interforaminären Implantaten zwei zusätzliche Implantate in der Region der ersten Molaren (Zahn 36 und 46) geplant. Diese sollten jeweils einen als Messwertgeber genutzten konventionellen Magnetanker unter den, in die Prothesensättel integrierten Messwertempfängern tragen. Durch diese Anordnung war eine absolut starre Verbindung von Unterkiefer und Messwertgebern gegeben. Weiterhin konnte durch die geplante berührungslose

Messanordnung eine Einschränkung des Bewegungsumfanges der Prothese ausgeschlossen werden.

3.5.2 Auswahl der Verbindungselemente

Wie in Abschnitt 1.2 bereits dargelegt, sollten in der vorliegenden Arbeit verschiedene Verbindungselemente auf ihren Einfluss auf die Prothesenbewegung in-vitro und in-vivo getestet werden. Unter Beachtung der Studien und Übersichtsartikel zu klinisch verwendeten Implantat-Attachments (Abschnitt 2.2), wurde der Umfang der in dieser Studie zu testenden Verbindungselemente auf fünf reduziert: Kugelkopfancker, semi-präzise Kunststoffanker (Locator), Magnetanker, Steggelenke und teleskopierende Doppelkronen (Abb.19). Nicht jedes auf dem Markt erhältliche Implantatsystem bietet die Optionen zur Verwendung dieser fünf Verbindungselemente. Das aus diesem Grunde gewählte System (Straumann Implant System, Basel, Ch) bot die Möglichkeit, alle fünf Verbindungselemente mittels konfektionierter oder präfabrizierter Teile (Tab.4, Seite 39) auf den entsprechenden Implantaten (SP, Ø=4,1mm, RN, Straumann) umzusetzen.

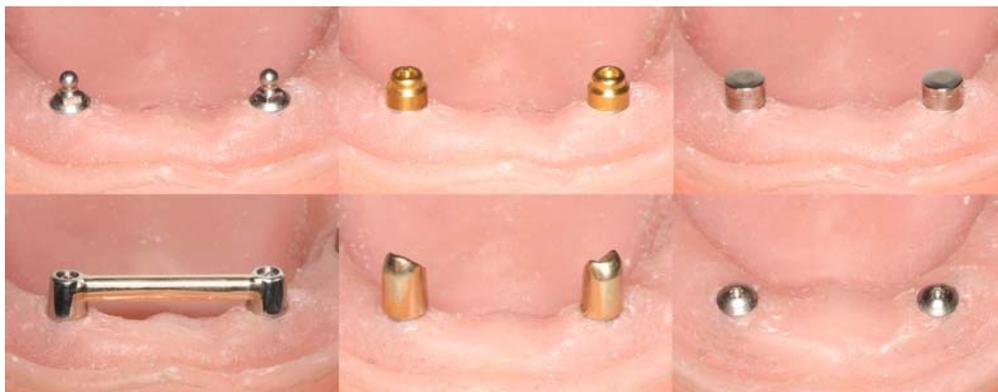


Abbildung 19 Verbindungselemente auf dem späteren in-vitro Testmodell (obere Reihe v.l.: Kugelanker, Locator, Magnete; untere Reihe v.l.: Steg, Teleskope, Vergleichsgruppe)

Für die Herstellung der Kugelkopf-, der Locator- und der Magnetverankerungen kamen ausschließlich präfabrizierte Bauteile (Patrizen und Matrizen) zur Anwendung (Tab.4, Seite 39). Für die Herstellung der Steggelenke mussten jeweils zwei Stegkappen mit einem individuell angepassten Goldsteg verlötet werden. Der konfektionierte Stegreiter wurde anschließend entsprechend gekürzt.

Bei der Herstellung der primären Teleskopabutments wurden diese über konfektionierten Goldkappen aufgewachst, im Angussverfahren komplettiert (Universalgold-Norm [Au73,8%, Ag9,2%, Pt9,0%], Goldquadrat, Hannover, D) und anschließend nachgefräst. Parallelwandige Teleskope mit einer 0°-Fräsung zeigten in verschiedenen Untersuchungen im Vergleich zu Doppelkronen mit nicht-strengparalleler Fräsung der Friktionsflächen nachteilige Eigenschaften [31,85,86,212,303,304]. Vor allem bei der

Kombination von zwei und mehr Teleskopen, wie es in der vorliegenden Untersuchung der Fall war, besteht bei einer 0°-Fräsung die Gefahr der Erzeugung von Unterschnitten und Ein- bzw. Ausgliederungsproblemen [86,303]. Aus diesem Grunde wurde die Fräsung der Primärteleskopaufbauten mit einem geringen Konuswinkel von 2° ausgeführt [82,86]. Neben dem Fräswinkel haben auch die Höhe und der Durchmesser des Primärteleskops einen Einfluss auf das Retentionsverhalten des Systems [86,304]. Die Vermessung der in dieser Untersuchung verwendeten Teleskopaufbauten mittels digitalem Messschieber (Mitutoyo, Digimatic, CD-15CPX, Tokio, J) zeigte eine mittlere vertikale Höhe der Friktionsflächen von 3,96(±1,05)mm und einen mittleren Durchmesser an der apikalen Basis von 5,11(±0,89)mm. Die Herstellung der Goldmatrizen (Dicke: 0,3mm) erfolgte mittels der für Doppelkronen auf Implantaten empfohlenen Galvanotechnologie (Solaris, DeguDent, Hanau, D) [82,86]. Zur Erzielung einer spannungsfreien Passung wurden diese Matrizen dem Titan-Gerüst des Aufnehmers verklebt (NimeticCem, 3M ESPE, Seefeld, D). Für den Modellfall erfolgte dies auf dem finalen Testmodell (Abschnitt 3.6.2; Abb.19). Für die bei den Probanden eingesetzten Prothesen wurden die, über den mit vorgeschriebenem Drehmoment von 35Ncm angezogenen Primärteleskopen, aufgesetzten Galvano-Sekundärkronen intraoral verklebt [82]. Für die geplante Vergleichsmessung ohne Verbindungselement wurde das Innere der Implantate in Analogie zum zahnlosen Unterkiefer mittels Verschlusschrauben gesichert.

Tabelle 4 Konfektionierte / präfabrizierte Bauteile der verwendeten Verbindungselemente (Straumann Implant System, Straumann, Basel, Ch)

Verbindungselement	Bauteile	Katalognummern	Anzahl / Prothese
Kugelanker	Retentiver Kugelanker	048.439	2
	Elliptische Matrize	048.456	2
Locator	RN Locator Sekundärteil	048.175-180	2
	Locator Laborset	048.189v2	1
Magnet	Titanmagnetics Insert	048.511	2
	Prothesen Titanmagnetics	048.515	2
	Positionsmanschette	048.516	2
Steg	Steg-Set Gold für 2 Implantate	040.195	1
Teleskop	RN synOcta Goldsekundärteil Krone	048.642	2
Zahnlos	RN Verschlusschraube klein	048.371	2

Wie einleitend dargestellt, besteht bei einigen Verbindungselementen klinisch die Möglichkeit, die Retentionskraft individuell einzustellen. Bei den in dieser Studie verwendeten Elementen war dies bei den Kugelkopfankern und dem Steggelenk möglich. Die Retentionskraft von Teleskopkronen ist über den Prozess der zahntechnischen Herstellung von diversen konstruktiven und zahntechnischen Faktoren abhängig [85,86,212,304-306]. In Anlehnung an die klinische Alltagssituation wurde dem Dentallabor der Auftrag erteilt, die Retention dieser drei Verbindungselemente für die

gegebene Situation aus zahntechnischer Sicht optimal einzustellen. Auf die konkrete Vorgabe einer spezifischen Retentionskraft wurde in Anlehnung an frühere Studien verzichtet [49,50,54,69,72,73,118,203-206]. Ohnehin wäre dieses zahntechnisch nur bedingt und wenig voraussagbar umzusetzen [212,292,303,306].

3.5.3 Herstellung der Testprothesen

Ausgehend von diesen Parametern sollte ein angepasstes Prothesendesign entwickelt werden. Dabei musste in der konkreten Ausführung zwischen den Anforderungen der geplanten in-vitro Messungen auf einem idealisierten Unterkiefermodell (Abschnitt 3.6.4) und den klinischen Versuchsreihen an den verschiedenen Probanden (Abschnitt 3.7) unterschieden werden.

Aufgrund des notwendigen Freiraums für die Sensoren-Module innerhalb der Prothesensättel und der geplanten interforaminären Implantatverankerung der Prothese mittels verschiedener Verbindungselemente, musste für alle Testprothesen ein skelletiertes Metallgerüst zur Verstärkung und Versteifung der Prothese konstruiert werden. Dazu wurde zuerst ein Modell des jeweiligen Unterkiefers (TriEpoxy, Keystone, Cherry Hill, NJ, USA und ResinRock, WhipMix, Louisville, KY; USA) mit eingelassenen Implantatanalogen (Straumann) hergestellt.



Abbildung 20 skelettiertes Prothesengerüst mit eingeklebten Sensor-Modulen und einzelnen Aufnehmern mit einpolymerisierten Sekundärteilen / Matrizen (Ansicht von basal v.l.n.r.: Kugelknopf, Locator, Magnet, Steg, Teleskop)

Unter Beachtung der Größe der Sensoren-Module und dem benötigten Freiraum zwischen Sensoren und Messwertgebern (siehe Abschnitt 3.3.3) wurde ein entsprechendes Gerüst entworfen. Gegen das Modell der Oberkieferprothese erfolgte dazu die Aufstellung von Prothesenzähnen in Modellierwachs. Nach der jeweiligen, auch klinischen Evaluierung dieser Aufstellung, wurde ein Silikonvorwall erstellt, welcher eine Anpassung des geplanten Gerüsts an die individuelle Zahnposition ermöglichte. Eine weitere Besonderheit bestand in der Forderung, die verschiedenen, in der Prothesenbasis zu verankernden Sekundärteile der zu testenden Verbindungselemen-

te (siehe Abschnitt 3.5.2) austauschbar zu gestalten. Damit sollte gewährleistet werden, dass sowohl in-vitro als auch bei jedem Proband die unterschiedlichen Verbindungselemente mit immer nur einer gut adaptierten Prothesenbasis zur Testung kamen. Somit konnten prothesenbedingte Unterschiede in den Messbedingungen z.B. durch eine möglicherweise veränderte Position der Sensoren zu den Magneten innerhalb desselben Probanden ausgeschlossen werden. Das nach diesen Vorgaben konstruierte Gerüst durfte das magnetische Feld des Magneten nicht beeinflussen und wurde daher in einer Titanlegierung (GirotanL, AmannGirrbach, Koblach, A) gegossen. Um die einzelnen, austauschbaren Aufnehmer für die Sekundärteile fest mit dem metallischen Prothesenkörper verbinden zu können, wurden diese ebenfalls durch gegossene Titan-Gerüste verstärkten Prothesenanteile mit drei Konusschraubverbindungen (M1.6, Bredent, Senden) versehen, über welche eine kraftschlüssige Verbindung zum Prothesenkörper hergestellt werden konnte (Abb. 20 und 21, Seite 40 und 41). Anschließend wurden die einzelnen Prothesen und die zugehörigen Aufnehmer mittels eines glasklaren Prothesenkunststoffs (Acryline, Anaxdent, Stuttgart) ohne die Verwendung von zusätzlichen Prothesenzähnen fertig gestellt. Durch die distalen Implantate mussten dabei beidseits Aussparungen in den basalen Prothesensätteln vorgesehen werden. Um ein sagittales oder transversales Anstoßen der funktionell belasteten Prothesenbasis an die Implantate auszuschließen, betrug die Größe dieser Fläche ca. einen Quadratzentimeter.



Abbildung 21 In-vitro Testmodell (links mit Steggerüst), Prothese ohne (Mitte) und mit verschraubtem Aufnehmer (rechts)

3.6 Planung und Durchführung der in-vitro Untersuchungen

3.6.1 Prinzipieller Ablauf der Versuche

Bevor das entwickelte Messsystem zur Bestimmung der Prothesenbewegung im klinischen Einsatz zur Anwendung kommen konnte, sollte die Tauglichkeit in einem Modellversuch überprüft werden. Für die spätere Auswertung und Überprüfung der klinisch ermittelten Retentionswerte sollten weiterhin Vergleichswerte der verschiedenen Verbindungselemente erhoben werden. Somit musste für die Simulation der klinischen Situation und die Testung des Messsystems ein geeigneter Versuchsaufbau entworfen und hergestellt werden. Ziel der in-vitro Untersuchung war daher die

Bestimmung der Prothesenbewegungen unter standardisierten Modellbedingungen in Abhängigkeit der verschiedenen Verbindungselemente und im Vergleich zum zahnlosen Unterkiefer. Weiterhin sollten die spezifischen Retentionseigenschaften der einzelnen Verbindungselemente in der gegebenen Modellsituation erfasst werden.

3.6.2 Herstellung des Testmodells und Modifikation der Prothese

Grundlage für in-vitro Messungen, welche die Besonderheiten der klinischen Situation der Belastung des zahnlosen Unterkiefers mit einer implantatverankerten Prothese widerspiegeln sollten, war die Entwicklung eines entsprechenden Modells. Als Grundlage dazu diente ein zahnloses Kunststoffmodell (0623-0731, KaVo, Biberach, D) Das in harten Kunststoff (PalaXpress, Heraeus Kulzer, Hanau, D) doublierte Modell wurde in Analogie des Versuchsaufbaus von *Setz et al.* [10] im Bereich der Kieferkämme und der Umschlagfalten in seiner Kontur vertikal um 3mm reduziert. Mit Hilfe eines davor abgenommenen Silikonschlüssels wurde das Modell mit einem dauerelastischen Kunststoff (EverSoft, Dentsply Prosthetics, York, PA, USA) wieder ergänzt. Somit erhielt das ursprünglich harte Modell eine der natürlichen Resilienz des zahnlosen Kiefers angenäherte Oberflächenelastizität [72]. Um die geplanten Implantate im Modell wiederzugeben, wurden jeweils zwei Laboranaloge (RN Manipulierimplantat, Straumann) an den Positionen der ehemaligen Eckzähne und in den Regionen der ersten Molaren mittels Kunststoff (Acryline, Anaxdent) eingeklebt (Abb.21, Seite 41). Um eine Vergleichbarkeit der Messergebnisse mit früheren Studien zu ermöglichen, wurde hierbei ein Abstand der interforaminären Implantate von 22mm gewählt [10,72,214]. Das Modell erhielt auf seiner Unterseite ein Messinggewinde und einen Rotationsstopper, welche die drehgesicherte Fixierung auf der später verwendeten Trägerplatte ermöglichte.

Die Herstellung der Testprothese wurde in Abschnitt 3.5.3 beschrieben. Um diese Prothese für die besonderen Anforderungen der in-vitro Versuche anzupassen, wurde statt eines okklusalen Kaureliefs ein Aufnehmer für einen Druckstempel (Abschnitt 3.6.4) beidseits in der Region der ersten Molaren gefertigt. Weiterhin erhielten die frontalen Aufnehmer der Sekundärteile eine anteriore Kavität zur Verankerung eines Dynamometers für die Bestimmung der Retentionswerte.

3.6.3 Überprüfung der Retention der Verbindungselemente

Neben der Bestimmung der Prothesenbewegungen in Abhängigkeit der verschiedenen Verbindungselemente sollten deren spezifische Retentionseigenschaften bestimmt werden. Hierbei kann man zwischen frontal und lateral wirkenden Retentionskräften unterscheiden. Aufgrund der unterschiedlichen Größe der beim Essen von z.B. klebriger Nahrung auf den frontalen und den distal freien Prothesensattel wirkenden Hebelarme

zeigten sich in früheren Studien für unterschiedliche Angriffspunkte divergierende Abzugskräfte [204,205,307]. Aus diesem Grund erfolgte die Bestimmung der Retentionswerte getrennt nach frontalen und lateralen Kräften.

Vorversuche mit Speichelerersatzflüssigkeit nach Fusayama [308] zeigten bei den wenigen durchzuführenden Abzugszyklen, insbesondere bei den Teleskopkronen, keinen signifikanten Einfluss auf die Retentionswerte. Dieses steht im Einklang mit früheren Untersuchungen zur Thematik [212]. Aus diesem Grunde wurde bei den Retentionsversuchen am Modell auf die Verwendung von Speichelerersatzmittel verzichtet.

Die Vorversuche zeigten weiterhin, dass die Retentionswerte zwischen den Verbindungselementen stark divergierten. Daher erfolgten die Messungen mittels verschiedener Dynamometer mit jeweils angepasstem Messbereich (Abb.22). So kam bei der Retentionskraftbestimmung der Magnetanker ein Messgerät mit einem kalibrierten Bereich bis 20N zur Anwendung (Correx, Hahn+Kolb, Stuttgart, D). Für die übrigen Verbindungselemente wurde ein Gerät mit einem Messbereich bis 50N eingesetzt (Kontaktor, Hahn+Kolb). Dazu wurde der Messarm des jeweiligen Gerätes in die anteriore Kavität bzw. in die posteriore rechte Positionierungsmulde im Gerüst der Prothese eingesetzt und diese anschließend jeweils senkrecht zu den Implantatachsen abgezogen (Abb.22). Die dafür notwendige Maximalkraft [N] wurde von einem Schleppzeiger auf einer analogen Skale angezeigt. Diese Messung wurde für jedes Verbindungselement zehnmal wiederholt. Alle Einzelwerte wurden sowohl im Programm ‚DisLodge3D‘, als auch tabellarisch für die spätere statistische Auswertung erfasst.

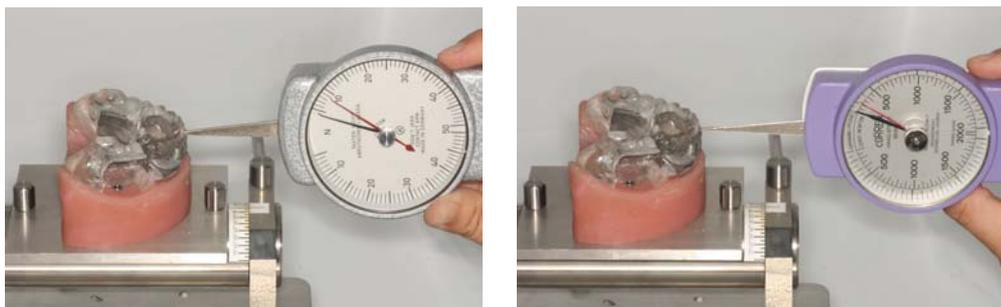


Abbildung 22 Messung der frontalen Retentionskräfte mittels verschiedener Dynamometer: Kontaktor [50N] (links) und Correx [20N] (rechts)

3.6.4 Funktionelle Analyse der Prothesenkinematik

Für die Bestimmung der Prothesenbewegungen und deren mögliche Abhängigkeit von den verschiedenen, zu testenden Verbindungselementen wurden für die in-vitro Versuche reproduzierbare und gleichförmige Belastungssituationen gewählt. Um die gewonnen Ergebnisse mit den später erhobenen klinischen Messungen vergleichen zu

können, wurde die einseitige Druckbelastung des rechten Prothesensattels als in-vitro Standardtestung durchgeführt. Dazu wurde das Modell auf einem dreidimensionalen Verschiebetisch fixiert. Die Primärteile der zu testenden Verbindungselemente wurden auf den interforaminären Implantaten verschraubt und die mit dem korrespondierenden Sekundärteileinsatz ausgestattete Prothese aufgepasst und mit einem Druck von einmalig 5N angedrückt.

Die individuellen Positionierungsschlüssel wurden in die Implantate in den Molarenregionen eingesetzt. Danach wurden die beiden Sensor-Module auf den Schlüsseln aufgesetzt. Da die kalibrierten Sensor-Module auch bei den klinischen Messungen eingesetzt werden sollten, mussten diese reversibel in der Prothesenbasis fixiert werden. Um bei diesem Austausch die Sensoren auf den Platinen nicht zu beschädigen, musste diese Befestigung nicht nur funktionell sicher, sondern auch vergleichsweise einfach zu lösen sein. Das Silikonmaterial Futar-D-Occlusion (3M ESPE, Seefeld, D) in Kombination mit einem adhäsiven Haftlack (Universal Adhäsiv, Heraeus Kulzer) stellte sich nach mehreren Versuchen als ein geeignetes Material heraus. Neben der vergleichsweise einfachen Entfernbarkeit gewährleistete dieses Material die notwendige sichere Verbindung der beiden Komponenten.

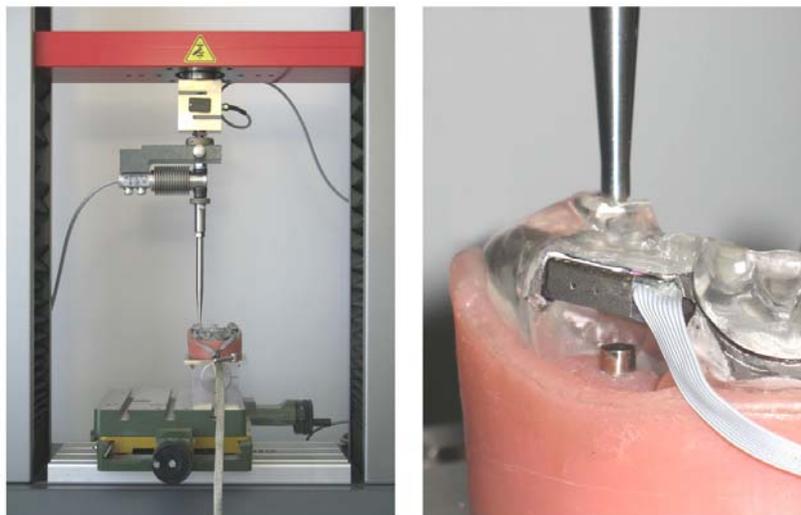


Abbildung 23 Messanordnung zur in-vitro Bestimmung der Prothesenkinematik: Prüfmaschine zur Druckapplikation (links), Sensor-Modul über Magnetanker (rechts)

Die Druckapplikation erfolgte über eine Universalprüfmaschine (Z010, Zwick/Roell, Ulm, D) mittels eines speziell hergestellten Stahlstößels (Abb.23). Für die Belastungsmessungen wurden verschiedene Druckstärken von 5N, 10N, 20N und 50N appliziert. Diese Abstufung repräsentierte verschiedene Belastungssituationen und wurde in ähnlicher Form bereits in früheren Untersuchungen angewendet [153,213,266]. Während einer jeden Messung wurde der rechte Prothesensattel mit der jeweiligen Kraft und in einer Frequenz von 1,5Hz zehnmal belastet. Die Ergebnisse jeder

Messung wurden als Datensatz gespeichert und die Einzelmesswerte der verschiedenen Vektoren für die spätere statistische Auswertung tabellarisch erfasst. Diese Messungen wurden für jedes Verbindungselement inklusive der Vergleichsgruppe mit jeder der vier Kräfte fünfmal wiederholt.

3.7 Planung und Durchführung der klinischen Untersuchungen

Nachdem die Tauglichkeit des entwickelten Messsystems im Modellversuch erfolgreich überprüft werden konnte, sollten die klinischen Untersuchungen erfolgen. Dazu wurde ein spezielles Studienprotokoll entwickelt, welches am 5. Juni 2008 ein positives Votum der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg erhielt. Dabei sollten durch verschiedene Druck-, Sprech-, Kau- und Schluckversuche Aussagen zur Prothesenkinematik bei implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer gewonnen werden. Durch eine Überprüfung der Retentionskräfte der verschiedenen eingesetzten Verbindungselemente sollten mögliche Korrelationen zwischen Verankerungstyp und Prothesenbewegung ermittelt werden.

3.7.1 Prinzipieller Ablauf der Versuche

Der prinzipielle Ablauf des klinischen Untersuchungsteils ist anhand eines Flussdiagramms dargestellt und wird im Text weiter erläutert (Abb.24). Die Anzahl der in die Untersuchung einzubeziehenden Probanden war aus praktischen Gesichtspunkten auf fünf beschränkt.

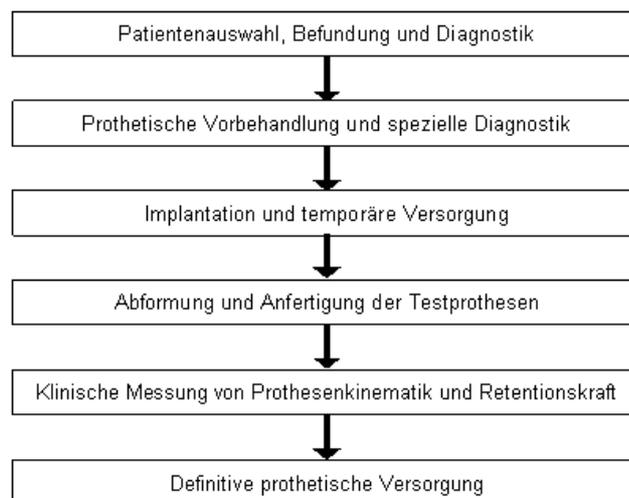


Abbildung 24 Prinzipieller Ablauf der klinischen Untersuchungen zur Prothesenkinematik bei implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer

Bei diesem Stichprobenumfang war es möglich, mittels einer Varianzanalyse mit Messwiederholung auf einem Signifikanzlevel von 0,05 einen angenommenen

prothesenspezifischen Mittelwertsunterschied in der Sattelauslenkung von $50\mu\text{m}$ (levelspezifische Standardabweichung $SD=50\mu\text{m}$, Korrelation zwischen den Levels $r=0,5$) mit einer Power von 99% zu beschreiben.

Die Rekrutierung der fünf Probanden erfolgte aus dem Patientenstamm der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg. Nach dem diese Probanden alle allgemeinmedizinischen und zahnärztlichen Bedingungen für die Teilnahme an der Studie erfüllten, wurde im Bedarfsfall neuer totalprothetische Zahnersatz angefertigt. Auf Grundlage dieser Versorgung erfolgte die spezielle präimplantologische Diagnostik. Nach der Insertion der Implantate im Unterkiefer wurde der Zahnersatz angepasst. Nachdem die Implantate eingeeilt waren, erfolgte über einen Abdruck der Implantatposition die Anfertigung der jeweiligen Testprothese. Zum Untersuchungstag wurden die Testprothesen am Probanden eingegliedert und adjustiert. Es erfolgten die protokollgemäßen Messungen der Prothesenbewegungen und der Retentionskräfte unter zufälliger Auswahl der verschiedenen Verbindungselemente. Nachdem alle Messungen erfolgreich abgeschlossen waren, wurden in einem separaten Behandlungstermin alle Implantate mit den definitiven Verbindungselementen versorgt und die korrespondierenden Matrizen in den vorhandenen Zahnersatz eingearbeitet. Nach nochmaliger Kontrolle wurden die Probanden in einen regelmäßigen Kontrollintervall aufgenommen.

3.7.2 Auswahl der Probanden

Die in die Studie aufgenommenen Probanden stellten sich in der Ambulanz der Poliklinik für Prothetik mit Problemen der Lagestabilität der Totalprothese im Unterkiefer vor. Nachdem in einem ersten Beratungsgespräch über die Möglichkeiten der implantatprothetischen Verankerung der Prothese aufgeklärt worden war, wurden die Patienten eingeladen an der Studie teilzunehmen. Dazu mussten die potentiellen Probanden verschiedene Kriterien erfüllen:

- zahnloser Unterkiefer
- Abstand zwischen dem Extraktionstermin des letzten Unterkieferzahnes und dem Zeitpunkt der Implantation mindestens drei Monate
- Ausreichende Knochenquantität und -qualität in den prospektiven Implantatpositionen, v.a. röntgenologisch mindestens 10mm vertikale Restknochenhöhe über dem Dach des Canalis Mandibulae in regio 036 und 046
- Ausreichender Freiraum in den Prothesensätteln von mindestens 12mm im Bereich der ersten Molaren zur notwendigen Integration der Sensor-Module
- Oberkiefer zahnlos oder maximal drei noch verbliebene Restzähne
- Keine Mundschleimhauterkrankungen

- Keinerlei allgemeinmedizinische Einschränkungen / Bedenken (Erkrankungen, Allergien, Abusus usw.) gegen einen ambulanten implantologischen Eingriff
- Keine manifesten funktionellen / kranio-mandibulären Störungen
- Grundsätzliche Bereitschaft an der Untersuchung teilzunehmen

Entsprechend dem Studienprotokoll erfolgte eine intensive mündliche und schriftliche Aufklärung über Inhalt und Ziele der Studie, mögliche Komplikationen und Anforderungen an die Teilnehmer. Dazu wurden ein Patienteninformationsbroschüre und verschiedenen individuellen Aufklärungsbögen entworfen und genutzt. Die Probanden erteilten ihr schriftliches Einverständnis. Wie geplant, konnten fünf Probanden (vier Männer und eine Frau) im Alter zwischen 59 und 74 Jahren für die Teilnahme an der Studie gewonnen werden.

3.7.3 Vorbehandlung, Diagnostik und Implantatinserterion

Es erfolgte eine dem klinischen Standard entsprechende Untersuchung des vorhandenen herausnehmbaren Zahnersatzes der Probanden. Soweit dieser nicht den allgemeinen Kriterien entsprach, erfolgte eine Korrektur bzw. eine Neuanfertigung des betreffenden Zahnersatzes. Nachdem sich alle Probanden an den korrigierten oder neuen Zahnersatz adaptiert hatten, erfolgte eine Doublierung der Unterkieferprothese in glasklaren Kunststoff (PalaXpress, Heraeus Kulzer). Anschließend wurden die Bereiche der geplanten Implantate in den Regionen 32/33 und 42/43 bzw. den Regionen 36 und 46 zur Herstellung einer Röntgen- und Bohrschablone freigestellt. Es wurden genormte Messkörper (Röntgenreferenzkugel Ø=5mm, Straumann) in den vier Regionen an der Schablone fixiert und ein Orthopantomogramm angefertigt. Anhand der klinischen Situation und dieser röntgenologischen Messaufnahme erfolgte die Auswahl der Implantate. Von den jeweils behandelnden Hausärzten lag für jeden Probanden zusätzlich eine allgemeinmedizinische Unbedenklichkeitserklärung hinsichtlich des geplanten Eingriffs vor.



Abbildung 25 Unterkiefer vor (links), während (Mitte) und acht Wochen nach der Implantatinserterion (rechts)

In einem ambulanten Eingriff unter lokaler Anästhesie erfolgte bei jedem Probanden die schablonenunterstützte, primär stabile Insertion von vier Implantaten (Abb.25, Standard Plus, RN, Straumann; Seite 47). Es wurden keine weiteren augmentativen Maßnahmen durchgeführt. Es erfolgten postoperative Kontrollen nach 2, 4 und 8 Tagen. Dabei konnte bei keinem der Probanden eine implantationsbedingte Parästhesie festgestellt werden. Nach initialer Prothesenkarenz wurde die Unterkieferprothese über den Implantaten hohl gelegt und angepasst (Visco Gel, Dentsply DeTrey, Konstanz, D). Die achtwöchige Einheilung erfolgte transgingival und komplikationslos. Während dieser Zeit waren die Probanden in regelmäßiger Kontrolle. Die Verifizierung der klinisch erreichten Implantatpositionen erfolgte im Zuge der Herstellung der Testprothesen (Abschnitt 3.7.4) anhand des jeweiligen Meistermodells (Abb.26) mittels digitalen Messschieber (Mitutoyo, Digimatic, CD-15CPX).

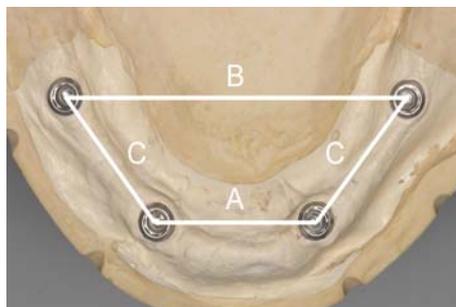


Abbildung 26 Mittlere Distanzen der bei den fünf Probanden inserierten Implantate:
A) $19,95(\pm 1,26)\text{mm}$; B) $47,53(\pm 1,53)\text{mm}$ und C) $20,93(\pm 1,44)\text{mm}$

3.7.4 Herstellung der Verbindungselemente und der Testprothesen

Mittels eines individuellen Löffels erfolgte mit Polyether (Impregum, 3M ESPE) eine Abformung des Unterkiefers und der Implantate (RN synOcta verschraubte Abformkappe, Straumann). Die zahntechnische Herstellung der Verbindungselemente (Abb.27, Seite 49) und die dafür eingesetzten Komponenten wurden bereits in Abschnitt 3.5.2 dargestellt. Die Herstellung der Testprothesen wurde in Abschnitt 3.5.3 erläutert. Im Unterschied zu der für die in-vitro Versuche genutzten Prothese wurde dazu im Vorfeld bei jedem Probanden eine implantatgestützte Kieferrelationsbestimmung mittels Wachswall ausgeführt. Gegen das Modell der Oberkieferprothese erfolgte dann in Analogie zur Herstellung einer konventionellen Prothese die Aufstellung von Kunststoffzähnen nach dem bilateral balancierten dynamischen Okklusionskonzept. Jede Prothese erhielt fünf frontale Aufnehmer für die fünf zu testenden Matrizen und Sekundärteile.



Abbildung 27 Verbindungselemente eines Probanden (obere Reihe v.l.: Kugelanker, Locator, Magnete; untere Reihe v.l.: Steg, Telskope, Vergleichsgruppe)

Um bei den Druckversuchen die kontrollierte Kraftapplikation mittels des Hebelarms reproduzierbar gestalten zu können, wurde in der Zentralfissur des Zahnes 46 eine Mulde eingefräst. Die in glasklaren Kunststoff ausgeführten Aufnehmer wurden zusätzlich mit einer anterioren Kabelführung versehen (Abb.30, Seite 53). Wie Vorversuche zeigten, konnte so u.a. der mechanische Stress für die Zuleitungen der Sensoren-Module während der klinischen Messungen verringert werden.

3.7.5 Definitive prothetische Versorgung nach Abschluss der Studie

Nach dem Abschluss der Messungen erfolgte die prothetische Endversorgung der Probanden. Dazu wurden die in den Versuchen am jeweiligen Probanden verwendeten Locator-Attachments und zwei zusätzliche Locator-Attachments (Straumann) definitiv mit dem vorgeschriebenen Drehmoment auf den vier Implantaten verschraubt (Abb.28). Neue Matrizengehäuse (Straumann) wurden auf den Attachments platziert.



Abbildung 28 Definitive prothetische Versorgung mit Locator-Attachments (links); Prothese mit Retentionseinsätzen (Mitte); röntgenologische Kontrolle sechs Monate post-operativ (rechts)

Die basal hohlgelegte und vom Tissue-Conditioner gereinigte Prothese wurde eingesetzt und ihre Passung nochmals mittels Silikonprobe (FitChecker, GC, Tokio, J) getestet. Mit einem Polyethermaterial (Impregum, 3M ESPE) erfolgte ein Unterfütterungs- und Sammelabdruck mit der Prothese. Anschließend wurden Locator-Manipulierimplantate (Straumann) in die Matrizen eingesetzt und ein Modell hergestellt.

Die Prothese wurde unterfüttert und die Matrizen in diesem Zuge in die Basis einpolymerisiert (PalaXpress, Heraeus Kulzer). Anschließend erfolgte am selben Tag die Eingliederung der Prothese. Bis zum ersten Kontrolltermin nach 3 Tagen verblieben die Locator-Prozesseinsätze (Polyethylen, Straumann) in den Matrizengehäusen.

Bei diesem Kontrolltermin wurden Passung und Okklusion nochmals kontrolliert und gegebenenfalls adjustiert. Weiterhin wurden die Prozesseinsätze entfernt und die finalen Retentionseinsätze (Polyamid, Straumann) mittels des entsprechenden Werkzeugs eingesetzt. Dabei wurde bei allen Probanden die Locatormatrizen mit der geringsten Retention (blau; Abb.28, Seite 49) gewählt. Im Bedarfsfall könnten diese zu einem späteren Zeitpunkt durch Einsätze höherer Retention ersetzt. Die Probanden wurden nach einer weiteren Kontrolle nach drei Wochen in einen vom Verlauf dieser Studie unabhängigen sechsmonatigen Kontrollintervall aufgenommen (Abb.28, Seite 49).

3.7.6 Randomisierung

Bei den klinischen Versuchen waren mehrere Verbindungselemente in unterschiedlichen Tests zu analysieren. Dabei musste sichergestellt werden, dass die Reihenfolge der zur Testung kommenden Verbindungselemente mit ihren unterschiedlichen funktionellen Eigenschaften keinen Einfluss auf die Ergebnisse nehmen konnte. Aus diesem Grund erfolgte die Festlegung der Reihenfolge nach dem Losverfahren. Hierzu wurden sechs Lose, jeweils beschriftet mit einem Verbindungselement (Kugelknopf, Locator, Magnet, Steg, Teleskop und Zahnlos), durch die Assistenz aus einer Schachtel gezogen. Die Reihenfolge der Lose bestimmte die Abfolge der Verbindungselemente bei den Tests mit dem betreffenden Probanden.

3.7.7 Auswahl des Kaugutes und der Sprechlaute

Bei verschiedenen Untersuchungen zu prothesendynamischen Eigenschaften, funktionellen Bewegungsabläufen und der Kaueffektivität kamen in der Vergangenheit verschiedene Produkte wie z.B.: Silikonpartikel definierter Größe, Weingummi, Sahnebonbons, frisches Brot, Zwieback, trockene Aprikosen, Rosinen, Karotten und Erdnüsse als Kaugut zum Einsatz [18,213,252,255,256,260,274,277,288,289,309]. Jedes dieser Produkte hat gewisse Vorzüge, eine Standardisierung fällt jedoch schwer und war bislang nicht möglich. Das Kaugut sollte neben einer ausreichenden Härte auch eine gewisse Klebrigkeit besitzen. Nur so lassen sich die bei einer Prothese relevanten anpressenden und abziehenden Kräfte klinisch simulieren. Um eine Behinderung oder Beschädigung des Messsystems zu vermeiden, sollte die Testnahrung beim Kauen weiterhin nicht aufbrechen. Um darüber hinaus nicht auf individuell zubereitetes und portioniertes Kaugut zurückgreifen zu müssen, wurde für

diese Untersuchung ein standardisiertes Produkt gewählt. Die sterilen, einzeln verpackten Paraffin-Stücke (Paraffin Pellets, Ivoclar Vivadent) sind geruchs- und geschmacksneutral. Sie wurden bislang als standardisiertes Kaugut bei der Bestimmung von Speichelflussraten angewendet. Durch ihre anfangs feste, später eher weiche, klebrige und nicht aufbrechende Konsistenz vereinen Paraffin-Stücke die Kaeigenschaften verschiedener beispielhafter Nahrungsmittel und eigneten sich gut für die durchzuführenden Versuche.

Mit der Auswahl der Laute für die geplanten Sprechtests sollte ein möglichst vielfältiges Bewegungsmuster der Zunge erzeugt werden. Mit der Auswahl des Testsatzes „*Harald zeigt hastig nach links*“ wurde sich an früheren Untersuchungen zur Kinematik von Modellgussprothesen orientiert [213]. Die Komplexität von palatinalen Verschluss- und Flatterlauten sowie verschiedenen Frikativ- und Laterallauten erfordert bei diesem Satz ein hohes Maß an Zungenaktivität. Weiterhin konnte durch die relative Kürze des Satzes ein Schlucken während des Sprechens vermieden werden.

3.7.8 Klinische Überprüfung der Retention der Verbindungselemente

Zu Beginn der Messungen erfolgte bei jedem Probanden eine Einprobe der jeweiligen Testprothese mit Verschlusschrauben auf den Implantaten. Zuerst erfolgte die Überprüfung der statischen und dynamischen Zahnkontakte mittels Okklusionsfolien (Hanel 12µm, Coltène Whaledent, Langenau, D). Anschließend wurde die tegumentale Passung der Testprothese mittels Kontrollsilikon (FitChecker, GC) auch bei forciertem Schlussbiss überprüft. Störstellen wurden entfernt und poliert. Anschließend wurden dieselben Untersuchungen und Korrekturen mit eingeschraubtem Steggelenk und der für den Steg umgebauten Prothese durchgeführt. Somit konnte auch bei den durchzuführenden Druckversuchen davon ausgegangen werden, dass die Probanden nicht durch störende Kontakte zwischen Prothese und Lagergewebe verletzt werden würden.

Wie in den in-vitro Untersuchungen deutlich wurde, waren die Retentionskräfte der einzelnen Verbindungselemente sehr unterschiedlich und somit nicht mittels eines Dynamometers mit festgelegtem Messbereich zu erfassen. Wie schon im Modellversuch (Abschnitt 3.6.3) kamen aus diesem Grunde auch bei den klinischen Messungen zwei Messgeräte mit verschiedenen Skalierungen zum Einsatz (Abb.29, Seite 52). Da die beiden Sensor-Module für diese Messungen nicht benötigt wurden und um die Module und deren Zuleitungen nicht zu beschädigen, war die Prothese während der Retentionsversuche nicht verkabelt. Weiterhin sollten die Retentionskräfte auch in ihrer Abhängigkeit vom Ort der Krafteinwirkung überprüft werden. Daher erfolgte die Messung der Abzugskräfte sowohl in der Front, als auch im Seitenzahnbereich. Zur

Vereinheitlichung erfolgten die Tests nur für den jeweils rechten Prothesensattel. Für den Hebelarm des Dynamometers war dafür eine Positionierungsmulde im Prothesengerüst im Bereich des Sensor-Modul-Aufnehmers vorgesehen.



Abbildung 29 klinische Messung der Retentionskraft frontal (links) und lateral (rechts) mittels Dynamometer (Kontaktor)

Nachdem der Proband die zu vermessende Kombination aus Verbindungselemente und korrespondierender Prothese eingesetzt hatte, wurde dieser aufgefordert fünfmal fest zusammen zubeißen und mehrfach zu schlucken. Dadurch sollte ein möglichst optimaler Kontakt zwischen Primär- und Sekundärteilen der Verbindungselemente bzw. ein vollständiger Sitz der Prothese auf dem Tegument erreicht werden. Die Hebelarme des Dynamometers wurde in die entsprechende frontale oder laterale Kavität eingesetzt und die Prothese bei geöffneter Zahnreihe mittels dieses Hebels in Achsrichtung des Implantates abgezogen. Die ermittelte maximale Retentionskraft wurde über die Position des Schleppzeigers abgelesen und in die entsprechende Tabelle des Auswertungsprogramms getrennt nach frontalen und lateralen Kräften eingetragen. Die Messung wurde bei jedem Verbindungselement in frontaler und lateraler Abzugspositionen je zehnmal wiederholt.

3.7.9 Klinische Messung der funktionellen Prothesenkinematik

Für die klinischen Bewegungsmessungen mussten hierbei im Vorfeld die beiden Sensor-Module in die Prothesenbasis integriert werden (Abb.30, Seite 30). Die Positionierung erfolgte dabei, wie schon in Abschnitt 3.6.4 dargestellt, mittels individueller Kunststoffschlüssel. Die Sensor-Kabel waren durch Kunststoffführungen fixiert.

Die jeweilige Kombination aus Verbindungselement und korrespondierender Prothese wurde eingesetzt (Abb.31, Seite 53). Wie schon in Abschnitt 3.7.8 wurde der Proband aufgefordert, fünfmal fest zusammen zubeißen und mehrfach zu schlucken und somit einen möglichst optimalen Kontakt zwischen Primär- und Sekundärteilen der Verbindungselemente bzw. einen vollständigen Sitz der Prothese auf dem Tegument zu erzielen.



Abbildung 30 Model eines Probanden (links mit Steg), Prothese ohne (Mitte) und mit verschraubtem Aufnehmer und eingesetzten Sensor-Modulen (rechts)

Das zur Vermeidung von magnetischen Streufeldern abgeschirmte Kabel wurde mit der Box des A/D-Wandlers verbunden. Diese Box befand sich in einer Umhängetasche vor der Brust des auf einem zahnärztlichen Behandlungstuhl aufrecht sitzenden Patienten. Die Box wurde ihrerseits mittels USB-Kabel mit dem Computer verbunden. Dieser wurde während der Messungen ausschließlich über den Akku des Rechners betrieben. Nachdem das Messsystem installiert und das Computerprogramm gestartet war, wurde die Versorgungsspannung der Sensoren in der A/D-Wandlerbox aktiviert. Die Anzeige von synchronen Spannungssignalen beider, in Ruhelage befindlicher Sensoren-Module auf dem Monitor signalisierte die Einsatzbereitschaft des Messsystems.



Abbildung 31 Verbindungselement-Steg & Sensor-Magnete (links, Mitte) und Testprothese (rechts) im Mund eines Probanden

Die Untersuchungen zur Kinematik der implantatgestützten Prothesen umfassten bei jedem Probanden fünf verschiedene Arten der funktionellen Belastung: intermittierende Druckbelastungen verschiedener Abstufungen, Kauversuche, Sprechproben, Öffnungs- und Schließversuche und Schlucktests. Alle Versuche wurden bei jedem der fünf Probanden mit allen sechs Modifikationen der Verbindungselemente (Kugelknopf, Locator, Magnet, Steg, Teleskop und Kontrollgruppe ohne Verbindungselement) in der beschriebenen Weise ausgeführt. Bei all diesen Versuchen wurden immer die Signale beider Sensoren parallel erfasst und aufgezeichnet. Zwischen den einzelnen Testblöcken wurden Pausen von ca. fünf Minuten eingelegt. In dieser Zeit konnten sich die Mundschleimhaut und das subepitheliale Bindegewebe von der Kompression durch die Prothese regenerieren.

Dynamische, einseitige Druckbelastung

Der Hebelarm des Dynamometers (Kontaktor, Hahn+Kolb) wurde in der fissuralen Mulde im Zahn 46 (ipsilateral = rechts) aufgesetzt [150,213] und der Prothesensattel dann mit einer Frequenz von ca. 1Hz fünfmal nacheinander vertikal belastet (Abb.32). Dieser Belastungsversuch wurde mit Anpresskräften von 5N, 10N und 20N jeweils fünfmal wiederholt. Wie Vorversuche an den Probanden zeigten, war bei den unverankerten und den mit Magnet-Elementen verankerten Prothesen eine Druckapplikation von 50N mit deutlichen Schmerzen im Prothesensattelbereich verbunden. Aus diesem Grund wurde bei diesen Prothesen auf die Messung bei einer Vertikalbelastung von 50N verzichtet.



Abbildung 32 Rechtsseitige Druckbelastung mit einer Kraft von 10N (Kontaktor, Hahn+Kolb)

Öffnungs- und Schließversuch

Hierbei wurde der Proband gebeten, den Mund ca. 40mm zu Öffnen und dann wieder zu schließen. Dieses wurde ihm durch das Aufzeigen eines Stopps mittels des Handrückens des Untersuchers erleichtert. Während einer Aufzeichnung wurden diese Bewegungen fünfmal wiederholt. Mit jedem Verbindungselement erfolgten fünf dieser Messungen.

Sprechversuch

Der Proband wurde gebeten, während einer laufenden Aufzeichnung den vorgegebenen Testsatz „Harald zeigt hastig nach links“ fünfmal nacheinander laut auszusprechen. Dieser Versuch wurde fünfmal wiederholt.

