

**Biomechanische Analyse  
verschiedener prothetischer Verankerungssysteme**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität  
Bonn**

**Miriam Julia Margarete Vieweg**

**aus Bonn**

**2013**

Angefertigt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. Andreas Braun

Tag der Mündlichen Prüfung: 31.05.2013

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik  
und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meiner Mutter



## Inhaltsverzeichnis

<b>1.</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>7</b>
1.1	Teilprothesen .....	7
1.2	Attachmentsysteme für Teilprothesen .....	9
1.2.1	Klammerprothesen .....	9
1.2.2	Geschiebeprothesen.....	11
1.2.3	Teleskopprothesen .....	13
1.2.4	Weitere Verankerungssysteme .....	14
1.3	Atrophie unbezahnter Kieferkammabschnitte.....	17
1.4	Biomechanisches Verhalten von Prothesen und deren Ankerzähne unter funktioneller Belastung.....	20
1.5	Fazit.....	30
<b>2.</b>	<b>Zielsetzung der Arbeit .....</b>	<b>31</b>
<b>3.</b>	<b>Material und Methode .....</b>	<b>32</b>
3.1	Probenauswahl.....	32
3.2	Herstellung der zu untersuchenden Prothesenformen, Probenpräparation .....	35
3.2.1	Variation der Prothesenpassung .....	37
3.3	Hexapod-Mess-System.....	39
3.4	Durchgeführte Messungen.....	41
3.5	Auswertung.....	43
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>46</b>
4.1	Zu erwartende Bewegungen des Ankerzahns bei Belastung .....	46
4.2	Einzelergebnisse .....	50
4.3	Vergleich der Attachmentsysteme .....	54

4.4	Vergleich der Passformen.....	59
<b>5.</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>61</b>
5.1	Diskussion der Methode .....	61
5.2	Diskussion des Einflusses von Attachmentsystem und Passgenauigkeit des Prothesensattels .....	64
5.3	Schlussfolgerung .....	66
<b>6.</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>68</b>
<b>7.</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>70</b>
<b>8.</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>76</b>

# 1. Einleitung

## 1.1 Teilprothesen

Trotz verbesserter Prophylaxe und gesteigertem Bewusstsein für die eigene Zahngesundheit wird auch in Zukunft die Versorgung der Patienten mit herausnehmbarem Zahnersatz erforderlich sein. Die vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV) von 2006 bestätigt, dass im Vergleich zu den Ergebnissen von 1997 bei älteren oder alten Patienten immer mehr noch Restzähne erhalten werden können. Die komplette Zahnlosigkeit bei Senioren ist von 24,8 % auf 22,6 % zurück gegangen. Damit nimmt besonders die Bedeutung von an Restzähnen verankerten Teilprothesen zu.

Die Lückenversorgung mittels herausnehmbarer Teilprothesen ist dann indiziert, wenn (Ludwig und Niedermeier, 2002)

- zahnbegrenzte Lücken aufgrund ihrer Spanne nicht mehr durch festsitzende Brücken versorgt werden können,
- eine uni- oder bilaterale Freundsituation besteht,
- die lückenbegrenzenden Zähne parodontal vorgeschädigt sind oder
- in absehbarer Zeit mit weiterem Zahnverlust zu rechnen ist (z.B. durch eine fortgeschrittene marginale Parodontitis), da sich herausnehmbarer Zahnersatz komplikationsloser um einzelne Zähne erweitern lässt.

Teilprothesen sollen dann durch Lückenschluss die Kaufunktion sowie die Ästhetik wiederherstellen. Auch die Phonetik verbessert sich nach in der Regel kurzer Eingewöhnungszeit in Richtung der Sprechweise vollbezahnter Patienten. Außerdem führt die Teilprothese über eine indirekte Verblockung der Restzähne zu einer Stabilisierung der Zahnbögen: Zahnwanderung bzw. –kipfung in die Lücken oder Elongation von Zähnen, denen der Antagonist im Gegenkiefer fehlt, werden so vermieden. Die Belastung des

Prothesenlagergewebes bei einer breitbasig aufliegenden, gut angepassten Prothese verlangsamt zudem die Atrophie der zahnlosen Alveolarkämme.

Teilprothesen lassen sich nach verschiedenen Gesichtspunkten einteilen. Nach Art ihrer technischen Ausführung unterscheidet man Klammerprothesen von Modellgussprothesen, Teleskopprothesen oder Geschiebeprothesen. Außerdem lassen sich Teilprothesen nach Anordnung der Lücken in Freundprothesen, Schaltprothesen oder Kombinationsprothesen sowie nach Art der Abstützung in parodontal gestützte oder parodontal-tegmental getragene Teilprothesen einteilen (Ludwig und Niedermeier, 2002).

Die herausnehmbare Teilprothese besteht aus einer Prothesenbasis mit den zu ersetzenden Zähnen, den Verbindungselementen und den Attachmentsystemen, über die sie an den natürlichen Restzähnen verankert ist. Die Prothesenbasis besteht in aller Regel aus Kunststoff (Polymethylmethacrylat), da dieser im Gegensatz zu anderen Materialien gut zu erweitern und neu anzupassen ist. Dies ist entscheidend für eine lange Tragbarkeit der Prothese sowie für eine gute Mundbeständigkeit und Schleimhautverträglichkeit. Auch die künstlichen Zähne bestehen in aller Regel aus Kunststoff, seltener werden Keramikzähne eingesetzt.

Bei den Verbindungselementen unterscheidet man die sogenannten großen Verbinder von den kleinen Verbindern. Große Verbinder verlaufen im Oberkiefer als Transversalbügel über den Gaumen, im Unterkiefer als Sublingualbügel unterhalb des marginalen Parodonts der Restzähne, möglichst nahe der Mukosa der lingualen Fläche des Alveolarkammes. Dabei verbinden sie die Prothesenanteile der rechten und linken Kieferhälfte miteinander. Die kleinen Verbinder verbinden die Attachmentsysteme mit den großen Verbindern oder der Prothesenbasis.



## 1.2 Attachmentsysteme für Teilprothesen

Über Attachmentsysteme, auch Verankerungselemente genannt, wird der herausnehmbare Zahnersatz am Restgebiss fixiert. Sie besitzen, abhängig von ihrem Aufbau, Haltefunktion (Widerstand gegen Zugkräfte), Stützfunktion (Weiterleitung des Kaudrucks auf Ankerzähne), Führungsfunktion (Einschränkung horizontaler Bewegung) und Kippminderfunktion (Vermeidung vertikaler Kippungen, Ludwig und Niedermeier, 2002).

Nach Weber und Setz (2007) sollte ein Verankerungselement

- verschleißfrei, aktivierbar oder austauschbar sein,
- im eingegliederten Zustand passiv sein, also keine Zahnbewegung induzieren,
- den Zahn körperlich umfassen, um ein Ausweichen des Zahnes unter Belastung zu vermeiden,
- beim Ein- und Ausgliedern der Teilprothese keine Horizontalbewegung der Zähne bewirken,
- optisch unauffällig und damit ästhetisch anspruchsvoll gestaltet sein und
- die Mundhygiene des Patienten nicht einschränken und zu keiner vermehrten Plaqueretention an den Ankerzähnen führen.

### 1.2.1 Klammerprothesen

Kunststoffprothesen mit gebogenen Klammern sind schnell und kostengünstig herzustellen. Da sich der für die Klammern verwendete V2A-Stahldraht unter Belastung jedoch leicht verbiegt, wird der auf die Kunststoffzähne auftreffende Kaudruck überwiegend auf die zahnlosen Kieferkambereiche weitergeleitet. Die mit längerer Tragezeit zunehmende Prothesendynamik beeinträchtigt die Kaufunktion und den Komfort des Patienten. Gebogene Klammern lassen sich nicht so präzise an den Ankerzahn anlegen, wie das bei gegossenen Klammern der Fall sein kann. Da ein stabilisierendes Metallgerüst fehlt, muss die Prothesenbasis aus Kunststoff großflächig angefertigt werden. Beide Faktoren erhöhen das Risiko für parodontale oder kariöse Schädigung der Restbeziehung (Clayton und Jaslow, 1971). Aus diesen Gründen sind Kunststoffprothesen mit

gebogenen Klammern heute nur noch als Interimsversorgung zum Lückenschluss bis zur Eingliederung des endgültigen Zahnersatzes üblich (Abb. 1). Für die Interimsversorgung werden am häufigsten Doppelarmklammern um Molaren, Einarmklammern, als deren Widerlager auf der oralen Seite der Prothesensattel wirkt, oder besonders für den Front- und Eckzahnbereich J-Klammern (bzw. Scheu-Klammern) eingesetzt.



Abbildung 1: Teilprothesen mit gebogenen Klammern sind heute nur noch zur Interimsversorgung üblich (linke Seite; Boden, 2011). Teilprothesen mit gegossenen Klammern stellen eine einfache und kostengünstige Versorgung des Lückengebisses dar (rechte Seite; Würfel, 2012).

Gegossene Klammern, als Standardattachmentsystem bei Modellgussprothesen (Abb. 1), bestehen aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung. Es gibt sie in verschiedenen Ausführungen. Am häufigsten verwendet werden heutzutage (Elsevier, 2000):

- E-Klammer: Ein Klammerarm jeweils auf der vestibulären und auf der oralen Seite des Zahns, zusätzlich mit okklusaler Auflage zur Halte- und Stützfunktion.
- Bonwill-Klammer: Doppelarmklammer um zwei benachbarte Zähne mit einer gemeinsamen Auflage.
- Ringklammer: Ringförmige Umfassung des Ankerzahns mit mesialer und distaler okklusaler Auflage. Diese Variante bietet eine gute achsiale Kraftübertragung.
- G-Klammer: Jeweils ein Klammerarm auf der vestibulären und oralen Seite des Ankerzahns. Der orale Klammerarm endet in einer okklusalen Auflage.

Vorteil dieser Prothesenart ist das minimalinvasive Vorgehen und die damit verbundene geringe Belastung des Patienten während der Behandlung. Klammern erhöhen zum einen jedoch das Risiko für Plaqueanlagerung an die Ankerzähne, was wiederum zu einem erhöhten Kariesrisiko führt. Zum anderen stellt das Einsetzen und Herausnehmen der Klammerprothese für Zahnhartsubstanz sowie für das Parodontalligament der Ankerzähne eine Belastung dar, die häufig zu Schäden und vorzeitigem Zahnverlust führen, insbesondere bei mäßiger Mundhygiene durch den Patienten und unregelmäßiger Vorstellung bei einem Zahnarzt. Auch ist die Indikation für Klammern im Frontzahn- oder evtl. auch im Prämolarengebiet aus ästhetischen Gründen nur eingeschränkt zu sehen.

### 1.2.2 Geschiebeprothesen

Geschiebe bestehen immer aus zwei Präzisionselementen: der Matrize, welche den hohlen Anteil des Geschiebes darstellt, und der Patrize, die als massives Element in die Matrize geschoben wird. Mit Primärteil wird dabei das am Ankerzahn befindliche Element bezeichnet. Das Gegenstück dazu ist das Sekundärteil, das in die Teilprothese eingearbeitet wird und unter Friktion in seine Endposition gleitet, je nach Ausführung auch mit einem Einrastmechanismus z.B. in Kugelform. Man unterscheidet konfektionierte von im zahntechnischen Labor individuell gefertigten Geschieben, extrakoronale und interkoronale von intrakoronale Geschieben und aktivierbare oder nicht aktivierbare Geschiebe. Am häufigsten verwendete Formen sind nach Elsevier (2000, Abb 2):

- Schwalbenschwanzgeschiebe: Deren Patrize weist im Querschnitt die Form eines Schwalbenschwanzes auf, z.B. das Beyeler-Geschiebe. Schwalbenschwanzgeschiebe gibt es sowohl als aktivierbare wie auch als nicht aktivierbare Variante. Zum Aktivieren muss in der Regel ein in der Patrize befindlicher Schlitz aufgebo-gen werden.
- T-förmiges Geschiebe: Die Patrize weist eine T-Form auf, z.B. das Brown-Soerenson-Geschiebe. Auch T-förmige Geschiebe gibt es, wie die Schwalben-schwanzgeschiebe, in aktivierbarer Variante.

- Stabgeschiebe: Nicht aktivierbares, stabförmiges Geschiebe, das besonders auch zur Verblockung geteilter Brücken verwendet wird.

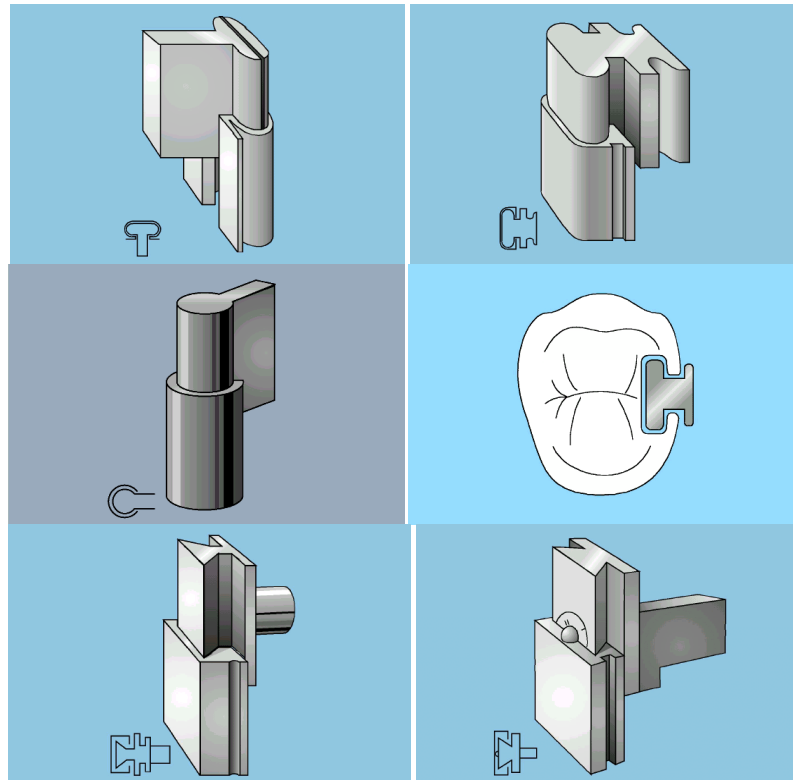


Abbildung 2: Schematische Darstellung verschiedener Geschiebesysteme. Von links oben: Klassisches aktivierbares T-Geschiebe, durch Federlamelle aktivierbares T-Geschiebe, Stabgeschiebe, intrakoronales T-Geschiebe, Schwalbenschwanzgeschiebe und Schwalbenschwanzgeschiebe mit Einrastmechanismus.

- Interlock-Geschiebe: Die Patrize dieses interkoronalen, nicht aktivierbaren Geschiebes greift in eine Fräsung im Interdentalraum zwischen zwei Kronen.
- Rillen-Schulter-Geschiebe: Auf das individuell gefertigte, halbkronenförmige Primärteil auf dem Ankerzahn wird über Führungsrillen ein passendes Sekundärteil aufgeschoben. Dieses intrakoronale Geschiebe ist, sofern nicht mit weiteren Elementen kombiniert, nicht aktivierbar (Abb. 3).



Abbildung 3: Das Rillen-Schulter-Geschiebe wird individuell für den Ankerzahn angefertigt, liegt intrakoronar und ist in dieser Form nicht aktivierbar (Bahmüller, 2012).

Eine Geschiebeprothese ist, wie auch die Teleskopprothese, immer mit feststehendem Zahnersatz verbunden. Diese werden daher auch kombinierter Zahnersatz genannt.

### 1.2.3 Teleskopprothesen

Eine Teleskopversorgung ist über das im Mund fest eingesetzte Innenteleskop (Primärkrone) aus Metall (bzw. neuerdings auch aus Keramik), und das darüber greifende, herausnehmbare Außenteleskop (Sekundärkrone), das mit der Prothese fest verbunden ist, an der Restbezaehlung verankert (Abb. 4). Je nach Anfertigung unterscheidet man hier die Teleskopkrone von der Konuskrone, der Hybridkrone und der Resilienzkrone. Die Versorgung mit einer Teleskopprothese ist sowohl aus parodontalhygienischen, kariesprophylaktischen, als auch aus ästhetischen Gesichtspunkten günstig (Ludwig und Niedermeier, 2002). Außerdem lässt sich die Teleskopprothese bei Verlust eines Ankerzahnes ohne großen Aufwand erweitern. Einzige Nachteile dieser ansonsten sehr hochwertigen Versorgung sind zum einen ein erheblicher Verlust von Zahnhartsubstanz bei der Präparation, zum anderen fehlt die Möglichkeit zur Aktivierung der Halteelemente.



Abbildung 4: Bei der Teleskopprothese werden die Primärteile fest auf die präparierten Ankerzähne zementiert. Die Sekundärteile an der Prothese passen präzise über die Primärteile und halten die Prothese über Friktion in ihrer Position (Würfel, 2012).

#### 1.2.4 Weitere Verankerungssysteme

Bei einer Stegprothese (Abb. 5) befindet sich zwischen zwei überkronten Zähnen eine starre Verbindung aus vorgefertigtem, stabilen Golddraht aus einem gefrästen oder einem gegossenen Zwischenstück, auf welchem die Teilprothese abgestützt und gehalten wird. Verbunden wird der herausnehmbare Ersatz mit dem Steg über sogenannte Stegreiter. Je nach Querschnitt des Stegs spricht man von Steggelenk oder Steggeschiebe. Beim Steggelenk hat der Steg einen runden oder ovalen Querschnitt und lässt damit eine Rotation um den Steg zu. Ein Steggeschiebe hat einen parallelwandigen Steg, mit dem keine Drehbewegungen der Prothese um den Steg möglich sind (de Cassan, 2012). Aus parodontalhygienischen Gesichtspunkten ist die Stegprothese kritisch zu betrachten, da die Reinigung unter der Stegkonstruktion und zwischen den Ankerzähnen schwierig ist. So bilden sich in diesem Bereich häufig entzündliche Hyperplasien der Alveolarkammschleimhaut, die die Hygienemöglichkeiten weiter einschränkt (Ludwig und Niedermeier, 2002).



Abbildung 5: Bei der Prothese mit Stegverankerung werden die präparierten Ankerzähne (hier vier Unterkieferzähne) über einen Steg miteinander verbunden. Der Stegreiter in der Prothesenbasis greift über den Steg und hält die Prothese abhängig vom Stegdesign über Friktion oder retentiv (Gentzsch, 2001).

Riegel werden häufig bei unilateralen Teilprothesen zur zusätzlichen Sicherung gegen Abzug eingesetzt. Riegel sind passive Halteelemente, d.h. sie müssen vom Patienten beim Eingliedern und Entfernen der Prothese durch einen Dreh-, Schwenk- oder Steckmechanismus aktiviert werden, zum Teil mit speziellen Instrumenten, bevor sie ihre Haltefunktion ausüben.

Über Wurzelstiftkappen mit Kugelknopfankern (Abb. 6) werden besonders Cover-Denture-Prothesen verankert, aber auch bei Teilprothesen kommen sie als extrakoronales Verankerungselement zum Einsatz. Indikation für Wurzelstiftkappen sind besonders stark zerstörte Zähne, bei denen andere Verankerungsarten nicht mehr möglich wären. Die individuell gefertigten Kappen mit dem koronal daran befestigten Kugelknopfanker werden mit Hilfe von Wurzelkanalstiften auf den stark zerstörten Zähnen befestigt. Die ringförmige Matrize, die in die Prothesenbasis eingearbeitet wird, schnappt ähnlich einem Druckknopf über die kugelförmige Patrize auf der Wurzelstiftkappe.

Beim Ceka-Anker (Abb. 6) lässt sich die Patrize durch Aufbiegen des Knopfankers aktivieren. Eine auf die gleiche Weise aktivierbare Matrize wird beim Bona-Anker verwendet. Diese Verankerung ist heute kaum noch gebräuchlich, da sie sowohl durch ihre

funktionellen als auch hygienischen Eigenschaften hinter denen vergleichbarer Verankerungselemente zurück bleibt (Ludwig und Niedermeier, 2002).

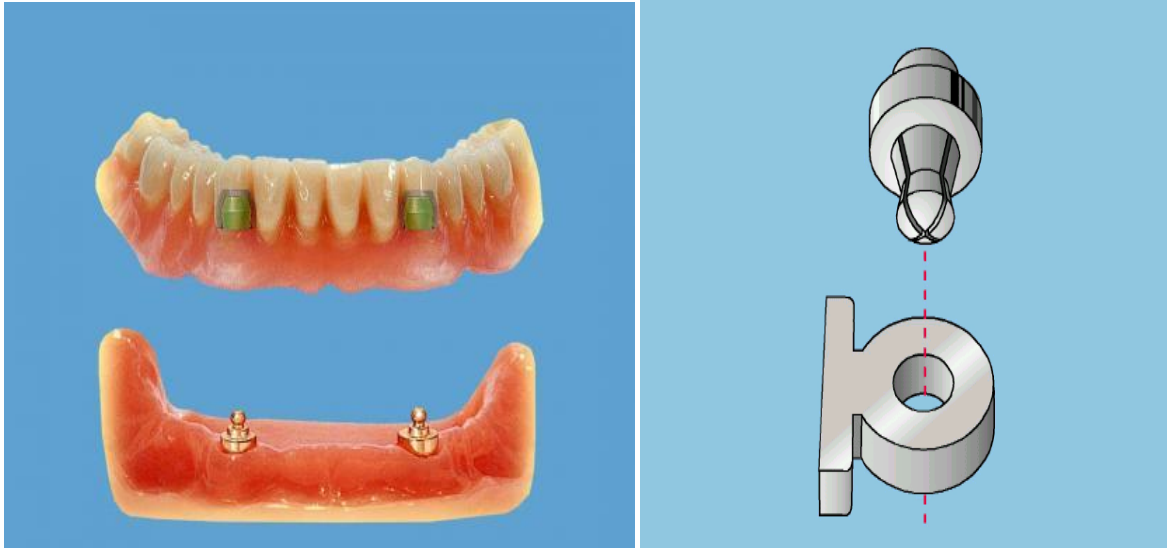


Abbildung 6: Wurzelstiftkappen mit Knopfankern auf den Unterkiefereckzähnen mit Cover-Denture-Prothese (links, Puhmann, 2012). Schematische Darstellung eines Ceka-Ankers (rechts, Elsevier, 2000).



