

**Numerische Analyse der biomechanischen
Eigenschaften
prothetischer Verankerungselemente**

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

Silke Maria Schneider

aus Remscheid

2017

Angefertigt mit der Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. med. dent. Friedhelm Heinemann

Tag der Mündlichen Prüfung: 02.06.2017

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

1.	Einleitung	5
1.1	Kieferkammatrophy nach Zahnverlust	5
1.2	Prothetische Versorgung teilbezahnter Kiefer	7
1.2.1	Temporäre Versorgung	7
1.2.2	Definitive Versorgung	8
1.3	Prothesendynamik	8
1.4	Gestaltung einer partiellen Prothese	12
1.5	Verankerungselemente	13
1.5.1	Herausnehmbarer Zahnersatz: Modellguss mit gegossenen Klammern	14
1.5.2	Kombiniert festsitzend-herausnehmbarer Zahnersatz	16
1.5.3	Verankerungselemente in klinischen und experimentellen Studien	22
1.6	Finite-Elemente-Methoden	24
2.	Fragestellung und Ziele	27
3.	Material und Methode	28
3.1	Modellerstellung	28
3.2	Prothesengestaltung	30
3.2.1	Modellguss	30
3.2.2	Teleskop	33
3.2.3	Geschiebe	34
3.3	Belastung	36
3.4	Simulationen	38
4.	Ergebnisse	40
4.1	Verschiebung	40
4.2	Spannung	43
4.3	Verzerrung	49
4.4	Einzelzahnbetrachtung	57

5.	Diskussion	68
5.1	Diskussion von Material und Methode.....	68
5.2	Diskussion der Ergebnisse	70
5.3	Einordnung der Ergebnisse anhand der Literatur.....	73
5.4	Klinische Schlussfolgerungen.....	76
6.	Zusammenfassung.....	78
7.	Literaturverzeichnis	80
8.	Danksagung.....	85

1. Einleitung

Zahnärztliche Prothetik befasst sich mit dem Ersatz fehlender Zähne durch festsitzenden Zahnersatz und herausnehmbare Prothesen. Folgen des Zahnverlustes ohne prothetische Versorgung können die Minderung der Kaufunktion oder die Destabilisierung der Nachbarzähne und Antagonisten sowie Kiefergelenksprobleme, Einschränkungen in Phonetik und Ästhetik sein. Um diesen und unzähligen weiteren Folgen eines unkompenzierten Gebisschadens vorzubeugen, wurde schon seit der Antike versucht, fehlende Zähne zu ersetzen. War dies lange nur durch den Wunsch nach Ästhetik bestimmt, bekam die Wiederherstellung der Funktion im 19. und 20. Jahrhundert größere Bedeutung und die Prothetik entwickelte sich zum Fachgebiet der Zahnmedizin (Alt, 2005).

1.1 Kieferkammatrophy nach Zahnverlust

Nach Extraktion nichterhaltungswürdiger Zähne erfolgt ein funktioneller Umbau der Knochenalveole des nun fehlenden Zahnes. Die Belastung des Knochens und somit auch die Kraftweiterleitung der Kaukraft verändern sich von einer physiologischen zu einer meist eher unphysiologischen Belastung durch ganz oder teilweise schleimhautgetragenen Zahnersatz. Daraus resultiert neben dem Verlust der Knochenhöhe auch eine deutliche Verringerung der Knochendichte und es entsteht eine aufgelockerte Struktur der Spongiosa (Riediger, 2009), der Kieferknochen atrophiert. Der Grad der Atrophie lässt sich mithilfe der Resorptionsklassen nach Cawood und Howell (1988) einteilen (siehe Abbildung 1). Begünstigt wird dieser Prozess noch durch die verminderte Zellteilungsrate und die Reduktion der osteogenetischen Aktivität im Alter. Die Resorption des Alveolarknochens beträgt im ersten Jahr nach Zahnverlust etwa 0,5 mm im Oberkiefer und ca. 1,2 mm im Unterkiefer. In den Folgejahren verringert sich die Resorptionsrate auf etwa 0,1 mm im Oberkiefer und 0,4 mm im Unterkiefer.

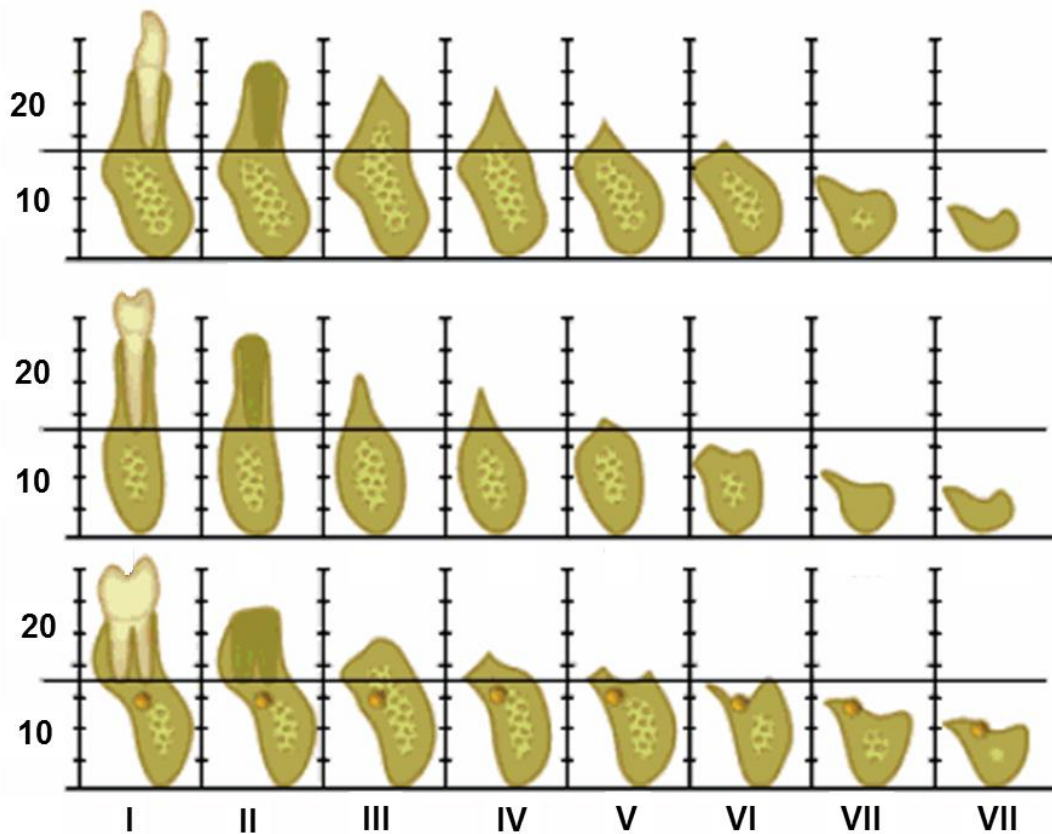


Abb. 1: Resorptionsklassen nach Cawood und Howell. Nach Extraktion eines Zahnes kommt es zu Remodeling und die Alveole bildet sich zurück (Klasse II bis III). Je nach Stärke der einwirkenden Faktoren kommt es im weiteren Verlauf zu einer unterschiedlichen Resorptionsklasse (III bis VIII) (nach Cawood und Howell, 1988).

Bedingt durch den Schwund des Alveolarknochens nimmt auch die Größe der Gingiva propria, der befestigten Schleimhaut, ab. Ihre Fasern sind fest mit dem Periost verbunden und ihr subepitheliales Bindegewebe ist stärker ausgeprägt und somit belastbarer als die Alveolarmukosa. Diese Abnahme hat zur Folge, dass Bänder und Muskelansätze näher an die Gingiva propria heranrücken (Riediger, 2009). Dies hat wiederum zur Folge, dass die Größe der Oberfläche, die zur Abstützung einer Prothese geeignet ist, ständig abnimmt und somit die Kaukraftverteilung zusätzlich ungünstig beeinflusst.

Als für die Atrophie beschleunigende Faktoren werden die Folgenden diskutiert: vorgeschädigter Knochen, mangelhafte Okklusion, Artikulation und Statik. Ein besonderer Faktor für die individuell sehr unterschiedlich schnell verlaufende Atrophie scheint auch der Verlust der vertikalen Relation bei mangelhafter Unterfütterung zu sein (Niedermeier, 2005).

1.2 Prothetische Versorgung teilbezahnter Kiefer

Ab einem Verlust von mehr als vier Zähnen oder einer ein- oder beidseitigen Freundsituation in einem Kiefer ist laut Kassenzahnärztlicher Bundesvereinigung eine Versorgung des teilbezahnten Kiefers mit einer herausnehmbaren Prothese als Regelversorgung indiziert. Auch bei fraglicher Prognose möglicher Pfeilerzähne einer Brücke und einem vorgeschädigten Parodontium sowie bei mangelnder Mundhygiene und Compliance seitens des Patienten kann außerhalb dieser Befundklasse der KZBV eine herausnehmbare Versorgung indiziert sein.

Herausnehmbare Teilprothesen lassen sich unter verschiedenen Gesichtspunkten unterteilen, unter anderem nach angestrebter Dauer der Versorgung:

1. Temporäre Versorgung:

- Interims- oder Immediatprothese

2. Dauerhafte Versorgung:

- Teilprothesen mit vorhandenem Restzahnbestand
- Versorgung mit Implantaten und festsitzendem Zahnersatz

1.2.1 Temporäre Versorgung

Insbesondere bei einem Befund mit mehreren nicht erhaltungswürdigen Zähnen und auch bei Implantatsetzung erfolgt zunächst eine temporäre Versorgung zum Erhalt der Kaufunktion mit Interimsprothesen, damit nach erfolgter Extraktion und/oder Implantatsetzung die Wundheilung abgewartet werden kann. Interims- und Immediatprothesen sind Kunststoffprothesen mit gebogenen Drahtklammern und unterscheiden sich nur im Zeitpunkt der Eingliederung. So werden Immediatprothesen direkt nach Extraktion eingesetzt, Interimsversorgungen erst einige Zeit später.

Die Basis dieser Prothesen ist auf die gesamte befestigte Mukosa ausgedehnt und besteht ausschließlich aus Kunststoff. Die Verankerung erfolgt nur über Drahtklammern, die aus V2A-Stahl vom Zahntechniker handgebogen werden. Somit sind diese Klammern nur bedingt gleichmäßig an den Pfeilerzähnen anliegend und sowohl parodontal als auch im Hinblick auf die Kariesprävention ungünstig. Zudem erfolgt die Belastung der Pfeilerzähne ungleichmäßig und auch der Kieferknochen ist ungleichmäßig belastet (Scheller, 1996).

1.2.2 Definitive Versorgung

Die definitive Versorgung kann nach Abschluss der Interimsphase erfolgen. In dieser Phase wurden alle chirurgischen, konservierenden, endodontischen und parodontologischen Vorbehandlungen durchgeführt, die Abheilung der beteiligten Gewebe abgewartet und sichergestellt. Bei Implantatsetzung erfolgt die definitive Versorgung erst nach Einheilung. Es ist natürlich möglich, je nach klinischer Situation, eine beidseitige Freundsituation im Unterkiefer festsitzend mit Implantaten zu versorgen oder auch eine Teilprothese durch Implantate zusätzlich zu stabilisieren und die Kaukräfte so günstiger zu verteilen (Gernet et al., 2011). Im Folgenden wird jedoch der Lesbarkeit halber auf diese Versorgungsmöglichkeiten nicht weiter eingegangen.

1.3 Prothesendynamik

Für den Tragekomfort von Prothesen ist es essentiell, dass sie beim täglichen Kauen, Sprechen, Lachen und anderen Bewegungen lagestabil sind. Ist dies nicht der Fall, kann es zu Druckulzera, Alveolarfortsatzresorption und Pfeilerzahnschädigung kommen. Um diese Lagestabilität zu erreichen, muss die Prothese gegen destabilisierende Kräfte möglichst widerstandsfähig sein.

In der Hauptsache sind diese Krafteinwirkungen:

- **Druckkräfte:**
Diese liegen bei Kaubelastung zwischen 50 und 400 N, parafunktionell können deutlich höhere Werte auftreten.
- **Zugkräfte:**
Zugkräfte entstehen durch Schwerkraft im Oberkiefer und zähe oder klebrige Speisen und bewegen sich zwischen 5 und 30 N.
- **Schubkräfte:**
Schubkräfte sind wenig untersuchte Kräfte, daher sind sie in ihrer Größe nicht einzuschätzen.

Die möglichen Abstützungs- und Lagerungsformen lassen sich wie folgt gliedern:

- Rein parodontal:
Es erfolgt ausschließlich Kraftübertragung auf Restzähne, dadurch wird das Tegument geschont. Dies ist nur möglich bei ausreichendem Restzahnbestand und guter parodontaler Situation. Dies wird auch physiologische Abstützung genannt.
- Rein mukosal:
Die Prothesenlagerung erfolgt ausschließlich auf dem Tegument (unphysiologische Abstützung). Es kommt zur Kaukraftreduktion und verstärkter Atrophie. Die Prothesenlagerung ist oft bei Interimsversorgungen notwendig, oder auch wenn Restzähne nicht vorhanden sind. Die Belastbarkeit einer rein tegumental gelagerten Prothese liegt bei 1/3 der Belastbarkeit einer natürlichen Zahnreihe (Strub et al., 2005).
- Parodontal-mukosal:
Die Kaukraftverteilung erfolgt auf Pfeilerzähne und Tegument. Dies ist der Fall bei Freiendsituationen und/oder großen Prothesensätteln.

Nach Steffel (1962) lässt sich die Abstützung einer Teilprothese auf möglichen Pfeilern folgendermaßen einteilen:

- polygonal,
- linear und
- punktuell.

Bei einer polygonalen Abstützung, zum Beispiel triangulär oder quadrangulär, ist durch Verbindung der Abstützungspunkte die Konstruktion eines Abstützungsfeldes möglich (siehe Abbildung 2). Sind nur noch zwei potentielle Pfeiler übrig, kann die Prothese nur noch linear parodontal abgestützt werden. Nach Weber und Setz (2011) sollte diese Abstützungsart nochmals differenziert werden in die tangential-periphere Abstützung, bei der die künstlichen Zähne nur auf einer Seite der Stützlinie aufgestellt werden, und der diagonal-zentralen Abstützung mit Zähnen auf beiden Seiten der Stützlinie. Letztere ist ungünstiger, da die Prothese nach zwei Seiten um die Stützlinie rotieren kann. Ist der Kiefer bis auf einen Zahn unbezahlt, lässt sich die Prothese nur noch punktuell abstützen. Da der verbliebene Pfeilerzahn in diesem Fall einer sehr großen Belastung auch im Hinblick auf die möglichen Rotationsachsen ausgesetzt ist, sollte auf eine starre Lage-

nung des Zahnersatzes auf einem Pfeiler verzichtet werden und zum Beispiel eine Versorgung mit einem Resilienzteleskop angedacht werden.

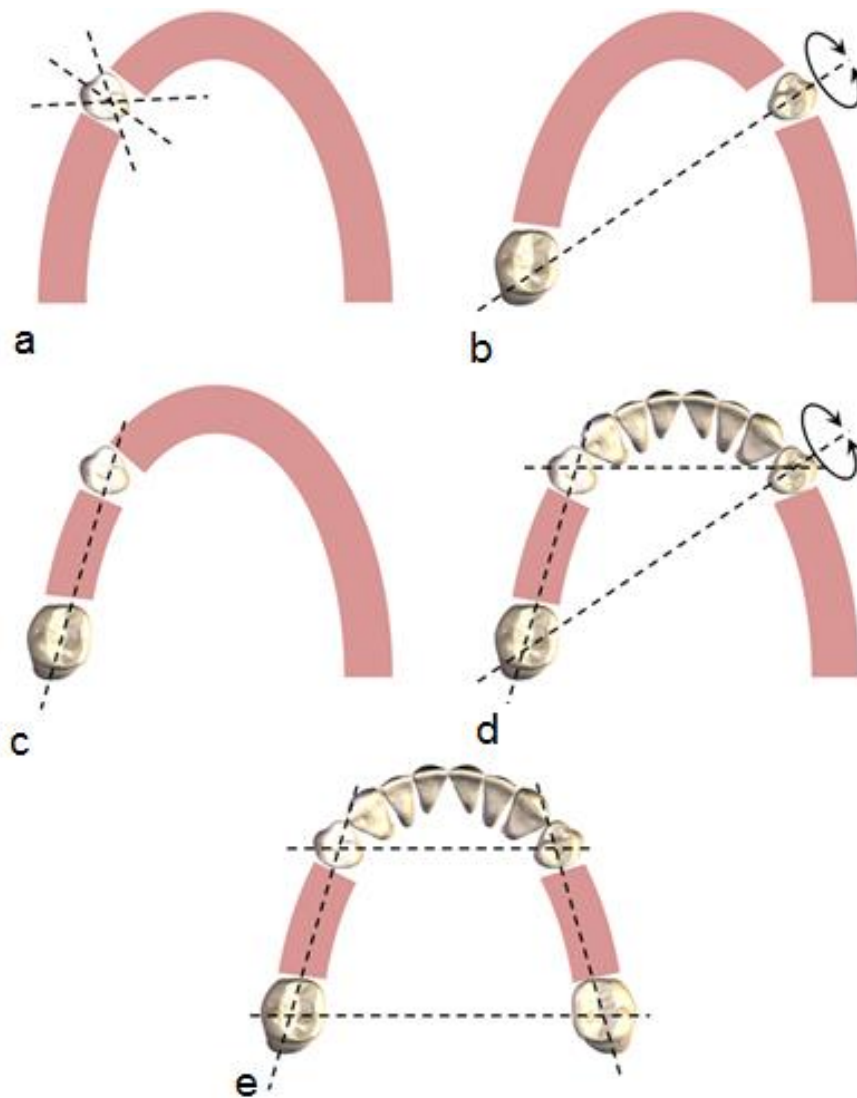


Abb. 2: Abstützungsformen von Teilprothesen. Teilbild **a)** zeigt eine punktförmige Abstützung, Teilbild **b)** eine diagonal-zentrale Stützlinie, Teilbild **c)** dagegen eine tangential-periphere Stützlinie. Bei drei Abstützungspunkten ergibt sich ein trianguläres Stützfeld (Teilbild **d)**), bei vier Punkten sogar ein quadranguläres Stützfeld (Teilbild **e)**) (nach Gernet et al., 2011)

Im Zusammenhang mit der vorliegenden numerischen Analyse liegt das Augenmerk besonders auf der linearen Abstützung bei Freundsituationen. Es erfolgt eine mukosale Lagerung mit parodontaler Abstützung. Je nach Belastungsort wird die Kraft mehr auf das Parodont oder das Tegument übertragen. Ziel ist es, die Hauptbelastung achsgerichtet hauptsächlich auf das Parodont und weniger auf die Mukosa einzuleiten, da es bei

Fehl- und Überbelastungen schnell zu Druckulzera und langfristig zur Druckatrophie des Kieferknochens kommen kann. Bei Belastung am Abstützungsort erfolgt die Kraftübertragung fast ausschließlich auf das Parodont des Pfeilerzahnes, je distaler die Belastung auftritt, desto mehr Kraft wird auf die Mukosa übertragen, die aufgrund ihrer höheren Resilienz zu einem stärkeren Einsinken des Freiersattels führt. Bei einer sattelnahen Abstützung wird somit das dorsale Parodont des Pfeilerzahnes geschützt, gleichzeitig aber auch die Mukosa ungleichmäßig belastet. Um die Belastung gleichmäßiger zu verteilen, bietet sich eine sattelferne Abstützung an einem Zahn weiter anterior oder an der mesialen Seite des Pfeilerzahnes an (siehe Abbildung 3). Durch die Verlagerung der Rotationsachse erfolgt die Einlagerung der Mukosa gleichmäßiger und damit mukosa- und knochenschonender (Weber und Setz, 2011).

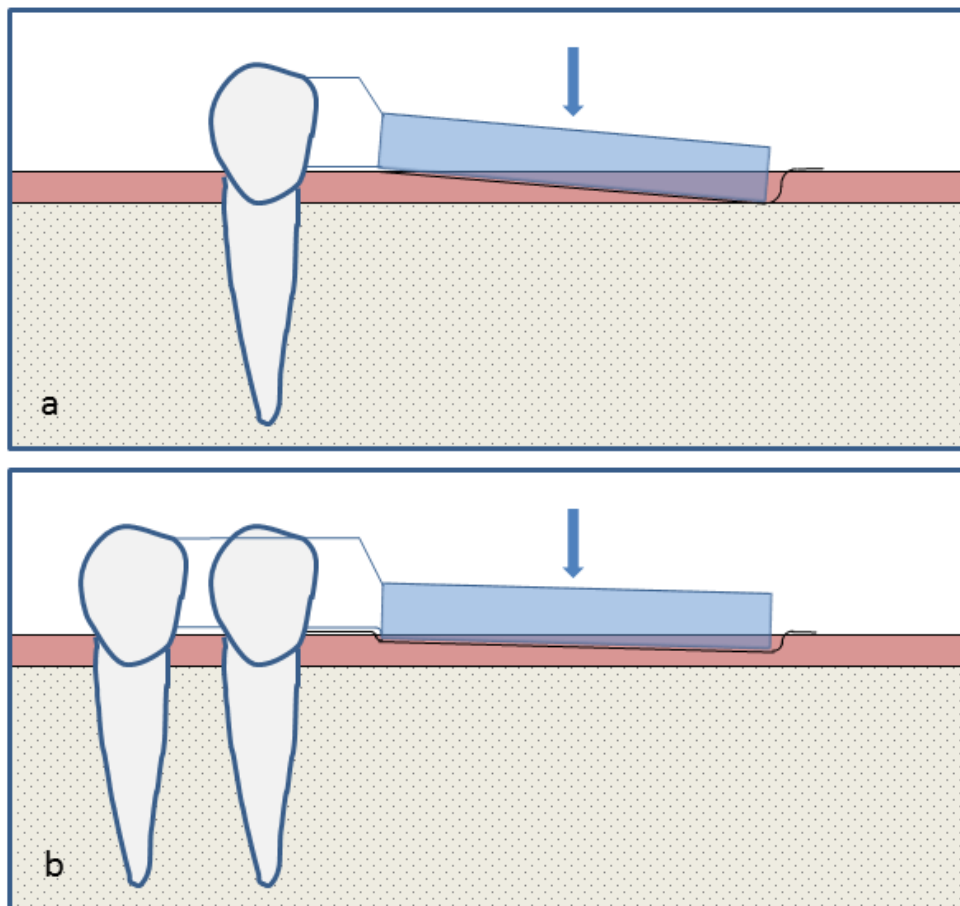


Abb. 3: Einlagerung des Freiersattels in Abhängigkeit vom Verankerungselement und dem Abstützungsort. Der Pfeil zeigt den Ort der Belastung. In Teilbild **a)** erfolgt die Abstützung sattelnah, es resultiert eine relativ starke Einlagerung dorsal. In Teilbild **b)** erfolgt die Abstützung weiter mesial, dadurch ergibt sich eine deutlich geringere und gleichförmigere Einlagerung dorsal (nach Gernet et al., 2011).

1.4 Gestaltung einer partiellen Prothese

Eine Teilprothese besteht aus folgenden Elementen (Reiber, 1996):

- künstliche Zähne,
- Prothesensattel,
- Prothesenbasis,
- Verbindungselementen und
- Verankerungselementen.

Die künstlichen Zähne zum Ersatz der fehlenden Zähne sind fixiert in dem Prothesensattel und dienen der Wiederherstellung der okklusalen Einheit. Sie haben phonetische, ästhetisch-physiognomische und mastikatorische Funktion. Der Prothesensattel fixiert die künstlichen Zähne und sorgt für die Kraftweiterleitung auf das Tegument. Die muskelgriffige Gestaltung dient dem zusätzlichen muskulären Halt. Der Prothesensattel stützt Wangen und Lippenmuskulatur und lenkt den Speisebrei. Die Prothesenbasis steht im direkten Kontakt mit der Mukosa, wirkt kraftweiterleitend und dem Einsinken der Sättel entgegen (Reiber, 1996), indem sie als Schubverteiler durch größtmögliche distale Ausdehnung auf alle belastbaren Kieferabschnitte dem Schneeschuhprinzip entsprechend die einwirkende Kraft verteilt (Strub et al., 2005).

Verbindungselemente unterteilen sich in große und kleine Verbinder. Große Verbinder verknüpfen die Prothesensättel der unterschiedlichen Quadranten innerhalb eines Kiefers miteinander. Im Oberkiefer wird der große Verbinder als Transversalband oder Gaumenplatte, im Unterkiefer als Sublingualbügel bezeichnet. Sie dienen der Schub- und Kraftverteilung und der Stabilität der Prothese.

Die Breite des Transversalbandes richtet sich im Allgemeinen nach der Länge der Prothesensättel und wird möglichst dorsal im hinteren Drittel des harten Gaumens gestaltet. Je nach Ausgangslage und persönlichen Vorlieben des Patienten, kann jedoch auch eine hufeisenförmige oder skelettierte Gestaltung des Transversalbandes bevorzugt werden.

Sublingualbügel liegen lingual der Unterkieferschneidezähne mit einem Mindestabstand von 3 bis 5 mm zum Marginalsaum der Zähne und sind tropfen- bzw. halbbirnenförmig gestaltet. Um eine Traumatisierung der Schleimhaut durch auftretende Rotationen bei

Kaubelastung von Freundsätteln zu verhindern, müssen Sublingualbügel mit einem Mindestabstand von 0,2 bis maximal 0,7 mm von der Schleimhaut gelagert sein und dürfen zudem die Zungenfunktion nicht einschränken. Kleine Verbinder verbinden die Verankerungselemente mit den großen Verbindern oder dem Sattel. Wie auch bei allen anderen Elementen ist hier die parodontalfreundliche Gestaltung zu beachten (Strub et al., 2005).

Die Verankerungselemente sind ein wichtiger Bestandteil einer partiellen Prothese. Wegen ihrer großen Bedeutung wird im Weiteren genauer auf diese Bestandteile eingegangen.

1.5 Verankerungselemente

Verankerungselemente, auch Attachmentsysteme genannt, verankern den herausnehmbaren Zahnersatz an der Restbezahnung und sorgen so für die Wiederherstellung der verlorengegangenen Kaufunktion. Die Funktionen der Verankerungselemente sind:

1. Halte-/Retentionsfunktion,
2. Abstützungs- und Kraftverteilungsfunktion,
3. Verblockungsfunktion,
4. Führungsfunktion und
5. Kippmeiderfunktion (Strub et al., 2005).

Die Anforderungen an ein Verankerungselement sind vielfältig. Nach Weber und Setz (2011) 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.

1.5.1 Herausnehmbarer Zahnersatz: Modellguss mit gegossenen Klammern

Klassische Modellgussprothesen werden aus einer CoCrMo-Legierung angefertigt, wobei Prothesenbasis und Gussklammern inklusive kleiner und großer Verbinder in Einem gegossen werden. Bedingt durch dieses Gussverfahren haben Gussklammern eine deutlich höhere Passgenauigkeit und Stabilität als handgebogene Drahtklammern. Zudem liegen ihre Vorteile in dem geringen Herstellungsaufwand, geringen Kosten und der Möglichkeit der nichtinvasiven oder minimalinvasiven Eingliederung (Reiber, 1996).

Als Nachteil ist allerdings das flächenhafte Anliegen der Klammer zu sehen, wenn es um die Entstehung parodontaler Erkrankungen und Karies bei mäßiger Mundhygiene geht. Auch führt das wiederholte Ein- und Ausgliedern mit der Zeit zu einem Retentionsverlust der Klammern oder auch zu Klammerfrakturen. Gussklammern als Verankerungselemente werden von Patienten häufig als ästhetisch beeinträchtigend empfunden, besonders wenn die Klammern im sichtbaren Bereich liegen (Graber, 2005).

Es gibt eine Vielzahl von Klammerarten, bedingt durch die vielen unterschiedlichen Lückengebissituationen und individuell unterschiedlichen Zahnformen. Eine Gussklammer besteht in der Regel aus einer Klammerrauflage, einem kleinen Verbinder (zur Prothesenbasis) und den Klammerarmen, die in Klammeroberarm (mit Schulter) und -unterarm unterteilt werden. Dabei dienen die Auflagen als Stützelemente und die Arme, insbesondere die Unterarme, die unterhalb des prothetischen Äquators liegen, als Retentions- und Halteelemente. Bei einer Freundsituation werden Auflagen sattelförmig auch als Kippmeider benutzt, was sie somit zu indirekten Halteelementen macht (Weber und Setz, 2011).

Die Haltekraft einer Modellgussklammer lässt sich näherungsweise wie folgt berechnen:

$$F = \frac{E \times t \times d}{l}.$$

Dabei ist F die Haltekraft, E der Elastizitätsmodul, t die Unterschnittstiefe, d der Klammerradius und l die Klammerlänge (Reiber, 1996).