Kauversuch

Dem Probanden wurde ein Paraffin Pellet (Ivoclar Vivadent) zwischen die leicht geöffneten Zahnreihen in Höhe der ersten rechten Molaren platziert (Abb.33, Seite 55). Anschließend wurde der Proband gebeten, den Pellet ausschließlich in der rechten Kieferhälfte zu zerkauen. Die Aufzeichnung der resultierenden Prothesenbewegungen wurde über die zuvor gestartete Schaltuhr des Programms nach einer Minute Kauzeit

automatisch beendet. Dieser Kauversuch wurde mit je einem neuen Pellet bei jedem Verbindungselement fünfmal wiederholt.



Abbildung 33 vorhandene Oberkieferprothese und Testprothese im Schlussbiss (links); Experimentelles Kaugut (Mitte: Paraffin Pellets, Ivoclar Vivadent); Beginn eines Kauversuchs mit Paraffin Pellet zwischen den Zahnreihen (rechts)

Schluckversuch

Vorversuche zeigten, dass das nacheinander wiederholte Leerschlucken zu sehr unregelmäßigen Bewegungsmustern führte. Die Patienten klagten während des Versuches über einen zunehmenden Mangel an natürlichem Speichel. Um sowohl typische, als auch vergleichbare Bewegungskurven aufzeichnen zu können, wurde dem Probanden vor dem Schlucken ca. 5ml Wasser mittels einer Einwegspritze in den leicht geöffneten Mund geträufelt. Für jedes Verbindungselement wurden fünf Schluckmuster aufgezeichnet.

3.8 Auswertung und statistische Analyse

Die Auswertung der Messergebnisse sollte im ersten Schritt getrennt für die in-vitro und die klinischen Messungen erfolgen. Dabei sollten die Retentionswerte der verschiedenen Verbindungselemente im frontalen und lateralen Abzug analysiert werden. Danach war die Analyse der funktionellen Prothesenkinematik bei definierter Druckbelastung und unterschiedlichen klinischen Funktionsbedingungen geplant. Im Anschluss sollten die im Modellversuch ermittelten Werte mit den klinischen Messwerten verglichen werden. Abschließend sollten mögliche Abhängigkeiten zwischen dem Ausmaß der Prothesenbewegung und den gefundenen Retentionskräften sowohl für den Modellfall, als auch für die klinischen Messungen untersucht werden. Folgende Punkte wurden dabei betrachtet:

- Darstellung der frontalen und lateralen Retentionskräfte
- Erfassung und Darstellung der mittleren Sattelauslenkungen bei einseitiger, kontrollierter Druckbelastung verschiedener Stärke getrennt nach ipsi- und kontralateralen Werten.

- Erfassung und Darstellung der beidseitigen mittleren Sattelauslenkungen unter verschiedenen klinischen Funktionsbedingungen
- Erfassung und Darstellung der Weg-Zeit-Integralen der oben dargestellten Auslenkungen der Prothesensättel in den drei Raumkoordinaten.
- Gegenüberstellung der mittleren Retentionskräfte von Modell- und klinischen Versuchen
- Gegenüberstellung der mittleren Sattelauslenkungen von Modell- und klinischen Versuchen
- Analyse vorhandener Korrelationen von Modell- und klinischen Versuchen hinsichtlich Prothesenretentionswerten und Sattelauslenkungen
- Analyse möglichen Abhängigkeiten von Sattelauslenkungen und Prothesenretentionswerten

Wie in Abschnitt 3.4.4 dargestellt, erfolgte die Ausgabe der verschiedenen vektorbezogenen Mittelwerte jeder Aufzeichnung automatisch. Diese Werte wurden aus der jeweiligen Ausgabetabelle kopiert und in eine Übersichtstabelle übertragen. Datensätze, welche den Messbereich überschritten und daher ausgefiltert wurden, blieben ohne Eintragung und wurden somit bei der statistischen Analyse ausgeschlossen. Analog wurde mit den Einzelwerten der verschiedenen Retentionsversuche verfahren. Die statistische Auswertung erfolgte sowohl deskriptiv, als auch mittels verschiedener grafischer Darstellungen (Abschnitt 3.4.4).

Um bei der Vielzahl der Daten, Testverfahren und Variablen einen Vergleich zwischen den Parametern zu ermöglichen, wurde bei der vergleichenden Statistik der rechnerisch ermittelte Gesamtvektor (Abb.14, Seite 35) als integrativer Messwert aller sechs möglichen Einzelvektoren verwendet (Abschnitt 3.4.4). Die statistisch-rechnerische Analyse der erhobenen Daten erfolgte unter Zuhilfenahme des Computerprogramms SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago II, USA).

Neben der ausführlichen Deskription der Daten wurde zur Überprüfung der Hypothese auf Mittelwertsunterschiede der einzelnen Prothesen bzgl. der Sattelauslenkungen und der Retentionswerte ein Anpassungstest nach Kolmogorov-Smirnov (Signifikanzniveau $\alpha=0,05$) durchgeführt. Dabei zeigte sich, dass die Verteilung der Werte in den Datensätzen nicht durchgehend gleichmäßig war. Daher kamen bei der weiteren Auswertung nicht-parametrische, gegen Ausreißer robuste Tests zum Einsatz. So erfolgte die Überprüfung von vorhandenen Unterschieden beim Vergleich von Werten mittels des Kruskal-Wallis- bzw. des Mann-Whitney-Tests. Das Signifikanzniveau betrug $\alpha=0,05$. Um weiterhin vorhandene Abhängigkeiten und Korrelationen zwischen den erhobenen Messdaten feststellen zu können, wurden

diese Fragestellungen mittels des nicht-parametrischen Spearman-Tests statistisch untersucht.

Der Rangkorrelationskoeffizient (r) ist ein dimensionsloses Maß für den Grad des Zusammenhangs zwischen zwei Merkmalen. Er kann Werte zwischen -1 und $+1$ annehmen. Bei einem Wert von $+1$ (bzw. -1) besteht ein vollständig positiver (bzw. negativer) Zusammenhang zwischen den betrachteten Merkmalen. Wenn der Korrelationskoeffizient den Wert 0 aufweist, hängen die beiden Merkmale überhaupt nicht voneinander ab. Je nach Betrag kann eine Interpretation der ein Rangkoeffizienten nach folgender Abstufung erfolgen: $r \leq 0,2$ = sehr geringe Korrelation, $r \leq 0,5$ = geringe Korrelation, $r \leq 0,7$ = mittlere Korrelation, $r \leq 0,9$ = hohe und $r > 0,9$ = sehr hohe Korrelation zwischen den untersuchten Parametern [310].

Für verschiedene Testsituationen wurden beispielhaft mittels des Programms „CamStudio“ (freie Computersoftware) eine animierte Videosequenzen von der jeweiligen Prothesenbewegung erstellt. Diese Videodateien (Dateityp: .wmv) finden sich auf einem CD-Rom Datenträger im Anhang zu dieser Arbeit. Zur besseren Visualisierung der Prothesenkinematik erfolgte die Wiedergabe der Bewegungen 4fach vergrößert und mit 50%iger Beschleunigung.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der in-vitro Untersuchungen

4.1.1 Retentionsprüfungen

Die Überprüfung der Retentionskräfte der unterschiedlichen Verbindungselemente gliederte sich in die Untersuchung der frontalen Kraftmessung beim Abzug zwischen den beiden anterioren Implantaten und der lateralen Haltkraftmessung über dem Implantat in der Region des ehemaligen Zahnes 46.

Bei den frontalen Abzugsversuchen fanden sich mit $34,3(\pm 2,71)\text{N}$ die größten Retentionskräfte bei den Locator-Attachments (Abb.34, Seite 58). Die geringsten Kräfte wurden mit $4,05(\pm 0,98)\text{N}$ bei den Magneten gemessen. Die übrigen Retentionswerte von Kugelkopf-Ankern mit $18,08(\pm 0,80)\text{N}$, Steggelenk mit $12,01(\pm 0,52)\text{N}$ und Teleskopen mit $10,9(\pm 1,60)\text{N}$ unterschieden sich jeweils signifikant (Mann-Whitney-Test; $p < 0,01$)

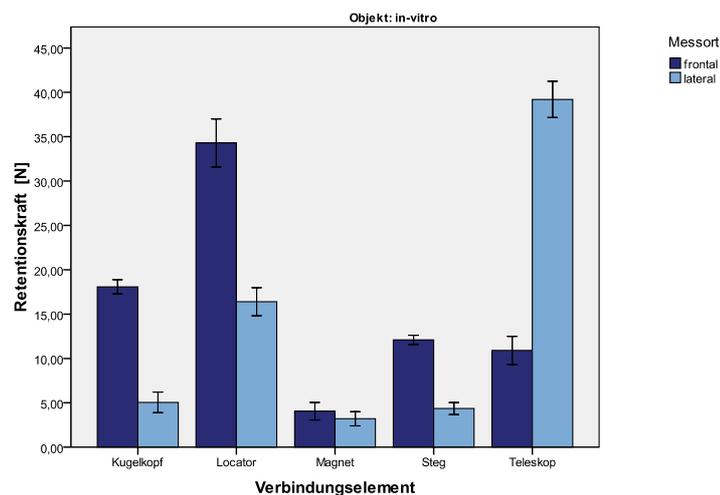


Abbildung 34 Im Modellversuch ermittelte Retentionskräfte (Mittelwerte und Standardabweichungen) der verschiedenen Verbindungselemente

Bei den lateralen Retentionsmessungen (Abb.34) zeigten die Teleskopanker mit $39,20(\pm 2,04)\text{N}$ die höchsten Werte. Die Werte für Locator ($16,4(\pm 1,58)\text{N}$), Kugelkopf ($5,05(\pm 1,17)\text{N}$) und Steggelenk ($4,35(\pm 0,68)\text{N}$) waren geringer. Der niedrigste Wert war bei den Magneten mit $3,20(\pm 0,80)\text{N}$ zu finden. Die statistische Analyse zeigte innerhalb der frontalen und lateralen Haltewerte der Verbindungselemente statistisch signifikante Unterschiede (Kruskal-Wallis- und Mann-Whitney-Test; $p < 0,01$). Mit Ausnahme der mittels Magnet verankerten Prothesen ($p = 0,63$) zeigten sich im Paarvergleich von frontalen und lateralen Retentionswerten ebenfalls statistisch signifikante Unterschiede (Mann-Whitney-Test; $p < 0,01$).

4.1.2 Analyse der funktionellen Prothesenkinematik bei definierten Druckbelastungen

Für die Messungen der Prothesenbewegung im Modellversuch wurde eine einseitige (rechts) Applikation von vertikalem Druck in den Stärken 5N, 10N, 20N und 50N ausgeführt.

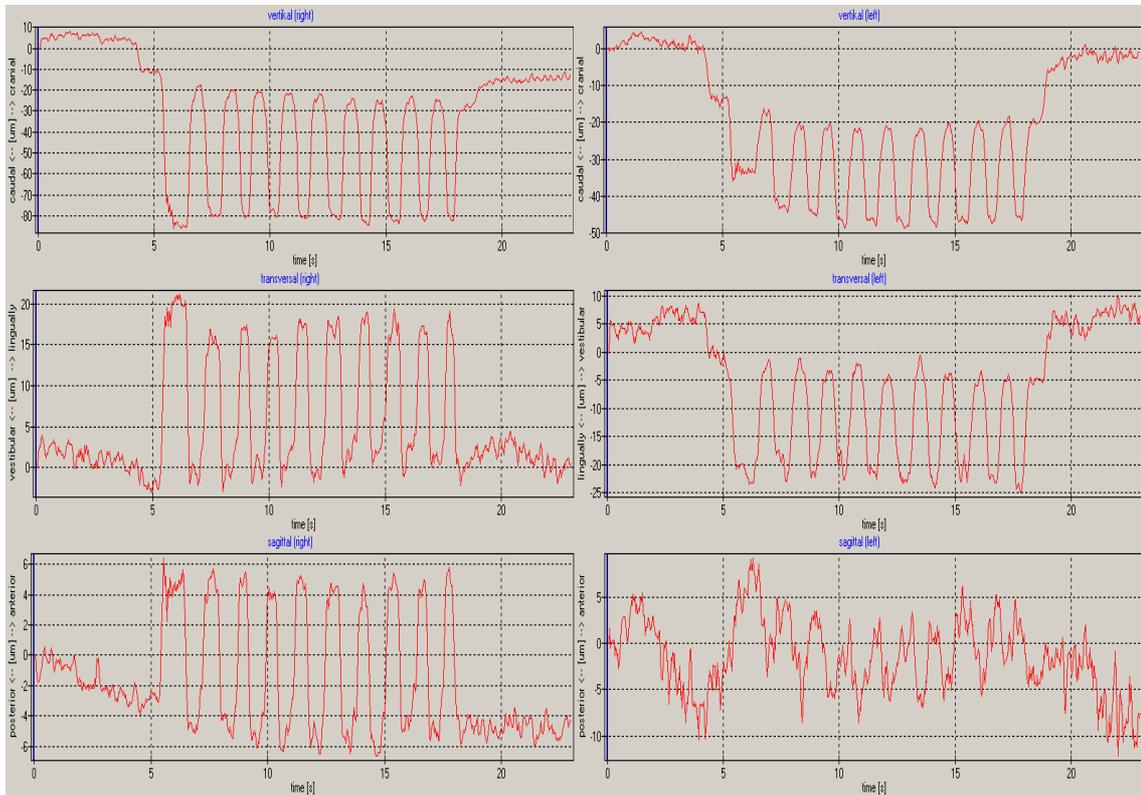


Abbildung 35 Beispielhafte Weg-Zeit-Diagramme bei der mittels Steg verankerten Testprothese und rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; die impulsartigen Belastungen bewirkten eine messbare Lageveränderung beider Prothesensättel

Während der regelmäßigen Belastung durch die Prüfmaschine erfolgte die beidseitige (ipsilateral und kontralateral) Aufzeichnung der Einzelvektoren der Sattelauslenkungen (Abb.35; bitte unterschiedliche Skalierungen beachten) und die resultierenden dreidimensionalen Bewegung der Prothese (Abb.36). Dabei wurden vor allem bei Betrachtung der vertikalen Vektoren die impulsartigen Belastungen und die verzögerte Rückstellung der Prothesensättel deutlich. Die statistische Analyse zeigte bei allen Druckkräften sowohl ipsilateral als auch kontralateral signifikante Unterschiede zwischen den Gesamtbewegungsvektoren der verschiedenen Verbindungselemente ($p < 0,01$; Abb.37, Seite 60). Im Folgenden finden sich für jedes Verbindungselement beispielhafte Ebenenprojektionen und ein Vergleich der mittleren Sattelauslenkungen (Abb. 38-49, Seite 61-66; bitte unterschiedliche Skalierungen beachten). Der größte Bewegungsumfang sowohl des ipsi-, als auch des kontralateralen Sattels wurde unter allen vier Druckkräften bei der magnetverankerten Prothese gefunden. Lediglich die

unverankerte Vergleichsprothese zeigte regelmäßig signifikant größere Sattelbewegungen. Die geringsten Sattelbewegungen fanden sich bei der mit Doppelkronen verankerten Prothese. Bis auf wenige Ausnahmen beim kontralateralen Sattel war die Erhöhung der Druckkraft mit einer statistisch signifikanten Zunahme des Bewegungsumfanges der Prothesensättel verbunden. Animierte Beispielsequenzen für die jeweiligen Prothesenbewegungen finden sich als Videodateien auf einem Datenträger im Anhang zu dieser Arbeit.

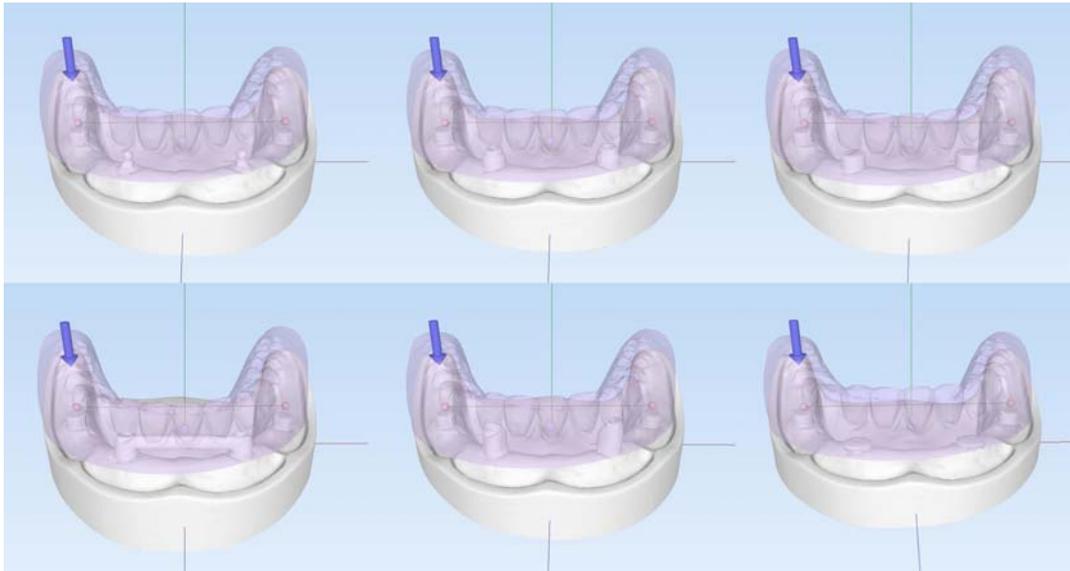


Abbildung 36 Momentaufnahmen der 3D-animierten Darstellungen der Verbindungselemente bei rechtsseitiger Druckbelastung (obere Reihe v.l.: Kugelanker, Locator, Magnete; untere Reihe v.l.: Steg, Teleskope, Vergleichsgruppe)

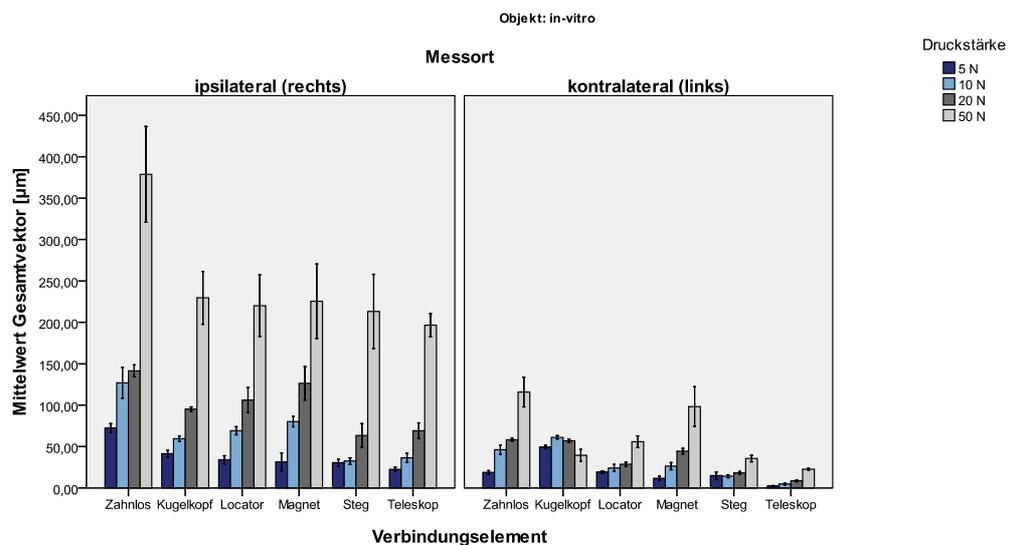


Abbildung 37 Vergleich der mittleren Gesamtvektoren (Standardabweichungen) der Sattelauslenkungen bei rechtsseitiger Belastung (je Verbindungselement $n=5$; $p \leq 0,01$); vor allem bei Magnet- und Vergleichsprothese deutlich erhöhter Bewegungsumfang des kontralateralen Sattels

▪ Kugelkopfanker

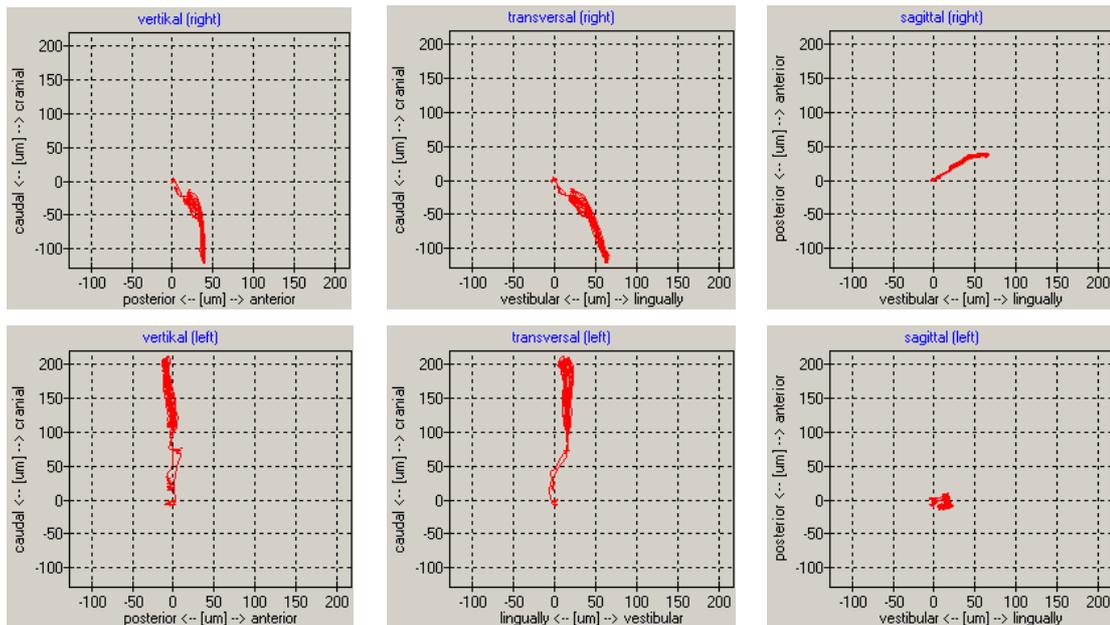


Abbildung 38 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen der mittels Kugelkopf-Elementen verankerten Testprothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; unter Belastung kam es zum Ausweichen des ipsilateralen Sattels nach linguall

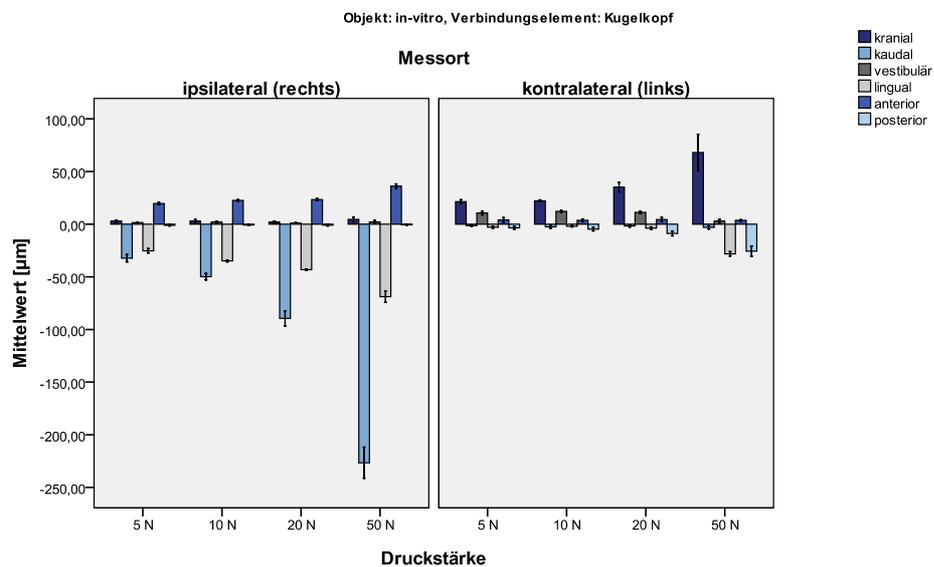


Abbildung 39 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der mittels Kugelkopf-Elementen verankerten Testprothese bei rechtsseitigen Druckbelastungen; kaudale (max. 238µm) und linguale (max. 72µm) Einlagerungen des belasteten Sattels war mit kranialen Abheben (max. 68µm) des kontralateralen Sattels verbunden.

Locator

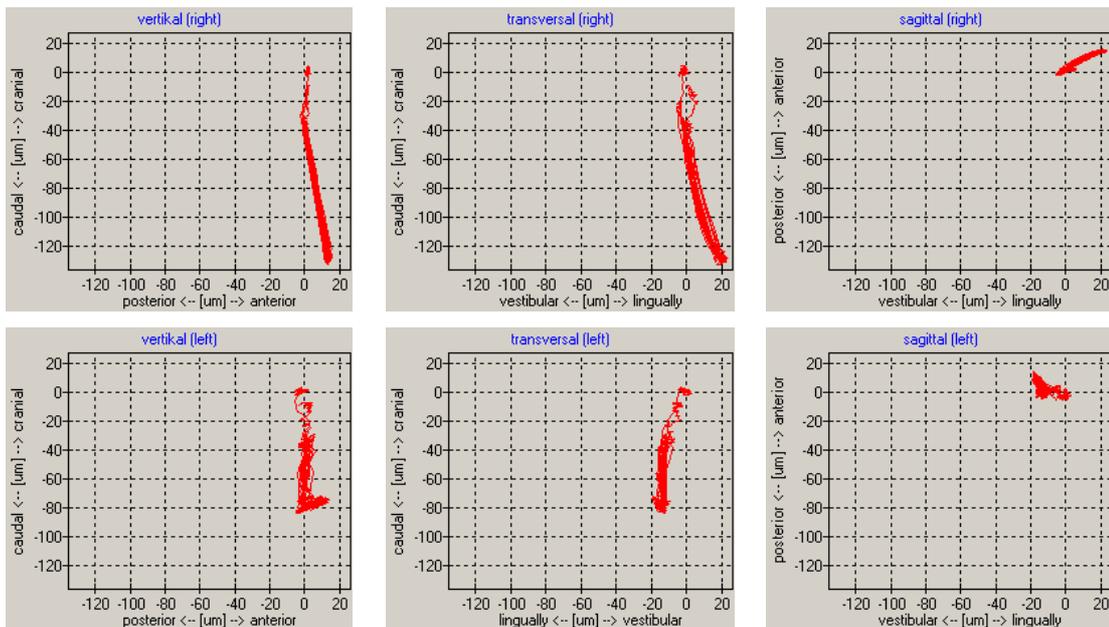


Abbildung 40 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen der mittels Locator-Elementen verankerten Testprothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; Druckbelastung führte neben einer kaudalen Sattleinlagerung nur zu geringen Abweichungen von der Ausgangslage.

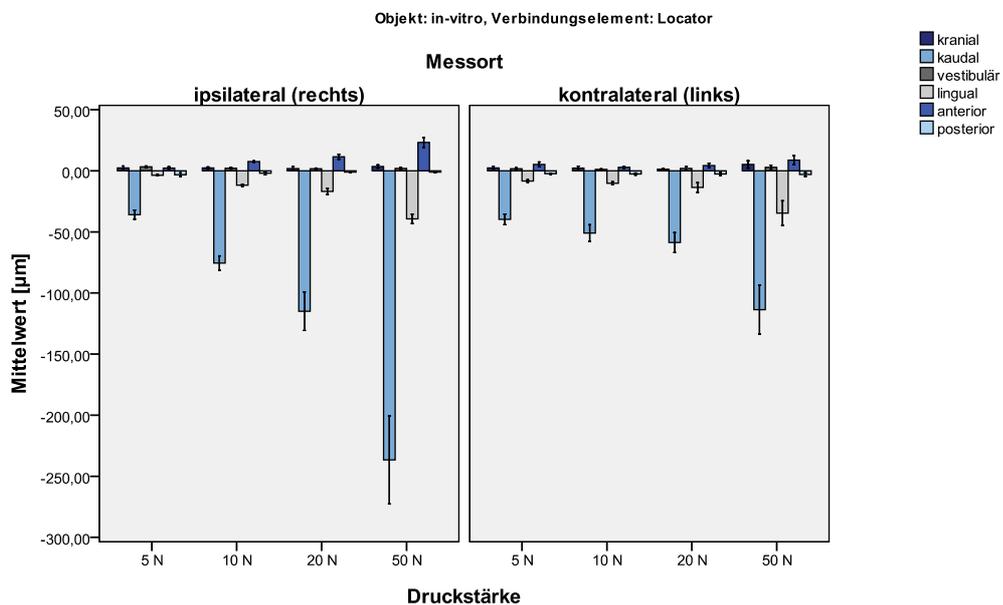


Abbildung 41 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der mittels Locator-Elementen verankerten Testprothese bei rechtsseitigen Druckbelastungen; diese bewirkten sowohl beim ipsilateralen Sattel (max. 237µm), als auch beim kontralateralen Sattel (max. 114µm) vor allem eine kaudale Einlagerung.

▪ Magnet

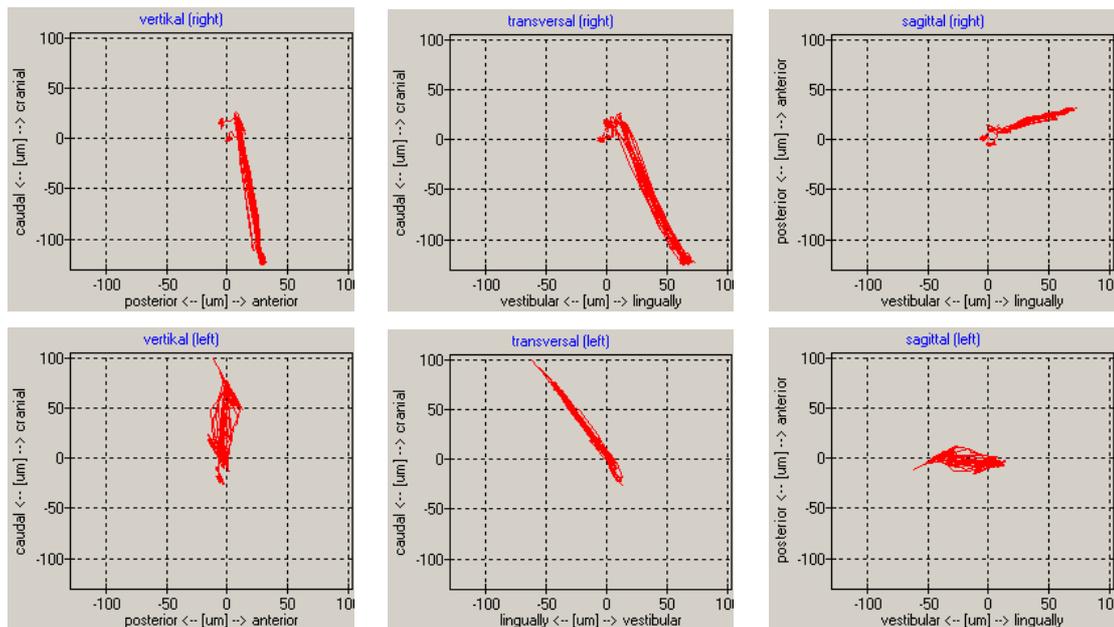


Abbildung 42 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen der mittels Magnet-Elementen verankerten Testprothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; auffällig erschien die beidseitig transversale Verlagerung der Prothesensättel unter Last

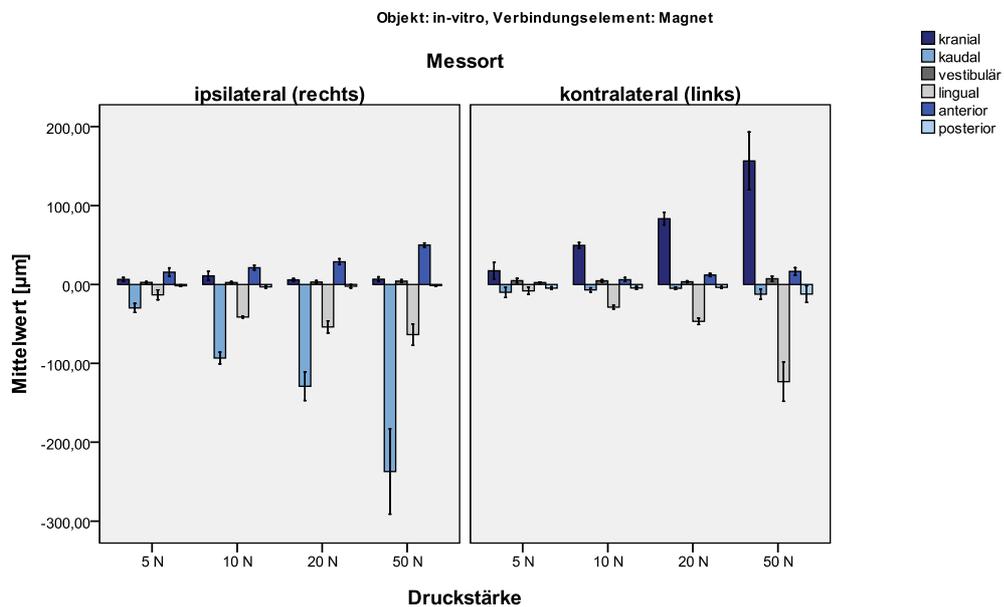


Abbildung 43 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der mittels Magnet-Elementen verankerten Testprothese bei rechtsseitigen Druckbelastungen; Lasteinleitung führte neben einer rechtsseitigen kaudalen Einlagerung (max. 237µm) zu einem analogen und deutlichen kontralateralen Abheben (max. 157µm) der Prothese. Gleichzeitig waren transversale Auslenkungen (max. 123µm) zu beobachten

▪ Steg

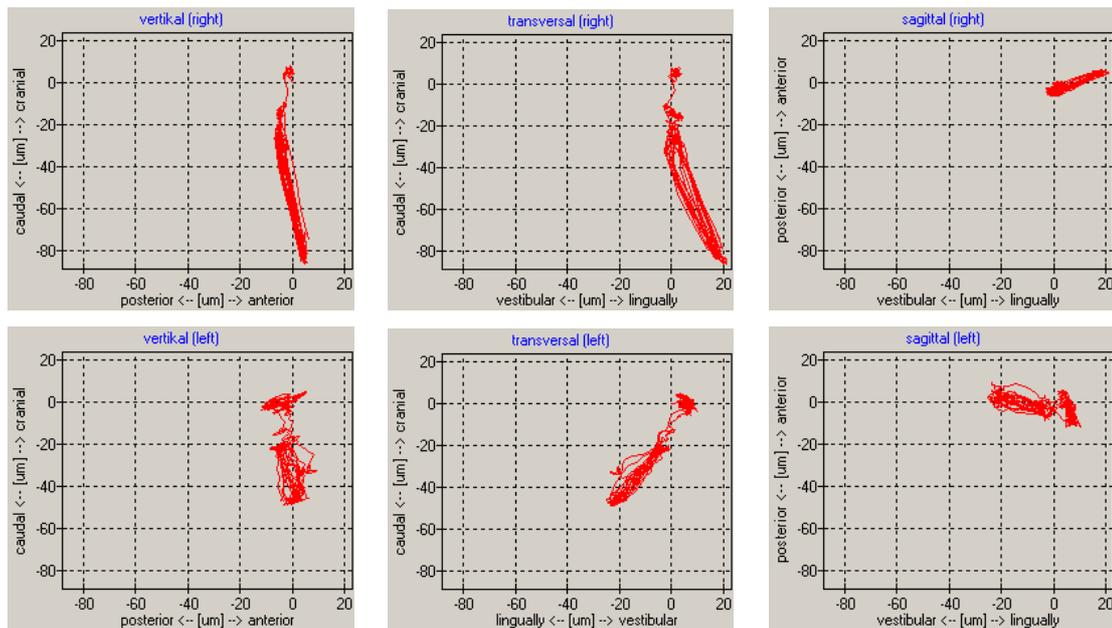


Abbildung 44 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen der mittels Steg verankerten Testprothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; bei relativ gleichmäßiger und bogenförmiger Einlagerung auf der Lastseite erfolgte eine beidseitige transversale Verlagerung.

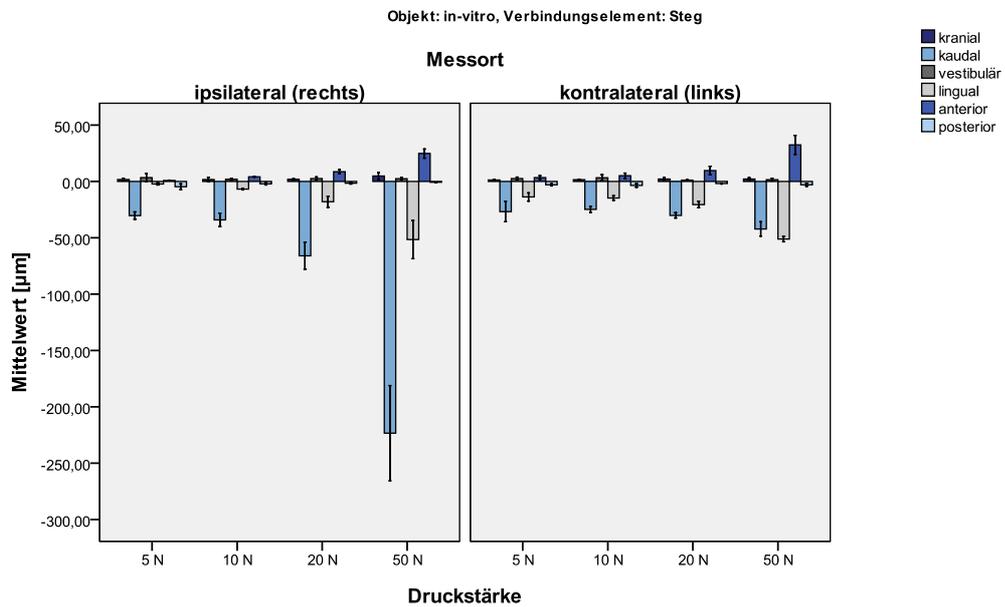


Abbildung 45 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der mittels Steg verankerten Testprothese bei rechtsseitigen Druckbelastungen; vor allem lastseitige Kaudalverlagerung (max. 223µm) bei beidseitiger Transversalverlagerung (max. 52µm).

▪ Teleskop

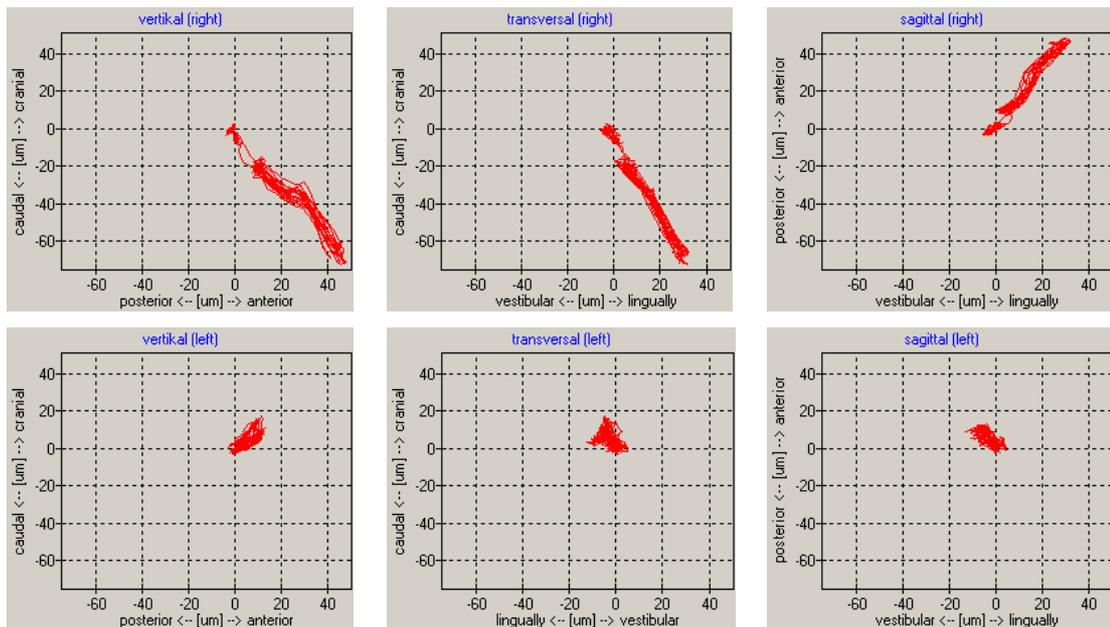


Abbildung 46 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen der mittels Doppelkronen verankerten Testprothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; die Druckbelastung bewirkte auf der ipsilateralen Seite eine gleichförmige, nach kaudal, anterior und lingual orientierte Einlagerung. Die Auslenkung des kontralateralen Sattels war ungerichtet und asynchron.

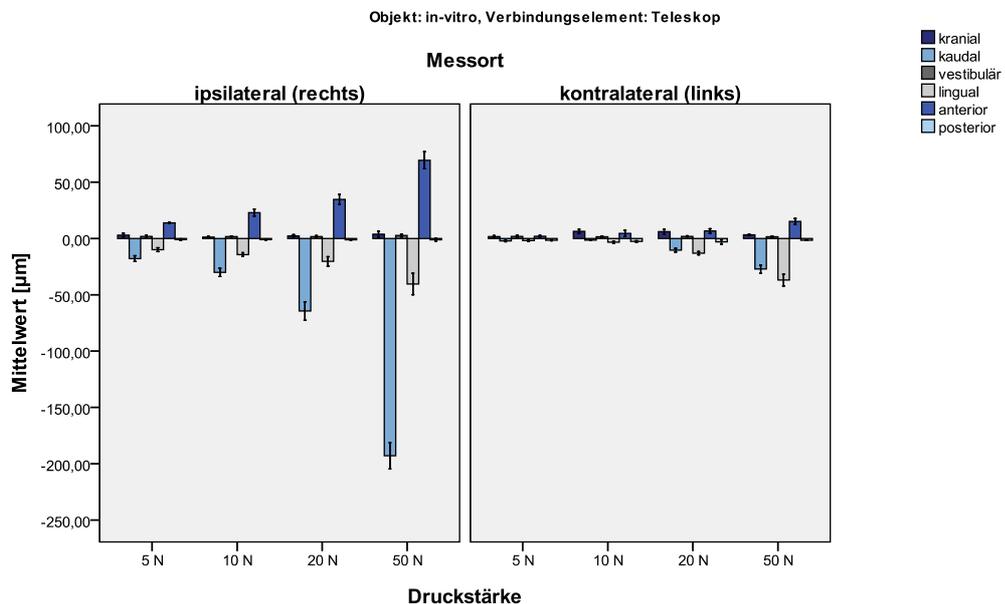


Abbildung 47 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der mittels Doppelkronen verankerten Testprothese bei rechtsseitigen Druckbelastungen; Druckbelastung bewirkte annähernd singuläre Einlagerungen (kaudal max. 192µm / anterior max. 69µm / lingual max. 40µm) des rechten Sattels.

▪ Kein Verbindungselement

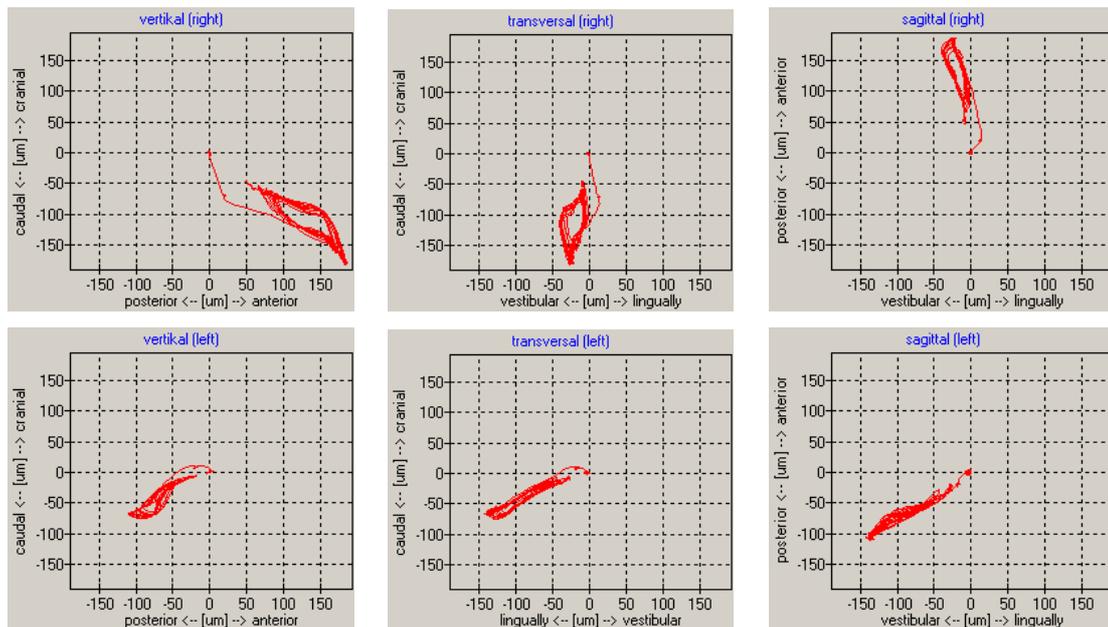


Abbildung 48 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen der unverankerten Testprothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; die Prothesensättel durchliefen eine schleifenartiges Bewegungsmuster, wobei die Einlagerung auf der ipsilateralen Seite überwog

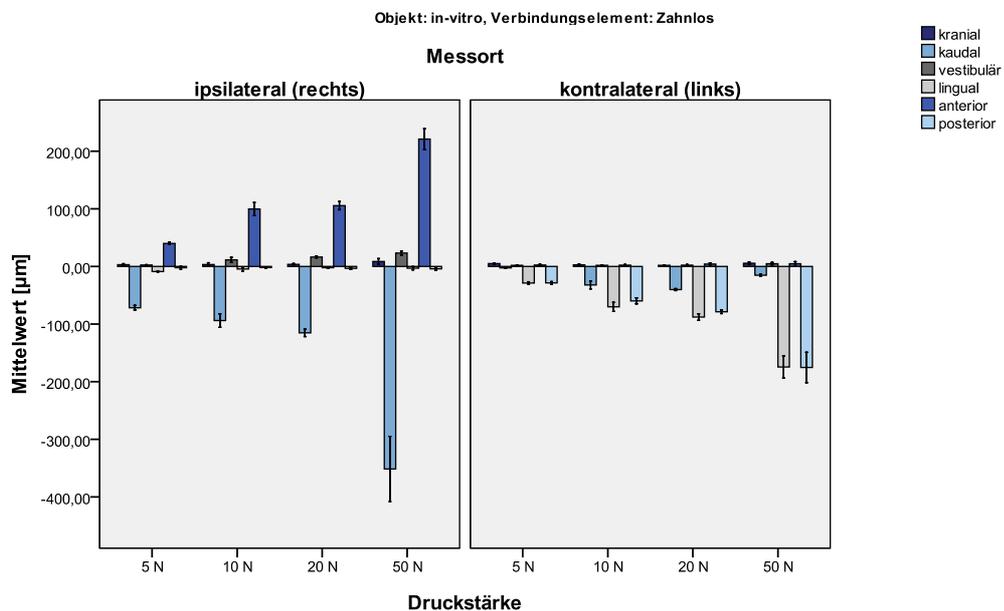


Abbildung 49 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der unverankerten Testprothese bei rechtsseitigen Druckbelastungen; auf der rechten Lastseite fanden sich sowohl kaudale (max. 351µm), als auch anteriore (max. 221µm) Sattelverlagerungen. Der kontralaterale Prothesensattel wurde gegenläufig nach posterior (max. 175µm) verschoben.