### 1.3 Atrophie unbezahnter Kieferkammabschnitte

Nach dem Verlust eines Zahnes beginnt in dieser Region der physiologische Schwund des Alveolarfortsatzes, die sogenannte Inaktivitätsatrophie. Fehlt der physiologische Reiz, den Zahnbewegungen und bei Kauaktivität auftretende Spannungen im Kieferknochen ausüben, wird der Alveolarknochen nach und nach durch periostal-osteoklastische Aktivität sowohl in seiner Höhe als auch an den Seiten abgebaut. Nach Atwood (1963) kann das Ausmaß dieser Atrophie im Unterkiefer in sechs Schweregrade unterteilt werden (Abb. 7). Während Grad 3 und Grad 4 reduziert sich die Knochenquantität hauptsächlich in der Höhe. Erst anschließend atrophiert der Kieferknochen auch vermehrt an den Seiten und wird schmaler.

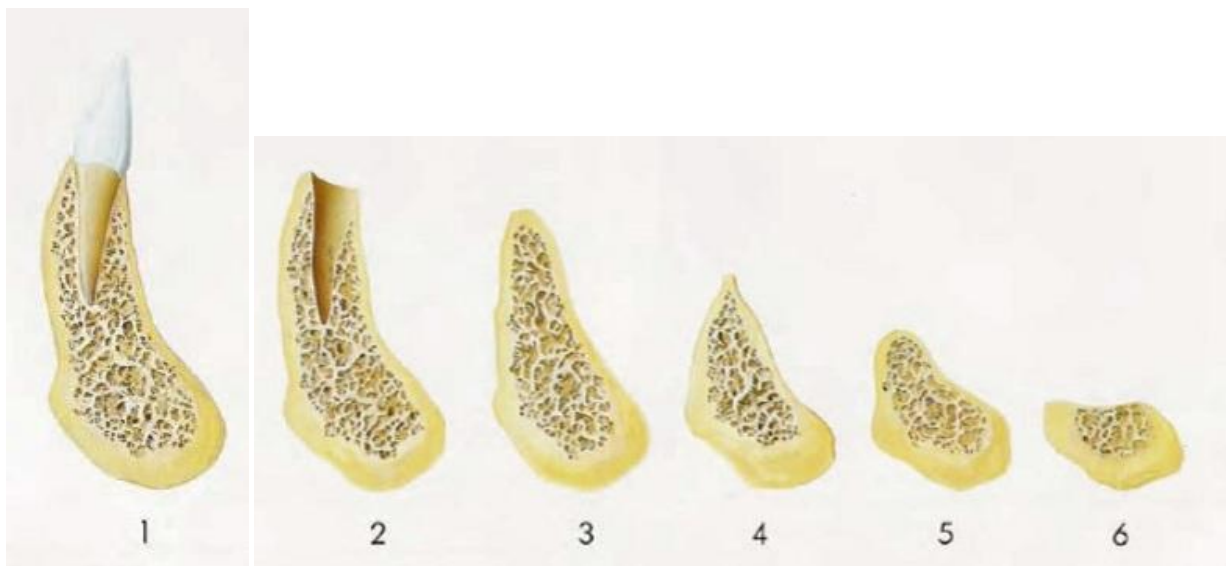


Abbildung 7: Nach Atwood kann die Atrophie des Unterkiefers beginnend mit der Zahnextraktion in sechs Schweregrade eingeteilt werden; Grad 1: bezahnter Kiefer, keine Knochenatrophie, Grad 2: Alveole post extractionem, Grad 3: hoher Kiefer, Grad 4: schmaler und hoher Kiefer, Grad 5: abgerundeter und flacher Kiefer, Grad 6: konkav atrophierter Knochen (Gruber et al., 1993).

Fallschlüssel beschäftigte sich 1986 mit der Atrophie des Oberkiefers und teilte auch hier in sechs Resorptionsklassen (Abb. 8). Im Gegensatz zum Unterkiefer atrophiert der Kieferknochen im Oberkiefer zuerst in horizontaler Richtung, wird schmaler, und erst anschließend zunehmend auch in seiner Höhe bis der Alveolarfortsatz vollständig atro-

phiert ist.

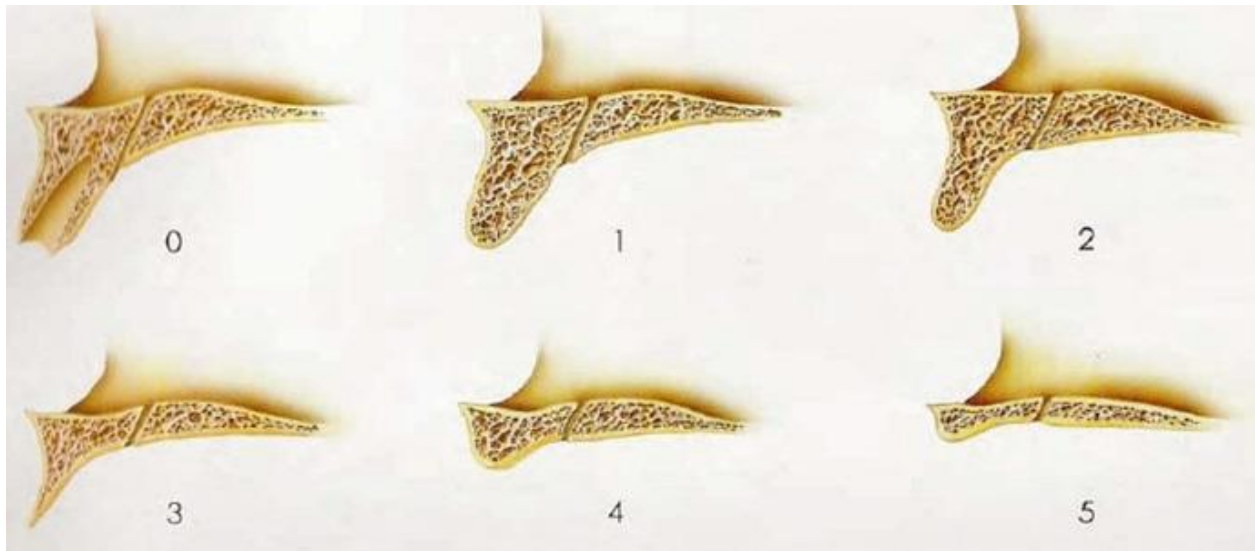


Abbildung 8: Nach Fallschlüssel lässt sich der Kieferkammabbau im Oberkiefer nach Zahnextraktion in sechs Klassen einteilen; Grad 0: Alveole post extractionem, keine Knochenatrophie, Grad 1: breiter und hoher Kiefer, Grad 2: schmaler und hoher Kiefer, Grad 3: scharfkantig hoher Kiefer, Grad 4: flacher und breiter Kiefer, Grad 5: vollständig atrophierte Kiefer (Gruber et al., 1993).

Dieser Abbau des Kieferknochens ist irreversibel und verläuft in der Regel in den ersten Monaten bis zu einem Jahr nach Zahnverlust am schnellsten, dabei im Unterkiefer stärker als im Oberkiefer (Tallgren, 1972). Zwei bis drei Jahre nach der Extraktion verläuft der Knochenverlust am zügigsten und beträgt an dieser Stelle nach Christensen (1996) zwischen 40 und 60 %. Anschließend und bis zum Lebensende sinkt die Resorptionsrate auf ca. 1 % pro Jahr. Während der Schwund des Alveolarknochens in der Höhe, also in vertikaler Richtung, durch Zahnverlust verursacht wird, findet die Resorption des Kieferknochens in horizontaler Richtung maßgeblich durch den Einfluss von Zunge und periostaler Muskulatur statt. Weitere Faktoren, wie z.B. parodontale Schäden, komplizierte Extraktionen sowie auch der Allgemeinzustand des Patienten, beeinflussen den Grad und die Geschwindigkeit der Atrophie (Ludwig und Niedermeier, 2002). Unphysiologische Belastung, z.B. durch unzuverlässig gestalteten Zahnersatz, fördert die Alveolarkammatrophy, im Sinne einer Druckatrophy, weiter. Da sich die Resorptionsvorgänge im Oberkiefer von denen im Unterkiefer unterscheiden, verändert sich

auch die Relation der Kiefer zueinander. Der Oberkiefer atrophiert zentrifugal, wird also mit fortschreitender Atrophie eher schmaler. Der Unterkiefer hingegen verändert sich zentripetal und wird damit immer breiter (Setz und Körber, 2007).

Wie die Knochenquantität kann auch die Knochenqualität individuell und zwischen Oberkiefer und Unterkiefer Unterschiede aufweisen. Besonders interessant ist das Verhältnis von Kompakta zu Spongiosa eines Knochens. Anatomisch bedingt ist die Knochenkompakta im Oberkiefer dünner als im Unterkiefer, die Knochenspongiosa weitlumiger. Lekholm und Zarb (1985) teilten in vier Qualitätsklassen:

- Klasse 1: Die Kompakta ist überwiegend homogen.
- Klasse 2: Die Kompakta ist breit, die Spongiosa ist engmaschig.
- Klasse 3: Die Kompakta ist dünn bei engmaschiger Spongiosa.
- Klasse 4: Die Kompakta ist dünn, die Spongiosa ist weitmaschig.

Für eine prothetische Versorgung ist dabei eine höhere Klasse ungünstiger als eine niedrige. Grundsätzlich ist die Knochenqualität für eine Implantation von größerer Bedeutung als für zahngetragenen herausnehmbaren Zahnersatz, daher ist sie hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt.

## **1.4 Biomechanisches Verhalten von Prothesen und deren Ankerzähne unter funktioneller Belastung**

Die Teilprothese ist die älteste Versorgung von Lücken im Gebiss. Schon die Etrusker im 1. Jahrtausend v. Chr. ersetzten fehlende Zähne mit Hilfe von Goldbändern und Drähten in Kombination mit natürlichen Zähnen oder Imitaten aus Elfenbein, sicherlich eher aus ästhetischen als aus kaufunktionellen Gründen (Hoffmann-Axthelm, 1985). Seither hat sich die Wissenschaft der Teilprothetik, was Materialien und Vorgehensweisen bei der Herstellung der Prothesen betrifft, stetig weiterentwickelt. Nach wie vor ist die Frage, in welcher Weise und in welcher Größe an den Restzähnen verankerte Prothesen diese schädigen können, von großem Interesse, um diese Effekte möglichst zu minimieren und damit die Restzähne lange gesund zu erhalten.

Bei Studien, die intraoral am Patienten durchgeführt werden, ergeben sich diverse Fehlerquellen, die es zu vermeiden oder zumindest gering zu halten gilt. Zum einen darf die Messeinheit selbst keine Kraft auf den Zahn oder die Prothese ausüben. Außerdem darf sie den Patienten nicht bei den gewohnten Kaubewegungen behindern. Zum anderen müssten die verschiedenen Patienten bei den verschiedenen Messdurchgängen immer die gleiche Kaukraft auf die Testprothesen ausüben, um Messungen vergleichen zu können und reproduzierbar zu gestalten.

Diese Fehlerquellen können bei In-vitro-Versuchen gut umgangen werden. Hier jedoch besteht die Schwierigkeit, ein geeignetes Modell herzustellen, das die Eigenschaften des natürlichen Parodonts und des Prothesenlagers möglichst exakt imitiert. Auch wäre es wünschenswert, die natürlichen Kaubewegungen zu simulieren, jedoch wird in den meisten Studien am Modell mit einer ausschließlich vertikalen Kraft auf den Prothesensattel gearbeitet.

Viele Studien beschäftigten sich mit der Frage, wie sich unterschiedliches Klammerdesign und die Position der okklusalen Auflage auf die Bewegung am Ankerzahn auswirken. Fenner et al. (1956) beispielsweise untersuchten in einer klinischen Studie die Veränderung der Beweglichkeit des Ankerzahns mit unterschiedlichen Klammeraufbauten.

Dabei verglichen sie Prothesen mit gegossenen Klammern mit inzisaler Auflage am Unterkiefereckzahn mit Prothesen mit gebogenen Klammern am Unterkiefereckzahn ohne Auflage über eine Dauer von insgesamt 200 Tagen. Sie kamen dabei zu der Feststellung, dass beide Klammernaufbauten bei allen Probanden zu akuter und allmählich erhöhter Beweglichkeit des Ankerzahns führten. Unterschiede in Ausmaß, Dauer und Richtung der Beweglichkeit zeigten sich von Patient zu Patient und von Zahn zu Zahn ohne Zusammenhang zum Klammerdesign.

Dieses Ergebnis bestätigten Carlsson et al. 1962 nur bedingt. Sie zeigten zwar, dass 15 % der Ankerzähne eine erhöhte Beweglichkeit nach 12 Monaten Tragzeit aufwiesen. Trugen die Patienten die Prothese hingegen nicht, zeigten dennoch 13 % der als Ankerzahn geplanten Zähne ebenfalls eine erhöhte Beweglichkeit. Außerdem kam es mit 65 % häufiger zu Gingivitis bzw. Stomatitis am Prothesenlager. Sie vermuteten also, dass der Erfolg einer Behandlung mit einer Teilprothese eher von biologischen Faktoren als von Konstruktionsmerkmalen der Prothese abhängt.

Auch Frechette (1956) verglich die Bewegung des Ankerzahns bei verschiedenen Klammerarten, verschiedener Anzahl und Position von Auflagen, verschiedenen Positionen und Steifigkeit von Verbindern und verschiedener Ausdehnung des Prothesenlagers. Er kam zu dem Ergebnis, dass alle diese Faktoren Einfluss auf die Beweglichkeit des Ankerzahns nehmen.

Zu ähnlichen Ergebnissen wie Frechette kam auch Kaires (1956). Er stellte fest, dass eine erhöhte Steifigkeit der Verankerungselemente zu einer geringeren Kraftübertragung auf den Ankerzahn führte. Auch die Ausdehnung der Prothesensättel sowie die Größe der okklusalen Auflage seien enorm wichtig, um die Belastung des Ankerzahns in vertikaler und horizontaler Richtung einzugrenzen.

Kratochvil (1963) fand heraus, dass eine mesiale okklusale Auflage den Zahn nach mesial bewegt, wo er von seinem mesialen Nachbarzahn stabilisiert wird. Eine distale Auflage hingegen kippt den Ankerzahn nach distal in die Freundsituation, woraus eine

erhöhte Zahnbeweglichkeit, Zahnkipfung mit resultierender Okklusionsstörung durch Prothesenverlagerung und Knochenabbau besonders distal des Ankerzahns resultieren.

Dutton et al. (1964) testeten an fünf Patienten die seitlichen Kräfte, die beim Kauvorgang auf den Ankerzahn wirken. Diese Kräfte bewegten sich in einem Bereich von 0,05 N bis 1,48 N. Leider war Duttons Messeinheit nur in der Lage, seitliche Kräfte in oro-vestibulärer Richtung zu erfassen.

Hekneby (1969) untersuchte die Faktoren, die die Kraftverteilung zwischen dem Ankerzahn und dem Gewebe unter den Prothesensätteln, dem Prothesenlager, bewirken. Dazu zählen die okklusale Auflage auf dem Ankerzahn, die Steifigkeit des Prothesengerüsts und die Passung des Sattels auf dem Sattellager sowie die Qualität des unterliegenden Gewebes und somit das Ausmaß der horizontalen Einsinkung des Freundsattels in das Sattellager.

Clayton und Jaslow fanden 1971 am Kunststoffmodell mit natürlichen Zähnen heraus, dass gebogene Drahtklammern mehr Bewegung am Ankerzahn verursachen, als gegossene Klammern von vergleichbarer Länge, dies sowohl beim Einsetzen und Herausnehmen als auch in „Ruhe“ und beim Kauen.

Cecconi et al. erstellten 1971 ein Kunststoffmodell mit Elfenbeinzähnen, an dem ein Silikonmaterial das Parodont und das Sattellager möglichst naturnah imitieren sollte. Sie testeten mit vier verschiedenen Klammerdesigns sowohl die Bewegungsrichtung als auch die Stärke der Bewegung am Ankerzahn. Die Anzeigeinstrumente waren am Ankerzahn befestigt und konnten seine Bewegung mit einer Genauigkeit von 0,01 mm erfassen. Bei ipsilateraler Belastung erfolgte am Ankerzahn eine Bewegung nach mesio-buccal, die insgesamt größer war als bei kontralateraler Belastung. Hierbei wurde der Ankerzahn nach mesio-lingual bewegt. Cecconi et al. fanden heraus, dass der Klammeraufbau weniger die Bewegungsrichtung, sondern mehr die Stärke der Bewegung am Ankerzahn beeinflusst. Die Schräge des Kieferkamms, die Art und Richtung der Belastung, besonders die Position der okklusalen Auflage, die Passform der Klammern und

des Modellgussgerüsts beeinflussen die Richtung und Größe der Bewegung am Ankerzahn.

1972 trennten Cecconi et al. bei gleichem Versuchsaufbau nach und nach die Klammerarme der gleichen Klammer ab (erst den reziproken Arm, dann den retentiven Arm, so dass beim letzten Versuchsdurchgang nur die okklusale Auflage blieb). Laut dieser Messungen ist die Hauptbewegungsrichtung des Ankerzahns bei ipsilateraler Belastung (mesio-buccal) nicht durch die Klammerart, nicht einmal durch das Entfernen einzelner Klammeranteile beeinflussbar.

1974 verglich Cecconi an einem Versuchsmodell gleichen Aufbaus wie zwei Jahre zuvor den Einfluss der Verankerungsart auf die Übertragung der Kräfte bei Belastung der Prothese auf den Ankerzahn, in diesem Fall den ersten unteren linken Prämolaren (Zahn 34). Als zu testende Verankerungssysteme wählte Cecconi eine intrakoronale Geschiebevariante (Ney-Chayes-Geschiebe) und eine von ihm als „deep-rest“ bezeichnete Verankerung nahe der Mukosa. Die Maximalbewegung des Ankerzahns unterschied sich statistisch gesehen zwischen beiden Verankerungssystemen nicht. Auch zeigte sich bei beiden Verankerungsarten identisch, dass sich der Ankerzahn bei bilateraler Belastung deutlich mehr bewegte als bei ipsilateraler Belastung, war bei beiden Verankerungen gleich. Im zweiten Durchgang variierte Cecconi die Breite des Ankers am Zahn von maximaler Breite bis kurz über dem Zahnfleisch, über die Hälfte der Zahnkrone bis hin zu einer ausschließlich okklusalen Verankerung. Hier trat bei der breitesten Verankerung weniger Bewegung am Ankerzahn auf als bei den anderen beiden Verankerungsvarianten. Cecconi stellte fest, dass die Art des Verankerungssystems offensichtlich eine weniger große Rolle spielt als die Position des Ankers.

In einer klinischen Studie an fünf Patienten beobachtete Goodkind (1973) den Einfluss der herausnehmbaren Teilprothese auf die Beweglichkeit des Ankerzahns kurz nach Eingliederung der Prothese, nach einigen Wochen Tragzeit und mit modifizierten Auflagepositionen. Dabei war der Ankerzahn immer ein frei stehender Prämolare, so dass seine Bewegung nicht durch Nachbarzähne begrenzt werden konnte. Der Ankerzahn bewegte sich nach einer Woche Tragzeit vermehrt in bukkale Richtung, nach lingual er-

höhte sich die Beweglichkeit des Ankerzahns nicht. Bei vier der fünf Patienten stieg die Mobilität des Ankerzahns leicht an, als die Auflage weiter mesial lag. Bei allen Patienten verringerte sich die Mobilität des Zahns wieder bis zum Ausgangswert, wenn die Prothese für eine Woche nicht getragen wurde. Diese Ergebnisse stimmen mit denen von Fenner et al. (1956) und Frechette (1956) überein.

Menétrey empfahl 1966 die modifizierte back-action-Klammer oder Ringklammer wegen der schonendsten Kraftübertragung auf den Ankerzahn. Nach Nally (1973) ist die Bewegung am Ankerzahn am geringsten, wenn eine mesialer Verbinder/mesiale Auflage-Kombination zur Verankerung benutzt wurde.

Kratochvil und Caputo (1974) untersuchten mit Hilfe der photo-elastischen Analyse Kräfte, die von Teilprothesen bei Freundsituationen auf den Ankerzahn und auf den Kieferkamm übertragen werden. Sie fanden heraus, dass laterale Kräfte auf die Prothese an alle Zähne weitergeleitet werden, die mit der Prothese in Kontakt stehen. Außerdem stellten sie fest, dass das Design der okklusalen Auflage die Bewegung des Ankerzahns beeinflusst, dieser dann im besten Falle physiologisch, entlang seiner Längsachse belastet werden kann.

Christidou et al. entwickelten 1973 eine Methode, die Zahnbewegung in mesio-distaler Richtung zu messen. Sie fanden eine Tendenz der Ankerzähne, sich eher in mesiale Richtung zu bewegen und machten hierfür hauptsächlich die anatomische Form des zahnersatztragenden Kieferkamms verantwortlich.

Gay (1978) betonte die Wichtigkeit, das Metallgerüst an die jeweilige Situation des Patienten individuell und exakt anzupassen, da die Ursache vieler Fehler und damit Fehlbelastungen schon in den Herstellungsverfahren der Prothesen läge.

Tebrock et al. führten 1979 eine klinische Studie an fünf Patienten mit Unterkieferteilprothesen durch, die über drei verschiedene Gussklammersysteme verankert waren, um herauszufinden, welches Klammersystem die Zahnbeweglichkeit nicht oder am wenigsten beeinflusst und wie sich dieser Einfluss nach vier Wochen Tragzeit verändert. Sie



belasteten die Prothese mit 5 N und ermittelten die laterale Zahnbewegung während dieser Belastung. Für ihre Messungen bedienten sich Tebrock et al. der von Mühlemann (1951) entwickelten Periodontometrie. Sie stellten fest, dass sich ohne Unterschied zwischen den einzelnen Klammervarianten die Zahnbeweglichkeit direkt nach Eingliederung der Prothese erhöhte. Übereinstimmend mit den Ergebnissen von Goodkind (1973) fand diese Beweglichkeit fast ausschließlich in bukkale Richtung bei Belastung von lingual statt. Kaum eine erhöhte Zahnbeweglichkeit ließ sich nach lingual feststellen. Nach einer Tragzeit von vier Wochen normalisierten sich die Werte der Zahnbeweglichkeit auf die Werte vor Eingliederung der Prothese, auch dies bei allen Klammervarianten gleich. Lediglich bei einem Patienten zeigte sich nach den vier Wochen eine deutliche Zunahme der Zahnbeweglichkeit. Dies erklärten Tebrock et al. damit, dass dieser Patient mit einer Prothese versorgt worden war, deren gebogene Klammern im Laufe der vier Wochen Tragzeit mehrfach aktiviert werden mussten. Sie führten die geringe Zahnbewegung nach den vier Wochen Tragzeit auf die optimale Passung des Prothesensattels zurück.