Dietze et al. untersuchten im Jahr 2003 1225 Patienten mit 1474 klammerverankerten Modellgussprothesen in einer retrospektiven Langzeitstudie. Die durchschnittliche Verweildauer der Prothesen lag bei 11,7 Jahren. Ein Einfluss auf die Verweildauer durch Verteilung der Pfeilerzähne konnte nicht festgestellt werden. Innerhalb von 14 Jahren verloren die Patienten die Hälfte ihrer verbliebenen Zähne. Nach fünf Jahren waren noch 84 %, nach zehn Jahren nur noch 59 % der Prothesen in Funktion (Dietze et al., 2003).

Vermeulen et al. untersuchten im Jahr 1996 703 Patienten, die mit Modellgussprothesen versorgt worden waren. Pfeilerbezogen ergab sich eine Interventionsnotwendigkeit von 60 % nach fünf Jahren und 80 % nach zehn Jahren (Vermeulen et al., 1996). Strub et al. zeigten 2005 in einer Übersicht älterer Studien über die Verweildauer von Modellgussprothesen auf, dass Modellgussprothesen einer regelmäßigen Nachsorge bedürfen, da vermehrt Pfeilerzahnbehandlungen aufgrund von Karies notwendig waren.

Ebenso berichteten Isidor und Budtz-Jørgensen (1990) im Vergleich von Versorgungen von Freiendsituationen mit Extentionsbrücken oder Modellgussprothesen im Fünfjahresverlauf, dass es bei der Modellgussversorgung sechsmal häufiger zu Karies kam, als bei den Extentionsbrücken. Auch wurden durchweg höhere Plaque- und Gingivaindizes während des Beobachtungszeitraumes gemessen. Als Einfluss für diese schlechten Überlebensraten im Vergleich muss allerdings beachtet werden, dass die Kriterien für einen Pfeilerzahn bei einer Modellgussprothese nicht so „streng“ sind, wie zum Beispiel bei einer Präzisionsgeschiebeverankerung. Zudem werden Modellgussprothesen von Patienten bevorzugt, die nicht viel Geld in Ihren Zahnersatz investieren möchten und eventuell auch nicht so großen Wert auf die Mundhygiene legen.

Jacoby et al. schlossen 2014 mit strenger Indikationsstellung vor Versorgung und einem engmaschigen Nachsorgeprogramm diese Faktoren weitgehend aus. Sie erreichten so eine Zehn-Jahre-Überlebensrate der Pfeilerzähne, die im Vergleich mit teleskop- und geschiebeverankerten Prothesen nur wenig unterlag und im Falle der Modellgussverankerung auf Kronen sogar bessere Überlebensraten lieferte (Jacoby et al., 2014).

1.5.2 Kombiniert festsitzend-herausnehmbarer Zahnersatz

Kombinierter Zahnersatz besteht aus einer herausnehmbaren Komponente, der Prothese, und einem festzementierten Anteil auf der Restbezahnung.

1.5.2.1 Geschiebe

Geschiebe sind starre Halteelemente, deren Haltewirkung primär durch Friktion/Reibung zwischen den parallelen Anteilen zustande kommt. Diese Anteile sind in der Regel die Matrize als äußerer und die Patrize als innerer Geschiebeanteil. Da ein Anteil des Geschiebes direkt mit dem Pfeilerzahn verbunden ist, gehört die Geschiebeprothese zum kombinierten Zahnersatz. In Abbildung 4 ist eine Geschiebe-verankerte Prothese schematisch dargestellt.

Konfektionierte Geschiebe sind industriell gefertigte Geschiebe, die zum Beispiel durch Angießen oder Anlöten in den individuellen Zahnersatz eingearbeitet werden. Es gibt eine Vielzahl von unterschiedlichen Geschieben, die sich grob in intra- und extrakoronale Geschiebe unterteilen lassen. Mittels Parallelfräsung lassen sich außerdem laborgefertigte und somit individuelle Geschiebe anfertigen. Dabei werden Rillen-Schulter-Geschiebe von Rillen-Schulter-Stift-Geschieben unterschieden. Verwendet werden diese Fräsungen im linguale Bereich als zusätzliches Halteelement etwa bei Modellgussprothesen mit Gussklammern und zusätzlicher Schutzkronenversorgung.

Ludwig et al. verglichen 2006 zwei unterschiedliche Versorgungskonzepte nach Verlust der Molaren in Bezug auf Karies, Wurzelbehandlung und Extraktion. Dabei wurden 14 Patienten mit geschiebeverankerten Prothesen (konventionelle Geschiebe-Matrize, Mini-SG F, Nr. 055 675, Cendres+Métaux, Biel, Schweiz, hochgoldhaltige Legierung) zum Ersatz der Molaren und 14 Patienten mit festsitzendem Zahnersatz bis einschließlich dem zweiten Prämolaren versorgt. In Bezug auf Karies, Wurzelbehandlung und Extraktion wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Therapieoptionen festgestellt. Die ereignisfreien Überlebenswahrscheinlichkeiten betragen für die festsitzende Versorgung nach 40 Monaten 77,9 %, für die Geschiebe-verankerte Prothese nach 45 Monaten 66,7 % (Ludwig et al., 2006).

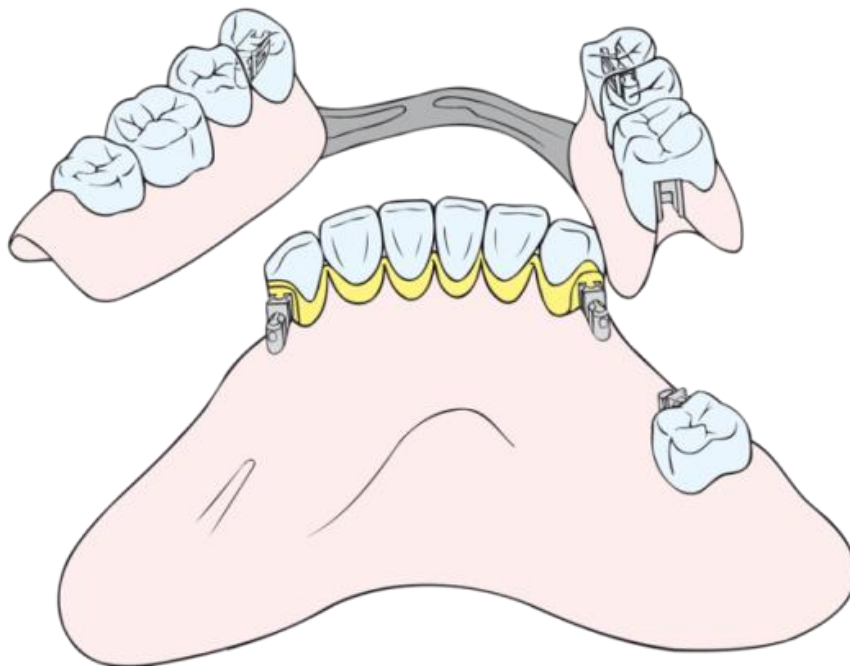


Abb. 4: Geschiebeverankerte Prothese in schematischer Ansicht. Die Patrize ist fest mit dem Restzahnbestand verbunden, die Matrize ist im herausnehmbaren Teil der Prothese verankert. Dargestellt ist hier das auch in der Simulation verwendete Geschiebe Mini-SG plus (Wegold Edelmetalle GmbH, 2016).

In einer Langzeitstudie von Öwal wurden 53 intrakoronale Attachments über einen Zeitraum von 25 Jahren untersucht. Nach 15 Jahren waren noch 65 % der Teilprothesen in situ. Hauptursache für das Versagen war die Frakturanfälligkeit der Pfeilerzähne, Kronenfrakturen und Misserfolge bei der Zementierung. Es ergab sich eine extrapolierte Überlebensrate von 50 % nach 20 Jahren (Öwal, 1991). In einer Folgepublikation von Öwal und Jönsson, in der 57 geschiebeverankerte Prothesen über einen Zeitraum von zwei Jahren untersucht wurden, konnte beobachtet werden, dass endodontisch behandelte Pfeiler ein erhöhtes Risiko für das Versagen von attachmentverankertem Zahnersatz darstellen. So waren von den 35 komplikationsträchtigen Versorgungungen 50 % auf endodontisch behandelten Zähne verankert (Öwal und Jönsson, 1998). Bei Attachmentverankertem Zahnersatz führt das Versagen eines Pfeilers aufgrund der limitierten Möglichkeit der Erweiterung meist zum Misserfolg der Gesamtrestauration.

1.5.2.2 Doppelkronensysteme

Doppelkronensysteme bestehen aus einer inneren Krone, die fest auf den Ankerzahn zementiert wird, und einer äußeren Krone, die mit dem herausnehmbaren Zahnersatz verbunden ist. Im deutschsprachigen Raum sind Doppelkronensysteme weit verbreitet und beliebt (Strub et al., 2005) und stellen sogar unter gewissen Voraussetzungen die Regelversorgung nach KZBV dar (Befundklasse 3.2 und 4.1 der Festzuschussrichtlinie). Doppelkronensysteme sind parodontalhygienisch sehr günstig, die Reinigung der Zähne ist auch für manuell eingeschränkte Patienten durchführbar. Sollte dennoch im Laufe der Zeit ein Pfeilerzahn extrahiert werden müssen, ist die Prothese leicht erweiterbar. Dadurch lassen sich auch Zähne mit mäßiger Prognose in eine Arbeit miteinbeziehen. Wenn die Anzahl der Pfeilerzähne es zulässt, besteht die Möglichkeit, die Prothesenbasis zu reduzieren, also auf große Verbinder zu verzichten oder Prothesenanteile wie Brückenglieder zu gestalten, was den Tragekomfort und die Ästhetik deutlich verbessern kann.

Andererseits erfordern Doppelkronensysteme einen relativ hohen Zahnhartsubstanzabtrag, da durch die Präparation Platz geschaffen werden muss für Primär-, Sekundärkrone und Verblendung. Dies führt häufig dazu, dass aufgrund von Platzmangel die Metallränder der Sekundärteile zu sehen sind, was die Ästhetik negativ beeinflusst. Doppelkronensysteme lassen sich nochmals unterteilen in Teleskopkronen, Konuskronen und Resilienzteleskope (siehe Abbildung 5).

Teleskopkronen

Teleskopkronen zeichnen sich durch parallele Präparationswände der Pfeilerzähne approximal und lingual/palatinal, seltener bukkal aus. Ihre Haltewirkung erfolgt durch Haftreibung. Häufig ist eine genaue Parallelisierung aller Flächen nicht möglich, zumindest zwei Flächen sind aber notwendig.

Mock et al. zeigten 2005 eine Überlebensrate der Pfeilerzähne von zylinderteleskopverankerten Prothesen von 95 % nach fünf Jahren und 92 % nach zehn Jahren bei Versorgungen mit mehr als drei Pfeilern. Wurde die Prothese nur auf ein bis drei Pfeilern teleskopierend verankert, sank die Überlebensrate der Pfeilerzähne nach fünf Jahren auf 82 % nach zehn Jahren sogar auf 61 % (Mock et al., 2005)

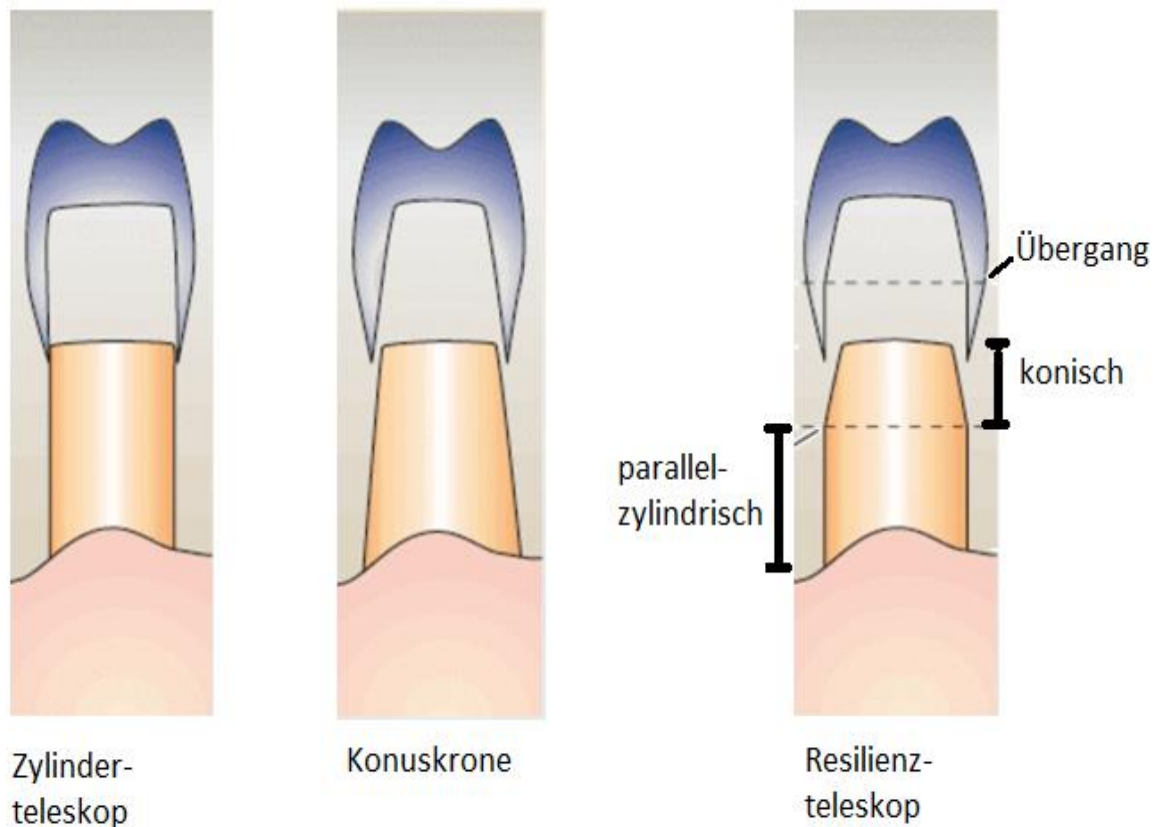


Abb. 5: Doppelkronensysteme im Vergleich. Deutlich sichtbar ist der unterschiedliche Präparationswinkel im Querschnitt. Zylinderteleskopkronen haben allseits parallele Wände, die Konuskronen zeigen rundum einen Konuswinkel. Das Resilienzteleskop vereint Elemente aus beiden Doppelkronensystemen (nach MEDECO GmbH, 2016).

Rehmann et al. untersuchten 2007 im Rahmen einer retrospektiven Longitudinalstudie 554 Teleskopprothesen mit 1758 Pfeilerzähnen um das Verlustrisiko der Pfeilerzähne zu evaluieren. Die 90 %-ige Überlebenswahrscheinlichkeit aller Pfeilerzähne lag bei 6,9 Jahren. Auch hier kam es bei Prothesen mit weniger Pfeilern früher zum Zahnverlust (Rehmann et al., 2007).

Im Jahr 2004 legten Rehman et al. den Fokus auf Teleskopprothesen mit ausschließlicher Verankerung auf den Unterkiefereckzähnen. Dafür wurden Daten von 84 Patienten untersucht. Dabei lag die 90 %-ige Überlebenswahrscheinlichkeit der Pfeilerzähne bei 4 Jahren und die 50 %-ige Überlebenswahrscheinlichkeit bei 9,1 Jahren, wobei vitale Pfeilerzähne eine deutlich höhere Überlebensrate aufwiesen, als endodontisch behandelte Zähne (Rehmann et al., 2004).

Konuskronen

Konuskronen unterscheiden sich von Teleskopkronen nur durch ihren Konuswinkel von 5 bis 6 °. Das heißt, die Wände der präparierten Zähne sind nicht parallel, sondern leicht konisch. Erst in der Endposition erreicht die Prothese ihren festen Sitz mit 5 bis 10 N Haftkraft (Strub et al., 2005). Dadurch kommt es allerdings auch deutlich seltener zu Verkantungen beim Herausnehmen oder Einsetzen und erleichtert die Handhabung für den Patienten.

Piwowarczyk et al. untersuchten in einer retrospektiven Studie 97 Prothesen, die durch Konuskronen auf 445 Pfeilerzähnen verankert waren. In einem Untersuchungszeitraum von $4,9 \pm 3,8$ Jahren mussten 30 Pfeilerzähne extrahiert werden, was einer Extraktionsrate von 6,7 % entspricht (Piwowarczyk et al., 2007).

Resilienzteleskope

Resilienzteleskope oder -kronen sind keine Halteelemente im eigentlichen Sinne. Sie bilden ein Führungselement und sichern den Zahnersatz gegen Kippbewegungen. Resilienzteleskope finden Anwendung bei sehr geringem Restzahnbestand, in sogenannten Coverdenture–Prothesen, also Deckprothesen, und bei reduziertem Parodontalzustand. Um die Resilienz der Schleimhaut, auf der die Prothese hauptsächlich gelagert ist, auszugleichen, wird ein Spalt zirkulärer von 0,3 mm und oklusal/inzisaler von ca. 0,5 mm erzeugt. Durch diesen Spalt ist keine Friktion zwischen Innen- und Außenteleskop gegeben und die Prothese hat die Möglichkeit sich einzulagern. Es besteht dadurch eine fast rein tegumentale Abstützung, die eine Überbelastung des meist vorgeschädigten Restzahnbestandes verhindert.

Wenz et al. verglichen 2001 bei 125 Prothesen und 460 Pfeilerzähnen die starre und resiliente Lagerung. Dabei lag die Überlebenswahrscheinlichkeit der Pfeilerzähne nach fünf Jahren bei 84 %, nach zehn Jahren bei 66 %. Signifikante Unterschiede zwischen den Lagerungsarten wurden nicht gefunden (Wenz et al., 2001).

1.5.2.3 Andere Verankerungssysteme

Bei nur noch geringem Restzahnbestand besteht eine Indikation zur Versorgung mit einem Steggeschiebe. So werden zum Beispiel zwei Restzähne primär mit einem parallelwandigen Steg verblockt, auf den eine passende Hülse geschoben wird, die in der

Prothese verankert ist. Besonders bei Kieferkammdefekten, aber auch in jüngerer Zeit bei interforaminaler Implantatsetzung zur Abstützung einer Totalprothese bei starker Kieferkammatrophy, wird diese Verankerungsart angewendet. Stege können sowohl konfektioniert als auch individuell gefräst werden. Stege sind parodontalhygienisch eher ungünstig zu bewerten. Zwar werden Stege mit einem Abstand von 2 mm zur Schleimhaut angebracht, dennoch kommt es häufiger zu Hyperplasien und chronischen Schleimhautentzündungen, die jedoch bei guter Mundhygiene weitgehend beseitigt werden können (Stüttgen und Hupfau, 1996).

Riegel sind keine Verankerungselemente im eigentlichen Sinne. Sie haben keinerlei Halte- und Stützfunktion, sie dienen vielmehr der zusätzlichen Befestigung zum Beispiel bei einseitigen Freiidprothesen. Die Verankerung erfolgt über ein bekanntes Verankerungselement, häufig Teleskopkronen oder Geschiebe, wie in Abbildung 6 dargestellt. Ist die Prothese in ihrer richtigen Position, wird sie „verriegelt“, um so ein unbeabsichtigtes Verlieren und Verschlucken zu verhindern (Weber und Setz, 2011).

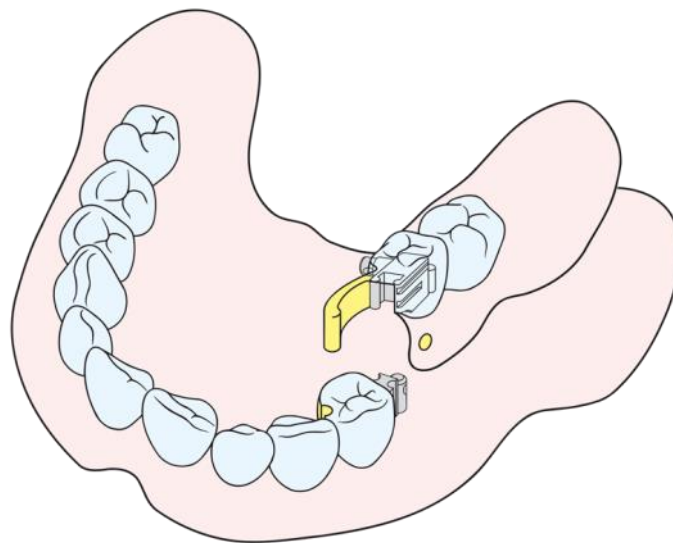


Abb. 6: Geschiebeverankerung mit Riegel. Durch Hereinschieben des Riegels palatinal, wird der Zahnersatz verriegelt. Dargestellt ist ein System der Firma Cendres+Metax (Mini-SG-Riegel, Wegold Edelmetalle GmbH, 2016).

Anker haben keinerlei Führungsfunktion, sondern verfügen lediglich über einen Einrastmechanismus in Endposition. Die Verwendung von Ankern ist auf endodontisch behan-

delten Zähnen oder Implantaten indiziert. Es gibt eine Vielzahl unterschiedlicher Anker, bekannt sind vor allem Kugelkopfancker, wie Dalbo plus oder Ceka-Anker (Strub et al., 2005).

1.5.3 Verankerungselemente in klinischen und experimentellen Studien

Jacoby et al. verglichen 2014 die Versorgungsarten doppelkronenverankerte, attachementverankerte Teilprothesen und gussklammerverankerte Prothesen mit und ohne Kronenversorgung des Pfeilerzahnes innerhalb von zwei Jahren nach Eingliederung des Zahnersatzes. Dabei wurden 105 Patienten mit 131 Prothesen versorgt. Untersucht wurde die Häufigkeit der Komplikationen Trepanation, Sekundärkaries, Pfeilerfraktur, schwere parodontale Komplikationen und Extraktion des Pfeilerzahnes. Signifikant häufig kam es zu schweren parodontalen Komplikationen und Sekundärkaries bei nicht überkronten Pfeilerzähnen mit Gussklammern. Frakturen traten überwiegend dagegen bei Doppelkronen und Präzisionsattachements auf. Die beste Langzeitüberlebensrate nach zehn Jahren wiesen mit 14 % Pfeilerzahnextraktion die überkronten Pfeilerzähne mit Gussklammer auf, wohingegen Präzisionattachements mit 22 %, Doppelkronen mit 24 % und nicht überkronte Pfeilerzähne mit 37 % extrahiert werden mussten (Jacoby et al., 2014).

2010 untersuchten Schwabe et al. die Patientenzufriedenheit bei Versorgung mit partiellem Zahnersatz in Abhängigkeit von der Befestigungsart. Dabei wurden 165 Patienten in Hinsicht auf Ästhetik, Phonetik, Retention, Kauvermögen und Hygienefähigkeit befragt. Ein Großteil der Patienten war in allen gefragten Aspekten zufrieden, so gaben Patienten mit kugelkopfverankerten Prothesen mit 93 %, Patienten mit Doppelkronen mit 90 %, Patienten mit Geschiebe mit 80 % und Patienten mit rein klammerverankertem Modellguss mit 77 % vollste Zufriedenheit an. Die Klammerverankerung schnitt in der Beurteilung der Ästhetik, Phonetik, Halt und Hygienefähigkeit signifikant schlechter ab. Deutlich mehr Einfluss auf die Zufriedenheit der Patienten hatte jedoch nicht die Versorgungsart, sondern die Ästhetik und die Beziehung zwischen Arzt und Patient (Schwabe et al., 2010).

Vieweg untersuchte 2013 experimentell am Schweinekiefer die drei Verankerungsarten Modellgussklammer, Geschiebe und Teleskop. Dabei verwendete sie den zweiten zweiwurzigen Prämolar von sechs Monate alten Hausschweinen als Pfeilerzahn, um

daran mittels Gussklammer, Teleskopen aus einer Goldlegierung oder mit dem Mini-SG-Geschiebe der Firma Cendres+Métaux SA einen Prothesensattel zu befestigen. Auf diesen Prothesensattel wurde jeweils eine Kraft aufgegeben und mittels optischer Auswertung die Bewegung des Pfeilerzahnes gemessen. Pro Prothese wurden jeweils sechs Messungen durchgeführt. Die Pfeilerzähne zeigten fast ausschließlich Bewegung in mesio-distale Richtung und eine geringfügige Rotation. Dabei lag die Bewegung in distaler Richtung bei 10 N bei der Klammerverankerung bei etwa 0,26 mm, der teleskopierte Zahn bewegte sich um etwa 0,25 mm und der Pfeilerzahn der Geschiebeprothese um etwa 0,12 mm. Die Rotationen lagen bei etwa 1,6 ° (Modellguss), 0,3 ° bei der Geschiebeverankerung und 0,2 ° bei der Teleskopprothese (Vieweg, 2013).

Aufgrund der geringen Anzahl von Proben und Messungen war eine aussagekräftige statistische Auswertung jedoch nicht möglich. Auch konnte bei der Teleskopprothese lediglich die Bewegung der Sekundärkrone, nicht jedoch des Pfeilers gemessen werden. Zudem zeigten die gewonnenen Messergebnisse teilweise kein konstantes Verhalten.

Aus den genannten Gründen sind weitere Untersuchungen erforderlich. Unabhängig von Proben sollen daher die Finite-Elemente(FEM)-Simulationen genutzt werden, um standardisiert Ergebnisse zu generieren, welche statistisch relevante und vor allem aussagekräftige Auswertungen ermöglichen.

Kanbara et al. (2012) simulierten auf der Basis einer Computertomographie eines Menschen einen prothetischen Ersatz im dritten Quadranten des Unterkiefers mittels FEM. Ersetzt wurden der erste und zweite Molar, also 36 und 37, und mittels drei verschiedener extrakoronaler, magnetischer Attachmentsysteme an der Restbezaehlung verankert. Dafür wurden die Zähne 33 bis 35 überkront und die Kronen miteinander verblockt. Die drei Prothesen unterschieden sich in der Größe ihrer zusätzlichen Klammerverankerung. So war eine Prothese lediglich mit einer zusätzlichen Fräsung am endständigen Zahn und eine weitere Prothese mit zwei okklusalen Auflagen an den Prämolaren versehen. Nur die letzte Prothese wies einen Sublingualbügel auf mit einer Bonwillklammer, die im vierten Quadranten verankert war. Diese war somit die einzige Prothese, die sich über einen ganzen Kiefer erstreckte und auch beidseits verankert war. Für die Mukosa und das Parodontium wurden sieben bzw. drei verschiedene Wertepaare aus Elastizitäts-Modul (E-Modul) und Querkontraktionszahl getestet. Auf den Prothesensattel wurden Kräfte bis zu 200 N gegeben und die Effekte auf Verschiebung der Prothese, Belastung

für den Knochen und Belastung der Pfeilerzähne untersucht. Die Prothese mit Sublingualbügel und Modellgussklammer wies die geringste Verschiebung, die beste Lastverteilung auf den Knochen und auch die geringste Druckkonzentration im Bereich der Wurzel der Pfeilerzähne auf (Kanbara et al., 2012).

Diese drei prothetischen Verankerungen, die in dieser Studie gewählt wurden, finden jedoch im deutschsprachigen Raum keinerlei Anwendung und auch die Versorgung einer einseitigen Freundsituation mit prothetischem Ersatz ohne beidseitige, also nur unilaterale, Abstützung wird auch wegen der Verschluckungsgefahr eher kritisch betrachtet. Daher sind die gewonnenen Ergebnisse nur bedingt aussagekräftig. Jedoch zeigt diese Studie die Möglichkeiten FEM-basierter Untersuchungen.

1.6 Finite-Elemente-Methoden

Aufgrund der hohen Komplexität einer Belastungssituation im Mund ist es notwendig geworden, auch im Bereich der Zahnmedizin Simulationen einzusetzen. Mithilfe der Computersimulation ist es möglich, das Verhalten unterschiedlichster Produkte und Materialien unter verschiedensten Bedingungen und Belastungssituationen vorauszurechnen.

Die Anfänge der Finite-Elemente-Methoden (FEM) reichen in die 50er Jahre des 20. Jahrhunderts zurück. Erste Anwendungen lagen im Luft- und Raumfahrtbereich sowie im Fahrzeugbau. Nach Deger (2001) wurde der Ausdruck Finite-Elemente-Methode erstmals 1960 von R. W. Clough vorgeschlagen und seit den 1970er Jahren überall verwendet. Die Entwicklung immer leistungsstärkerer Computer und stetiger Preisverfall im Bereich von Prozessorleistung und Speicherplatz verhalf der Simulation und insbesondere der FEM zu ihrem heutigen Stellenwert.

Natürlich ist auch die Finite-Elemente-Methode nur eine Näherung. Dabei wird ein komplexes Objekt in eine große Zahl kleiner, endlicher – also finiter – Untereinheiten zerlegt, die durch ihre Randknoten definiert werden. Dieses Verfahren wird in der Fachliteratur als Diskretisierung beschrieben. Somit entsteht eine sehr gute geometrische Näherung an das zu untersuchende Objekt. Das nun entstandene Geometriemodell wird zur Analyse mit den Werkstoffeigenschaften und vorgegebenen Randbedingungen versehen und anschließend die zu untersuchende Belastungssituation aufgebracht (Meinken,

2001). Die durch Analyse der Ergebnisse gewonnenen Erkenntnisse lassen sich nun direkt in die Produktentwicklung übertragen, sodass ein Produkt mithilfe der Simulation schon zu einer gewissen Reife gelangen kann, bevor ein erster Prototyp für praktische Tests hergestellt wird.