4.2 Ergebnisse der klinischen Untersuchungen

Das durchschnittliche Alter der fünf untersuchten Probanden betrug 68 Jahre. Dabei handelte es sich um vier Männer zwischen 59 und 74 Jahren und eine 68 jährige Frau. Alle Probanden erfüllten ohne Ausnahmen die Einschlusskriterien. Vier Probanden waren im Oberkiefer zahnlos und trugen eine Totalprothese. Bei einem Probanden war der Oberkieferersatz an einem letzten Teleskopzahn verankert.

4.2.1 Klinische Retentionsprüfungen

Auch bei den klinischen Untersuchungen gliederte sich die Überprüfung der Retentionskräfte der unterschiedlichen Verbindungselemente in die Untersuchung der frontalen Kraftmessung beim Abzug zwischen den beiden anterioren Implantaten und der lateralen Messung über dem Implantat in der Region des ehemaligen Zahnes 46. Bei den frontalen Abzugsversuchen fand sich die höchste mittlere Retentionskraft bei den Locator-Attachments mit $22,32(\pm 4,35)N$, gefolgt von den Kugelkopf-Ankern mit $19,97(\pm 1,95)N$, dem Steggelenk mit $14,67(\pm 2,81)N$ und den Teleskopen mit $13,35(\pm 6,20)$ (Abb.50). Die geringste frontale Retentionskraft fand sich mit $2,30(\pm 0,57)N$ bei den Magnet-Ankern.

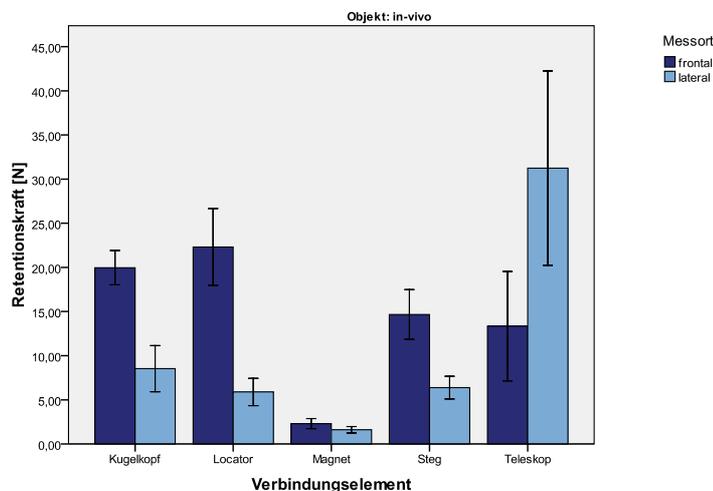


Abbildung 50 Im klinischen Experiment ermittelte Retentionskräfte (Mittelwerte und Standardabweichungen) der verschiedenen Verbindungselemente

Bei den lateralen Retentionsmessungen (Abb.50) zeigten die Teleskopanker mit $31,24(\pm 11,01)N$ den höchsten Wert. Die Werte für die Kugelkopf-Anker mit $8,53(\pm 2,61)N$, die Steggelenke mit $6,38(\pm 1,29)N$ und den Locator-Elementen mit $5,89(\pm 1,55)N$ waren deutlich geringer. Der geringste Mittelwert fand sich mit $1,61(\pm 0,35)N$ bei den Magneten. Innerhalb der frontalen und lateralen Haltewerte der Verbindungselemente zeigte die statistische Auswertung signifikante Unterschiede (Kruskal-Wallis-Test; $p < 0,01$). Auch im Paarvergleich von frontalen und lateralen Retentionswerten wurden statistisch signifikante Unterschiede nachgewiesen (Mann-Whitney-Test; $p < 0,01$).

4.2.2 Analyse der klinisch-funktionellen Prothesenkinematik

Einseitige dynamische Druckbelastung

Der Hebelarm des Dynamometers (Kontaktor, Hahn+Kolb) wurde in der fissuralen Mulde im Zahn 46 (ipsilateral = rechts) aufgesetzt und der Prothesensattel dann mit einer Frequenz von ca. 1Hz fünfmal nacheinander vertikal belastet. Dieser Versuch wurde mit Anpresskräften von 5N, 10N und 20N jeweils fünfmal wiederholt. Die Messungen bei einer Druckapplikation von 50N konnten aus den bereits beschriebenen Gründen (Abschnitt 3.7.9) bei den Magnet-Elementen und den unverankerten Prothesen klinisch nicht durchgeführt werden.

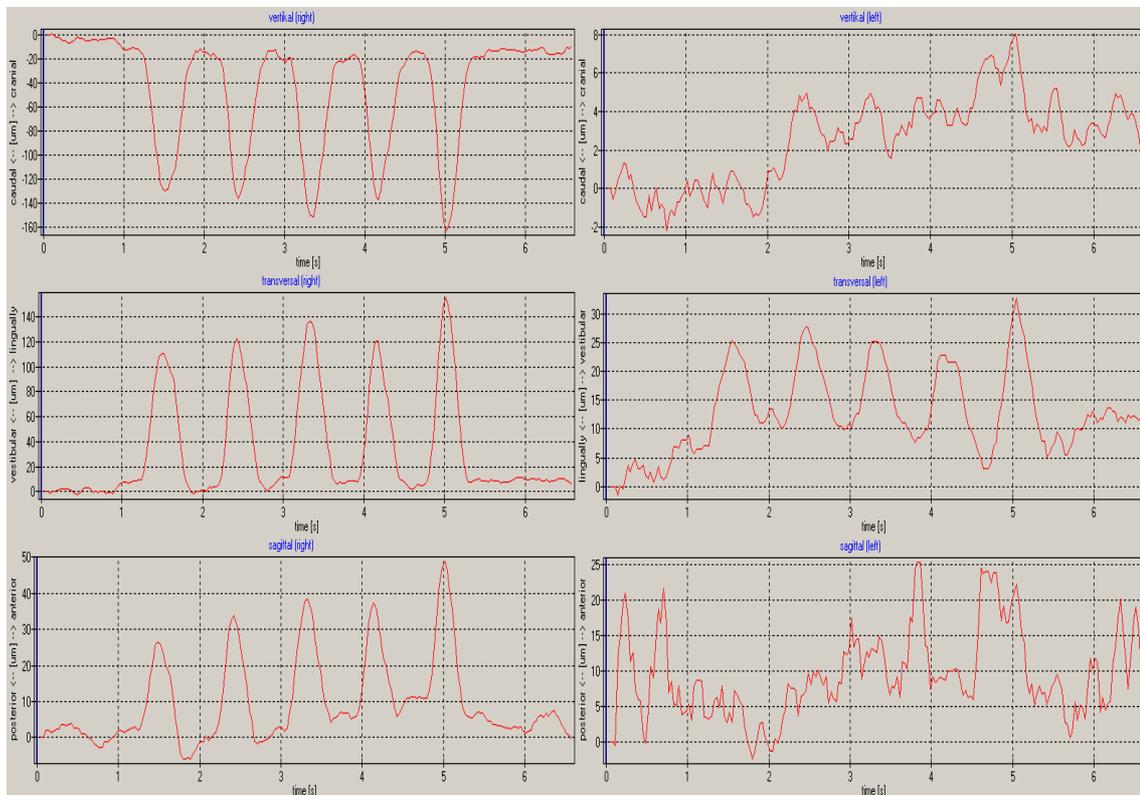


Abbildung 51 Weg-Zeit-Diagramme bei einer mittels Steg verankerten Prothese und rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; deutliche impulssynchrone Einlagerungen des belasteten rechten Sattels

Aufgrund der automatischen Filterung von deutlichen Ausreißer-Werten konnten der Berechnung der Mittelwerte der Sattelbewegungen nicht bei allen Verbindungselementen und allen Druckkräften 25 vollständige Datensätze (5 pro Proband) zugrunde gelegt werden (Tab. 5, Seite 69). Während der Belastung erfolgte die beidseitige (ipsilateral und kontralateral) Aufzeichnung der Einzelvektoren der Sattelauslenkungen und die resultierenden dreidimensionalen Bewegung der Prothese.

Tabelle 5 Ausgewertete Datensätze zur Berechnung der mittleren Sattelauslenkungen bei rechtsseitiger Druckbelastung

Druckkraft	5N		10N		20N		50N	
	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links
	n	n	n	n	n	n	n	n
Kugelkopf	22	20	21	23	25	25	25	23
Locator	15	14	15	12	21	12	20	15
Magnet	25	10	23	5	25	2		
Steg	25	24	25	25	25	23	25	25
Teleskop	25	24	23	25	25	25	25	24
Kein	18	15	21	17	22	17		

Hierbei waren teilweise deutliche Unterschiede zwischen den synchronen Sattelauslenkungen der druckbelasteten rechten Seite und der dreidimensionalen Sattelbewegung auf der linken Seite zu beobachten (Abb. 51, Seite 68; bitte unterschiedliche Skalierungen beachten).

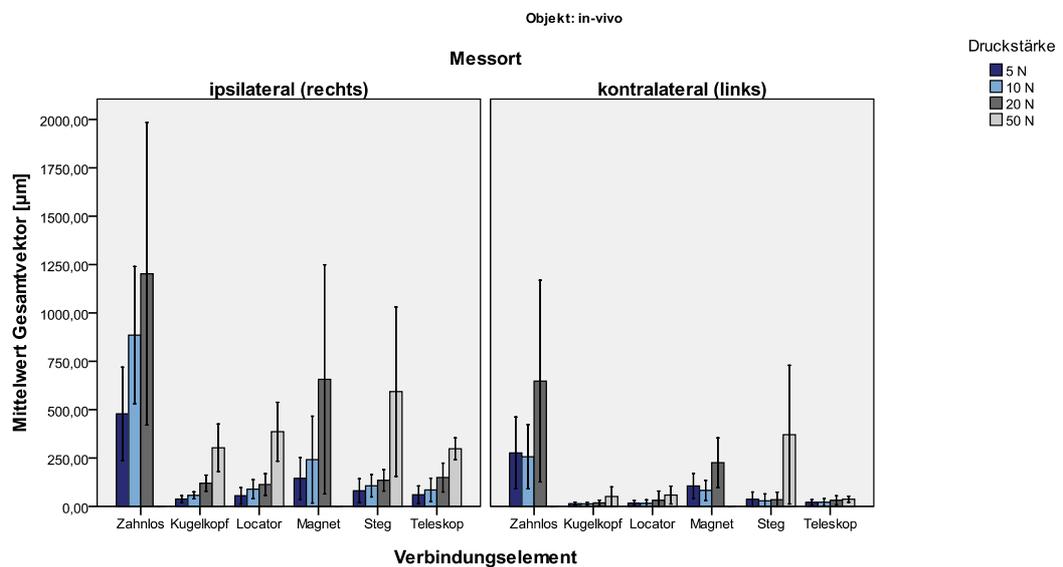


Abbildung 52 Vergleich der mittleren Gesamtvektoren (Standardabweichungen) der Sattelauslenkungen bei rechtsseitiger Belastung (Signifikanzniveau $p \leq 0,01$); der Bewegungsumfang von Magnet- und Vergleichsgruppe überstieg bei 20N bereits die 50N-Werte der anderen Gruppen

Vor allem bei der Betrachtung der vertikalen Vektoren werden hierbei die impulsartigen Belastungen und die verzögerte Rückstellung der Prothesensättel deutlich. Bei allen Druckkräften zeigte die statistische Analyse sowohl ipsi- und kontralateral, als auch im Seitenvergleich signifikante Unterschiede zwischen den Gesamtbewegungsvektoren der einzelnen Verbindungselemente ($p \leq 0,01$; Abb. 52). Im Folgenden finden sich für jedes Verbindungselement beispielhafte Ebenenprojektionen und ein Vergleich der mittleren Sattelauslenkungen entlang der entsprechenden Raumvektoren (Abb. 53-64, Seite 70-75; bitte unterschiedliche Skalierungen beachten). Animierte Beispielsequenzen für die jeweiligen Prothesenbewegungen finden sich als Videodateien auf einem Datenträger im Anhang zu dieser Arbeit.

▪ Kugelkopfanker

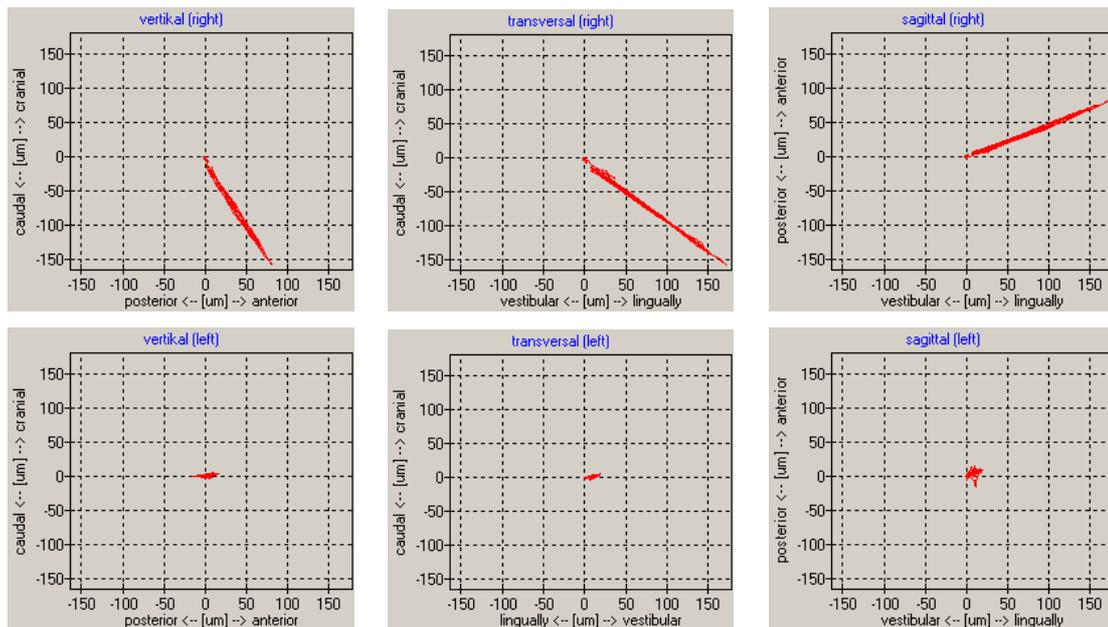


Abbildung 53 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen einer mittels Kugelkopf-Elementen verankerten Prothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; unter Last kam es zur gleichförmigen Einlagerung des ipsilateralen Sattels nach kaudal, lingual und anterior.

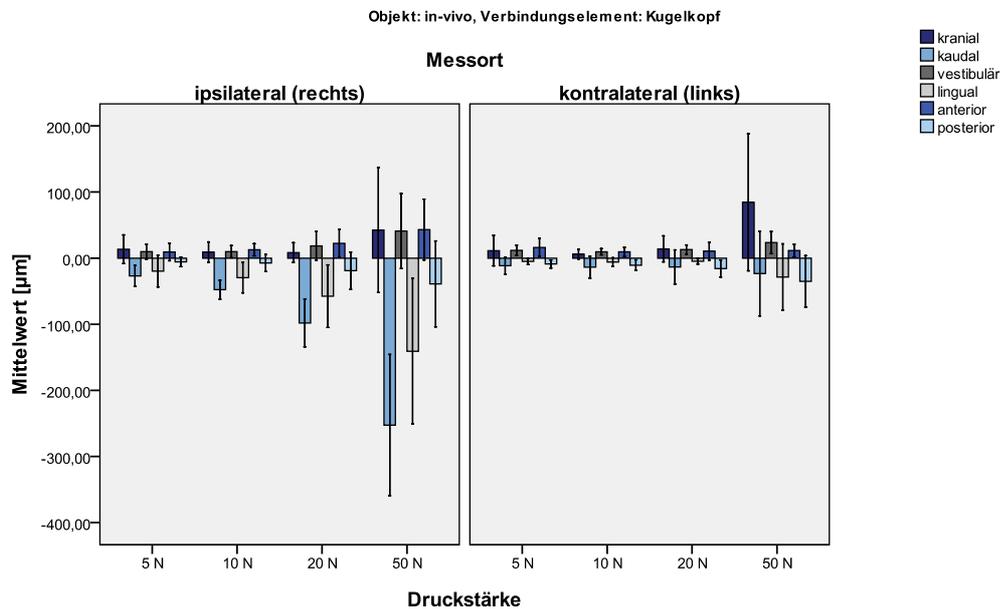


Abbildung 54 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der mittels Kugelkopf-Elementen verankerten Prothesen bei rechtsseitigen Druckbelastungen; kaudale (max. 254µm) und linguale (max. 145µm) Einlagerung des belasteten Sattels war mit kranialem Abheben (max. 84µm) des kontralateralen Sattels verbunden.

Locator

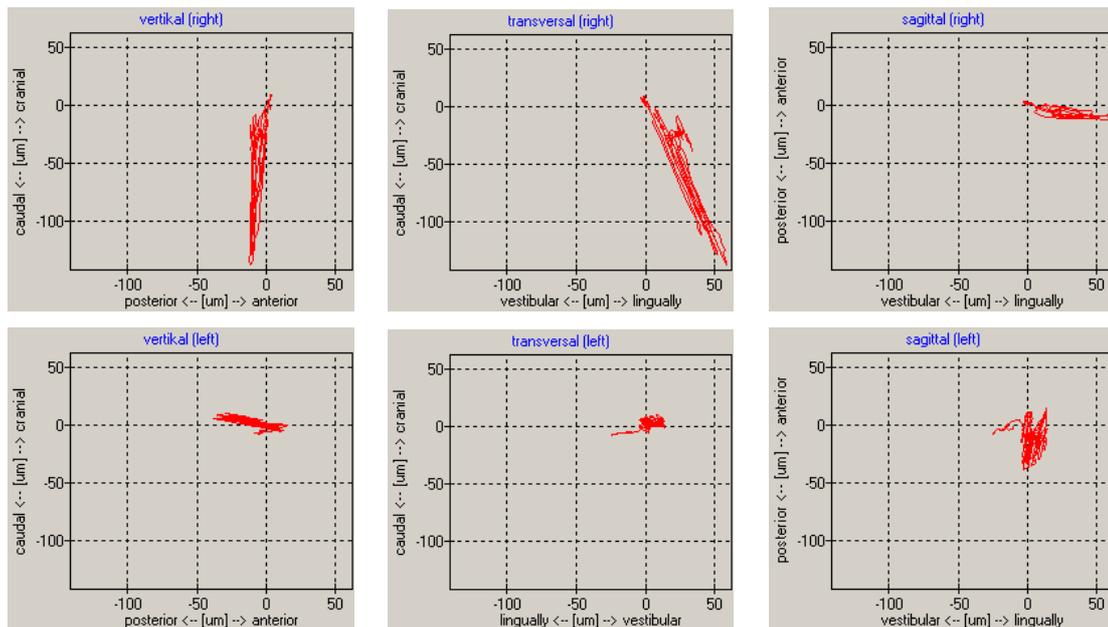


Abbildung 55 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen einer mittels Locator-Elementen verankerten Prothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; Druckbelastung führte neben einer kaudal-lingualen Einlagerung des rechten Sattels nur zu geringen Lageänderungen des kontralateralen Sattels

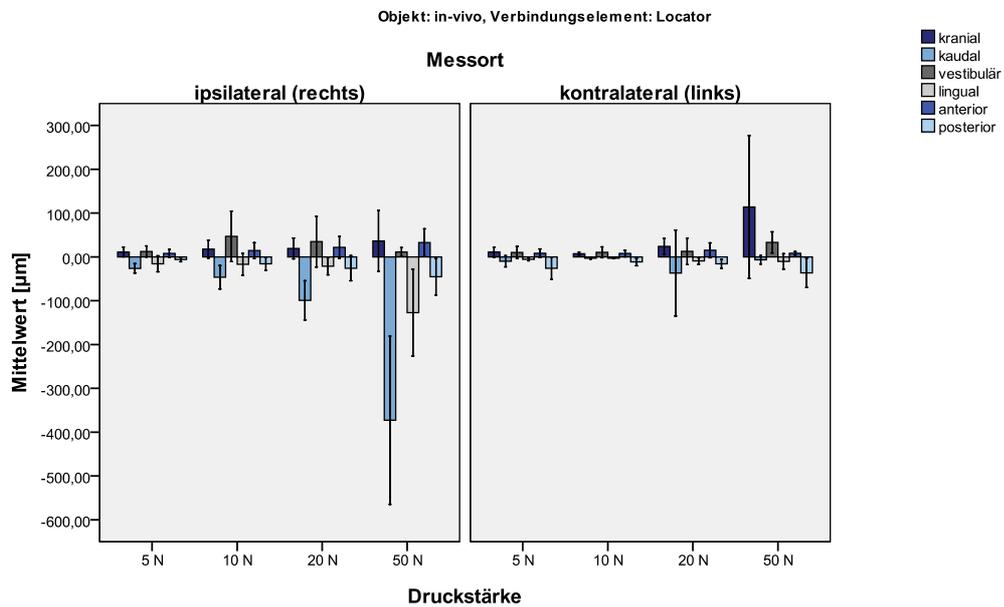


Abbildung 56 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der mittels Locator-Elementen verankerten Prothesen bei rechtsseitigen Druckbelastungen; diese bewirkten vor allem beim ipsilateralen Sattel eine kaudale (max. 378µm) und linguale (max. 148µm), Einlagerung, während der kontralaterale Sattel eine kraniale Anhebung (max. 120µm) erfuhr.

■ Magnet

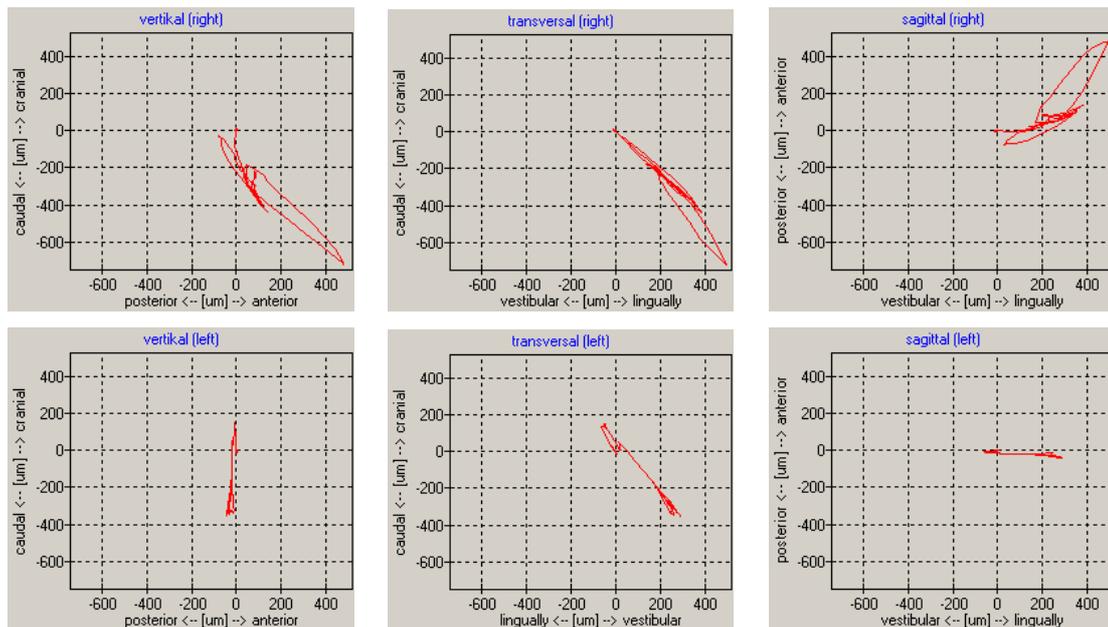


Abbildung 57 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen einer mittels Magnet-Elementen verankerten Prothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; auffällig erscheint die beidseitige dreidimensionale Verlagerung der Prothesensättel unter Last

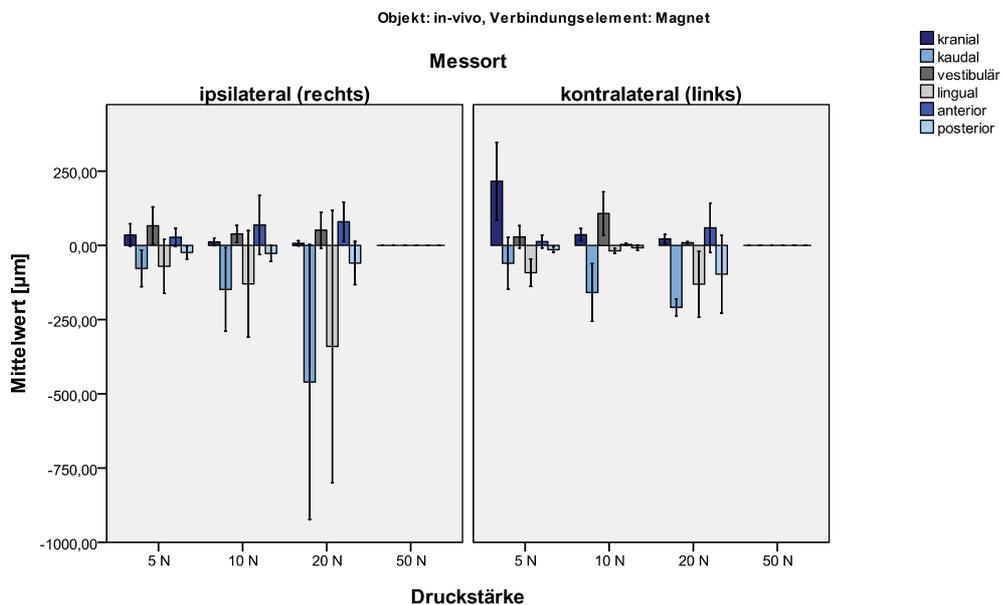


Abbildung 58 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der mittels Magnet-Elementen verankerten Prothesen bei rechtsseitigen Druckbelastungen; Lasteinleitung von nur 20N führte neben einer rechtsseitigen kaudalen (max. 489µm) und lingualen (max. 399µm) Einlagerung ebenso kontralateral zu deutlichen Sattelvelagerungen (kaudal max. 208µm und lingual max. 130µm) der Prothese.

▪ Steg

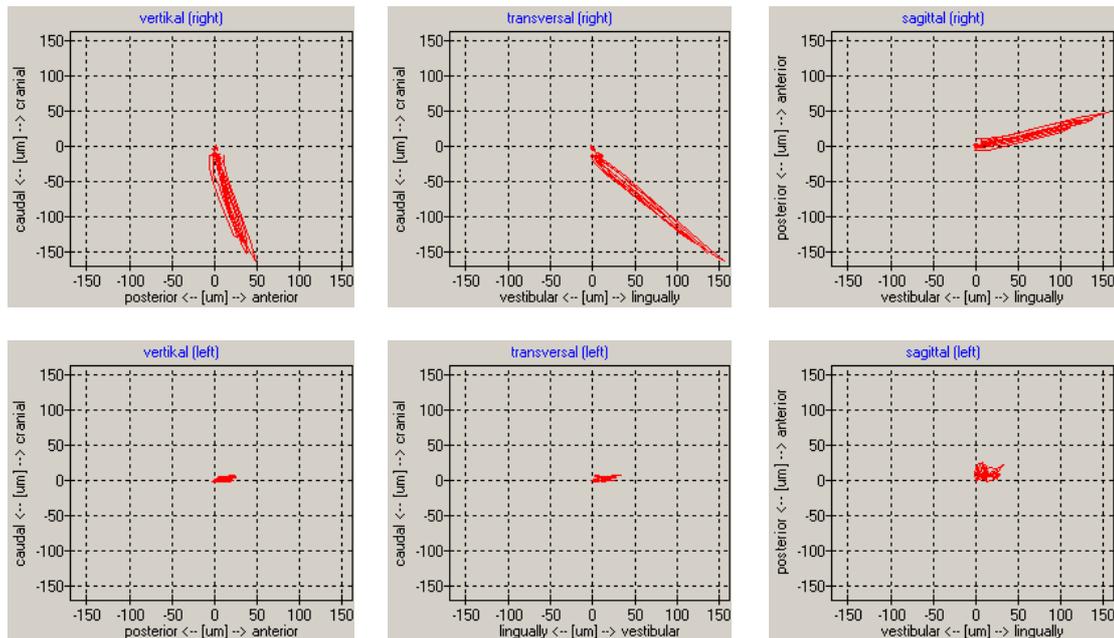


Abbildung 59 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen einer mittels Steg verankerten Prothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; bei relativ gleichförmiger dreidimensionaler Einlagerung der Lastseite erfolgten kaum Auslenkungen der kontralateralen Seite.

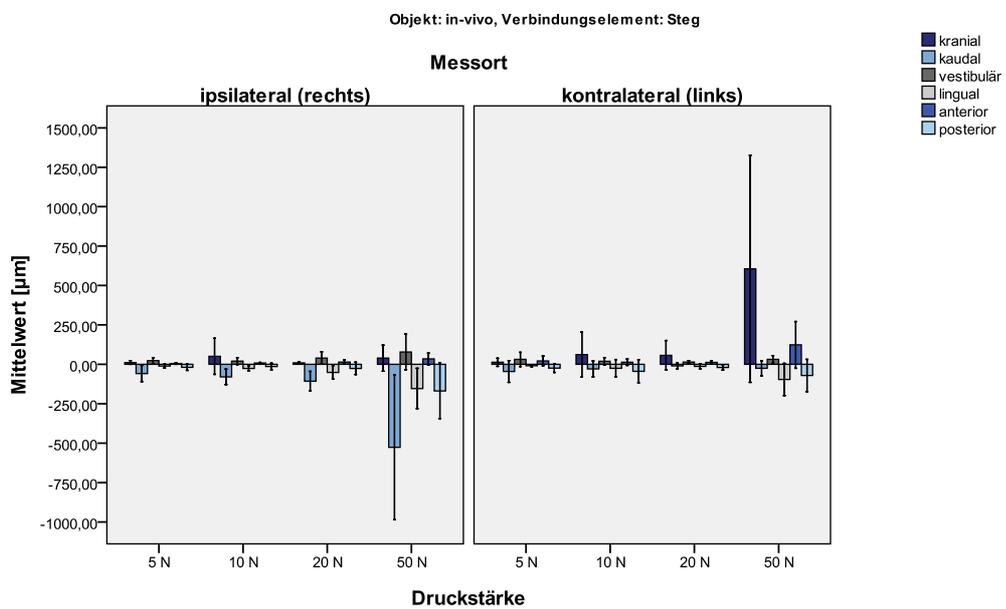


Abbildung 60 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der mittels Steg verankerten Prothesen bei rechtsseitigen Druckbelastungen; vor allem lastseitige Einlagerung (kaudal max. 563µm, lingual max. 163µm und posterior max. 176µm), kontralateraler Sattelanhebung (kranial max. 706µm) und hoher Standardabweichung (bis zu 714µm)

▪ Teleskop

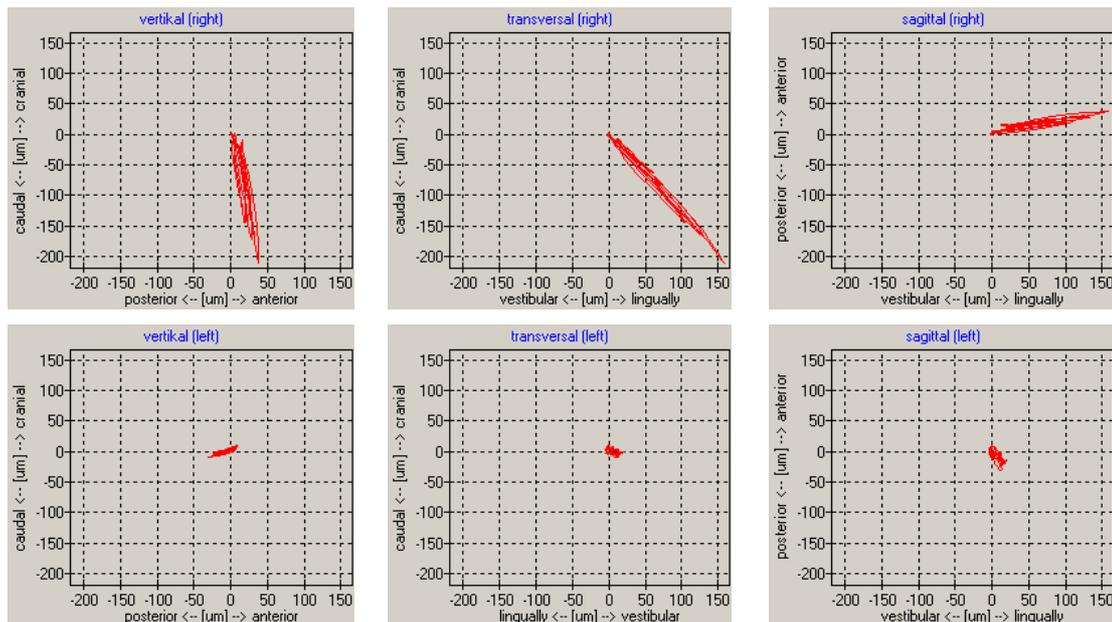


Abbildung 61 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen einer mittels Teleskop-Elementen verankerten Prothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; die Druckbelastung bewirkte auf der ipsilateralen Seite eine gleichförmige, nach kaudal und lingual orientierte Einlagerung. Eine Auslenkung des kontralateralen Sattels war kaum zu erfassen.

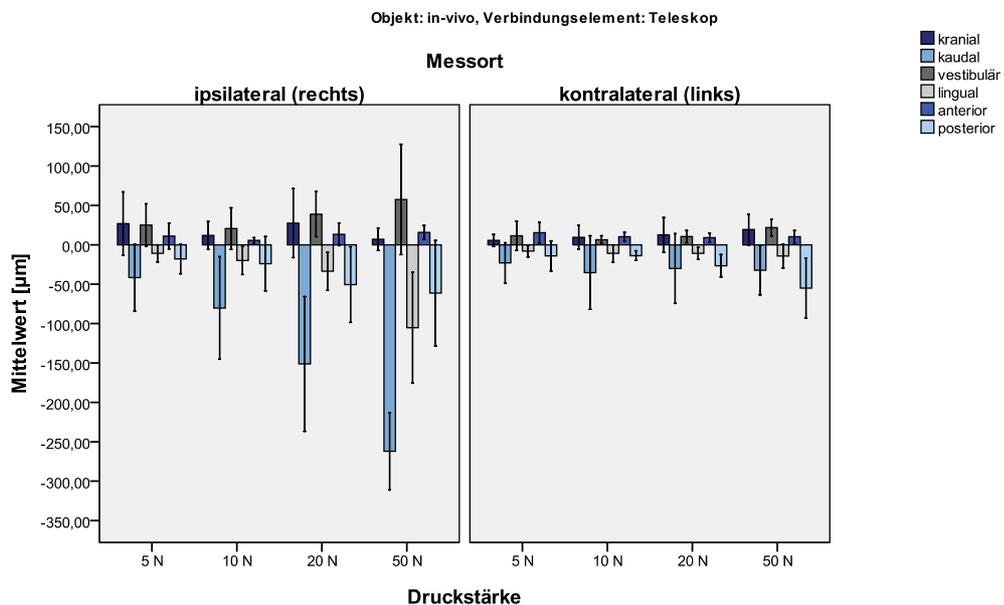


Abbildung 62 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der mittels Teleskop-Elementen verankerten Prothesen bei rechtsseitigen Druckbelastungen; ansteigende Druckbelastungen bewirkten analoge Einlagerungen des rechten Sattels (kaudal max. 263µm / lingual max. 104µm) und wenig beeinflusste Bewegungen des linken Sattels (kaudal max. 32µm / posterior max. 55µm).

Kein Verbindungselement

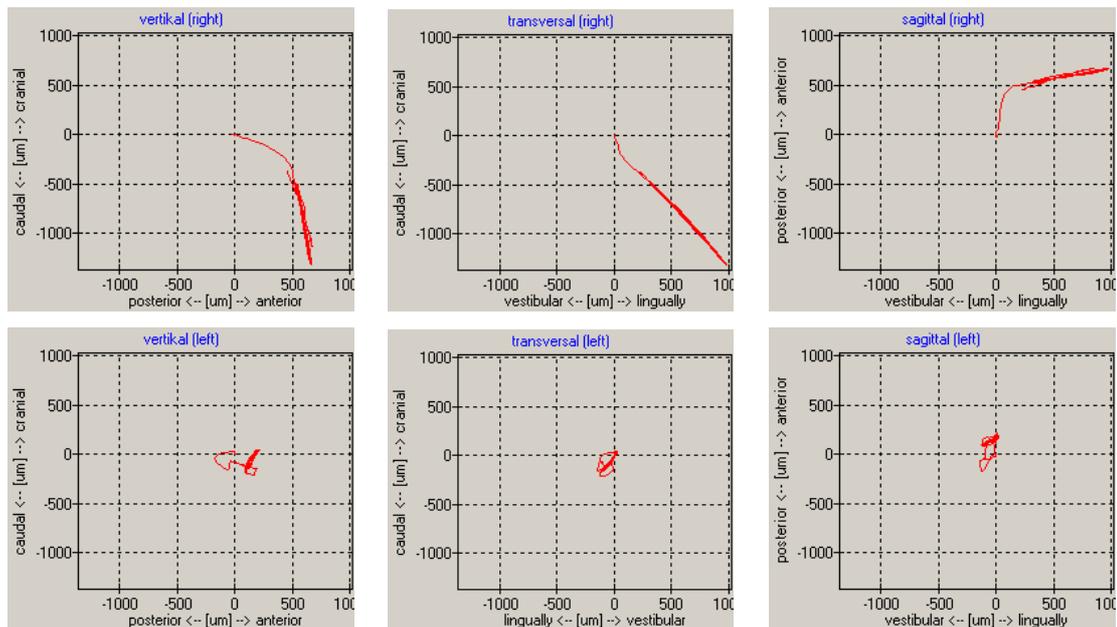


Abbildung 63 Ebenenprojektionen der Sattelbewegungen einer unverankerten Prothese bei rechtsseitiger vertikaler Belastung von 10N; der rechte Prothesensattel durchlief ein ausgeprägtes bogenförmiges Bewegungsmuster, wobei die Lageveränderungen auf der kontralateralen Seite in diesem Fall gering ausfielen

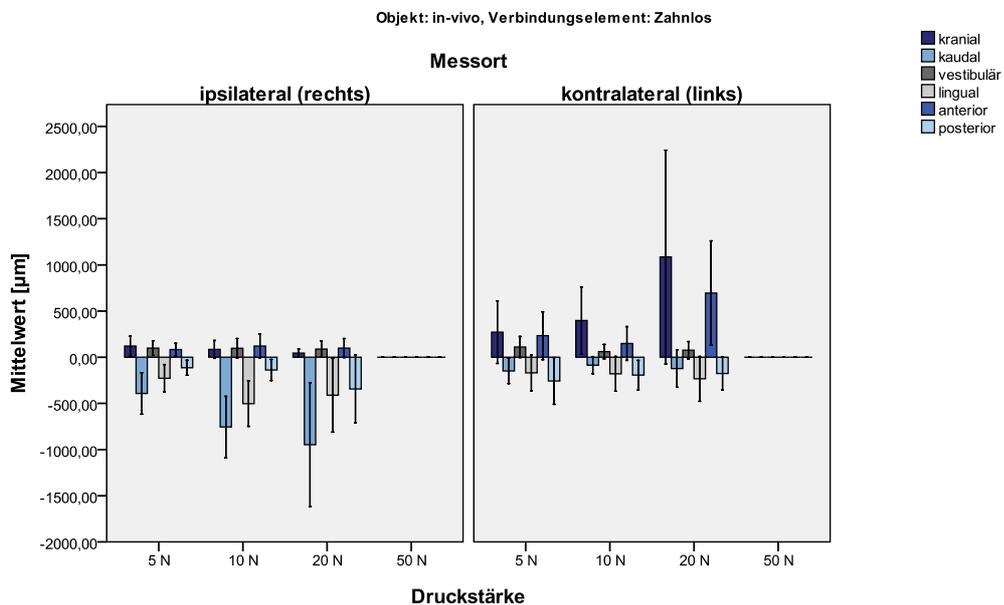


Abbildung 64 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der unverankerten Prothesen bei rechtsseitigen Druckbelastungen; auf der rechten Lastseite fanden sich bei einer Drucklast von maximal 20N kaudale (max. 1021µm), linguale (max. 454µm) und posteriore (max. 385µm) Sattelverlagerungen. Der kontralaterale Prothesensattel wurde gegenläufig nach kranial (max. 925µm) und anterior (max. 647µm) verschoben. Die Standardabweichung war insgesamt hoch (max. 1105µm).

Kauversuch

Dem Probanden wurde ein Paraffin-Pellet (Ivoclar Vivadent) zwischen die leicht geöffneten Zahnreihen in Höhe der ersten rechten Molaren platziert. Anschließend wurde der Proband gebeten, den Pellet ausschließlich in der rechten Kieferhälfte zu zerkauen.

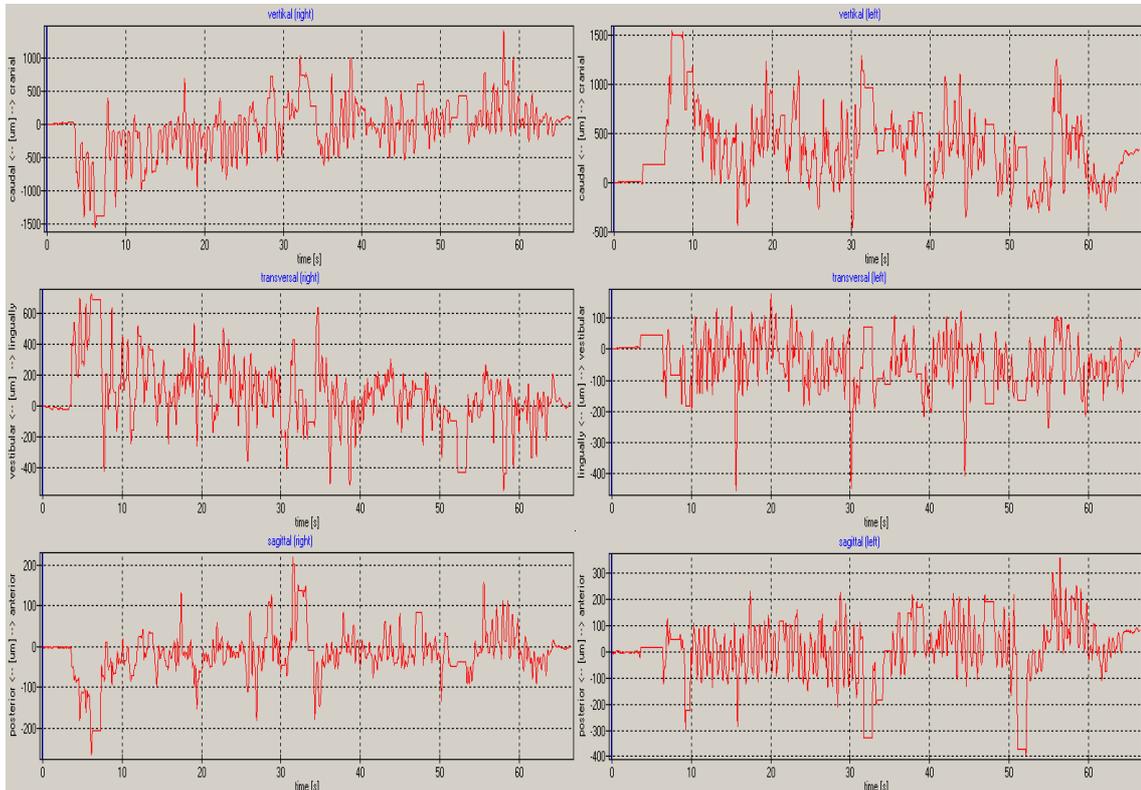


Abbildung 65 Weg-Zeit-Diagramme einer mittels Steg verankerten Prothese beim Kauversuch (Paraffin) – die Prothesensättel hoben sich während des Versuches durch zunehmende Erweichung und Klebrigkeit des Kaugutes stärker vom Tegument

Die Aufzeichnung der resultierenden Prothesenbewegungen erfolgte über mindestens eine Minute. Der Kauversuch wurde bei jedem Verbindungselement mit je einem neuen Pellet je fünfmal wiederholt. Durch nachträgliche Bearbeitung wurden alle Datensätze beginnend mit dem ersten Kauzyklus auf 60 Sekunden begrenzt. Während des Kauens erfolgte die beidseitige (ipsilateral und kontralateral) Aufzeichnung der Einzelvektoren der Sattelauslenkungen und die resultierenden dreidimensionalen Bewegung der Prothese. Aufgrund der Vielzahl der erfassten Bewegungszyklen sind die Unterschiede zwischen den Sattelauslenkungen der rechten Kauseite und den Bewegungen auf der linken Seite nicht sehr offensichtlich (Abb. 65). Vergleicht man allerdings die Skalierung der verschiedenen Diagramme treten die Unterschiede deutlicher hervor.

Tabelle 6 Ausgewertete Datensätze zur Berechnung der mittleren Sattelbewegungen beim Kauversuch für die sechs Untersuchungsgruppen

Kauen	Kugelpopf	Locator	Magnet	Steg	Teleskop	Kein
	n	n	n	n	n	n
rechts	21	20	19	25	25	6
links	24	15	5	23	25	24

Mit Ausnahme der unverankerten Kontrollprothese (Mann-Whitney-Test, $p=0,795$) zeigte die statistische Analyse zwischen den Gesamtbewegungsvektoren der Kauversuche hinsichtlich der ipsi- und der kontralateralen Werte der einzelnen Verbindungselemente signifikante Unterschiede ($p<0,05$; Abb.66). Die Anzahl der für die statistische Analyse zugänglichen Datensätze der verschiedenen Verbindungselemente unterschied sich zwischen den Verbindungselementen (Tab. 6).