Maxfield et al. (1979) setzten eine Messeinheit auf die Ankerzähne beidseits unter die Teilprothese und ließen ihre Patienten Erdnüsse nacheinander auf der rechten, auf der linken und dann auf beiden Seiten zerkauen. Dieser Ablauf wurde mit Prothesen mit mesialer, distaler und kombinierter mesial-distaler Auflage sowie mit Prothesen mit verbesserter Passung an den Kieferkamm wiederholt. Die Kräfte, die von der Prothese auf den Ankerzahn übertragen wurden, variierten sowohl von Patient zu Patient als auch zwischen den einzelnen Kauvorgängen. Die distale okklusale Auflage und die verbesserte Passform des Sattels reduzierten in diesem Versuch die Bewegung des Ankerzahns und erhöhten den Tragekomfort für die Patienten. Damit widersprachen Maxfield et al. in Bezug auf die Position der Auflage den Aussagen von Nally (1973) und Kratochvil (1963), die am wenigsten Bewegung am Ankerzahn mit einer mesialen Auflage festgestellt hatten.

Auch Feingold et al. (1986) befassten sich mit dem Einfluss verschiedener Klammerdesigns auf die Bewegung des Ankerzahns und des Prothesensattels. Besonderes Augenmerk legten sie auf den Effekt verschiedener Auflagepositionen (mesial, distal etc.)

auf die Bewegung des Ankerzahns. Sie führten die Messungen intraoral mit Hilfe der Fotogrammetrie (zwei Kameras) durch. Feingold et al. ermittelten eine deutlich erhöhte Bewegung von Zahn und Sattel bei distaler Auflage im Vergleich zur mesialen Auflage. Dies entspricht den Ergebnissen von Nally (1973). Die Bewegung erfolgte nach Feingold et al. aber immer in mesialer Richtung, egal um welche Klammerform oder Auflagestelle es sich handelte. Ihr Fazit: Die Belastung auf dem Sattel wird sowohl über die Klammer als auch über die Auflage an den Zahn weitergeleitet.

1988 untersuchte Feingold am Modell, welchen Einfluss verschiedene Kieferkammwinkel bezogen auf die Horizontalebene auf die Ankerzahnbewegung haben. Ein flacher Kieferkamm parallel zur Horizontalebene mit einer ebenso flachen Teilprothese verursachten bei Belastung eine Ankerzahnbewegung nach mesial. Ab einem bestimmten Winkel, den der Kieferkamm nach distal ansteigt, verläuft die Bewegung des Ankerzahns in distale Richtung. Dabei spielt keine Rolle, an welcher Stelle die okklusale Auflage liegt, wohl aber nimmt die Klammerart Einfluss auf die Stärke der Bewegung des Ankerzahns und des Prothesensattels. Feingold nahm diese Änderung der Ankerzahnbewegung in Abhängigkeit von der Steilheit des Kieferkamms auch als mögliche Erklärung für die in bisherigen Studien häufig gegensätzlichen Ergebnisse.

Bazirgan und Bates (1986) stellten in einer Vergleichsstudie fest, dass bei gleichem Prothesendesign die Richtung der Bewegung des Ankerzahns bei Belastung klinisch und am Modell übereinstimmte, wenn die Belastung ipsilateral auftritt. Kontralateral ergaben sich bei verschiedenen Patienten häufig auch verschiedene Ergebnisse. Damit trafen sie die wichtige Aussage, dass Ergebnisse aus Studien am Modell in diesem Aspekt auf die Situation im Mund übertragen werden können. Auch sie verwendeten dafür ein Modell aus Kunststoff mit natürlichem Ankerzahn in einem Imitat des Parodontalligaments aus Silikon.

Eick befasste sich 1987 mit der Frage, wie der gute Sitz einer Prothese das Maß an Bewegung am Ankerzahn beeinträchtigt. Dazu erstellte er vier Prothesen gleicher Bauart aber verschiedener Passung, d.h. die Modellgerüste wurden ohne und mit Hilfe verschiedener Vergrößerungen eines Mikroskops angefertigt. Die Bewegung der Klammer

wurde um die Hälfte reduziert, wenn die Passung mit zehnfacher Vergrößerung eines Mikroskops korrigiert wurde. Nach dieser Korrektur unter zehnfacher Vergrößerung bewegten sich der Klammernaufbau und der Ankerzahn zusammen. Auch dieses Experiment zeigt die Wichtigkeit der optimalen Passung des Metallgerüsts und der Klammern.

Eine intraorale Messung der Bewegung des Ankerzahns führten Browning et al. (1987) mit Hilfe der Stereophotogrammetrie mit einer Genauigkeit von 25  $\mu$  durch. Diese computergestützte Messung an drei verschiedenen Unterkieferfreientprothesen bezüglich der Klammervarianten und verschiedener Kaukraft ergab eine Bewegung des Ankerzahns etwa um 100  $\mu$ m. Dies gilt natürlich nur bei optimalem Sitz der Prothesen. Zusätzlich verglichen sie ihre Ergebnisse mit Messungen am Modell und stellten fest, dass intraoral weniger Bewegung des Ankerzahns bei Belastung auftrat, als bisher an Modellen gemessen wurde.

Ogata et al. (1992) führten eine klinische Studie an Prothesen mit gegossener Ringklammer und disto-lingualer Auflage auf den Unterkiefereckzähnen durch. Die Messungen erfolgten direkt nach Eingliederung der neuen Prothesen sowie nach viermonatiger Tragezeit, wobei die Messeinheit bei ihrer Herstellung in die Prothesen integriert wurde. Ogata et al. unterschieden zwischen schneller und langsamer Belastung und variierten den Belastungsort (erster und zweiter Prämolare, erster Molar). Die Ergebnisse unterschieden sich interindividuell deutlich. Dennoch ließ sich erkennen, dass die langsame Belastung eine größere Bewegung verursachte als die schnellere Belastung. Nach 28 bzw. 36 Tagen war keine Änderung der Bewegung mehr festzustellen.

1993 studierten Ogata et al. bei gleichem Versuchsaufbau, in welchem Ausmaß die Kaukräfte auf den Ankerzahn von Teleskopprothesen bei funktioneller Belastung weitergeleitet wird. Auch hier wurden die Messungen direkt nach Eingliederung der neuen Prothesen sowie nach etwa dreimonatiger Tragezeit durchgeführt. Beim Kauen von Erdnüssen, Rosinen, Möhren und Würstchen konnten gleichzeitig horizontale und vertikale Kräfte gemessen werden. Sie stellten fest, dass diese sich im Laufe der drei Monate nicht signifikant veränderten. Es traten im Laufe der dreimonatigen Tragzeit keine signifikanten Unterschiede bei den Maximalkräften in vertikaler Richtung auf. Sie lagen

im Durchschnitt bei 20 N beim Kauen von Erdnüssen und Rosinen, bei 15 N beim Kauen von Karotten und bei weniger als 10 N beim Kauen von Würstchen. In laterale Richtung traten Kaukräfte von 14 N beim Kauen von Erdnüssen, von 7 N beim Kauen von Karotten und Rosinen und weniger als 3 N beim Kauen von Würstchen auf.

Igarashi et al. führten 1999 eine klinische Studie zur unterschiedlichen Beweglichkeit der Ankerzähne mit gebogenen Klammern, gegossenen Klammern mit distaler Auflage und Teleskopkronen durch. Die Belastungseinheit hatte eine Größe von 4 mm x 12 mm und übte eine Kraft von 59 N aus. Die Messvorrichtung bestand aus drei Einheiten: eine befand sich zwischen zwei Lagen des speziell angefertigten Prothesensattels und zwei Einheiten wurden bilateral an den bukkalen Oberflächen der Ankerzähne befestigt. Die größte Bewegung wurde an der Prothese mit gebogenen Klammern gemessen, gefolgt von der Variante mit gegossenen Klammern. Am geringsten war die Bewegung bei der Teleskopkrone. Auch die Bewegung des Sattellagers (Einsinken in die Kieferkammukosa) war bei Prothesen mit gebogenen Klammern am größten, bei Teleskopprothesen am niedrigsten. Bei distal flachem Kiefer ließ sich eine Bewegung mehr nach distal feststellen, bei distal ansteigendem Kiefer mehr nach mesial.

Zlatic et al. (2002) untersuchten den Einfluss von Teilprothesen auf Ankerzähne und Zähne im gleichen Kiefer ohne Ankerfunktion. An 205 Patienten, die ihre Teilprothesen zwischen einem und zehn Jahren trugen, wurden der Plaque Index, Sondierungstiefen, Gingivarezession und Zahnmobilität bestimmt. Es stellte sich heraus, dass die Unterschiede zwischen Ankerzähnen und Nicht-Ankerzähnen signifikant waren, wobei die Ankerzähne in allen ermittelten Werten schlechter abschnitten.

Mizuuchi et al. (2002) fanden heraus, dass die Bewegung des Ankerzahns bei Belastung der Prothese mit 30 N in distale Richtung bei distaler okklusaler Auflage und distalem Verbinder größer ist als bei mesialer Auflage und mesialem Verbinder. Dabei wird durch die Position der Auflage mehr die Richtung und weniger die Größe der Bewegung beeinflusst. An neun Belastungspositionen stellten sie fest, dass sowohl der Ankerzahn als auch die Prothesenbasis mehr in distale Richtung bewegt wird, je weiter die Kraft lingual und distal ansetzt.

An einem Modell mit unilateraler Freiendsituation untersuchten Jin et al. (2004) den Einfluss von Prothesendesign (unilaterales Prothesengerüst und bilateral verankertes Gerüst) und Belastungsposition auf die Bewegung des Ankerzahns und des Prothesensattels. Bei Belastung des Prothesensattels zentral und Ankerzahn nah waren die Bewegungen des Ankerzahns und der Prothesenbasis bei beiden Prothesendesigns etwa gleich. Sobald der Belastungspunkt mehr nach oral oder vestibulär oder weiter distal des Ankerzahns lag, bewegten sich der Ankerzahn und der Prothesensattel der unilateralen Prothesenkonstruktion deutlich mehr als das bilateral verankerte Prothesengerüst.

Piwowarczyk et al. untersuchten 2007 über einen durchschnittlichen Zeitraum von fünf Jahren 79 Teleskopprothesen nach den Gesichtspunkten des Verlusts der Haltefunktion, der Beweglichkeit des Ankerzahns, des radiologischen Knochenverlusts und der Sondierungstiefen am Ankerzahn mesial und distal. Nach fünf Jahren waren 6,7 % der Ankerzähne extrahiert worden. Bei 44,7 % der Ankerzähne trat keine erhöhte Mobilität auf, 1,0 % zeigte deutlich eine horizontale und vertikale Beweglichkeit. Nur 14,8 % der Ankerzähne zeigten nach fünf Jahren keine erhöhten Sondierungstiefen. Bei 71,8 % erhöhten sich die Sondierungstiefen auf 3 mm bis 4 mm. Sondierungstiefen von über 6 mm traten bei 1,9 % der Ankerzähne auf. Zur Beurteilung des Knochenverlusts teilte Piwowarczyk die Zahnwurzel in Viertel von koronal bis apikal. Bei 66,3 % verlief die Knochengrenze im koronalen Viertel, nur bei 0,9% der Ankerzähne reduzierte sich der umgebende Knochen bis in beide apikale Viertel.

An einem Oberkiefermodell analysierten Itoh et al. (2008) die Bewegung des Ankerzahns bei drei verschiedenen Verankerungssystemen (gebogene Klammer, gegossene Klammer, Teleskopverankerung) und zwei verschiedenen großen Verbindern (Kobalt-Chrom-Legierung, Kunststoffbügel) bei ipsilateraler Belastung mit einer Kraft von 30 N an einem Oberkieferacrylmodell. Die Versuche ergaben eine höhere Bewegung am Ankerzahn beim großen Verbinder aus Kunststoff im Vergleich zum Verbinder aus der Metalllegierung. Bei den Verankerungselementen schnitten die gebogenen Klammern mit der höchsten Ankerzahnbewegung am schlechtesten ab, gefolgt von den gegossenen Klammern und, mit den besten Ergebnissen, der Teleskopprothese.

## 1.5 Fazit

Obwohl im Laufe der Zeit zahlreiche Studien zum Einfluss der Teilprothesen auf ihre Ankerzähne mit verschiedenen Messaufbauten am Modell oder am Patienten durchgeführt wurden, fehlt eine Messmethode, die hochauflösend und dreidimensional die Bewegungen des Ankerzahns bei Prothesenbelastung zu erfassen vermag. Auch die Reproduzierbarkeit der Messdurchgänge sowie die exakte Einstellung der auf die Prothese wirkenden Kraft war in bisherigen Studien nicht gegeben. Darüber hinaus wurden bei den durchgeführten Messungen die Vorteile einer In-vitro-Studie mit einer Untersuchung an natürlichem Gewebe kombiniert.

## 2. Zielsetzung der Arbeit

Diese Arbeit befasst sich mit der Etablierung einer geeigneten Methode, mit welcher am Tiermodell untersucht werden soll, in welcher Größenordnung Bewegungen des Prothesensattels bei Belastung auf Ankerzähne übertragen werden. Mit Hilfe der dreidimensionalen Messung sollte dann bestimmt werden, in welche Richtung und in welcher Größenordnung die Ankerzähne bei vertikaler Prothesenbelastung bewegt werden. Die Messungen sollten an drei verschiedenen Prothesentypen durchgeführt werden: an Teleskopprothesen, an über Geschiebe verankerten Prothesen und an Klammerprothesen mit gegossenen Klammern. Es galt herauszufinden, ob und inwiefern der Versuchsaufbau und der Messbereich und -ablauf bei den verschiedenen Prothesenarten variieren müssen, um die Ergebnisse im Anschluss optimal und vergleichbar auswerten zu können. Klinisch interessant, und damit auch Teil dieser Arbeit, ist auch die Untersuchung, wie sich die Bewegung des Ankerzahns bei längerer Verweildauer der Prothese im Mund durch Ab- und Umbau des Prothesenlagers verändert. Um diese Situation zu simulieren, wurden die gleichen Messungen mit einem nicht vollständig flächig aufsitzenden Prothesensattel durchgeführt. Besonders bei diesen Messungen galt es, den optimalen Messbereich herauszufinden, da mit einer erhöhten Beweglichkeit der Prothese und des Ankerzahns gerechnet werden muss.

Zusammenfassend lassen sich die Ziele dieser Arbeit wie folgt auflisten:

1. Etablierung einer In-vitro-Messmethode.
2. Ermittlung der optimalen Messeinstellungen für alle zu messenden Verankerungssysteme.
3. Bestimmung der Richtung und Größe der Ankerzahnbewegung bei Belastung der Prothese.
4. Herausstellung der Unterschiede in Richtung und Größe der Ankerzahnbewegung bei verschiedenen Verankerungssystemen.
5. Untersuchung des Einflusses der Passung des Prothesensattels auf die Bewegung des Ankerzahns.

### 3. Material und Methode

#### 3.1 Probenauswahl

Bei der Auswahl eines geeigneten Tiermodells spielten mehrere Faktoren eine Rolle. Die Größe der Zähne und besonders die Länge der Zahnwurzeln mussten denen menschlicher Zähne möglichst ähnlich sein. Auch der Zahnhalteapparat musste vergleichbar mit dem des Menschen sein, weshalb nur Omnivore als Modell in Frage kamen. Die Proben mussten mit den gefertigten Prothesen in den Probenhalter passen. Außerdem sollten Proben unkompliziert und kostengünstig zu beschaffen sein, um uneingeschränkt geeignete Zähne und Kieferabschnitte auswählen zu können.

Die Versuche wurden mit Unterkiefersegmenten von zum Zeitpunkt der Schlachtung ca. sechs Monate alten Hausschweinen durchgeführt. Aufgrund des Alters lag ein Milchgebiss mit distal bereits durchgebrochenem ersten bleibenden Molar vor. Der erste Prämolare hat keinen Milchzahnvorläufer und befindet sich bei den Versuchsschweinen meist im Durchbruch (Abb. 9).

i1 i2 i3 c1 p2 p3 p4	I1 I2 I3 C1 P1 P2 P3 P4 M1 M2 M3
i1 i2 i3 c1 p2 p3 p4	I1 I2 I3 C1 P1 P2 P3 P4 M1 M2 M3
<b>Milchgebiss</b>	<b>Bleibendes Gebiss</b>

Abbildung 9: Zahnformel des Hausschweins; während das Milchgebiss des Hausschweins keine Molaren und keinen ersten Prämolaren aufweist, hat das ausgewachsene Hausschwein mit drei Frontzähnen, dem Eckzahn, vier Prämolaren und drei Molaren pro Quadrant insgesamt 44 Zähne.

Zum Erhalt des parodontalen Ligaments wurden die Unterkiefer unmittelbar nach der Schlachtung und bis zur Messung tiefgefroren sowie während der Messung mit physiologischer Kochsalzlösung vor dem Austrocknen bewahrt. Als Auflagefläche für den Pro-



thesensattel diente das natürliche Diastema zwischen dem ersten und zweiten Prämolaren (Abb. 10). Der Ankerzahn war dabei der zweiwurzelige zweite Prämolare.

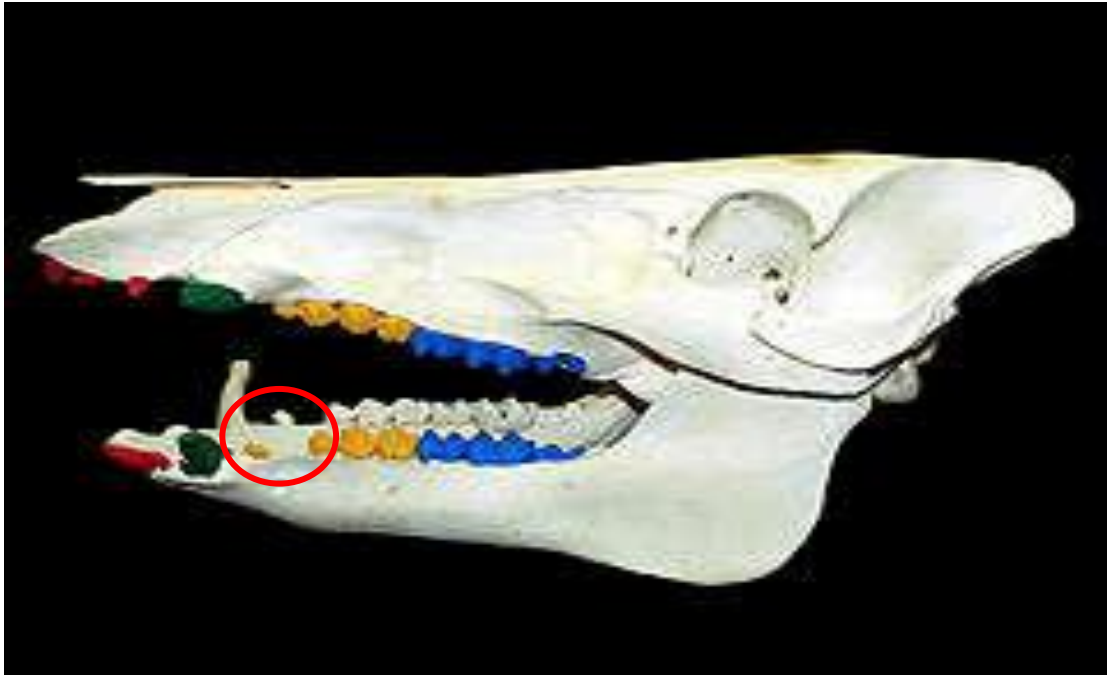


Abbildung 10: Schädel eines Hausschweins. Rot gefärbt sind hier die Frontzähne, grün die Eckzähne, gelb die Prämolaren und blau die Molaren. Die rote Markierung bezeichnet den für die Messung verwendeten Kieferabschnitt (Seilnacht, 2010).

Zwei wesentliche Kriterien mussten bei der Auswahl der Proben angewendet werden. Zum einen musste das Diastema eine ausreichende Breite aufweisen, um dem Prothesensattel ein ausreichendes Lager zu bieten und zu verhindern, dass der Sattel im Laufe der Messungen dem durchbrechenden ersten Prämolaren aufliegt. Optimal wäre eine Breite von 15 mm. Für die Messungen wurden jedoch auch Schweinekiefer verwendet, die eine Diastema-Breite von bis zu 12 mm aufwiesen, da eine Breite von 15 mm nur von sehr wenigen der vorliegenden Präparate erreicht wurde. Zum anderen war neben der Breite des Diastemas besonders wichtig, dass die Wurzeln des Ankerzahns durch den darunter liegenden Zahnkeim des bleibenden Prämolaren noch nicht anresorbiert wurden. Um dies beurteilen zu können, wurden von allen potenziellen Proben Röntgenbilder erstellt (Abb. 11).

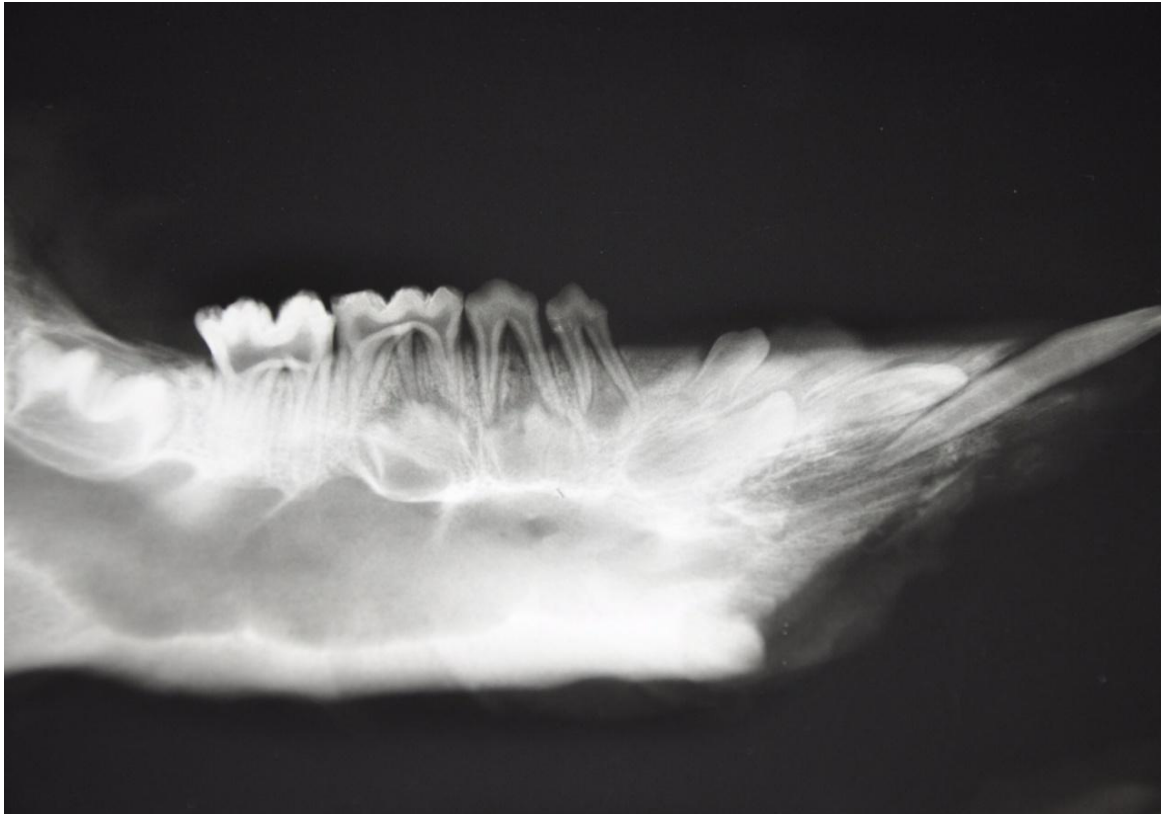


Abbildung 11: Röntgenbild einer Unterkieferhälfte eines Hausschweins, die in der Untersuchung verwendet wurde. Deutlich sichtbar sind die Zahnkeime der bleibenden Zähne apikal der Milchzähne. Der erste Prämolare und der erste Molar sind als bleibende Zähne bereits durchgebrochen.