Durch Simulation ist es möglich, Fehlerquellen schon vor Produktion eines Produktes ausfindig zu machen. Besonders im zahnmedizinischen und medizinischen Bereich ist die Simulation daher zur Erkenntnisgewinnung über die unterschiedlichsten Therapiearten von großer Bedeutung. Standardisierte Untersuchungen, wie in der Industrie, lassen sich schon aufgrund unterschiedlicher Morphologie, Konstitution der Probanden/Patienten und der daraus resultierenden hohen Individualität, nicht realisieren.

Im Falle der prothetischen Verankerungselemente wird hier, lange nach Entwicklung und jahrzehntelanger klinischer Anwendung der unterschiedlichen Verankerungsmöglichkeiten, eine Simulation durchgeführt. Diese dient der Analyse der Möglichkeiten im Bereich prothetischer Halteelemente und kann dazu genutzt werden, in Zukunft mit dem Wissen, das die Simulation uns liefert, eine bessere Versorgung des Patienten zu gewährleisten.

Klinische Studien unterliegen immer einer großen Zahl von Einflüssen, die sich auch bei strengen Auswahlkriterien der Probanden weder ausschalten noch sich immer in der Größe ihres Einflusses einschätzen lassen. Bezogen auf die vorhandene Versorgung mit partiellem Zahnersatz sind das:

- Die individuelle Mundhygiene und Compliance,
- die unterschiedliche Morphologie des Probanden (Knochendichte und Knochenbeschaffenheit, Immunsystem, Durchblutung, Ernährung, Morbidität, Textur des Gewebes, genetische Vorbelastung in Bezug auf Parodontitis, Größe und Wurzellänge der Pfeilerzähne, Zeitpunkt des Zahnverlustes) und
- äußere Faktoren, wie die bisherige prothetische Versorgung, die Präparation des Zahnarztes, die Qualität der Zahntechnik und des Materials sowie
- Einflussgrößen, die nicht näher zu bestimmen sind, aber auch schon bei einem einzigen Probanden zu unterschiedlichen Ergebnissen im links/rechts-Vergleich führen können.

Durch die Vielzahl und Komplexität dieser nicht kalkulierbaren Einflussgrößen wird jede Studie beeinflusst. Eine Simulation einer Versorgungssituation hat den Nachteil, dass

diese beeinflussenden Faktoren nicht berücksichtigt werden können. Dadurch ergibt sich aber auch der Vorteil, dass die Ergebnisse einer Simulation Probanden-unabhängig und vergleichbar sind und eben nicht beeinflusst werden durch äußere Einflüsse, man diese also ausklammern kann und die Simulation somit eine optimale Lösung bildet, wissenschaftlich dieses Thema zu beleuchten.

2. Fragestellung und Ziele

Im Rahmen dieser Arbeit wurden zum Vergleich der Verankerungsarten Geschiebe, Teleskopkrone und Modellgussklammer drei prothetische Versorgungen auf einem Unterkiefer modelliert und eine kauähnliche Belastung simuliert. Folgende Fragestellungen sollten mit diesen Simulationen untersucht werden:

- Ist eine der Verankerungsarten besser zu bewerten im Hinblick auf die Belastung von Zähnen und Geweben?
- Ist der Eckzahn oder der Prämolare zur Verankerung einer Prothese besser geeignet?
- Hat die Länge des Prothesensattels bzw. die Anzahl der ersetzten Zähne Auswirkungen auf die Gewebe?
- Kommt es zu Belastungen auf Zähnen und Gewebe in pathologischer Größenordnung und sind somit negative Folgen zu erwarten?

Zur Klärung dieser Fragen werden folgende Ziele definiert:

- Darstellung der Verschiebung der Prothese unter Belastung.
- Bestimmung der gemessenen Spannung in Knochen und Mukosa.
- Abbildung der Verzerrung im Parodontium, der Mukosa und im Knochen.
- Untersuchung der Auslenkung der Pfeilerzähne und ihrer Wurzeln unter Belastung.
- Analyse der Veränderung der Ergebnisse bei Belastung mehrerer Zähne.

3. Material und Methode

In dieser Arbeit werden die drei Verankerungssysteme Modellgussklammer, Teleskopkrone und Präzisionsgeschiebe mit Finite-Elemente-Simulationen mithilfe des Programms Marc/Mentat der Firma MSC-Software in der Version 2010 verglichen. Dafür wurden auf einem digitalen Modell eines teilbezahnten Unterkiefers drei Prothesen an den Pfeilerzähnen verankert. Mithilfe von sechs Belastungsstempeln wurden an unterschiedlichen Stellen Kräfte eingebracht, die eine Kaubelastung simulieren sollten.

3.1 Modellerstellung

Die verwendeten Volumenmodelle entstanden auf der Grundlage des kommerziellen Datensatzes „Teeth with roots and gum“ (Digimation, Inc, Lake Mary, Vereinigte Staaten). Dieser Datensatz stellt ein idealisiertes dreidimensionales Unterkiefermodell bestehend aus einem Mukosa-Sockel und den Zähnen 38 bis 48 inklusive Wurzeln dar. Dieses Oberflächenmodell wurde den Anforderungen der gewünschten Simulation angepasst und die Zähne 34 bis 38 und 45 bis 48 entfernt (siehe Abbildung 7).

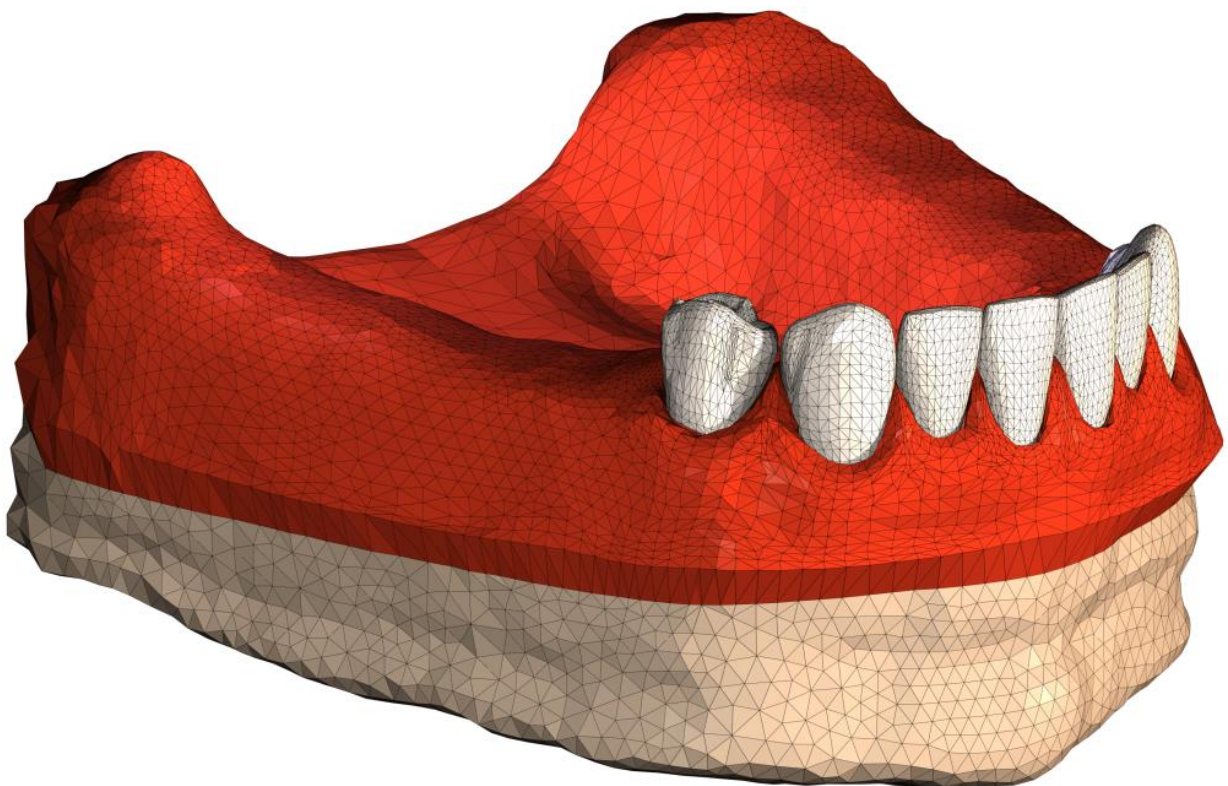


Abb. 7: Ausgangssituation vor prothetischer Versorgung. Die nicht benötigten Zähne wurden entfernt und eine Atrophie simuliert. Dieser Atrophie wurde die Mukosa angepasst.

Zur Simulation des parodontalen Ligaments wurde die Wurzeloberfläche etwas unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze der Zähne 33 bis 44 um 0,2 mm expandiert, um so ein idealisiertes Parodontium darzustellen. Dieses wurde zur Simulation eines Saumeithels koronal mit der Mukosa verknüpft. Die Außenfläche des neu entstandenen Parodontiums wiederum stellte gleichzeitig die Alveolen der entsprechenden Zähne dar.

Die Modellierung der Mandibula erfolgte von der Mukosa des Datensatzes aus, wobei von einer durchschnittlichen Mukosadicke von 1 mm ausgegangen wurde. In dem nun unbezahnten Bereich distal von 33 und 44 wurde der Knochen eingeebnet, Interdentalspapillen und Jugae alveolaria entfernt und eine geringe Atrophie in transversaler und horizontaler Ausdehnung simuliert. Da das Oberflächenmodell von Digimation jedoch nur bis etwa zur mukogingivalen Grenze der Anatomie des Unterkiefers entspricht, musste der kaudale Teil der Mandibula mit Grundlage diverser Anatomiebücher und anatomischen Modellen näherungsweise modelliert werden. Anschließend wurden die Außenflächen des Parodontiums als Alveolenwände in die neu entstandene Mandibula eingesetzt.

Die Mukosa entstand durch Expansion der modellierten Mandibula um 1 mm, jedoch nur bis zur mukogingivalen Grenze. Die einzelnen Anteile der Schleimhaut wurden nicht in Gingiva und Mukosa unterteilt, sondern auch im Weiteren der Lesbarkeit halber nur mit Mukosa bezeichnet.

Alle erwähnten Bestandteile des Modells wurden in Volumenmodelle umgewandelt und mit folgenden Parametern (Keilig et al., 2009) versehen:

- Knochen: E-Modul $E=2.000$ MPa, Querkontraktionszahl $\nu=0,3$
- Zahn: E-Modul $E=20.000$ MPa, Querkontraktionszahl $\nu=0,3$
- Mukosa: E-Modul $E=1$ MPa, Querkontraktionszahl $\nu=0,37$
- PDL: E-Modul $E=50$ MPa, Querkontraktionszahl $\nu=0,4$

Um Adhärenz der unterschiedlichen Gewebe untereinander zu simulieren und mögliche Fehler in den Rechnungen durch eventuelles Abreißen der Mukosa vom Knochen zu vermeiden, wurden die Knoten der einzelnen Gewebe miteinander direkt verbunden, wodurch ihre Grenzflächen als identisch angesehen wurden.

3.2 Prothesengestaltung

Für alle drei Verankerungsmöglichkeiten wurde eine Grundprothese modelliert, die dann an die Verankerungen angepasst wurde, um eine möglichst große Vergleichbarkeit der Prothesen zu gewährleisten. Die Kunststoffbasis der Prothese hatte eine durchschnittliche Dicke von 1 mm, wobei die Ränder dünner auslaufend gestaltet wurden. Die Ausdehnung der Prothese entspricht der Bonner Lehrmeinung. Der unbezahnte Bereich der befestigten Gingiva wurde gefasst und lediglich der Bereich um einstrahlende Bänder wurde ausgespart, um Druckstellen vorzubeugen und destabilisierende Kräfte zu verringern. Die Prothesenunterseite war identisch mit der Mukosaoberfläche. Eine so perfekte Passgenauigkeit ist natürlich klinisch nicht zu erreichen, ermöglicht es hier aber gerade deshalb, die Einflussfaktoren einer schlechten Passung auszuklammern.

Es wurde ein Metallgerüst im Kaubelastungsbereich, also im Bereich der künstlichen Zähne, auf dem Kieferkamm von 0,65 mm Dicke modelliert. Auf die in der Zahntechnik üblichen Lochretentionen wurde verzichtet. Ebenso wurde wie beim Sublingualbügel das Gerüst in einem Abstand von 0,2 mm zur Gingiva gestaltet. Der Sublingualbügel hat eine durchschnittliche Dicke von 1,5 mm, ist halbrund und somit zungenfreundlich gestaltet.

Als Prothesenzähne wurden die Zahnkronen der jeweiligen Zähne aus dem Oberflächenmodell verwendet und mit der Kunststoffbasis der Prothese verbunden. Der Kunststoff wurde mit einem E-Modul von $E=2.500 \text{ MPa}$ und einer Querkontraktionszahl von $\nu=0,36$ versehen. Das Modellgussgerüst bekam einen E-Modul von $E=200.000 \text{ MPa}$ und eine Querkontraktionszahl von $\nu=0,3$ (Keilig et al., 2009).

3.2.1 Modellguss

Für die Verankerung der Prothese mit gegossenen Klammern wurden an das bereits bestehende Metallgerüst Klammern für die Zähne 44 und 33 modelliert. Die Klammern umfassten die entsprechenden Zähne körperlich, lagen also auf voller Fläche komplett an. Die Klammern wurden halbrund gestaltet mit einer Breite von 1 mm und einer Stärke von etwa 1 mm mit abgerundeter Spitze. Der vestibuläre Klammerarm verlief jeweils von distal nach mesial, wobei der Klammeroberarm oberhalb, der Klammerunterarm unterhalb des prothetischen Äquators lag. Der Zahn 44 hatte zwei präparierte Auflagen von

1,5 mm bis 2,0 mm Tiefe und 1,5 mm Breite jeweils mesial und distal, die zusammen mit den Klammerarmen eine sogenannte G-Klammer bildeten. Zahn 33 hatte lingual ein Backing bzw. eine Rückenschutzplatte in einer Dicke von 0,6 mm (siehe Abbildung 8). Die Klammerschwänze wurden parodontalfreundlich mit Abstand zur Gingiva gestaltet und mit der Modellgussbasis verbunden.

MSC Software

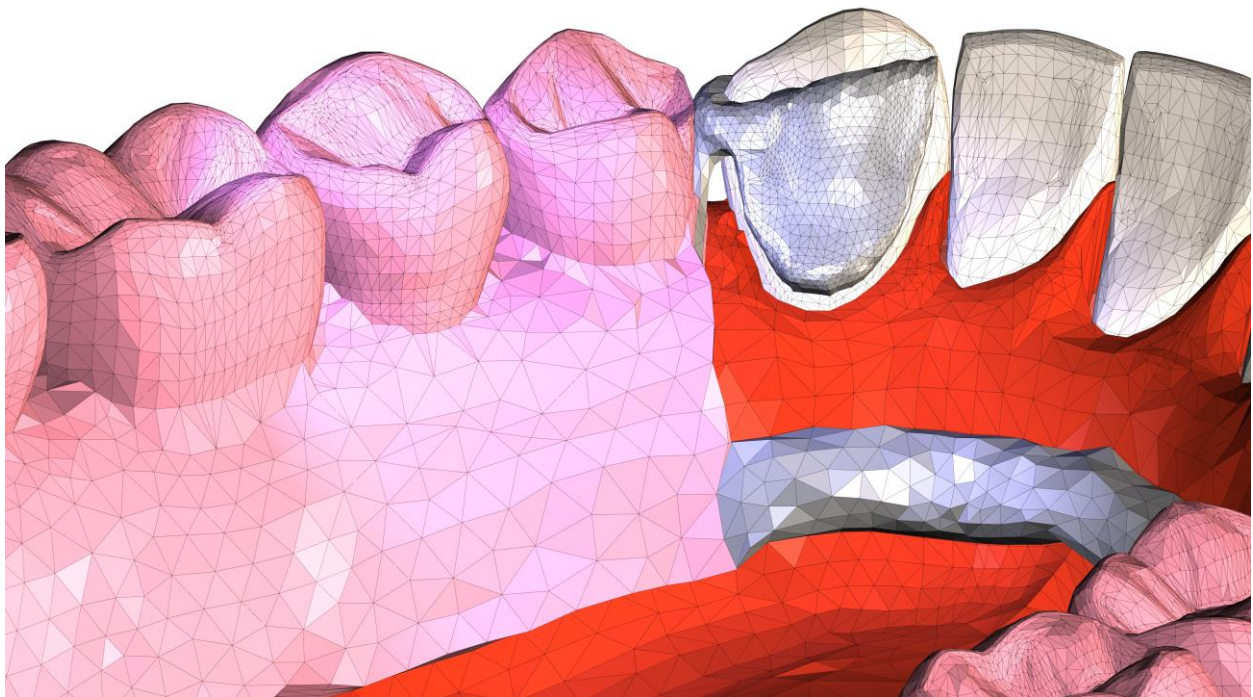


Abb. 8: Modellgussprothese mit Rückenschutzplatte. Gezeigt wird die Ansicht von lingual mit Blick auf die Rückenschutzplatte an 33. Distal schließt sich der Prothesensattel an, der über den Sublingualbügel mit dem Sattel des vierten Quadranten verbunden ist.

Durch das nun veränderte Gerüst musste auch die Zahnform der Prothesenzähne entsprechend dem Gerüst angepasst werden um eine möglichst klinische Situation zu erhalten (siehe Abbildung 9).

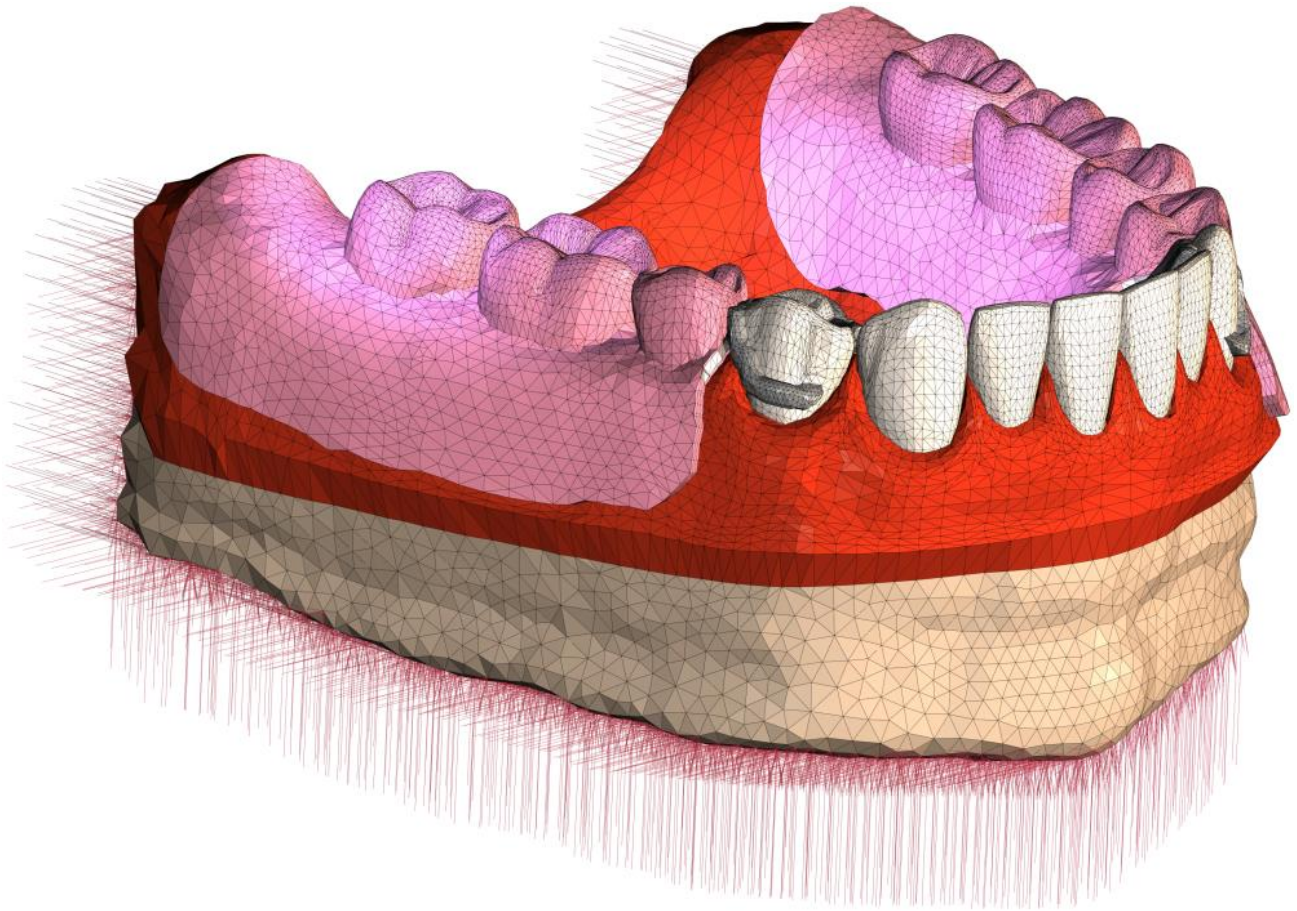


Abb. 9: Modellgussprothese auf Unterkiefer. An den Zähnen 33 und 44 sind die gegossenen Klammern als Verankerungselemente zu sehen. Am Unterrand und Hinterrand der Mandibula ist mit Pfeilen die Befestigung des Unterkiefers dargestellt (siehe Kapitel 3.3).

Um eine verhältnismäßig komplikationsfreie und schnelle Rechnung der einzelnen Belastungen zu gewährleisten, musste dem Simulationsprogramm vorgegeben werden, wie sich die unterschiedlichen Materialien mit ihren unterschiedlichen Eigenschaften zueinander verhalten. Dafür wurde festgelegt, wie insbesondere die miteinander in Kontakt kommenden Materialien sich zueinander verhalten. Beschrieben wird dies durch den Reibungskoeffizienten (Formelzeichen μ oder f), der ein dimensionsloses Maß für das Verhältnis von Reibungskraft zu Anpresskraft zweier Körper ist. Exakt zu bestimmen ist dieser Wert nur experimentell, daher muss auf Näherungen durch Literaturangaben (Douglas et al., 1985; Koran et al., 1972; Zheng et al., 2003) und Schätzungen zurückgegriffen werden. Wurde kein Wert angegeben, wurden Berührungen nicht berechnet, da kein Kontakt der Komponenten vorlag. Tabelle 1 zeigt die benutzten Werte.

Tab. 1:Reibungskoeffizienten der Materialien der Modellgussprothese.

	Zahn	Weichgewebe	Prothese	Kugel
Zahn	0,1	0,1	0,2	0,2
Weichgewebe	0,1		0,2	
Prothese	0,2	0,2		0,2
Kugel	0,2		0,2	

Das Modell des Unterkiefers mit Modellgussprothese umfasste 435.894 Elemente an 93.049 Knoten.

3.2.2 Teleskop

Zur Simulation der teleskopverankerten Prothese wurden die Pfeilerzähne 33 und 44 gemäß geltender Lehrmeinung (Strub et al., 2005) in einer Hohlkehl- bzw. Ledgepräparation beschliffen. Dabei wurde der Präparationsrand leicht subgingival gelegt. Zirkulär wurden die Zähne 0,8 bis 1,0 mm reduziert, okklusal fand eine Reduktion um 1,5 bis 2,0 mm statt, um ein ausreichendes Platzangebot für das Doppelkronensystem zu gewährleisten. Anschließend wurde die Präparation einer möglichen klinischen Situation angenähert und die Kanten wurden geglättet. Das Primärteleskop mit einer Dicke von 0,3 mm (Pospiech, 2002) wurde in einem Abstand von 0,05 mm (Zementspalt) zum präparierten Zahn erstellt. Für das Sekundärteleskop wurde eine Dicke von 0,5 mm gewählt. Der Abstand zwischen Primär- und Sekundärteleskop betrug 0,05 mm zirkulär, während inzisal und okklusal auf einen Abstand verzichtet wurde. Das gegossene Gerüst der Prothese wurde mit den Sekundärteleskopen verbunden und die Verblendung der Teleskopkrone sowie die Prothesenzähne dem angepasst. Die Verblendung der Sekundärteleskope wurde der Einfachheit halber in Kunststoff gewählt. Primär- und Sekundärteleskope sind aus einer Nichtedelmetalllegierung, ebenso wie die Modellgussbasis. Für den Zement wurden folgende Parameter gewählt: E-Modul $E=3.000$ MPa, Querkontraktionszahl $\nu=0,3$ (Hasan et al., 2015).

Ergänzend zur Modellgussprothese wurde das Innenteleskop mit einem Reibungskoeffizienten von 0 zur Prothese gesetzt. Abbildung 10 zeigt die Teleskopverankerung an 33

im Querschnitt. Das Modell des Unterkiefers mit Teleskopprothese umfasst 468.712 Elemente an 99.602 Knoten.

MSC Software

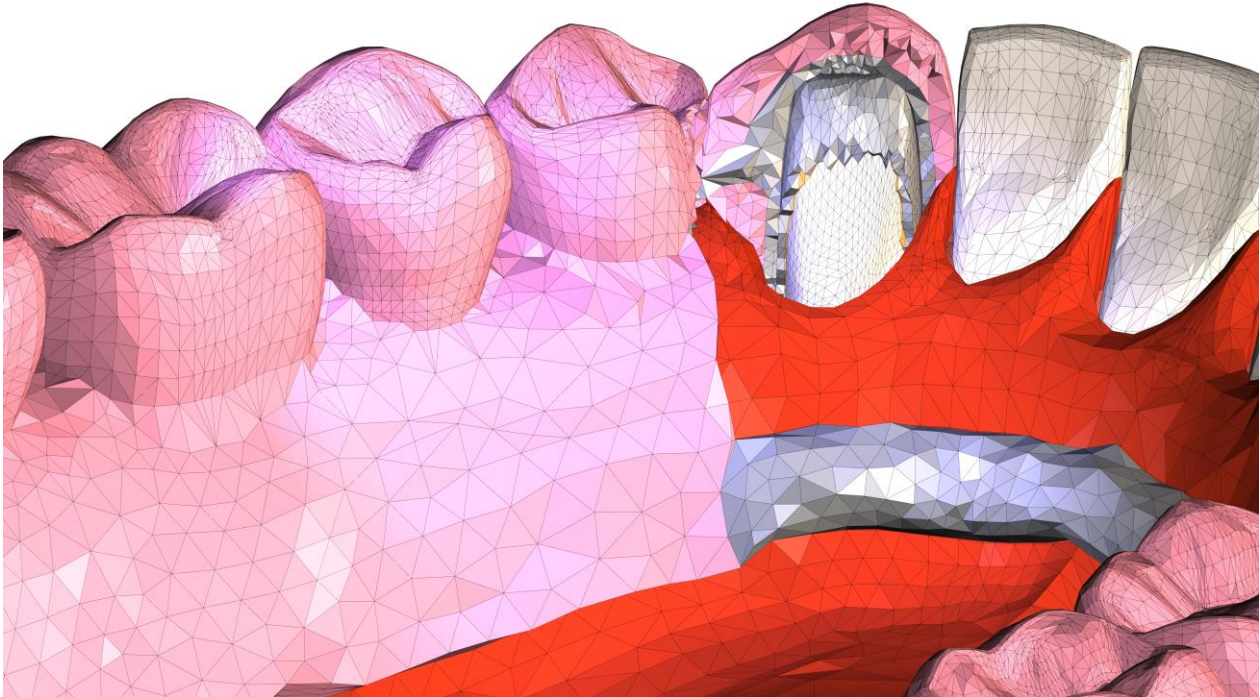


Abb. 10: Die Teleskopprothese im Querschnitt an 33. In weiß ist der präparierte Zahn inklusive Zement (gelb) zu erkennen. Darüber sieht man Primär- und Sekundärteleskop mit Verbindung zum Modellgussgerüst und der Prothesenbasis.

3.2.3 Geschiebe

Zur Simulation der Prothese mit Geschiebeverankerung wurde das Geschiebe Mini-SG Plus der Firma Centres+Métaux SA mit Matrize, Patrize und Gleiteinsatz verwendet. Das FE-Modell des Geschiebes wurde aus CAD-Daten der Firma Centres+Métaux erstellt. Die Geschiebe wurden jeweils distal von 33 und 44 so angeordnet, dass sie die gleiche Einschubrichtung hatten, also parallel zur z-Achse standen. Um die Belastung möglichst günstig zu halten, wurde darauf geachtet, dass der extrakoronale Anteil des Geschiebes mittig auf dem Kieferkamm zu liegen kam. Die Patrize wurde in die Krone der Pfeilerzähne eingearbeitet und die Krone mit einer Zementschicht (0,05 mm Dicke,

E-Modul 3.000 MPa, Querkontraktionszahl $\nu=0,3$) mit dem Zahn verbunden. Die Präparation der Pfeilerzähne wurde von der Teleskopprothese übernommen.