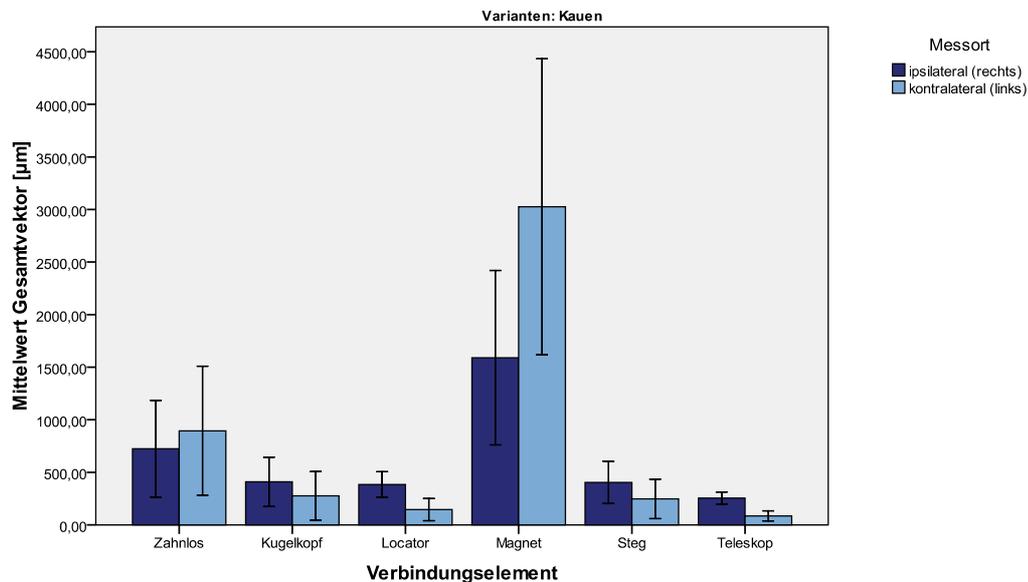


Abbildung 66 Vergleich der mittleren Gesamtvektoren (Standardabweichungen) der Sattelauslenkungen beim Kauversuch (Signifikanzniveau $p<0,05$), die Prothesenbewegungen der Magnet- und Kontrollgruppen überstiegen die der übrigen Gruppen. Dabei zeigten vor allem die Magnetprothesen auf der kontralateralen Seite den größten Bewegungsumfang.

Die Abbildung 67 (Seite 78) zeigt die mittleren Sattelauslenkungen jedes Verbindungselementes entlang der entsprechenden Raumvektoren. Der größte Bewegungsumfang sowohl des ipsi-, als auch des kontralateralen Sattels wurden bei der magnetverankerten Prothese gefunden. Die Sattelbewegungen überstiegen sogar die der unverankerte Vergleichsprothese. Die geringsten Sattelbewegungen fanden sich bei der mit Doppelkronen verankerten Prothese. Animierte Beispielsequenzen für die jeweiligen Prothesenbewegungen finden sich als Videodateien auf einem Datenträger im Anhang zu dieser Arbeit.

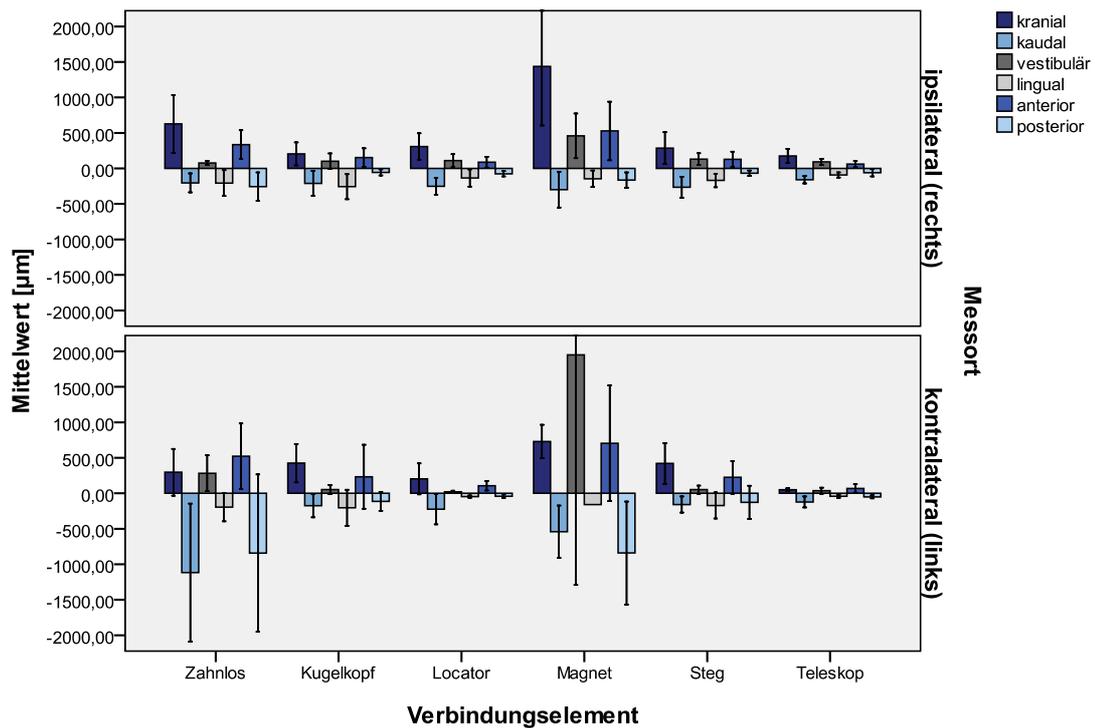


Abbildung 67 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der verschiedenen Prothesen beim unilateralen Kauversuch. Bei einer beidseitig ähnlich hohen kaudalen ($211\mu\text{m}$ / $164\mu\text{m}$) und lingualen Einlagerung ($257\mu\text{m}$ / $204\mu\text{m}$) fand sich bei den Kugelkopf-Elementen auf der kontralateralen Seite ein mehr ausgeprägtes kraniales Abheben der Prothese ($425\mu\text{m}$). Bei den Locator-Elementen zeigte sich über die Gesamtheit aller Testungen ein beidseitig ausgeglichenes Bewegungsverhalten mit durch das Kaugut bedingten Maximalwerten für Sattleinlagerung ($251\mu\text{m}$) und –anhebung ($309\mu\text{m}$) auf der rechten Kauseite. Die bei den Magnetprothesen vom Umfang am stärksten ausgeprägte Bewegung der Kauseite ist mit deutlichen “Ausreißer“- Werten auf der linken Seite assoziiert. Bei den Stegprothesen fanden sich beidseitig relativ gleichmäßige Sattelauslenkungen mit stärkerer kaudaler Einlagerung des rechten Sattels (max. $264\mu\text{m}$) und stärkerem kranialem Abheben des kontralateralen Sattels (max. $420\mu\text{m}$). Bei den Teleskopprothesen waren im Seitenvergleich ähnliche kaudale Maxima (rechts $159\mu\text{m}$ / links $122\mu\text{m}$) und vermutlich durch die Konsistenz der Kauprobe bedingtes Abheben auf der rechten Seite (max. $175\mu\text{m}$) zu finden. Bei den unverankerten Totalprothesen waren die kaudalen (max. $1118\mu\text{m}$) und posterioren (max. $843\mu\text{m}$) Verlagerungen auf der kontralateralen Seite am ausgeprägter. Die Konsistenz der Kauprobe bedingte vermutlich die Kranialverlagerung (max. $626\mu\text{m}$) des rechten Prothesensattels.

Sprechversuch

Der Proband wurde gebeten, während einer laufenden Aufzeichnung eines Datensatzes den vorgegebenen Testsatz „Harald zeigt hastig nach links“ fünfmal nacheinander laut auszusprechen. Dieser Versuch wurde mit jedem Probanden fünfmal wiederholt.

Während des Sprechens erfolgte die beidseitige (ipsilateral und kontralateral) Aufzeichnung der Einzelvektoren der Sattelauslenkungen und die resultierenden dreidimensionalen Bewegung der Prothese. Die Unterschiede innerhalb der sich beim

Sprechen überlagernden Menge an seitenspezifischen Bewegungsmustern werden bei einem Vergleich der Skalierung der verschiedenen Diagramme deutlich (Abb.68).

Tabelle 7 zeigt die Anzahl der für die statistische Analyse zugänglichen Datensätze der verschiedenen Verbindungselemente. Aufgrund der konkreten Testaufgabe erfolgte die Auswertung nicht seitenspezifisch. Zwischen den Gesamtbewegungsvektoren zeigten sich sowohl hinsichtlich der einzelnen Verbindungselemente statistisch signifikante Unterschiede ($p < 0,01$; Abb.69, Seite 80).

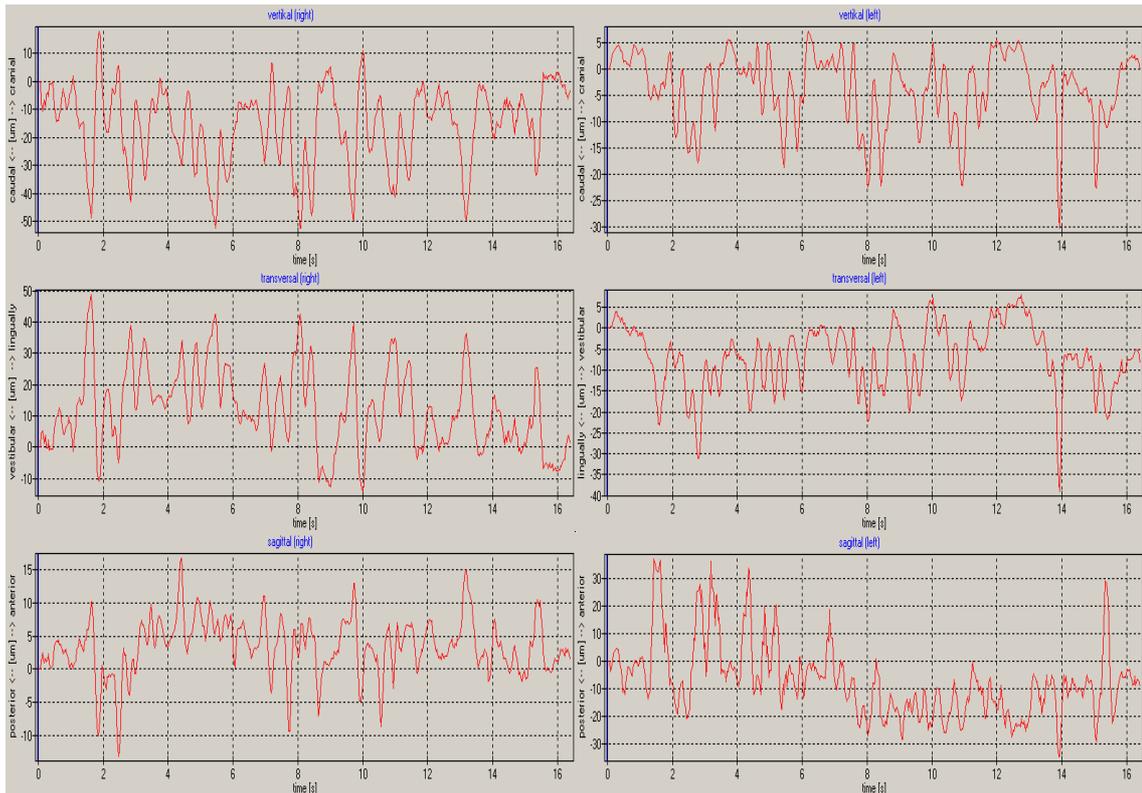


Abbildung 68 Weg-Zeit-Diagramme einer mittels Steg verankerten Prothese beim Sprechversuch; in diesem Beispiel zeigt sich die Komplexität des Sprechvorganges, welche eine Auslenkung der Prothesensättel in alle Vektorrichtungen bedingte

Tabelle 7 Ausgewertete Datensätze zur Berechnung der mittleren Sattelbewegungen beim Sprechversuch

Sprechen	Kugelpfopf	Locator	Magnet	Steg	Teleskop	Kein
	n	n	n	n	n	n
rechts	20	20	22	25	25	20
links	21	14	5	23	25	15

Die den Gesamtvektoren der Verbindungselemente zugrunde liegenden detaillierten mittleren Sattelauslenkungen entlang der entsprechenden Raumvektoren finden sich in Abbildung 70 (Seite 80). Der größte Bewegungsumfang wurde bei der magnetverankerten Prothese gefunden. Die Sattelbewegungen überstiegen sogar die der

unverankerten Vergleichsprothese. Die geringsten Sattelbewegungen fanden sich bei der mit Doppelkronen verankerten Prothese. Auch hier finden sich animierte Beispielsequenzen für die jeweiligen Prothesenbewegungen als Videodateien auf einem Datenträger im Anhang zu dieser Arbeit.

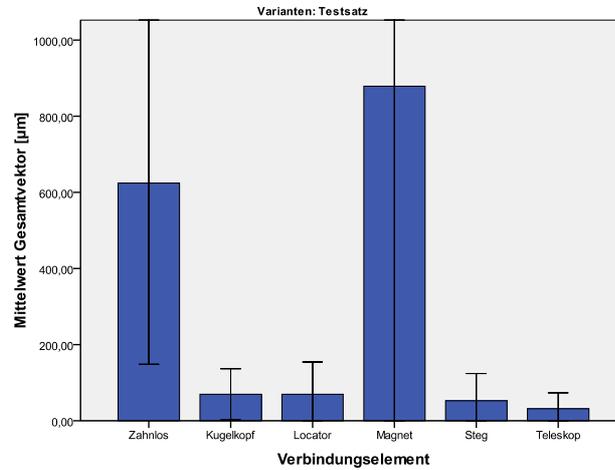


Abbildung 69 Vergleich der mittleren Gesamtvektoren (Standardabweichungen) der Sattelauslenkungen im Sprechversuch (Signifikanzniveau $p < 0,01$); herausragend stellen sich die Sattelauslenkungen von Magnet- und Vergleichsprothesen mit den spezifischen Standardabweichungen dar. Aufgrund der Vielzahl der für die kontralateralen Seiten zensierten Datensätze (lagen außerhalb des kalibrierten Volumens, Tab.7, Seite79), muss für diese Sättel von einer noch stärker ausgeprägten Auslenkung ausgegangen werden.

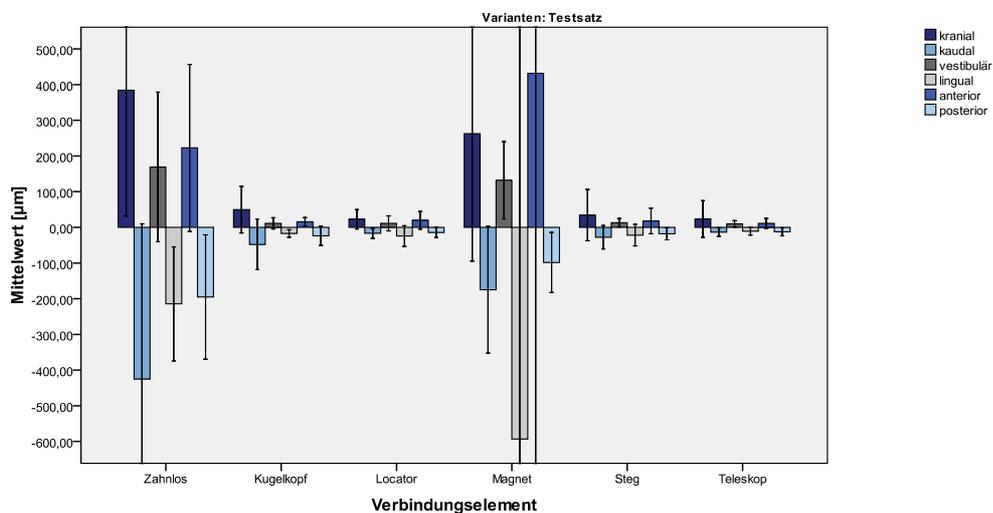


Abbildung 70 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der Prothesen im Sprechversuch; im Vergleich deutlich vergrößerter Bewegungsumfang bei den magnetverankerten (kaudal 175µm / kranial 263µm / lingual 593µm / anterior 425µm) und den unverankerten Vergleichsprothesen (kaudal max. 425µm / kranial 384µm / lingual 214µm / anterior 223µm)

Öffnungs- und Schließversuch

Der Proband wurde gebeten, den Mund ca. 40mm zu öffnen und dann wieder in den „Schlussbiss“ zu verschließen. Dieses wurde ihm beim Öffnen durch das Aufzeigen eines Stopps mittels des Handrückens des Untersuchers erleichtert. Während einer Aufzeichnung wurden diese Bewegungen fünfmal nacheinander wiederholt. Mit jedem Verbindungselement erfolgten fünf dieser Messungen.

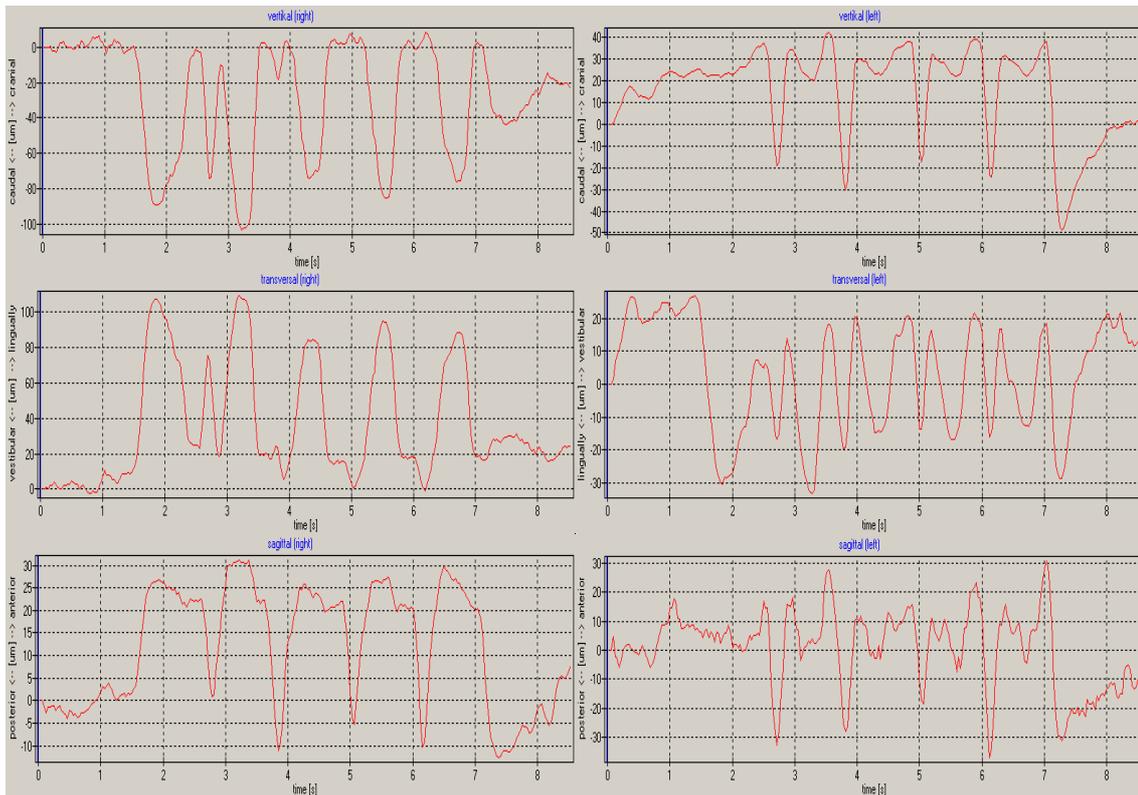


Abbildung 71 Weg-Zeit-Diagramme bei einer mittels Steg verankerten Prothese im Öffnungs- und Schließversuch; deutlich sind die Bewegungsmuster der fünf Öffnungs- und Schließbewegungen zu erkennen. In den vertikalen Kurven erkennt man im Schlussbiss leichte Einziehungen, welche ihre Ursache in einem finalen Abgleiten der Zahnreihen in die maximale Interkuspitation finden könnten.

Tabelle 8 Ausgewertete Datensätze zur Berechnung der mittleren Sattelbewegungen beim Öffnungs- und Schließversuch

Öffnen & Schließen	Kugelpopf	Locator	Magnet	Steg	Teleskop	Kein
	n	n	n	n	n	n
rechts	20	20	20	25	24	19
links	25	15	8	23	24	13

Während des Öffnens und Schließens erfolgte die beidseitige (ipsilateral und kontralateral) Aufzeichnung der Einzelvektoren der Sattelauslenkungen (Abb. 71) und die resultierenden dreidimensionalen Bewegung der Prothese.

Die Anzahl der einer statistischen Analyse zugänglichen Datensätze unterschied sich zwischen den verschiedenen Verbindungselementen (Tab.8, Seite 81). Aufgrund der Fragestellung erfolgte die Auswertung nicht seitenspezifisch.

Zwischen den Gesamtbewegungsvektoren zeigten sich hinsichtlich der einzelnen Verbindungselementen statistisch signifikante Unterschiede (Mann-Whitney-Test, $p < 0,01$; Abb.72). Zusammenfassend findet sich das grafische Vergleichsdiagramm der mittleren Sattelauslenkungen entlang der entsprechenden Raumvektoren (Abb.73). Animierte Beispielsequenzen für die jeweiligen Prothesenbewegungen finden sich als Videodateien auf einem Datenträger im Anhang zu dieser Arbeit.

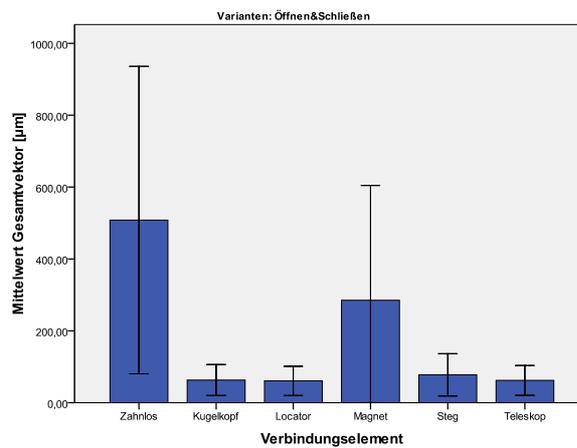


Abbildung 72 Vergleich der mittleren Gesamtvektoren (Standardabweichungen) der Sattelauslenkungen beim Mundöffnungs- und Schließversuch (Signifikanzniveau $p < 0,01$); unter Beachtung der Anzahl von zensierten Datensätzen hier deutlich vergrößerter Bewegungsumfang bei den magnetverankerten und den Vergleichsprothesen.

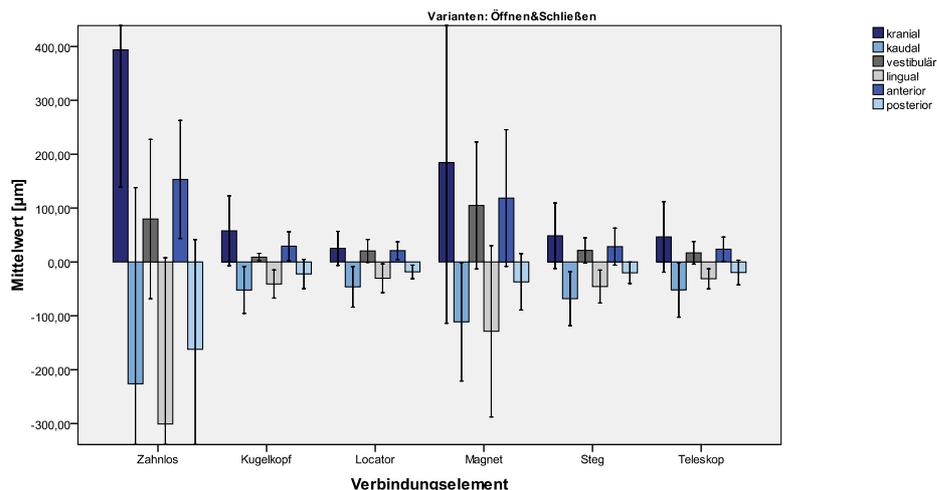


Abbildung 73 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der Prothesen im Öffnungs- und Schließversuch; im Vergleich deutlich vergrößerter Bewegungsumfang bei den magnetverankerten (kaudal 111µm / kranial 185µm / lingual max. 163µm) und den unverankerten Vergleichsprothesen (kaudal 226µm / kranial 394µm / lingual 301µm)

Schluckversuch

Vorversuche zeigten, dass nacheinander wiederholtes Leerschlucken zu sehr unregelmäßigen Bewegungsmustern führte. Während des Versuches berichteten die Probanden über einen zunehmenden Mangel an natürlichem Speichel. Um sowohl typische, als auch vergleichbare Bewegungskurven aufzeichnen zu können, wurde jedem Probanden vor dem Schlucken ca. 5ml Wasser mittels einer Einwegspritze in den leicht geöffneten Mund eingebracht. Für jedes Verbindungselement wurden fünf Messungen aufgezeichnet und ausgewertet.

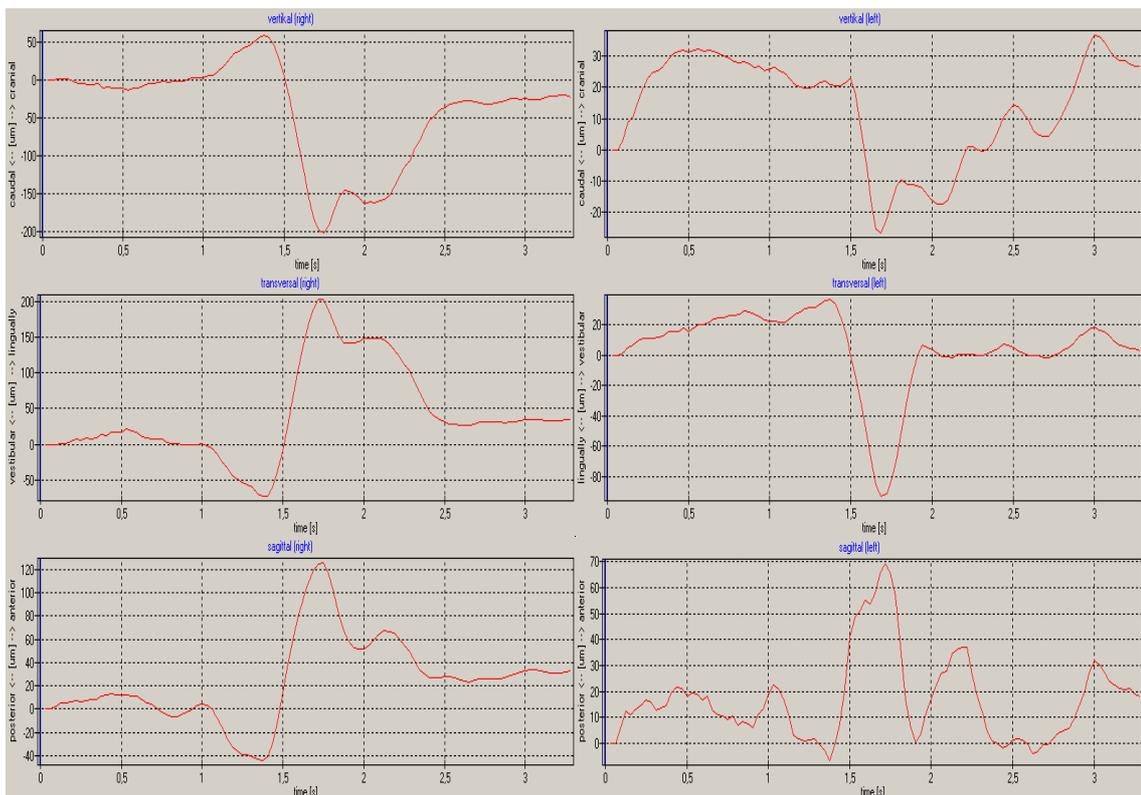


Abbildung 74 Weg-Zeit-Diagramme bei einer mittels Steg verankerten Prothese im Schluckversuch

Während des Schluckens erfolgte die beidseitige (ipsilateral und kontralateral) Aufzeichnung der Einzelvektoren der Sattelauslenkungen (Abb.74) und die daraus resultierenden dreidimensionalen Bewegung der Prothese. Die Anzahl der für die statistische Analyse zugänglichen Datensätze unterschied sich zwischen den verschiedenen Verbindungselementen (Tab.9, Seite 84). Zwischen den Gesamtbewegungsvektoren der einzelnen Verbindungselemente zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede (Mann-Whitney-Test, $p < 0,05$; Abb.75, Seite 84).

Tabelle 9 Ausgewertete Datensätze zur Berechnung der mittleren Sattelbewegungen beim Schluckversuch

Schlucken	Kugelkopf	Locator	Magnet	Steg	Teleskop	Kein
	n	n	n	n	n	n
rechts	24	20	21	25	25	15
links	25	15	9	21	25	15

Während der aufgezeichneten Schluckvorgänge kam es zu einem Schluss der Zahnreihen was unter Mitwirkung der Wangenmuskulatur vor allem für den vertikalen Vektor zu regelmäßigen und charakteristischen Datensätzen führte.

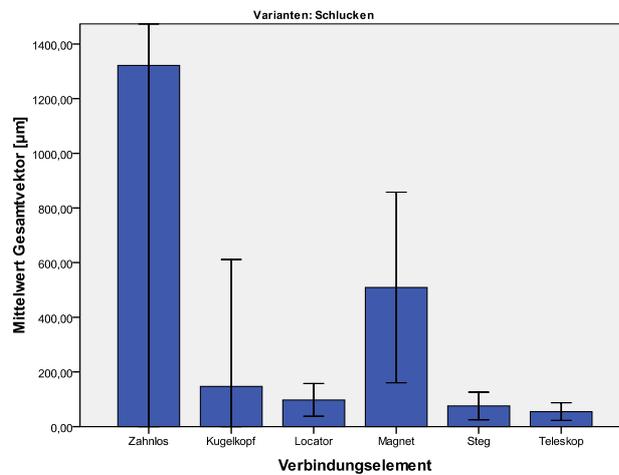


Abbildung 75 Vergleich der mittleren Gesamtvektoren (Standardabweichungen) der Sattelauslenkungen beim Schluckversuch (Signifikanzniveau $p < 0,05$); unter Beachtung der Anzahl von zensierten Datensätzen hier vergrößerter Bewegungsumfang bei den magnetverankerten und vor allem den Vergleichsprothesen.

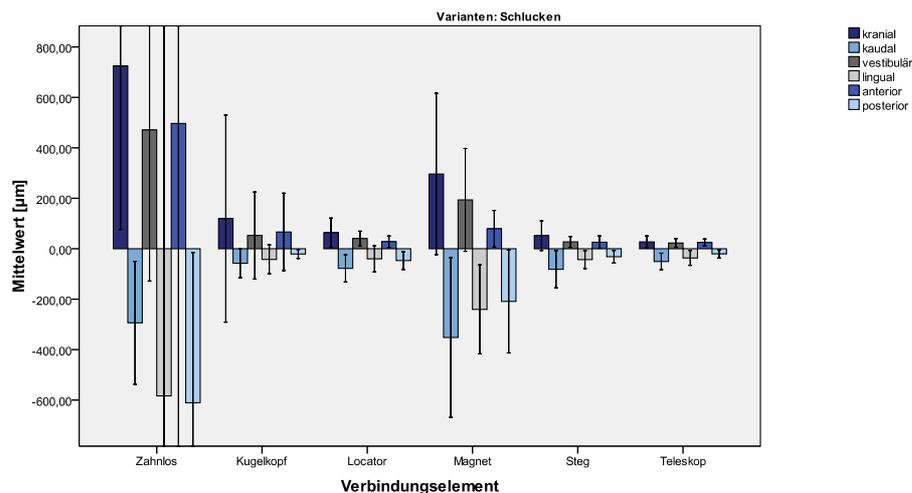


Abbildung 76 Mittlere Sattelauslenkungen und Standardabweichungen der Prothesen beim Schluckversuch; im Vergleich vergrößerter Bewegungsumfang bei den magnetverankerten (kaudal 352µm / kranial 296µm / lingual 241µm) und vor allem den unverankerten Vergleichsprothesen (kaudal 294µm / kranial 725µm / lingual 584µm)

Ausgehend von der Ruhelage hoben sich die Prothesensättel leicht an, wurden dann nach in einem initialen Maximum nach kaudal verlagert. Nach einer kurzen Plateauphase reduzierte sich die Einlagerungstiefe erst sehr schnell dann langsam bis zurück in die Ausgangslage. Zusammenfassend findet sich das grafische Vergleichsdiagramm der mittleren Sattelauslenkungen entlang der entsprechenden Raumvektoren (Abb.76, Seite 84). Die entsprechenden Beispielsequenzen für die jeweiligen Prothesenbewegungen finden sich als Videodateien auf einem Datenträger im Anhang zu dieser Arbeit.

4.2.3 Vergleich von in-vitro und klinischem Retentionsverhalten

Beim Vergleich der bei den klinischen und zuvor bei den Modellversuchen ermittelten Retentionskräften der verschiedenen Verbindungselemente (Abb.77), stellten sich sowohl zwischen den Attachments, als auch zwischen den frontalen und lateralen Angriffspunkten der dislozierenden Kräfte signifikante Unterschiede dar (Mann-Whitney-Test; $p < 0,05$). Lediglich bei der frontalen Retentionskraft der Teleskope zeigte sich kein statistischer Unterschied zwischen den in-vitro- und den klinischen Werten ($p = 0,640$). Allerdings ähnelte sich die Werteverteilung der Haltekräfte in beiden Versuchsgruppen. So fanden sich sowohl im Modell-, als auch im klinischen Versuch die höchsten frontalen Retentionskräfte beim Locator-Element. Die lateralen Retentionswerte dieses Verbindungselementes erreichten dabei 48% bzw. 26% der anterioren Haltekräfte. Weiterhin findet sich bei den klinischen Werten in der Front das gleiche Verteilungsmuster wie bei den Modellwerten. Allerdings betrug der Unterschied zwischen dem Wert für Locator und Kugelkopf bei den Probanden nur 2,36N, wohingegen sich im Modell ein Unterschied von 16,22N darstellte.

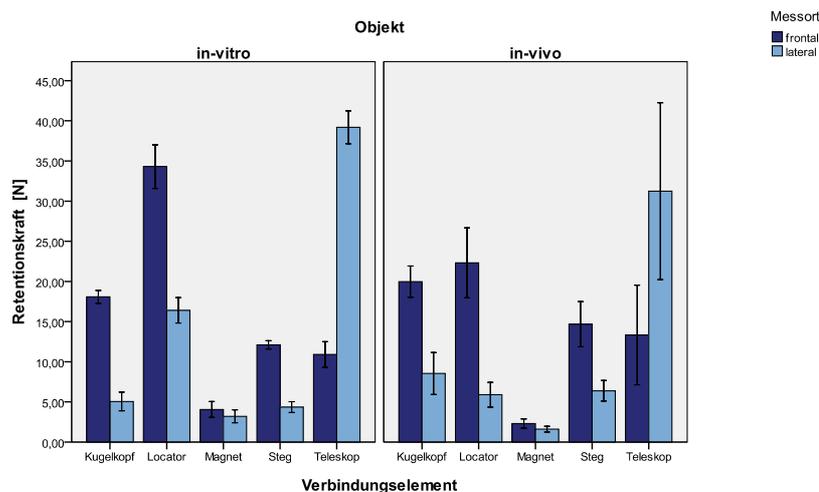


Abbildung 77 Gegenüberstellung der im Modell (links)- und im klinischen Versuch (rechts) gemessenen mittleren Retentionskräfte (Standardabweichungen)

Tabelle 10 Korrelationskoeffizienten (r) beim Vergleich der Retentionskräfte (Signifikanzniveau $p \leq 0,01$ '***')

		Retentionskraft in-vitro [N]											
		n=25		Kugelkopf		Locator		Magnet		Steg		Teleskop	
		frontal	lateral	frontal	lateral	frontal	lateral	frontal	lateral	frontal	lateral	frontal	lateral
Retentions- kraft in-vivo [N]	Kugelkopf	frontal	-0,033										
		lateral		-0,150									
	Locator	frontal			-0,373								
		lateral				0,070							
	Magnet	frontal					0,002						
		lateral						0,557**					
	Steg	frontal							-0,344				
		lateral								-0,31			
	Teleskop	frontal									0,029		
		lateral										0,278	

Bei den Magnetankern zeigten sich im Modell und im klinischen Einsatz, sowohl in der Front, als auch im Seitenbereich die geringsten Retentionswerte. In der statistischen Analyse stellten sich die gefundenen Unterschiede dabei als signifikant dar (Mann-Whitney-Test; $p < 0,05$). Sowohl im Modell, als auch bei den Probanden entwickelten die Teleskope frontale Retentionswerte, welche sich im Vergleich zu Kugelanker und Steggelenk als geringer darstellten. Bei diesen beiden Verbindungselementen waren die lateralen Haltewerte signifikant geringer als die frontalen Kräfte. Im Gegensatz dazu lagen die lateralen Retentionskräfte der Teleskope im Modell und im klinischen Test um 260% bzw. um 134% signifikant über den korrespondierenden Haltekräften in der Front. Die statistische Überprüfung der Korrelationskoeffizienten der im Modellversuch und klinisch gefundenen Retentionswerte mittels Spearman-Test zeigte bis auf die lateralen Haltekräfte der Magnetprothesen über alle Verbindungselemente nur sehr geringe Abhängigkeiten (Tab.10).

4.2.4 Vergleich von in-vitro und klinischer Prothesenkinematik

Zur Prüfung der grundsätzlichen Funktion des entwickelten Messsystems wurde ein spezielles Modell konstruiert, welches die Besonderheiten des zahnlosen Kiefers insbesondere auf die vorhandene Resilienz des zahnlosen Tegumentes darstellen sollte. Betrachtet man die Gesamtbewegungsvektoren der Modellversuche und vergleicht diese mit den entsprechenden klinischen Versuchen (Abb.78 und 79, Seite 87), so zeigten sich im deskriptiven Vergleich tendenzielle Gemeinsamkeiten zwischen Modell- und Probandensituation.

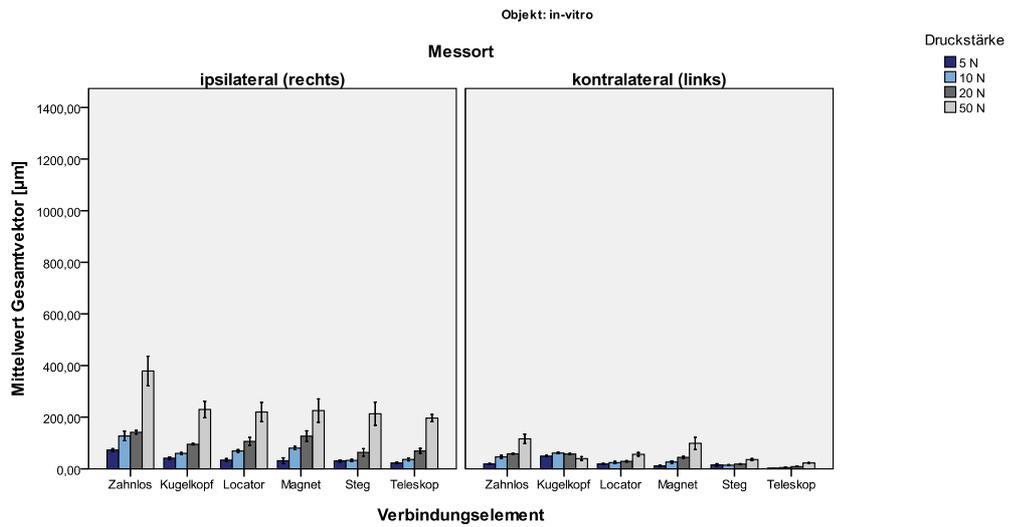


Abbildung 78 Beispielhafte Gegenüberstellung der Gesamtbewegungsvektoren (Standardabweichungen) im Modellversuch

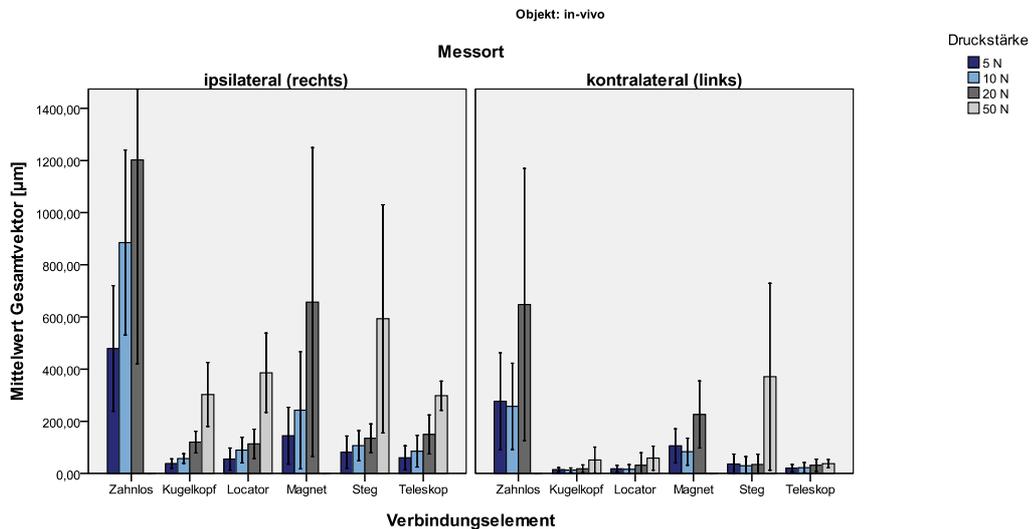


Abbildung 79 Beispielhafte Gegenüberstellung der Gesamtbewegungsvektoren (Standardabweichungen) der klinischen Probandenmessungen (Werte für 50N in Kontroll- und Magnetgruppe nicht erfasst)

Allerdings konnten die Beträge der klinischen Prothesenverlagerungen im Modell mehrheitlich nicht in der entsprechenden Größe dargestellt werden. Lediglich bei den mittels Kugelkopf verankerten Prothesen konnten auch annähernd gleiche Beträge für die kaudale Verlagerung (in-vitro 50µm / in-vivo 48µm) gemessen werden. Im Falle der mit Locator-Elementen verankerten Prothesen überstiegen die in-vitro Werte sogar die klinische Kaudalverlagerung (in-vitro 75µm / in-vivo 45µm). Vor allem in den klinischen Werten der Kontrollgruppe und der Magnetprothesen bestanden deutlichere Unterschiede zu den übrigen Verbindungselementen als diese im Modell gefunden werden konnten. Besonders augenscheinlich wird der Unterschied zwischen modell- und klinischen Messungen bei den Standardabweichungen, welcher den im

Modellversuch nicht zu simulierenden klinischen Gegebenheiten zugerechnet werden muss.

Tabelle 11 Korrelationskoeffizienten (r) des Vergleichs der Gesamtbewegungsvektoren in-vitro und in-vivo (Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ '**' bzw. $p \leq 0,01$ '***')

		Gesamtbewegungsvektor (in-vitro) [μm]						
		n=200	Zahnlos	Kugelpopf	Locator	Magnet	Steg	Teleskop
Gesamtbewegungsvektor (in-vivo) [μm]	Zahnlos		0,181*					
	Kugelpopf			0,476**				
	Locator				0,818**			
	Magnet					0,334**		
	Steg						0,716**	
	Teleskop							0,802**

Betrachtet man die Auswertung der statistischen Analyse der Gesamtbewegungsvektoren von Modell- und Probandensituationen mittels Spearman-Test, so zeigten sich für Teleskopkronen-, Locator- und Stegverankerungen hohe positive Korrelationen von in-vitro und klinischen Werten (Tab.11). Die Gesamtvektoren der übrigen Verbindungselemente zeigten nur geringe oder sehr geringe Korrelationen.

4.2.5 Vergleich der funktionellen Prothesenkinematik bei verschiedenen Belastungssituationen

Wie bereits dargestellt, stellten sich hinsichtlich des Gesamtbewegungsumfanges in den einzelnen funktionellen Untersuchungen jeweils unterschiedliche Resultate dar. Um eine Analyse der unter verschiedenen Versuchsparametern gewonnenen Ergebnisse zu ermöglichen, wurde für jeden erhobenen Datensatz ein integrativer Gesamtvektor berechnet (Abschnitt 3.4.4). Ein gegenüberstellender Vergleich dieser Werte für die Einzelmessungen erfolgte bereits im Abschnitt 4.2.4 (Seite 86).

Tabelle 12 Vergleich und Rangzahlen der Gesamtbewegungsvektoren der Prothesensättel der getesteten Verbindungselemente bei ausgewählten klinischen Messungen

n=25	Druck 20N			Kauen			Sprechen			Öffnen & Schließen			Schlucken			Mittelwert	Rangfolge
	rechts	links	mittel	rechts	links	mittel	rechts	links	mittel	rechts	links	mittel	rechts	links	mittel		
	μm	μm	μm	μm	μm	μm											
Kontrolle	1202	648	925	724	895	809	883	280	581	661	285	473	2106	538	1322	1644	6
Kugelpopf	120	18	69	410	276	343	100	63	82	85	46	65	250	48	149	283	4
Locator	125	32	78	384	146	265	101	24	63	83	31	57	129	56	92	222	2
Magnet	657	135	396	1590	3026	2308	1047	138	593	358	103	230	575	354	465	1597	5
Steg	135	33	84	404	247	326	67	37	52	105	48	77	101	46	73	245	3
Teleskop	149	31	90	256	86	171	44	19	31	78	46	62	80	30	55	164	1

Die Gegenüberstellung der mittleren Gesamtbewegungsvektoren der verschiedenen klinischen Messungen ermöglicht einen Vergleich der erfassten Prothesenbewegungen

in Abhängigkeit von den Verbindungselementen (Tab.12). Nach der Vergabe von Rangwerten entsprechend der Mittelwerte aller Gesamtvektoren zeigte sich, dass die teleskopverankerten Prothesen von allen getesteten Attachments in den ausgewählten Tests die geringsten Sattelbewegungen ausführten. Locator, Steggelenk und Kugelkopfancker zeigten einen höheren Bewegungsumfang. Die umfangreichsten Prothesenbewegungen wurden bei den magnetverankerten Prothesen aufgezeichnet. Diese Werte lagen nur wenig unterhalb des Bewegungsumfanges der unverankerten Vergleichsprothesen.