Anhand dieser Röntgenaufnahmen konnten auch Proben mit zu stark gekippten Ankerzähnen sowie Proben mit verdeckten Frakturen aussortiert werden. Von den vorhandenen sechzehn Präparaten eigneten sich nach dieser Vorauswahl nur sieben Kiefer für die weiteren Messungen. Die Proben wurden dann mesial des ersten und distal des zweiten Unterkieferprämolaren zugeschnitten.

### **3.2 Herstellung der zu untersuchenden Prothesenformen, Probenpräparation**

Nach Auswahl einer geeigneten Probe nach oben genannten Gesichtspunkten erfolgte die Präparation des zweiten Prämolaren zur Aufnahme der jeweiligen Kronenform und die Abdrucknahme in Form einer Doppelmischabformung mit einem additionsvernetzenden Silikon (Honigum; DMG Chemisch Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland).

Alle Prothesen und ihre Kronen wurden im zahnärztlichen Labor der Universitätszahnklinik Bonn durch Zahntechnikermeister Robert Hültenschmidt nach klinisch üblichen Methoden hergestellt. Die Prothesensättel wurden identisch aus PMMA-Kunststoff (Polymethylmethacrylat) angefertigt (PalaXpress; Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland).

Alle Kronen wurden mit Phosphatzement (Harvard Dental International GmbH, Hoppegarten, Deutschland) eingesetzt. Zur Einbettung der Proben in den Probenhalter diente das transparente 2-Komponenten-Einbettmittel Technovit 4004 auf Methylnmethacrylatbasis (Heraeus Holding GmbH, Hanau, Deutschland).

Die Herstellung und Materialien der drei verwendeten Verankerungssysteme unterschieden sich wie folgt:

- **Teleskopprothese**

Für das Primär- und Sekundärteil der Teleskopprothese wurde eine Goldlegierung (Degunorm; DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Deutschland) verwendet und auf dem Außenteleskop als Vorbereitung eine Gewindestange befestigt (Abb. 12).

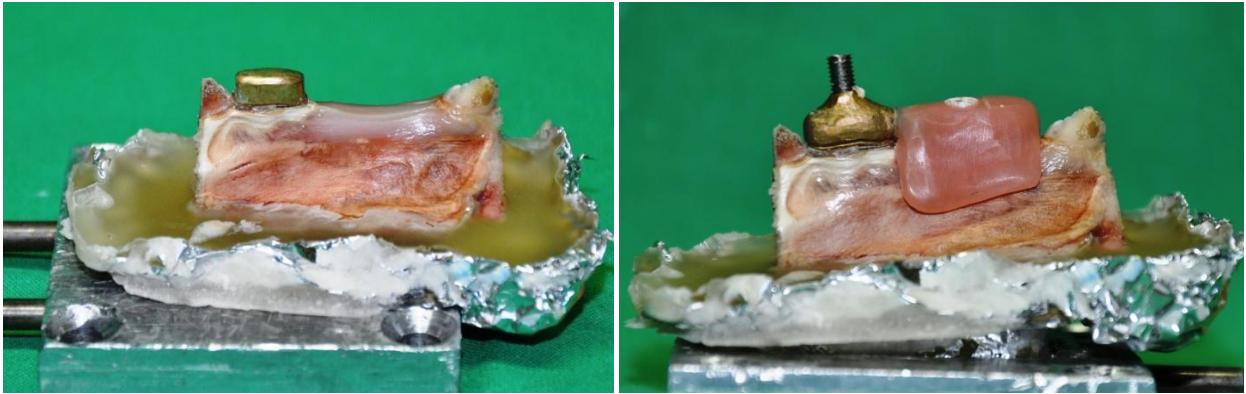


Abbildung 12: Das Primärteil der Teleskopprothese wurde auf dem Zahn festzementiert (linke Seite). Das rechte Bild zeigt den Probenaufbau mit eingesetzter Teleskopprothese. An dem Aufbau auf der Sekundärkrone wurde im nächsten Schritt ein Positionsmarker für die optische Bewegungserfassung befestigt.

#### ▪ **Geschiebeprothese**

Bei dem hier verwendeten Geschiebe handelte es sich um das Mini-SG-F Geschiebesystem der Schweizer Firma Cendres+Métaux (Biel/Bienne, Schweiz, Abb. 13). Die Patrize ist distal an der Krone verankert, die Matrize wurde in die Prothese eingearbeitet. Die Matrize ist mit einem Kunststoffeinsatz ausgelegt über dessen Erneuerung dieses Geschiebesystem auch aktivierbar ist.

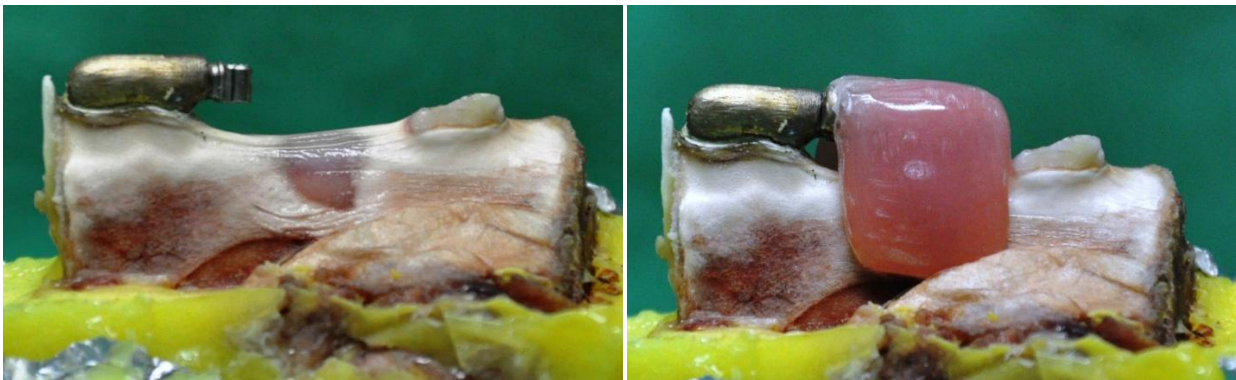


Abbildung 13: Die Krone mit der angelöteten Patrize ist auf dem Zahn festzementiert (linke Seite). Über die in die Prothesenbasis eingearbeitete Matrize wird der Sattel am Ankerzahn befestigt (rechte Seite).

### ▪ Modellgussprothese

Für die Verankerung der Modellgussprothese wurde eine E-Klammer (Abb. 14) gewählt. Diese Klammer, auch Akers- oder Ney-1-Klammer genannt, umfasst den Zahn mit zwei elastischen Klammerarmen, die beide von der Auflage ausgehen, körperlich. Sie kommt sehr häufig zum Einsatz und kann sowohl zur Abstützung von Freierend- wie auch von Schaltsätteln dienen. Für das Modellgussgerüst und seine Klammer wurde eine Kobalt-Chrom-Molybdänlegierung (CoCrMo) verwendet. Für die Modellgussprothese muss der Ankerzahn üblicherweise nicht beschliffen werden. Für die Messungen wurde dennoch auch für die Modellgussprothese eine Krone hergestellt, um bei dem schmalen Schweißzahn Unterschnitte für die Klammerarme und Fläche für die Auflage der Klammer zu erhalten.

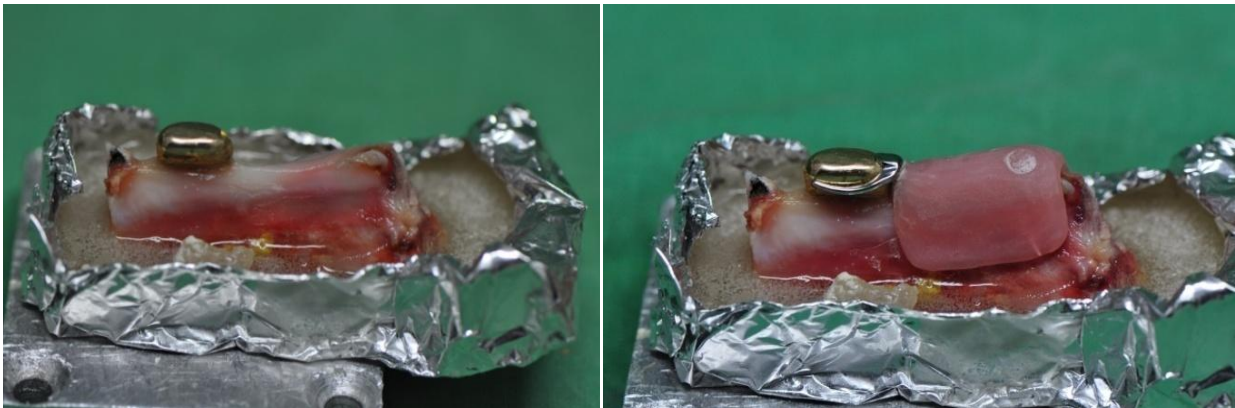


Abbildung 14: Die Anatomie des Schweinezahns erforderte auch bei der Klammerprothese eine Krone (links), um Unterschnitte und eine Auflagefläche für die Klammer zu schaffen, wie rechts im Versuchsaufbau sichtbar.

### 3.2.1 Variation der Prothesenpassung

Bei der regelmäßigen Nachsorge eines Prothesenträgers spielt die Unterfütterung der Prothesensättel eine der wichtigsten Rollen. Sowohl Freierend- als auch Schaltsättel müssen regelmäßig wieder an den sich permanent umbauenden Kieferkamm angepasst werden, denn nur ein optimal aufliegender Prothesensattel ermöglicht eine gleichmäßige Kraftübertragung auf Schleimhaut und Kieferknochen. Damit wird nicht nur die Atrophie

unbezahnter Kieferabschnitte verlangsamt, sondern auch eine übermäßige Bewegung des Pfeilerzahns horizontal und vertikal vermieden. Eine Unterfütterung ist dann notwendig, wenn

- sich ein Spalt zwischen Prothesensattel und Kiefermukosa gebildet hat,
- die Prothesenzähne im Vergleich zur natürlichen Restbezahnung abgesunken sind oder
- sich die Prothese bei Okklusion oder Artikulation von ihrer ursprünglichen, korrekten Position in eine neue Position schiebt.

Häufig beschreibt der Patient dann ein vermehrtes Festsetzen von Speiseresten unter den Prothesensattel. Um die Messungen auch mit einer schlecht sitzenden Prothese, bei der im klinischen Fall eine Unterfütterung der Prothesensättel indiziert wäre, durchführen zu können, wurde der Kunststoffsaattel der Proben von basal so beschliffen, dass ein geringer Spalt (ca. 0,5 mm) zwischen Schleimhaut und Prothesensattel sichtbar war.

### 3.3 Hexapod-Mess-System

Das Hexapod-Mess-System (HexMeS, Abb. 15) besteht aus drei Komponenten: einer optischen Messeinheit für die hochauflösende Registrierung von Bewegungen, einer Belastungseinheit und einem Kraftsensor (Keilig et al. 2004).

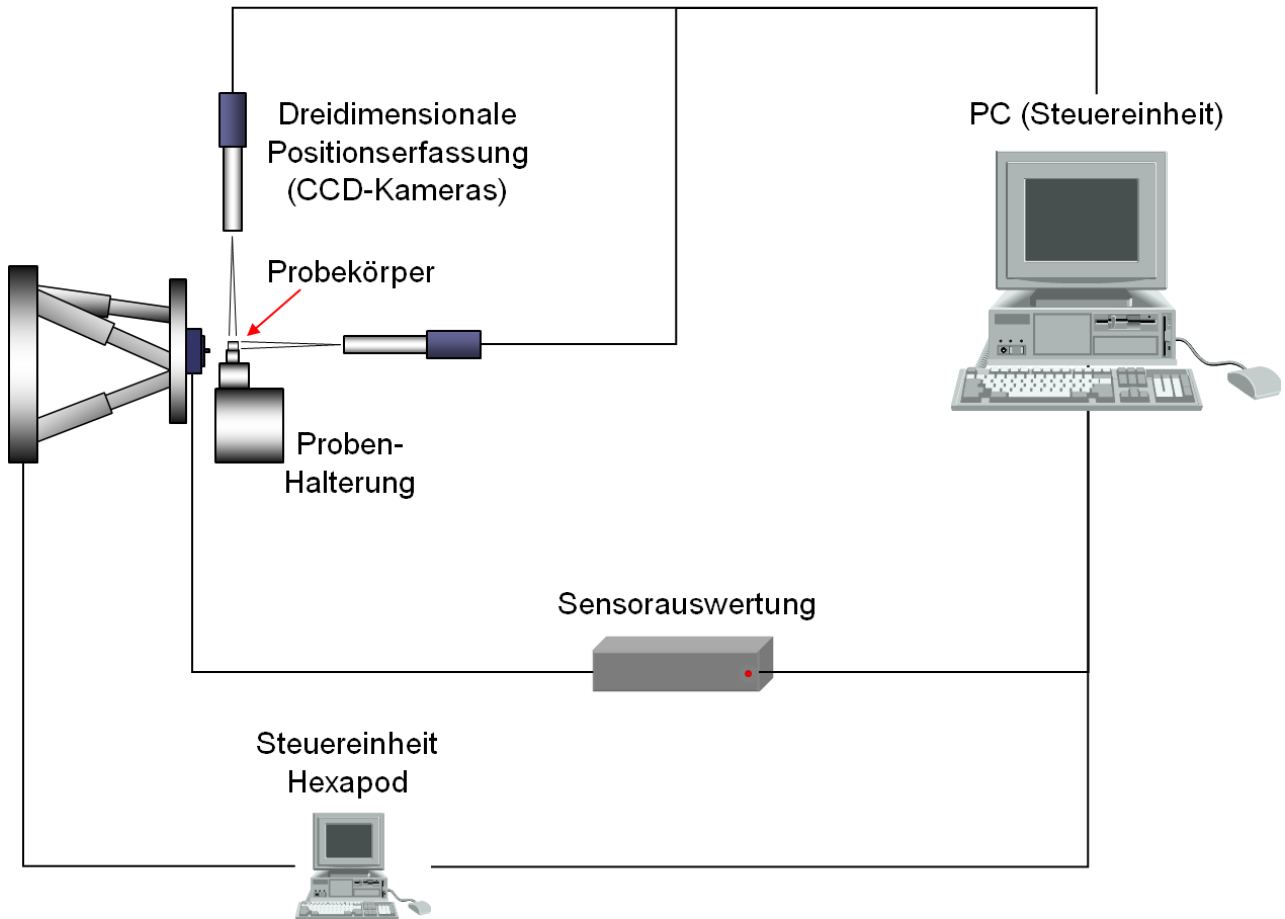


Abbildung 15: Schematische Darstellung der Komponenten des Hexapod-Mess-Systems. Wird die Belastungseinheit über ihre Steuereinheit bewegt und übt damit einen Druck auf die Probe im Probenhalter aus, wird eine Bewegung der Probe über den Positionsmarker, der auf der Probe befestigt wurde, von den drei CCD-Kameras aus drei Perspektiven aufgenommen. Die aufgenommenen Daten werden zusammen mit den Daten der Sensorauswertung an der Belastungseinheit von einem Computerprogramm tabellarisch und graphisch dargestellt.



Der Hexapod als Belastungseinheit bietet eine hohe Wiederholgenauigkeit der durchgeführten Bewegungen, einen großen Bewegungsbereich und eine gute Auflösung. Da die Bewegung des Hexapoden die an der Probe auftretende Kraft beeinflusst, kann diese Kraft durch die hohe Positioniergenauigkeit des Hexapoden genau dosiert werden. Auch große Kräfte können auf die Proben übertragen werden, ohne dass es zu einer mechanischen Deformation der Belastungseinheit kommt, da der Hexapod über eine hohe Steifigkeit verfügt.

Drei CCD-Kameras als optisches System erfassen die Bewegungen des an der Probe befestigten Positionsmarkers (Laserwürfel). Der Laserwürfel mit einer Kantenlänge von 10 mm wird von der Innenseite her von einem Laser beleuchtet. Drei Pinholes mit einem Durchmesser von jeweils 2  $\mu\text{m}$  sind auf drei Seiten des Aluminiumwürfels befestigt. Durch die zueinander senkrechte Anordnung dieser drei Pinholes entsteht ein starres, orthogonales Referenzkoordinatensystem. Die Kameras stehen ebenfalls senkrecht zueinander. So erfasst jede Kamera über den Laserpunkt die Bewegung eines Pinholes.

Aus den drei Kamerabildern lassen sich so die Verschiebungen der Pinholes in den Bildachsen berechnen. Die Bestimmung der Pinholeposition erfolgt durch eine Schwerpunkt-berechnung der Leuchtpunkte auf den einzelnen CCD-Chips der zugehörigen Kamera. Die Pixelkoordinaten einer jeden Kamera werden in ein zweidimensionales, metrisches Koordinatensystem mit der Auflösung von 0,7  $\mu\text{m}$  übertragen. Damit kann die Bewegung des Würfels als Differenz zwischen Start- und Endposition in drei Translationsrichtungen sowie drei Rotationsrichtungen um die Raumachsen graphisch dargestellt werden.

An der oberen Montageplattform des Hexapoden ist ein Kraft-Drehmoment-Sensor angebracht. Dieser erfasst die vom Hexapoden auf die Probe aufgebrachte Kraft. Dabei werden drei Kräfte sowie drei Drehmomente entlang der drei Raumachsen erfasst.



### 3.4 Durchgeführte Messungen

Pro Prothesenart wurden jeweils zwei Proben hergestellt. Die Proben wurden in den Probenhalter eingebettet und der Laserwürfel mit den Pinholes (Positionsmarker) so auf dem Ankerzahn befestigt, dass alle drei CCD-Kameras den Laserpunkt aus dem jeweiligen Pinhole scharf und möglichst mittig im Bild erfassen konnten (Abb. 16). Die Befestigung des Würfels auf der Krone des Ankerzahns erfolgte wiederum mit Technovit 4004.

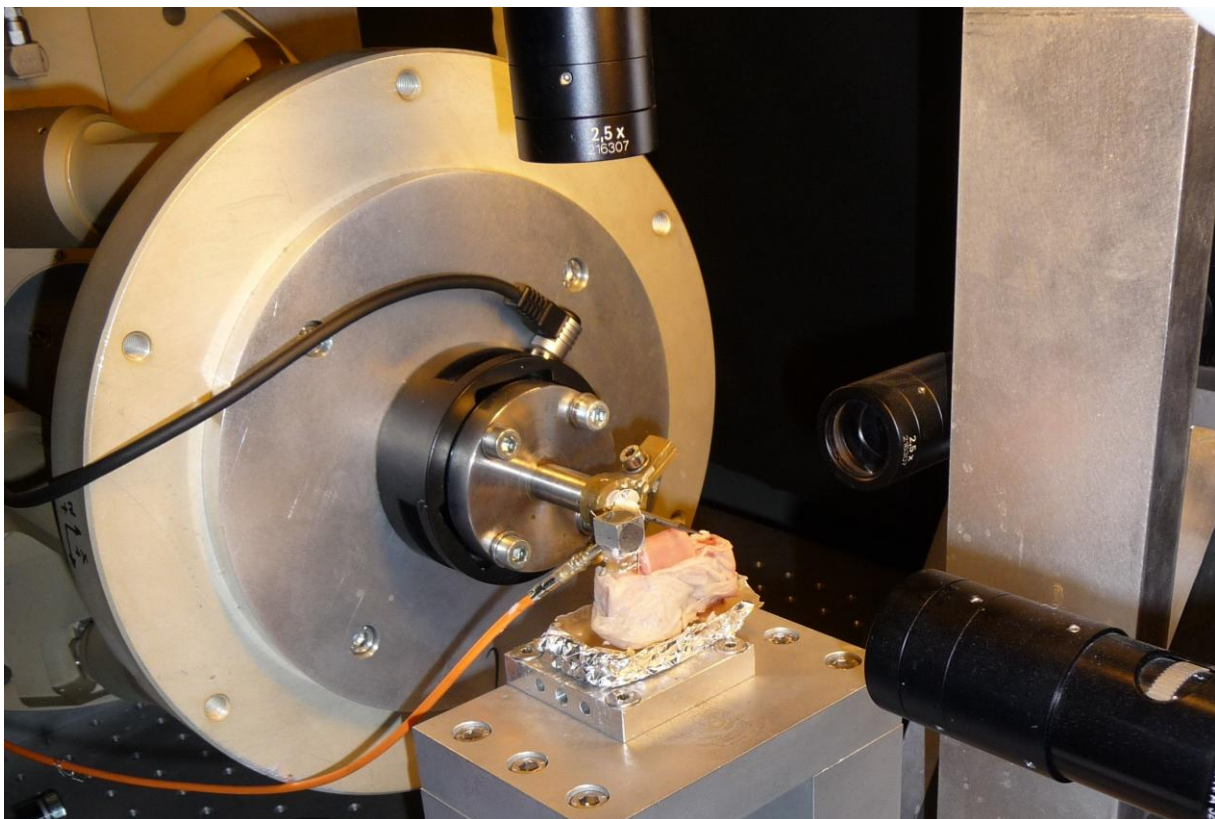


Abbildung 16: Versuchsaufbau im HexMeS. Der Positionsmarker ist auf dem Ankerzahn befestigt, die Probe ist im Probenhalter montiert, die Belastungseinheit des HexMeS ist in Position. Über ein Glasfaserkabel wird der Laserwürfel aktiviert, die drei CCD-Kameras erfassen die Bewegung des Laserwürfels und damit des Ankerzahns unter Belastung.