MSC Software

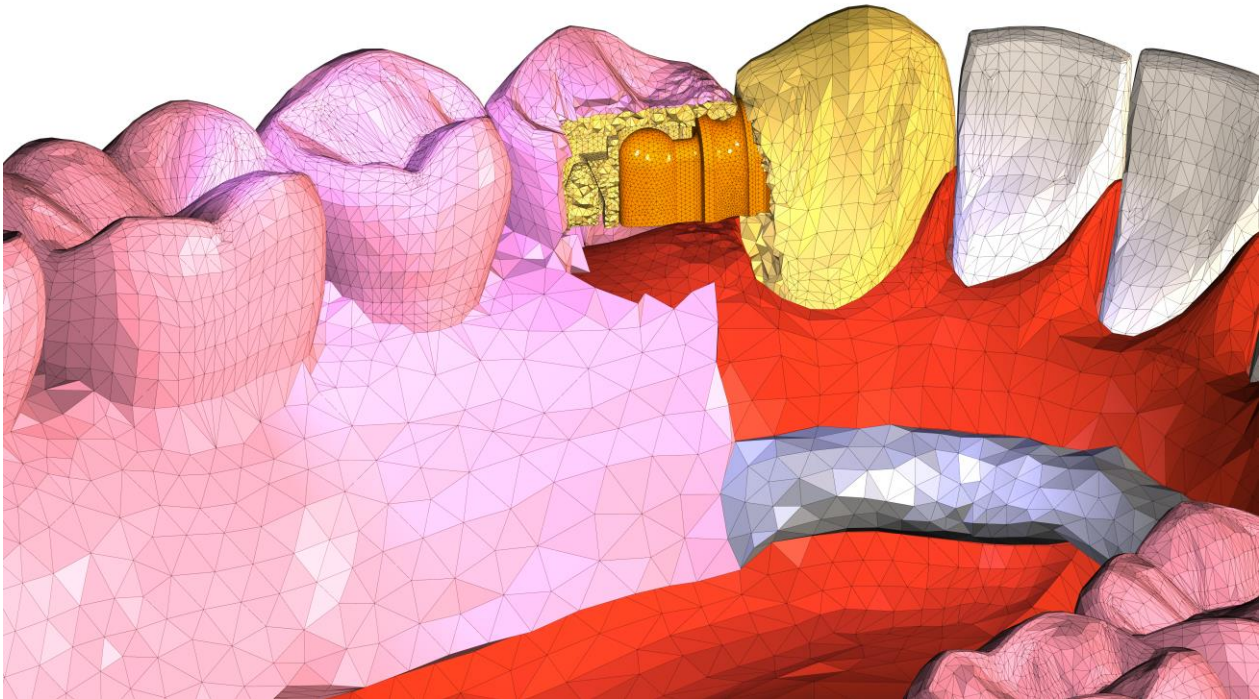


Abb. 11: Prothese mit Geschiebe an 33 im Querschnitt. In orange ist die Patrize zu erkennen, die von der Matrize in gelb umgeben ist. Die Matrize ist in der Prothesenbasis gefasst und von Kunststoff umgeben.

Die Matrize wiederum wurde mit der Kunststoffbasis der Prothese verbunden, die Grenzflächen miteinander verknüpft und somit die Einpolymerisation der Matrize nachgestellt. Abbildung 11 zeigt die in die Krone des Pfeilerzahnes 33 eingearbeitete Patrize im Querschnitt. Die Materialparameter betragen für die Matrize $E=110.000$ MPa, $\nu=0,34$, für den Einsatz $E=2.900$ MPa, $\nu=0,33$; und für die Patrize $E=136.000$ MPa, $\nu=0,3$. Die Krone des Pfeilerzahnes besteht komplett aus einer hochgoldhaltigen Legierung ($E=100.000$ MPa, $\nu=0,3$).

Ergänzend zu Tabelle 1 wurden die in Tabelle 2 dargestellten Reibungskoeffizienten hinzugefügt.

Tab. 2: Reibungskoeffizienten der Materialien der Geschiebeprothese

	Zahn	Weichge- webe	Prothese	Krone 33,44	Kugel	Matrize	Patrize	Einsatz	Schraube
Zahn	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2				
Weichgewebe	0,1		0,2						
Prothese	0,2	0,2		0,2	0,2		0		
Krone 33,44	0,2		0		0				
Kugel	0,2		0,2	0					
Matrize							0	0	0
Patrize			0			0		0	0
Einsatz							0		0
Schraube							0	0	

Das Modell des Unterkiefers mit Geschiebeprothese umfasste 715.154 Elemente an 149.061 Knoten.

3.3 Belastung

Es wurde von folgenden Randbedingungen ausgegangen: Der Unterkieferknochen wurde an seiner Hinter- und Unterseite in x-, y- und z-Achse mit einem „fixed-displacement“ befestigt, d.h. starr verankert, um die Muskelaufhängung des Unterkiefers nachzustellen und eine Gegenkraft zur Belastung zu gewährleisten (siehe Abbildung 9, Kapitel 3.2.1). Zur Simulation einer punktuellen Kaubelastung wurden in das Modell Halbkugeln aus Stahl eingefügt, an deren Oberseite ein Gummistempel befestigt war (siehe Abbildung 12). Würde die Kraft nur an einem Punkt (also auf ein Element) in die Prothese eingeleitet (ohne Halbkugel), würde dieses Element und angrenzende Elemente verstärkt belastet, es gäbe jedoch keine realitätsnahe Aussagekraft für die Gesamtsituation. Daher muss in einer solchen Simulation die Krafteinleitung über einen weiteren Körper, auf den die Kraft wirkt, eingeleitet werden. Die Belastung erfolgte auf einen Punkt oberhalb der Oberseite der Kugel, der wiederum mit allen Knoten der Kugelquerschnittsfläche ver-

bunden war. Somit entstand eine gleichmäßige Krafteinleitung auf die Oberseite der Halbkugel. Die Belastung erfolgte linear von 0 bis zu einer Belastung von 500 N. Die Oberseite des Gummistempels, der auf der Oberseite der Halbkugel befestigt war, war in x-, y- und z-Richtung fixiert, der Gummistempel aber in sich flexibel ($E=0,1 \text{ MPa}$, $\nu=0,2$), lediglich die Rotation wurde ausgeschlossen. So konnte sich die Halbkugel im Verlauf der Belastung in gewissen Grenzen bewegen, es erfolgte dennoch eine Kraftweiterleitung auf die Prothese bzw. den Zahn, sobald die Halbkugel den maximalen Vielpunktkontakt erreicht hatte.

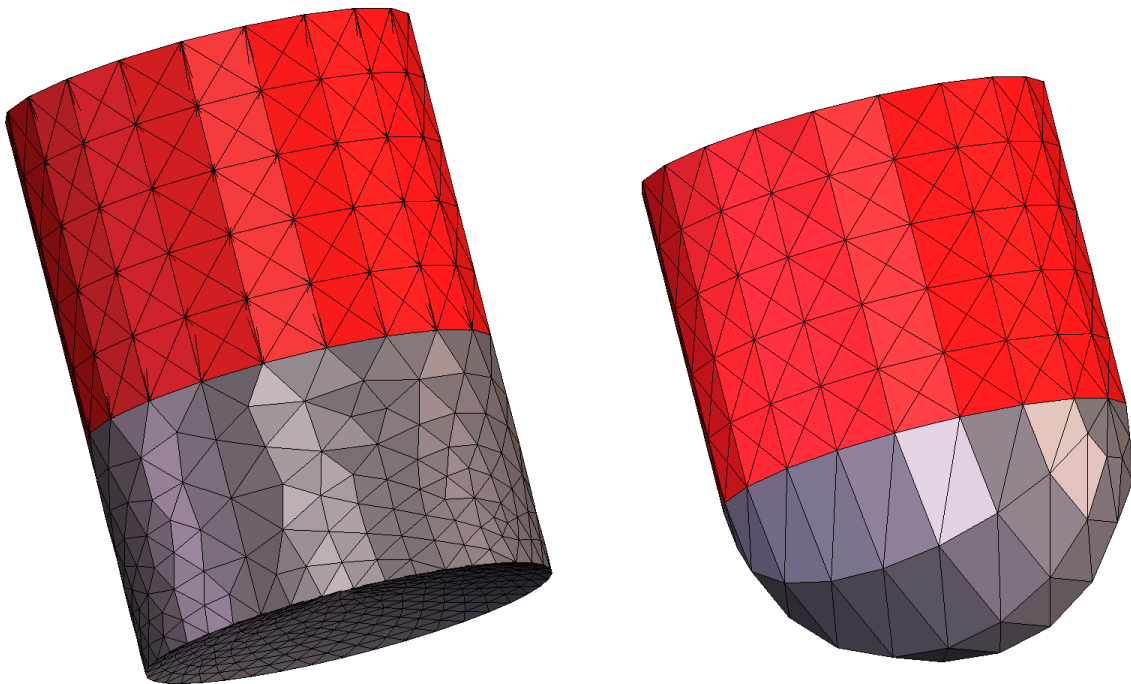


Abb. 12: Links dargestellt ist der Belastungsstempel an Zahn 33. Er hat eine konkave Auflagefläche aus Titan in silber und auf der Oberseite einen befestigten Gummistempel in rot. Rechts dargestellt ist der Belastungsstempel für Seitenzähne. Dieser hat eine Stahlkugel als Kontaktfläche mit den Belastungspunkten und auf der Oberseite einen befestigten Gummistempel.

Für Zahn 33 musste der Belastungsstempel verändert werden, da die Halbkugel lediglich auf der Inzisalkante des Eckzahnes abrutschte und keine oder nur sehr geringe Krafteinleitung erfolgte. Anstelle der Kugel wurde eine Titanscheibe mit konkaver Auflagefläche modelliert (siehe Abbildung 12).

3.4 Simulationen

Die zuvor beschriebenen Belastungsstempel wurden an den für die Prothesendynamik wichtigen Stellen eingefügt: Um die Belastung der natürlichen Zähne und gleichzeitig auch Pfeilerzähne der Prothese betrachten zu können, bekamen 33 und 44 jeweils einen Stempel. Um die Unterschiede der Verankerungsarten bei pfeilerner Belastung zu untersuchen, wurde jeweils an 45 und 34 ein Stempel eingefügt. Um sowohl die Bewegung bei distaler Belastung als auch die Belastung im Kauzentrum zu untersuchen, wurden Stempel an den ersten Molaren eingefügt. Abbildung 13 zeigt beispielhaft den Unterkiefer mit Modellgussprothese und allen sechs eingefügten Belastungsstempeln.

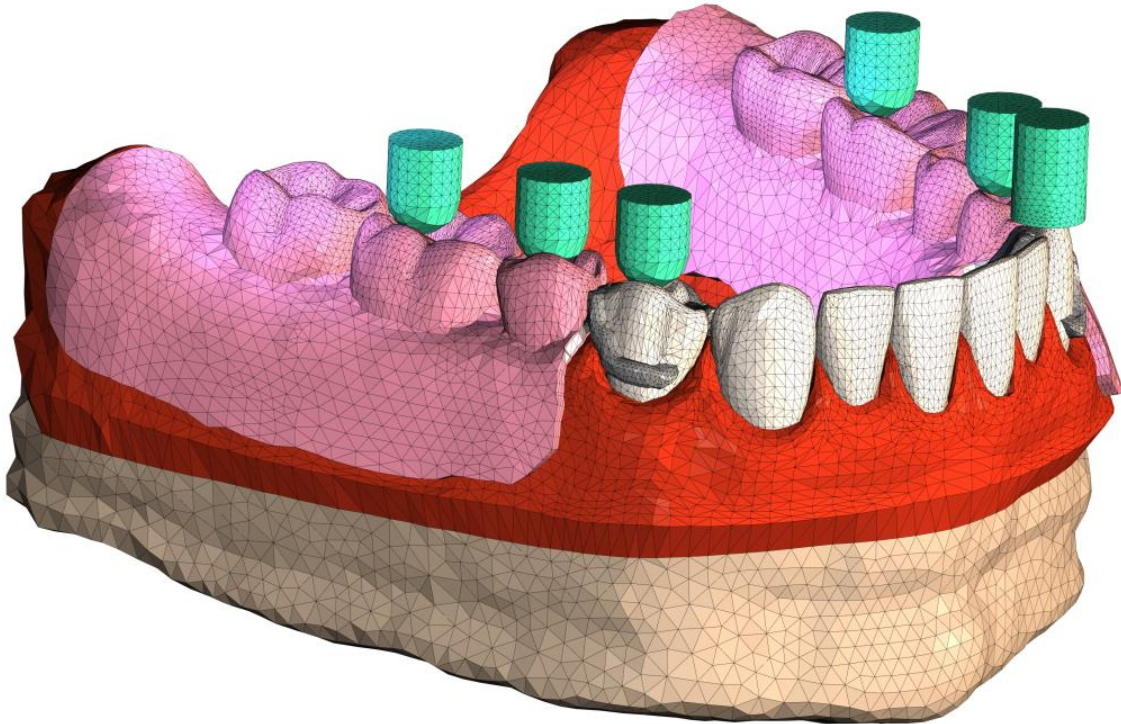


Abb. 13: Unterkiefermodell mit Modellgussprothese und Klammerverankerung an Zahn 44 und 33. Die sechs Belastungsstempel (nach Abb. 12) sind in Kontakt mit Prothesenzahn bzw natürlichem Zahn am Belastungsort eingefügt.

Die eingefügten sechs Stempel wurden einzeln belastet, es wurden also dreimal sechs Rechnungen durchgeführt. Um auch Rückschlüsse auf Bewegung und Belastung während des Kauens ziehen zu können, wurden jeweils nochmals getrennt die jeweiligen drei Stempel des 3. und des 4. Quadranten belastet und abschließend noch einmal alle

sechs Stempel pro Versorgung belastet. Weder die quadrantenweise Belastung noch die Belastung aller Stempel entspricht genau der komplexen Kaubewegung und kann somit auch nur als Näherung betrachtet werden.

Zur Auswertung wurden zum einen sogenannte Heatmaps bei maximaler Belastung hergestellt. Zur genaueren Einzelzahn Betrachtung wurden zum anderen vor Rechnungsstart sogenannte RBEs, Rigid Body Elements, angebracht. Diese Rigid Body Elements ermöglichen es, einen oder mehrere Punkte auf einem Modell während der Belastung zu beobachten, seine Bewegung in allen drei Raumachsen genau zu verfolgen und aufzuzeichnen. Ziel war es, genaue Bewegungen einzelner Zähne bzw. der Prothesenzähne nachvollziehen zu können. Es wurden jeweils vier Punkte der Oberfläche des Modells zu einem RBE verbunden. Dabei wurden jeweils die distalen Prothesenzähne 47 und 37 und die mesialen Prothesenzähne 45 und 34 auf ihrer bukkalen Fläche mit RBEs versehen. Um die Pfeilerzahnbewegung zu untersuchen, bekamen 33 und 44 jeweils ein RBE im Bereich der Wurzelmitte und auf die Krone des Pfeilerzahnes. Dabei war zu berücksichtigen, dass die RBEs der Teleskop- und Modellgussprothese jeweils am Sekundärteleskop bzw. am vestibulären Klammerarm, also an der Prothese, angebracht waren. Die RBEs der Geschiebeprothese waren jedoch an den Kronen der Pfeilerzähne angebracht, die nicht fest mit der Prothese verbunden waren.

4. Ergebnisse

Die Darstellung der FE-Ergebnisse erfolgte mithilfe des im MSC.Marc/Mentat 2010 integrierten Postprozessors. Dargestellt sind sogenannte „Heatmaps“, eine Visualisierung der gewonnenen Daten zum Zeitpunkt maximaler Belastung in tabellarischen Abbildungen. Jede Zeile zeigt die Belastung auf einem (Prothesen-) Zahn. Zum besseren Vergleich sind die drei Verankerungsarten in drei Spalten nebeneinander angeordnet. Die Skala am rechten Rand jeder Abbildung gibt die Spanne der Verschiebung, des Drucks oder der Verzerrungen an, mit welcher die verwendeten Materialien beansprucht wurden. Der Farbverlauf geht von blau (niedrigster Wert) bis hin zu gelb (höchster Wert). Die Skalierung überschreitende Werte erscheinen grau.

Um die teilweise sehr kleinen Unterschiede zwischen den einzelnen Belastungen deutlich zu machen, wurde jeweils pro betrachtetem Parameter und Gewebe eine andere Skalierung gewählt, die am rechten Abbildungsrand zu finden ist. Innerhalb der Parameter und Gewebe ist die Skalierung selbstverständlich gleich.

4.1 Verschiebung

Die folgende Abbildung zeigt die Verschiebung in allen Raumachsen (x, y und z) der Prothese bei maximaler Belastung von 500 N (Abbildung 14). Die Verschiebungen bewegen sich im Rahmen von Null bis maximal 0,65 mm. Die größten Verschiebungen der Prothese ließen sich eindeutig bei Belastung im distalen Bereich des Prothesensattels (an 36 und 46) erkennen. Aufgrund des verlängerten Hebelarmes zum Verankerungselement und der Resilienz der Mukosa war dies zu erwarten. Deutliche Unterschiede der Verankerungsarten zeigten sich nicht. Allerdings ist zu beachten, dass sich die Verschiebung bis in den Mundbodenbereich ausdehnte, sich somit möglicherweise eine Prädilektionsstelle für Druckulzera ergibt.

Bei Belastung von 34 und 36, geringer auch bei 46, zeigte die geschiebeverankerte Prothese im Gegensatz zu den anderen Verankerungsarten eine Tendenz zum Abhebeln im jeweils anderen Quadranten. Dies zeigte sich jedoch noch deutlicher bei der Einzelzahn Betrachtung (Kapitel 4.4).

Davon abgesehen ließen sich kaum Unterschiede zwischen den Verankerungen feststellen, die zu einer Bewertung der Verankerungen herangezogen werden konnten.

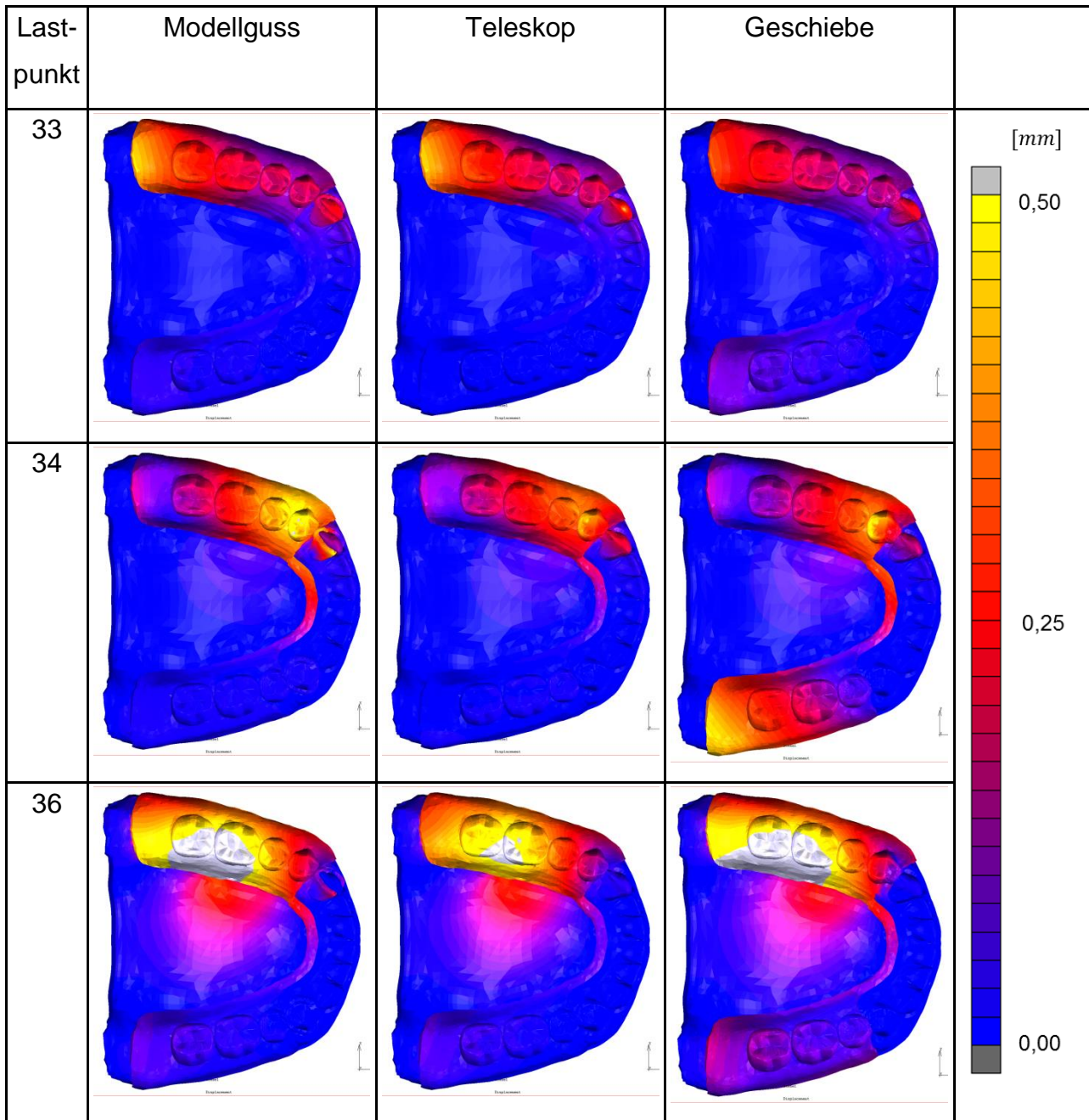


Abb. 14a: Verschiebung der Prothesen bei Belastung mit 500 N. Dargestellt ist das gesamte Modell mit jeweiliger Prothese in Aufsicht. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt, also den belasteten Zahn (hier 33 bis 36) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte.

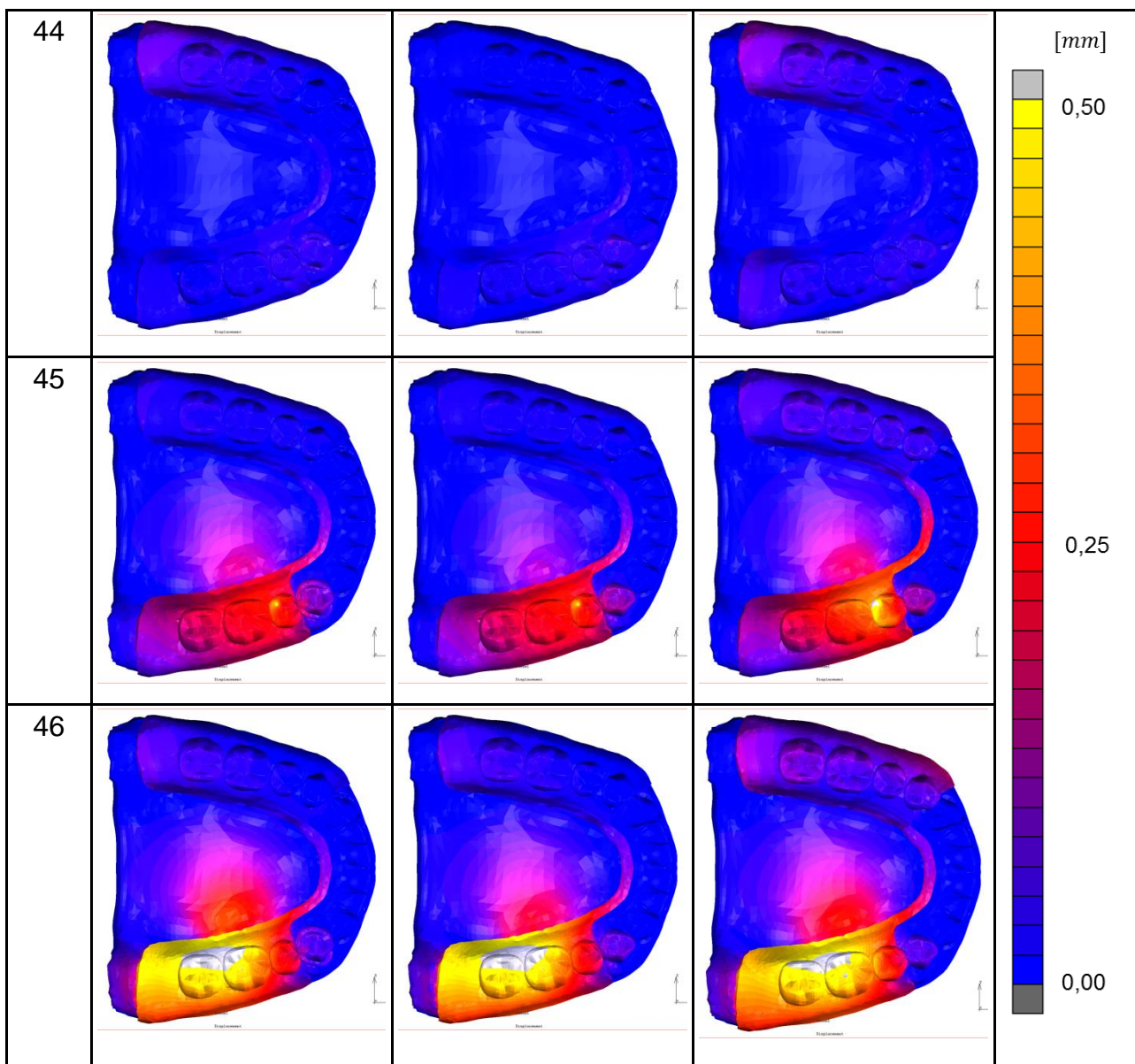


Abb. 14b: Verschiebung der Prothesen bei Belastung mit 500 N. Dargestellt ist das gesamte Modell mit jeweiliger Prothese in Aufsicht. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt (hier 44 bis 46) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte.

Allerdings wurde deutlich, dass die unterschiedlichen Klammern der Modelgussprothese unterschiedlich zu bewerten sind. So zeigte die Klammer mit Rückenschutzplatte an 33 eine deutliche Verschiebung bis zu 0,45 mm bei pfeilerner Belastung, wohingegen die G-Klammer an 44 mit zwei präparierten Auflagern mit 0,16 mm nur eine Verschiebung im Bereich von Teleskop- und Geschiebekrone zeigte (siehe Tabelle 3).

Tab. 3: Ermittelte Höchstwerte der Verschiebungen der Prothesen. Alle Werte in mm. Jede Zeile gibt einen Lastpunkt an, jede Spalte eine Verankerungsart.

Lastpunkt	Modellguss	Teleskop	Geschiebe
33	0,366	0,45	0,2667
34	0,48	0,43	0,46
36	0,65	0,56	0,64
44	0,06	0,05	0,1
45	0,36	0,38	0,48
46	0,54	0,55	0,5

4.2 Spannung

Die Spannung beschreibt die einwirkende Kraft pro Fläche in $\text{N/mm}^2 = \text{MPa}$. Die folgenden Abbildungen zeigen die Druckverteilung der eingeleiteten Kraft von 500 N auf das Weichgewebe (Mukosa, Abbildung 15), den Knochen und das Parodontium.

Bei Belastung der Pfeilerzähne 33 und 44 ließ sich bei allen Verankerungsarten keine zusätzliche Spannung in der Mukosa erkennen; es erfolgte demnach auch keine Kraftübertragung auf die Mukosa bei Belastung der Pfeilerzähne des kombinierten Zahnersatzes. Im dritten Quadranten zeigte sich deutlich, dass die Verankerung an 33 der Modellgussprothese zu größerer Druckübertragung auf die Mukosa führt, als bei den anderen beiden Versorgungsarten. Dies galt auch im Vergleich mit dem vierten Quadranten. Belastungen im Kauzentrum in Regio 36 und 46 führten bei allen Versorgungsarten zu Zonen erhöhter Spannung, die in etwa der Ausdehnung der Prothesenbasis entsprechen. Spannungsspitzen traten nur direkt am Belastungsort auf, die Druckverteilungen wirkten also weitergehend nach dem Schneeschuhprinzip. Pfeilernahe Belastung zeigte dagegen keine Verteilung der Spannung auf die gesamte Basis, sondern lediglich lokal am Belastungspunkt und angrenzend, wobei die Spannungswerte bei Geschiebeverankerung lokal merklich über den der anderen Verankerungen lagen.