Tabelle 13 Vergleich und Rangzahlen der für die Belastung des Kieferkammes relevanten Bewegungsvektoren (Angabe der im Seitenvergleich jeweils größten mittleren Sattelauslenkung - ohne kraniale Auslenkung)

Druck 20N	kaudal				transversal			sagittal			total
	vestibulär	lingual	gesamt	anterior	posterior	gesamt	anterior	posterior	gesamt		
	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	
Kontrolle	1021	92	454	546		158	158			1725	
Kugelkopf	96	17	60	77	22	18	40			213	
Locator	96	39	24	63	24	27	51			210	
Magnet	490	49	399	448	121	57	178			1116	
Steg	107	38	53	91	14	25	39			237	
Teleskop	144	40	37	77	14	50	64			285	

Kauen	kaudal				transversal			sagittal			total
	vestibulär	lingual	gesamt	anterior	posterior	gesamt	anterior	posterior	gesamt		
	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	
Kontrolle	1118	282	194	476	523	843	1366			2960	
Kugelkopf	211	101	256	357	233	133	366			934	
Locator	252	110	135	245	87	75	162			659	
Magnet	541	1951	159	2110	704	840	1544			4195	
Steg	265	131	169	300	225	127	352			917	
Teleskop	159	92	92	184	60	61	121			464	

Sprechen	kaudal				transversal			sagittal			total
	vestibulär	lingual	gesamt	anterior	posterior	gesamt	anterior	posterior	gesamt		
	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	
Kontrolle	529	201	237	438	185	241	426			1393	
Kugelkopf	72	15	18	33	16	32	48			153	
Locator	18	17	27	44	18	22	40			102	
Magnet	197	144	710	854	517	103	620			1671	
Steg	34	18	25	43	16	26	42			119	
Teleskop	14	13	13	26	12	16	28			68	

Öffnen & Schließen	kaudal				transversal			sagittal			total
	vestibulär	lingual	gesamt	anterior	posterior	gesamt	anterior	posterior	gesamt		
	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	
Kontrolle	353	112	348	460	160	190	350			1163	
Kugelkopf	52	12	55	67	30	29	59			178	
Locator	47	23	39	62	25	16	41			150	
Magnet	122	111	163	274	125	44	169			565	
Steg	72	25	58	83	29	22	51			206	
Teleskop	66	19	39	58	28	19	47			171	

Schlucken	kaudal				transversal			sagittal			total
	vestibulär	lingual	gesamt	anterior	posterior	gesamt	anterior	posterior	gesamt		
	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	µm	
Kontrolle	314	814	887	1701	810	536	1346			3361	
Kugelkopf	67	89	64	153	89	21	110			330	
Locator	93	50	55	105	36	67	103			301	
Magnet	417	219	239	458	76	215	291			1166	
Steg	95	36	55	91	36	34	70			256	
Teleskop	65	32	53	85	31	19	50			200	

n=125	Summe		Mittelwert	Rangfolge
	µm	µm		
Kontrolle	10602	2120		6
Kugelkopf	1808	362		4
Locator	1422	284		2
Magnet	8713	1743		5
Steg	1735	347		3
Teleskop	1188	238		1

Betrachtet man die direkt auf die satteltragenden Kieferkämme einwirkenden Bewegungsvektoren, so kann die kraniale, vom Sattel abhebende Prothesenbewegung vernachlässigt werden. Da diese in einigen Untersuchungen hohe Werte aufwies (Abschnitt 4.2.2), wurden für eine kieferkammbezogene Betrachtung nur die übrigen fünf Einzelvektoren herangezogen (Tab.13). Die Summierung der jeweils umfang-

reichsten, von den Prothesen in den entsprechenden Versuchen ausgeführten Sattelbewegungen zeigt auch bei diesem Auswertungsansatz eine Rangfolge zwischen den Verbindungselementen.

Die teleskopverankerten Prothesensättel zeigten auch bei dieser Analyse den geringsten Bewegungsumfang. Mit zunehmenden Bewegungen folgten Locator, Steggelenk und Kugelkopfancker. Die magnetverankerten Prothesen zeigten von allen Verbindungselementen die stärksten Einlagerungen in den satteltragenden Kieferkamm. Nur die konventionellen Totalprothesen der Vergleichsgruppe zeigten umfangreichere Einlagerungsmuster. Es zeigte sich, dass die beiden zusammenfassenden Analysen der resultierenden Prothesenbewegungen zu identischen Rangfolgen der getesteten Verbindungselemente führten.

4.2.6 Vergleich von Prothesenkinematik und Retentionsverhalten

Wie bereits dargestellt, besteht hinsichtlich verschiedener prothesenspezifischer Parameter eine Wechselbeziehung mit der Retentionskraft und der Konstruktionsform der verwendeten Verbindungselemente. Aus diesem Grunde wurden im Rahmen einer Korrelationsanalyse mittels des nicht-parametrischen Spearman-Tests ein möglicher ursächlicher Zusammenhang zwischen der ermittelten Prothesenkinematik und der gemessenen Retentionskraft sowohl für die klinische Situation, als auch für Modellsituation bestimmt. Zur Vereinfachung der statistischen Betrachtung der jeweiligen Prothesensituation wurde für die Darstellung der Prothesenbewegungen der Gesamtbewegungsvektor angewendet.

Vergleich der in-vitro Resultate

Tabelle 14 Korrelationskoeffizienten (r) des Vergleichs von Gesamtbewegungsvektor und Retentionskraft bei einseitiger Druckbelastung – in-vitro (Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ ‘**’)

Retentionskraft (in-vitro) [N]		Gesamtbewegungsvektor (in-vitro) [N]																				
		Kugelkopf				Locator				Magnet				Steg				Teleskop				
		Druckkraft [N]				Druckkraft [N]				Druckkraft [N]				Druckkraft [N]				Druckkraft [N]				
	n=10	5	10	20	50	5	10	20	50	5	10	20	50	5	10	20	50	5	10	20	50	
frontal	Kugelkopf	-0,222	-0,704*	-0,443	-0,394																	
lateral	Kugelkopf	-0,013	-0,209	-0,076	-0,240																	
frontal	Locator					-0,215	0,000	-0,101	-0,189													
lateral	Locator					0,29	-0,366	0,014	0,013													
frontal	Magnet									-0,164	-0,088	0,025	-0,253									
lateral	Magnet									-0,385	0,055	-0,303	-0,440									
frontal	Steg													0,139	-0,164	0,013	0,391					
lateral	Steg													0,182	0,026	-0,039	-0,415					
frontal	Teleskop																	0,152	-0,076	0,051	-0,189	
lateral	Teleskop																	-0,156	-0,350	0,000	-0,311	

Die statistische Analyse der Modellsituation in Abhängigkeit von der applizierten Druckkraft für die einzelnen Verbindungselemente ergab deutliche Unterschiede der einzelnen Korrelationskoeffizienten (Tab.14). Bei 25 von 40 Vergleichen indizierte das

negative Vorzeichen des Korrelationskoeffizienten einen indirekten Zusammenhang von verringerter Prothesenbewegung und zunehmender Retentionskraft der Verbindungselemente. Allerdings waren diese Korrelationen, wie auch die mit positivem Vorzeichen überwiegend sehr gering oder gering. Lediglich bei den Kugelkopfkernern fand sich bei einem Druck von 10N eine mittlere Korrelation mit der frontalen Haltekraft.

Vergleich der klinischen Resultate

Tabelle 15 Korrelationskoeffizienten (r) des Vergleichs von Gesamtbewegungsvektor und Retentionskraft bei einseitiger Druckbelastung – in-vivo (Signifikanzniveau $p \leq 0,01$ ‘**’)

Retentionskraft (in-vivo) [N]		Gesamtbewegungsvektor (in-vivo) [N]																							
		n=50		Kugelkopf				Locator				Magnet				Steg				Teleskop					
		Druckkraft [N]		5	10	20	50	5	10	20	50	5	10	20	50	5	10	20	50	5	10	20	50		
frontal	Kugelkopf	0,133	0,038	0,012	-0,067																				
		lateral	-0,153	-0,137	-0,233	-0,147																			
frontal	Locator					-0,174	-0,247	-0,01	0,05																
		lateral					-0,093	0,016	-0,81	-0,146															
frontal	Magnet									-0,814**	0,060	-0,219	--												
		lateral									0,111	-0,26	0,176	--											
frontal	Steg													-0,420**	-0,208	-0,257	-0,376								
		lateral													0,195	0,046	0,152	0,375							
frontal	Teleskop																	-0,165	-0,144	-0,103	0,027				
		lateral																	-0,015	-0,61	-0,084	0,113			

Die Analyse der möglichen Abhängigkeiten von klinischer Prothesenbewegung und den gemessenen Retentionskräften des eingesetzten Verbindungselementes in Abhängigkeit von der jeweils applizierten Druckkraft ergaben für die einzelnen Attachments Unterschiede zwischen den jeweiligen Korrelationskoeffizienten. Allerdings fand sich in der statistischen Analyse nur bei den Magnetprothesen (Prothesenbewegung [5N Druck] und frontale Retentionskraft) eine hohe und bei den Stegprothesen (Prothesenbewegung [5N Druck] und frontale Retentionskraft) eine mittlere Wertekorrelation zwischen der Prothesenbewegung und der entsprechenden Haltekraft (Tab.15). Alle übrigen Koeffizienten deuteten auf einen sehr geringen statistischen Zusammenhang der jeweiligen Parameter hin. Das bei der Mehrheit der Korrelationskoeffizienten negative Vorzeichen zeigte damit einen indirekten Zusammenhang von gesteigerter Prothesenbewegung und abnehmender Retentionskraft der Verbindungselemente an.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methode

Zur Messung der funktionellen Prothesenkinematik im Unterkiefer wurde ein magnetfeldbasiertes, dreidimensionales, kontaktloses Messsystem entwickelt. Ein eindimensionales magnetfeldbasiertes System wurde durch *Wegmann et al.* [297] in einem Modellversuch eingesetzt. Sie platzierten die Magnete innerhalb der satteltragenden Bereiche eines Modells und die Halbleitersensorik in dem korrespondierenden Prothesensattel. Versuche einer klinischen Messung mittels eines kontaktlosen Magnetfeldsystems im Unterkiefer wurde durch *Böning* [213] durchgeführt. Mit diesem zweidimensionalen System konnte er Messungen der Bewegungen von Modellgußprothesen im frontal restbezahnten Unterkiefer durchführen. Die Frage der Kinematik von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer wurde mittels eines eindimensionalen Magnetfeldsystems erstmals von *Setz et al.* [10] untersucht. Allerdings konnten die Autoren nur die Bewegungen von implantatverankerten Prothesen im Bereich der Symphyse eines zahnlosen Unterkiefermodells bestimmen. Aufgrund der für verschiedene Verbindungselemente gefundenen Ergebnisse forderten die Autoren die Notwendigkeit der klinischen Evaluation solcher Messungen im Patientenversuch.

5.1.1 Fehlerbetrachtung des entwickelten Messsystems

Die Genauigkeit des entwickelten Systems wurde in Vorversuchen überprüft (Abschnitt 3.3.2). Dabei zeigte sich innerhalb des kalibrierten Volumens der einzelnen Sensor-Module von 17mmx14mmx10mm eine systembedingte Auflösungsgenauigkeit von $\pm 10\mu\text{m}$ (Abschnitt 3.4.5). Bei der Messung der Prothesenkinematik der implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer mussten weitere potentielle Fehlermöglichkeiten in Betracht gezogen werden.

Wie in Abschnitt 3.3.3 dargelegt, wurde zur Gewährleistung der Eindeutigkeit der Zuordnung der Raumkoordinaten zu einer konkreten Position des Magneten ein Mindestabstand von 2,5mm zwischen Sensor-Modul und Magnetoberfläche eingehalten. Um auch bei starken kaudalen Einlagerungen der Prothese ein Unterschreiten dieses Abstandes zu gewährleisten, wurde für jeden der beiden Sensor-Module ein vertikaler Abstand von 4,5mm zwischen der kranialen Oberkante des Magneten und der kaudalen Oberfläche des Sensor-Moduls festgelegt. Eine weitere Schwierigkeit bestand in der genau senkrechten Positionierung der Sensor-Module zu den Magneten und damit zur Implantatachse, da nur so die Kalibrierungsdaten gültig zur Anwendung kommen konnten. Zur Gewährleistung der somit bedeutsamen, dreidimensionalen Positionierung der Sensor-Module, wurden diese mittels

implantatverankerter Kunststoffschlüssel in die jeweilige Prothesenbasis reversibel eingeklebt.

In der klinischen Untersuchung zeigte sich, dass vor allem in der Kontrollgruppe mit unverankerten Prothesen und der Testgruppe der magnetverankerten Prothesen teilweise überschwellige Bewegungen auftraten. Da vor allem transversale Messwerte immer dann erhöhten systemimmanenten Messfehlern ausgesetzt sind, wenn sie mit extremen Vertikalauslenkungen vergesellschaftet sind [193], wurden durch eine besondere Funktion der Auswertungssoftware solche „Ausreißer“-Werte automatisch zensiert (Abschnitt 3.4.4) Somit waren sie zwar in den grafischen Darstellungen ersichtlich, gingen jedoch nicht in die rechnerische Auswertung ein.

Ein weiterer Vorteil der zur Messwerterfassung verwendeten Software bestand in der Möglichkeit, Datensätze vor der Auswertung zu beschneiden. Somit konnten aufgetretene Sprünge in den Kurven, welche durch unaufgefordert ausgeführte Bewegungen der Unterkiefer durch die Probanden entstanden waren, noch vor der Auswertung gezielt ausgeschlossen werden. Das in früheren Untersuchungen vorhandene Risiko der Verzerrung von Werten, welche zu einer Zensierung von zweidimensional deutlich von der Ausgangsposition abweichenden Messdaten führte [193], konnte durch die vollständige automatisierte Kalibrierung des verwendeten Systems reduziert werden.

Der physiologische Kauprozess besteht größtenteils aus reflexgesteuerten Bewegungen, welche Einfluss auf die Prothesenbewegung ausüben [241,242]. Willentlich oder extern beeinflusste Kaubewegungen bei experimentellen Messungen können daher grundsätzlich mit Fehlern behaftet sein, da der Patient sich durch die Messapparatur eingeschränkt fühlt bzw. objektiv eingeschränkt ist [241,242]. Ebenso stellen derartige Messapparaturen einen Störfaktor bei der Sprachlautbildung dar. Kompensatorisch kann es aufgrund der veränderten Lautbildung über auditive und kinästhetisch-motorische Regelkreise daher zu kompensatorischen Zungenbewegungen kommen. Von den hierbei zu erwartenden, leicht veränderten Zungenbewegungen sollte allerdings keine maßgebliche Beeinflussung der Messergebnisse ausgehen [193].

Ein weiteres Grundproblem bei klinisch-funktionellen Untersuchungen besteht immer in der Gefahr einer Störung der Sensortechnik durch die unkontrollierten Bewegungen des Kaugutes im Patientenmund [213]. Durch den Verzicht auf paraokklusale Schienen [278,279,292] oder andere intra- oder extraorale Sensorträger [257,273,276] und die nur im Bereich der Sensoren nach vestibulär geöffnete Prothese bestand ein fast umfassender Schutz der Sensoranordnung in der Prothese. Die Gefahr einer Störung der Sensorfunktion durch das Kaugut konnte somit deutlich reduziert werden. Daher konnte während aller Versuche auf z.B. ein Abhalten der

Wange zum Schutz und zur Kontrolle der Sensoren verzichtet werden. Abgesehen von den über die Lippenmitte herauslaufenden Flachkabeln wurde somit der, vor allem während der Sprech- und Kauaufgaben, klinisch bedeutsame Einfluss der Wangen und Lippenmuskulatur auf die Prothesenkinematik weitestgehend erhalten. Die in Vorversuchen aufgetretene mechanische Beschädigung der Sensor-Kabel vor allem durch unkontrolliertes Zerbeißen während der Kauversuche, konnte mittels der anterior an den Prothesen angebrachten Kabelführungen ausgeschlossen werden. Künftige Weiterentwicklungen dieser Sensor- und Messtechnologie werden eventuell Möglichkeiten der kabellosen Datenübertragung nutzen können, welche zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung nicht in einer adäquaten Baugröße zur Verfügung standen.

5.1.2 Klinische Fehlerbetrachtung

Neben individuellen Kaumustern haben die Kaukraft, der Zustand der Alveolarfortsätze und die Resilienz der Mukosa einen Einfluss auf die Kinematik von Prothesen. Bei partiellen Prothesen wurde sogar eine Relativierung bzw. Dominanz dieser Faktoren gegenüber dem Einfluss der Halteelemente beschrieben [195]. Die einwirkenden Kaukräfte korrelieren wiederum sowohl mit dem Alter und dem Geschlecht [245], als auch mit dem Zustand der Gegenbezahnung und der Art der prothetischen Versorgung [241,242]. Unter diesen Aspekten wurde eine möglichst homogene Probandengruppe angestrebt. Nur ein Proband trug im Oberkiefer eine mittels Teleskop am letzten Restzahn verankerte Prothese. Alle übrigen Probanden hatten einen mittels Totalprothese versorgten, zahnlosen Oberkiefer. Dabei bleibt kritisch zu erwähnen, dass nur ein weiblicher Proband an der Studie teilnahm. Ursache hierfür lag in der fehlenden klinischen Eignung anderer potentieller Probandinnen, welche nicht über ein ausreichendes Restknochenangebot im Molarenbereich des zahnlosen Unterkiefers verfügten. Weiterhin wurde bei verschiedenen Unterkieferhaltungen und funktionellen Bewegungen eine elastische Deformation der Mandibula beschrieben [246]. So wurde bei einseitiger Kaubelastung eine transversale Vergrößerung der Molarendistanz 37-47 des bezahnten Unterkiefers von bis zu 200µm festgestellt. Ursache dafür soll die einseitige Verwindung des Kieferkörpers mit vestibulärer Kippung des Zahnes darstellen. In der vorliegenden Studie kann dieser Effekt grundsätzlich einen Einfluss auf die transversalen Messungen ausgeübt haben, welches wiederum zu tendenziell überhöhten lingualen Messwerten und im Gegenzug zu verringerten vestibulären Sattelauslenkungen geführt haben könnte. Allerdings kann aufgrund der reduzierten Hebeleffekte bei den um eine Zahnposition weiter anterior in den relativ atrophierten Unterkiefer inserierten Implantaten und der aufgrund des Alters der Probanden im Vergleich zum jugendlichen Menschen reduzierten Kaumuskulatur [245] von einer

weniger ausgeprägten Verwindung und damit transversalen Abweichung ausgegangen werden.

Aufgrund der beschriebenen Vielzahl von heterogenen Faktoren, der individuellen klinischen Situationen der Probanden und des Umfanges an erhobenen Datensätzen erfolgte keine Auswertung der Prothesenbewegungen bei einzelnen Kauzyklen oder eine detaillierte Beschreibung von Kaubahnen. Die Auswertung und Diskussion der Prothesenkinematik bezog sich ausschließlich auf die gemessenen, dreidimensionalen Sattelauslenkungen der mittels der verschiedenen Verbindungselemente verankerten Prothesen.

Der Hintergrund der klinischen Akquirierung und der Auswahl der fünf Probanden bedarf einer näheren Erläuterung. Die Probanden wurden aus dem Patientenkollektiv der Universitäts-Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik gewonnen. Die Schwierigkeit bestand darin, Probanden ohne Einschränkungen hinsichtlich der definierten Einschlusskriterien zu akquirieren. Als besonderes Problem stellte sich dabei die Forderung nach einem für die primärstabile Implantation ausreichenden Knochenangebot im zahnlosen Molarenbereich dar. Ein weiterer limitierender Faktor bei der Akquisition eines größeren Probandenkollektives lag in der zahntechnisch und wirtschaftlich sehr aufwändigen Vorbereitung und Herstellung der für jeden Probanden notwendigen Testprothesen inklusive der entsprechend erforderlichen Verbindungselemente. Bei vergleichbaren Untersuchungen mit ähnlichem Vorbereitungsumfang wurden die Probandenzahlen daher in der Vergangenheit ebenfalls auf fünf [263,311,312], vier [264,292,296], drei [236,280], oder sogar weniger Patienten beschränkt [194,244,246,256,258,266,272,284,285,291].

Die räumlichen und zeitlichen Variationen klinischer Kauzyklen stehen in Abhängigkeit zur Nahrung und dem individuellen Konstitutionstypus [243]. Aus diesem Grunde kam der Auswahl des Kaugutes eine gewisse Bedeutung zu. Die für die Untersuchung gewählten Paraffin-Stücke gewährleisteten durch die anfangs feste, später eher weiche, klebrige und nicht aufbrechende Konsistenz die für derartige Testnahrung gewünschten Kaeigenschaften. Darüber hinaus boten sie den Vorteil der standardisierten Verfügbarkeit. Somit sind mit diesen Pellets auch für künftige Untersuchungen diesbezüglich vergleichbare Versuchsbedingungen verfügbar.

Klinische Vorversuche bei den Probanden zeigten einen gewissen Einfluss der Reihenfolge der durchgeführten Testungen auf die gemessenen Bewegungsvektoren. Zur Begrenzung derartiger Effekte wurde die Reihenfolge der Versuche bei jedem Probanden zufällig mittels Losverfahren bestimmt. Allerdings kam es bei den im Anschluss an die Druck- und Kauversuche durchgeführten Tests dennoch zu einer teilweisen Betonung der Sattelbewegungen auf der rechten Seite. Die Ursache dafür kann unter Umständen in einer eingetretenen Adaptation und Kompression des

Tegumentes durch die rechtsseitig applizierten Druckkräfte und das auf der rechten Seite positionierte Kaugut zu suchen sein. Nur so erklärt sich die zum Teil stärkere Auslenkungen der rechten Prothesensättel bei den nicht seitenspezifischen Sprech, Schluck und Öffnungstests.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Retentionsverhalten der Verbindungselemente

Zur Überprüfung der entwickelten Testanordnung wurden die im Versuch verwendeten und in eine Testprothese integrierten Verbindungselemente im Laborversuch hinsichtlich ihrer Retentionskräfte überprüft.

Der Abstand der interforaminalen Implantate im entwickelten Testmodell von 22mm wurde von *Wright et al.* [100] für den Einsatz von Steggelenken empfohlen und entspricht diesbezüglich dem bereits von *Setz et al.* [10,72] und *Botega et al.* [214] verwendeten Versuchsaufbau. Ein tatsächlicher Einfluss des Implantatabstandes auf die maximalen Retentionskräfte von Kugelkopfkernern und Magnetattachments konnte in den Versuchen von *Michelinakis et al.* [118] und *Doukas et al.* [73] allerdings nicht nachgewiesen werden. Hingegen fanden *Setz et al.* [10] einen Einfluss der Reiterlänge auf die vertikale Bewegung von stegverankerten Prothesen, was einen Anhalt für einen eventuellen Einfluss auf die Retentionskraft bieten könnte.

Bayer et al. [212] und *Fromentin et al.* [211] zeigten, dass mit elektronischen Messapparaturen in-vitro reproduzierbare, bereits digital gewandelte Retentionskraftmesswerte erhoben werden können. Derartige Apparaturen standen zum Zeitpunkt der Messungen weder kommerziell zur Verfügung, noch wurden sie bis dahin intraoral am Probanden angewendet. Aus diesem Grunde erfolgten die Messungen der Abzugkräfte am Modell, wie auch später am Probanden mit konventionellen analogen Federkraftmessgeräten. Mit dieser Methode konnten bereits *Böning* [193], *van Kampen et al.* [160] und *Naert et al.* [51] im Modell- und im klinischen Versuch an Probanden reproduzierbare Ergebnisse bei Retentionsmessungen erzielen.

Im Vergleich zu in-vitro Retentionskraftmessungen an Einzelattachments findet sich in der Literatur eine geringere Anzahl von Messungen an gepaarten Implantat-Attachments [8]. Aufgrund von diversen Variationen in den Prüfbedingungen wie z.B. Abzugsrichtung, Angriffspunkt der abziehenden Kraft, umgebendes Medium, Andruckkraft usw. [47,49,73,82,108,118,204,205], muss vor einem Vergleich der Ergebnisse die Übereinstimmung dieser Prüfparameter verglichen werden.

In-vitro Messungen der Retentionskraft

Bei den in dieser Untersuchung getesteten Verbindungselementen bestanden offensichtliche Unterschiede hinsichtlich des Konstruktionsprinzips und der resultierenden Retentionsmechanismen. Bei der Reibungshaftung spielt die Art und die Flächengröße der korrespondierenden Materialien eine bedeutende Rolle. Ähnliches gilt auch für Klemmpassungen und tribologische Systeme. Bei Magnetankern ist weiterhin die Art und Anordnung der korrespondierenden Magneten ausschlaggebend.

Die im axialen Abzugsversuch frontal gemessenen Retentionskräfte der verschiedenen Verbindungselemente unterschieden sich signifikant. Die mittlere Retentionskraft der Kugelkopfancker mit Goldmatrize lag mit $18,1(\pm 0,8)$ N im Bereich der von *Petropoulos et al.* [204] und *Svetlize et al.* [49] gefundenen Werte. Die von anderen Autoren gefundenen Mittelwerte von 27N bis 85N [54,72,118] wurden nicht erreicht. Zwar war in allen Untersuchungen der Versuchsaufbau annähernd identisch, doch wurden in allen Untersuchungen Kugelkopf-Attachments unterschiedlicher Hersteller geprüft. Weiterhin bleibt zu beachten, dass die Retention der getesteten Kugelkopfancker über die Friktion der Matrizen individuell angepasst werden kann. In der vorliegenden Untersuchung wurde die Retention während der zahntechnischen Herstellung der Situation entsprechend voreingestellt. Eine Vorgabe an den Zahntechniker über die dabei zu erzielende Retention erfolgte in Anlehnung an frühere Studien nicht [49,50,54,69,72,73,118,203-206]. Auch nachträgliche Veränderungen durch den Untersucher erfolgten ebenfalls nicht.

Retentionskräfte bei paarigen Locator-Attachments wurden in-vitro bisher nur von wenigen Autoren durchgeführt. So untersuchten *Chung et al.* [54] ‚rosa‘ (12,33N) und ‚klare‘ (28,95N) Matrizen. *Rutkunas et al.* [205] fanden bei ‚rosa‘ Matrizen einen Mittelwert von 14,8N. Die in der vorliegenden Studie untersuchten ‚blauen‘ Matrizen erzielten $34,3(\pm 2,71)$ N und wurden in den vorgenannten Untersuchungen nicht getestet. Laut Herstellerangaben liegt die Retentionskraft einer einzelnen ‚blauen‘ Matrize bei 6,67N, einer ‚rosa‘ Matrize bei 13,34N und der ‚klaren‘ Matrize bei 22,24N. Verdoppelt man diese Werte, so übersteigen die Ergebnisse aller Untersuchungen diese Angaben. Eine Erklärung dieser Diskrepanz könnte in einer möglichen Quellung der Matrizen bei Speichellagerung zu finden sein, wodurch ein Nachlassen der Retention eintreten könnte. Die vergleichsweise höheren Standardabweichungen beim Locator könnten sich ebenfalls aus der Materialspezifik der semi-präzisen Nylon-Matrizen dieses Verbindungselementes erklären.

Die Ergebnisse der Testung der offenen Magnetsysteme lagen mit $4,05(\pm 0,98)$ N in einem von verschiedenen Autoren ebenfalls beschriebenen Wertebereich [49,54,72]. *Rutkunas et al.* [205] fanden bei geschlossenen Magnetsys-

temen Werte von bis zu 10,6N. Dieser Unterschied erklärt sich aus den physikalisch-mechanischen Unterschieden dieser Systeme [68].

Die bei den konfektionierten Steggelenken nach Dolder ermittelten Werte von 12,1(\pm 0,52)N konnten so auch von *Pigozzo et al.* [220] gefunden werden. Auch *Walton et al.* [108] fanden bei Stegen mit Kunststoffreitern vergleichbare Retentionskräfte. Die von anderen Autoren an konfektionierten Stegen mit zum Teil unterschiedlichen Geometrien und retentiven Reitern beschriebenen mittleren Retentionswerte von 28N bis 74N [72,214,220] wurden mit den hier getesteten Steggelenken nicht erzielt. Ein eventueller Einfluss der Länge von Steg und korrespondierendem Reiter auf die resultierende Retentionskraft ist aufgrund der damit einhergehenden Größe der Friktionsfläche nicht auszuschließen. Aus diesem Grunde sollte mit dem in dieser Studie gewählten Implantatabstand eine Analogie und Vergleichbarkeit der Resultate zu früheren Studien ermöglicht werden [10,72,100,214]. Grundsätzlich bleibt zu beachten, dass die Retention des getesteten Steggelenks über die Friktion des Reiters individuell angepasst werden kann. Wie schon bei den Kugelkopfkronen wurde diese während der zahntechnischen Herstellung der Situation entsprechend voreingestellt und durch den Untersucher nachträglich nicht mehr verändert.

Untersuchungen zur Retentionskraft einzelner Doppelkronensysteme zeigen eine starke Abhängigkeit der Werte sowohl von der grundsätzlichen Ausführung der Systeme wie z.B. parallelwandige Teleskope, Resilienzteleskope oder Konuskronen [78-81], dem verwendeten Werkstoff für das Primär- und das Sekundärteil [82-85], und einer Vielzahl von unterschiedlichen konstruktiven, zahntechnischen und patientenseitigen Faktoren wie Abutmenthöhe, Winkel der Konusfräsung, Fräsgeschwindigkeit, Politur, Applikation des Galvano-Leitlacks usw. abhängig [85,86,305,306]. So zeigten sich bei der Vermessung von einzelnen Gold-Teleskopkronen vor der klinischen Zementierung Retentionskräfte von 0,05N bis 18,4N [212]. *Beuer et al.* [86] fanden bei Doppelkronen aus einer Goldlegierung, einem Fräswinkel von 2° und galvanisch gefertigten Sekundärkronen in Abhängigkeit von verschiedenen Abutmenthöhen Retentionskräfte von 0,5N bis 1N. Ältere Arbeiten fanden bei Teleskop-Systemen mit unterschiedlichen Fräswinkeln Retentionswerte von 4N bis 7N [313,314]. *Ohkawa et al.* [304] untersuchten die Retentionskraft von hochgoldhaltigen Doppelkronen in verschiedenen Höhen (4, 5 und 6mm) und Konuswinkeln (0°, 2°, 4° und 6°). Es zeigte sich, dass die Retentionskraft stärker vom Fräswinkel als von der Bauhöhe beeinflusst wurde. Aufgrund der klinischen Forderung ein Doppelkronen-System in eine vorgegebene Prothese einpassen zu müssen, werden Primärteleskope durch den Zahntechniker regelmäßig im okklusalen Drittel eingekürzt [212]. Weiterhin wird häufig die zirkulär gefräste Funktionsfläche des Primärteleskops reduziert. Das Ergebnis der

Vermessung der in dieser Untersuchung verwendeten Teleskopaufbauten entsprachen den in der Literatur beschriebenen Konstruktionsparametern [86,304].

Studien, welche die Retentionskräfte von Doppelkronen-Systemen auf zwei Implantaten in-vitro bestimmten, konnten in der internationalen Literatur nicht gefunden werden [7,8]. Somit war eine Verifizierung des gefundenen mittleren Retentionswertes von $10,9(\pm 1,60)\text{N}$ nicht möglich. Betrachtet man die genannten Retentionswerte von Einzelteleskopen vergleichbarer Konstruktion [86] wird deutlich, dass die aus der Kombination von mehreren Teleskopkronen resultierende Gesamthaltekraft der Prothese nicht einer einfachen Summation der Einzelwerte entspricht. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch *Bayer et al.* [212] in ihren Untersuchungen an Teleskopprothesen mit unterschiedlichen Abutmentzahlen.

Vergleichbare Retentionskräfte wurden auch in anderen Studien bei alternativen Attachments wie Stegen mit verschiedenen Matrizen [108,220] oder O-Ring Elementen [49] beschrieben. In Anlehnung an die klinische Alltagssituation wurde auch bei diesem Verbindungselement auf die Vorgabe einer bei der Herstellung zu erzielenden Retentionskraft verzichtet [49,50,54,69,72,73,118,203-206]. Im Falle der Doppelkronen wäre dieses technisch auch nur bedingt und wenig voraussagbar umzusetzen gewesen [303,306]. Aufgrund ihrer Studienergebnisse stellten *Bayer et al.* [212] die Möglichkeit der gezielten Anpassung der Haltekraft einer Teleskopkrone an einen vorgegebenen Wert grundsätzlich in Frage. Bei zyklischen Langzeitbelastungsversuchen kann der im oralen Milieu immer präsente Speichel einen Einfluss auf die resultierenden Retentionswerte von Doppelkronensystemen ausüben [315]. Neben einer direkten Wirkung als Zwischenmedium auf die korrespondierenden Oberflächen [316], ist ein hydrodynamischer Effekt auf das System aus Primär- und Galvano-Sekundärkrone nicht auszuschließen [82,83,86,306]. Speichelersatzmaterialien können die physikalischen und chemischen Eigenschaften des natürlichen Speichels dabei immer nur näherungsweise ersetzen. Da im Vorversuch bei der geringen Zahl von Abzugszyklen der Einsatz von Speichelersatzflüssigkeit keinen signifikanten Einfluss auf die Retentionswerte zeigte, wurden die Retentionsversuche bei allen Verbindungselementen ohne eine derartige Flüssigkeit ausgeführt. Dies entspricht hierbei dem von *Bayer et al.* [212] bei ihren Untersuchungen an Teleskopkronen verwendeten Versuchsaufbau.

Für die Lagestabilität einer Prothese ist neben der Retention in der Front vor allem auch die vertikale Widerstandskraft gegen abziehende Kräfte, z.B. beim Kauen von klebriger Nahrung, bedeutsam. Die Messung der Höhe dieser klinisch bedeutsamen lateralen Retentionskräfte an interforaminär implantatverankerten Prothesen erfolgte in der Vergangenheit nur von wenigen Autoren im in-vitro Experiment. So fanden *Petropoulos et al.* [204,208] in ihren Versuchen bei Kugelkopfkern laterale

Werte zwischen 2,8N und 20N. Im Vergleich zu den jeweiligen frontalen Retentionswerten waren diese um 7 bis 15% erhöht. Die in der vorliegenden Studie gemessenen lateralen Werte von 5,1N lagen um 72% unter den korrespondierenden frontalen Werten. *Rutkunas et al.* [205] bestimmten bei Locator-Elementen mit ‚rosa‘ Matrize eine laterale Retention von 1,2N. Diese lag 40% unter dem frontalen Wert. Bei den hier getesteten ‚blauen‘ Matrize lag der Wert bei 16,4N und damit 52% unter dem anterioren Vergleichswert. Durch *Rutkunas et al.* [205] wurden bei Magnet-Attachments seitliche Retentionswerte von 0,3-0,5N bestimmt. Diese lagen zwischen 25% bis 50% unter dem jeweiligen frontalen Messwert. Die in der vorliegenden Studie untersuchten Magnetanker zeigten mit 3,2N um 21% verringerte seitliche Retentionskräfte. Untersuchungen zu Retentionskräften bei lateralem Kraftangriff konnten in der neueren Literatur weder für Steggelenke, noch für Doppelkronen identifiziert werden. Wie schon bei den anderen Verbindungselementen zeigte sich auch bei den Steggelenken eine mit 4,35N im Vergleich zu den frontalen Retentionswerten um 64% reduzierte Retentionswirkung. Demgegenüber zeigten die Teleskopkronen ein anderes Retentionsverhalten. Die laterale Haltekraftkraft von 39,2N überstieg den mittleren frontalen Wert von 10,9N um 260%. Eine Erklärung für dieses abweichende Verhalten der Teleskopkronen muss in dem besonderen, von den übrigen Verbindungselementen grundsätzlich abweichenden Konstruktionsprinzip gesucht werden. Sowohl Kugelkopfanker, Locator und Steg besitzen mit den Matrizen oder Reitern retentiv wirkende Baugruppen. Ist bei abziehenden Bewegungen deren spezifischer Widerstand überwunden, ist die Prothese freibeweglich. Der für dieses Lösen notwendige Abzugsweg beträgt bei allen drei Verbindungselementen nur wenige Zehntelmillimeter. Bei den Magneten mit ihrer kontaktfrei entwickelten Haltekraft, führt eine Separation um einen vergleichbaren Betrag gleichfalls zu einem vollständigen Verlust der Haltewirkung [68]. Greift die abziehende Kraft nun extraaxial an, kommt es durch die zusätzliche Hebelwirkung zu einer Reduzierung der für die Überwindung der eigentlichen Retentionskraft aufzubringenden Gegenkraft. Dies erklärt die deutlich reduzierte Haltewirkung der Verbindungselemente bei lateralen Abzugspunkten. Bevor sich bei Teleskopkronen die exakt ineinander passende Matrize und Patrize bzw. Primär- und Sekundärteil bei Einwirkung einer dislozierenden Kraft trennen können, müssen die beiden Bauteile eine gewisse Distanz in streng axialer Richtung von einander abgezogen werden [86,304]. Greift die abziehende Kraft allerdings extraaxial am Sekundärteil an, so kommt es aufgrund der Konstruktion dieses Verbindungselementes und in Abhängigkeit vom Konuswinkel initial zu einem Verkanten von Matrizen und Patrizen. Die für die Überwindung dieser Verkantung notwendigen Abzugskräfte übersteigen damit die eigentlichen, vom System der Doppelkrone produzierten Haltekräfte.

Klinische Retentionskraftmessungen

Verglichen mit der Häufigkeit von in-vitro Untersuchungen finden sich in der internationalen Literatur nur wenige Studien, in denen die Retentionskraft von verschiedenen implantatprothetischen Verbindungselementen klinisch im Patientenmund bestimmt wurde. *Naert et al.* [317] fanden bei der Eingliederung von zwölf mittels Kugelkopf auf 2 interforaminären Implantaten verankerten Prothesen eine mittlere frontale Haltekraft von 6,55N. *Van Kampen et al.* [160] bestimmten bei 6 Probanden mit gleichartigen Versorgungen einen frontalen Retentionswert von durchschnittlich 31,4N. Die bei den untersuchten Probanden gemessenen Werte der mittels Kugelkopf verankerten Prothesen lagen im Mittel bei 19,97(\pm 1,95)N. Die von *Naert et al.* [317] und *van Kampen et al.* [160] bei den magnetverankerten Prothesen gefundenen Haltekräfte betragen 3,7N bzw. 7,4N und lagen somit über der in dieser Untersuchung bestimmten Retentionskraft von 2,3(\pm 0,57)N. Es bleibt dabei zu bemerken, dass sich in allen diesen klinischen Studien die untersuchten Verbindungselemente hinsichtlich Konstruktion, Abmessungen und Materialien unterschieden. So kamen bei den zitierten Studien geschlossene Magnetsysteme zur Anwendung, wohingegen in der vorliegenden Studie ein offenes Magnetsystem, welches bereits physikalisch bedingt geringere Retentionswerte als ein vergleichbares geschlossenes System ermöglicht [68]. Die Konstruktion der ebenfalls getesteten Steggelenke sollte sich nach Angaben der Autoren nicht wesentlich von den hier verwendeten Steggelenken unterscheiden. Dabei erfassten *Naert et al.* [317] und *van Kampen et al.* [160] mittlere frontale Retentionswerte von 16,77N und 32,9N. Verglichen mit diesen Werten wurden bei den getesteten Probanden geringere Werte von 14,67(\pm 2,81)N gemessen. Sowohl bei den Stegen, als auch den Kugelkopfkernern bleibt zu beachten, dass in keiner der Studien dem die Prothesen herstellenden Labor eine Vorgabe über einen initial gewünschten Haltewert gemacht wurde. Die resultierende Retention dieser beiden Verbindungselemente kann vom Behandler jederzeit direkt am Patienten modifiziert werden. Angaben über eine noch vor der Messung erfolgte initiale Anpassung der Retentionskräfte an die jeweils konkrete Probandensituation, wurden von den Autoren [160,317] nicht gemacht. Wie bereits oben beschrieben, wurde in der vorliegenden Studie bei allen Messungen darauf verzichtet. Klinische Messungen von Retentionskräften bei mittels Locator-Elementen oder Teleskopen an zwei interforaminären Implantaten verankerten Prothesen konnten in der internationalen Literatur nicht gefunden werden. Die in der vorliegenden Studie bei den Teleskopprothesen erfassten Mittelwerte von 13,34(\pm 6,20)N lagen im Bereich der Stegprothesen. Zu beachten bleibt die vergleichsweise hohe Standardabweichung, deren Ursache in den bereits oben beschriebenen Variationen bei der zahntechnischen Herstellung dieser Verbindungselemente

vermutet werden kann. Die höchsten klinisch erfassten frontalen Haltekräfte von durchschnittlich $22,32(\pm 4,35)\text{N}$ wurden bei den durch ‚blaue‘ Locator-Matrizen verankerten Prothesen bestimmt. Auch in diesen Fällen entsprach diese Gesamthaltekraft nicht dem laut Hersteller zu erwartenden Wert von ca. $13,4\text{N}$.

Klinische Studien oder in-vivo Messergebnisse über die Haltewirkung von implantatverankerten Prothesen bei lateral oder dorsal angreifenden Abzugskräften konnten bei Durchsicht der einschlägigen Literatur nicht gefunden werden. Der geringste bei der Applikation von lateralen Abzugskräften gemessene Wert wurde mit $1,60(\pm 0,36)\text{N}$ bei den mittels Magneten verankerten Prothesen bestimmt. Diese Retentionskraft entsprach damit 70% des frontalen Haltewertes. Wie schon im Modellversuch war von allen klinisch getesteten Verbindungselementen der Unterschied zwischen frontalen und lateralen Haltekräften bei den Magnet-Prothesen damit am geringsten. Bei den Locator-Prothesen war für die laterale Abhebelung ein Wert von $5,98(\pm 1,55)\text{N}$ notwendig. Dieser Wert entsprach 26% der frontalen Haltekraft. Die Steg- und die Kugelkopfprothesen konnten mit $6,38(\pm 1,29)\text{N}$ und $8,53(\pm 2,61)\text{N}$ jeweils 43% der frontalen Haltekräfte ausweisen. Die mit 243% deutlichste Abweichung vom frontalen Haltewerte zeigte sich mit $31,24(\pm 11,01)\text{N}$ bei der lateralen Retentionskraft der Teleskopprothesen. Auch hier muss eine Verkantung von Matrizen und Matrizen durch die in Bezug auf die Teleskope extraaxial wirkenden Kräfte als Ursache für dieses Ergebnis angesehen werden. Wie schon im Modellversuch übersteigt die für das Lösen der Verbindung notwendige Kraft die frontal-axialen Haltewerte um ein Vielfaches. Neben den herstellungstechnisch bedingten Schwankungen der individuellen Retentionskraft der Teleskope kann dieser Effekt auch als Ursache der vergleichsweise hohen Standardabweichung angesehen werden.

Beim Vergleich der klinisch ermittelten Haltekräfte mit den Forderungen, welche für die Retention einer herausnehmbaren Prothese von verschiedenen Autoren postuliert wurden, zeigte sich, dass bei den frontalen Werten die Kugelkopf-, die Steg- und die Teleskopprothese die Vorgaben von *Stewart* und *Edwards* [198], *Bates* [197] und *Rangert et al.* [199] von Werten zwischen 10N und 20N erfüllen. Der Retentionswert der Locatorprothese überstieg diese Vorgabe sogar gering. Die lateralen Retentionswerte von Kugelkopf-, Steg- und Locatorprothesen lagen in dem von *Lehmann* und *Arnim* [318] für einzelne Verbindungselemente beschriebenen Retentionsbereich von 4N bis 10N . Die lateralen Haltekräfte der Teleskopprothese überstiegen alle anderen Haltewerte und lagen damit oberhalb der in der Literatur empfohlenen Werte. Im Unterschied dazu unterschritten die mittels Magneten verankerten Prothesen mit ihren frontalen und vor allem lateralen Haltekräften die von *Frank* und *Nichols* [201] gegebene Grenze von $2,9\text{N}$.

Vergleich von in-vitro und klinischem Retentionsverhalten

In der vorliegenden Studie wurden die Retentionskräfte der getesteten Verbindungselemente vor ihrem klinischen Einsatz an den Probanden auf einem Modell getestet. Vergleichbare Untersuchungen konnten nach einschlägiger Recherche in der internationalen Literatur nicht gefunden werden. Sowohl der statistische Gesamtvergleich, als auch der Paarvergleich der frontal und lateral gemessenen Haltewerte zeigten signifikante Unterschiede zwischen den in-vitro und in-vivo Werten.

Allerdings fand sich bei den klinischen Werten in der Front das gleiche Verteilungsmuster wie bei den Modellwerten. Dabei betrug der Unterschied zwischen dem Wert für Locator und Kugelkopf bei den Probanden 2,36N, wohingegen sich im Modell ein Unterschied von 16,22N darstellte. Bei den Magnetankern zeigten sich im Modell und im klinischen Einsatz, sowohl in der Front, als auch im Seitenbereich die geringsten Retentionswerte. In der statistischen Analyse stellten sich die gefundenen Unterschiede dabei als signifikant dar.

Sowohl im Modell, als auch bei den Probanden entwickelten die Teleskope frontale Retentionswerte, welche sich im Vergleich zu Kugelanker und Steggelenk als geringer darstellten. Bei diesen beiden Verbindungselementen waren hingegen die lateralen Haltewerte signifikant geringer als die frontalen Kräfte. Im Gegensatz dazu lagen die lateralen Retentionskräfte der Teleskope im Modell und im klinischen Test um 260% bzw. um 134% signifikant über den korrespondierenden Haltekräften in der Front.

Die statistische Überprüfung der Korrelationskoeffizienten der im Modellversuch und klinisch gefundenen Retentionswerte mittels Spearman-Test zeigte, bis auf die lateralen Haltekräfte der Magnetprothesen, zwischen allen Verbindungselementen nur sehr geringe Abhängigkeiten. Es wurde deutlich, dass weder für die frontalen, noch die lateralen Haltewerte eine einheitliche Korrelation zwischen den Werten besteht. Die Ergebnisse für die anterioren Haltewerte unterscheiden sich je nach Verbindungselement zwischen Modell und Proband zwischen 10% bei den Kugelkopfankeern und 43% bei den Magneten.

Dieses Ergebnis erstaunt, da es sich z.B. bei den Magneten um industriell hergestellte Verbindungselemente handelt. Eine Erklärung bietet sich aus dem Umstand, dass in dieser Untersuchung die in den Prothesen befindlichen Sekundärteile im Labor und nicht intraoral einpolymerisiert wurden. Die zwischen Proband und zugehöriger Modellsituation existierenden Unterschiede scheinen somit eine von der idealen, fast spaltfreien Kontaktsituation abweichende Position der Magnetkomponenten im Probandenmund bewirkt zu haben. Dies könnte die bei diesen Verbindungselementen gefundenen Abweichungen erklären.

Weiterhin fanden sich bei den klinischen Retentionswerten vergleichsweise erhöhte Standardabweichungen. Eine Ursache dafür kann in den unterschiedlichen Fallzahlen und Schwankungen der Testbedingungen beider Gruppen gesucht werden. So wurden alle in-vitro Versuche standardisiert auf einem Modell ausgeführt, wohingegen die klinischen Messungen bei fünf Probanden mit den jeweils spezifischen Unterschieden z.B. hinsichtlich der biomechanischen Eigenschaften der natürlichen Kieferspangen oder den Bedingungen im Mundraum ausgeführt wurden. Zwar hatte der Abstand der Implantate unter Laborbedingungen keinen Einfluss auf die resultierende Retentionskraft [73,118], doch fanden *Setz et al.* [10] einen Einfluss der Reiterlänge auf die vertikale Bewegung von stegverankerten Prothesen. Somit könnten z.B. sich unterscheidende Stegreiterlängen zumindest die zum Modell deutlich erhöhten, klinischen Standardabweichung für dieses Verbindungselement begründen. Eine weitere Erklärung für die gefundenen Unterschiede und die im klinischen Versuch erhöhten Standardabweichungen könnte in dem Umstand liegen, dass laut Dentallabor keine exakte Vereinheitlichung der Retentionswerte, insbesondere bei Steg und Kugelkopfkern, erfolgte. Vielmehr wurden die Komponenten der Verbindungselemente wie vom Hersteller geliefert weiterverwendet. Somit stellen die gefundenen Ergebnisse zum Teil die Schwankungen in der Auslieferungsform der Attachments bzw. ihrer Komponenten dar. Dies könnte auch erklären, warum sich bei Steg und Kugelkopfkern die Werte des Modellversuches innerhalb der Standardabweichungen der klinischen Werte finden.