Dabei ist zu beachten, dass aufgrund des Aufbaus einer Teleskopverankerung die Befestigung des Positionsmarkers direkt auf dem Ankerzahn (oder dessen festzementierte Krone) bei dieser Prothesenart im Gegensatz zur Geschiebeprothese und Modellguss-

prothese nicht möglich war. Bei der Teleskopprothese wurde der Laserwürfel auf der Sekundärkrone befestigt, die nicht starr mit dem Zahn, sondern mit der Prothese verbunden war. Dieser Unterschied der Befestigung des Positionsmarkers muss natürlich auch in der Auswertung berücksichtigt werden.

Mit jeder Probe wurden insgesamt sechs Messungen durchgeführt. Um während dieser Messungen das Parodontalligament und die Kieferkammukosa vor Austrocknung zu bewahren, wurden der Ankerzahn und das Prothesenlager mit physiologischer Kochsalzlösung (NaCl) beträufelt. Auf den Prothesensattel wurde eine vertikale Kraft ausgeübt. Der Abstand zwischen Positionsmarker und Angriffspunkt der Belastungseinheit betrug bei allen Proben gleich 15 mm, um den Einfluss von Hebelkräften bei Belastung der Prothese in der Auswertung vernachlässigen zu können. Gemessen wurde die Bewegung am Zahn sowohl als Translation als auch als Rotation des Laserwürfels.

Die Messungen wurden wie in Tabelle 1 beschrieben durchgeführt. Bei jeder Messung konnte neben der Maximalauslenkung der Belastungseinheit auch die Schrittgröße der einzelnen Bewegungen vorgegeben werden. Gemessen wurde sowohl der Hinweg von der Nullposition bis zur eingestellten Maximalauslenkung als auch der Rückweg wieder bis zur Nullposition. Eine erste kurze Testmessung diente der Überprüfung der Laserwürfelposition und der eingestellten Messparameter.

Erste Testmessungen ergaben, dass eine Bewegung des Hexapoden von 1,5 mm das Maximum der Laserwürfelbewegung bewirkt, die noch von den Kameras erfasst werden kann. Bei einer Bewegung über 1,5 mm hinaus verlieren eine oder mehrere der CCD-Kameras den Lasermarker aus dem Messbereich. Nach den Messungen mit optimal sitzender Prothese folgten Messdurchgänge mit gleichen Messparametern mit schlecht sitzender Prothese, bei der eine Unterfütterung des Sattels angezeigt wäre.

	Maximalauslenkung	Schrittgröße	Anzahl Messschritte
Testmessung	0,5 mm	0,10 mm	10
1. Messung	0,5 mm	0,01 mm	100
2. Messung	1,0 mm	0,02 mm	100
3. Messung	1,5 mm	0,03 mm	100

Tabelle 1: Durchgeführte Messungen. Bei der ersten kurzen Testmessung wurde die Belastungseinheit nach jeder Aufnahme der drei CCD-Kameras um 0,1 mm auf insgesamt 0,5 mm bewegt. Lief diese Messung reibungslos, wurde in kleineren Teilschritten nach jeder Messung bis insgesamt 0,5 mm im ersten Messdurchgang, 1,0 mm im zweiten Messdurchgang, bzw. insgesamt 1,5 mm im dritten Messdurchgang die Bewegung der Probe ermittelt.

### 3.5 Auswertung

Das HexMeS liefert nach durchgeführter Messung eine Tabelle, die

- die am Hexapoden auftretenden Kräfte in X-, Y- und Z-Richtung,
- das am Hexapoden auftretende Drehmoment (Torque) in X-, Y- und Z-Richtung
- die Bewegung des Hexapoden entlang der X-, Y- und Z-Achse als Translation und Rotation,
- die Bewegung der Probe als Translation und Rotation in X-, Y- und Z-Richtung

aufzeichnet. Die Orientierung des dabei verwendeten Koordinatensystems ist in Abbildung 17 dargestellt. Dabei verläuft die X-Achse (blauer Pfeil) nach vorne, die Y-Achse (grüner Pfeil) verläuft über den Prothesensattel seitlich und die Z-Achse (roter Pfeil) senkrecht nach oben.

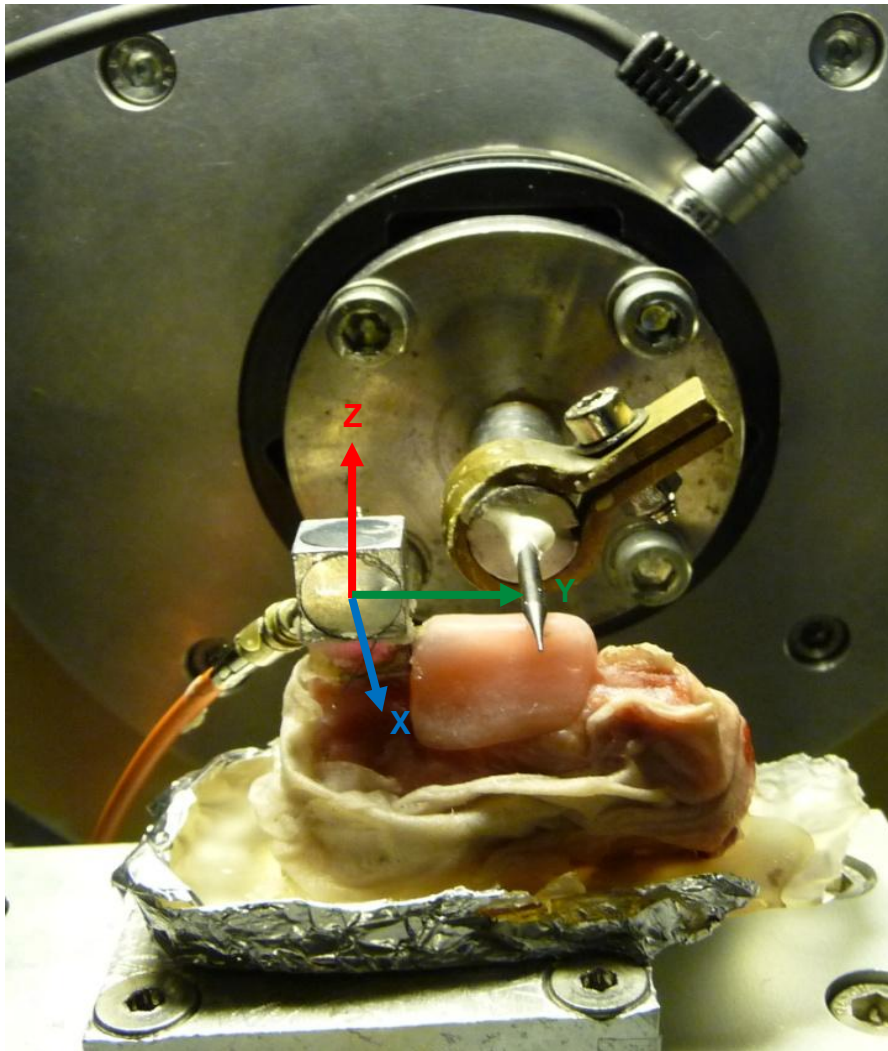


Abbildung 17: Schematische Darstellung der Lage des in den Messungen verwendeten Koordinatensystems. Die X-Achse verläuft in oro-vestibuläre Richtung (auf den Betrachter zu, blaue Achse), die Y-Achse in mesio-distale Richtung (nach rechts, grüner Pfeil) und die Z-Achse in vertikaler Richtung (nach oben, roter Pfeil).

Für die Auswertung sind hierbei die Werte für die Position der Probe bzw. des auf der Probe befestigten Positionsmarkers von besonderem Interesse. Abhängig von der Kraft in X-Richtung die das HexMeS bei der voreingestellten Bewegung auf den Prothesensattel ausübt, werden die Translation ( $T_x$ ,  $T_y$  und  $T_z$ ) entlang der Achsen in Millimeter sowie die Rotationen ( $R_x$ ,  $R_y$  und  $R_z$ ) des Laserwürfels um die drei Achsen des Systems in Grad gemessen.

Die Bewegung des Hexapoden wurde vor jeder Messung festgelegt (s. Tab. 1) und änderte sich nur als Translation in Z-Richtung im Sinne einer vertikalen funktionalen Belastung. Tabelle 2 zeigt als Beispiel die Probenbewegung im Verhältnis zur angewandten Kraft.

Kraft F	Probe-Tx	Probe-Ty	Probe-Tz	Probe-Rx	Probe-Ry	Probe-Rz
0,0	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
-0,1	0,000	-0,012	-0,002	-0,019	0,049	-0,045
-0,5	0,005	-0,027	-0,005	0,012	0,113	-0,006
-1,1	0,012	-0,046	-0,004	-0,130	0,334	0,107
-1,8	0,022	-0,062	-0,003	-0,266	0,488	0,221
-2,3	0,032	-0,075	-0,001	-0,398	0,660	0,315
-2,8	0,029	-0,062	-0,001	-0,292	0,583	0,253
-1,3	0,023	-0,047	0,000	-0,250	0,487	0,244
-0,7	0,016	-0,029	0,000	-0,144	0,306	0,124
-0,3	0,014	-0,020	-0,001	-0,070	0,169	0,128

Tabelle 2: Messwerte am Beispiel einer Probemessung für eine Geschiebeprothese. Die Translationsbewegungen in  $\mu\text{m}$  entlang der X-, Y- und Z-Achse sowie die Rotationsbewegungen in Grad um diese Achsen werden in dieser Tabelle im Verhältnis zu der gemessenen Kraft in N dargestellt.

## 4. Ergebnisse

Es folgt zur Übersicht eine Aufstellung der zu erwartenden Ergebnisse und die Vorstellung ausgewählter Einzelergebnisse, bevor in weiteren Kapiteln auch die verschiedenen Verankerungssysteme und Prothesenpassformen miteinander verglichen werden.

### 4.1 Zu erwartende Bewegungen des Ankerzahns bei Belastung

Wird die Prothese im Abstand von ca. 15 mm vom Ankerzahn in ausschließlich vertikaler Richtung langsam belastet, können bestimmte Reaktionen erwartet werden: die Beweglichkeit im Bereich der Zahnkrone ist wahrscheinlich, wenn eine Relativbewegung zwischen Prothese, bzw. Verankerungssystem, und Ankerzahn stattfindet (Abb. 18). Aus diesem Grund ist bei vertikaler Belastung des Prothesensattels eine Kippung der Prothese nach distal zu erwarten. Da die Sekundärkrone präzise auf der Primärkrone sitzt, besteht nur ein geringer Spielraum innerhalb der Prothesenkonstruktion. Im Ergebnis würde dies durch eine Kurve, bei der der Kraftaufwand gegen die gemessene Bewegung aufgetragen wurde, deutlich, die zum Anfang der Belastung steil ansteigt und erst spät, bei vergleichsweise hohem Kraftaufwand, abflacht und nur noch langsam ansteigt.

Da bei der Teleskopkronenvariante der Positionsmarker nicht am Zahn, sondern an der Sekundärkrone und damit direkt an der Prothese befestigt ist, kann hier auch nur die Bewegung der Prothese und nicht die des Zahns gemessen werden. Da aber die Verbindung von Primär- und Sekundärkrone sehr eng ist und zwischen Zahn und Primärkrone sowie zwischen Sekundärkrone und Prothese jeweils eine starre Verbindung besteht, darf man davon ausgehen, dass die Bewegung des Zahns bei einer passgenau gefertigten Teleskopkrone in Richtung und Größe der Bewegung der Prothese entspricht. Neben der Kippung nach distal können auch geringe horizontale Bewegungen erwartet werden.

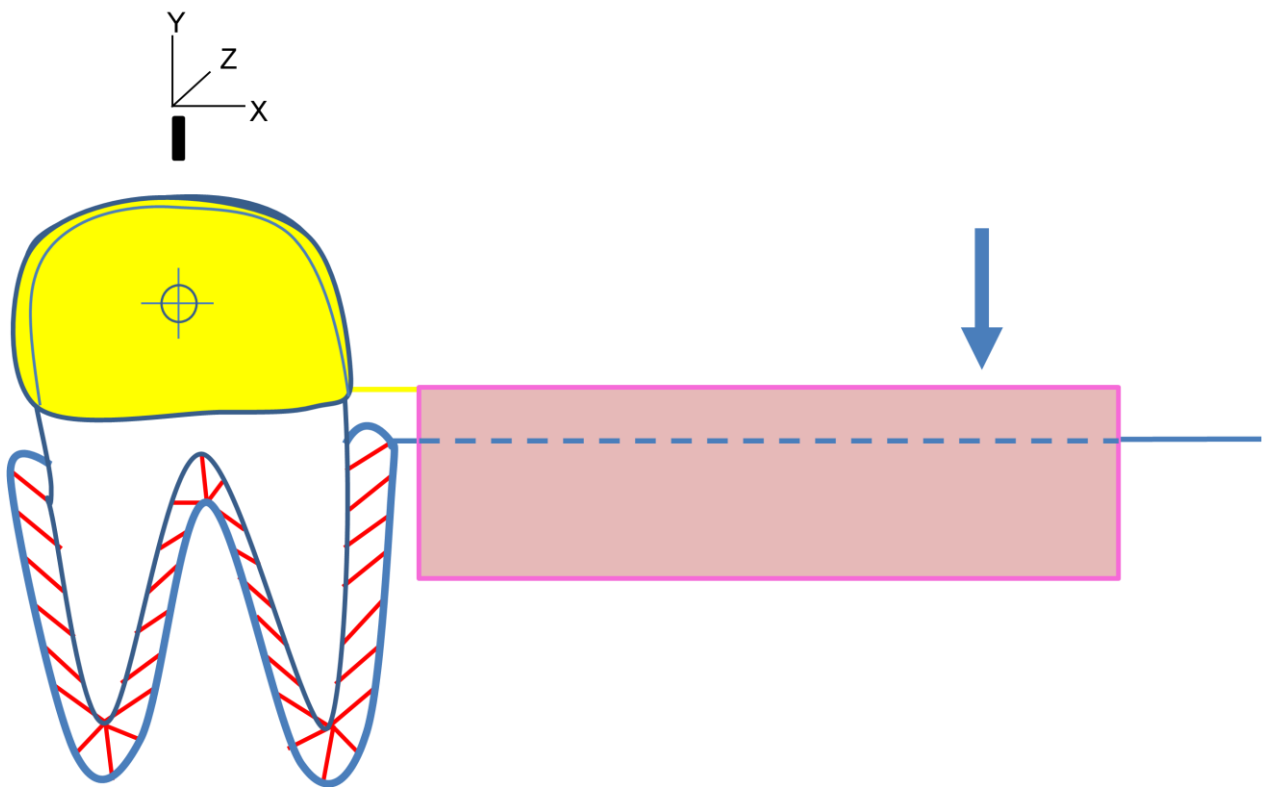


Abbildung 18: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus bei der Messung mit einer Teleskopprothese. Das Koordinatensystem markiert die Position des Messwürfels, das vermutete Rotationszentrum liegt im Bereich der Ankerzahnkrone, der Pfeil zeigt die Ansatzstelle der vertikalen Belastung.

Bei der Klammerprothese (Abb. 19) ist der Verbund zwischen Zahn und Prothese weniger präzise, das System bietet mehr Spiel als bei den anderen Prothesenvarianten. Daher lässt sich hier auch das Rotationszentrum nicht genau vorhersagen. Am wahrscheinlichsten ist die Lage des Rotationszentrums am Übergang von Prothesensattel zu Klammerschulter zu sehen. Zu erwarten ist hier ein Kurvenverlauf, der nur kurz steil ansteigt und dann bei vergleichsweise geringem Kraftaufwand abflacht und nur noch gering ansteigt. Das Attachmentsystem bietet der angreifenden Kraft im Vergleich zu den anderen Attachmentsystemen weniger Widerstand. Mit stärkeren horizontalen Bewegungen muss auch gerechnet werden.

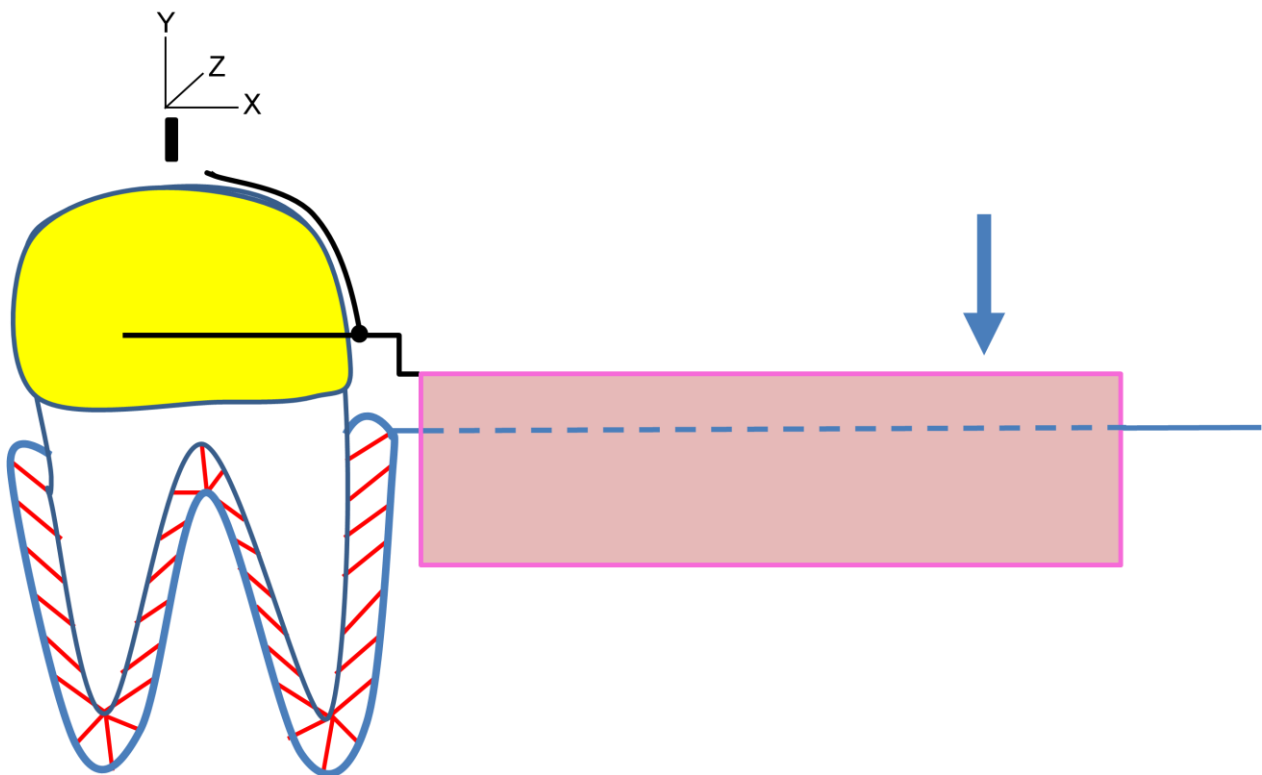


Abbildung 19: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus bei der Messung mit einer Klammerprothese. Das Koordinatensystem markiert die Position des Messwürfels, das Rotationszentrum liegt wahrscheinlich im Bereich der Klammerschulter, der Pfeil zeigt die Ansatzstelle der vertikalen Belastung.

Da die Verbindung zwischen Zahn und Prothese nicht sehr präzise ist und die Bewegung hier am Zahn und nicht an der Prothese gemessen wird, wäre nicht überraschend, wenn die Bewegung des Ankerzahns vergleichsweise geringer ausfallen würde, da sich die Prothese bei Belastung unabhängig vom Ankerzahn bewegt.

Das Rotationszentrum der Geschiebeprothese liegt vermutlich im Bereich der Patrizie (Abb. 20), die über die Krone fest mit dem Ankerzahn verbunden ist. Bei diesem Attachmentssystem ist die Verbindung zwischen Prothese und Zahn so präzise, dass auf eine Belastung der Prothese eine entsprechende Bewegung des Ankerzahns folgen sollte. Der zu erwartende Kurvenverlauf wäre hier relativ gleichmäßig und langsam ansteigend.



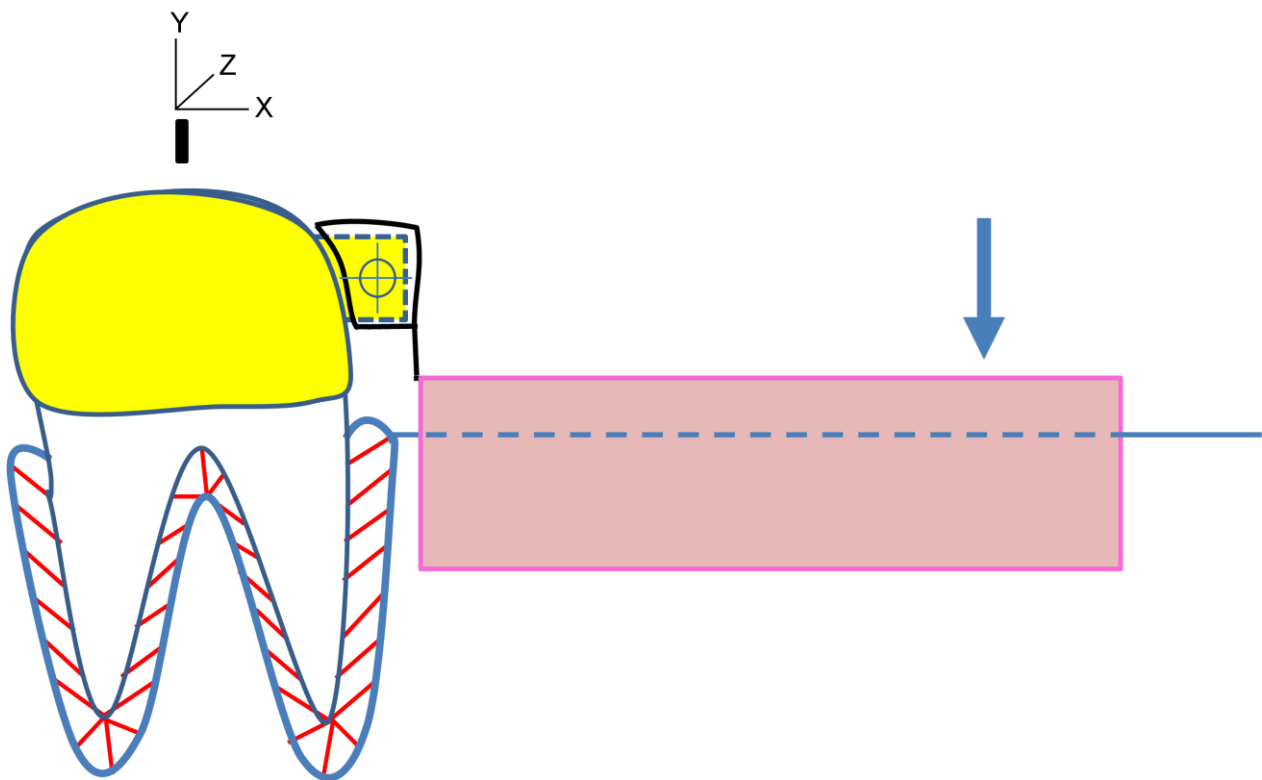


Abbildung 20: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus bei der Messung mit Geschiebeprothese. Das Koordinatensystem markiert die Position des Messwürfels, das Rotationszentrum liegt im Bereich der Patrize, der Pfeil zeigt die Ansatzstelle der vertikalen Belastung.