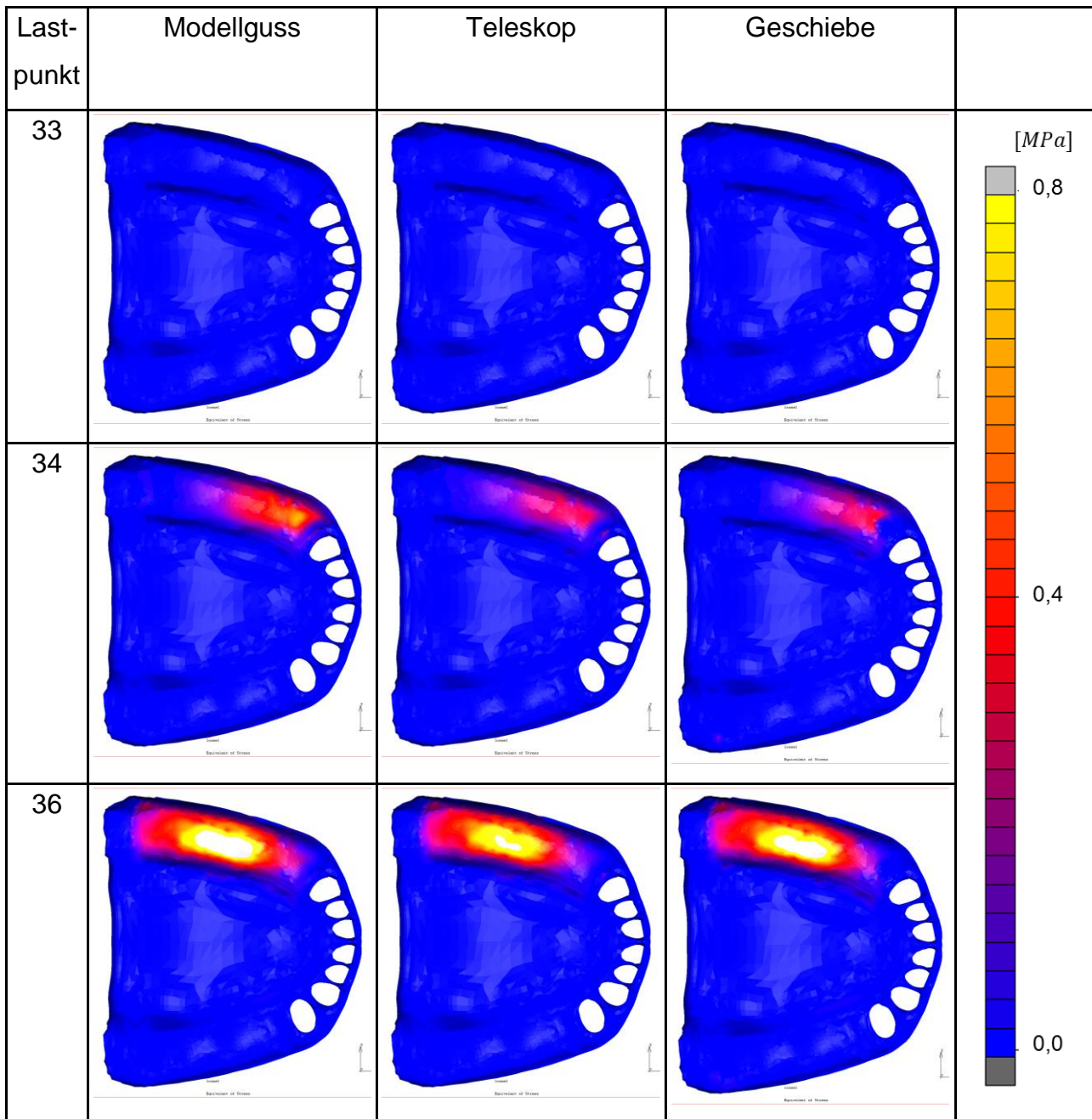


Abb. 15a: Spannung in der Mukosa bei Belastung mit 500 N. Dargestellt ist nur die Mukosa in Aufsicht. Prothesen, Knochen, Zähne und Parodontium wurden entfernt. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt (hier 33 bis 36) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte.

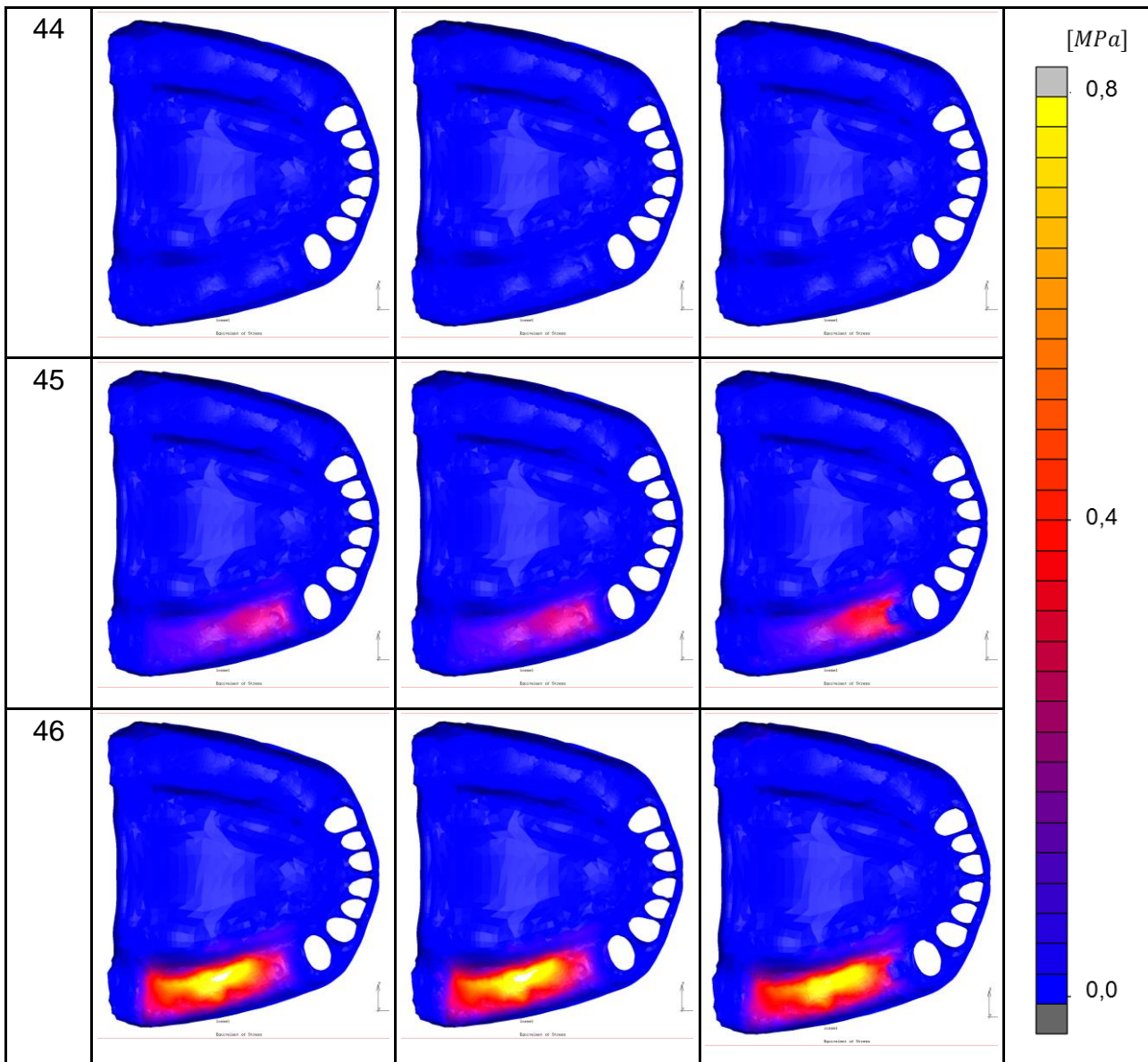


Abb. 15b: Spannung in der Mukosa bei Belastung mit 500 N. Dargestellt ist nur die Mukosa in Aufsicht. Prothesen, Knochen, Zähne und Parodontium wurden entfernt. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt (hier 33 bis 36) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte.

Zusätzlich zu der Spannungsverteilung ist auch die Größe der maximal einwirkenden Kraft pro Fläche interessant im Hinblick auf Druckstellen, Ischämien und Nekrosen. Bei Belastung auf die pfeilernen Prothesenzähne bewegten sich diese Werte in einem Rahmen von etwa 0,3 bis 0,5 MPa. Wurde jedoch distal am Prothesensattel belastet, traten Spannungswerte bis zu 0,8 N/mm² auf (siehe Tabelle 4).

Tab. 4: Maximale Spannung in der Mukosa bei einer Belastung von 500 N. Alle Werte in MPa. Jede Zeile gibt einen Lastpunkt an, jede Spalte eine Verankerungsart.

Lastpunkt	Modellguss	Teleskop	Geschiebe
33	0,00	0,00	0,00
34	0,53	0,29	0,35
36	0,80	0,77	0,80
44	0,00	0,00	0,00
45	0,26	0,29	0,37
46	0,77	0,77	0,72

Betrachtet wurde auch, wieviel der eingebrachten Belastung als Spannung im Knochen ankommt (siehe Tabelle 5 und Abbildung 16). Bei Belastung der Pfeilerzähne stellten sich im Alveolarknochen Spannungswerte bis zu 8 MPa dar. Hier und auch bei den folgenden Ergebnissen zeigten sich höhere Werte bei 33 als bei 44. Dies war vermutlich auf die unterschiedlichen Stempel zurückzuführen und wird in der Diskussion noch thematisiert. Bei pfeilerner Belastung war die Spannungsverteilung schon deutlich geringer mit größter Ausprägung zentral in der Alveole des Pfeilerzahnes und direkt distalkrestal des Pfeilerzahnes. Während die Belastung an 36 mit kleinen Spannungsfeldern mit maximal 1,5 N/mm² fast gar keine Druckweiterleitung auf den Knochen zeigte, war bei Belastung von 46 noch ein deutlich größeres Spannungsfeld mit Werten bis zu 4,8 MPa auch in der Alveole des Pfeilerzahnes 44 zu erkennen.

Tab. 5: Maximale Spannung im Knochen bei einer Belastung von 500 N. Alle Werte in MPa. Jede Zeile gibt einen Lastpunkt an, jede Spalte eine Verankerungsart.

Lastpunkt	Modellguss	Teleskop	Geschiebe
33	7,74	7,70	7,70
34	6,40	5,60	5,00
36	1,60	1,06	1,06
44	6,93	6,90	6,90
45	7,85	7,12	7,74
46	4,80	3,20	4,80

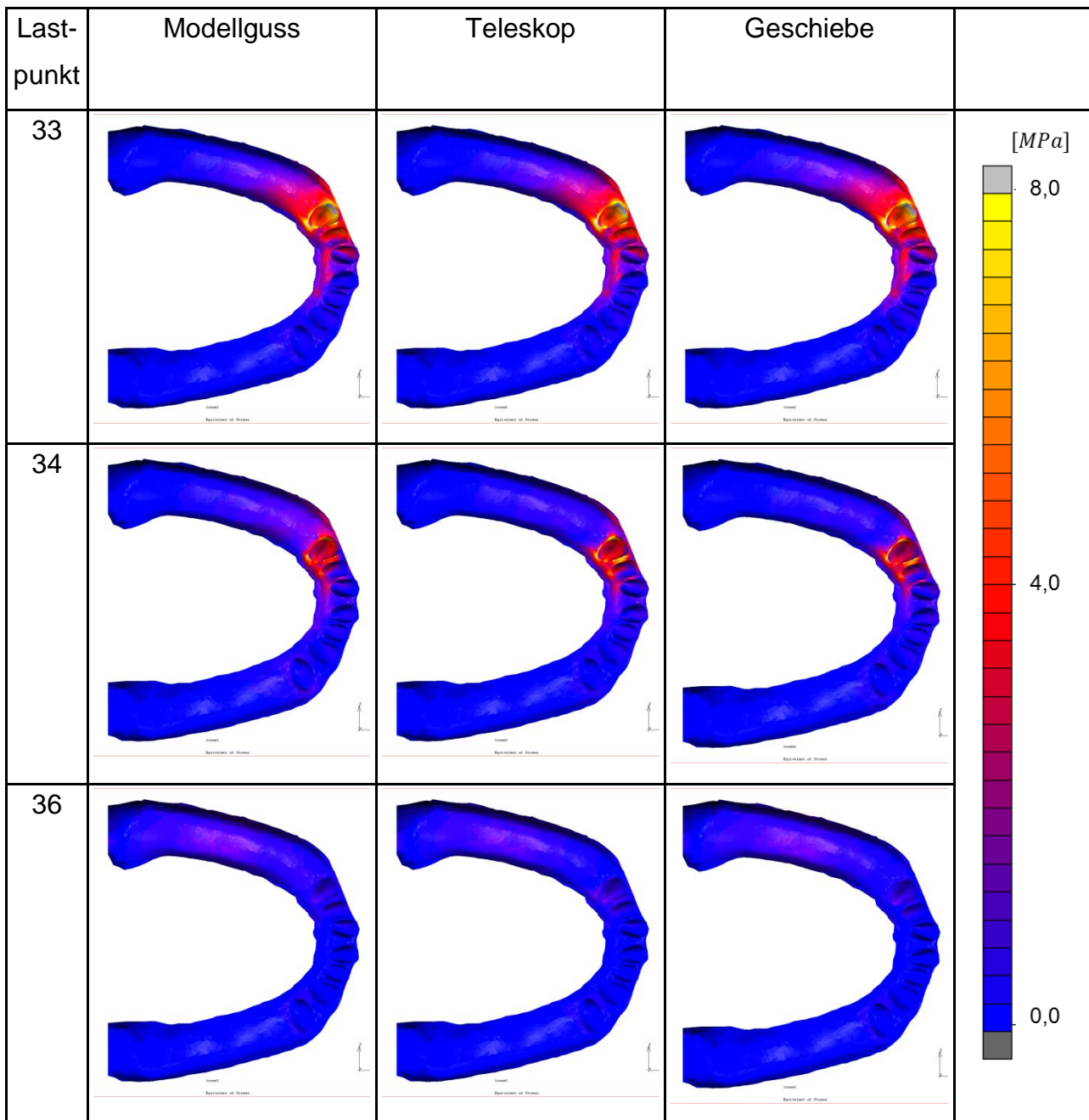


Abb. 16a: Spannung im Knochen bei Belastung mit 500 N. Dargestellt ist nur die Mandibula mit den knöchernen Alveolen der Zähne in Aufsicht. Weichgewebe; Prothesen und Zähne wurden entfernt. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt (hier 33 bis 36) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte.

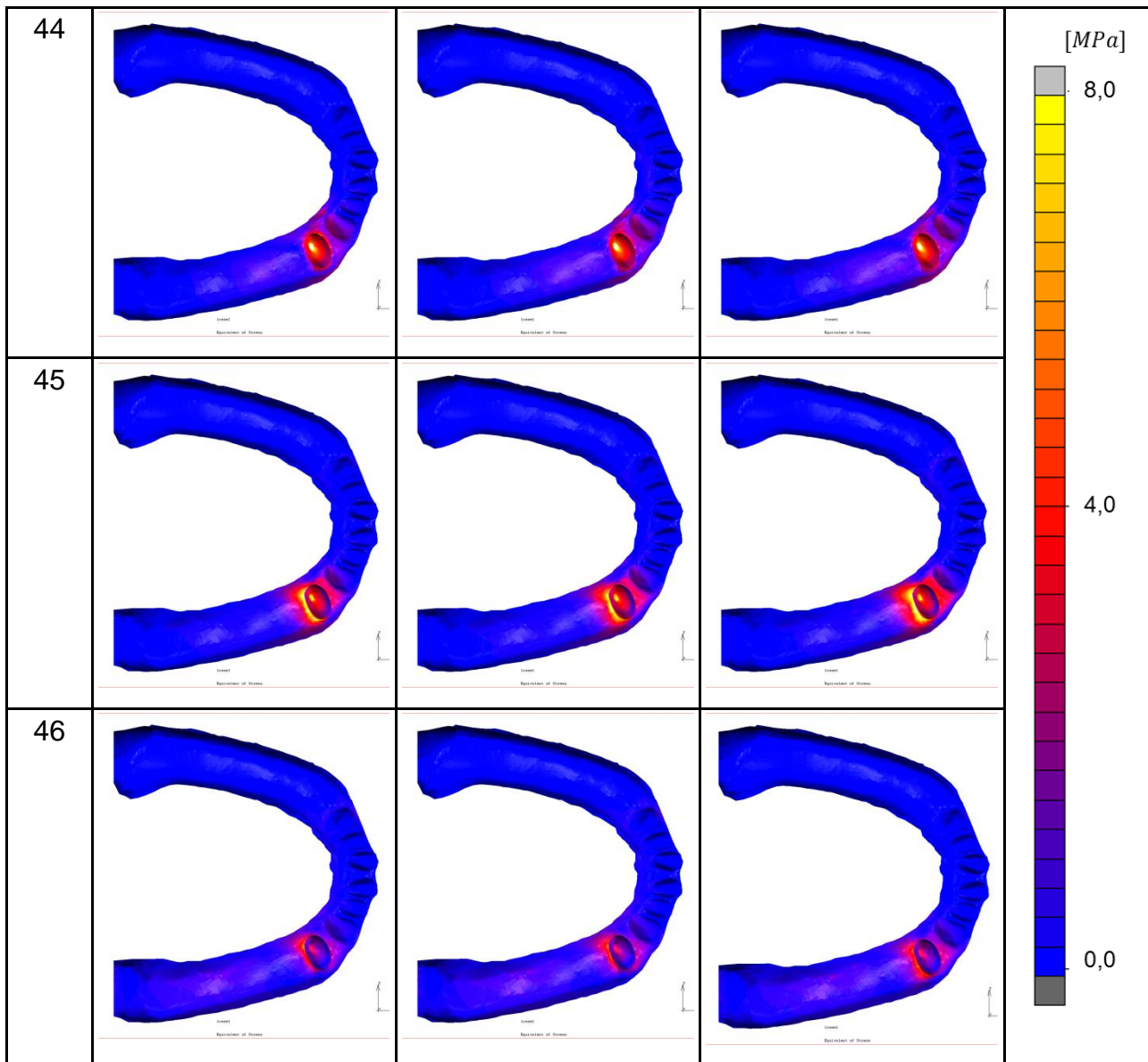


Abb. 16b: Spannung im Knochen bei Belastung mit 500 N. Dargestellt ist nur die Mandibula mit den knöchernen Alveolen der Zähne in Aufsicht. Weichgewebe; Prothesen und Zähne wurden entfernt. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt (hier 44 bis 46) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte.

4.3 Verzerrung

Die Verzerrung oder Dehnung ist eine dimensionslose Größe, die das Verhältnis der Längenänderung zur Ausgangslänge angibt. Die Längenänderung ist neben der einwirkenden Kraft natürlich auch abhängig von dem Elastizitätsmodul, also der „Steifigkeit“ des betrachteten Gewebes.

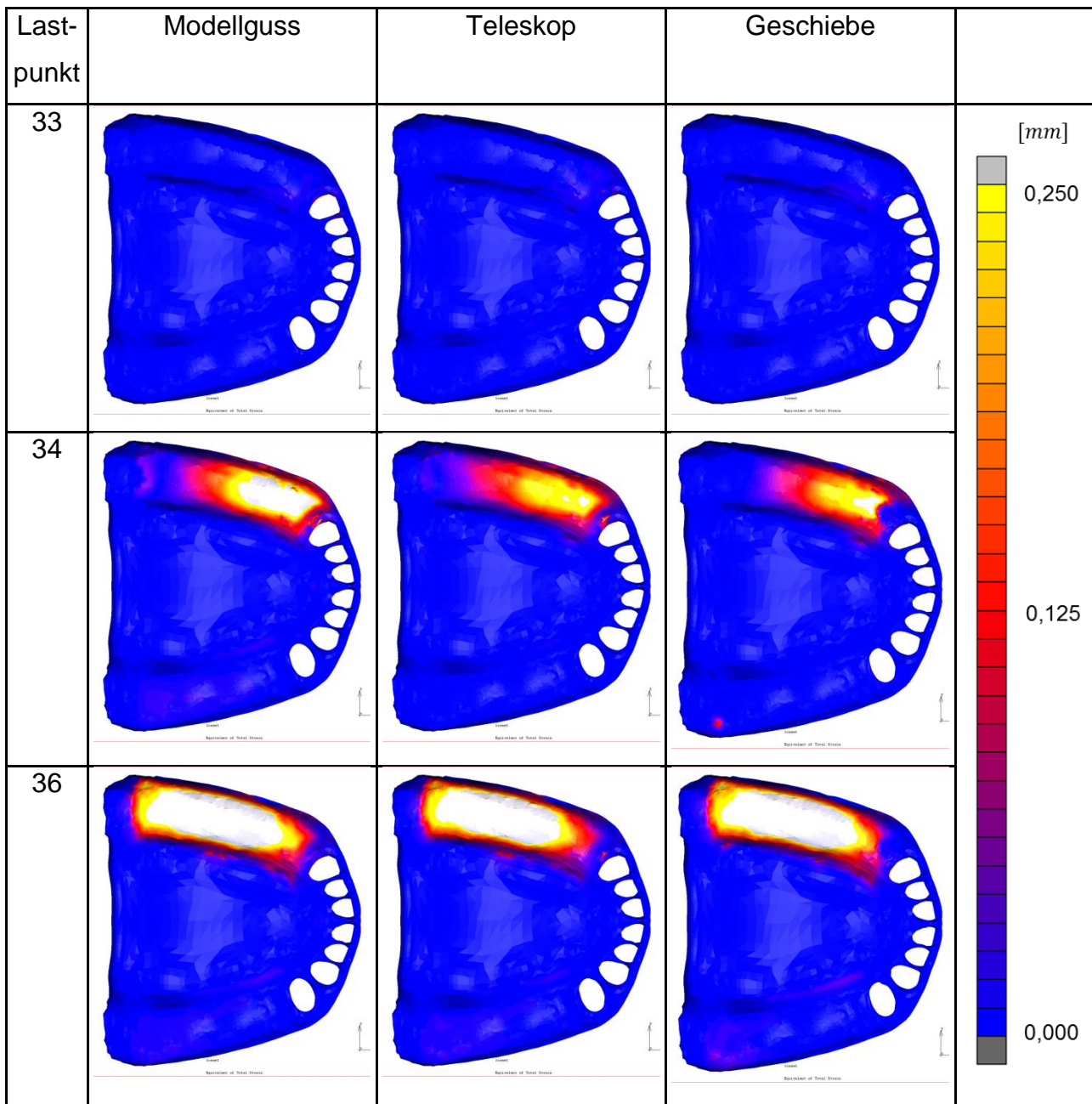


Abb. 17a: Verzerrungen in der Mukosa bei Belastung mit 500 N in Aufsicht. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt (hier 33 bis 36) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte.

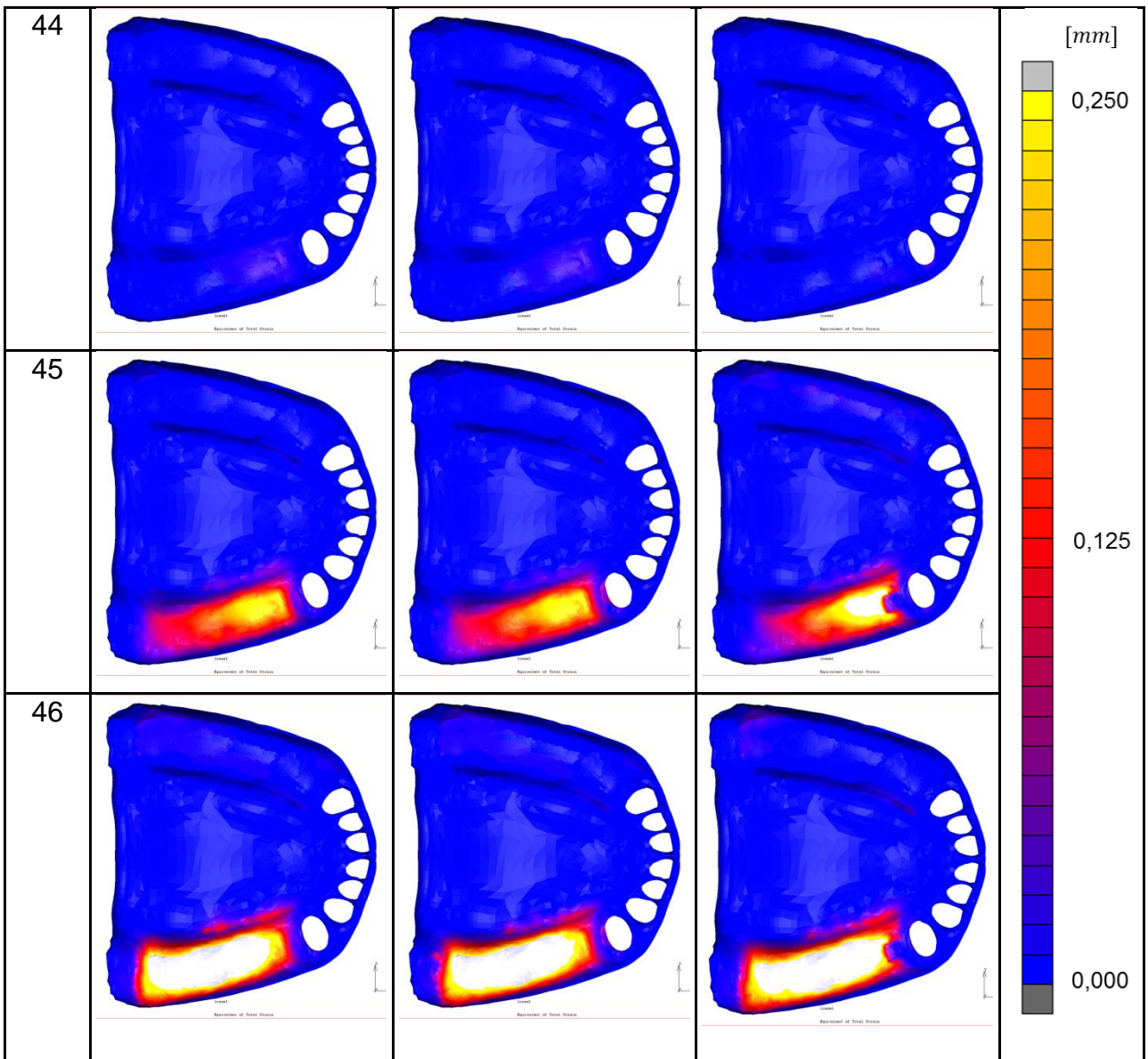


Abb. 17b: Verzerrungen in der Mukosa bei Belastung mit 500 N. Dargestellt ist nur die Mukosa in Aufsicht. Prothesen, Knochen, Zähne und Parodontium wurden entfernt. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt (hier 44 bis 46) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte.

Die Ausdehnung und Verteilung der Verzerrung entsprach in etwa der Spannungsverteilung auf der Mukosa. Auch hier ließen sich die größten Felder und Werte bei Belastung der Modellgussprothese im dritten Quadranten erkennen. Teleskop- und Geschiebeverankerung ergaben in etwa gleiche Werte, wobei die Geschiebeprothese etwas höhere lokale Maxima aber kleinere Ausdehnungen der Verzerrung aufwies (siehe Abbildung

17). Die Verzerrung der Mukosa bewegte sich hier in einem Bereich von 0,2 bis 0,55, also im Bereich von etwa 20 bis 50 % (siehe Tabelle 6)

Tab. 6: Maximale Verzerrungen in der Mukosa bei 500 N Belastung. Alle Werte sind Verhältnisse und somit ohne Einheit. Jede Zeile gibt einen Lastpunkt an, jede Spalte eine Verankerungsart.

Lastpunkt	Modellguss	Teleskop	Geschiebe
33	0,000	0,000	0,000
34	0,390	0,241	0,200
36	0,553	0,445	0,525
44	0,000	0,000	0,000
45	0,225	0,225	0,283
46	0,480	0,512	0,472

Im Knochen kam es dagegen zu deutlich geringerer Verzerrungen (siehe Abbildung 18). Die Werte bewegten sich zwischen 0,0003 und 0,0046, also 0,03 und 0,4 % (siehe Tabelle 7). Dies ist natürlich auch durch den deutlich höheren E-Modul (2.000 MPa) des Knochens bedingt.

Die geringsten Verzerrungswerte traten bei Belastung an 36 auf. Je weiter mesial belastet wurde, desto höher wurden die Verzerrungen und erreichten das Maximum bei Belastung an 33. Dabei waren die Verzerrungen fast ausschließlich auf die Alveole des Pfeilerzahnes und den direkt angrenzenden Knochen begrenzt. Aussagekräftige Unterschiede zwischen den Verankerungsarten ließen sich nicht feststellen.

Tab. 7: Maximale Verzerrungen im Knochen bei 500 N Belastung. Alle Werte sind Verhältnisse und somit ohne Einheit. Jede Zeile gibt einen Lastpunkt an, jede Spalte eine Verankerungsart.