Die sowohl höchsten klinischen Standardabweichungen, als auch die größten Unterschiede der Standardabweichungen zwischen Modell und Probanden finden sich bei den Teleskopen. Die ursächlich dafür vermutete, herstellungsbedingte Individualität dieser Elemente wurde bereits oben diskutiert. Dabei ist zu betonen, dass zur Vermeidung von herstellungsbedingten Abweichungen die Sekundärteile der Teleskope im Mund verklebt worden waren. Dies könnte eine Erklärung dafür liefern, warum bei der frontalen Retentionskraft der Teleskope als einzigem Verbindungselement kein statistischer Unterschied zwischen den in-vitro- und den klinischen Werten bestimmt werden konnte. Inwiefern auch bei den Einzelverbindungselementen Magnet, Locator und Kugelkopfkern die intraorale Fixierung der Matrizen bzw. Sekundärteile in der Prothese zu einer Reduktion derartiger Schwankungen der Retentionskraft beitragen könnte, sollte das Ziel weiterer klinischer Untersuchungen zu diesem Thema sein.

5.2.2 Bestimmung der Prothesenkinematik

Wie bereits dargestellt, bestand die Hauptproblematik bei der Erfassung der Prothesenbewegung im zahnlosen Unterkiefer darin, dass sich in Funktion sowohl der

Zahnersatz, als auch der Kiefer relativ zum Schädel bewegen. Somit können keine Referenzpunkte am Schädel des Probanden als fixe Messpunkte verwendet werden. Radiographische Methoden [254,277], vor allem moderne dreidimensionale Verfahren wären grundsätzlich zur Darstellung von klinischen Prothesenverlagerungen geeignet. Allerdings besteht bei den technisch heute erreichbaren Schichtdicken die erhebliche Schwierigkeit der genauen Vermessung kleiner Veränderungen. Weiterhin wären mit kommerziellen Systemen nur statische Momentbetrachtungen und keine Bewegungsmessungen in Realzeit und unter Funktion möglich. Darüber hinaus wäre die für solche Aufnahmen notwendigerweise aufzuwendende Strahlenbelastung aus ethischen Aspekten des Patientenschutzes nicht vertretbar. *Böning et al.* [213] beschrieben die Nutzung der frontalen Restbezahnung zur Verankerung eines kontaktlosen Messsystems für die Erfassung der Kinematik von klammerverankerten Teilprothesen. Im zahnlosen Unterkiefer ist die Anwendung dieses Systems ebenfalls nicht möglich. Somit mussten mittels enossaler Implantate starre Referenzpunkte am beweglichen Unterkiefer geschaffen werden. *Setz et al.* [10] verfolgten in ihrem Modellversuch erstmals einen derartigen Ansatz. Sie entwickelten ein ebenfalls auf Hall-Sensoren basierendes System und positionierten diese Sensoren fronto-vestibulär in der Prothesenbasis. Die korrespondierenden Magnete wurden an einem der beiden, die Prothese verankernden interforaminären Implantate befestigt. Wie bereits einleitend dargestellt, waren mit dieser Versuchsanordnung nur Messungen der vertikalen und sagitalen Bewegungen des anterioren Prothesenanteils möglich. Das in der vorliegenden Studie entwickelte, dreidimensionale System baute somit teilweise auf diesen modellbasierten Versuchen auf.

Prothesenkinematik bei in-vitro Druckbelastung

Zur Überprüfung der Funktion und Handhabung des entwickelten Messsystems wurden vor der klinischen Anwendung am Probanden zuerst in-vitro Versuche durchgeführt. In Anlehnung an frühere Untersuchungen wurde dazu ein spezielles Modell entwickelt, welches insbesondere die resilienten Eigenschaften des die Prothese tragenden Tegumentes wiedergeben sollte [10]. Im Vergleich zur klinischen Situation müssen dabei gewisse Einschränkungen in Betracht gezogen werden. So ist die natürliche Resilienz der tegumentalen Weichgewebe, sowohl in den verschiedenen Bereichen des zahnlosen Unterkiefers, als auch bei verschiedenen Patienten nicht einheitlich [18,226]. Auf dem Modell hatte der das Tegument repräsentierende elastische Kunststoff standardisierte Materialeigenschaften und eine einheitliche Dicke von 3mm. Weiterhin wird jede im Munde befindliche Unterkieferprothese durch den spezifischen Muskeltonus und die neuromuskulär gesteuerten Bewegungen von

Mundboden, Wangen, Lippe und Zunge beeinflusst [241,242]. Vor allem die in der vorliegenden Studie standardisierte Kraftapplikation entspricht in dieser Form somit nur eingeschränkt den komplexen funktionellen Belastungen eines Prothesensattels im Mund eines Probanden. Die Höhe und Staffelung dieser Kräfte von 5N, 10N, 20N und 50N entspricht dabei klinisch gefundenen Druckkräften unter Prothesensätteln [263] und wurde zum Teil so auch anderen Studien eingesetzt. So belasteten *Setz et al.* [10] ihre Prothesen mit einem Druck von ca. 5N. *Böhning* [213] verwendete zur Prothesenbelastung Druckabstufungen von 5N, 10N und 20N. *Besimo et al.* [85] verwendeten in ihrem Versuchsansatz ebenfalls eine Anpresskraft von 20N, wohingegen *Ohkawa et al.* [304], *Weigl et al.* [82] und *Beuer et al.* [86] eine Anpresskraft von 50N auf die von ihnen in-vitro getesteten Verbindungselemente einwirken ließen. Aber auch in klinischen Messungen wie bei *Duyck et al.* [153] wurden Anpresskräfte von 50N auf implantatverankerte Unterkieferprothesen appliziert.

Für die Messungen der Prothesenbewegung im Modellversuch und der damit verbundenen Überprüfung des Messsystems erfolgten einseitige Druckapplikationen in verschiedenen Stärken. Nach den pulsartigen Belastungen zeigte das artifizielle Tegument eine verzögerte Rückstellung. Dieser Effekt wurde so auch klinisch von *Böhning* [193] bei seinen Versuchen mit Gussklammerprothesen gefunden. Eine Übertragung der gemessenen Einsinktiefen auf die klinische Situation ist aufgrund der bereits diskutierten Limitationen des verwendeten Modells trotzdem nicht möglich. Der Versuchsaufbau erlaubte somit nur einen Rangvergleich der gefundenen Werte. Bei allen Verbindungselementen fand sich mit steigender Druckkraft eine Erhöhung des Bewegungsumfanges auf der Arbeitsseite. Die Unterschiede zwischen den Beträgen dieses Gesamtvektors waren bei geringeren Kräften deutlicher ausgeprägt. Bei einer Last von 50N kam es bei Kugelkopf, Locator, Magnet und Steg zu einer Annäherung der Werte. Auf der kontralateralen Seite waren die Änderungen bei Kugelkopf und Steg davon abweichend und nicht einheitlich. Die Vergrößerungen im Bewegungsumfang des kontralateralen Teleskopsattels waren nur gering und nicht signifikant. Gegenüber den verankerten Prothesen zeigte die unverankerte Vergleichsprothese bei allen Druckkräften einen signifikant erhöhten Bewegungsumfang.

Die rechtsseitige Kraftapplikation führte in Abhängigkeit von der Stärke zu einem ipsilateralen Einsinken und kontralateral zu einem kranialen Abheben der Prothesensättel. Diese Veränderung war bei den Magnetprothesen am stärksten ausgeprägt, hingegen bei den Teleskopprothesen an der Nachweisgrenze. Bei Locator und Steg waren die Unterschiede hinsichtlich der kaudalen Einsinktiefe zwischen belasteter und unbelasteter Sattelhälfte am geringsten, was für eine Verteilung der Belastung über die Kiefermitte auf den kontralateralen Sattel spricht.

Daneben bewirkte die Krafteinleitung bei allen Verbindungselementen eine unterschiedlich ausgeprägte, bogenförmig, lingual-anteriore Verlagerung des ipsilateralen Sattels. Die transversale und sagittale Verlagerung der kontralateralen Sättel war in Abhängigkeit von der applizierten Kraft hingegen weniger einheitlich. So zeigte sich bei Belastung der Kugelkopfprothese eine anteriore Verlagerung des belasteten Sattels. Der kontralaterale Sattel wurde hingegen um denselben Betrag nach posterior verlagert. Ähnlich verhielten sich die Magnet- und die Vergleichsprothese. Somit kann von einer gewissen Rotation um eine vertikale Achse ausgegangen werden. Der belastete Sattel der Locatorprothese wurde ebenfalls nach anterior verlagert, wohingegen der Betrag der posterioren Ausgleichsverlagerung des kontralateralen Sattels deutlich geringer ausfiel. Demnach führte die Belastung hier zu einer anders gerichteten Ausgleichsbewegung. Im Gegensatz dazu stehen die Beobachtungen bei der Steg- und Teleskopprothese. Hier führten die einseitigen Sattelbelastungen zu einer beidseitigen Sattelverlagerung nach anterior. Allerdings der Betrag bei den Teleskopen vergleichsweise deutlich geringer. Dies entspricht der Annahme einer vorherrschenden Rotationsbewegung um eine anterior-horizontale Achse (durch beide Attachments), welche eine rotatorische Ausgleichsbewegung unterdrückt. Vergleichbare Untersuchungen sind in der Literatur nur spärlich zu finden. So fanden *Setz et al.* [10] im Modellversuch bei 5N Last keine anterior-posterioren Bewegungen der implantatverankerten Unterkieferprothesen. Die einseitige Druckbelastung führte hingegen im gleichen Experiment bei allen von diesen Autoren getesteten Verbindungselementen zu einem frontalen Abheben der Prothesen. Die Ursache wurde in einer Drehpunkt-Wirkung der Attachments gesehen. Die mit ihren distalen Sätteln nach kaudal gedrückten Prothesen hoben sich im Sinne eines zweiarmigen Hebels anterior der Implantate vom Tegument ab. In der Kontrollgruppe ohne Attachment trat dieser Hebeleffekt nicht auf und die Prothese wurde insgesamt in das Tegument eingelagert. Aus diesen Untersuchungen schlussfolgerten die Autoren weiterhin eine herausragende Bedeutung der Geometrie der anterioren Verankerung für die funktionelle Prothesenstabilität bei einseitiger Druckbelastung. So führte eine unilaterale Verkürzung der in dieser Untersuchung getesteten Stegreiter zu einer Erhöhung der anterioren Abhebung der Prothese unter Last. Allerdings muss bei diesen Ergebnissen neben der Veränderung der Geometrie die - durch das Einkürzen der Reiter - ebenfalls resultierende Reduktion der Gesamtretentionskraft beachtet werden. Da in der vorliegenden in-vitro Untersuchung alle Verbindungselemente mit einem identischen horizontalen Abstandes getestet wurden, konnten mangels Variationen diesbezüglich keine Erkenntnisse gewonnen werden.

Grundsätzlich entsprechen die beschriebenen Effekte auch den im in-vitro Versuch gefundenen Ergebnissen. Überträgt man diese Resultate in das entwickelte

dreidimensionale Modell, lässt sich in der Bewegungsansicht ein Drehpunkt für anterior-posteriore Hebelbewegungen ausmachen (Abb.80-Mitte, Seite 110). Somit beschrieben die belasteten Prothesensättel unter anderem eine bogenförmige, kaudal-anteriore Bahn beim Einsinken in die Schleimhaut. Daneben konnte bei lateralen Hebelbewegungen ein weiterer Drehpunkt auf dem zum belasteten Sattel benachbarten Implantat-Attachment lokalisiert werden (Abb.80-links, Seite 110). Konstruiert man eine virtuelle Rotationsachse durch diesen Punkt, so projiziert sich diese sagittale Achse lingual und parallel zum belasteten Prothesensattel. Da bei den verschiedenen Belastungssituationen auch zum Teil ausladende Bewegungen in sagittaler Richtung erfasst wurden, muss ergänzend zu den beiden beschriebenen Achsen eine dritte, vertikal durch ein Implantat bzw. durch die Unterkiefersymphyse verlaufende Rotationsachse vermutet werden (Abb.80-rechts, Seite 110). Durch die Annahme dieser drei Rotationsachsen bzw. -punkte kann erklärt werden, warum die rechtsseitige Lasteinleitung neben der kaudalen auch eine linguale Verlagerung des belasteten Sattels bewirkte. Im Gegenzug wurde der kontralaterale Sattel nach kranial, lingual und anterior angehoben bzw. verlagert. Zweidimensionale Rotationsbewegungen aufgrund einseitiger Sattelbelastung wurden bei konventionellen Teilprothesen auch von *Jüde* [282,319] beschrieben.

Diese Verlagerungseffekte sind in ihrer Gesamtheit stark von den retentiven und geometrischen Eigenschaften der Verbindungselemente abhängig. So befand sich bei den Einzelattachments Locator, Kugelkopfanker und Magnet der Rotationspunkt auf dem einen Implantat, welches dem Ort der Lasteinleitung benachbart liegt. Somit ergab sich daraus ein horizontaler zweiarmer Hebel mit unterschiedlich langen Hebelarmen, dessen Rotationspunkt durch die paralinguale, sattelparallele Achse gebildet wird. Gleiches gilt für die vertikale Rotationsachse (Abb. 80, Seite 110).

Bei Steggelenken, deren Reiter sich in der Regel in der Mitte des Steges befindet, liegt der Rotationspunkt zwischen den Implantaten. Der resultierende zweiarmer Hebel kann somit auch genau gleichlange Hebelarme besitzen. Bewegungen um die vertikale, ebenfalls in der Mitte des Steges vermutete Rotationsachse, sind bei den Stegen, wahrscheinlich durch die primäre Verblockung, wenig ausgeprägt.

Bei den vergleichsweise starren Teleskopen waren derartige, durch Rotationsverlagerungen zu erklärende Effekt am geringsten ausgeprägt. Am ehesten konnte noch eine anterior-horizontale Achse durch die Teleskopabutments ausgemacht werden.

Einseitig hohe Drucklasten können aufgrund dieser Hebelverhältnisse zu einem Lösen der Retention des vom Lastzentrum entfernten Verbindungselementes führen. Das im Rotationszentrum liegende benachbarte Attachment behält dabei anfangs seine Haltefunktion und wirkt wie das Hypomochlion eines unter Umständen auch

ungleichmäßigen, zweiarmigen Hebels (Abb. 80). Somit wird der Betrag um den sich der kontralaterale Prothesensattel abhebt noch verstärkt. Dieses theoretische Modell könnte erklären, warum sich bei den relativ retentionsschwachen Magnetankern der kontralaterale Sattel deutlich stärker als in der Vergleichsgruppe ohne Verbindungselement abhob und nach posterior verlagerte. Den Totalprothesen fehlte ein solch starrer Drehpunkt. Somit bewirkte die dorsale Belastung zwar eine sagittale und transversale Verlagerung des kontralateralen Sattels, jedoch kein kraniales Abheben.

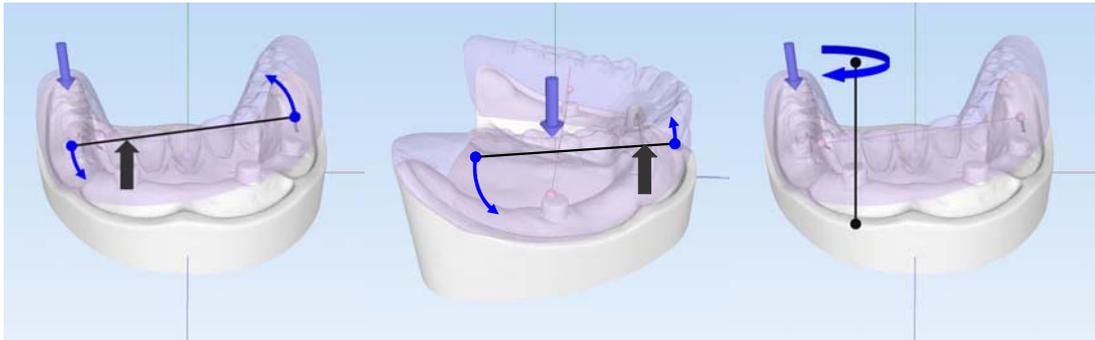


Abbildung 80 Virtuelle Rotationspunkte und Hebelachsen bei frontal verankerten Unterkieferprothesen: lateraler Rotationspunkt bei z.B. Magnetanker (links); Rotationspunkt bzw. -achse auf der frontalen Verbindungslinie der Attachments (Mitte); vertikale Rotationsachse (rechts)

Neben der dargelegten Interpretation der unterschiedlichen Sattelverlagerungen könnte auch eine Verwindung der U-förmigen Unterkieferprothese zu einer messbaren Sattelbewegung beitragen. So wurden für eckzahngestützte Modellgussprothesen im Unterkiefer eine Durchbiegung und Torsion des Prothesenkörpers beschrieben, welche unter anderem zu einer Schädigung der Kieferkämme führen soll [22,285]. Im Laborversuch wurden die Prothesen von *Setz et al.* [10] transversal versteift. Da eine derartige Konstruktion nicht auf die klinische Situation zu übertragen wäre, wurde auf eine Versteifung verzichtet. Allerdings kann davon ausgegangen werden, dass auch durch die in den Prothesen befindlichen Titangussgerüste mögliche Verwindungen eingeschränkt wurden.

Prothesenkinematik bei klinischer Druckbelastung

Wie in den Modellversuchen erfolgte bei den klinischen Untersuchungen eine impulsartige Kraftapplikation auf den Prothesenzahn 46. Im Unterschied zum Modell wurde die Kraftapplikation in Anlehnung an frühere Studien [213] durch den Untersucher mit einem Dynamometer ausgeführt. Dabei erfolgte die Staffelung der Kräfte analog zu den Voruntersuchungen. Erste klinische Tests zeigten, dass sowohl bei den mittels Magneten verankerten Prothesen, als auch bei den Kontrollprothesen die Belastung von 50N bei vier von fünf Probanden mit erheblichen Schmerzen des tragenden Tegumentes verbunden war. Aus diesem Grunde wurden mit diesen

Prothesen keine Testmessungen in dieser Druckstärke vorgenommen. Wie schon in früheren Untersuchung zeigte das artifizielle Tegument nach den Druckapplikationen eine verzögerte Rückstellung, was für eine langsame, vor allem aus statischen Druckversuchen bekannte Re-Perfusion des komprimierten Gewebes spricht [193].

Bei allen Verbindungselementen fand sich mit steigender Druckkraft eine Erhöhung des Bewegungsumfanges auf der Arbeitsseite. Die Unterschiede zwischen den Beträgen der Gesamtvektoren schienen sich exponentiell mit dem Ansteigen der Druckkräfte zu vergrößern. Der Bewegungsumfang sowohl der magnetverankerten Prothesen, als auch der Totalprothesen der Kontrollgruppe überstieg bei einer Last von 20N bereits den Bewegungsumfang, welche die übrigen Prothesen bei einer Last von 50N erreichten. Aus o.g. Gründen konnten daher auch keine weiteren Messungen mit diesen Prothesen erfolgen. Auf der kontralateralen Seite waren die Änderungen des Bewegungsumfanges der Prothesensättel weit weniger ausgeprägt und nicht einheitlich. Jedoch fand sich auch hier der größte Bewegungsumfang bei den magnetverankerten Prothesen und der Kontrollgruppe. Lediglich die Stegprothesen zeigten bei 50N Last vergleichbare Werte. Die Veränderungen im Gesamtbewegungsumfang des kontralateralen Teleskopsattels waren signifikant aber vergleichsweise gering. Insgesamt fanden sich bei den Teleskopprothesen unter allen getesteten Druckkräften die signifikant geringsten Sattelauslenkungen aus der Ruhelage. Demgegenüber zeigten die unverankerten Vergleichsprothesen bei allen getesteten Druckkräften einen signifikant erhöhten Bewegungsumfang.

Die Druckbelastung führte bei den meisten Attachments mit zunehmender Intensität zu einem kaudal-lingualen Einsinken des ipsilateralen Sattels. Diese linguale Bewegungskomponente wurde so auch bei druckbelasteten Freiendsätteln von Gussklammerprothesen beschrieben [193,213]. Weiterhin wurde regelmäßig ein kontralaterales Abheben der Prothesensättel in kraniale Richtung gemessen. Diese Bewegungsmuster entsprechen grundsätzlich den im Modellversuch gefundenen Sattelauslenkungen. Somit kann für die Erklärung der klinisch gefundenen Prothesenbewegungen von der Annahme von verschiedenen Rotationsachsen und -punkten ausgegangen werden (Abb. 80, Seite 110).

Bei den Kugelkopfkankern blieb der Umfang dieser kontralateralen Ausgleichsbewegungen zwischen 5N und 20N relativ stabil. Erst bei 50N zeigten sich deutliche kraniale Lageveränderungen. Wie bereits weiter oben ausgeführt, fand sich bei den Kugelkopfkankern allgemein eine vergleichsweise ausgeglichene Bewegungsverteilung zwischen den Prothesensätteln. Dies entspricht Modelluntersuchungen, welche bei Kugelkopfkankern eine im Vergleich zu Stegen erhöhte, aber gleichmäßigere Druckbelastung des Prothesenlagers fanden [150,151]. Diese wurde ebenso bei den Locator-Prothesen angetroffen. Hier fanden sich etwas höhere kaudale Einlagerungen

und Standardabweichungen. Bei den Magnetprothesen fanden sich von allen Attachments die stärksten lastseitigen Einlagerungen. Kontralateral zeigte sich hingegen mit zunehmendem Druck eine Abnahme der kranialen Abhebung was aber gleichsam mit einer Zunahme der kontralateralen Einlagerung einherging. Legt man die oben ausgeführten theoretischen Überlegungen zu Rotationspunkten zugrunde, ist bei den Magneten somit der höchste Bewegungsumfang der Prothesensattel zu finden. Ein Aufnehmen der Drucklasten durch die Verbindungselemente fand nicht statt. Applizierte Kräfte führten zu einem sofortigen Abhebeln über den ipsilateralen Magnetanker, welches ein Versagen der Retentionswirkung des kontralateralen Magneten voraussetzt. Bei höheren Druckkräften wurde die Prothese ähnlich einer Totalprothese erst einmal kraftschlüssig an das Tegument gepresst und der Bewegungsausgleich erfolgte zunehmend in kaudale Richtung. Beim Steg fand sich ein grundsätzlich ähnliches Verhalten wie bei Kugelkopf und Locator. Allerdings war die Zunahme und absolute Tiefe der ipsilateralen Einlagerung bei 50N deutlich erhöht. Auch fand sich neben der lingualen eine ebenso hohe posteriore Sattelverlagerung. Die kontralaterale Abhebung war bei hoher Standardabweichung ebenfalls vergleichsweise erhöht. Bei den Teleskopen bewirkte die Druckbelastung auf der ipsilateralen Seite eine gleichförmige, nach kaudal und lingual orientierte Einlagerung. Die ebenso zunehmende Auslenkung des kontralateralen Sattels war kaum zu erfassen. Der Bewegungsumfang der Teleskopprothesen war der insgesamt geringste und stieg mit zunehmender Belastung auf vergleichsweise sehr niedrigem Niveau gleichmäßig an. In der Kontrollgruppe der konventionellen unverankerten Totalprothesen durchlief der rechte Prothesensattel bei Belastung ein ausgeprägtes bogenförmiges Bewegungsmuster mit starker lingual-posteriorer Komponente. Die Lageveränderungen auf der kontralateralen Seite waren gegenläufig nach kranial und anterior gerichtet. Die Standardabweichung war in allen Bewegungsrichtungen hoch.

Im Vergleich zur Modellsituation war bei den Probanden die natürliche, individuellen Schwankungen unterlegene Resilienz des die Prothesen tragenden Tegumentes vorhanden [18,226]. Die in der Literatur zu findenden Angaben zur natürlichen Resilienz der Schleimhaut unter Teil- und Totalprothesen bei statischer, flächiger Belastung schwanken zwischen 0,2mm und 0,7mm [258,283]. Unter dynamischen Belastungssituationen können diese Werte deutlich davon abweichen [258,320]. So beschrieb *Körber* [258] nichtlineare, einem logarithmischen Verlauf ähnelnde Kennlinien. Ein solcher Verlauf konnte bei den magnetverankerten- und den unverankerten Kontrollprothesen gefunden werden (Abb.81, Seite 113). Zum vereinfachten Vergleich mit Angaben aus der Literatur wurde aus den links- und rechtsseitigen kaudalen Sattleinlagerungen der Mittelwert gebildet. Verglichen mit den von *Böning* [193,213] bei einer Druckbelastung zwischen 5N und 20N gemessenen

mittleren kaudalen Einlagerungstiefen von Unterkiefermodellgußprothesen von 190µm bis 330µm, lagen die bei analogem Druck erfassten Werte der Kugelkopf-, Locator-, Steg- und Teleskopprothesen mit 55µm bis 95µm sowohl unterhalb dieser Werte, als auch unterhalb der von *Körber* [258] mit 180µm angegebenen mittleren Einsinktiefen von Totalprothesen.

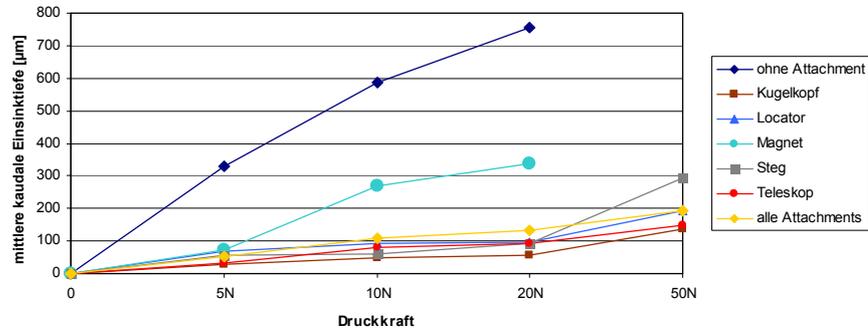


Abbildung 81 Mittelwerte der beidseitigen Einsinktiefen der Prothesensättel bei kontrollierter klinischer Druckbelastung (in Magnet- und Kontrollgruppe wurden keine 50N-Werte bestimmt)

Hingegen entsprach die mittlere kaudale Einsinktiefen der Magnetprothesen von 340µm den Werten der Klammerprothesen. Neben den Magnetprothesen verhielten sich die Einsinktiefen der übrigen Testprothesen bis zu einer Kraft von 20N näherungsweise linearen. Die bis zu dieser Kraft zunehmende okklusale Belastung führte hier nur zu wenig vergrößerten Einlagerungen. Die Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen diesen Werten war zwar signifikant, erschien aber klinisch wenig relevant. Erst bei einer Last von 50N wurden diese Prothesen deutlich stärker eingelagert. Hier zeigte die Stegprothese mit 294µm die höchsten Mittelwerte. Die geringsten Einlagerungen bei dieser Druckkraft zeigten Kugelkopf- (139µm) und Teleskopprothesen (148µm). Ein kritischer Vergleich dieser letztgenannten Bewegungsumfänge war nicht möglich, da in der Literatur keine derartigen Untersuchungen bei einer Kraft von 50N zu finden waren. Ebenso verhält sich die Fragestellung zur Größe der funktionellen Prothesenverlagerung in sagittaler Richtung. Wie bereits für die Messungen am Modell dargelegt, fanden *Setz et al.* [10] bei 5N Last keine anterior-posterioren Bewegungen der Prothesen. Andere, auch klinische Untersuchungen konnten in der Literatur nicht gefunden werden.

Die Werte der kaudalen Einlagerung der unverankerten Totalprothese lagen deutlich über den in der Literatur beschriebenen Werten [258]. Eine Erklärung dafür könnte in den mit Sensormagneten bestückten distalen Implantaten zu suchen sein. Für diese mussten die basalen Prothesensättel beidseits mit Aussparungen versehen werden. Damit reduzierte sich aber auch die stützende Sattelfläche der Prothesen. Ein möglicher Einfluss dieser reduzierten Auflagefläche auf die absoluten Einsinktiefen der Prothesen, speziell der Kontrollgruppe, kann nicht ausgeschlossen werden und musste im Sinne der Messmethodik akzeptiert werden. Da die Größe dieser Fläche aber bei

allen Prothesen identisch gewählt wurde, waren die gefundenen Werte untereinander vergleichbar. Unter Beachtung dieses Umstandes wäre bei insgesamt intakten Prothesensätteln auch bei den Testprothesen mit noch geringeren Einlagerungen zu rechnen gewesen. Verallgemeinerungen zu den absoluten Beträgen dieser Werte sollten aus Gründen des begrenzten Probandenkollektives allerdings nur unter Vorbehalt getroffen werden.

Eine in der Literatur diskutierte Ursache für scheinbare Inkongruenzen zwischen Prothesenbasis und Tegument soll in der Abformtechnik und der Herstellung des Zahnersatzes begründet liegen [213]. Da den Messungen keine Adaptationsphase zur Anpassung der oralen Strukturen und Weichgewebe an den Zahnersatz voraus gehen konnte, könnte darin eine weitere Ursache für die gefundene Erhöhung der Einlagerungstiefen der Kontrollprothesen liegen. Da diese Rahmenbedingungen gänzlich für alle getesteten Prothesen zuträfen, würde sich eine somit mögliche initiale Verringerung der Einsinktiefen ebenso positiv auf die Werte der implantatverankerten Prothesen ausüben. Es bleibt zusammenfassend festzuhalten, dass sich bei kaudaler Einlagerung zwei Phasen unterscheiden lassen. Da die Prothese ohne okklusale Krafteinleitung scheinbar ihren innigen und kraftschlüssigen Kontakt zum tragenden Tegument verliert, schwimmt sie auf einem dünnen Speichelfilm oder hält nur einen kleinflächigen Kontakt zur Mukosa. Unter okklusaler Last durchläuft die Prothese dann erst einen initialen, widerstandsarmen Weg ehe sie nach dem Erreichen einer Kongruenz in das Tegument einsinkt. Ein analoges Verhalten der Sättel von belasteten Klammerprothesen wurde von *Böning* [213] beschrieben.

Vergleich von in-vitro und klinischer Prothesenkinematik

Im Vergleich der Prothesenbewegungen überstiegen die Beträge der klinischen Prothesenverlagerungen die im Modell erfassten Werte deutlich. Weiterhin wurden für die klinischen Messungen erhebliche Schwankungen der Messwerte – kenntlich durch erhöhte Standardabweichungen – offensichtlich. In der statistischen Auswertung zeigten sich für Teleskopkronen-, Locator- und Stegverankerungen hohe positive Korrelationen von in-vitro und klinischen Werten. Somit kann davon ausgegangen werden, dass bei diesen Verbindungselementen mit zunehmender Druckbelastung die relativen Veränderungen der Prothesenbewegungen vergleichbar erscheinen. Dies bezieht sich allerdings nicht auf die absoluten Beträge der Änderungen. Die Gesamtvektoren der übrigen Verbindungselemente zeigten hingegen nur geringe oder sehr geringe Korrelationen zwischen Modell und Probandensituation.

Die Ursachen dafür müssen in den spezifischen klinischen Eigenschaften der verschiedenen Verbindungselemente gesucht werden. So zeigten sich bei den

Bewegungsumfängen der Attachments mit höheren Retentionswerten auch deutlichere Korrelationen zu den Bewegungsumfängen des Modellversuchs. Insgesamt kommt den patientenspezifischen Eigenschaften, vor allem denen des Prothesenlagers und der perioralen Gewebe, eine bedeutende Rolle zu [18,226,241,242,258,320]. Diese Eigenschaften lassen sich in dem entwickelten Modell nur für die Resilienz des Prothesenlagers unter Einschränkungen simulieren. Weiterhin muss an dieser Stelle nochmals auf die bereits diskutierte Problematik der Prothesenfertigung und der anschließenden Fixierung der Matrizen in den Prothesenbasen verwiesen werden.

Beschränkt man die Fragestellungen auf ein Verhältnis der Beträge möglicher Prothesenbewegungen, so erscheint das entwickelte Modell durchaus in der Lage, entsprechende Tendenzen aufzuzeigen. So ließen sich die anhand der Modellversuche entwickelten Überlegungen zu Rotationsachsen und sich daraus ergebenden Prothesenbewegungen klinisch bestätigen. Ein Transfer der absoluten Beträge der Sattelauslenkungen vom Modell auf die klinische Situation kann nicht empfohlen werden.

Prothesenkinematik beim Kauversuch

Zum Vergleich der Ergebnisse der funktionellen Testversuche erfolgte neben der Gegenüberstellung der Auslenkungen der Einzelvektoren auch eine vereinfachende Betrachtung der Gesamtbewegungsvektoren. Sowohl zwischen den Verbindungselementen, als auch zwischen den Kau- und kontralateralen Seiten waren die Unterschiede signifikant.

Die Prothesenbewegungen der Magnet- und der Kontrollgruppe überstiegen die der übrigen getesteten Verbindungselemente. Der mit Abstand größte ipsi- und kontralaterale Bewegungsumfang wurde bei den Magnetprothesen verortet. Diese Sattelbewegungen überstiegen sogar die der unverankerten Totalprothesen. Wie bereits im Modellversuch gesehen werden konnte, bewirkten die einseitigen Kaulasten den Retentionsverlust des vom Lastzentrum entfernten linken Magnetankers. Der rechte Magnetanker übernahm dabei die Funktionen eines Rotationspunktes oder Hypomochlions. Dadurch wurde Betrag um den sich der linke Prothesensattel abhob noch weiter verstärkt. Mangels eines solchen starren Rotationspunktes konnte dieser Effekt bei den Totalprothesen nicht beobachtet werden. Die geringsten Sattelbewegungen fanden sich bei den mit Doppelkronen verankerten Prothesen.

Bei der vertikalen Bewegung der Sättel zeigte sich bei allen Verbindungselementen ein höheres Abheben als Einsinken. Dies kann sich aus der klebrigen Konsistenz der Testnahrung erklären. Anders als beim abstrakteren Druckversuch bewirkt der klebrige Nahrungsbolus bei der Mundöffnung ein Anheben des unteren

Prothesensattels. Bei sehr klebriger Nahrung und/oder Verbindungselementen mit schwacher Retention kann sich die Prothese auch vollkommen lösen. Dies kann zu Problemen für den Patienten führen, da die Prothese beim anschließenden Kauzyklus nicht zwingend in die Ausgangslage zurückfindet. In der vorliegenden Untersuchung wurde dieser Effekt lediglich für die magnetverankerten und Totalprothesen beobachtet. Beim Vergleich der vertikalen Bewegungsvektoren zeigte sich, dass die Einlagerungs- und Abzugsrichtung sich rechtwinklig zur Sensoroberfläche, also näherungsweise rechtwinklig zur Okklusalebene der Prothese vollzog. Bei den reinen Druckbelastungen verliefen diese Bewegungen hingegen größtenteils bogenförmig um eine anteriore Rotationsachse (Abb. 82, Seite 117). Als mögliche Ursache für diesen Effekt sah *Böning* [193] eine Stabilisierung des Prothesensattels gegen Rotationsbewegungen durch den zähen, flächig anhaftenden Speisebolus. Somit wird gegen den Widerstand des Verbindungselementes primär eine reine Translationsbewegung provoziert. Bei den während des Kauens auftretenden dislozierenden Kräften entstanden auch bei den getesteten Prothesen somit geringere Kippmomente, als Laborversuche und Modellberechnungen, die von einem punktförmigen Angriffspunkt ausgingen, vermuten lassen [22].

Ein weiterer Erklärungsansatz für die unterschiedlichen Bewegungsbahnen bei reiner Lasteinwirkung und der funktionellen Kaulast könnte in einem transversalen Kippen über die bereits in den in-vitro und klinischen Druckversuchen beschriebene sagittale, annähernd sattelparallele Rotationsachse zu finden sein (Abb. 82, Seite 117). Die auch hier auftretenden bogenförmigen Bahnen der Prothesensättel würden somit die Einlagerungsbewegungen um die anteriore Rotationsachse überlagern. Als klinisches Korrelat dieser Hypothese finden sich die bei allen Verbindungselementen gefundenen kaudal-lingualen Verlagerungen des ipsilateralen, als auch die kranial-lingualen Verlagerungen des kontralateralen Sattels. Ähnliche Effekte bei Teilprothesen wurden auch von *Ogata* [321] beschrieben. *Böning* [193] sah in den zum Umfang der kaudalen Einlagerungen vergrößerten kontralateralen Abhebungen ein Indiz dafür, dass gerade im Moment der stärksten Belastung die Retention der Halteelemente auf der kontralateralen Seite vollkommen versagen. Derartiges Retentionsversagen konnte nur für die Magnetanker gefunden werden. Bei den hier getesteten Attachments muss stattdessen, mit Ausnahme der Magnete, von dislozierenden, aber nicht zum vollständigen Aufheben der Retention von Matrize und Patrize führenden Bewegungen des kontralateralen Sattels ausgegangen werden. Für diese Erklärung sprechen neben den gefundenen seitenverschiedenen Sattelbewegungen, auch die im Vergleich zu Modellgussklammern höheren Retentionswerte der neben den Magneten getesteten Verbindungselemente.

Ein weiteres klinisches Problem sich abhebender Prothesen besteht in der Gefahr, dass Speisepartikel während des Kauvorganges vereinfacht unter die Prothesenbasis gelangen können. Neben möglichen Schmerzen kann dies ebenfalls zu einer Fehlstellung der Prothese führen. Durch die in dieser Studie verwendeten Paraffin-Pellets konnte ein solches Einklemmen von harten Nahrungspartikeln ausgeschlossen werden.

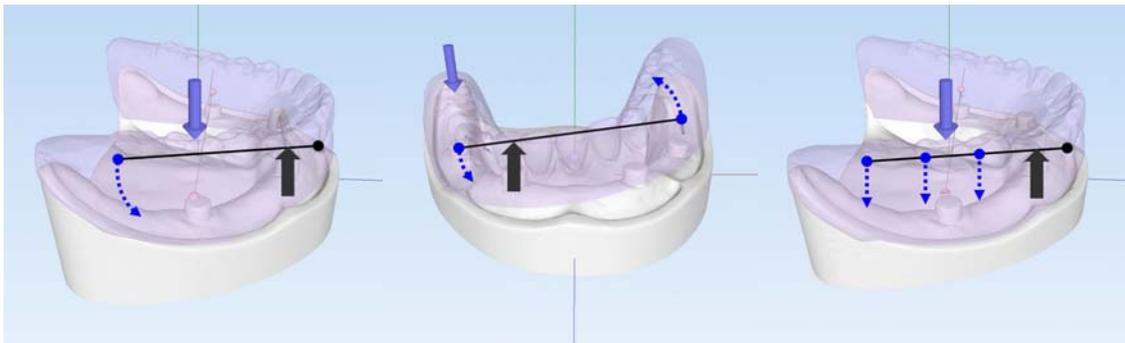


Abbildung 82 Theoretische Erklärungsansätze für die gefundenen Bewegungsmuster: bogenförmige Rotation des Sattels um anteriore Achse (links); die Rotation der Prothese um sagittale Achse (Mitte) bewirkt mehr flächige Einlagerung des seitlichen Sattels (rechts)

Das Vorliegen von funktionellen Unterschieden zwischen den verschiedenen Verbindungselementen konnte mit Einschränkungen auch aus dem Zustand der Testpellets eines beliebigen Probanden nach dem einminütigen Kauen abgelesen werden (Abb. 83). So war bei der unverankerten Totalprothese die Möglichkeit der lateralen Ausweichbewegungen stark eingeschränkt, was sich auch in den registrierten, relativ geringen Transversalbewegungen ausdrückte.

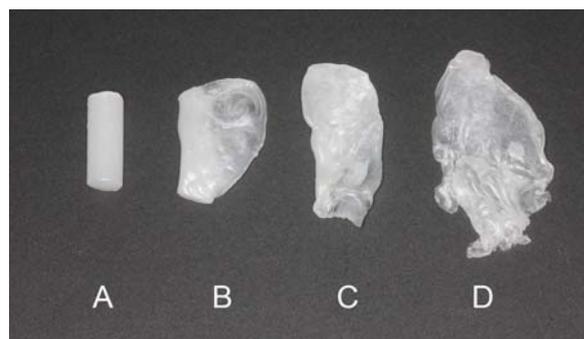


Abbildung 83 Paraffin-Pellet (Ivoclar-Vivadent) vor dem Kauen (A), nach dem Kauen mit Totalprothese (B), nach dem Kauen mit Magnetprothese (C) und nach dem Kauen mit Locatorprothese (D). Kauzeit jeweils 60 Sekunden.

Da das Kaugut während des Kauvorgangs durch den Probanden somit nicht optimal zwischen den Zahnreihen platziert werden konnte, wurden behutsame Hackbewegungen ausgeführt. Dies resultierte in einer unvollständigen Durchbeißen der Pellets. Bei der Magnetprothese war die Zerbeißen vollständiger. Der Pellet war in seiner Ausgangsform nicht mehr erkennbar. Bei den übrigen Verbindungselementen erfolgte

in der ersten Minute des Kauens ein vollständiges Durchbeißen der Pellets, was auf kräftiger ausgeführte Malbewegungen zurückgeführt werden kann. Unterschiede zwischen Kugelkopf, Locator, Steg und Teleskop konnten in der rein deskriptiven Betrachtung des Kaugutes nicht gefunden werden. Diese Beobachtungen werden durch andere Untersuchungen bestätigt, welche nach einer Verbesserung der Lagestabilität von Unterkieferprothesen sowohl kräftigere Kauaktivitäten, als auch weitere Öffnungs- und Lateralbewegungen des Unterkiefers feststellten [193,241,242,322].

Prothesenkinematik beim Sprechversuch

Entgegen den Verhältnissen beim Kauen oder Schlucken erzeugen beim Sprechen vor allem die Zunge und die periorale Muskulatur die Druckkräfte, welche auf die Prothesensättel einwirken. Diese liegen mit 0,02N bis 0,5N um zwei bis drei Zehnerpotenzen unter klinisch bestimmten Kaukräften [26-29]. Diese transversal wirkenden Kräfte stehen in einem gewissen Gleichgewicht, bei dem die von der Wange entwickelten Kräfte durch die Kräfte der Zungenaktivität abgefangen und kompensiert werden [27]. Die durch ein solches Kräftegleichgewicht verursachten Auslenkungen der Prothesensättel konnten von *Böhning* [193] für Gussklammerprothesen mit unterschiedlichem Klammerdesign nachgewiesen werden. In der vorliegenden Studie zeigte sich bei der Mehrzahl der Verbindungselemente ein ebensolches Gleichgewicht zwischen vestibulärer und linguale Sattelauslenkung. Lediglich bei den magnetverankerten Prothesen und der Kontrollgruppe der Totalprothesen zeigten sich dazu signifikante Unterschiede. *Böhning* [193] beobachtete weiterhin deutlich kleinere kraniale als kaudale Sattelauslenkungen und schlussfolgerte auf einen stabilisierenden Effekt der Zungenmuskulatur, welcher die Unterschiede zwischen den Verbindungselementen in den Hintergrund treten ließen. Eine solche Schlussfolgerung kann aus den vorliegenden Ergebnissen nur mit Einschränkungen gezogen werden. Zwar war das Verhältnis zwischen den Größen der vertikalen und transversalen Auslenkungen angenähert, doch überragten die kranialen Auslenkungen mit 23µm (Locator) bis 263µm (Magnet) in der Mehrzahl die kaudalen Einsenkungen von 13µm (Teleskop) bis 175µm (Magnet), welche sich signifikant unterschieden. Herausragend stellten sich die Sattelauslenkungen von Magnet- und Vergleichsprothesen mit den spezifischen Standardabweichungen dar. Aufgrund der Vielzahl der für die kontralateralen Seiten zensierten Datensätze, muss für diese Sättel von einer tatsächlich noch stärker ausgeprägten Auslenkung ausgegangen werden. Die Teleskopprothesen besaßen die insgesamt lagestabilsten Prothesensättel. Im Vergleich mit der Kontrollgruppe zeigte sich durch die Verbindungselemente – mit Ausnahme der Magnete – eine bis zu

20fache Reduktion des Gesamtbewegungsumfanges. Nach diesen Ergebnissen kann folglich von einem Einfluss der Verbindungselemente auf die Stabilität der Prothesen beim Sprechen ausgegangen werden.

Prothesenkinematik beim Öffnen- und Schließen

Abgestützter Zahnersatz sollte sich beim druckreduzierten und nicht forcierten Schließen der Zahnreihen nicht signifikant in das Tegument einlagern [194,213]. Da die Prothese ohne okklusale Kraffteinleitung keinen innigen Kontakt zum tragenden Tegument haben soll, durchläuft die Prothese unter okklusaler Last dann erst einen geringen vertikalem Weg ehe sie auf dem Tegument eine innige Abstützung erhält [213]. Erst weitere Kraftapplikation führt dann zum dynamischen Einsinken in die tegumentale Schleimhaut. Beim nicht forcierten Schluss der Zahnreihen wurden kaudale Einsinktiefen von 46µm (Locator) bis 111µm (Magnet) gefunden. Die mittlere Einsinktiefe in der Kontrollgruppe lag bei 226µm. Verglichen mit den Resilienzverhältnissen, welche sich in den Druckversuchen darstellten, muss davon ausgegangen werden, dass in der vorliegenden Untersuchung die getesteten Verbindungselemente einen Einfluss auf die Prothesenbewegungen beim Öffnen- und Schließen ausübten. Dabei muss einschränkend beachtet werden, dass den Messungen keine Adaptationsphase zur Anpassung der oralen Strukturen und Weichgewebe an den Zahnersatz vorausging. Eine weitere Ursache für die gefundenen Einsinkbewegungen könnte in der Abformung, der Herstellung des Zahnersatzes und der sich daraus ergebenden Passungsproblematik zu finden sein. Allerdings waren diese Bedingungen innerhalb eines Probanden standardisiert, da jeweils nur die Matrizen ausgetauscht wurden.

Prothesenkinematik beim Schluckversuch

Beim Schluckakt kommt es initial zu einer posterioren und kranialen Verlagerung des Unterkiefers, welches zur Ausbildung von initialen okklusalen Kontakten in retraler Kieferposition führt [272]. Während des Schluckvorganges gleitet der Unterkiefer dann zurück nach anterior in seine habituelle Okklusionsposition, worauf sich im Anschluss die Zahnreihen wieder öffnen. Die Größe der bei diesem Schluckvorgang wirksam werdenden Kieferschlusskräfte bewegt sich zwischen 40g/cm² und 700g/cm² [295].

Die Interpretation der in dieser Studie gefundenen Werte zeigt eine grundsätzliche Übereinstimmung mit den in der Literatur beschriebenen Bewegungsabläufe beim physiologischen Schlucken [295]. So wird das initiale Abheben der Sättel durch die unter Zahnkontakt erfolgende Retralverlagerung des Unterkiefers erklärt. Die unteren Höcker gleiten mit ihren distalen Facetten gegen die anterioren Facetten ihrer

antagonistischen Höcker im Oberkiefer, welches über eine leichte Rotationsbewegung zu einem Anheben der Prothesensättel führt. Das anschließende kaudale Maximum der vertikalen Sattleinlagerung von 50µm (Teleskop) bis 352µm (Magnet) wird durch den druckvollen Kieferschluss bedingt. Während des kurzen Plateaus gleiten die Unterkieferzahnreihen dann nach ventral zurück in die habituelle Okklusionsposition. Durch das Aufheben der Zahnkontakt bewegen sich die Prothesensättel anschließend langsam in die Ausgangsposition zurück. Es konnte somit ein signifikanter Einfluss des Verbindungselementes auf die maximale kaudale Einlagerung gefunden werden.