Grundsätzlich sind folgende Ergebnisse zu erwarten:

- Je präziser der Verbund zwischen Prothese und Ankerzahn, desto früher folgt der Ankerzahn der Bewegung der Prothese bei Belastung.
- Je präziser die Auflage des Prothesensattels auf dem Alveolarkamm, desto geringer die Bewegung des Ankerzahns bei Belastung der Prothese.
- Oro-vestibuläre Bewegungen finden, wegen der rein vertikalen Belastung, nur in geringem Ausmaß statt.
- Die größte Translationsbewegung mit zunehmender Belastung ist in mesio-distaler Richtung, also parallel zum Kieferkamm, zu erwarten.
- Entsprechend der Translation ist die größte Rotationsbewegung um eine Achse in oro-vestibulärer Richtung zu erwarten.

## 4.2 Einzelergebnisse

Zuerst werden die Ergebnisse bezüglich der Translationen an einer ausgewählten Probe exemplarisch dargestellt, danach folgt eine Betrachtung der ermittelten Rotationsbewegungen. In Abb. 21 ist die Bewegung einer Probe mit Klammerprothese und damit des Ankerzahns in Abhängigkeit von der gemessenen Kraft dargestellt.

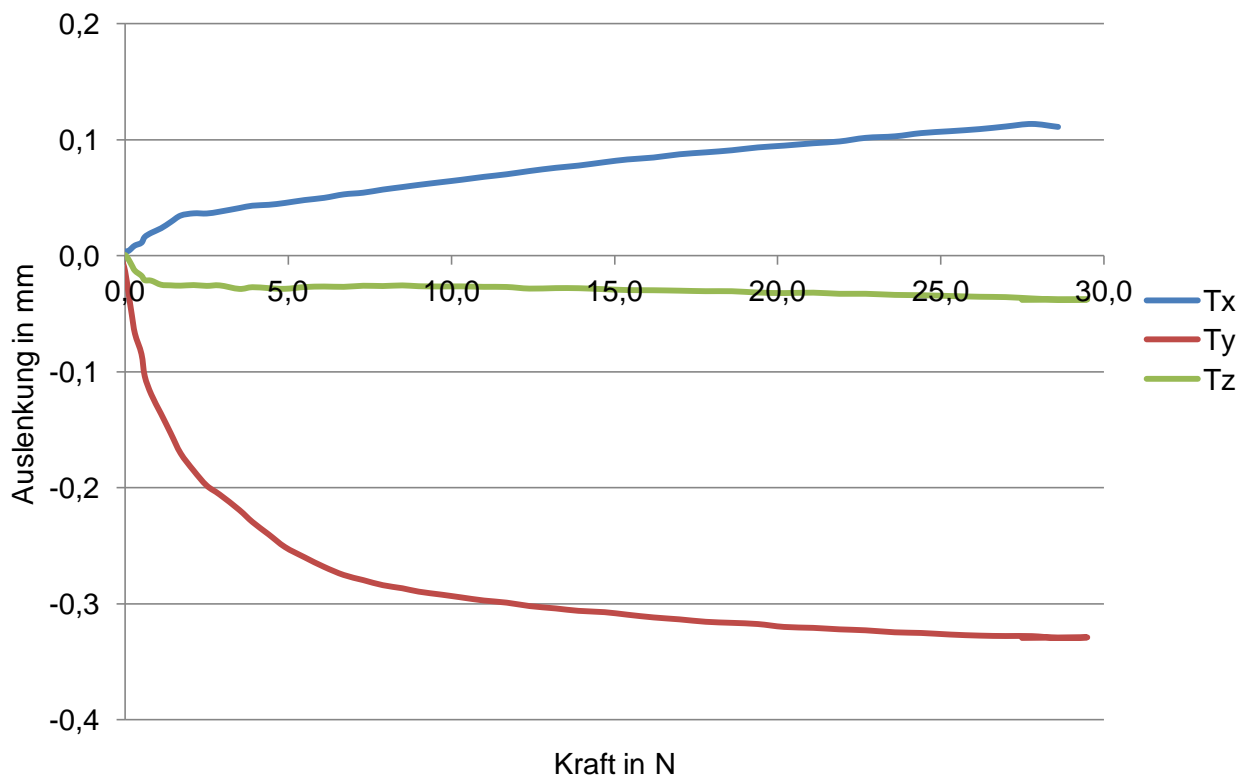


Abbildung 21: Beispieldiagramm für die Translationsbewegung der Probe bei einer Klammerprothese abhängig von der Kraft in X-, Y- und Z-Richtung (n=52). Die größte Bewegung findet in Richtung der Y-Achse, also in Form eine Verschiebung in mesio-distaler Richtung, statt. Geringer fällt die Bewegung in oro-vestibulärer Richtung aus, also entlang der X-Achse. Eine vertikale Bewegung des Zahns entlang der z-Achse ist kaum feststellbar.

Die Translationsbewegungen steigen zu Beginn der Belastung bereits bei nur geringer Kraftzunahme stark an. Sobald das Spiel im Gesamtsystem, das abhängig ist von der Präzision des jeweiligen Verankerungssystems und der Passung des Prothesensattels auf dem Kieferkamm, erschöpft ist, bleibt die Translation dann auch bei steigender Kraft

nahezu unverändert. Jede weitere Bewegung wird vom Parodontalligament und der Elastizität der Kieferkammukosa bestimmt.

Die größte Translation erfolgt mit zunehmender Belastung in mesio-distaler Richtung, also parallel zum Kieferkamm. In den durchgeführten Messungen entspricht dies einer Bewegung entlang der Y-Achse. Es findet kaum eine vertikale Bewegung entlang der Zahnachse statt, d.h. kaum eine Translation entlang der Z-Achse. Auch die horizontale Kippung in oro-vestibulärer Richtung, die einer Translation entlang der X-Achse entspricht, ist sehr gering, was bei ausschließlich vertikaler Belastung zu erwarten war.

Bei vertikaler Belastung des Sattels distal des Verankerungselements wäre eine Rotation um eine in oro-vestibulärer Richtung verlaufende Achse nahe der Ankerzahnkrone zu erwarten, die in diesem Versuchsaufbau der X-Achse entspricht, insbesondere, da die größte Translation parallel zum Kieferkamm verläuft. Die Position des Rotationszentrums variiert, wie in Kapitel 3.5 beschrieben, je nach Prothesenform gering. Die Kurve (Abb. 22) zeigt jedoch, dass auch die größte Rotation um eine Achse parallel zum Kieferkamm stattfindet (entspricht einer Bewegung in oro-vestibulärer Richtung). Eine mögliche Erklärung hierfür könnte sein, dass eine Kippung der Prothese und nachfolgend des Ankerzahns nach distal hin durch die großflächige Auflage der Prothese auf der Mukosa vom Kieferknochen begrenzt und nur bis zu einem bestimmten Grad möglich ist. Die Rotation in vestibuläre oder orale Richtung hingegen wird erst deutlich später durch Gewebe begrenzt. Der Freiheitsgrad in dieser Richtung ist bei dem gewählten Prothesendesign größer. Da die Rotationsbewegung in oro-vestibuläre Richtung in vivo durch die großen Verbinder begrenzt ist, interessieren im weiteren Verlauf nur die Rotation in mesio-distale Richtung, im Versuchsaufbau also die Rotation um die X-Achse (Rx).

Die Rotationsbewegungen liegen bei einer Kraft von 5,0 N bei Werten von  $-0,8^\circ$  bis  $2,3^\circ$ . Zu beobachten sind größere Schwankungen sowohl zwischen den verschiedenen Messungen als auch zwischen den einzelnen Messschritten einer Messung als bei Translationsbewegung. So ergeben sich auch negative Messwerte, d.h. bei gleicher Belastungsrichtung rotiert der Ankerzahn auch in entgegengesetzte Richtungen. Da das verwendete Schweinekiefersegment nahezu gerade verläuft, macht eine Unterscheidung

einer Kippung nach oral oder nach vestibulär keinen Sinn, da sich die Ergebnisse nicht auf den menschlichen Kiefer übertragen lassen.

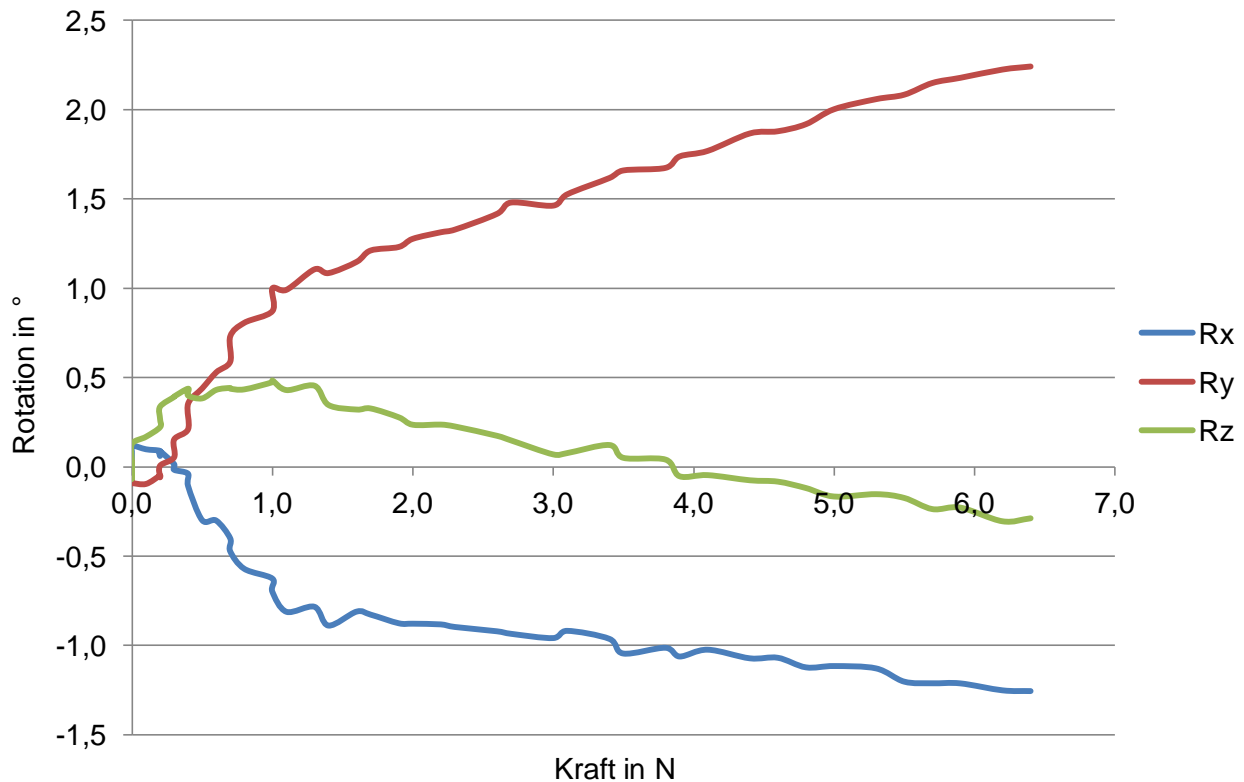


Abbildung 22: Beispieldiagramm für die Rotationsbewegungen einer Probe bei einer Klammerprothese abhängig von der Kraft um die X-, Y- und Z-Achse (n=52). Die größte Rotation findet um eine Achse parallel zum Kieferkamm, hier entsprechend der Y-Achse, statt. Sehr gering ist die Rotation um die Z-Achse, die parallel zur Zahnachse verläuft.

Insgesamt lässt sich für die Rotationsbewegungen keine zuverlässige, allgemeine Aussage formulieren, da die Einzelwerte in allen Messvorgängen und bei allen Prothesenvarianten, mit guter oder schlechter Passung, stark auseinander liegen und variieren.

Trägt man die angewandte Kraft gegen die gemessene Auslenkung auf, ergibt sich für alle Messungen eine Kurve mit zwei verschiedenen Steigungsverläufen. Der Punkt, bei dem sich die Steigung ändert, markiert die Kraft, bei der die Prothese vollständig auf dem Kieferkamm aufliegt und jede weitere Bewegung vom PDL und der Elastizität der Kieferkammukosa bestimmt wird. Wieviel Kraft aufgewendet werden muss, um diesen

Punkt zu erreichen, hängt von der Präzision des jeweiligen Verankerungssystems und der Passung des Prothesensattels ab und variiert daher. Abbildung 23 zeigt im Beispiel die Bestimmung der Kraftwerte am Kontaktpunkt.

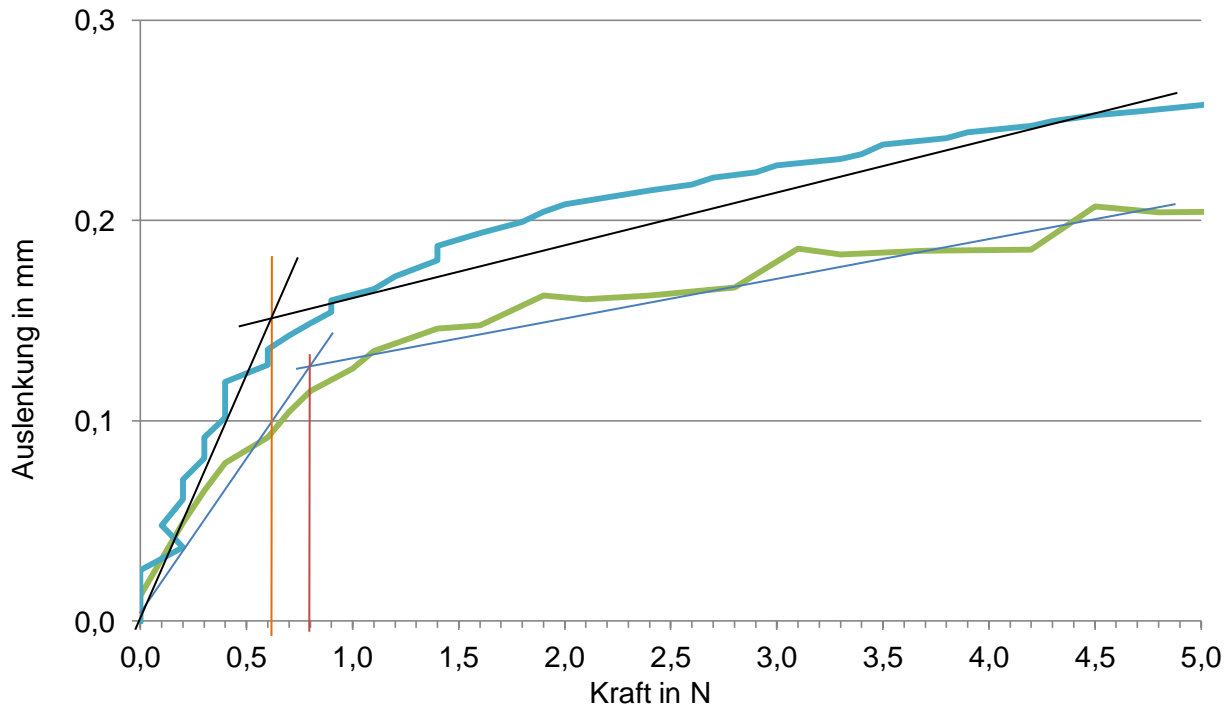


Abbildung 23: Beispiel für Festlegung der Kontaktpunkte von Prothesenbasis zu Kieferkamm. Bei diesem Kraftwert ist das Spiel im Verankerungssystem erschöpft und die Prothesenbasis liegt auf der Kieferkammukosa auf. Jede weitere Bewegung wird vom Parodontalligament und der Elastizität der Kieferkammukosa bestimmt. Beide Kurven stehen für verschiedene Messdurchgänge mit einer Klammerprothese am selben Unterkiefersegment.

Je mehr Bewegungsfreiheit ein Verankerungselement bzw. die Prothesenpassform bietet, desto später (bei höherem Kraftaufwand) kommt es zum Kontaktpunkt, also dem Punkt, bei dem die Prothese auf dem Kieferkamm aufliegt und die Auslenkung von der Widerstandskraft der Gewebe abhängt. Je besser die Prothese sitzt (z.B. nach Unterfütterung), desto früher, also bei geringerer Kraft, wird der Kontaktpunkt erreicht.

### 4.3 Vergleich der Attachmentsysteme

Bei den Klammerprothesen (KI) liegt die Auslenkung der Translationsbewegung in Y-Richtung bei 5,0 N (Abb. 24) zwischen 0,15 mm und 0,33 mm und bei 10,0 N mit 0,18 mm bis 0,32 mm nur geringfügig höher.

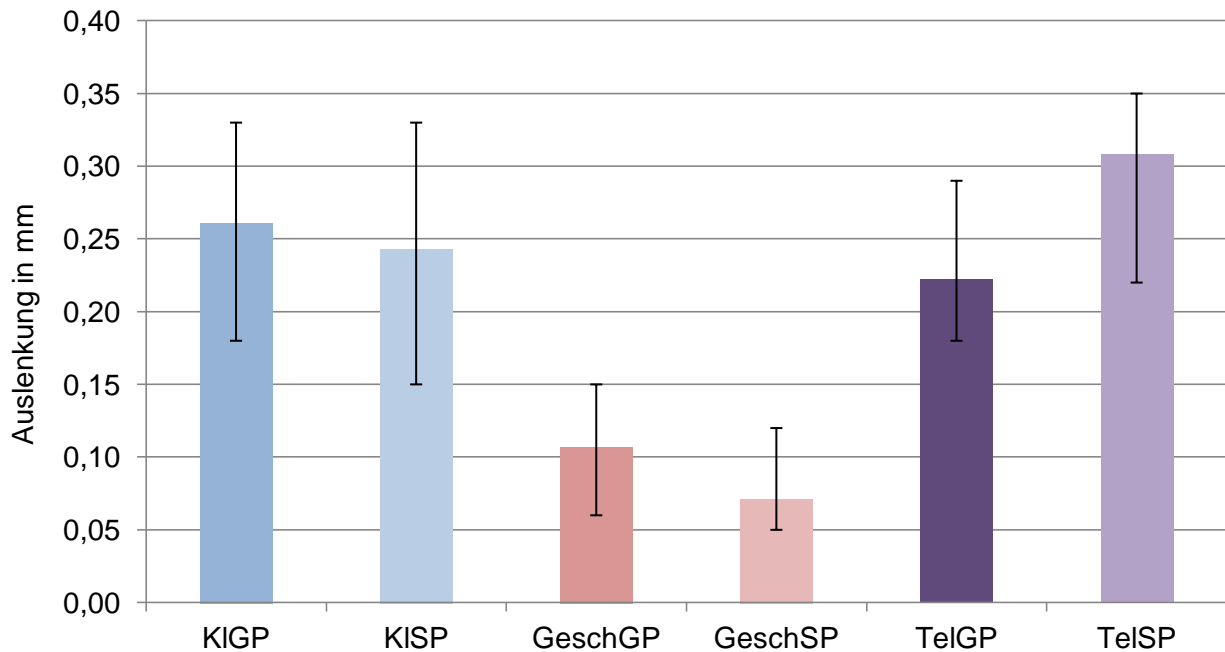


Abbildung 24: Vergleich der Auslenkung in mm der Klammerprothesen (KI), Geschiebe- prothesen (Gesch) und Teleskopprothesen (Tel) mit guter (GP) und schlechter (SP) Passung bei einer Kraft von 5,0 N.

Der Ankerzahn bei Teleskopprothesen (Tel) bewegt sich bei einem Kraftaufwand von 5N zwischen 0,18 mm und 0,29 mm, bei 10,0 N zwischen 0,2 mm und 0,36 mm. Damit unterscheiden sich diese Werte sowohl bei 5,0 N als auch bei 10,0 N (Abb. 25) nicht von denen der Klammervariante. Der Unterschied zwischen guter (GP) und schlechter Pas- sung (SP) ist jedoch im Gegensatz zu den Klammerprothesen größer.

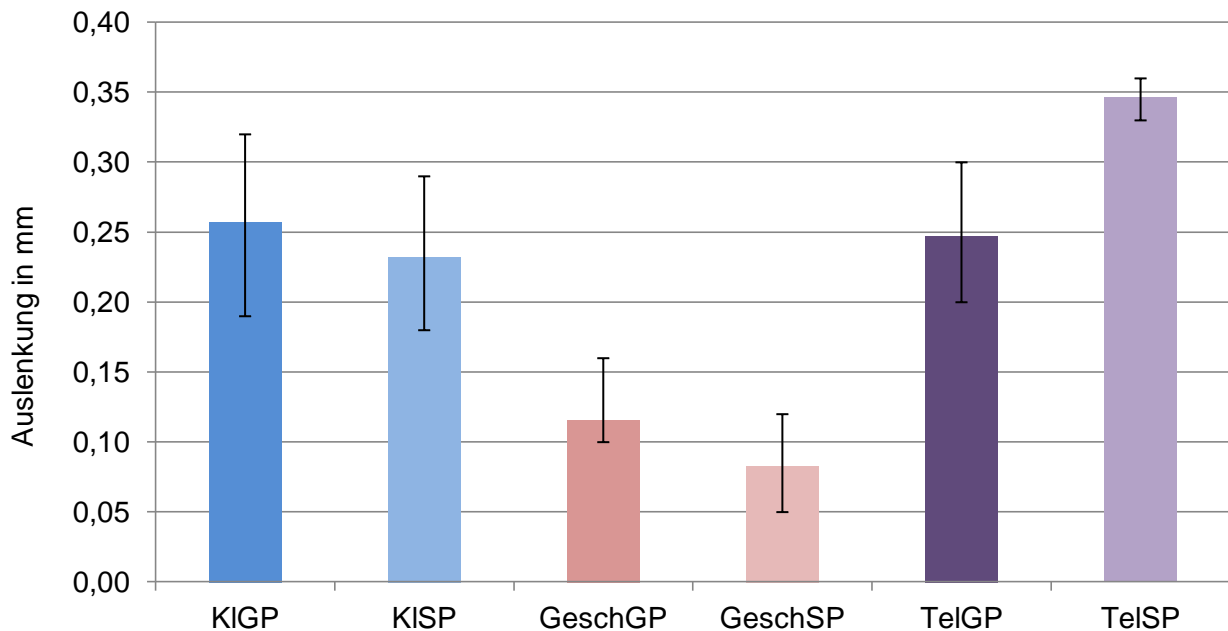


Abbildung 25: Vergleich der Auslenkung in mm der Klammerprothesen (KI), Geschiebeprothesen (Gesch) und Teleskopprothesen (Tel) mit guter (GP) und schlechter (SP) Passung bei einer Kraft von 10,0 N. Der Unterschied zur Auslenkung bei 5,0 N ist bei allen Varianten nur gering. Das Verhältnis der Werte bei guter und bei schlechter Passung des Prothesensattels ändert sich im Vergleich zu den Werten bei 5,0 N nicht.