Lastpunkt	Modellguss	Teleskop	Geschiebe
33	0,0041	0,0040	0,0040
34	0,0030	0,0030	0,0030
36	0,0006	0,0008	0,0003
44	0,0025	0,0025	0,0025
45	0,0046	0,0045	0,0045
46	0,0023	0,0023	0,0022

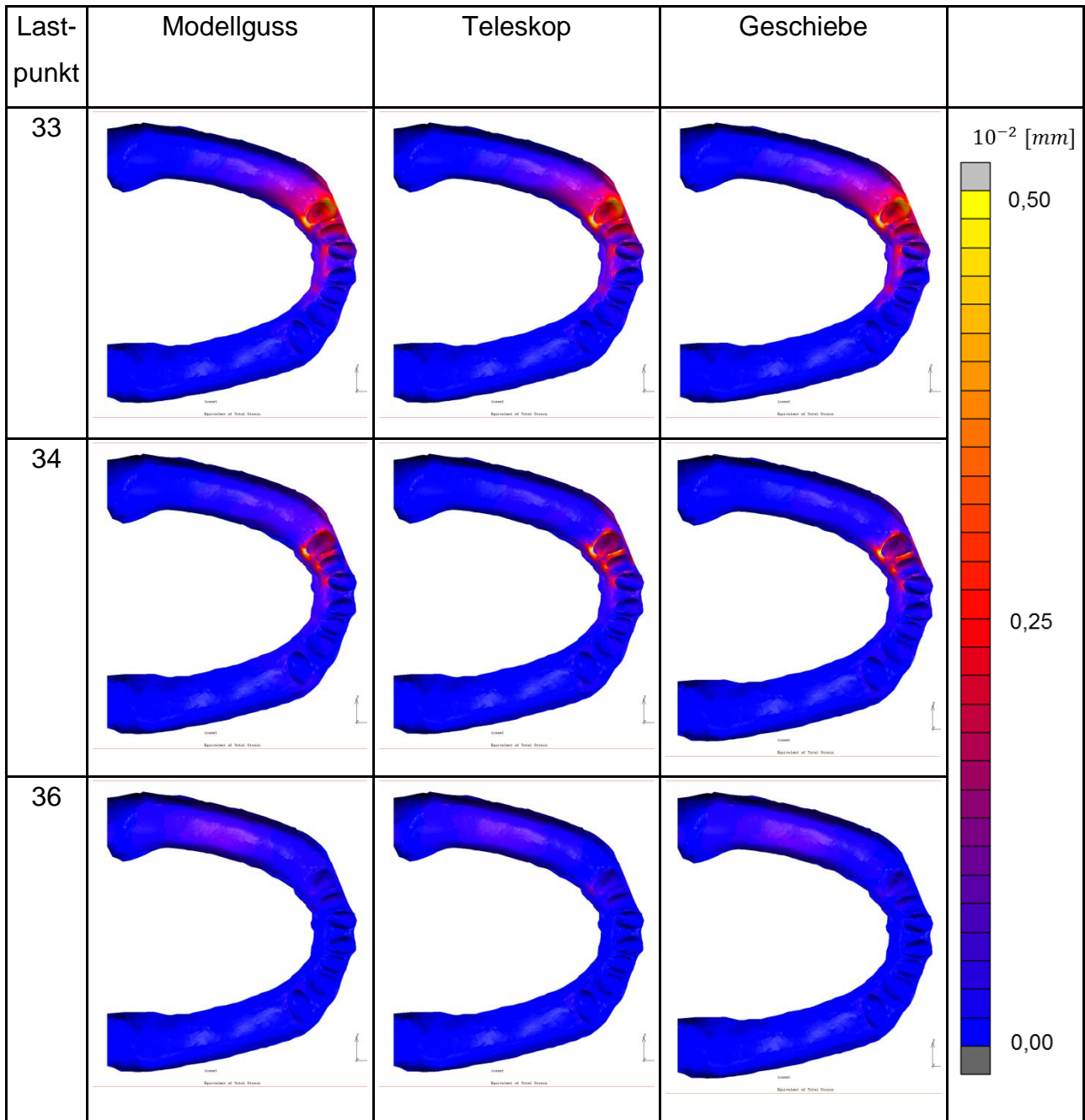


Abb. 18a: Verzerrungen im Knochen bei Belastung mit 500 N. Dargestellt ist nur die Mandibula mit den knöchernen Alveolen der Zähne in Aufsicht. Weichgewebe; Prothesen und Zähne wurden entfernt. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt (hier 44 bis 46) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte.

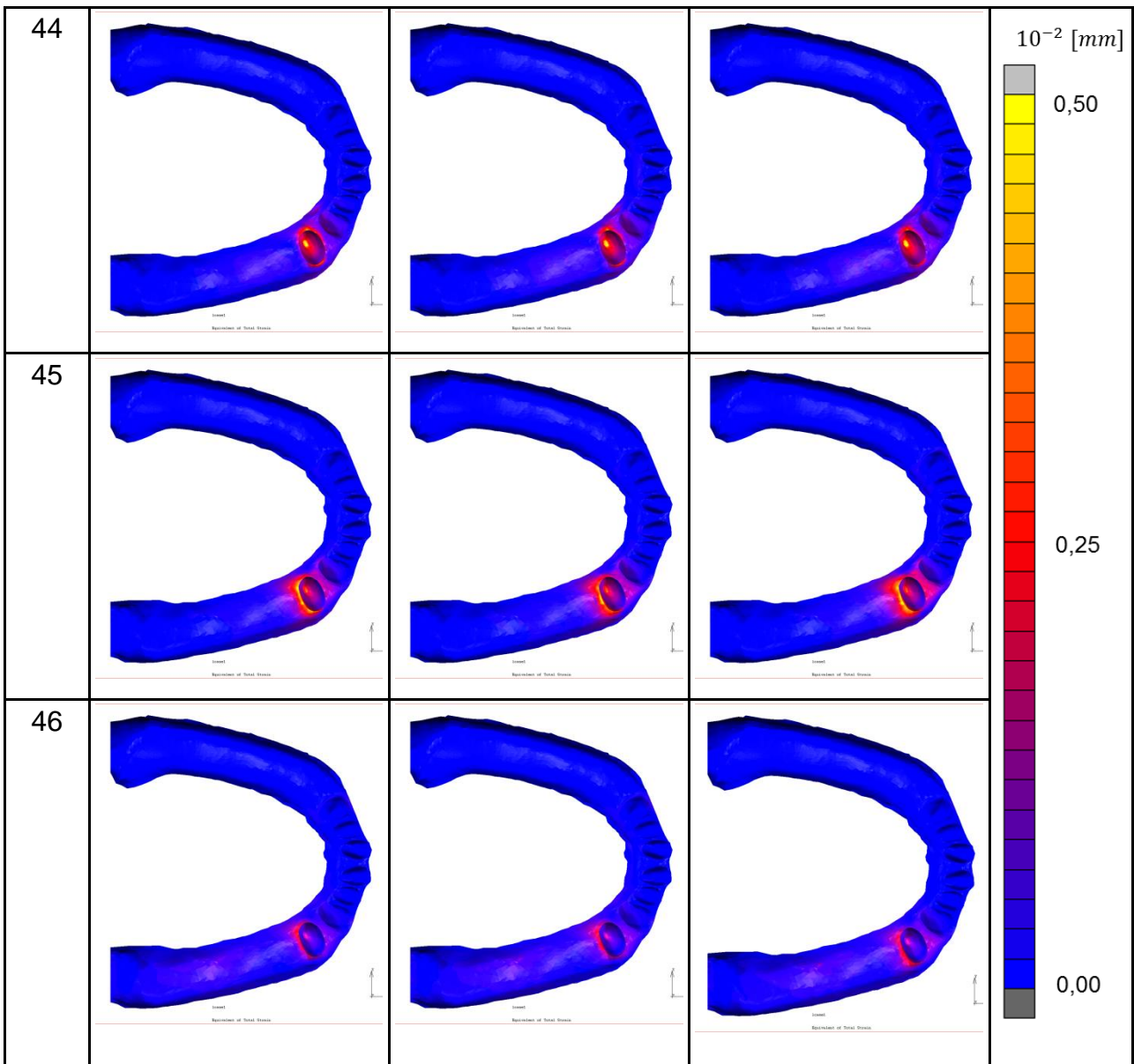


Abb. 18b: Verzerrungen im Knochen bei Belastung mit 500 N. Dargestellt ist nur die Mandibula mit den knöchernen Alveolen der Zähne in Aufsicht. Weichgewebe; Prothesen und Zähne wurden entfernt. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt (hier 44 bis 46) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte.

Das Parodontium der Pfeilerzähne erfährt als Verankerung und Aufhängung des Zahnes im Knochen eine deutlich höhere Verzerrung als der Alveolarknochen. So stiegen die Maximalwerte auf bis zu 0,0933, also 9,33 % an (siehe Tabelle 8). Bemerkenswerte Verzerrungen im PDL blieben jedoch auf den jeweiligen Pfeilerzahn der belasteten Seite beschränkt. Auch hier ließen sich im Seitenvergleich Unterschiede bei den Pfeilerzäh-

nen feststellen. Bei direkter oder pfeilerner Belastung waren die Verzerrungen an 33 deutlich höher, wurde jedoch distal an 36 belastet, reduzierte sich die Verzerrung im PDL auf etwa 1,6 % im Gegensatz zur Belastung von 46, die immer noch eine Verzerrung von etwa 6,0 % im PDL von 44 auslöste. Diese Seitenunterschiede sind aber vermutlich mehr auf die größere Entfernung zum Pfeilerzahn, also auf den verlängerten Hebelarm, als auf die Konfiguration des Pfeilerzahnes und seiner Wurzel zurückzuführen.

Tab. 8: Maximale Verzerrung im PDL bei Belastung von 500 N. Die angegebenen Werte sind Verhältnisse und somit ohne Einheit. Jede Zeile gibt einen Lastpunkt an, jede Spalte eine Verankerungsart.

Lastpunkt	Modellguss	Teleskop	Geschiebe
33	0,093	0,090	0,090
34	0,048	0,050	0,038
36	0,017	0,015	0,017
44	0,067	0,067	0,060
45	0,048	0,048	0,048
46	0,025	0,023	0,025

Erst bei einer feineren Skalierung ließen sich minimale Unterschiede zwischen den Verankerungsarten feststellen, die sich auch in Abbildung 19 zeigen. Danach kam es zu etwas geringerer Verzerrung im PDL bei der Prothese mit Geschiebeverankerung. Die Verzerrung im Parodontium von 32 bei Belastung 33 war vermutlich durch die nicht ganz achsgerechte Belastung von 33 aufgrund des anders geformten Druckstempels bedingt. Dieser bewirkte wohl nicht nur die erwünschte Kraftübertragung in z auf Zahn 33, sondern auch eine kleine Bewegung von Zahn 33 nach mesial auf Zahn 32 zu.

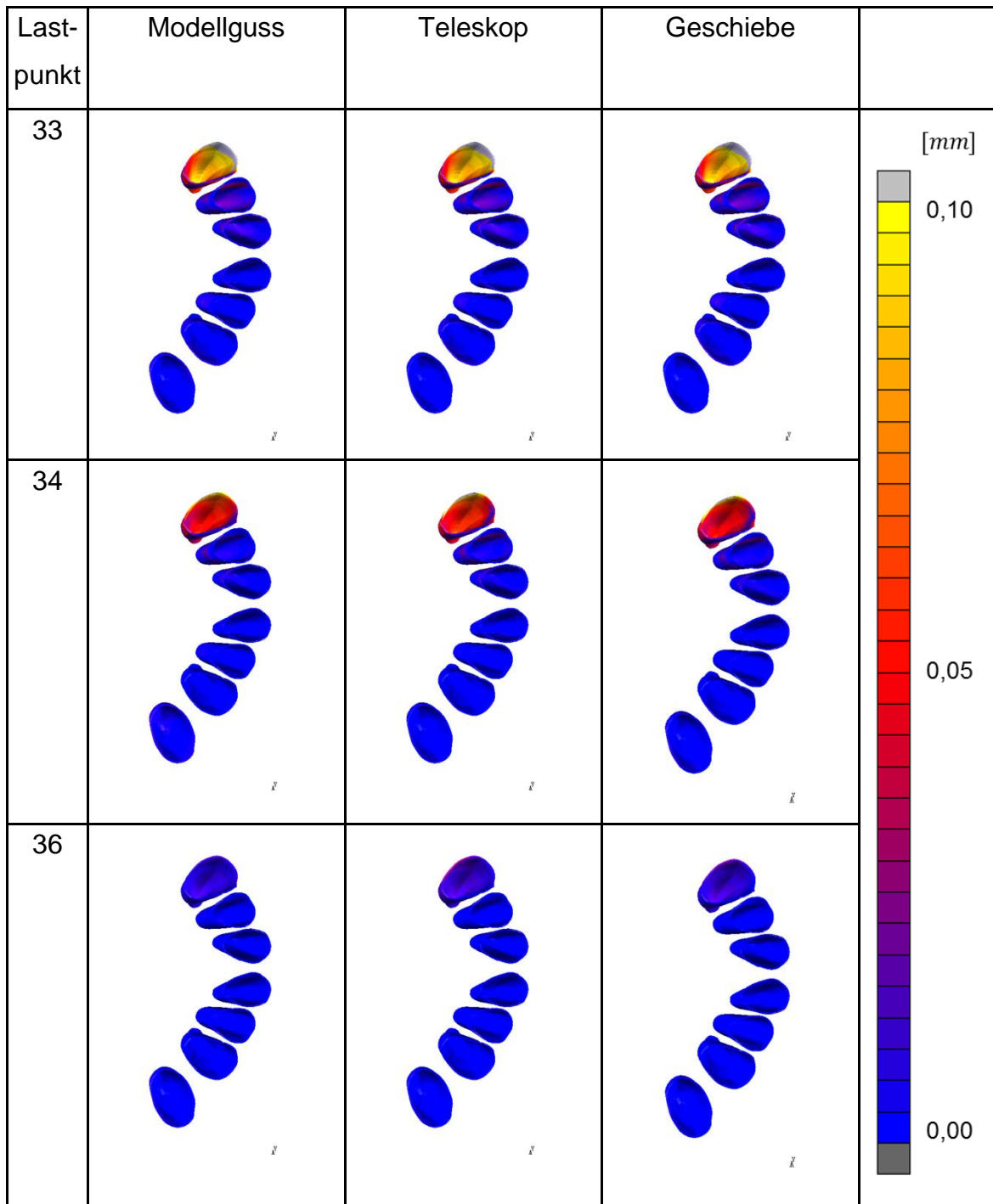


Abb. 19a: Verzerrungen im Parodontium bei Belastung mit 500 N. Aufsicht auf das Parodontium nach Entfernung von Prothesen, Mukosa, Knochen, und Zähnen. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt (hier 33 bis 36) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte

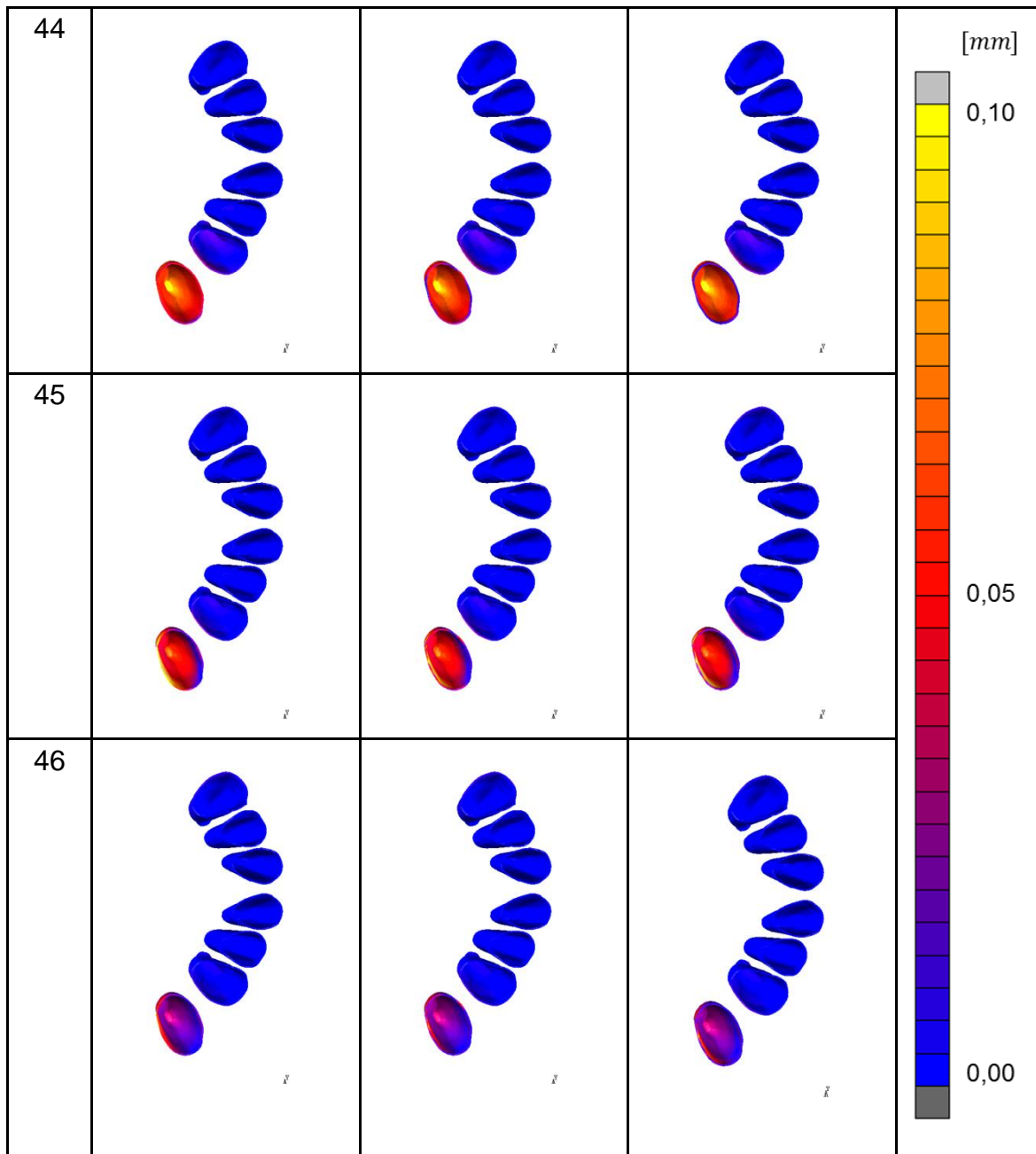


Abb. 19b: Verzerrungen im Parodontium bei Belastung mit 500 N. Aufsicht auf das Parodontium nach Entfernung von Prothesen, Mukosa, Knochen, und Zähnen. Die Zeile gibt den jeweiligen Lastpunkt (hier 44 bis 46) an, die Spalte die dargestellte Verankerungsart. Am rechten Rand ist die farbkodierte Skalierung zu erkennen. Je heller die farblichen Bereiche sind, desto höher sind die dort ermittelten Werte.

4.4 Einzelzahn Betrachtung

Die vor Berechnungsstart angebrachten RBEs (Rigid Body Elements) ermöglichten eine genaue Betrachtung der Bewegung in Richtung der z-Achse (kranio-kaudal) eines einzelnen Zahnes bzw. Prothesenzahnes. Diese sind im Folgenden in Säulendiagrammen dargestellt. Als Beispiel (Abbildung 20) erfolgt die Darstellung der Verschiebung/Auslenkung in z-Achse bei maximaler Belastung (500 N) an Prothesenzahn 46 der geschiebeverankerten Prothese.

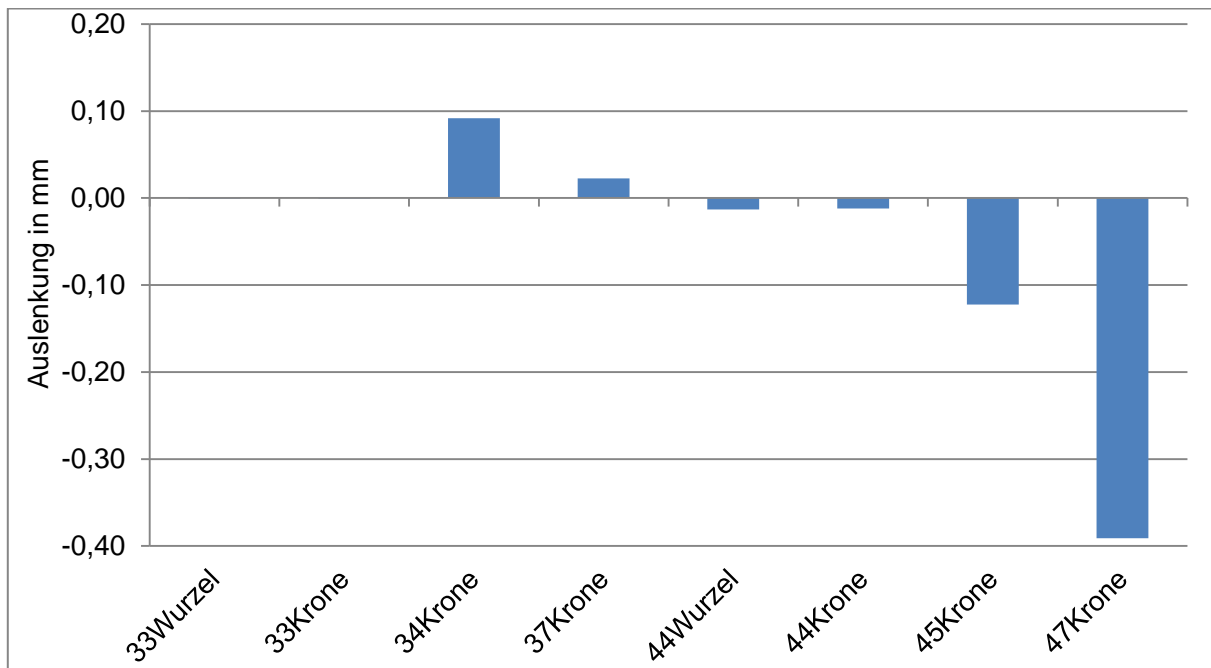


Abb. 20: Auslenkung der Geschiebeprothese in z in mm. Auf der x-Achse ist der jeweilige Befestigungsort des RBEs angegeben, der Balken darüber gibt die Auslenkung des betrachteten Punktes an. Dargestellt sind jeweils die Pfeilerzähne mit Messpunkten an Wurzel und Krone (33Wurzel und 33Krone, sowie 44Wurzel und 44Krone), sowie jeweils zwei Prothesenzähne pro Quadranten (45Krone, 47Krone und 34Krone, 37Krone).

Die größte Auslenkung war deutlich an den Prothesenzähnen 45 und 47 mit jeweils 0,12 mm und 0,39 mm in Richtung -z auszumachen. Da dies die beiden Nachbarzähne zum Belastungsort sind, ist dies schlüssig. Der Pfeilerzahn im belasteten Quadranten zeigte sowohl an der Krone als auch an der Wurzel eine Bewegung in Richtung -z, die jedoch deutlich geringer war. Sichtbar erfolgte eine Kraftübertragung auf den Pfeilerzahn, der um 0,013 mm in seine Alveole gedrückt wurde. Der Pfeilerzahn im dritten

Quadranten zeigte kaum Bewegung (0,0006 mm in $-z$), wohingegen sich die Prothesenzähne des 3. Quadranten in $+z$ -Richtung also nach kranial bewegten.

Aus ungeklärten Gründen sind zwei Rechnungen der Einzelzahnbelastungen nicht komplett abgeschlossen. Die Berechnungen bei Belastung der Geschiebeprothese an den Zähnen 34 und 36 sind leider auch nach ausgiebiger Fehlersuche vor einer hundertprozentigen Belastung abgebrochen. Um trotzdem Werte für den Vergleich der Verankerungsarten zu bekommen, wurden die Werte für den Lastfall 34 und 36 extrapoliert.

Als Beispiel sei hier die Ermittlung des Wertes für die Verschiebung in z des Knotens 201.218 (RBE 44 Wurzel) bei Belastung an 34 der Geschiebeprothese aufgeführt (siehe Abbildung 21).

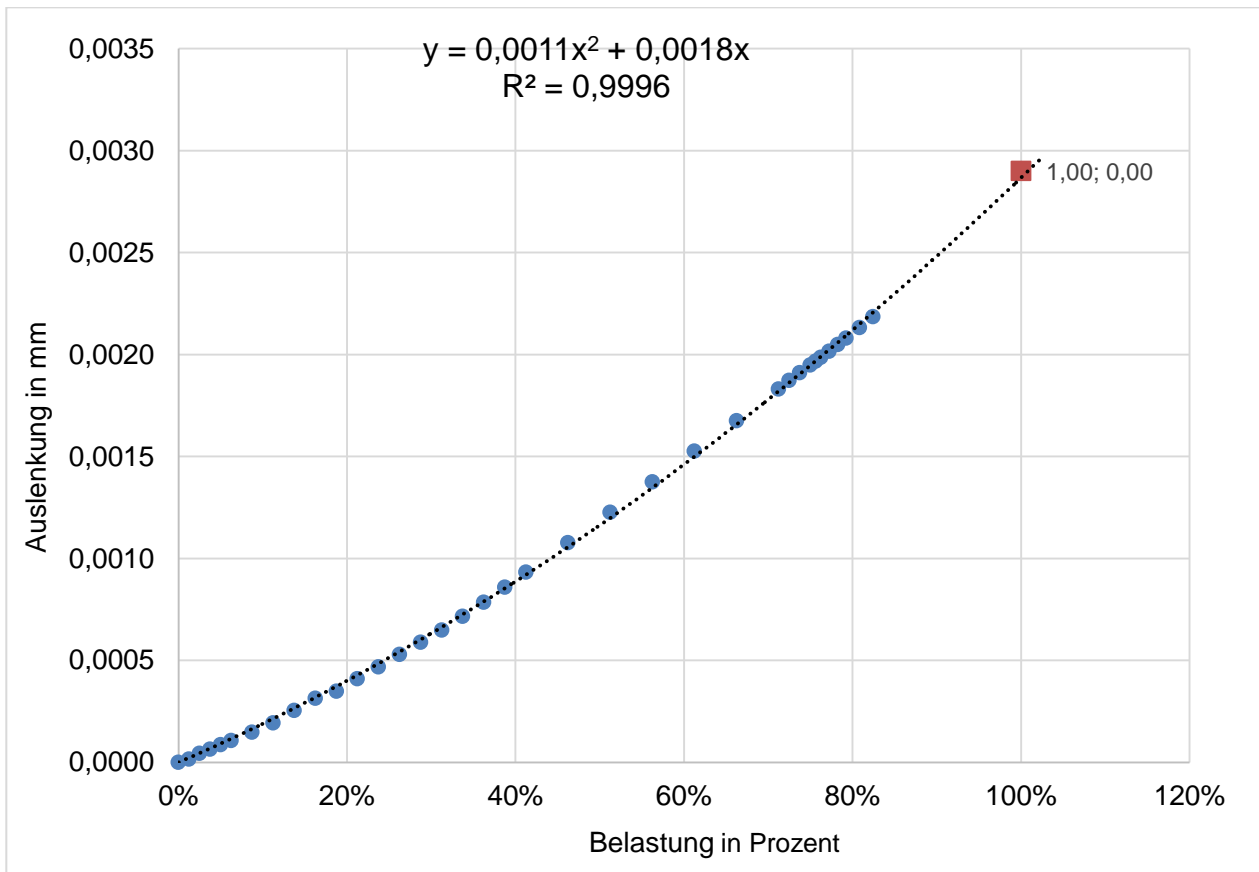


Abb. 21: Auslenkung von Wurzel 44 in Richtung z in mm (y) über die Belastung in % (x) bei Belastung an 34 der Geschiebeprothese. Da die Rechnung bei etwa 85 % abbrach, wurden die vorhandenen Daten extrapoliert. Angegeben ist die Funktion des extrapolierten Graphen und das "Bestimmtheitsmaß". In rot ist der errechnete Wert für die 100 %-ige Belastung dargestellt.

Um die Unterschiede der verschiedenen Verankerungen zu verdeutlichen sind im Folgenden die drei Verankerungsarten gemeinsam dargestellt.

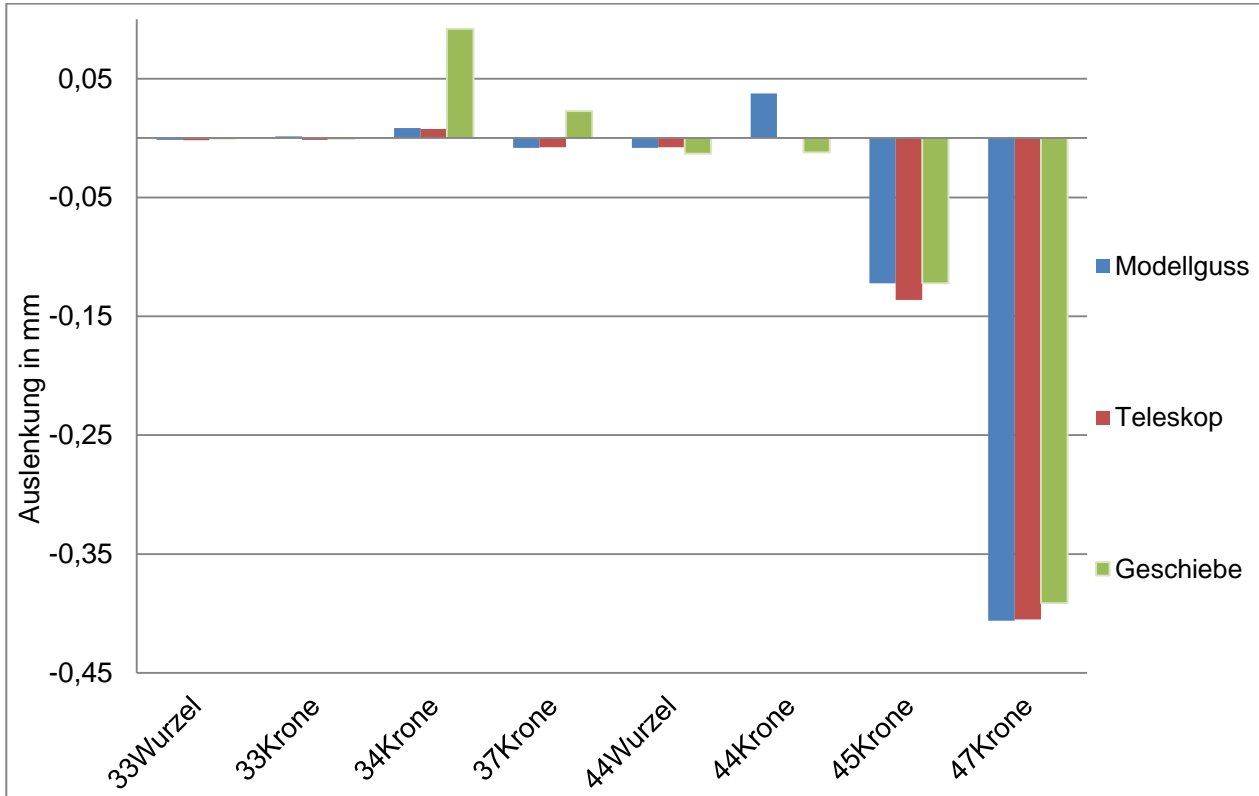


Abb. 22: Auslenkung der Prothesen in z in mm bei Belastung an 46 mit 500 N. Auf der x-Achse ist der jeweilige Befestigungsort des RBEs angegeben, der Balken darüber gibt die Auslenkung des betrachteten Punktes an. Dargestellt sind jeweils die Pfeilerzähne mit Messpunkten an Wurzel und Krone (33Wurzel und 33Krone sowie 44Wurzel und 44Krone) sowie jeweils zwei Prothesenzähne pro Quadranten (45Krone, 47Krone und 34Krone, 37Krone).