Die Angaben zur täglichen Anzahl derartiger Schluckvorgänge schwanken zwischen 590 und 1500 [193]. Somit bleibt festzuhalten, dass die Belastung des Prothesenlagers durch Schluckvorgänge den Belastungen durch Kauaktivitäten ebenbürtig erscheint, wenn nicht sogar diese übertrifft. Aus diesem Grunde forderte bereits *Böning* [193] eine bewussterer Kauflächengestaltung, welche eine gewisse „Bewegungsfreiheit in Zentrik“ ermöglichen soll. Unter Anbetracht der Ergebnisse der Öffnungs- und Schließversuche muss auch für implantatverankerte Prothesen im Unterkiefer eine solche okklusale Gestaltung als sinnvoll und empfehlenswert angesehen werden.

5.3 Korrelation von Retentionskraft und Prothesenkinematik

Die Wahl eines Verbindungselementes mit seinen spezifischen Retentions- und Stützeigenschaften soll laut verschiedenen Autoren einen direkten Einfluss auf die Relativbewegungen des Prothesensattels zum tragenden Tegument ausüben [30-36]. So konnte ein derartiger Zusammenhang von Lagestabilität und Retentionseigenschaften bei konventionellen Zahnersatz im teilbezahnten Kiefer gezeigt werden [193-195]. Daraus entstand die Annahme, dass den rein retentiven Eigenschaften der verwendeten Verbindungselemente eine zentrale Bedeutung bei der Erklärung der vermuteten funktionellen Bewegungen implantatverankerter Prothesen zukommen könnte. Neben der eigentlichen Retentionskraft wurde dabei auch die konstruktionsbedingte Rigidität des Verbindungselementes als ein Einflussfaktor auf die Lagestabilität einer Prothese und damit auf mögliche funktionelle Veränderungen des knöchernen Prothesenlagers diskutiert [10,31,78,323]. Aufgrund der besonderen Situation einer interforaminär an zwei Implantaten verankerten Prothese im ansonsten zahnlosen Kiefer und den sich vom Ort der Kraftapplikation stark unterscheidenden Hebelverhältnissen, wurde die Retentionskraft der Verbindungselemente Attachment nah und fern bestimmt. Diese Werte wurden sowohl im Modellversuch, als auch klinisch bei den an dieser Studie teilnehmenden Probanden erfasst. Mittels einer nicht-parametrischen Korrelationsanalyse wurden ein möglicher ursächlicher Zusammenhang zwischen den ermittelten Prothesenbewegungen und der gemessenen Retentionskraft bestimmt. Dabei erfolgte

die Betrachtung getrennt für die Modell- und verschiedene klinische Situationen. Zur Vereinfachung der statistischen Betrachtung wurde für die Darstellung der Prothesenbewegungen der Gesamtbewegungsvektor und für die Darstellung der Retentionskräfte der mittlere Gesamtwert der frontal und lateral erfassten Werte angewendet. Es zeigte sich, dass nur in einigen Fällen eine mittlere statistische Korrelation der verglichenen Parameter nachgewiesen werden konnte. Mehrheitlich indizierten die negativen Vorzeichen, dass bei einem Ansteigen der Retentionskraft mit einer Abnahme der Bewegungen der so verankerten Prothese gerechnet werden konnte. Die Analyse der klinisch erfassten, zu den Modellmessungen analogen Messwerte bei unilateralen Druckbelastungen zeigte vergleichbare Resultate. Auch hier konnten nur vereinzelt hohe und mittlere Korrelationen gefunden werden. Bei den Vergleichen von Retentionskraft und der Prothesenkinematik bei verschiedenen funktionellen Bewegungen fanden sich in der Analyse nur für einzelne Verbindungselemente mittlere Korrelationen. Bei allen übrigen Koeffizienten deuten die Analyseergebnisse auf einen sehr geringen statistischen Zusammenhang der jeweiligen Parameter hin. Als Erklärung für die, trotz deskriptiver Tendenzen rechnerisch allgemein nur geringen Korrelationen muss dabei auch auf den Umstand der bereits oben diskutierten Begrenzung der Probandenzahl verwiesen werden.

Ausgehend von der statistischen Analyse kann in der vorliegenden Untersuchung bestenfalls nur eine geringe rechnerische Korrelation zwischen den Gesamtbewegungsvektoren und den Gesamtretenionskräften abgeleitet werden. Vergleicht man hingegen die Rangzahlen der klinischen Ergebnisse von Gesamtbewegungsvektoren, Protheseneinlagerungen, frontalen und lateralen Retentionskräften, können gewisse Entsprechungen, insbesondere zwischen dem Gesamtbewegungsumfang der Prothese und den lateralen Retentionswerten, ausgemacht werden (Tab.17).

Tabelle 17 Rangzahlenvergleich der Mittelwerte von Prothesenbewegungs- und Retentionskraftmessungen

	Gesamtbewegungsvektoren		Gesamteinlagerung der Prothesensättel		Retentionskraft frontal		Retentionskraft lateral	
	Mittelwert [µm]	Rangfolge	Mittelwert [µm]	Rangfolge	Mittelwert [N]	Rangfolge	Mittelwert [N]	Rangfolge
Kugelkopf	142	4	362	4	19,97	2	8,53	2
Locator	111	2	284	2	22,32	1	5,89	4
Magnet	798	5	1743	5	2,298	5	1,608	5
Steg	122	3	347	3	14,67	3	6,38	3
Teleskop	82	1	238	1	13,34	4	31,24	1

Betrachtet man vor diesem Hintergrund vereinfachend nur die reine Modellsituation mit ihren relativ reproduzierbaren Prüfparametern und den überschaubaren Versuchsbedingungen, kann davon ausgegangen werden, dass neben der reinen Retentionswirkungen der Attachments andere Faktoren zur Erklärung der resultierenden Prothesen-

bewegungen herangezogen werden müssen. Ein solcher Parameter könnte in dem dynamischen Verhalten von Attachments innerhalb ihres Arbeitsbereiches zu suchen sein. Dieser Arbeitsbereich kann dabei als funktioneller Bewegungsraum der beiden Komponenten des jeweiligen Verbindungselementes definiert werden, bei dem es zwar zu relativen Lageveränderungen der beiden Komponenten z.B. durch Kippung oder Anhebung, jedoch nicht zu einem vollständigen Lösen der kraftschlüssigen Verbindung der Komponenten kommt. Annäherungsweise kann dieser, von der absoluten Höhe der Retentionskraft unabhängige Funktionsbereich, durch das Verhältnis von axialer und extraaxialer Retentionskraft dargestellt werden. Setzt man die vollkommene Übereinstimmung von axialer und extraaxialer Retentionskraft mit dem Wert Null gleich, lässt sich für jedes Verbindungselement der spezifische Funktionsbereich als prozentuale Abweichung angeben. Je kleiner dieser Wert, umso größer ist bei gegebener axialer Retentionskraft die Rigidität oder Starrheit der Verbindung (Tab.18).

Der funktionelle Bewegungsraum ist für die verschiedenen Attachments konstruktionsbedingt sehr unterschiedlich. So bieten Locator und Kugelkopfkanker bei einseitigen, extraaxialen Lasten eine ihrer Retentionskraft entsprechend hohe Flexibilität (großer Funktionsbereich) und damit gleichmäßige Lastverteilung auf beide Sättel [56,150,267].

Tabelle 18 Mechanische Funktionsbereiche der getesteten Verbindungselemente

	in-vitro			in-vivo			
	axial [N]	extraaxial [N]	Funktionsbereich [%]	axial [N]	extraaxial [N]	Funktionsbereich [%]	
Kugelkopf	18,08	5,05	72,06	Locator	22,32	5,89	73,61
Steg	12,1	4,35	64,05	Kugelkopf	19,97	8,53	57,29
Locator	34,3	16,4	52,19	Steg	14,67	6,38	56,51
Magnet	4,05	3,2	20,99	Magnet	2,30	1,61	30,03
Teleskop	10,9	39,2	-259,63	Teleskop	13,34	31,24	-134,18

Ist der Zahnersatz über zwei Verbindungselemente verankert, wirkt nach einem einseitigen Retentionsverlust immer das andere Attachment im Sinne eines Widerlagers [193]. Beim Steggelenk ist das Rotationszentrum nicht auf einem der beiden Implantate lokalisiert, sondern auf einem spezifischen, für jede Belastungssituation individuell zu bestimmenden Punkt auf dem zwischen den Implantaten verlaufenden Steg zu finden [10]. Durch die primäre Verblockung des Steges kommt es bei einseitigen, extraaxialen Lasten zu einer stärkeren Belastung des ipsilateralen Abutments [150,267].

Magnete bieten trotz ihrer berührungslosen Kraftentwicklung nur einen sehr begrenzten Bewegungsraum. Ideal im Zahnersatz positioniert, befindet sich zwischen den beiden Komponenten ein definierter Spaltraum. Wirken extraaxiale Kräfte auf den Zahnersatz, so entfernen oder verkanten die Komponenten. Dies führt umgehend zu einem sofortigen Nachlassen der Retentionswirkung [68]. Aufgrund ihrer geringen

Retentionskräfte ist der klinisch nutzbare Funktionsbereich von Magnetattachments bei derartigen Belastungen vergleichsweise eingeschränkt. Auch im getesteten Fall wirkte eines der beiden Magnetattachments als Widerlager, was bei einer einseitigen hebelartigen Sattelbelastung zu einem verstärkten Abheben der kontralateralen Seite über eben dieses, der Lasteinleitung benachbart liegendes Magnetattachment führte. Eine aufgrund der speziellen Konstruktion völlig andere Funktionsweise liegt bei den getesteten Teleskopkronen vor. Die korrespondierende Matrize geht mit der Patrize im Funktionszustand eine formschlüssige, rigide Verbindung ein. Diese ist nur über streng axiale Abzugskräfte aufzulösen. Derartige Kräfte finden sich im normalen Funktionszustand kaum. Extraaxial angreifende, kaudal gerichtete Hebelkräfte bewirken somit kein Entkoppeln, sondern ein Verkanten von Primär- und Sekundärteil. Daher ist ein Funktionsbereich nicht mehr existent und die Verbindung quasi starr. Da die an der Prothese hauptsächlich extraaxial angreifenden Hebelkräfte nicht zu einem Lösen dieser Verbindung führen, wird die Last über die Teleskopkronen in die Implantat-Abutment-Verbindung, als auch im periimplantären Knochen führen. Als Folgen dieser Lasteinleitung werden daher erhöhte prothetische Komplikationen, periimplantärer Knochenabbau bis hin zu Implantatverlusten diskutiert [31,323].

Daneben existiert eine Vielzahl von bereits weiter oben diskutierten kaufunktionellen, anatomischen, zahntechnischen und probandenseitigen Parametern, welche nur eingeschränkt zu erfassen sind, klinisch aber einen scheinbar bedeutenden Einfluss auf die resultierende Prothesenkinematik ausüben [15,17,20,22-29].

5.4 Klinische Bedeutung der gefundenen Ergebnisse

In der modernen Literatur herrscht ein gewisser Konsens, dass im atrophierten Unterkiefer durch implantatverankerten Zahnersatz eine Verbesserung der subjektiven Kaufunktion im Vergleich zu einer konventionellen Totalprothese erreicht werden kann [167]. Setzt man Kaufunktion mit funktioneller Lagestabilität gleich, konnte dies anhand der Bewegungsmessungen in der vorliegenden Untersuchung untermauert werden. Im Vergleich zu den Prothesen der Kontrollgruppe kam es durch die Nutzung aller getesteten Verbindungselemente zu einer Verringerung der klinischen Prothesenbewegungen.

Die jedoch verbleibende funktionellen Relativbewegung der implantatverankerten Unterkieferprothese zum tragenden Tegument wird als einer der Hauptfaktoren einer beschleunigten knöchernen Resorption betrachtet [15,17,20,22-29]. Die Wahl eines Verbindungselementes mit seinen spezifischen Retentions- und Stützeigenschaften soll einen Einfluss auf diese Relativbewegungen ausüben [30-36]. Allerdings wurde diese Hypothese bisher nicht klinisch evaluiert [30-32,34]. So konnten *Setz et al.* [10]

aus ihren Modellversuchen zum Einflusses von implantatprothetischen Verbindungselementen auf die Bewegungen von Unterkieferprothesen keine klinischen Auswahlkriterien ableiten. Betrachtet man die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung, konnten hinsichtlich der Prothesenkinematik und des Retentionsverhaltens signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Verbindungselementen sowohl im Modell als vor allem im klinischen Versuch ermittelt werden. In dem komplexen biologischen System von zahnlosem Kiefer und osseointegrierten Implantaten und ihrem Wechselspiel mit dem herausnehmbaren Zahnersatz muss eine gewisse Zurückhaltung bei Analogieschlüssen und Empfehlungen gewahrt bleiben. Doch konnten unter Berücksichtigung der Limitationen der vorliegenden Untersuchungen Hinweise bei der klinischen Auswahl von Retentionselementen gewonnen werden.

In der Vergangenheit wurde in mehreren Untersuchungen eine Korrelation zwischen der Zufriedenheit des Patienten und der Retentionskraft der im getragenen Zahnersatzes verwendeten Verbindungselemente nachgewiesen [190-192]. Aus diesem Grunde wird die Retentionskraft als eines der wichtigsten Kriterien für die Auswahl eines Verankerungselementes angesehen [62,64]. Legt man die hier gefundenen fronto-axialen Retentionskräfte einer solchen Auswahl zugrunde, können alle getesteten Attachments, mit deutlichen Einschränkungen bei den Magnetankern, für die klinische Anwendung empfohlen werden. Bis auf die Magnetanker erschienen die Retentionskräfte der Attachments ausreichend hoch [197-200]. Gleiches galt für die lateralen Haltekräfte [201]. Im Vergleich zur oben genannten Literatur erschienen die bei den Magneten gefundenen Retentionswerte als nicht ausreichend. Die Auswahl eines besonderen klinischen Indikationsbereiches für Magnetanker wie z.B. die Gerodontologie oder Defektprothetik [62,62,63] könnte diesen Umständen Rechnung tragen. Weitere Indikationsbereiche wurde auch bei sehr kurzen oder stark angulierten Implantaten beschrieben [31,64,65].

Hinsichtlich des Einflusses der Verbindungselemente auf die resultierenden Prothesenbewegungen sollte durch die Auswahl des Attachments idealerweise ein Gleichgewicht zwischen der Belastung des Prothesenlagers und der Spannungsentwicklung am Implantat erreicht werden. Eine rigide Anbindung der Prothese reduziert bis zu einem gewissen Grad die Gefahr der Resorption des knöchernen Lagers, kann im Gegenzug allerdings zu kritischen Belastungen des Implantates und des periimplantären Knochens führen [31,35,323]. Unter diesen Gesichtspunkten zeigten Kugelkopfancker, Locator-Elemente und Steggelenke in der Gesamtheit der Untersuchungen vergleichsweise akzeptable Resultate. Wie in früheren Studien bereits ausgeführt wurde [150,151,267], erbrachten Kugelkopfancker im Vergleich zu den die Implantate primär verblockenden Steggeschoben eine tendenziell homogenere Lastverteilung zwischen den Sätteln. Dies soll nach Akca *et al.* [152] im Umkehrschluss

zu höherem periimplantärem Stress bei den Kugelkopfkern führen. Auf die klinischen Implantatüberlebensraten und periimplantären Parameter hatte dies in verschiedenen Langzeituntersuchungen keinen Einfluss [1,51,141,148,187,324]. Im Vergleich mit Kugelkopfkern und Steggelenken erfüllten die semi-präzisen Locator-Attachments mit ihren Kunststoffmatrizen die oben genannte Forderung eines Ausgleiches von Retention und Belastung des Lagers in dieser Untersuchung am deutlichsten. Trotz ihrer zunehmend verbreiteten Anwendung und einigen viel versprechenden Studien [56,325] fehlt diesen Verbindungselementen im Vergleich zu Kugelkopfkern und Stegprothesen [135,176,188,189,326,327] bislang allerdings noch der Nachweis der klinischen Langzeitbewährung.

Die mittels Magnet-Attachments verankerten Prothesen zeigten die mit Abstand größten Bewegungsumfänge, welche sich teilweise nicht offensichtlich von der Kontrollgruppe der Totalprothesen unterschieden und diese in einigen Belastungssituationen sogar überstiegen. *Trakas et al.* [182] konnten nach Durchsicht der internationalen Literatur bei Magnetankern die, im Vergleich zu Kugelkopfkern und Stegen, allgemein geringste Patientenzufriedenheit ausmachen. Unter Beachtung der vorliegenden Ergebnisse sollte die Entscheidung zur Anwendung von Magnetankern daher im Einzelfall immer kritisch geprüft werden.

Die Verankerung der Prothesen mittels Teleskopen resultierte in den vergleichsweise geringsten Sattleinlagerungen und Prothesenbewegungen aller getesteten Verbindungselemente. In der Interpretation der erfassten Sattelauslenkungen kann neben Haltfunktion auch von einer umfänglichen Stützfunktion der Teleskope ausgegangen werden. Teleskope zeigten die signifikant geringsten kranialen Sattelabhebungen. Dieser Umstand erklärt sich aus der kraftschlüssigen, pseudo-starrten Verbindung der teleskopierenden Doppelkronen und fand in den höchsten lateralen Haltewerten aller Attachments seinen Ausdruck. Somit kann bei den Teleskopen von einer deutlichen funktionellen Entlastung des Tegumentes ausgegangen werden. Wie in der Vergangenheit durch Labor- und klinische Studien gezeigt wurde, erfolgt diese Entlastung allerdings zu Ungunsten einer möglicherweise erhöhten bio-mechanischen Belastung der Abutments, der Implantate und der periimplantären Gewebe. So wurden in der Starrheit der Teleskopverbindung und den hohen (peri)implantären Belastungsmomenten [31] die Ursachen für Komplikationen und verringerte Überlebensraten bei Implantaten gesehen [323].

Betrachtet man die klinische Situation des zahnlosen, mit zwei interforaminären Implantaten versorgten Unterkiefers, so sollten mit der Wahl eines Verankerungselementes im Idealfall sowohl die beteiligten biologischen Strukturen, als auch die patientenseitigen Anforderungen optimal berücksichtigt werden. Dazu zählen unter anderem eine hohe, aber nicht überdimensionierte Retentionskraft, eine Entlastung der

satteltragenden Kieferareale, der Schutz der Implantate und prothetischen Komponenten vor mechanischer Überlastung, Schonung der periimplantären Gewebe, ein hohes Kauvermögen, gute Hygienemöglichkeiten, Langlebigkeit von Zahnersatz, Verbindungselementen und Implantaten, geringer Nachsorgeaufwand, geringe Anschaffungs- und Folgekosten usw.. Die Gesamtheit dieser Anforderungen können nach Ansicht verschiedener Autoren nicht in allen klinischen Situationen durch ein Verbindungselement in gleichem Maße erfüllt werden [98,142,182,324,328].

Aufgrund der Vielzahl der beeinflussenden Faktoren und der Fülle möglicher klinischer Situationen kann trotz der vorliegenden Resultate nach dem derzeitigen Stand der Forschung keine allgemeingültige und generelle Empfehlung für ein spezielles Verbindungselement gegeben werden [98,142,182,324,328]. In Abhängigkeit von der jeweiligen Patientensituation muß unter Beachtung der aufgeführten Kriterien und technischen Parameter eine individuelle Entscheidung für ein Verbindungselement getroffen werden [7,142,324,328].

6 Zusammenfassung

Der Einsatz von enossalen Implantaten ermöglicht im zahnlosen Unterkiefer die Verankerung von abnehmbarem Zahnersatz. Dafür steht eine Vielzahl von unterschiedlichen Verbindungselementen zur Verfügung. Hierbei wird zwischen der Gruppe der primärverblockenden Stege und der Gruppe der solitären Einzelverbindungselemente unterschieden. Die fortschreitende Resorption zahnloser Kieferareale unter dem Einfluss von tegumental gelagerten Prothesen ist ein in der Literatur wiederholt beschriebenes Problem. Die funktionellen Relativbewegungen der Prothese zu ihrem Lagergewebe scheinen dabei eine der Hauptursachen für derartige Alterationen darzustellen. Die Ergebnisse von in-vitro Untersuchungen deuten darauf hin, dass, ähnlich wie bei konventionellen Teilprothesen, auch bei implantatverankerten Prothesen das Verbindungselement mit seinen jeweils spezifischen Retentions- bzw. Stützeigenschaften einen Einfluss auf diese Relativbewegungen ausüben könnte.

Das Ziel dieser Arbeit bestand daher in der Analyse der Kinematik von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer. Dabei sollte ein möglicher Einfluss verschiedener, klinisch etablierter Verbindungselemente auf die Kinematik der Prothese überprüft werden. Neben der Erfassung der räumlichen Prothesenbewegungen unter verschiedenen physiologischen Belastungssituationen wurde untersucht, ob durch die Wahl des implantatprothetischen Verbindungselementes die Prothesenkinematik und somit die potentielle Belastung für die tragenden Kieferareale beeinflusst werden kann.

Zur Bearbeitung dieser Fragestellungen wurde im ersten Teil dieser Studie ein berührungsloses Messsystem zur intraoralen räumlichen Erfassung von funktionellen Prothesenbewegungen im zahnlosen Unterkiefer entwickelt. Das computergestützte Messsystem basiert auf speziell entwickelten magnetfeldempfindlichen Sensor-Modulen, welche in die beiden Prothesensättel einer Unterkieferprothese integriert werden konnten. Die korrespondierenden Magneten wurden auf je einem in der Region der ersten Molaren inserierten enossalen Implantate verankert. Diese Magnetfelder induzieren in den drei Hall-Sensoren jedes Moduls Spannungsänderungen, welche verstärkt und nach Umwandlung in digitale Werte gespeichert wurden. Für die Steuerung der Messungen und der Datenerhebung, die Berechnung der entsprechenden dreidimensionalen Sattelbewegungen und deren anschließende Visualisierung wurde ein spezielles Computerprogramm entwickelt. Ausgehend von einer definierten Ruheposition erfolgten die Ortsangaben innerhalb eines kartesischen Koordinatensystems mit vertikaler, transversaler und sagittaler Achse. Weiterhin wurde zur vereinfachten Bewertung zu jedem Datensatz der entsprechende Gesamtbewegungsvektor berechnet. Nach der Kalibrierung konnte für eine Raumgröße von 17x14x10mm ein Auflösungsvermögen von 10µm bestimmt werden.

Für die Überprüfung des Messsystems und die Bestimmung grundsätzlicher Bewegungsmuster wurde ein spezielles Modell entwickelt. Neben den beiden frontalen Implantaten zur Verankerung der zu testenden Verbindungselemente wurde für die Fixierung der Sensormagnete je ein Implantat in der Region der ersten Molaren positioniert. Weiterhin war die prothesenträgende Oberfläche des Modells mit einer künstlichen Resilienz ausgestattet. Innerhalb der Studie wurde neben Steggelenk, Kugelkopf-, Magnet-, und Teleskopanker, auch das semi-präzise Locator-Element untersucht. Als Kontrollgruppe diente eine nicht verankerte Totalprothese. Für diesen Zweck wurde ein spezielles Prothesendesign entwickelt, welches den alleinigen Austausch der Sekundärteile der Verbindungselemente unter Beibehaltung des übrigen Prothesenkörpers mit den integrierten Sensor-Modulen ermöglichte. Mittels einer Universalprüfmaschine erfolgten unilaterale Druckbelastungen auf den ersten Prothesenmolaren in den Stärken 5N, 10N, 20N und 50N. Während dieser Belastung wurden die Bewegungen des ipsilateralen und kontralateralen Prothesensattels erfasst. Um einen möglichen Einfluss der Verbindungselemente mit ihren spezifischen Retentionskräften auf die gefundenen Bewegungsmuster ermitteln zu können, erfolgte die Messung der frontalen und lateralen Haltekräfte der Prothesen mittels Dynamometer.

Für die klinische Untersuchung wurden bei fünf totalprothetisch versorgten, im Unterkiefer zahnlosen Probanden an den genannten Positionen Implantate inseriert. Nach erfolgter Einheilung wurde für jeden der Patienten eine Testprothese hergestellt. Die Sensormagnete wurden auf den beiden distalen Implantaten fixiert. Dann wurden die einzelnen Verbindungselemente auf den Implantaten verschraubt und die Testprothesen mit den integrierten Sensormodulen eingegliedert. In randomisierter Reihenfolge erfolgten bei jedem Probanden verschiedene Belastungs- und Funktions-tests wie unilateraler okklusaler Druck (5N, 10N, 20N und 50N), Kauen von standardisierten Proben, Sprechen, Schlucken und Öffnungs- und Schließbewegungen. Dabei wurden kontinuierlich die bilateralen Prothesenbewegungen erfasst. Weiterhin wurden die frontalen und lateralen Haltewerte der Verbindungselemente mittels Dynamometer klinisch gemessen.

Im Modellversuch variierten die anterioren Retentionskräfte zwischen 4,1N bei den Magneten und 34,3N bei den Locator-Elementen. Die lateralen Haltekräfte lagen zwischen 3,2N bei den Magneten und 39,2N für die Teleskope. In den klinischen Untersuchungen der anterioren Retentionskräfte lagen die Werte zwischen 2,3N bei den Magneten und 22,3N bei den Locator-Elementen. Die lateralen Retentionskräfte schwankten zwischen 1,61N bei den Magneten und 31,2N für die Teleskopanker. Sowohl die in-vitro erzielten, als auch die klinisch ermittelten Werte lagen im Bereich der in der Literatur für Verbindungselemente angegebenen Haltekräfte. Allerdings

erschien die von den Magneten entwickelte Retentionswirkung klinisch teilweise als ungenügend, was sich in einem Lösen der kontralateralen Verankerung im Moment der Lasteinleitung und somit fehlendem Lastausgleich zwischen den Prothesensätteln bemerkbar machte.

Bei den Modellversuchen konnten in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Druckkräften für alle Verbindungselemente sich signifikant unterscheidende Bewegungswerte in vertikaler, transversaler und sagittaler Richtung erfasst werden. Die Auslenkungen der belasteten Sättel lagen über denen der kontralateralen Seiten. Den geringsten Bewegungsumfang zeigten die Teleskop-Anker, die größten Sattelauslenkungen die Magnetprothesen, welche allerdings noch durch die Bewegungen der konventionellen Totalprothese übertroffen wurde. In Abhängigkeit von Verbindungselement und Seite lagen die Modellwerte vereinzelt um das bis zu zehnfache unter den klinisch erfassten Bewegungsumfängen.

Die an den Probanden gemessenen Gesamtbewegungsvektoren zeigten signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Verbindungselementen. Aufgrund von Schmerzempfindungen konnten bei den Magnet- und Kontrollprothesen keine Messungen bei einer Drucklast von 50N erfolgen. Die Messungen bei 20N zeigten für die Kugelkopfanke den geringsten mittleren Bewegungsumfang beider Sättel von 69µm. Der größte Bewegungsumfang fand sich mit 369µm bei den Magnetprothesen. Im Vergleich dazu wurde bei den Totalprothesen der Bewegungsumfang mit 925µm erfasst. Signifikante Unterschiede zeigten sich auch zwischen belasteter und unbelasteter Seite. So fanden sich bei den Kugelkopfanke mit 96µm auf der belasteten und 13µm auf der unbelasteten Seite die geringsten kaudalen Einsenkungen. Die stärksten kaudalen Einsenkungen aller Verbindungselemente fanden sich bei den Magneten mit 490µm auf der ipsilateralen und mit 189µm auf der kontralateralen Seite. Auch die transversalen Auslenkungen mit 448µm und die sagittalen Auslenkungen mit 178µm überstiegen die aller übrigen Verbindungselemente.

Beim Kauen zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den Verbindungselementen. Mit einer kaudalen Einlagerung auf der Lastseite von 159µm hatten die Teleskopprothesen den geringsten Gesamtbewegungsumfang von 171µm. Der größte Umfang mit 2308µm war bei den Magnetprothesen zu finden. Dieser Wert überstieg den der Vergleichsgruppe von 809µm vernehmlich. Unter Hinblick auf die signifikanten Unterschiede zwischen den Sätteln wurde deutlich, dass neben Einlagerungsbewegungen durch die Konsistenz der Nahrung auch erhöhte Abzugsbewegungen des belasteten Sattels auftraten. Weiterhin zeigten vor allem die Magnetprothesen mit durchschnittlich 2110µm sehr ausladende transversale Sattelbewegungen. Als Ursache wurden der Retentionsverlust auf der kontralateralen Seite und die

dadurch resultierenden drehenden Hebelbewegungen der Prothese über Magnetanker der ipsilateralen Seite vermutet.

Bei der Sprachlautbildung wird die Lage der Prothese weniger durch okklusale Kräfte, als durch ein Zusammenspiel von Zunge und perioraler Muskulatur bestimmt. Der geringste Gesamtbewegungsumfang von $31\mu\text{m}$ wurde bei den Teleskopen, der höchste mit $593\mu\text{m}$ bei den Magneten bestimmt. Hierbei lag dieser Wert im Bereich der Totalprothesen von $581\mu\text{m}$. Bei den übrigen funktionellen Untersuchungen zum Mundschluss und zu Schluckbewegungen zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede hinsichtlich der Gesamtbewegungsumfänge der verschiedenen Verbindungselemente. Die geringsten fanden sich bei den Locator-Elementen mit $57\mu\text{m}$ bzw. den Teleskopen mit $55\mu\text{m}$. Die stärksten Auslenkungen mit $230\mu\text{m}$ bzw. $465\mu\text{m}$ waren bei den Magnetprothesen zu finden. Die Vergleichsgruppe zeigte hierbei mittlere Sattelbewegungen von $473\mu\text{m}$ bzw. $1322\mu\text{m}$. In einem Vergleich der Gesamtbewegungsvektoren aller Versuche zeigten sich für die Teleskope die signifikant geringsten mittleren Sattelauslenkungen, gefolgt von Locator, Steg und Kugelkopf-Ankern. Die Verbindungselemente mit der in allen Versuchen größten Auslenkung waren die Magnetanker.

Die statistische Analyse von möglichen Abhängigkeiten der klinischen Prothesenbewegungen bei unilateralem Druck verschiedener Stärke von den gemessenen Retentionskräften des eingesetzten Verbindungselementes ergab nur vereinzelte Korrelationen. Ähnliches ergab die Überprüfung von Korrelationen zwischen der Sattelkinematik bei Funktionsbewegungen und den frontalen und lateralen Retentionskräften. Auch hier zeigten sich in der Mehrheit nur geringe rechnerische Korrelationen. Als Ursache für den Umstand, dass sich trotz deutlicher Tendenzen rechnerisch nur geringe Abhängigkeiten darstellen ließen, wird in der begrenzten Anzahl von Einzelmessungen vermutet. Bei einem Vergleich der Rangzahlen der mittleren Gesamtbewegungsvektoren mit den Rangzahlen der mittleren Retentionskräfte, ergab sich eine fast identische Reihenfolge der Parameter. Für die Teleskopanker fand sich der geringste Gesamtbewegungsumfang bei zugleich der höchsten mittleren Retentionskraft. Demgegenüber standen die Magnetanker mit dem größten mittleren Bewegungsumfang und den signifikant geringsten Haltewerten. Die Rangzahlen der Locator-Elemente, der Steggelenke und der Kugelkopfanker fanden sich dazwischen.

Die an zwei interforaminären Implantaten verankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer verblieben bei physiologischen Belastungssituationen nicht lagestabil auf dem Kieferkamm, sondern führten räumliche Bewegungen verschiedenen Umfanges aus. Die Wahl des implantatprothetischen Verbindungselementes mit seinen spezifischen Retentions- und Stützeigenschaften beeinflusste die unter physiologischen Belastungssituationen anzutreffende Prothesenkinematik.

7 Literaturverzeichnis

1. Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, van SD, Naert I: Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin Oral Implants Res* 16 3 (2005) 277-287
2. Henry PJ, Bower RC, Wall CD: Rehabilitation of the edentulous mandible with osseointegrated dental implants: 10 year follow-up. *Aust Dent J* 40 1 (1995) 1-9
3. Lekholm U, Grondahl K, Jemt T: Outcome of oral implant treatment in partially edentulous jaws followed 20 years in clinical function. *Clin Implant Dent Relat Res* 8 4 (2006) 178-186
4. Zitzmann NU, Marinello CP: Fixed or removable implant-supported restorations in the edentulous maxilla: literature review. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 12 6 (2000) 599-608
5. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Heydecke G, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais JA, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D: The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Int J Prosthodont* 15 4 (2002) 413-414
6. Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Muller F, Naert I, Ellis JS, Barclay C, Butterworth C, Scott B, Lynch C, Stewardson D, Smith P, Welfare R, Hyde P, McAndrew R, Fenlon M, Barclay S, Barker D: Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients--the York Consensus Statement. *Br Dent J* 207 4 (2009) 185-186
7. Boeckler A, Zschiegner F, Voigt D, Setz JM: Implantatprothetische Verbindungselemente zur Verankerung von herausnehmbaren Zahnersatz – eine Übersicht. *Implantologie* 17 3 (2009) 241-267
8. Alsabeeha NH, Payne AG, Swain MV: Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont* 22 5 (2009) 429-440
9. Setz J, Kramer A, Benzing U, Weber H: Complete dentures fixed on dental implants: chewing patterns and implant stress. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4 2 (1989) 107-111
10. Setz JM, Wright PS, Ferman AM: Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilized overdentures--an in vitro study. *Int J Prosthodont* 13 6 (2000) 494-499
11. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T: Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 23 4 (2003) 313-323
12. Atwood DA, Coy WA: Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. *J Prosthet Dent* 26 3 (1971) 280-295
13. Jahangiri L, Devlin H, Ting K, Nishimura I: Current perspectives in residual ridge remodeling and its clinical implications: a review. *J Prosthet Dent* 80 2 (1998) 224-237
14. Tallgren A: The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent* 89 5 (2003) 427-435
15. Felton DA: Edentulism and comorbid factors. *J Prosthodont* 18 2 (2009) 88-96
16. Carlsson GE: Responses of jawbone to pressure. *Gerodontology* 21 2 (2004) 65-70
17. Devlin H, Ferguson MW: Alveolar ridge resorption and mandibular atrophy. A review of the role of local and systemic factors. *Br Dent J* 170 3 (1991) 101-104
18. Compagnoni MA, de Souza RF, Leles CR: Kinesiographic study of complete denture movement related to mucosa displacement in edentulous patients. *Pesqui Odontol Bras* 17 4 (2003) 356-361
19. Klemetti E: A review of residual ridge resorption and bone density. *J Prosthet Dent* 75 5 (1996) 512-514
20. Kingsmill VJ: Post-extraction remodeling of the adult mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 10 3 (1999) 384-404
21. Imai Y, Sato T, Mori S, Okamoto M: A histomorphometric analysis on bone dynamics in denture supporting tissue under continuous pressure. *J Oral Rehabil* 29 1 (2002) 72-79
22. Ben-Ur Z, Aviv I, Maharshak B: Factors affecting displacement of free-end saddle removable partial dentures. *Quintessence Int* 22 1 (1991) 23-27
23. Ludwig P: Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freilandprothesen. I. Einfluß der Gerüststabilität auf die Sattelkinematik und die Belastungsverteilung Pfeiler - zahnloses Prothesenlager. *Dtsch Zahnärztl Z* 31 7 (1976) 547-552

24. Ludwig P: Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freundprothesen. III. Einfluß der Sattelfläche auf die Sattelkinematik und die Belastungsverteilung Pfeiler - zahnloses Prothesenlager. Dtsch Zahnärztl Z 31 10 (1976) 774-778
25. Ludwig P: Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freundprothesen. II. Einfluß des Ortes und der Art der Abstützung der Sattelfläche auf die Sattelkinematik und die Belastungsverteilung Pfeiler - zahnloses Prothesenlager. Dtsch Zahnärztl Z 31 8 (1976) 612-615
26. Gould MS, Picton DC: A study of pressures exerted by the lips and cheeks on the teeth of subjects with angle's class II division 1, class II division 2 and class 3 malocclusions compared with those of subjects with normal occlusions. Arch Oral Biol 13 5 (1968) 527-541
27. Hofmann M, Pröschel P: Funktionelle Wechselbeziehung zwischen perioraler Muskulatur und totaler Prothese. Dtsch Zahnärztl.Z 37 (1982) 718-733
28. Likeman PR: The adaptation of the tongue to denture wearing. J Dent 7 2 (1979) 141-147
29. Windecker D: Vergleichende Untersuchungen über das Kaukraftaufnahmevermögen von Teilprothesen und die dabei an der Prothesenbasis wirksam werdenden Kraftkomponenten. Dtsch Zahnärztl Z 20 8 (1965) 369-378
30. Jacobs R, Schotte A, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I: Posterior jaw bone resorption in osseointegrated implant-supported overdentures. Clin Oral Implants Res 3 2 (1992) 63-70
31. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG: Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. Clin Oral Implants Res 12 6 (2001) 640-647
32. Assuncao WG, Tabata LF, Barao VA, Rocha EP: Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. J Oral Rehabil 35 10 (2008) 766-774
33. Menicucci G, Ceruti P, Barabino E, Screti A, Bignardi C, Preti G: A preliminary in vivo trial of load transfer in mandibular implant-retained overdentures anchored in 2 different ways: allowing and counteracting free rotation. Int J Prosthodont 19 6 (2006) 574-576
34. Assad AS, Abd El-Dayem MA, Badawy MM: Comparison between mainly mucosa-supported and combined mucosa-implant-supported mandibular overdentures. Implant Dent 13 4 (2004) 386-394
35. Binon PP: Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants 15 1 (2000) 76-94
36. Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, de Sousa EA, Gomes EA, Delben JA: Comparison between complete denture and implant-retained overdenture: effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution. Gerodontology 26 4 (2009) 273-281
37. Dolder EJ: The bar joint mandibular denture. J Prosthet Dent 11 4 (1961) 689-707
38. Karagianes MT, Westerman RE, Rasmussen JJ, Lodmell AM: Development and evaluation of porous dental implants in miniature swine. J Dent Res 55 1 (1976) 85-93
39. Swanberg DF: The Hader plastic bar and rider system for a full lower subperiosteal implant. Oral Implantol 5 4 (1975) 521-526
40. Garefis PN: Complete mandibular subperiosteal implants for edentulous mandibles. J Prosthet Dent 39 6 (1978) 670-677
41. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 16 (1977) 1-132
42. Lederman, PD: Über 20jährige Erfahrung mit der sofortigen funktionellen Belastung von Implantatstegen in der Regio interforaminalis. Z Zahnärztl Implantol 12 3 (1996) 123-136
43. Babbush CA: Reconstruction of the edentulous mandible. Int Dent J 35 4 (1985) 266-276
44. Hurtado AJ, McGivney GP: Clip attachment for the mandibular staple implant. J Prosthet Dent 52 5 (1984) 715-717
45. Koslen RH: Technique to restore staple bone implants with semiprecision attachments. J Prosthet Dent 56 4 (1986) 466-469
46. Bodine RL, Vakay LR: Rigidity of implant denture substructure with the mesostructure bar. J Prosthet Dent 39 1 (1978) 88-94
47. Ludwig K, Hartfil H, Kern M: Untersuchung zum Verschleißverhalten von Kugelkopfattachements. Quintessenz Zahntech 10 (2005) 1074-1083

48. Winkler S, Piermatti J, Rothman A, Siamos G: An overview of the O-ring implant overdenture attachment: clinical reports. *J Oral Implantol* 28 2 (2002) 82-86
49. Svetlice CA, Bodereau EF, Jr.: Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int* 35 6 (2004) 443-448
50. Besimo C, Guarneri A: In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil* 30 7 (2003) 671-678
51. Naert I, Alsaadi G, van Steenberghe D, Quirynen M: A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19 5 (2004) 695-702
52. Ambard AJ, Fanchiang JC, Mueninghoff L, Dasanayake AP: Cleansability of and patients' satisfaction with implant-retained overdentures: a retrospective comparison of two attachment methods. *J Am Dent Assoc* 133 9 (2002) 1237-1242
53. Celik G, Uludag B: Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 97 4 (2007) 229-235
54. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ, Jr.: Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 13 4 (2004) 221-226
55. Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA: Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent* 91 5 (2004) 421-427
56. Boeckler A, Arnold C, Rump D, Bierögel C, Setz J: Retention characteristics of Locator attachments on angulated dental implants. *J Dent Res* 88 Spec Issue A (2009) 2923
57. Nguyen C, Masri R, Driscoll CF, Romberg E: In-Vitro Effects of Cleansing Solutions on Pink Locator Attachments' Retention. *J Dent Res* 88 Spec Issue A (2009) 1791
58. Strnat K: The hard magnetic properties of rare earth-transition metal alloys. *IEEE Trans Magn* 8 (1972) 511-516
59. Sagawa S, Furimura S, Togowa N, Yamatoto H, Matsuura Y: New material for permanent magnets on base of Nd and Fe. *J Appl Phys* 55 (1984) 2083-2087
60. Boeckler AF, Ehring C, Morton D, Geis-Gerstorfer J, Setz J: Corrosion of Dental Magnet Attachments for Removable Protheses on Teeth and Implants. *J Prosthodont* 18 4 (2009) 301-308
61. Carlyle L, Duncan J, Richardson J, Garcia L: Magnetically retained implant denture. *J Prosthet Dent* 56 (1986) 583-586
62. Burns D, Unger J, Elswick R, Beck D: Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: part I. Retention, stability and tissue response. *J Prosthet Dent* 73 (1995) 354-363
63. Walmsley AD, Frame JW: Implant supported overdentures--the Birmingham experience. *J Dent* 25 Suppl 1 (1997) S43-S47
64. Naert I, Quirynen M, Hooghe M, van Steenberghe D: A comparative study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy. *J Prosthet Dent* 71 (1994) 486-492
65. Hofmann M: Kopplungsabhängige Implantatbelastung bei Hybridprothesen. *Z Zahnärztl Implantol* 13 (1997) 210-216
66. Tinschert J, Marx R, Hahn K, Yildirim M, Feifel H: Magnetische Retentionsanker auf Implantaten. *Phillip J* 6 (1995) 295-299
67. Riley M, Walmsley A, Harris I: Magnets in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 86 2 (2001) 137-142
68. Boeckler A, Morton D, Ehring C, Setz JM: Mechanical Properties of Magnetic Attachments for Removable Prosthesis on Teeth and Implants. *J Prosthodont* 17 8 (2008) 608-615
69. Chopra V, Smith BJ, Preiskel HW, Palmer RM, Curtis R: Breakaway forces of flat and domed surfaced Magfit implant magnet attachments. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 15 1 (2007) 7-12
70. Gillings B: Magnetic retention for complete and partial overdentures. Part I. *J Prosthet Dent* 45 (1981) 484-491
71. Akaltan F, Can G: Retentive characteristics of different magnetic systems. *J Prosthet Dent* 74 (1995) 422-427
72. Setz I, Lee SH, Engel E: Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 80 3 (1998) 323-329
73. Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW: The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont* 21 2 (2008) 152-154

74. Riley M, Williams A, Speight J, Walmsley A, Harris I: Investigations into the failure of dental magnets. *Int J Prosthodont* 12 (1999) 249-254
75. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M: Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont* 17 4 (2004) 401-410
76. Cohen SR, Orenstein JH: The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9 2 (1994) 230-234
77. Zinner ID, Panno FV, Abrahamson BD, Small SA: Prosthodontic solutions for compromised implant placement. *Int J Prosthodont* 6 3 (1993) 270-278
78. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP: Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res* 15 5 (2004) 560-569
79. Wenz HJ, Hertrampf K, Lehmann KM: Clinical longevity of removable partial dentures retained by telescopic crowns: outcome of the double crown with clearance fit. *Int J Prosthodont* 14 3 (2001) 207-213
80. Besimo C, Kempf B: In vitro investigation of various attachments for overdentures on osseointegrated implants. *J Oral Rehabil* 22 9 (1995) 691-698
81. Krennmaier G, Weinlander M, Krainhofner M, Piehslinger E: Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or telescopic crown attachments: a 3-year prospective study. *Int J Prosthodont* 19 2 (2006) 164-170
82. Weigl P, Hahn L, Lauer HC: Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures: Part I. *J Biomed Mater Res* 53 4 (2000) 320-336
83. Weigl P, Lauer HC: Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures: Part II. *J Biomed Mater Res* 53 4 (2000) 337-347
84. Rosch R, Mericske-Stern R: Zirconia and removable partial dentures. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 118 10 (2008) 959-974
85. Besimo C, Graber G, Flühler M: Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *J Oral Rehabil* 23 6 (1996) 372-378
86. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M: Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown systems. *Clin Oral Investig* 14 2 (2010) 129-135
87. Wenz HJ, Lehmann KM: A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch: the Marburg double crown system. *Int J Prosthodont* 11 6 (1998) 541-550
88. Weber H, Frank G: Spark erosion procedure: a method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. *J Prosthet Dent* 69 2 (1993) 222-227
89. Weigl P: Vorteile und Wirkungsweise eines biokompatiblen neuen Halteelements: vollkeramische Primärkrone, kombiniert mit metallischer Sekundärkrone. *Quintessenz Zahntech* 22 5 (1996) 507-522
90. Greven B, Luepke M, von Dorsche SH: Telescoping implant prostheses with intraoral luted galvano mesostructures to improve passive fit. *J Prosthet Dent* 98 3 (2007) 239-244
91. Gürtler, G: Langzeiterfahrungen mit Galvano-Doppelkronen. *ZWL* 2 (2004) 44-50
92. Dolder E: Bar-joint prosthesis of mandibula. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 63 4 (1953) 339-376
93. Ledermann P: Bar-prosthetic management of the edentulous mandible by means of plasma-coated implantation with titanium screws. *Dtsch Zahnärztl Z* 34 12 (1979) 907-911
94. English CE: Bar patterns in implant prosthodontics. *Implant Dent* 3 4 (1994) 217-229
95. Mericske-Stern R, Oetterli M, Kiener P, Mericske E: A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17 5 (2002) 678-686
96. Bidez MW, Chen Y, McLoughlin SW, English CE: Finite element analysis of four-abutment Hader bar designs. *Implant Dent* 2 3 (1993) 171-176
97. Cekic C, Akca K, Cehreli MC: Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. *Quintessence Int* 38 6 (2007) 291-297
98. Sadowsky SJ, Caputo AA: Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 84 3 (2000) 327-334
99. el Sheikh AM, Hobkirk JA, Kelleway JP: Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 7 2 (1999) 45-50