Die Geschiebeprothese (Gesch) bewegt ihren Ankerzahn in Y-Richtung bei einer Belastung von 5,0 N zwischen 0,05 mm und 0,15 mm und zwischen 0,10 mm und 0,16 mm bei einer Belastung von 10,0 N. Auffällig ist hier, dass der Ankerzahn der gut sitzenden Prothese (GP) mehr bewegt wird als bei der schlecht aufliegenden Prothese (SP). Insgesamt sind die Werte jedoch deutlich niedriger als bei den anderen beiden Verankerungselementen.

Die Rotationsbewegung um die X-Achse der Klammerprothese bei 5,0 N liegt zwischen 0,6° und 2,3°, bei 10,0 N zwischen 1,4° und 2,1° (Abb. 26). Dabei rotiert die Prothese bei 5,0 N mehr in der Variante mit guter Passform bei 10,0 N rotiert die schlecht sitzende Prothese stärker. Die Rotation zeigt auch leicht negative Werte, was eine Bewegung in entgegengesetzte Richtungen bedeutet.

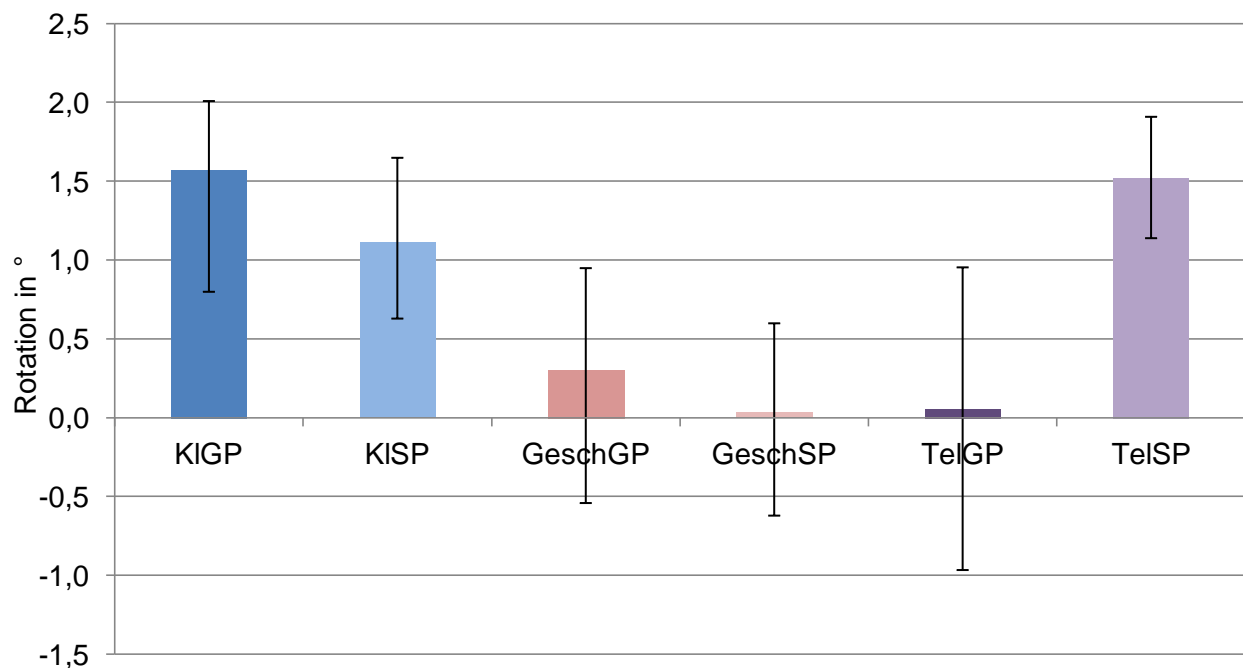


Abbildung 26: Die Rotationsbewegungen um die X-Achse liegen bei den Klammerprothesen (KI), Geschiebeprothesen (Gesch) und Teleskopprothesen (Tel) mit guter (GP) und schlechter (SP) Passung bei einer Kraft von 5,0 N bei Werten von  $-0,8^\circ$  bis  $2,3^\circ$ . Zu beobachten sind größere Schwankungen sowohl zwischen den verschiedenen Messungen als auch zwischen den einzelnen Messschritten einer Messung als bei Translationsbewegung.

Die Rotation der Teleskopvariante um die X-Achse findet bei einer Kraft von 5,0 N in Höhe von  $-0,8^\circ$  bis  $1,9^\circ$  und bei einer Kraft von 10,0 N in Höhe von  $-1,2^\circ$  bis  $2,5^\circ$  statt (Abb. 27). Dabei rotiert der Ankerzahn der Prothese mit schlechter Passung deutlich stärker, auch deutlich in negative Werte, als bei der Prothese mit guter Passung. Zu beachten ist bei den Messdurchgängen mit Teleskopverankerung, dass der Positionsmarker im Gegensatz zu den anderen Prothesenvarianten nicht auf dem Zahn selbst, sondern auf der Prothese, genauer auf der Sekundärkrone der Prothese befestigt ist. Diese Tatsache wird die Ergebnisse der Messungen beeinflussen.



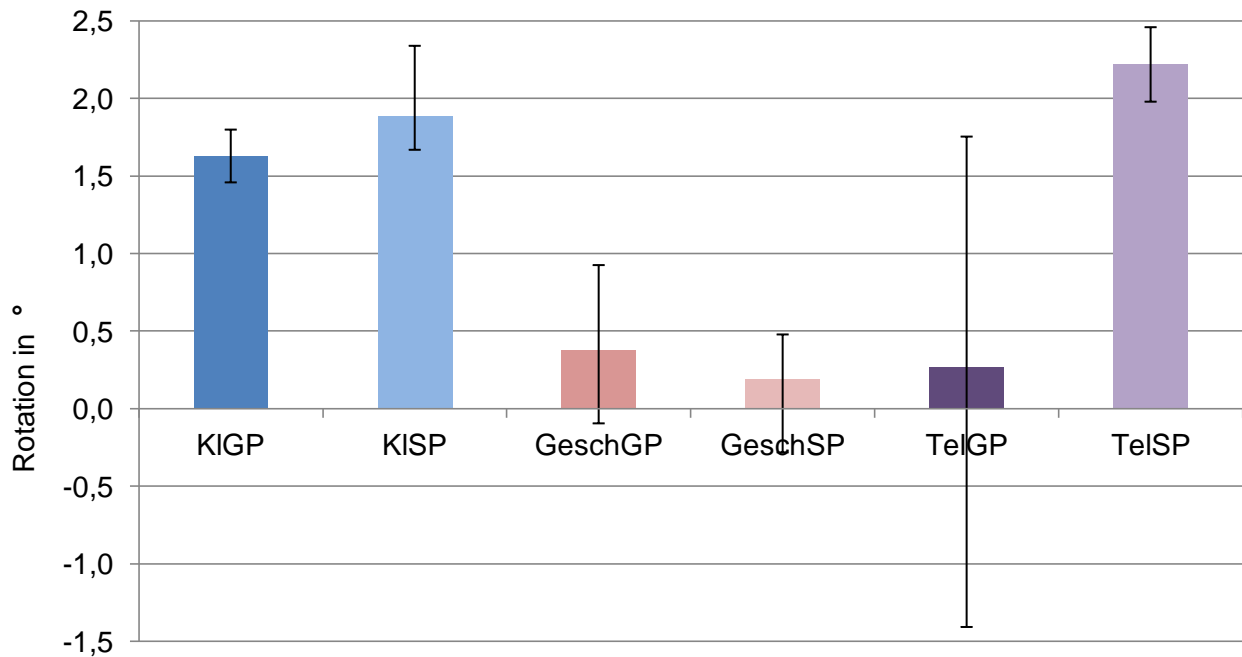


Abbildung 27: Rotationsbewegung um die X-Achse bei 10,0 N bei der Klammerprothesen (KI), Geschiebeprothesen (Gesch) und Teleskopprothesen (Tel) mit guter (GP) und schlechter (SP) Passung in allen Prothesenformen. Auch hier variieren die Werte in positive wie auch negative Richtung. Zwischen 5,0 N (Abb. 26) und 10,0 N zeigen sich keine großen Auslenkungsunterschiede.

Bei einer Belastung von 5,0 N rotiert der Ankerzahn der Geschiebeprothese um  $-0,5^\circ$  bis  $1,1^\circ$ , bei 10,0 N um  $-0,2^\circ$  bis  $0,9^\circ$ . Auch hier wird der Ankerzahn bei der gut sitzenden Prothese stärker bewegt als bei der schlecht sitzenden Prothese.

Die Rotation schwankt bei Geschieben und Teleskopprothese mit guter Passung stark, auch in den negativen Bereich, so dass der Mittelwert sehr gering ausfällt. Es ist wenig Unterschied zwischen den Bewegungen bei Teleskopverankerung mit schlechter Passung und Klammerverankerung erkennbar. Bei Klammerprothesen ist der Unterschied zwischen guter Passung und ungenauer Passung gering, bei Geschiebe- und besonders Teleskopverankerung ist der Unterschied deutlicher. Zwischen 5,0 N und 10,0 N zeigen sich keine großen Auslenkungsunterschiede in allen Prothesenformen, dabei variieren auch hier die Werte in positive wie auch negative Richtung. Auffällig ist, dass die Klammervarianten im Gegensatz zu den Werten bei 5,0 N, bei 10,0 N mit guter Passform weniger rotieren als mit schlechter Passform. Im Gegensatz zur Teleskopver-

ankerung zeigen Geschiebeprothesen bei 5,0 N und 10,0 N und Klammerprothesen bei 10,0 N weniger Rotation mit schlechter Passform.

Wenn die Prothese mit guter Passung bereits gleichmäßig auf der Mukosa aufliegt, ist zu erwarten, dass es nicht mehr (oder nur noch sehr eingeschränkt) zu einer Rotation der Prothese um die X-Achse kommt, wie das Diagramm für die Teleskop- und Klammerprothesen zeigt. Der Ankerzahn der Geschiebeprothese jedoch rotiert mit guter Passform mehr als mit schlechter. Auch dieses Ergebnis ist nicht überzubewerten, da die Einzelergebnisse stark schwankten und das Diagramm lediglich den Mittelwert angibt.

Der Kontaktpunkt bei Klammerprothesen liegt bei einer Kraft von durchschnittlich 1,4 N bei guter Passung und 0,8 N bei schlechter Passung (Abb. 28).

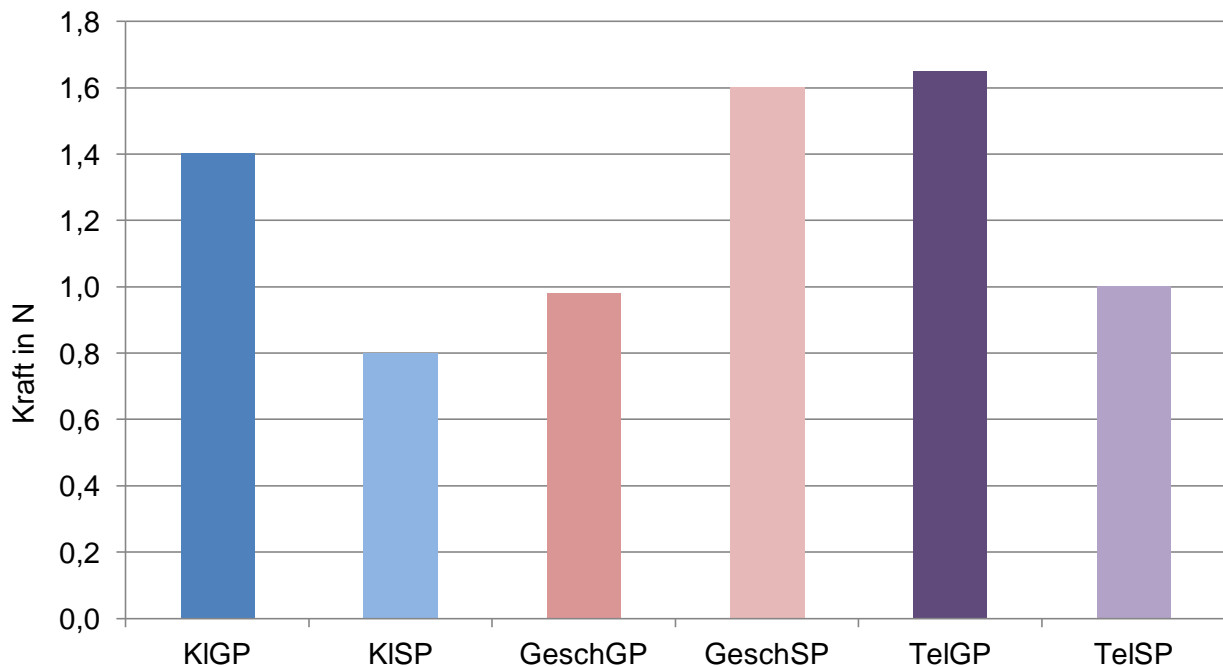


Abbildung 28: Vergleich der wie in Diagramm 23 festgelegten Kontaktpunkte bei Klammerprothesen (KI), Geschiebeprothesen (Gesch) und Teleskopprothesen (Tel) mit guter (GP) und schlechter (SP) Passung. Je besser eine Prothese sitzt, desto früher, also bei geringerer Kraft, sollte der Kontaktpunkt erreicht werden.

Bei den Teleskopprothesen liegt der Kontaktpunkt im Durchschnitt bei einer Kraft von 1,7 N für die gut sitzende und bei 1,0 N für die schlecht sitzende Prothese und ähnelt damit auch in diesem Punkt der Variante mit Klammerverankerung. Der Kontaktpunkt bei den Geschiebeprothesen liegt im Durchschnitt bei einer Kraft von 1,0 N für die gut sitzende Prothese und bei 1,6 N für die schlechter sitzende Prothese. Damit unterscheidet sie sich von den beiden anderen Verankerungssystemen nicht nur im Ausmaß der Bewegung ihres Ankerzahns, sondern auch darin, dass der Kontaktpunkt bei der Prothese mit guter Passung früher auftritt als bei der mit schlechter Passung.

Bei der Klammerprothese und bei der Teleskopprothese ist mehr Kraft nötig, um die gut passende Prothese (GP) an den Rand der Bewegungsfreiheit zu bringen als bei einer schlecht sitzenden Prothese (SP), was so nicht zu erwarten war. Dabei erreicht die Teleskopvariante das Ende ihres Bewegungsspielraums erst bei größerer einwirkender Kraft als das Klammersystem, was so auch nicht zu erwarten war.

Bei den Geschiebeprothesen ist hingegen weniger Kraft nötig, um den Bewegungsspielraum der gut sitzenden Prothese auszuschöpfen, als bei der schlecht sitzenden Prothese. Die Bewegungsfreiheit einer gut angepassten Prothese mit präzisiertem Verankerungselement ist gering. Daher wird der Kontaktpunkt schon bei geringer Belastung erreicht. Es findet wenig Bewegung im System statt.

#### **4.4 Vergleich der Passformen**

Bei einer Belastung des Prothesensattels mit 5,0 N zeigt sich kaum ein Unterschied zwischen guter und schlechter Passform bei der Klammerprothese. Etwas deutlicher fällt der Unterschied bei den Geschiebeprothesen aus. Nur bei den Teleskopprothesen ist ein deutlicher Unterschied zwischen guter und schlechter Passform erkennbar. Außerdem ist nur hier die Bewegung der Prothese bei schlechter Passform größer als bei guter Passform, was auch für andere Verankerungssysteme zu erwarten wäre (Abb. 24-27). Die Werte bei einer Belastung mit 10,0 N entsprechen denen bei 5,0 N. Auch bei der Rotationsbewegung bei einer Belastung mit 5,0 N bewegen sich bei Klammer- und

Geschiebeprothesen diejenigen mit schlechter Passform überraschenderweise weniger als die mit guter Passung. Bei den Teleskopprothesen ist dies auch hier entgegengesetzt, und dabei rotiert die schlecht sitzende Prothese mehr als 20-fach stärker als die gut sitzende. Bei einer Belastung mit 10,0 N ändert sich das Verhältnis nur bei den Klammerprothesen. Diese rotieren nun, wie auch die Teleskopprothesen, mit schlechter Passung mehr.

Der Kontaktpunkt, bei dem die Prothese auf dem Kieferkamm aufliegt und die Auslenkung von der Widerstandskraft der Gewebe abhängt, wird bei den Klammer- und Teleskopprothesen mit guter Passform erst bei größerem Kraftaufwand erreicht als bei den Prothesen mit schlechter Passform. Bei den Geschieben verhält sich dies entgegengesetzt. Dabei liegen die Unterschiede zwischen guter und schlechter Passform bei allen drei Prothesenarten etwa gleich weit auseinander (s. Abb. 28).

Es lässt sich bezüglich der verschiedenen Passformen der einzelnen Prothesensättel keine konkrete Aussage treffen. Der Prothesensattel wurde nach der Messung mit guter Passform basal abgeschliffen, um einen geringen Spalt zwischen Prothesensattel und Kieferkamm herzustellen. Dabei konnte nicht garantiert werden, dass dieser Spalt bei allen Prothesen und an allen Stellen zwischen Prothesensattel und Kieferkamm genau gleich war. Dies gilt insbesondere, wenn der Kieferkammverlauf natürlicherweise Unregelmäßigkeiten aufzeigte. Die Messwerte sind daher nur bedingt direkt miteinander vergleichbar.

## 5. Diskussion

Zahlreiche Studien am Modell oder am Patienten befassten sich mit den Auswirkungen verschiedener Verankerungselemente von Teilprothesen auf die Gesundheit des Ankerzahns. Fenner et al. (1956), Carlsson (1962), Goodkind (1973), Tebrock (1979) und weitere beobachteten eine Zunahme der Beweglichkeit des Ankerzahns. Frechette (1956), Kaires (1956), Kratochvil (1963), Clayton (1971) und andere stellten Zusammenhänge zwischen der Zahnbeweglichkeit und verschiedenen Verankerungssystemen, Positionen der okklusalen Auflage, der Beschaffenheit der großen Verbinder und der Ausdehnung der Prothesensättel her. Hekneby (1969) und Maxfield (1979) untersuchten auch den Einfluss der guten Passung der Prothesensättel auf die Bewegung am Ankerzahn. In den meisten klinischen Untersuchungen befasst man sich mit der zunehmenden Mobilität des Ankerzahns nach einer bestimmten Tragdauer der Prothese und nicht direkt mit der Bewegung des Ankerzahns während des Kauvorgangs. Die ständige Bewegung des Ankerzahns während des Kauens in eine Richtung verursacht auch seine erhöhte Mobilität (Piwowarczyk, 2007). Damit lassen sich die Ergebnisse dieser Langzeitstudien mit den Ergebnissen der Studien, die sich auf die Bewegung des Ankerzahns während des Kauvorgangs beziehen, vergleichen. Mit dieser Arbeit sollte eine neue Methode zur Erfassung der exakten Zahnbewegung bei präziser und voreingestellter Belastung mit dem Hexapod-Mess-System erprobt werden, um den unterschiedlichen Einfluss verschiedener Attachmentsysteme und verschiedener Passung der Prothesensättel auf die Zahnbewegung zu untersuchen.

### 5.1 Diskussion der Methode

Die Bestimmung der Ankerzahnbewegung bei Prothesenbelastung mit Hilfe des Hexapod-Mess-Systems war vielversprechend. Die Belastung der Prothesen lässt sich sowohl räumlich als auch in ihrer Größe exakt voreinstellen, die auftretenden Kräfte können über einen Sensor erfasst werden und die Bewegung des Ankerzahns kann in drei Richtungen mit größter Genauigkeit gemessen werden. In anderen Punkten müssen aber auch kleinere Kompromisse eingegangen werden. So kann zum einen der Proben-

halter des HexMeS auf Grund seiner Größe nur ein Fragment des Unterkiefers und keinen kompletten Unterkieferbogen aufnehmen. Dadurch ist vorgegeben, dass Messungen an einer bilateral abgestützten Prothese mit dieser Methode nicht möglich sind. Klinisch wird die Rotation einer Prothese in oro-vestibulärer Richtung durch die großen Verbinder und bestenfalls auch durch ihre Abstützung an Restzähnen der anderen Kieferhälfte eingeschränkt. Da diese Abstützung im Versuchsaufbau fehlt, ergeben die Messungen folglich die größte Rotation in oro-vestibulärer Richtung. Unilateral abgestützte Prothesen, so genannte Monoreductoren, spielen im Klinikalltag eine untergeordnete Rolle, so dass diese Rotationsrichtung vernachlässigt werden konnte. Von größerem Interesse ist die Rotation in mesio-distale Richtung, besonders da eine rein vertikale Belastung des Prothesensattels durchgeführt wird.

Zum anderen findet im Versuch die Belastung der Prothese nur in vertikaler Richtung entlang der Zahnachse statt. Bei einer natürlichen Kaubewegung mit zusätzlich seitlich auftretenden Kräften wären Prothesenbewegungen in oro-vestibulärer Richtung größer. Zu wünschen wäre eine Belastung, die der natürlichen Kaubewegung ähnlicher ist. Allerdings würde aus dieser Vielzahl an Belastungsrichtungen, jeweils für die verschiedenen Attachmentsysteme und Prothesenpassungen einzeln erfasst, eine Masse an Messwerten resultieren, die zu vergleichen und auszuwerten einen nicht unerheblichen Aufwand bedeuten würde.

Bei der Interpretation der Messwerte ist zu beachten, dass die Teleskopprothese eine Sonderstellung einnimmt. Im Gegensatz zu den anderen Prothesenvarianten ist der Positionsmarker bei der Teleskopprothese auf der mit der Prothese starr verbundenen Sekundärkrone und nicht auf dem Zahn selbst oder dessen Krone befestigt (vergleiche Abb. 12 in „Material und Methode“). Die Frage ist, ob andere Versuchsaufbauten das Ergebnis mehr oder weniger beeinflussen als dieser. Denkbar wäre z.B. eine Aussparung in der Sekundärkrone, durch die eine direkte Verbindung zwischen dem Zahn bzw. der Primärkrone und dem Positionsmarker erstellt werden könnte.