Bei Belastung der Prothese am Kauzentrum an 46 (siehe Abbildung 22) zeigt sich eine deutliche Verschiebung des distalen Prothesensattels des vierten Quadranten in Richtung $-z$ mit bis zu 0,4 mm, die nach mesial deutlich abnimmt. Im Falle der Modellgussprothese kam es sogar zu einer leichten Verschiebung der Modellgussklammer an 44 nach $+z$, die Prothese hebelte sich also leicht ab. Der Pfeilerzahn der Belastungsseite wurde bei allen Verankerungsarten leicht intrudiert, den höchsten Wert wies mit $-0,013$ mm die Geschiebeprothese auf. Im nicht belasteten Quadranten lagen alle Prothesen ruhig, lediglich die Geschiebeprothese schien sich um knapp 0,1 mm in Richtung $+z$ zu lösen.

Im Vergleich mit der Belastungssituation an 46 waren die absoluten Werte an Lastpunkt 45 deutlich geringer (siehe Abbildung 23). So war sogar am Lastpunkt 45 die Verschiebung mit 0,19 mm nur wenig größer als bei Belastung von 46 mit etwa 0,13 mm. Die Belastung auf den Pfeilerzahn und die Wurzel nahm dagegen stark zu. Die Modellgussklammer (Befestigungspunkt des RBE) hebelte weiterhin leicht ab. Im nicht belasteten Quadranten zeigte sich bei allen Verankerungsarten eine Verschiebung in Richtung +z, die Geschiebeprothese hatte mit 0,024 mm dort wieder die größten Werte.

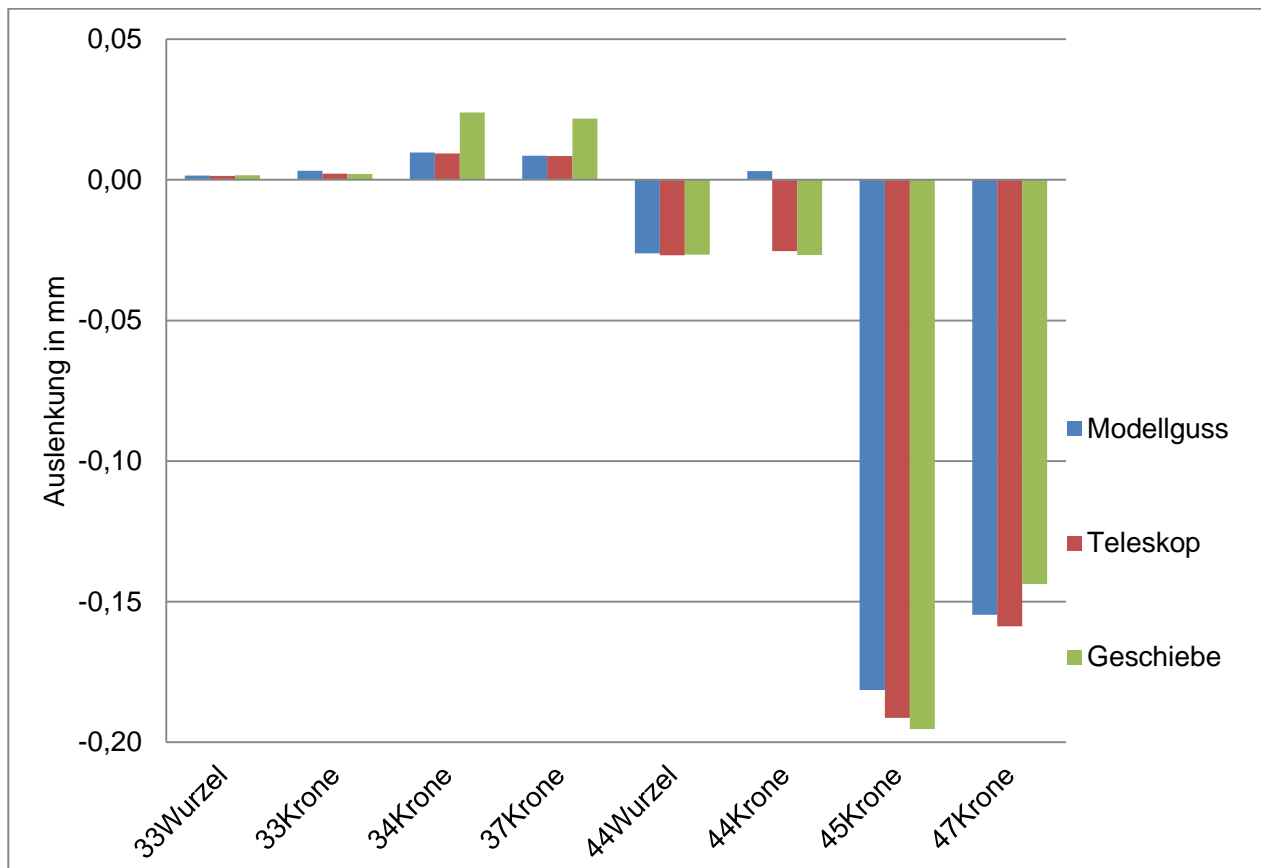


Abb. 23: Auslenkung der Prothesen in z in mm bei Belastung an 45 mit 500 N. Auf der x-Achse ist der jeweilige Befestigungsort des RBEs angegeben, der Balken darüber gibt die Auslenkung des betrachteten Punktes an. Dargestellt sind jeweils die Pfeilerzähne mit Messpunkten an Wurzel und Krone (33Wurzel und 33Krone sowie 44Wurzel und 44Krone) sowie jeweils zwei Prothesenzähne pro Quadranten (45Krone, 47Krone und 34Krone, 37Krone).

Die Belastung auf den Pfeilerzahn 44 zeigte wiederum ein anderes Bild (siehe Abbildung 24). Die hauptsächliche Verschiebung und somit die Kraftweiterleitung erfolgte auf den Pfeilerzahn und seine Wurzel, die ungefähr doppelt so hohe Werte aufwies wie bei pfeilerner Belastung. Dabei zeigte die Modellgussprothese an 44 die geringsten Werte auf, was womöglich auf den fehlenden Zementspalt im Gegensatz zu den anderen Verankerungen zurückzuführen ist. Modellguss- und Geschiebeprothese zeigten deutlich Bewegungen nach kranial, also in +z-Richtung, im nicht belasteten Quadranten und besonders im distalen Anteil, während die Werte bei der Teleskopprothese sehr gering blieben.

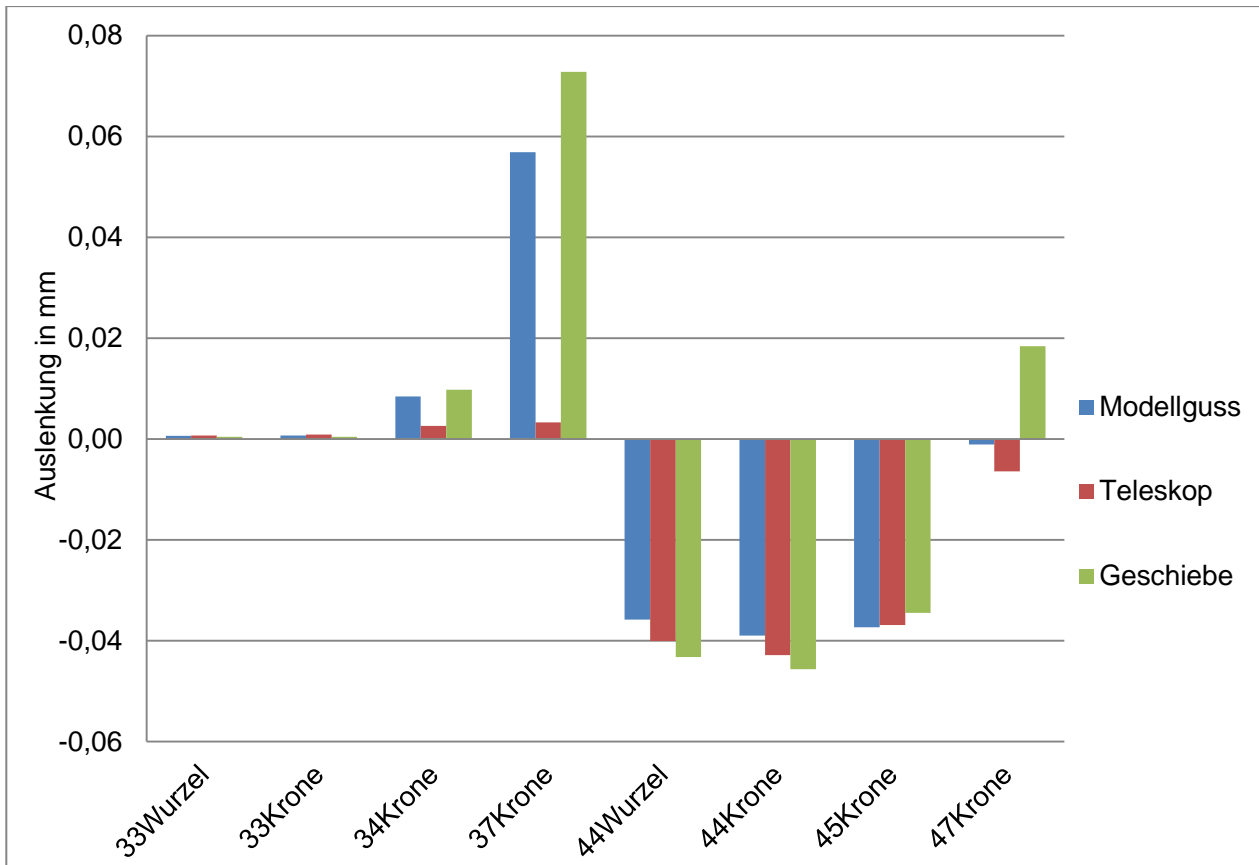


Abb. 24: Auslenkung der Prothesen in z in mm bei Belastung an 44 mit 500 N. Auf der x-Achse ist der jeweilige Befestigungsort des RBEs angegeben, der Balken darüber gibt die Auslenkung des betrachteten Punktes an. Dargestellt sind jeweils die Pfeilerzähne mit Messpunkten an Wurzel und Krone (33Wurzel und 33Krone sowie 44Wurzel und 44Krone) sowie jeweils zwei Prothesenzähne pro Quadranten (45Krone, 47Krone und 34Krone, 37Krone).

Die Belastung an 33 sollte ähnliche Ergebnisse liefern wie die Belastung an 44. Lediglich die Verankerung der Modellgussprothese ist aufgrund der Klammerform abweichend und der Prothesensattel ist im Vergleich zum vierten Quadranten länger. Die Anpassung des Stempels dürfte aufgrund der gleichen Kraftwerte keine Rolle spielen.

Es zeigte sich jedoch, dass die Auslenkungen an 33 mit etwa -0,1 mm an der Krone und etwa -0,8 mm an der Wurzel deutlich höher bzw. doppelt so hoch waren wie bei 44. Auch ließ sich eine deutliche Verschiebung nach kranial im distalen Anteil der Prothese im belasteten Quadranten mit Werten bis zu 0,18 mm (siehe Abbildung 25) erkennen. Dies ist wahrscheinlich auf den längeren Prothesensattel und den damit verlängerten Hebelarm zurückzuführen. Im nicht belasteten Quadranten ergaben sich fast gleiche Werte wie bei Belastung des anderen Pfeilerzahnes 44.

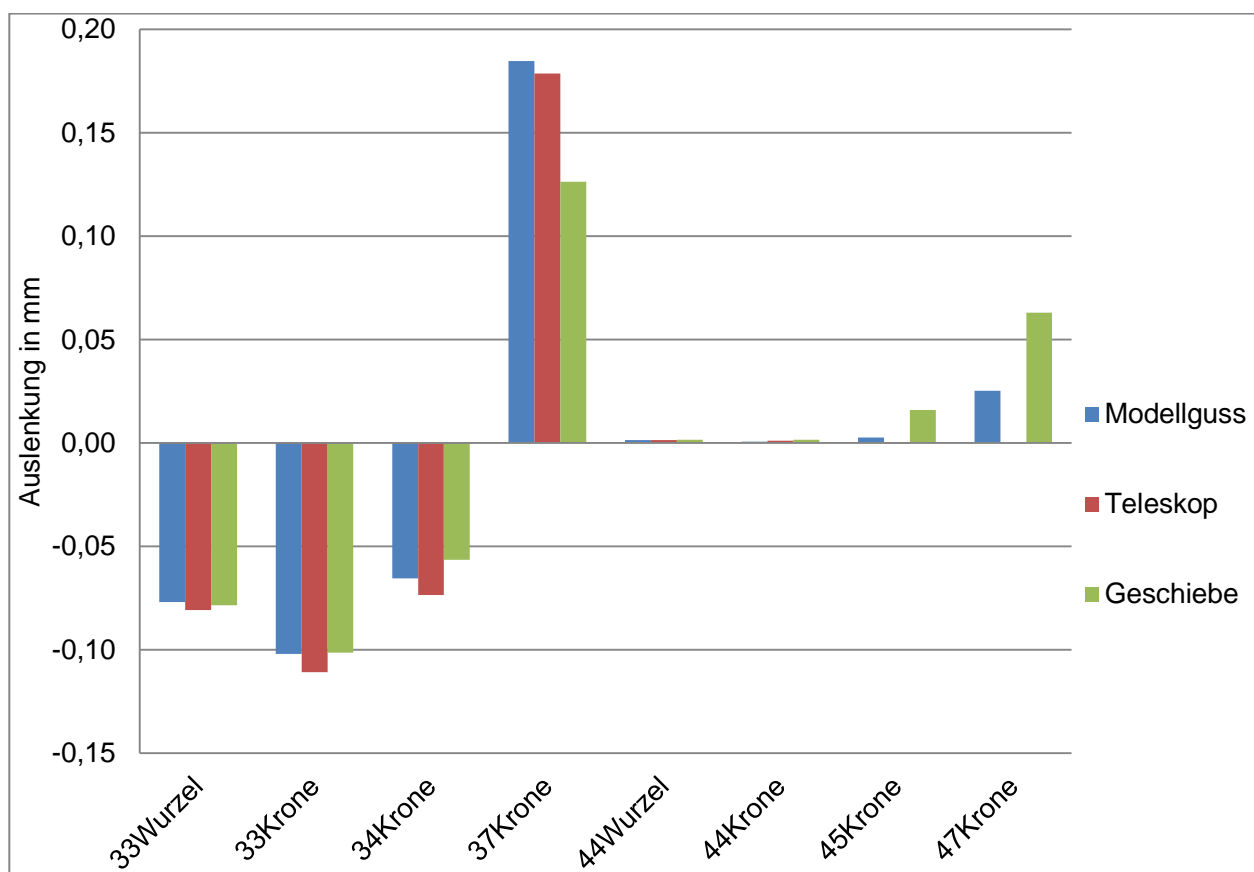


Abb. 25: Auslenkung der Prothesen in z in mm bei Belastung an 33 mit 500 N. Auf der x-Achse ist der jeweilige Befestigungsort des RBEs angegeben, der Balken darüber gibt die Auslenkung des betrachteten Punktes an. Dargestellt sind jeweils die Pfeilerzähne mit Messpunkten an Wurzel und Krone (33Wurzel und 33Krone sowie 44Wurzel und 44Krone) sowie jeweils zwei Prothesenzähne pro Quadranten (45Krone, 47Krone und 34Krone, 37Krone).

Abbildung 26 zeigt die Auslenkung bei Belastung an 34 mit den bereits erwähnten extrapolierten Werten für 34 in lila. Im Vergleich zur pfeilernen Belastung im 4. Quadranten wurde deutlich, dass die Verschiebung und damit die Krafteinleitung stärker auf den Pfeilerzahn wirkte. So verschob sich die Wurzel des Zahns 33 um die 0,04 mm in die Alveole, wogegen sich 44 bei Belastung von 45 nur um etwa 0,026 mm bewegt hat. Auch fiel die Verschiebung am Lastpunkt 34 im Vergleich zu 45 mit -0,28 mm zu -0,19 mm deutlich höher aus. Am distalen Messpunkt 37 bzw. 47 waren keine Unterschiede mehr auszumachen. Der deutlichste Unterschied zwischen den Verankerungsarten zeigte sich am Lastpunkt selbst mit etwa 1,5-fach höheren Werten der Modellgussprothese gegenüber den anderen Verankerungsarten. Kontralateral neigte die Geschiebeprothese mit über 0,3 mm in Richtung +z wieder zum Abhebeln.

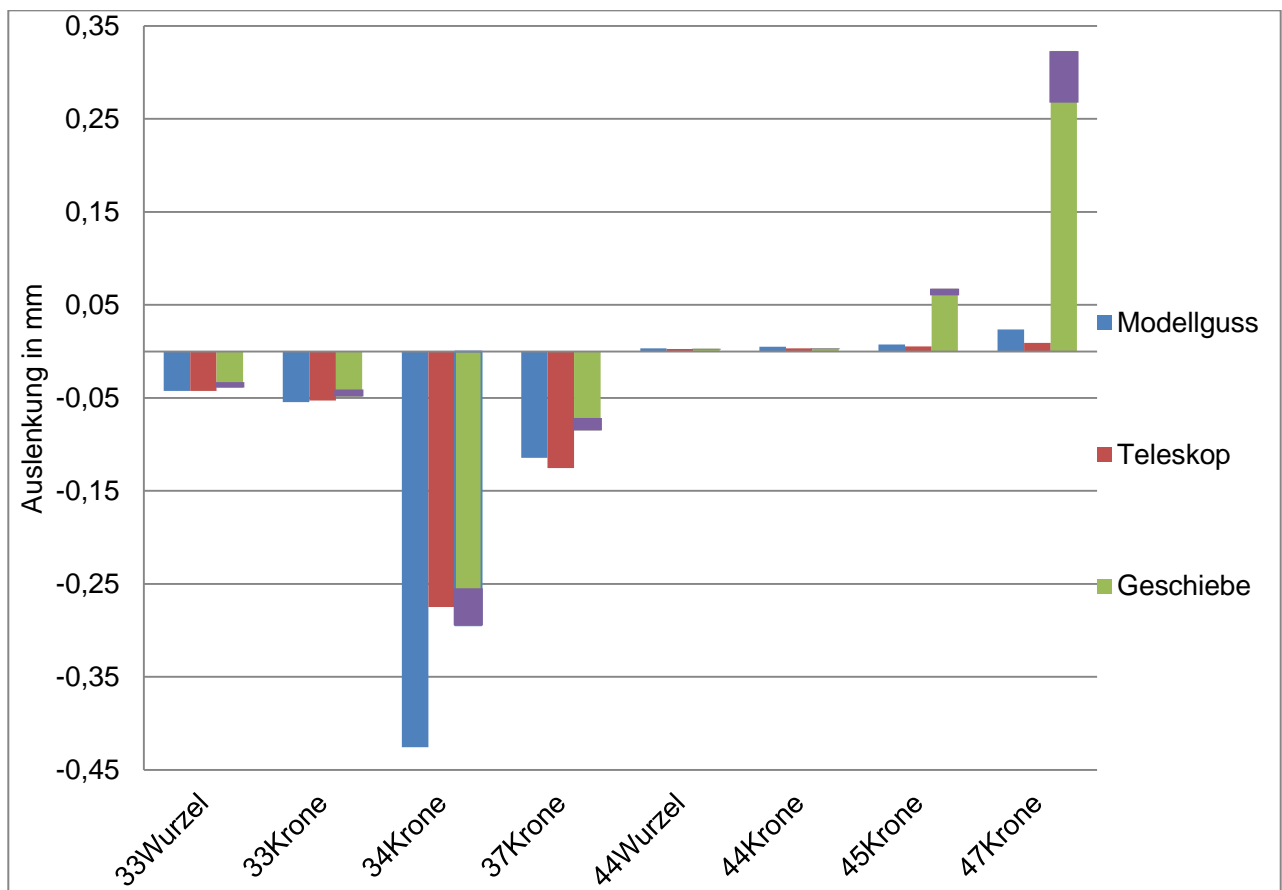


Abb. 26: Auslenkung der Prothesen in z in mm bei Belastung an 34 mit 500 N. Auf der x-Achse ist der jeweilige Befestigungsort des RBEs angegeben, der Balken darüber gibt die Auslenkung des betrachteten Punktes an. Da die Rechnung der Geschiebeprothese bei 85 % abbrach, wurden die Graphen zur Wertermittlung extrapoliert (siehe Abbildung 21). Der Wert der Rechnung ist in grün dargestellt, der extrapolierte Wert ist durch den lila Aufsatz verdeutlicht.

Die Belastungssituationen 36 und 46 verhielten sich wie in Abbildung 27 ersichtlich fast identisch. Auch hier schien sich die Modellgussklammer etwas vom Zahn zu lösen (0,03 mm nach kranial). Jedoch zeigte 34 eine stärkere Auslenkung im Modellguss als bei den anderen Verankerungen.

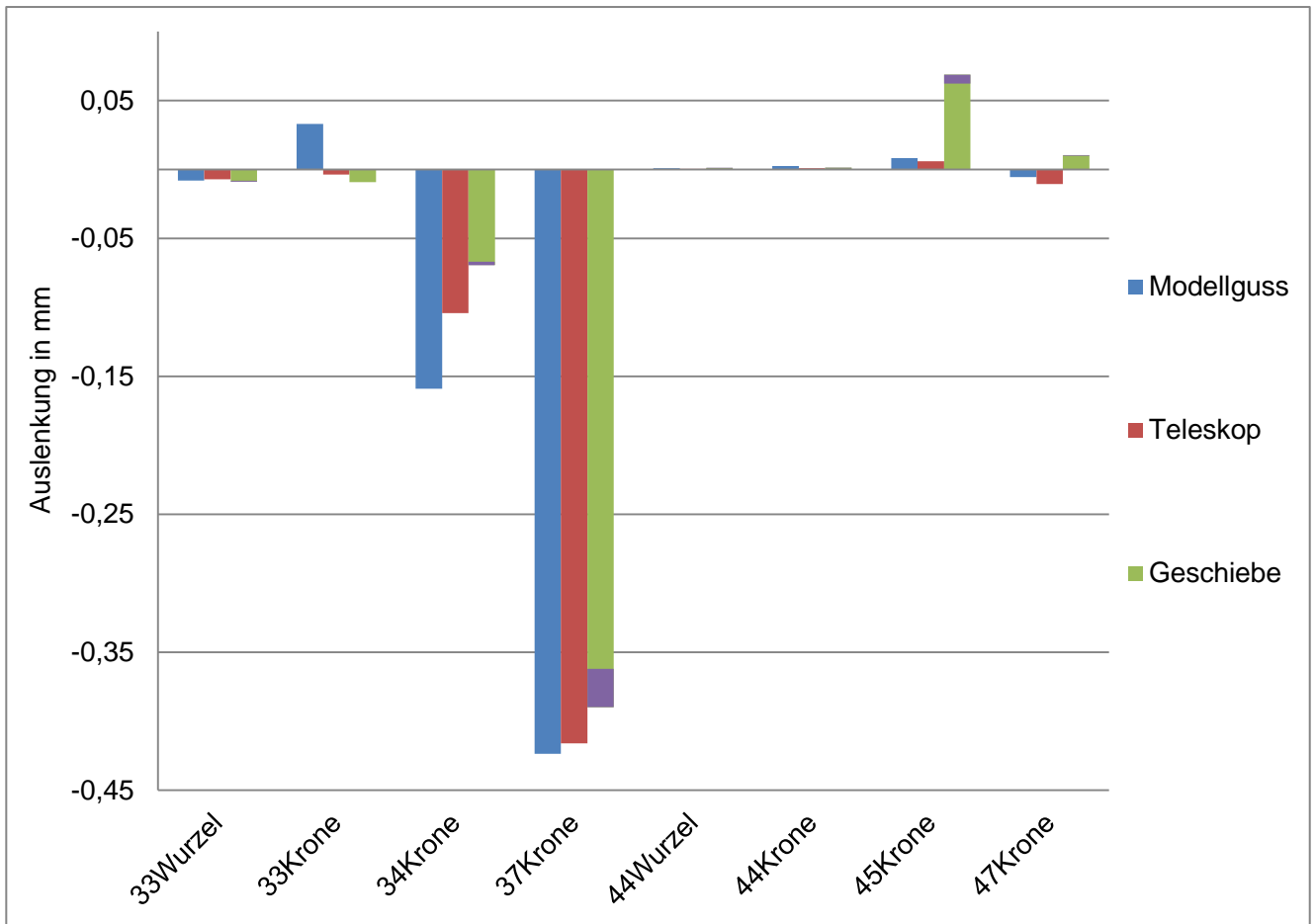


Abb. 27: Auslenkung der Prothesen in z in mm bei Belastung an 36 mit 500 N. Auf der x-Achse ist der jeweilige Befestigungsort des RBEs angegeben, der Balken darüber gibt die Auslenkung des betrachteten Punktes an. Da die Rechnung der Geschiebeprothese bei 82 % abbrach, wurden die Graphen zur Werteermittlung extrapoliert (siehe Abbildung 21). Der Wert der Rechnung ist in grün dargestellt, der extrapolierte Wert ist durch den lila Aufsatz verdeutlicht.

Neben der Belastung an einzelnen Zähnen bzw. Prothesenzähnen wurden auch Berechnungen durchgeführt, die die Belastung eines ganzen Quadranten und auch aller sechs Belastungspunkte simulierten. Aufgrund der enormen Datenmenge, der großen Zahl an Elementen und der komplexen Belastung liefen diese Rechnungen leider nicht

bis zu den gewünschten 100 % und der Belastung von 500 N, sondern brachen vorher ab. Daher ist die Auswertung dieser Rechnungen nicht in diesem Maße möglich, wie bei den Einzelzahnbetrachtungen. Um dennoch zumindest Vergleiche zwischen den Verankerungsarten ziehen zu können, wurden die Daten der Belastung der Geschiebeprothese im dritten Quadranten wie oben erläutert extrapoliert. So konnten für die Belastung des dritten Quadranten Werte für Belastung von 500 N ermittelt werden (siehe Abbildung 28).