100. Wright PS, Watson RM, Heath MR: The effects of prefabricated bar design on the success of overdentures stabilized by implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10 1 (1995) 79-87
101. Degidi M, Nardi D, Piattelli A: Immediate loading of the edentulous maxilla with a final restoration supported by an intraoral welded titanium bar: a case series of 20 consecutive cases. *J Periodontol* 79 11 (2008) 2207-2213
102. Gatti C, Haefliger W, Chiapasco M: Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a prospective study of ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15 3 (2000) 383-388
103. Longoni S, Sartori M, Ariello F, Anzani M, Baldoni M: Passive definitive fit of bar-supported implant overdentures. *Implant Dent* 15 2 (2006) 129-134
104. Walter M, Marre B, Eckelt U: Prospective study on titanium bar-retained overdentures: 2-year results. *Clin Oral Implants Res* 11 4 (2000) 361-369
105. Waddell JN, Payne AG, Swain MV, Kieser JA: Scanning electron microscopy observations of failures of implant overdenture bars: a case series report. *Clin Implant Dent Relat Res* 12 1 (2010) 26-38
106. Williamson RT: Retentive bar overdenture fabrication with preformed castable components: a case report. *Quintessence Int* 25 6 (1994) 389-394
107. Nordquist WD, Jermyn AC: A low-profile Hader-bar system for implant-supported overdentures with minimum vertical clearance. *J Oral Implantol* 20 2 (1994) 182-186
108. Walton JN, Ruse ND: In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J Prosthet Dent* 74 5 (1995) 482-486
109. Kramer A, Weber H, Benzing U: Implant and prosthetic treatment of the edentulous maxilla using a bar-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7 2 (1992) 251-255
110. Strub JR, Neukam FW, Hürzeler MB, Witkowski S: Implantologie im zahnlosen Kiefer - Ein interdisziplinäres Behandlungskonzept. *Implantologie* 1 (1993) 7
111. van Steenberghe D, Molly L, Jacobs R, Vandekerckhove B, Quirynen M, Naert I: The immediate rehabilitation by means of a ready-made final fixed prosthesis in the edentulous mandible: a 1-year follow-up study on 50 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res* 15 3 (2004) 360-365
112. Zöllner A: Implantatgetragene Keramikstege: Zwischen Frustration und Faszination. *Implantologie Journal* 6 (2008) 22-26
113. Kielhorn J, Haessler D, Prabhakar V: Kombination von Zirkonoxidkeramik und Galvanoforming - Die optimierte Implantatsuprastruktur. *Quintessenz* 7 (2003)
114. Sudhoff C, Schnellbacher K, Kielhorn J: Zirkonoxid als Werkstoff in der Implantat- und Kombinationsprothetik. *Quintessenz Zahntechnik* 6 (2003) 730-740
115. Drago CJ, Peterson T: Treatment of an edentulous patient with CAD/CAM technology: a clinical report. *J Prosthodont* 16 3 (2007) 200-208
116. Garrett NR, Kapur KK, Hamada MO, Roumanas ED, Freymiller E, Han T, Diener RM, Levin S, Chen T: A randomized clinical trial comparing the efficacy of mandibular implant-supported overdentures and conventional dentures in diabetic patients. Part II. Comparisons of masticatory performance. *J Prosthet Dent* 79 6 (1998) 632-640
117. Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA: Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. *J Prosthet Dent* 86 6 (2001) 603-607
118. Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW: The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont* 19 5 (2006) 507-512
119. Davodi A, Nishimura R, Beumer J, III: An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 78 2 (1997) 212-217
120. Breeding LC, Dixon DL, Schmitt S: The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. *J Prosthet Dent* 75 5 (1996) 570-573
121. Wichmann M, Neukam FW: Implantatgetragener Oberkieferzahnersatz - Der individuelle Steg als Behandlungsalternative bei ungünstigen prothetischen Voraussetzungen. *Implantologie* 2 (1994) 155
122. Zitzmann NU, Marinello CP: Implant-supported removable overdentures in the edentulous maxilla: clinical and technical aspects. *Int J Prosthodont* 12 5 (1999) 385-390
123. Boeckler A, Schubert J, Senke A, Setz J: Implantatprothetische Rehabilitation zahnloser Lippen-Kiefer-Gaumen-Spaltträger mit galvanisierten Mesostrukturen. *Implantologie* 13 1 (2005) 61-73

124. Ganz CH: Spark erosion: a sophisticated technique to solve a difficult problem. *J Calif Dent Assoc* 23 3 (1995) 51-56
125. Lefkove MD, Beals R: Spark erosion fixed/detachable prosthesis for the completely edentulous maxilla. *J Oral Implantol* 18 4 (1992) 386-393
126. Weber H: Technology and progress in dental prosthodontics and dental materials. *Dtsch Zahnarztl Z* 44 8 (1989) 572-578
127. Semsch R, Muche R: Implant-supported bar-latch overdenture for the severely atrophied, edentulous jaw: a case report. *Quintessence Int* 36 7-8 (2005) 565-576
128. Widbom C, Soderfeldt B, Kronstrom M: A retrospective evaluation of treatments with implant-supported maxillary overdentures. *Clin Implant Dent Relat Res* 7 3 (2005) 166-172
129. Schneider AL, Kurtzman GM: Bar overdentures utilizing the Locator attachment. *Gen Dent* 49 2 (2001) 210-214
130. Benzing UR, Gall H, Weber H: Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10 2 (1995) 188-198
131. Wright PS, Watson RM: Effect of prefabricated bar design with implant-stabilized prostheses on ridge resorption: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13 1 (1998) 77-81
132. Wright PS, Glantz PO, Randow K, Watson RM: The effects of fixed and removable implant-stabilised prostheses on posterior mandibular residual ridge resorption. *Clin Oral Implants Res* 13 2 (2002) 169-174
133. Boeckler A, Voigt D, Mansour S, Setz JM: Long-Term Retention Characteristics of Implant-Supported Milled Bar Attachments. *Journal of Dental Research* 89 Spec Issue B (2010) 1627
134. Wismeijer D, van Waas MA, Mulder J, Vermeeren JI, 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 4 (1999) 297-306
135. Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Visser A: A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: 10 years' results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Branemark implants. *Clin Oral Implants Res* 15 4 (2004) 421-427
136. van Steenberghe D., Quirynen M, Naert I, Maffei G, Jacobs R: Marginal bone loss around implants retaining hinging mandibular overdentures, at 4-, 8- and 12-years follow-up. *J Clin Periodontol* 28 7 (2001) 628-633
137. Meijer HJ, Raghoobar GM, 't Hof MA: 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 6 (2003) 879-885
138. Mericske-Stern R, Steinlin ST, Marti P, Geering AH: Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 5 1 (1994) 9-18
139. Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I: A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11 3 (1996) 291-298
140. Meijer HJ, Raghoobar GM, Batenburg RH, Vissink A: Mandibular overdentures supported by two Branemark, IMZ or ITI implants: a ten-year prospective randomized study. *J Clin Periodontol* 36 9 (2009) 799-806
141. Ma S, Tawse-Smith A, Thomson WM, Payne AG: Marginal bone loss with mandibular two-implant overdentures using different loading protocols and attachment systems: 10-year outcomes. *Int J Prosthodont* 23 4 (2010) 321-332
142. Andreiotelli M, Att W, Strub JR: Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. *Int J Prosthodont* 23 3 (2010) 195-203
143. Eitner S, Schlegel A, Emeka N, Holst S, Will J, Hamel J: Comparing bar and double-crown attachments in implant-retained prosthetic reconstruction: a follow-up investigation. *Clin Oral Implants Res* 19 5 (2008) 530-537
144. Narhi TO, Hevinga M, Voorsmit RA, Kalk W: Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16 2 (2001) 259-266
145. Gotfredsen K, Holm B: Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 13 2 (2000) 125-130

146. Gotfredsen K, Holm B, Sewerin I, Harder F, Hjorting-Hansen E, Pedersen CS, Christensen K: Marginal tissue response adjacent to Astra Dental Implants supporting overdentures in the mandible. *Clin Oral Implants Res* 4 2 (1993) 83-89
147. Cordioli G, Majzoub Z, Castagna S: Mandibular overdentures anchored to single implants: a five-year prospective study. *J Prosthet Dent* 78 2 (1997) 159-165
148. Cune M, Burgers M, van Kampen F, de Putter C, van der Bilt A: Mandibular overdentures retained by two implants: 10-year results from a crossover clinical trial comparing ball-socket and bar-clip attachments. *Int J Prosthodont* 23 4 (2010) 310-317
149. Tabata LF, Assuncao WG, Barao VA, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EA, Rocha EP: Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg* 21 3 (2010) 696-702
150. 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 3 (1998) 369-376
151. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F: Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 23 11 (1996) 757-763
152. Akca K, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Cehreli MC: Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22 1 (2007) 101-109
153. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander SJ, 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 4 (1999) 201-207
154. Porter JA, Jr., Petropoulos VC, Brunski JB: Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17 5 (2002) 651-662
155. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY: Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 90 2 (2003) 121-132
156. Berglundh T, Persson L, Klinge B: A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 29 Suppl 3 (2002) 197-212
157. den Dunnen AC, Slagter AP, 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 4 (1997) 387-390
158. Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, Lithner B, McKenna S, McNamara DC, Naert I, Taylor R: Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. *Int J Prosthodont* 10 4 (1997) 345-354
159. Chan MF, Johnston C, Howell RA, Cawood JI: Prosthetic management of the atrophic mandible using endosseous implants and overdentures: a six year review. *Br Dent J* 179 9 (1995) 329-337
160. van Kampen F, Cune M, van der BA, Bosman F: Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Implants Res* 14 6 (2003) 720-726
161. Davis DM, Packer ME: 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 4 (2000) 131-134
162. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W: Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res* 77 10 (1998) 1832-1839
163. Kimoto K, Garrett NR: Effect of mandibular ridge height on masticatory performance with mandibular conventional and implant-assisted overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18 4 (2003) 523-530
164. Kimoto S, Pan S, Drolet N, Feine JS: Rotational movements of mandibular two-implant overdentures. *Clin Oral Implants Res* 20 8 (2009) 838-843
165. Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F: Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont* 18 2 (2005) 99-105
166. van der Bilt A, Burgers M, van Kampen FM, Cune MS: Mandibular implant-supported overdentures and oral function. *Clin Oral Implants Res* (2010)
167. Fueki K, Kimoto K, Ogawa T, Garrett NR: Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: a systematic review. *J Prosthet Dent* 98 6 (2007) 470-477

168. Heckmann SM, Heussinger S, Linke JJ, Graef F, Proschel P: Improvement and long-term stability of neuromuscular adaptation in implant-supported overdentures. *Clin Oral Implants Res* 20 11 (2009) 1200-1205
169. de Oliveira TR, Frigerio ML: Association between nutrition and the prosthetic condition in edentulous elderly. *Gerodontology* 21 4 (2004) 205-208
170. Allen PF, Thomason JM, Jepson NJ, Nohl F, Smith DG, Ellis J: A randomized controlled trial of implant-retained mandibular overdentures. *J Dent Res* 85 6 (2006) 547-551
171. Heydecke G, Locker D, Awad MA, Lund JP, Feine JS: Oral and general health-related quality of life with conventional and implant dentures. *Community Dent Oral Epidemiol* 31 3 (2003) 161-168
172. Heydecke G, Thomason JM, Lund JP, Feine JS: The impact of conventional and implant supported prostheses on social and sexual activities in edentulous adults Results from a randomized trial 2 months after treatment. *J Dent* 33 8 (2005) 649-657
173. Wismeijer D, van Waas MA, Vermeeren JI, 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 4 (1997) 263-267
174. Raghoobar GM, Meijer HJ, Van't Hof MA, Stegenga B, Vissink A: A randomized prospective clinical trial on the effectiveness of three treatment modalities for patients with lower denture problems. A 10 year follow-up study on patient satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 32 5 (2003) 498-503
175. Leles CR, Ferreira NP, Vieira AH, Campos AC, Silva ET: Factors influencing edentulous patients' preferences for prosthodontic treatment. *J Oral Rehabil* (2010)
176. MacEntee MI, Walton JN, Glick N: A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. *J Prosthet Dent* 93 1 (2005) 28-37
177. Mericske-Stern R: Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5 4 (1990) 375-383
178. Mau J, Behneke A, Behneke N, Fritzemeier CU, Gomez-Roman G, d'Hoedt B, Spiekermann H, Strunz V, Yong M: Randomized multicenter comparison of 2 IMZ and 4 TPS screw implants supporting bar-retained overdentures in 425 edentulous mandibles. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18 6 (2003) 835-847
179. Batenburg RH, Raghoobar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk K, Boering G: Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 27 6 (1998) 435-439
180. Sadowsky SJ: Mandibular implant-retained overdentures: A literature review. *J Prosthet Dent* 86 5 (2001) 468-473
181. Klemetti E: Is there a certain number of implants needed to retain an overdenture? *J Oral Rehabil* 35 Suppl 1 (2008) 80-84
182. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H: Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 15 1 (2006) 24-34
183. Turkyilmaz I, Tozum TF, Tumer C, Ozbek EN: A 2-year clinical report of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures: early versus conventional loading. *J Periodontol* 77 12 (2006) 1998-2004
184. de Smet E, Duyck J, van der Sloten J, Jacobs R, Naert I: Timing of loading--immediate, early, or delayed--in the outcome of implants in the edentulous mandible: a prospective clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22 4 (2007) 580-594
185. Alfadda SA, Attard NJ, David LA: Five-year clinical results of immediately loaded dental implants using mandibular overdentures. *Int J Prosthodont* 22 4 (2009) 368-373
186. Payne AG, Tawse-Smith A, Duncan WD, Kumara R: Conventional and early loading of unsplinted ITI implants supporting mandibular overdentures. *Clin Oral Implants Res* 13 6 (2002) 603-609
187. Ma S, Payne AG: Marginal bone loss with mandibular two-implant overdentures using different loading protocols: a systematic literature review. *Int J Prosthodont* 23 2 (2010) 117-126
188. Stoker GT, Wismeijer D, van Waas MA: An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of aftercare and cost-analysis with three types of mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res* 86 3 (2007) 276-280
189. Rentsch-Kollar A, Huber S, Mericske-Stern R: Mandibular implant overdentures followed for over 10 years: patient compliance and prosthetic maintenance. *Int J Prosthodont* 23 2 (2010) 91-98

190. Burns D, Unger J, Elswick R, Giglio J: Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: part II. Patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent* 73 (1995) 364-369
191. Heydecke G, Boudrias P, Awad MA, De Albuquerque RF, Lund JP, Feine JS: Within-subject comparisons of maxillary fixed and removable implant prostheses: Patient satisfaction and choice of prosthesis. *Clin Oral Implants Res* 14 1 (2003) 125-130
192. Thomason JM, Lund JP, Chehade A, Feine JS: Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures 6 months after delivery. *Int J Prosthodont* 16 5 (2003) 467-473
193. Böning K: Kinematik der gußklammerverankerten Freiidprothese im Unterkiefer - eine klinische Studie. Habilitationsschrift. Technische Universität Dresden, 1996
194. Ogata K, Ishii A, Shimizu K, Watanabe N: Longitudinal study on occlusal force distribution in lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system. *J Oral Rehabil* 20 4 (1993) 385-392
195. Ogata K, Okunishi M, Miyake T: Longitudinal study on forces transmitted from denture base to retainers of lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system. *J Oral Rehabil* 20 1 (1993) 69-77
196. Hargraves A, Foster M: Hydrocryl: an aid to retention? *J Dent* 4 (1976) 33-41
197. Bates J: Retention of cobalt-chromium partial dentures. *Dent Prac Dent Res* 14 (1963) 168-171
198. Stewart BL, Edwards RO: Retention and wear of precision-type attachments. *J Prosthet Dent* 49 1 (1983) 28-34
199. Rangert B, Jemt T, Jorneus L: Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4 3 (1989) 241-247
200. Lehmann KM, Arnim F: Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintessence Dent Technol* 2 (1978) 45-48
201. Frank RP, Nicholls JI: A study of the flexibility of wrought wire clasps. *J Prosthet Dent* 45 3 (1981) 259-267
202. Bayer S, Gruner M, Keilig L, Hultenschmidt R, Nicolay C, Bourauel C, Utz KH, Stark H: Investigation of the wear of prefabricated attachments--an in vitro study of retention forces and fitting tolerances. *Quintessence Int* 38 5 (2007) e229-e237
203. Highton R, Caputo A, Pezzoli M, Matyas J: Retentive characteristics of different magnetic systems for dental applications. *J Prosthet Dent* 56 1 (1986) 104-106
204. Petropoulos VC, Smith W: Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17 4 (2002) 526-535
205. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H: Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil* 34 1 (2007) 41-51
206. Fromentin O, Picard B, Tavernier B: In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 11 3 (1999) 391-397
207. Zhang RG, Hannak WB, Roggensack M, Freesmeyer WB: Retentive characteristics of Ankylos SynCone conical crown system over long-term use in vitro. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 16 2 (2008) 61-66
208. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E: Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12 2 (1997) 176-185
209. Sarnat AE: The efficiency of cobalt samarium (Co5Sm) magnets as retention units for overdentures. *J Dent* 11 4 (1983) 324-333
210. Jefferies SR, Boston DW, Damrow MP, Galbraith CT: Comparison of detachment forces of two implant overdenture attachment types: effect of detachment speed. *Am J Dent* 21 4 (2008) 244-250
211. Fromentin O, Lassauzay C, Abi NS, Feine J, de Albuquerque Junior RF: Testing the retention of attachments for implant overdentures - validation of an original force measurement system. *J Oral Rehabil* 37 1 (2010) 54-62
212. Bayer S, Stark H, Mues S, Keilig L, Schrader L, Enkling N: Retention force measurement of telescopic crowns. *Clin Oral Investig* 14 5 (2010) 607-611
213. Böning K: Kinematik des Freundsattels bei okklusaler Belastung. *Dtsch Zahnärztl Z* 54 (1999) 15-17
214. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG: Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil* 31 9 (2004) 884-889
215. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J: Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21 6 (2006) 919-928

216. Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA: Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9 2 (1994) 191-196
217. Kiener P, Oetterli M, Mericske E, Mericske-Stern R: Effectiveness of maxillary overdentures supported by implants: maintenance and prosthetic complications. *Int J Prosthodont* 14 2 (2001) 133-140
218. Dudic A, Mericske-Stern R: Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures: long-term results. *Clin Implant Dent Relat Res* 4 4 (2002) 212-219
219. Jackson T: The application of rare earth magnetic retention to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1 (1986) 81-92
220. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG: The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent* 102 2 (2009) 74-80
221. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G: 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 7 4 (1996) 387-396
222. Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD: Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont* 14 1 (2005) 3-11
223. Wiemeyer AS, Agar JR, Kazemi RB: Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *J Prosthet Dent* 86 4 (2001) 434-437
224. Atwood DA: Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *J Prosthet Dent* 26 3 (1971) 266-279
225. Johnson K: A three-year study of the dimensional changes occurring in the maxilla following immediate denture treatment. *Aust Dent J* 12 2 (1967) 152-159
226. Wills DJ, Manderson RD: Biomechanical aspects of the support of partial dentures. *J Dent* 5 4 (1977) 310-318
227. Ackermann, JL, Cohen, J, and Cohen, MI: The Effects of Quantified Pressures on Bone. *Am J Orthod* 52 (1966) 34-46
228. Grossman ES, Forbes ME: Studies related to reaction of supporting soft tissue to denture wear: the histological response of vervet monkey oral epithelium to a -80 mmHg vacuum. *J Oral Rehabil* 17 6 (1990) 587-597
229. Mori S, Sato T, Hara T, Nakashima K, Minagi S: Effect of continuous pressure on histopathological changes in denture-supporting tissues. *J Oral Rehabil* 24 1 (1997) 37-46
230. Hara T, Sato T, Nakashima K, Minagi S: Effect of occlusal pressure on the histopathological changes in denture supporting tissues. *J Oral Rehabil* 23 6 (1996) 363-371
231. Sato T, Hara T, Mori S, Shirai H, Minagi S: Threshold for bone resorption induced by continuous and intermittent pressure in the rat hard palate. *J Dent Res* 77 2 (1998) 387-392
232. Kydd WL, Stroud W, Moffett BC, Jr., Tamarin A: The effect of mechanical stress on oral mucoperiosteum of dogs. *Arch Oral Biol* 14 8 (1969) 921-933
233. Akazawa H, Sakurai K: Changes of blood flow in the mucosa underlying a mandibular denture following pressure assumed as a result of light clenching. *J Oral Rehabil* 29 4 (2002) 336-340
234. Epker B, Frost H: Correlation of bone resorption and formation with the physical behavior of loaded bone. *J Dent Res* 44 (1965) 33-41
235. Krajicek DD, Dooner J, Porter K: Observations on the histologic features of the human edentulous ridge. Part III: Bone. *J Prosthet Dent* 52 6 (1984) 836-843
236. Picton DC, Wills DJ: Viscoelastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane. *J Prosthet Dent* 40 3 (1978) 263-272
237. Pietrokovski J, Harfin J, Levy F: The influence of age and denture wear on the size of edentulous structures. *Gerodontology* 20 2 (2003) 100-105
238. Jacobs R, van Steenberghe D, Nys M, Naert I: Maxillary bone resorption in patients with mandibular implant-supported overdentures or fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 70 2 (1993) 135-140
239. Okamoto M, Sato T, Shirai H, Imai Y: A histomorphometric analysis on bone dynamics in denture supporting tissue under continuous pressure in streptozotocin-induced diabetic rat. *J Oral Rehabil* 28 6 (2001) 553-559
240. Tanaka M, Ogimoto T, Koyano K, Ogawa T: Denture wearing and strong bite force reduce pressure pain threshold of edentulous oral mucosa. *J Oral Rehabil* 31 9 (2004) 873-878
241. Jemt T, Hedegard B: Reproducibility of chewing rhythm and of mandibular displacements during chewing. *J Oral Rehabil* 9 6 (1982) 531-537

242. Jemt T, Hedegard B, Wickberg K: Chewing patterns before and after treatment with complete maxillary and bilateral distal-extension mandibular removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 50 4 (1983) 566-569
243. Hedegard B, Lundberg M, Victorin L: Masticatory function--a cineradiographic study. IV. Duration of the masticatory cycle. *Acta Odontol Scand* 28 6 (1970) 859-865
244. Ogata K, Watanabe N: Longitudinal study on torque transmitted from denture base to an abutment tooth of lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system. *J Oral Rehabil* 20 3 (1993) 341-348
245. Lassila V, Holmlund I, Koivumaa KK: Bite force and its correlations in different denture types. *Acta Odontol Scand* 43 3 (1985) 127-132
246. Koeck B, Sander G: Über die elastische Deformation der Unterkieferspange. *Dtsch Zahnärztl Z* 33 (1978) 254-261
247. Narhi TO, Ettinger RL, Lam EW: Radiographic findings, ridge resorption, and subjective complaints of complete denture patients. *Int J Prosthodont* 10 2 (1997) 183-189
248. Ellis JS, Pelekis ND, Thomason JM: Conventional rehabilitation of edentulous patients: the impact on oral health-related quality of life and patient satisfaction. *J Prosthodont* 16 1 (2007) 37-42
249. Maeda Y, Wood WW: Finite element method simulation of bone resorption beneath a complete denture. *J Dent Res* 68 9 (1989) 1370-1373
250. Winter CM, Woelfel JB, Igarashi T: Five-year changes in the edentulous mandible as determined on oblique cephalometric radiographs. *J Dent Res* 53 6 (1974) 1455-1467
251. van Waas MA, Jonkman RE, Kalk W, 't Hof MA, Plooi J, Van Os JH: Differences two years after tooth extraction in mandibular bone reduction in patients treated with immediate overdentures or with immediate complete dentures. *J Dent Res* 72 6 (1993) 1001-1004
252. Rendell JK, Gay T, Grasso JE, Baker RA, Winston JL: The effect of denture adhesive on mandibular movement during chewing. *J Am Dent Assoc* 131 7 (2000) 981-986
253. Smith DE, Kydd WL, Wykhuis WA, Phillips LA: The mobility of artificial dentures during comminution. *J Prosthet Dent* 13 5 (1963) 839-856
254. Culver PA, Watt I: Denture movements and control. A preliminary study. *Br Dent J* 135 3 (1973) 111-116
255. Sheppard IM: Denture base dislodgement during mastication. *J Prosthet Dent* 13 3 (1963) 462-468
256. Hofmann M, Knauer, G: Untersuchungen zur Eckzahnführung bei Totalprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 45 (1990) 566-570
257. Rendell J, Grasso JE, Gay T: Retention and stability of the maxillary denture during function. *J Prosthet Dent* 73 4 (1995) 344-347
258. Körber E: Untersuchungen über das Kauzentrum und den Belastungsausgleich bei Prothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 16 (1954) 268-271
259. Körber E: Die Belastung des zahnlosen Kiefers durch Plattenprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 19 (1964) 711-718
260. Körber, E: Untersuchungen beim Kauen mit Oberkiefer-Totalprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 20 (1965) 242-250
261. Rohrbach, C and Eichner, K: Messung der Kräfte beim Kauvorgang mit Widerstandsmeßdosen von Molarengroße ohne Behinderung von Okklusion und Artikulation. *Dtsch Zahnärztl Z* 13 (1958) 146-155
262. Avci M, Aslan Y: Measuring pressures under maxillary complete dentures during swallowing at various occlusal vertical dimensions. Part II: Swallowing pressures. *J Prosthet Dent* 65 6 (1991) 808-812
263. Roßbach A: Vergleichende Untersuchungen über den Einfluß der Kaukräfte auf die Belastung des unteren Prothesenlagers beim Zahnlosen während der Lateralbewegung. *Dtsch Zahnärztl Z* 28 (1973) 749-754
264. Cutright DE, Brudvik JS, Gay WD, Selting WJ: Tissue pressure under complete maxillary dentures. *J Prosthet Dent* 35 2 (1976) 160-170
265. Niedermeier, W and Rießner, EM: Beweglichkeit von Prothesenpfeilern unter dem Einfluß verschiedenartiger Konstruktionselemente. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994) 25-29
266. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG: Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. *Clin Oral Implants Res* 12 6 (2001) 617-623
267. 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 6 (1998) 851-856

268. Davis WH, Lam PS, Marshall MW, Dorchester W, Hochwald DA, Kaminishi RM: Using restorations borne totally by anterior implants to preserve the edentulous mandible. *J Am Dent Assoc* 130 8 (1999) 1183-1189
269. Kreisler M, Behneke N, Behneke A, d'Hoedt B: Residual ridge resorption in the edentulous maxilla in patients with implant-supported mandibular overdentures: an 8-year retrospective study. *Int J Prosthodont* 16 3 (2003) 295-300
270. Narhi TO, Geertman ME, Hevinga M, Abdo H, Kalk W: Changes in the edentulous maxilla in persons wearing implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 84 1 (2000) 43-49
271. Glantz PO, Nilner K: Biomechanical aspects on overdenture treatment. *J Dent* 25 Suppl 1 (1997) S21-S24
272. Jankelson B, Swain CW, Crane PF, Radke JC: Kinesiometric instrumentation: a new technology. *J Am Dent Assoc* 90 4 (1975) 834-840
273. Chong LC: Movement of maxillary complete dentures--a kinesiographic study. *J Dent* 11 3 (1983) 257-263
274. Hada M, Imai M, Morimoto S, Ishikawa M, Ooishi A: Three-dimensional movements of a maxillary complete denture: the development of a measuring system and preliminary measurement. *Int J Prosthodont* 8 4 (1995) 370-376
275. Ohkubo C, Kurtz KS, Suzuki Y, Hanatani S, Abe M, Hosoi T: Comparative study of maxillary complete dentures constructed of metal base and metal structure framework. *J Oral Rehabil* 28 2 (2001) 149-156
276. Ohkubo C, Kobayashi M, Suzuki Y, Hosoi T: Effect of implant support on distal-extension removable partial dentures: in vivo assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23 6 (2008) 1095-1101
277. Karlsson S: Denture mobility and bolus position during mastication in patients wearing conventional and pelotte-retained full upper dentures: a cineradiographic study. *J Oral Rehabil* 10 1 (1983) 65-74
278. Browning JD, Meadors LW, Eick JD: Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J Prosthet Dent* 55 1 (1986) 69-74
279. Eick JD, Browning JD, Stewart CD, McGarrah HE: Abutment tooth movement related to fit of a removable partial denture. *J Prosthet Dent* 57 1 (1987) 66-72
280. Holmes JB: Influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. *J Prosthet Dent* 15 (1965) 474-483
281. Vahidi F: Vertical displacement of distal-extension ridges by different impression techniques. *J Prosthet Dent* 40 4 (1978) 374-377
282. Jüde HD: Untersuchungen über die elastische Deformierung unter Einstückgußprothesen bei verschiedenen Belastungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 25 2 (1970) 304-307
283. Leupold RJ, Flinton RJ, Pfeifer DL: Comparison of vertical movement occurring during loading of distal-extension removable partial denture bases made by three impression techniques. *J Prosthet Dent* 68 2 (1992) 290-293
284. Windecker D, Hermanns W: Auswirkungen der Werkstoffeigenschaften auf die Konstruktion und Dynamik der Unterkiefer-Freiidprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 25 8 (1970) 804-815
285. Glantz PO, Stafford GD: The effect of some components on the rigidity of mandibular bilateral free end saddle dentures. *J Oral Rehabil* 7 6 (1980) 423-433
286. Randow K, Derand T: On functional strain in some fixed and removable partial dentures. An experimental in vitro study. *Acta Odontol Scand* 51 3 (1993) 153-159
287. Randow K, Derand T: On functional strain in fixed and removable partial dentures. An experimental in vivo study. *Acta Odontol Scand* 51 6 (1993) 333-338
288. Frechette AR: The influences of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *J Prosthet Dent* 85 6 (1956) 527-539
289. Stromberg, WR: A method of measuring forces of denture bases against supporting tissues. *J. Prosthet. Dent.* 5 (1955) 268-288
290. Ogata K, Aoki T, Matsunaga T, Uchida K: Occlusal force distribution in lower complete overdentures. *J Oral Rehabil* 17 4 (1990) 335-342
291. Avci M, Aslan Y: Measuring pressures under maxillary complete dentures during swallowing at various occlusal vertical dimensions. Part I: A new hydraulic pressure measuring system. *J Prosthet Dent* 65 5 (1991) 661-664
292. Körber, E: Untersuchungen über die Beziehung von Kaukraft und Schleimhautresilienz unter Prothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 16 (1954) 348-355
293. Müller N: Zur Frage der zeitabhängigen Gewebereaktion des Alveolarkammes bei nicht abgestützten Schallsätteln. *Dtsch Zahnärztl Z* 42 10 (1987) 863-867

294. Lehmann, KM and Schwarzmann, S: Die Belastung des zahnlosen Oberkiefers in Abhängigkeit vom Kauflächenprofil des totalen Zahnersatzes. Dtsch Zahnärztl Z 28 (1973) 748-756
295. Gillings BR, Graham CH, Duckmanton NA: Jaw movements in young adult men during chewing. J Prosthet Dent 29 6 (1973) 616-627
296. Körber KH: Dynamischer Mechanismus von Parodontium und Gewebsstrukturen unter herausnehmbarem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 38 11 (1983) 975-985
297. Wegmann U, Seebauer H, Mauksch J: In-Vitro Untersuchungen zur Dynamik von Freundsattelprothesen bei unterschiedlicher Abstützung. Dtsch Zahnärztl Z 41 2 (1986) 210-214
298. Rösler L: Hard- und Softwareentwicklungen zur Untersuchung der Prothesendynamik einer implantatgestützten Unterkieferprothese. Diplom, Uni-Halle (2010)
299. Demtröder W: Experimentalphysik . 5.Aufl. Springer, Berlin, Heidelberg, 2008
300. Bungartz H, Griebel M, Zenger C: Einführung in die Computergraphik: Grundlagen, Geometrische Modellierung, Algorithmen. 2.Aufl. Vieweg, Braunschweig, 2002
301. Morimoto T, Inoue T, Nakamura T, Kawamura Y: Frequency-dependent modulation of rhythmic human jaw movements. J Dent Res 63 11 (1984) 1310-1314
302. MPG: Gesetz über Medizinprodukte. Bundesrepublik Deutschland, 1995
303. Stüttgen, U: Experimentelle Untersuchung zur Parallelität gefräster teleskopierender Primäranker. Dtsch Zahnärztl Z 38 (1983) 538-546
304. Ohkawa S, Okane H, Nagasawa T, Tsuru H: Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. J Prosthet Dent 64 2 (1990) 153-158
305. Besimo C, Graber G, Flühler M: Implantatgetragene Konuskronen aus Reintitan Einfluß des Werkstoffes auf die Haltekraft der Geschiebe im Lastwechselforschung. Z Zahnärztl Implantol 10 1 (1994) 20-27
306. Hagner HR, Grüner M, Bayer S, Keilig L, Reimann S, Bourauel C, Utz K H, Stark H: Eine In-vitro Studie zum Verschleiß von Teleskopkronen. Dtsch Zahnärztl Z 61 (2006) 594-501
307. Rutkunas V, Mizutani H, Puriene A: Conventional and early loading of two-implant supported mandibular overdentures. A systematic review. Stomatologija 10 2 (2008) 51-61
308. Fusayama T, Katayori T, Nomoto S: Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. J Dent Res 42 (1963) 1183-1197
309. Lundberg M, Victorin L, Hedegard B: Masticatory function--a cineradiographic investigation. II. Position of the bolus in full denture wearers. Acta Odontol Scand 25 4 (1967) 383-395
310. Bühl A: PASW 18 - Einführung in die moderne Datenanalyse. 12.Aufl. PearsonStudiumVerlag, München, 2009
311. Mericske-Stern R, Assal P, Buegin W: Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study. Clin Oral Implants Res 7 4 (1996) 378-386
312. Marx H: Zur Dynamik der aus der elastischen Kieferdeformierung stammenden Zahnbewegungen. Dtsch Zahnärztl Z 22 (1967) 1310-1315
313. Körber KH: Konuskronen - das rationelle Teleskopsystem. Einführung in Klinik und Technik. Hüthig, Heidelberg, 1983
314. Becker H: Das Haftverhalten teleskopierender Kronen. Zahnärztl Prax 34 (1983) 281-285
315. Becker H: Einflüsse des umgebenden Mediums auf das Haftverhalten teleskopierender Kronen. ZWR 91 (1982) 54-59
316. Stüttgen U: Zum Einfluss der Speichelschmierung auf experimentelle Verschleissuntersuchungen an der EM- und der NEM-Gusslegierung. Zahntechnik 43 (1985) 466-473
317. 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 3 (1999) 195-202
318. Lehmann K, von Arnim F: Untersuchungen über die Retentionskräfte von Druckknopfankern. Schweiz Monatsschr Zahnmed 86 5 (1976) 521-530
319. Jude HD: Untersuchungen über die Prothesendynamik von partiellem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 25 8 (1970) 821-825
320. Ogata K, Miyake T, Okunishi M: Longitudinal study on occlusal force distribution in lower distal-extension removable partial dentures with circumferential clasps. J Oral Rehabil 19 6 (1992) 585-594

321. Ogata K: Longitudinal study on torque around the sagittal axis in lower distal-extension removable partial dentures. *J Oral Rehabil* 20 2 (1993) 203-211
322. Tallgren A, Mizutani H, Tryde G: A two-year kinesiographic study of mandibular movement patterns in denture wearers. *J Prosthet Dent* 62 5 (1989) 594-600
323. Weng D, Richter EJ: Maxillary removable prostheses retained by telescopic crowns on two implants or two canines. *Int J Periodontics Restorative Dent* 27 1 (2007) 35-41
324. Cehreli MC, Karasoy D, Kokat AM, Akca K, Eckert S: A systematic review of marginal bone loss around implants retaining or supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25 2 (2010) 266-277
325. Kleis WK, Kammerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W: A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. *Clin Implant Dent Relat Res* 12 3 (2010) 209-218
326. Walton JN: A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *Int J Prosthodont* 16 3 (2003) 255-260
327. Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D: The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9-year longitudinal study. *Clin Oral Investig* 1 3 (1997) 119-124
328. Cehreli MC, Karasoy D, Kokat AM, Akca K, Eckert SE: Systematic review of prosthetic maintenance requirements for implant-supported overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25 1 (2010) 163-180

8 Thesen

- 1 Enossale Implantate ermöglichen im zahnlosen Unterkiefer die Verankerung von abnehmbarem Zahnersatz. International herrscht relativer Konsens darüber, dass die interforaminäre Insertion von zwei Implantaten als ein derzeitiges Standardbehandlungskonzept angesehen werden kann. Für die Verankerung der Prothese an den Implantaten steht eine Vielzahl von unterschiedlichen Verbindungselementen zur Verfügung. Hierbei wird zwischen der Gruppe der primärverblockenden Stege und der Gruppe der solitären Einzelverbindungselemente unterschieden.
- 2 Die fortschreitende Resorption zahnloser Kieferareale unter dem Einfluss von tegumental gelagerten Prothesen ist ein im internationalen Schrifttum wiederholt beschriebenes Problem. Die funktionellen Relativbewegungen der Prothese zu ihrem Lagergewebe scheinen dabei eine der Hauptursachen für derartige Alterationen darzustellen. Ergebnisse von in-vitro Untersuchungen deuten darauf hin, dass bei implantatverankerten Prothesen im sonst zahnlosen Kiefer das Verbindungselement mit seinen jeweils spezifischen Retentionseigenschaften einen Einfluss auf diese Relativbewegungen ausüben könnte.
- 3 Das Ziel dieser Arbeit bestand daher in der Erfassung und Analyse der räumlichen Prothesenbewegungen von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer. Weiterhin sollte überprüft werden, ob durch die Wahl des implantatprothetischen Verbindungselementes die Prothesenkinematik beeinflusst werden kann.
- 4 Es wurde ein berührungsloses Messsystem zur intraoralen, räumlichen Erfassung von funktionellen Prothesenbewegungen entwickelt. Das computergestützte Messsystem basierte auf magnetfeldempfindlichen Sensoren, welche in die beiden Prothesensättel einer Unterkieferprothese integriert werden konnten. Die korrespondierenden Magneten wurden auf enossalen Implantaten verankert und das gesamte System kalibriert. Die durch die Sattelbewegungen induzierten Spannungsänderungen wurden mittels eines Computerprogramms erfasst, berechnet und deskriptiv als Werte innerhalb eines kartesischen Koordinatensystems, als Grafiken und als dreidimensionale Animationen ausgegeben.
- 5 Zur Überprüfung des Messsystems und der Bestimmung grundsätzlicher Bewegungsmuster wurde ein Modell mit künstlicher Resilienz, zwei frontalen Implantaten zur Verankerung der Verbindungselemente und zwei Implantaten zur Fixierung der Sensormagnete angefertigt.

- 6 Mittels speziell gefertigter Prothesen mit auswechselbarem Matrizenteil wurden die Verbindungselemente Steggelenk, Kugelkopf-, Magnet,- und Teleskopanker und das semi-präzise Locator-Element untersucht. Als Kontrollgruppe diente jeweils eine nicht verankerte Totalprothese. Es erfolgten unilaterale Druckbelastungen auf den ersten Prothesenmolaren in den Stärken 5N, 10N, 20N und 50N. Weiterhin erfolgte die Messung der frontalen und lateralen Haltekräfte der Prothesen mittels Dynamometer.
- 7 Für die klinischen Untersuchungen wurden bei fünf zahnlosen Probanden an den genannten Positionen Implantate inseriert und für jeden der Patienten eine Testprothese hergestellt. Sensormagnete und Verbindungselemente wurden auf den Implantaten verschraubt und die Testprothesen mit beidseitigen Sensor-Modulen eingegliedert. In randomisierter Reihenfolge erfolgten bei jedem Probanden verschiedene Belastungs- und Funktionstests wie unilateraler okklusaler Druck (5N, 10N, 20N und 50N), Kauen von standardisierten Proben, Sprechen, Schlucken und Öffnungs- und Schließbewegungen. Dabei wurden kontinuierlich die bilateralen Prothesenbewegungen erfasst. Weiterhin wurden die frontalen und lateralen Haltewerte der Prothesen klinisch gemessen.
- 9 Bei den unilateralen Druckversuchen konnten in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Kräften für alle Verbindungselemente sich signifikant unterscheidende Bewegungswerte in vertikaler, transversaler und sagittaler Richtung erfasst werden. Die Auslenkungen der belasteten Sättel lagen über denen der kontralateralen Seiten. Den geringsten Bewegungsumfang zeigten die Teleskop- bzw. Kugelkopfancker-Prothesen, die größten Sattelauslenkungen die Magnet-Prothesen, welche nur durch die Bewegungen der konventionellen Totalprothesen übertroffen wurden. Weiterhin zeigten sich zwischen belasteter und unbelasteter Seite signifikante Unterschiede sowohl zwischen den Auslenkungen in den einzelnen Raumvektoren als auch zwischen den Verbindungselementen.
- 10 Bei den unilateralen Kauversuchen mittels Testnahrung offenbarten sich ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den Seiten, den Raumvektoren und den Verbindungselementen. Die Teleskopprothesen zeigten den geringsten, die Magnetprothesen den größten, transversal sehr ausladenden Gesamtbewegungsumfang. Neben Einlagerungsbewegungen fanden sich, durch die Konsistenz der Nahrung bedingt, erhöhte Abzugsbewegungen des belasteten Sattels.

- 11 Bei den funktionellen Untersuchungen zu Sprachlautbildung, Mundschluss und Schluckbewegungen zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede hinsichtlich der Gesamtbewegungsumfänge bei verschiedenen Verbindungselementen. Die geringsten Auslenkungen fanden sich bei den Teleskopen und Locator-Elementen. Die stärksten Auslenkungen waren bei den Magnetprothesen zu finden. Alle Werte lagen dabei unter denen der jeweiligen Vergleichsgruppe.
- 12 Der Vergleich der Gesamtbewegungsvektoren aller Versuche zeigte für die Teleskope die signifikant geringsten mittleren Sattelauslenkungen, gefolgt von Locator, Steg und Kugelkopf-Ankern. Die Magnetanker zeigten in allen Versuchen den größten Bewegungsumfang.
- 13 Die ermittelten frontalen und lateralen Retentionswerte lagen im Bereich der für Verbindungselemente empfohlenen Haltekräfte. Die Retentionswirkung der Magnete erschien klinisch allerdings ungenügend. Der Gesamtvergleich mittels Rangzahlen ergab für die Teleskopanker den geringsten Gesamtbewegungsumfang bei zugleich der höchsten mittleren Retentionskraft. Demgegenüber standen die Magnetanker mit dem größten mittleren Bewegungsumfang und den signifikant geringsten Haltekräften. Die statistische Analyse von möglichen Abhängigkeiten des in den Untersuchungen ermittelten Gesamtbewegungsumfanges der Prothesen und den Haltekräften der jeweiligen Verbindungselemente zeigte trotz deutlicher Tendenzen nur vereinzelt hohe Korrelationen.
- 14 Die an zwei interforaminären Implantaten verankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer verblieben bei physiologischen Belastungssituationen nicht lagestabil auf dem Kieferkamm, sondern führten räumliche Bewegungen verschiedenen Umfangs aus. Im Vergleich mit konventionellen Totalprothesen waren diese Bewegungen reduziert. Die Wahl des implantatprothetischen Verbindungselementes mit seinen spezifischen Retentionseigenschaften kann die unter physiologischen Belastungssituationen anzutreffende Prothesenkinematik beeinflussen.

Tabellarischer Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name	Arne Hellmut Wilhelm Fritjof Boeckler
Geburtsdatum	18. Juli 1973
Geburtsort	Halle (Saale)
Wohnort	06114 Halle (Saale), Windthorststrasse 14
Staatsangehörigkeit	deutsch
Konfession	evangelisch
Familienstand	ledig
Eltern	Dr. Fritjof Boeckler, Zahnarzt geb. 11. Mai 1937 – verst. 02. Februar 2006 Barbara Boeckler, Sportlehrerin und Physiotherapeutin geb. 17. Februar 1944

Schulische Bildung

1980-1990	„Freiherr-vom-Stein“ Oberschule Weferlingen
1990-1992	„Heinrich-Heine“ Gymnasium Haldensleben
1992	Abitur

Ausbildung

1993-1998	Studium der Zahnheilkunde an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
1994	naturwissenschaftliche Vorprüfung
1996	Physikum
1998	Staatsexamen und zahnärztliche Approbation
2003	Promotion zum Dr. med. dent.

Wissenschaftlicher und beruflicher Werdegang

seit 1998	Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg (Direktor: Univ.-Prof. Dr. J. Setz)
2003	Ernennung zum Oberarzt der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik
2005	Ernennung zum qualifiziert fortgebildeten Spezialisten für Prothetik der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW)
2005	Ernennung zum Spezialisten für Implantologie der Deutschen Gesellschaft für Implantologie (DGI)
2005	Erteilung des Tätigkeitsschwerpunktes „Implantologie“ entsprechend der Konsensuskonferenz aus BDIZ, BDO, DGZI und DGI
2005	Erteilung der Tätigkeitsschwerpunkte „Prothetik“ und „Implantologie“ der Zahnärztekammer Sachsen-Anhalt
2006	Januar – Dezember; University of Florida, College of Dentistry, Department of Oral & Maxillofacial Surgery, Center for Implant Dentistry (Direktor: Prof. Dr. D. Morton), Gainesville, Fl., USA
2010	Zertifizierter Gutachter für Prothetik der Deutschen Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien (DGPro)

Wissenschaftliche Preise und Auszeichnungen

2002	“Erwin-Reichenbach-Förderpreis” der Zahnärztekammer Sachsen-Anhalt
2007	„DGZI Implant Dentistry Award“ der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Implantologie (DGZI)
2008	“Arthur R. Frechette Research Award“ der International Association for Dental Research (IADR) – Prosthodontics Research Group
2009	Preis der Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie (ZZI) für den „Besten wissenschaftlichen Beitrag des Jahres“
2009	„Sensodyne-Poster-Study-Award“ der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK)

Halle, den 28. Dezember 2010

Erklärung

Die vorliegende Arbeit einschließlich aller Untersuchungen und Auswertungen wurde selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel und Literatur angefertigt.

Halle, den 28. Dezember 2010

.....

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

Halle, den 28. Dezember 2010

.....

Danksagung

Herrn Prof. Dr. Jürgen M. Setz danke ich für die Anregung zur Bearbeitung des Themas, seine wertvollen Hinweise, sowie seine stetige Unterstützung.

Weiterhin danke ich allen Mitarbeitern Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg insbesondere Frau Dipl.-Ing. Christin Arnold sowie Herrn Falk Zschiegner.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Lutz Rösler (Diplomand am Institut für Informatik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) und Herrn Dr. Manfred Rost (Institut für Physik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) für die hervorragende Zusammenarbeit und Unterstützung bei der Entwicklung des Messsystems und der notwendigen Computersoftware.

Mein außerordentlicher Dank gilt Herrn Zahntechnikermeister Andreas Klar (Dentallabor Rübeling+Klar, Berlin) für die Herstellung der Testprothesen. Weiterhin danke ich der Firma Straumann (Basel, Schweiz) für die Bereitstellung der dafür notwendigen Bauteile und Komponenten.

Herrn Dr. Andreas Wilde vom Fraunhofer Institut für Integrierte Schaltungen (ISS, Institutsteil Entwurfsautomatisierung, Dresden) danke ich für die Zusammenarbeit bei der Kalibrierung der Sensormodule, seine Hinweise und geschätzten Ratschläge.

Für die Beratung in statistischen Fragestellungen danke ich Frau Ingrid Haufe (Universitätsrechenzentrum) und Herrn Dr. Alexander Kluttig (Institut für Medizinische Epidemiologie, Biometrie und Medizinische Informatik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg).

Abschließend möchte ich meiner Lebenspartnerin und meiner Familie für ihre verständnisvolle Unterstützung, Geduld und Motivation bei der Erstellung der hier vorliegenden Arbeit danken.