Die Ergebnisse der Messungen mit den Teleskopprothesen ähneln denen der Klammerprothesen in Bezug auf die Translationen und Rotationen. Zu erwarten wäre aber, dass

diese ähnlich präzisen Verankerungselemente wie die Geschiebe auch ähnlich geringe Bewegungen am Zahn zulassen, geringere auf jeden Fall, als bei den über Klammern verankerten Prothesen auftreten. Die Vermutung liegt nahe, dass bei Befestigung des Positionsmarkerns am Zahn selbst auch geringere Translations- und Rotationsbewegungen messbar wären, da in diesem Versuchsaufbau die Bewegung der Prothese bei ihrer Belastung und nicht die des Ankerzahns gemessen wird.

Die Herstellung der Prothesen mit schlechter Passform erfolgte durch Abschleifen der Prothesenbasis, bis ein geringer Spalt zwischen Prothese und Kieferkamm sichtbar wurde. Die exakte Größe dieses Spalts ließ sich nicht bestimmen und damit auch nicht reproduzieren, auch nicht, ob der Abstand zwischen Kieferkamm und Prothesenbasis überall gleich groß war oder die Prothese stellenweise nicht doch noch auf dem Kieferkamm auflag, besonders, wenn der Kieferkamm anatomische Unregelmäßigkeiten aufwies. So lassen sich die zum Teil widersprüchlichen Ergebnisse beim Vergleich der Prothesen mit guter Passung mit denen mit schlechter Passung erklären.

Was nicht außer Acht gelassen werden sollte, ist die unterschiedliche biologische Beschaffenheit der Proben. Genauso wie bei den verschiedenen Patienten weisen die einzelnen Unterkiefersegmente, die für die Messungen verwendet wurden, Unterschiede auf, die Einfluss auf das Ergebnis nehmen, im Vorhinein aber nicht vollständig ermittelt oder ausgeglichen werden können. So spielt neben der Länge und dem Durchmesser der Wurzeln, der Kippung der Ankerzähne und der Gesundheit des Ankerzahnparodonts auch die Qualität und Dicke der Kieferkamm mukosa eine Rolle. All diese Faktoren wurden, zum Teil auch mit Hilfe der Röntgenbilder, für alle verwendeten Proben ermittelt und möglichst ähnliche Unterkiefersegmente für die Messungen ausgewählt. Dennoch sind bei den insgesamt sechs verwendeten Proben individuelle Unterschiede vorhanden. Um auch die Proben völlig gleich und reproduzierbar zu erhalten, wären nur Messungen am künstlichen Modell möglich. Hier ließen sich unter Umständen sogar alle Messdurchgänge aller Prothesenvarianten an ein- und demselben Modell durchführen, was aus Gründen der Haltbarkeit natürlicher Gewebe mit den Unterkiefersegmenten der Schweine nicht möglich war.

Für diese Arbeit fiel die Entscheidung aber bewusst gegen Kunststoffmodelle und für Schweinekiefer aus, um Ankerzahn, Parodontalligament und Kieferkammukosa so natürlich wie möglich zu erhalten und damit die Ergebnisse besser auf den Menschen übertragen zu können.

## **5.2 Diskussion des Einflusses von Attachmentsystem und Passgenauigkeit des Prothesensattels**

Die Anzahl der für diese Arbeit durchgeführten Messungen ist zu gering für eine statistische Auswertung der Ergebnisse. So lässt sich keine allgemein gültige Aussage über die Bewegung von Ankerzähnen unter Belastung in Abhängigkeit von Ankersystem und Prothesenpassung formulieren. Für die Fragestellung der Arbeit, die Bewertung der Methode, ist die Anzahl der Messdurchgänge jedoch ausreichend. Der Vergleich der ermittelten Ankerzahnbewegungen ermöglicht die Bewertung der Methode.

Im Bereich der Translation zeigt die Teleskopprothese mit schlechter Passung des Prothesensattels mit Abstand die größte Beweglichkeit. Dieses Ergebnis lässt sich durch die Befestigung des Positionsmarkers auf der Prothese und nicht auf dem Zahn selbst erklären. Da der Prothesensattel nicht optimal vom Kieferkamm abgestützt wird, bewegt sich die Prothese bei Belastung vermehrt. Dieser Anstieg der Prothesenbeweglichkeit wird aber nicht in gleichem Maße auf den Ankerzahn übertragen. Auch hier steigt bei schlechter Prothesenpassung die Bewegung, aber verhältnismäßig geringer als an der Prothese selbst. Dies ist in diesem Versuch auch daran erkennbar, dass bei den Klammerprothesen und bei den Geschiebeprothesen, wo der Positionsmarker am Ankerzahn befestigt ist, der Unterschied zwischen den Prothesen mit guter und mit schlechter Passung deutlich geringer ist als bei den Teleskopprothesen. Aus diesen Beobachtungen ergeben sich zwei Resultate. Zum einen zeigt sich, dass die Prothese mit schlechter Passung eine deutlich erhöhte Beweglichkeit bei gleicher Belastungsrichtung und -stärke zeigt als eine Prothese, die suffizient vom Kieferkamm abgestützt wird. Zum anderen wird deutlich, dass diese erhöhte Beweglichkeit der Prothese nicht zu 100 % auf den Ankerzahn übertragen wird. Auch dieser bewegt sich bei schlechter Sattelpassung



vermehrt, aber weniger als die Prothese selbst. Für weitere Messungen mit diesem System wäre enorm wichtig, den Aufbau für die Teleskopprothesen denen der anderen Prothesen anzupassen. Auch hier muss der Positionsmarker am Ankerzahn bzw. an der Primärkrone befestigt werden, um die Ergebnisse vergleichbar zu machen.

Bezogen auf die Größe der Bewegung am Ankerzahn zeigt die Teleskopprothese mit schlechter Passung des Sattels eine größere Beweglichkeit als die Klammerprothese mit guter Passung. Der Unterschied zu den Ergebnissen der Klammerprothese mit schlechter Passung und auch zu denen der Teleskopprothese mit guter Passung ist ausgesprochen gering. Bemerkenswert ist, dass die Klammerprothese, bei der der Prothesensattel gut vom Kieferkamm abgestützt wird, mehr Bewegung am Ankerzahn hervorruft als die gleiche Prothese, die nicht gut auf dem Kieferkamm aufliegt. Das gleiche Verhältnis zeigen auch die Geschiebeprothesen mit guter und schlechter Prothesenpassung, auch wenn der Unterschied nur gering ist. Insgesamt verursachen die Geschiebeprothesen deutlich weniger Bewegung am Ankerzahn - sowohl mit guter aber auch mit schlechter Passung - als die anderen beiden Verankerungssysteme. Da dieses Verankerungselement wenig Bewegungsspiel zulässt und eine günstige Kraftübertragung auf den Ankerzahn gewährleistet, war dieses Ergebnis durchaus zu erwarten. Es zeigen sich kaum Veränderungen der Auslenkung am Ankerzahn bei Belastung mit 10,0 N im Vergleich zu der Belastung mit 5,0 N, weder in der Größe der Werte noch in ihrem Verhältnis zueinander.

Die größten Rotationswerte ergaben sich bei allen Messungen in oro-vestibulärer Richtung. Da die Rotation in diese Richtung in der klinischen Situation durch Abstützung der Prothese auf der Gegenseite des Kiefers über den großen Verbinder deutlich eingeschränkt wird wurde für die Auswertung der Ergebnisse die Werte der Rotationsbewegung in mesio-distale Richtung verwendet, da bei distaler Belastung der Prothese auch eine Ankerzahnbewegung in dieser Richtung zu erwarten war. Eine Rotation um die Zahnachse fand nicht statt. Die Werte der Rotationsbewegungen variieren sehr stark. Da vereinzelt auch negative Werte ermittelt wurden, d.h. die Prothese bei ansteigender Belastung in gleicher Richtung auch in die Gegenrichtung rotiert, sind die Durchschnittswerte nur bedingt sinnvoll vergleichbar. So scheinen bei Betrachtung der errech-

neten Mittelwerte die Geschiebeprothese mit schlechter Passung und auch die Teleskopprothese mit guter Passung kaum eine Rotationsbewegung auszuführen. Tatsächlich eliminieren sich jedoch nur die positiven und negativen Messwerte. Doch auch bei den Rotationsbewegungen wird deutlich, dass sich der Zahn der über Geschiebe verankerten Prothese am geringsten bewegt bei Belastung, während die Ankerzähne der Klammerprothesen und der Teleskopprothesen eine größere und einander ähnliche Bewegung aufweisen. Die Rotation erhöht sich bei allen Prothesenvarianten, wenn die Belastung von 5,0 N auf 10,0 N ansteigt, deutlicher als bei der Translationsbewegung. Grundsätzlich variieren die Messwerte bezüglich der Rotationsbewegung so deutlich, dass sich nur schwer eine Aussage über die Rotation eines Ankerzahns bei Belastung der Prothese treffen lässt.

### **5.3 Schlussfolgerung**

Abschließend lässt sich sagen, dass die Messung der Ankerzahnbewegung mit Hilfe des Hexapod-Mess-Systems als alleinige Methode kritisch zu betrachten ist. Eindeutig zeigt sich, dass die Prothesen, die über das Geschiebesystem verankert wurden, die geringste Bewegung am Ankerzahn verursachen. Um die Wirkung von Teleskopprothesen auf ihre Ankerzähne untersuchen zu können, muss vorher der Versuchsaufbau wie oben beschrieben geändert werden, damit die Bewegungen am Ankerzahn und nicht an der Prothese gemessen werden können. Die Ergebnisse bezüglich der Passung des Prothesensattels zum Kieferkamm sind widersprüchlich. So zeigt sich z.B. mehr Bewegung am Ankerzahn sowohl der Klammerprothesen als auch der Geschiebeprothesen bei den Prothesen mit guter Sattelpassung, was so nicht zu erwarten war. Eine mögliche Erklärung für dieses Ergebnis wäre, dass die Kameras den Laserpunkt aus dem Positionsmarker aus dem Fokus verlieren, wenn sich die schlecht sitzenden Prothesen zu stark bewegen, und das Steuerprogramm des Hexapod-Mess-Systems mit einem falschen Leuchtpunkt weiterrechnet. Natürlich würde eine größere Anzahl von Messdurchgängen, die für die statistische Auswertung der Ankerzahnbewegung nötig ist, den Einfluss von Falschmessungen verringern. Vorher sollten jedoch die Faktoren, die vermut-

lich für diese Falschmessungen verantwortlich sind, gefunden und ausgeschlossen werden. Vorstellbar wäre eine Studie, die die Messungen mit dem HexMeS mit z.B. klinischen Untersuchungen und der Erstellung von FE-Untersuchungen kombinieren würde, um die Ergebnisse wechselseitig zu bestätigen oder zu widerlegen.

## 6. Zusammenfassung

Mit dieser Arbeit sollte eine Methode erprobt werden, die Bewegung von Ankerzähnen bei Belastung von Freidendprothesen sowohl in ihrer Größe als auch in ihrer Richtung zu erfassen. Um die natürlichen Verhältnisse möglichst genau darzustellen, wurden Unterkiefersegmente von Hausschweinen als Modelle ausgewählt. So konnte das Verhalten von Zähnen in natürlichem Parodontalligament sowie die Bewegung der Prothese auf natürlicher Kieferkammukosa beobachtet werden. Prothesen mit den drei gängigsten Verankerungssystemen, gegossene Klammern, Teleskopkrone und Geschiebe, wurden hergestellt. Für die experimentellen Untersuchungen wurde das Hexapod-Mess-System (HexMeS) verwendet. Mit Hilfe der drei Kameras des Hexapod-Mess-Systems konnten Bewegungen im Mikrometerbereich in drei Ebenen gemessen werden. Der Sensor des HexMeS ermittelte die dabei auftretenden Kräfte. Die Bewegungen des Ankerzahns bei Belastung wurden mit Hilfe eines Laserpunktes von drei Kameras in drei Translationen und drei Rotationen erfasst. Mit jeder Prothesenart wurden mehrere Messdurchgänge durchgeführt, und zwar jeweils mit optimaler und anschließend mit schlechter Prothesenpassung, um auch den Einfluss dieses Faktors auf die Bewegung des Ankerzahns zu untersuchen. Die Belastung erfolgte mit geringer Geschwindigkeit von etwa 1 mm/Min, auf den Prothesensattel etwa 15 mm vom Ankerzahn. Die auftretende Kraft wurde gegen die erfasste Ankerzahnbewegung in einem Diagramm aufgestellt. Dabei entstanden drei Graphen jeweils für die drei Raumachsen, welcher den Ergebnissen einer einzelnen der drei Kameras entsprach.

In allen Messungen zeigte sich, dass die über ein Geschiebe verankerten Prothesen die geringste Bewegung am Ankerzahn bei Belastung der Prothese verursachten, dies sowohl bei guter, als auch bei schlechter Prothesenpassung. Die Prothesen, die über Klammern verankert wurden, ähnelten in ihrem Einfluss auf den Ankerzahn den Prothesen, die über Teleskopkronen verankert waren. Dabei ist zu beachten, dass bei den Teleskopkronen auf Grund ihres Aufbaus der Lasermarker im Gegensatz zu den anderen Prothesenarten nicht am Zahn selbst, sondern an der Sekundärkrone der Prothese befestigt war. Damit spiegeln die gemessenen Ergebnisse mehr die Bewegung der Prothese und weniger die des Ankerzahns wieder. Der Vergleich der Prothesen mit guter

und schlechter Passung erbrachte keine systematischen Unterschiede zwischen den verschiedenen Verankerungselementen. Auch die ermittelten Rotationsbewegungen der einzelnen Proben zeigten kein konstantes Verhalten.

So lässt sich abschließend sagen, dass das Hexapod-Mess-System in der hier verwendeten Messanordnung nur bedingt für die Messung der Ankerzahnbewegung bei Belastung der Prothese geeignet ist. Bevor eine große Anzahl an Messungen für eine statistische Auswertung durchgeführt werden, muss das Messverfahren optimiert werden.

## 7. Literaturverzeichnis

Atwood DA. Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiography of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. J Prosth Dent 1963, 13: 810-824

Bahmüller S, Platte G, 2012: [www.zahnlux.de](http://www.zahnlux.de) (Zugriffsdatum 07.07.2012)

Bazirgan M, Bates JF. Preliminary study of a method of measuring removable partial denture abutment tooth movement in vitro and in vivo. J Prosth Dent 1986; 56: 204-207

Boden P, 2011: [www.za-boden.de](http://www.za-boden.de) (Zugriffsdatum 30.03.2012)

Browning JD, Eick JD, Mc Garrath HE. Abutment tooth movement measured in vivo by using stereophotogrammetry. J Prosth Dent 1987; 57:323-328

Carlsson GE, Hedegard B, Koivumaa KK. Studies in partial dental prosthesis III. A longitudinal study of mandibular partial dentures with double extension Saddles. Acta Odontol Scand 1962; 20: 95-119

de Cassan K, 2011: [www.zahnwissen.de](http://www.zahnwissen.de) (Zugriffsdatum 27.07.2012)

Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. J Prosth Dent 1971; 25: 44-55

Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. Clasp assembly modifications and their effect on abutment tooth movement. J Prosth Dent 1972; 27: 160-167

Cecconi BT. Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth. J Prosth Dent 1974; 32:141-151

Christensen GJ. Ridge preservation: Why not? J Am Dent Assoc 1996; 127: 669

Christidou L, Osborne J, Chamberlain JB. The effects of partial denture design on the mobility of abutment teeth. Br Dent J 1973; 135: 9-18

Clayton JA, Jaslow C. A measurement of clasp forces on teeth. J Prosth Dent 1971; 25: 21-43

Dutton DA, Kydd WL, Smith DE. Lateral forces exerted on abutment teeth by partial dentures. J Am Dent Assoc 1964; 68: 859-863

Eick JD, Browning JD, Stewart CD, McGarrah HE. Abutment tooth movement related to fit of a removable partial denture. J Prosth Dent 1987; 57: 66-72

Elsevier (Hrsg.). Lexikon Zahnmedizin, Zahntechnik. 1. Aufl. München: Elsevier Urban & Fischer; 2000

Fallschlüssel GKH. Untersuchungen zur Anatomie des zahnlosen Oberkiefers, Eine implantatbezogene Pilotstudie. Dtsch Z Zahnärztl Implantate II 1986a: 64-72

Feingold GM, Grant AA, Johnson W. The effect of partial denture design on abutment tooth and saddle movement. J Oral Rehabil 1986; 13: 549-557

Feingold GM, Grant AA, Johnson W. The effect of variation of residual ridge angle on partial denture abutment tooth movement. J Oral Rehabil 1988; 15: 379-384

Fenner W, Gerber A, Mühlemann HR. Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis. J Prosth Dent 1956; 6: 520-525

Frechette A. Influence of partial denture design on distribution of force on abutment teeth. J Prosth Dent 1956; 6: 195-212

Gay WD: Laboratory procedures for fitting removable partial denture frameworks. J Prosth Dent 1978; 40: 227-229

Gentzsch R, 2001: [www.herzog-gentzsch.de](http://www.herzog-gentzsch.de) (Zugriffsdatum 30.03.2012)

Goodkind RJ. The effects of removable partial dentures on abutment tooth mobility: A clinical study. J Prosth Dent 1973; 30: 139-146

Gruber H, Solar P, Ulm CW: Anatomie und atrophiebedingte Veränderungen der Kieferknochen. In: Watzek G, Hrsg. Enossale Implantologie in der oralen Chirurgie. Berlin: Quintessenz Verlag 1993: 46-53

Hekneby M. Distribution of load with the lower free-end partial denture. Acta Odontol Scand 1969; 27: 55-58

Hoffmann-Axthelm W. Die Geschichte der Zahnheilkunde. Berlin: Quintessenz Verlag, 1985

Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH. Stress distribution and Abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. J Oral Rehabil 1999; 26: 111-116

Itoh H, Baba K, Aridome K, Okada D, Tokuda A, Nishiyama H, Miura H, Igarashi Y. Effect of direct retainer and major connector designs on RPD and abutment tooth movement dynamics. J Oral Rehabil 2008; 35: 810-815

Jin X, Sato M, Nishiyama A, Ohyama T. Influence of loading positions of mandibular unilateral distal extension removable partial dentures on movement of abutment tooth and denture base. J Med Dent Sci 2004; 51: 155-163

Kaires AK. Effect of Partial Denture Design on Bilateral Force Distribution. J Prosth Dent 1956; 6: 373-385



Keilig L, Bourauel C, Grüner M, Hültenschmidt R, Bayer S, Utz K-H, Stark H. Aufbau und Erprobung eines neuartigen Messsystems für die dentale Biomechanik – Messprinzip und Beispielmessungen des Hexapod-Mess-Systems. *Biomedizinische Technik* 2004; 49: 208-215

Kratochvil FJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J Prosth Dent* 1963; 13: 114-124

Kratochvil FJ, Caputo AA. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. *J Prosth Dent* 1974; 32: 52-61

Lekholm U, Zarb GA. Patient selecting and preparation. In: *Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., 1985: 199-209

Ludwig P, Niedermeier W. Teilprothese. In: *Checklisten der Zahnmedizin Prothetik*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2002: 65-103

Maxfield JB, Nicholls JI, Smith DE. The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial dentures. *J Prosth Dent* 1979; 41: 134-142

Menétrey JP. Etude Experimental Comparative sur divers Types de Crochets et la Couronne Telescopique dans les Classes I et II de Kennedy. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 1966; 76: 557-573

Mizuuchi J, Yatabe M, Sato M, Nishiyama A, Ohya T. The effects of loading locations and direct retainers on the movements of the abutment tooth and denture base of removable partial dentures. *J Med Dent Sci* 2002; 49:11-18

Mühlemann H. Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. *Oral Surg* 1951; 4: 120-133

Nally JN. Methods of handling abutment Teeth in Class I partial dentures. J Prosth Dent 1973, 30: 561-566

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 1992; 19: 585-594

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 1993; 20: 69-77

Piwowarczyk A, Köhler K-C, Bender R, Büchler A, Lauer H-C, Ottl P. Prognosis for Abutment teeth of removable dentures: A retrospective study. J Prosthodont 2007, 16: 377-382

Puhlmann H, 2012: [www.praxis-puhlmann.de](http://www.praxis-puhlmann.de) (Zugriffsdatum 31.03.2012)

Seilnacht T, 2010: [www.digitalefolien.de](http://www.digitalefolien.de) (Zugriffsdatum 22.11.2010)

Setz J, Körber E. Totalprothetik. In: Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M, Hrsg. Zahnärztliche Prothetik. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2007: 134-136

Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. J Proth Dent 1972; 89: 427-435

Tebrock OC, Rohen RM, Fenster RK, Pelleu GB. The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal-extension removable partial dentures. J Prosth Dent 1979; 41: 511-516

Weber H, Setz J. Teilprothetik. In: Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M, Hrsg. Zahnärztliche Prothetik. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2007: 134-136

Würfel F, 2012: [www.zahnarztpraxis-dr-wuerfel.de](http://www.zahnarztpraxis-dr-wuerfel.de) (Zugriffsdatum 31.03.2012)

Zlatic DK, Celebic A, Valentic-Peruzovic M. The effect of removable partial dentures on periodontal health of abutment and non-abutment teeth. *J Periodontol* 2002; 73:137-144

## 8. Danksagung

Für die Überlassung des Themas danke ich Prof. Dr. med. dent. H. Stark, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften der Universitätszahnklinik Bonn.

Meinem Doktorvater Prof. Dr. rer. nat. Chr. Bourauel danke ich herzlich für die fachliche Betreuung und rasche Begutachtung meiner Arbeit.

Besonderer Dank gilt Dr. rer. nat. L. Keilig, der mir über all die Zeit immer mit Rat und Tat zur Seite stand, immer ansprechbar war und mich bei meinen Messungen am Hex-MeS unterstützte. Inhaltlich aber auch bezogen auf das Layout der Arbeit durfte ich in allen Phasen ihrer Entstehung von seinem Wissen profitieren.

Zahntechnikermeister R. Hültenschmidt danke ich für die pünktliche Herstellung passgenauer Prothesen für meine Schweinekiefer.

Meinen Eltern Dr. Heidemarie Vieweg und Dr. Wolfgang Vieweg danke ich sehr für den Ansporn zu dieser Arbeit sowie meiner Mutter für stetes Motivieren, Unterstützung über all die Zeit und erste Korrekturen bezüglich Orthographie und Grammatik.

Bei meinem Cousin Timo Becker bedanke ich mich herzlich für kontinuierliche Hilfe in Computerangelegenheiten, den Entwurf der Versuchsskizzen in Kapitel 4.1 sowie für finale Layoutkorrekturen.