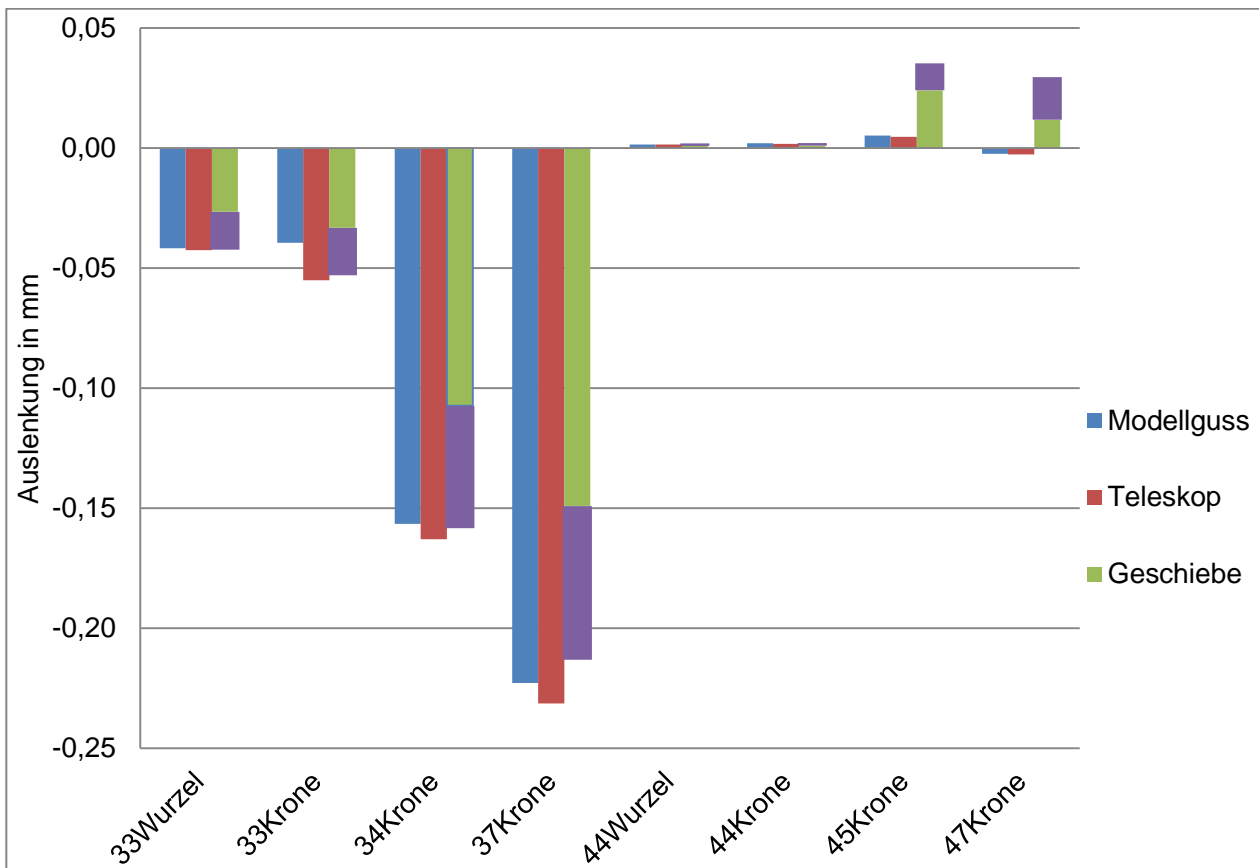


Abb. 28: Auslenkung der Prothesen in z in mm bei Belastung aller drei Stempel im dritten Quadranten mit insgesamt 500 N. Auf der x-Achse ist der jeweilige Befestigungsort des RBEs angegeben, der Balken darüber gibt die Auslenkung des betrachteten Punktes an. Die Werte für die Geschiebeprothese wurden extrapoliert (lila Balken).

Die Belastung des gesamten dritten Quadranten zeigte eine stärkere Auslenkung in Richtung $-z$ im distalen Anteil als im mesialen Anteil. Jedoch waren die absoluten Zahlen der Verschiebung distal deutlich geringer, als bei den Einzelzahnbelastungen distal. So erfuhr der Prothesenzahn 37 der Teleskopprothese bei Einzelbelastung eine Ver-

schiebung von 0,416 mm in Richtung -z, wohingegen bei gesamter Belastung des dritten Quadranten die Verschiebung nur -0,231 mm betrug. Die Schleimhaut wurde also deutlich entlastet. Die Pfeilerzahnbewegung, insbesondere der Pfeilerzahnwurzel, lag im Rahmen einer pfeilernahen Belastung, erreichte aber auch nicht die Spitzenwerte einer reinen Pfeilerzahnbelastung. Wie auch schon bei den vorherigen Rechnungen neigte die Geschiebeprothese im nicht belasteten Quadranten zum Abhebeln, aber auch dort traten geringere Werte als bei Einzelzahnbelastung auf. Generell zeigte sich, dass die absoluten Zahlen deutlich geringer sind, sich also vermutlich die Gesamtkraft deutlich günstiger und gleichmäßiger verteilte.

Die Rechnungen der Belastungen aller sechs Belastungsstempel konnte bei keiner Verankerungsart abgeschlossen werden. Da aber für alle Verankerungsarten Werte mit 20 % Belastung, also 100 N vorlagen, wurden diese herangezogen, um auch die gesamte Belastung vergleichend betrachten zu können (siehe Abbildung 29).

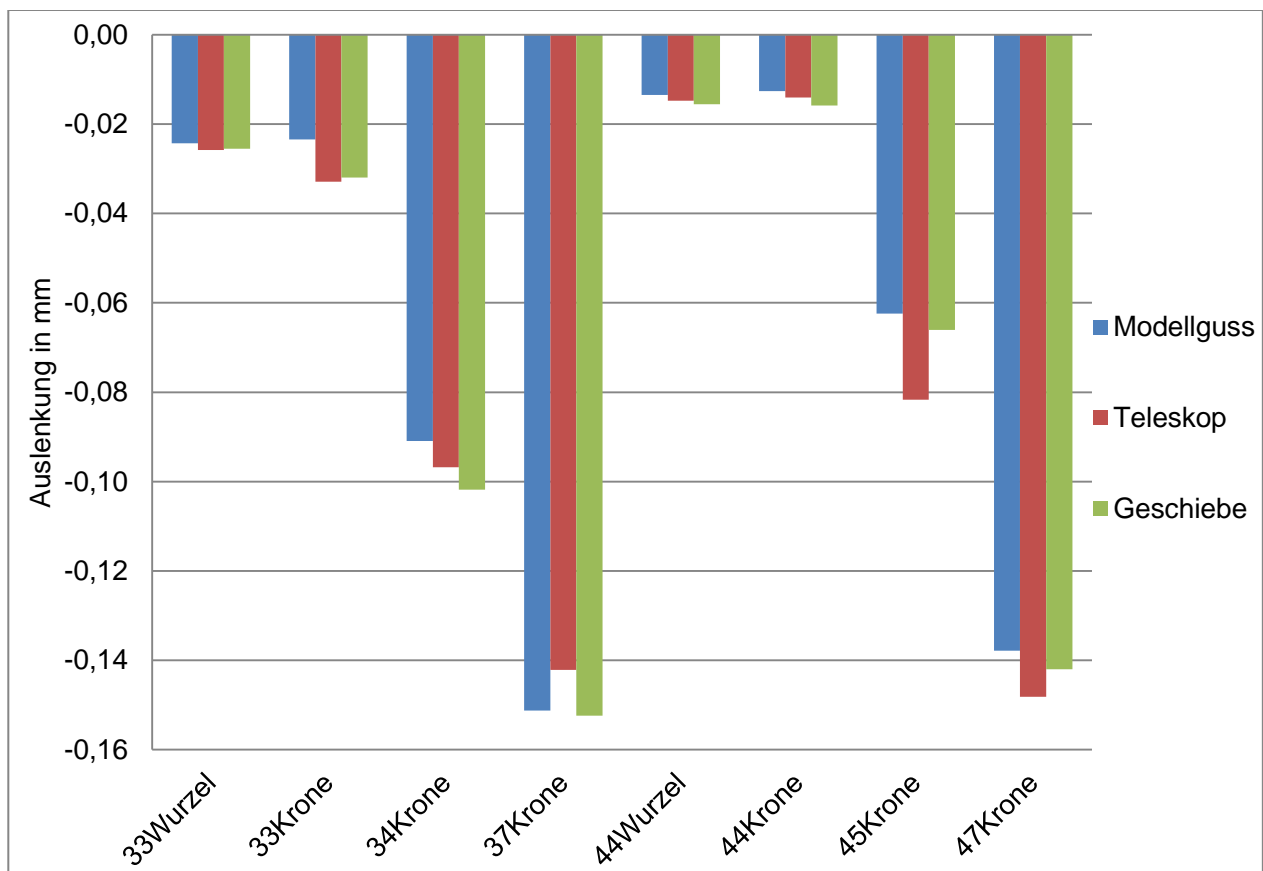


Abb. 29: Auslenkung der Prothesen in z in mm bei Belastung aller sechs Stempel mit insgesamt 100 N. Auf der x- Achse ist der jeweilige Befestigungsort des RBEs angegeben, der Balken darüber gibt die Auslenkung des betrachteten Punktes an.

Die Belastung aller sechs Stempel kann wie bereits beschrieben in der Höhe der Verschiebungswerte nicht mit anderen Rechnungen verglichen werden. Jedoch ließen sich die unterschiedlichen Verankerungsarten bei 20 % der Belastung, also 100 N, miteinander vergleichen. Die Tendenz zum Abhebeln zeigte sich wie erwartet nicht mehr. Die größten Verschiebungen sind auch hier am distalen Prothesensattel, deutlich geringere Werte an Pfeilerzahn und Wurzel des Pfeilerzahnes zu finden. Im Seitenvergleich zeigte sich, dass bei allen Verankerungsarten die Werte im dritten Quadranten deutlich höher waren als im vierten Quadranten. Dies betraf auch den Pfeilerzahn und die Verschiebung der Wurzel. Deutliche Unterschiede der Verankerungsarten ließen sich nicht ausmachen.

5. Diskussion

Im Folgenden wird ausgehend von Material und Methode (Kapitel 5.1) vor allem die Methode der finiten Elemente analysiert, deren Ergebnisse in (Kapitel 5.2) diskutiert sowie anhand der Literatur eingeordnet (Kapitel 5.3). Abschließend werden in Kapitel 5.4 die sich daraus ergebenden klinischen Schlussfolgerungen gezogen.

5.1 Diskussion von Material und Methode

Das Prinzip der FEM besteht darin, kompliziert geformte Körper zu diskretisieren. Das bedeutet, diese werden zur besseren Veranschaulichung in viele kleinere Untereinheiten unterteilt, den finiten Elementen. Bedingt dadurch handelt es sich nur um eine Annäherung an die klinische Situation. Diese gibt allerdings die Möglichkeit, zeitnah Antworten auf Fragestellungen zu bekommen, was im Gegensatz dazu in einer klinischen Studie nicht möglich wäre. Der Abstraktionsgrad sollte so gewählt werden, dass ein sinnvoller Kompromiss zwischen Rechenaufwand und Ergebnis gefunden wird. Je genauer das Abbild der realen Situation simuliert werden soll, desto komplexer und somit rechenintensiver werden die Modelle. Die Gesamtdauer der Berechnungen und die verfügbare Rechenzeit setzen auf vereinfachte Modelle und vereinfachte Belastungsszenarien. Selbstverständlich spiegelt dies auch die Grenzen der Finite-Elemente-Methode wider. Gewonnene Ergebnisse können allgemein Auskunft geben, sollten aber im speziellen durch weitere genauere Untersuchungen (auf Untermodellen) oder klinische Untersuchungen validiert werden (Deger, 2001).

Belastungsparameter

Alle durchgeführten Rechnungen wurden mit einer maximalen Belastung von 500 N durchgeführt. Bei den Einzelzahnbelastungen wurden diese 500 N linear steigend auf einen Stempel gegeben, bei quadrantenweiser, bzw. Gesamtkiefer-Belastung wurde diese entsprechend zu gleichen Teilen auf mehrere Stempel aufgeteilt, um auf eine Gesamtbelastung von 500 N zu kommen. Tatsächlich weicht die individuelle Kaukraft aber mitunter sehr stark von diesen 500 N ab. 1999 vermaßen Miyaura et al. 687 Probanden mittels Prescale-Folie hinsichtlich ihrer Kaukraft, dem Kaudruck und der okklusalen Kon-

taktfläche in Bezug auf die Anzahl ihrer Zähne, ihres Alters und Geschlechts. Es zeigte sich, dass die Kaukraft bei Vollbezahnten mit 300 bis 600 N deutlich höher lag als nach Zahnverlust mit einem Restgebiss von 17 Zähnen und einer Kaukraft von nur noch 150 N (Miyaura et al., 1999). Miyaura et al. führten 2000 ergänzend eine Kaukraftmessung an 590 Probanden durch, um Unterschiede bei Teil- und Unbezahnten vor und nach Eingliederung einer Prothese zu untersuchen. Die Probanden mit herausnehmbaren Teilprothesen kamen im Mittel auf eine Kaukraft von $F = 173,6 \pm 168,6$ N (Miyaura et al., 2000). Diese Beispiele zeigen sehr deutlich, wie groß die Varianz innerhalb einer Probandengruppe war, aber auch wie unterschiedlich die Kaukräfte sind. Mit den hier verwendeten 500 N liegt man mit Sicherheit im oberen Bereich der Belastung, den viele Patienten mit Teilprothese nicht mehr erreichen. Um allerdings auch an den Belastungsgrenzen fundierte Aussagen treffen zu können, ist eine solch hohe Belastung notwendig. Des Weiteren konzentriert sich die vorliegende Untersuchung hauptsächlich auf die Belastung eines einzelnen Zahnes oder Prothesenzahnes. In Wirklichkeit kommt es beim physiologischen Kauen aber nur in sehr kurzen Momenten zu solch einer punktuellen Belastung. Selbst die Belastung eines Quadranten, also der Arbeitsseite der Bennett-Bewegung, entspricht nicht vollends einer normalen Kaubelastung. Außerdem wurde ausschließlich die vertikale Komponente der Okklusion berücksichtigt.

Im Allgemeinen besteht das physiologische Kauen nicht nur aus einer linearen Belastung: Durch das Kauen, die Verwindung der Unterkieferspanne und auch durch Parafunktionen werden auch nicht-axiale Belastungen verursacht, welche in dieser Simulation nicht berücksichtigt wurden. Um diese Komponenten zu berücksichtigen, müsste das Modell deutlich größer gestaltet sein und einen Oberkiefer und ein Kiefergelenk beinhalten. Nur so ließen sich, wie in einem Artikulator, die genauen Bewegungen beim Kauen und damit auch die auftretenden Kräfte darstellen.

Auch die berücksichtigten Parameter sind Vereinfachungen der Realität. So berücksichtigte das erstellte Modell des Unterkiefers (siehe Kapitel 3.1) keine Differenzierung in Spongiosa und Kompakta, sondern versuchte mit jeweils einem Wert für E-Modul und Querkontraktion einen Mittelwert für den Knochen darzustellen. Zudem wurde von einer einheitlichen Dicke von Mukosa und Parodontalligament ausgegangen. Auch dies ist gerade bei teilbezahnten Patienten eher unwahrscheinlich, insbesondere, wenn man

berücksichtigt, dass vermutlich eine vorherige prothetische Versorgung zu Umbauvorgängen in Knochen und Gewebe geführt hat.

Alles in allem würde demnach eine Anpassung der Modelle zu einer deutlichen Zunahme an Daten und Rechenzeit führen. Die jetzt vorhandenen Modelle sind mit einer Größe von bis zu 715.154 Elementen und 149.061 Knoten schon verhältnismäßig groß. Auch die Einzelzahnbelastungen benötigten eine Rechenzeit von etwa 19,5 Stunden (70.354,18 s; Rechnung Teleskopprothese Lastpunkt 34) bis zu über 40 Stunden (145.415,30 s; Rechnung Geschiebeprothese Lastpunkt 46) auf einem Cluster mit insgesamt 30 CPUs mit zusammen 74 GByte Arbeitsspeicher. Die Rechenzeit stieg rapide bei unilateraler Belastung auf fast 63 Stunden (226.767,02 s, Belastung 4. Quadrant bei 80 %). Die bilateralen Belastungen brachen allesamt vor 100 % Belastung ab, aber auch die 60-prozentige Belastung der Teleskopprothese brauchte eine Rechenzeit von 81,7 h (294.319,69 s).

Wollte man das Modell wie oben beschrieben anpassen, würde die Menge an Elementen dramatisch ansteigen. Würden zusätzlich die Parameter angepasst, um eine möglichst natürliche Kaubelastung zu reproduzieren, stiegen die benötigten Rechenzeiten immens und wären sogar mit solch einem Cluster nicht mehr möglich.

Die Stärken der Finite-Elemente-Simulation liegen aber eben auch darin, durch sinnvolle Vereinfachung schnell zu fundierten Erkenntnissen zu gelangen. In diesem Fall wurde also ein sinnvoller Kompromiss aus aufgewendeter Rechenzeit und Detailgrad des Modells gewählt, wobei weitere Vereinfachungen nicht mehr vertretbar wären.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Versucht man anhand der Ergebnisse aus Kapitel 4 die Verankerungsarten zu vergleichen fällt auf, dass sich die Prothesen und ihre Pfeilerzähne nahezu gleich verhielten. Nur im Detail zeigten sich Unterschiede.

Abstützung der Prothesen

Es zeigt sich, dass die Modellgussprothese besonders bei Belastungen im dritten Quadranten breitere Bereiche von erhöhtem Druck und erhöhter Verzerrung in der Mukosa aufwies und sich auch die Prothese auf breiterer Basis nach kaudal verschob. Auch die Maximalwerte des Drucks im Knochen und der Verzerrung der Mukosa zeigten sich bei

der Modellgussprothese. Dahingegen waren Zonen erhöhten Drucks und erhöhter Verzerrung bei geschiebe- und teleskopverankerter Prothese zentrierter und Pfeilerzahn nah. Daraus lässt sich folgern, dass der kombinierte Zahnersatz zu einer mehr parodontalen Abstützung, die Modellgussprothese zu einer mehr tegumentalen Abstützung neigt. Im Bereich des Alveolarknochens und des PDL zeigte sich dies allerdings nicht mit erhöhten Werten, jedoch sind die Verschiebungen der Wurzeln in der Einzelzahnbe trachtung bei Geschiebe- und Teleskopprothese etwas höher. Dass dies nicht zu erhöh ten Druck- oder Verzerrungswerten führt, zeigt, dass diese Verankerungsformen nicht zu erhöhtem Risiko einer Überbelastung des Pfeilerzahnes führen. Im Gegensatz dazu zeigt das Parodontium an Pfeilerzahn 44 sogar minimal kleinere Verzerrungswerte. Dies ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass die Matrizen der Geschiebeprothese exakt in z-Achse angebracht werden konnten, sich dadurch also eine Belastung parallel zur Pfeilerzahnachse ergibt, die wiederum zu geringeren Verzerrungswerten führt.

Lösen des kontralateralen Geschiebes

Die exakte Positionierung des Geschiebes ist andererseits aber auch vermutlich der Grund dafür, dass die Prothese bei Einzelzahnbelastung kontralateral ein Drehmoment erfährt und sozusagen „abhebelt“. Zwar wurden die Teleskopprothese und auch die Modellgussklammern so exakt wie möglich modelliert, ein Verkanten der Prothese bei Einzelzahnbelastung, die das Abhebeln verhindert, kann aber nicht ausgeschlossen werden. Dass dies bei der geschiebeverankerten Prothese nicht passiert, ist eher ein Sonderfall der Simulation und wird so in der Praxis kaum auftreten, da der Zahntechniker am Modell eine so exakte Platzierung des Geschiebes nicht vornehmen kann. Zudem ist bei einer guten Zahnaufstellung die Okklusion bilateral balanciert, wodurch es zu einer so punktuellen Belastung nicht kommen würde.

Pfeilerzahnqualität

Der Vergleich der Pfeilerzähne hingegen zeigt deutlichere Unterschiede. Dabei ist allerdings anzumerken, dass die direkte Pfeilerzahnbelastung mit zwei unterschiedlich geformten Stempeln erfolgt ist. Dies ist vermutlich der Grund für die deutlich stärkere Verschiebung von 33 im Gegensatz zu 44, wodurch der direkte Vergleich zu Fehlinterpretationen führen kann. Es ergaben sich jedoch auch Unterschiede bei Pfeilernaher und dis-

taler Belastung. Im direkten Vergleich der Belastungen 36 und 46 zeigte sich deutlich, dass im vierten Quadranten noch Verzerrungen im PDL und im Knochen am Pfeilerzahn 44 zu messen waren, während davon im 3. Quadranten an Zahn 33 nichts mehr zu erkennen war. So schien der Abstand von Belastung zu Pfeilerzahn von 36 zu 33 schon so groß zu sein, dass es hauptsächlich zu einer Kraftweiterleitung auf Mukosa und Knochen am Belastungspunkt kommt, wohingegen eine Molarenbreite weniger im vierten Quadranten noch für eine deutlich günstigere Abstützung sorgt. Dies ließ sich bei allen Verankerungsarten erkennen. Die Ergebnisse zeigten in Bezug auf Teleskop- und Geschiebeprothese keine Differenzen, die eine Aussage über die Pfeilerzahnqualität von 33 und 44 zuließen. Aufgrund der größeren Wurzeloberfläche sollten sich laut gängiger Lehrmeinung (Gernet et al., 2011; Koeck, 1996; Lehmann et al., 2009) jedoch günstigere Werte für 33 ergeben, da die Pfeilerwertigkeit von Unterkiefereckzähnen höher eingeschätzt wird, als die von Unterkieferprämolaren. Dies wird begründet mit der größeren Wurzeloberfläche und der damit verbundenen höheren Zahl an Fasern des parodontalen Halteapparates. So besitzen Unterkiefereckzähne im Durchschnitt eine Wurzeloberfläche von 265 mm², Unterkieferprämolaren dagegen nur etwa 210 mm² laut einer Messung von Hinz und Jepsen (2009). In den hier vorliegenden Ergebnissen lässt sich jedoch nicht feststellen, dass Prämolaren als Pfeilerzähne weniger geeignet wären.

Bewertung der Klammerformen

Deutlich lässt sich jedoch erkennen, dass sich die Verankerung der Modellgussprothese zwischen den Pfeilerzähnen unterscheidet. Die Klammer an 44 neigte bei distaler Belastung leicht zum Abhebeln, lag aber sonst dank ihrer zwei präparierten Auflagen und der körperlichen Umfassung ruhig. Die Klammer mit Rückenschutzplatte an 33 schien jedoch bei Pfeilerzahnnahe Belastung regelrecht am Zahn herunter zu rutschen (siehe Abbildung 14), was sich auch in den hohen Werten der Verschiebung an 34 in Abbildung 26 zeigt. Die Abstützungsfunktion scheint wohl in diesem Fall nur gering gegeben. Dies ließe sich womöglich mit einer oder auch zwei präparierten Auflagen am Eckzahn verbessern. In der hier simulierten Ausführung war die Modellgussklammer am Eckzahn der Teleskop- und Geschiebeverankerung jedoch klar unterlegen.

5.3 Einordnung der Ergebnisse anhand der Literatur

Frost entwickelte 1996 auf Grundlage von „Wolffs Gesetz“ (Wolff, 1982) die Mechano-stat-Hypothese, die sich mit der Adaption des Knochens auf mechanische Reize befasst. In einer Überarbeitung seiner Hypothese 2003 definierte er Grenzwerte für mechanische Belastungen für gesunde, tragende Röhrenknochen wie zum Beispiel die Mandibula. Da Knochen in vivo von ständigem Umbau betroffen sind und mittels Mechanostransduktion und Reparaturmechanismen auf Mikroläsionen reagieren können, müssen unterschiedliche Grenzwerte definiert werden. Er definierte die sogenannte General Biomechanical Relation (GBR), die in vereinfachter Form lautet:

$$MESr < MESm < MESp < Fx.$$

Den geringsten Schwellenwert mit ca 1-2 MPa gibt Frost für Belastungen ($MESr$) an, unterhalb derer kein Remodeling stattfindet. Über diesem Wert beginnt der Knochenumbau mit Apposition und Resorption, also das Remodeling. Für diesen Belastungsbereich gibt Frost einen Schwellenwert von ca 20 MPa an ($MESm$). Oberhalb dieses Schwellenwertes können sich Mikroläsionen im Knochen akkumulieren und somit zu einer späteren Spontanfraktur führen. Für diesen Bereich definiert Frost einen Grenzwert von etwa 60 MPa ($MESp$), oberhalb von etwa 120 MPa kommt es unweigerlich zur Fraktur (Fx) (Frost, 2003).

Interpretiert man die in Kapitel 4.2 gewonnenen Ergebnisse mithilfe dieser Grenzwerte, ist festzustellen, dass in den meisten Bereichen des Knochens Druckbelastungen zu messen sind, die den ersten Grenzwert ($MESr$) deutlich überschreiten. Es kommt also in allen eingefärbten Bereichen des Knochens der Tabelle 6 langfristig zu Umbauvorgängen. Aber auch an den Stellen größten Drucks, mit Maximalwerten von 7,8 MPa, wird bei Weitem nicht der Grenzwert ($MESm$) erreicht, der anzeigt, dass sich Mikroläsionen akkumulieren können und es zu einer dauerhaften Schädigung des Knochens kommen würde.

Chen et al. (2015) befassten sich in einem Übersichtsartikel mit der Biomechanik der oralen Mukosa. Bezogen auf eine Studie von Sato et al. (1998) am harten Gaumen von Ratten, definierte Chen die Grenzwerte für kontinuierlichen Druck und intermittierenden Druck auf die Mukosa. Diese lagen bei 6,86 kPa = 0,0686 MPa für kontinuierlichen und bei 19,6 kPa = 0,196 MPa für intermittierenden Druck. Oberhalb dieser Werte kann es

hier demzufolge zu Knochenresorptionen kommen. Die Ergebnisse aus Kapitel 4.2 überschreiten diese Werte um ein Vielfaches. Im Gegensatz dazu zeigen die oben erwähnten Grenzwerte der Frost'schen Hypothese, dass es bei den hier genutzten Belastungen sehr wohl zu Umbauvorgängen im Knochen kommt, die pathologischen Werte jedoch bei Weitem nicht erreicht werden. Zudem ist sicherlich auch anzumerken, dass hier mit einer hohen Belastung gearbeitet wurde, die so in vivo eher ein Ausnahmefall ist.

Das Parodontium wird, wie Mukosa und Alveolarknochen, durch physikalische Kräfte beim Sprechen und Kauen sowie durch Parafunktionen beansprucht. Genau wie bei Mukosa und Knochen führen auch hier diese Kräfte zu Reaktionen im Gewebe, zu Zellinteraktionen und zu Umbauvorgängen. Während jedoch kieferorthopädische Krafteinwirkungen hinsichtlich biochemischen und histologischen Effekten zumindest zu Teilen untersucht sind, gibt es fast keine Erkenntnisse zum Verhalten des Parodontiums unter kurzeinwirkenden, großen Kräften.

Beertsen et al. (1997) und McCulloch et al. (2000) befassten sich in Übersichtsartikeln mit dem Parodontalligament und der Rolle physikalischer Kräfte bei Regulation von Form und Funktion des PDL. Während jedoch einige Signaltransduktionswege im PDL verstanden sind und auch Störungen durch Medikation und Regeneration untersucht worden sind, gibt es keine belastbaren Zahlen zur Reaktion auf Kaukräfte. Dies ist darauf zurückzuführen, dass Studien in vivo aufgrund der hohen einwirkenden Kräfte und dem zu erwartenden Knochenabbau schwer möglich sind und wiederum experimentelle Studien an Kiefern post mortem wenig Aussagekraft über Umbauvorgänge und Zellaktivität bringen können. McCulloch fasst die gewonnenen Erkenntnisse daher in drei Annahmen zusammen: 1.) Das Parodontium verteilt die einwirkende Kraft auf den angrenzenden Knochen. 2.) Die Richtung, Frequenz, Dauer und Größe der Kraft bestimmt in Teilen das Ausmaß und die Schnelligkeit des Knochenumbaus. 3.) Wenn Kräfte auf einen Zahn ohne Parodontium appliziert werden, ist Ausmaß und Geschwindigkeit des Knochenumbaus sehr begrenzt. Dies führt zu der Annahme, dass das Parodontalligament sowohl die Kraftweiterleitung übernimmt als auch ein (Hilfs-) Mittel zum Remodeling, als Resultat der angreifenden Kräfte, zu sein scheint. Des Weiteren zeigt dies die Wichtigkeit des PDL als unersetzbares Gewebe im Kontext der Kraftverteilung und des Knochen-Remodelings (McCulloch et al., 2000).

Eine außergewöhnlich stark einwirkende Kraft auf das Parodontium ist als okklusales Trauma näher untersucht. Dabei beschreibt das primäre okklusale Trauma die Schädigung durch Über-/Fehlbelastung eines Zahnes mit gesundem Parodontium, das sekundäre okklusale Trauma dagegen Belastungen bei reduziertem Attachment (Hellwig et al., 2009). Hallmon fasste in einem Übersichtsartikel von 1999 bisherige Studien zusammen. Auch in diesem Zusammenhang gibt es aus genannten Gründen keine Grenzwerte für Belastungen in vivo. In einer Serie von Studien an Beagle-Hunden konnten jedoch wichtige Erkenntnisse zu den Effekten solcher Überbelastungen gefunden werden. So konnten bei den Versuchstieren mit gesunden parodontalen Verhältnissen aufgrund der starken Belastung Hypermobilitäten der Zähne, Zunahme der Durchblutung sowie Gefäßerweiterungen und Knochenresorptionen im Sinne eines erweiterten Parodontalspalt fest festgestellt werden. Jedoch konnten kein Attachmentverlust in apikaler Richtung, kein Verlust des Knochenlevels und keine Entzündungszeichen im Gewebe aufgezeigt werden (Hallmon, 1999). Dies unterstützt die Annahmen von McCulloch bzgl. des Parodontiums als Medium zur Kraftweiterleitung auf den Knochen und ebenso Frosts Hypothese, die von einem sich umbauenden Knochen bei höherer Krafteinwirkung ausgeht.

Bezug auf klinische Studien

In der eingangs erwähnten klinischen Studie von Ludwig et al. (2006) wurden die Überlebensraten von geschiebeverankertem Zahnersatz am zweiten Prämolare mit festsitzendem Zahnersatz mit verkürzter Zahnreihe verglichen. Die Überlebenswahrscheinlichkeiten der Pfeilerzähne unterschieden sich kaum, was nahe legt, dass die Belastung zwischen den beiden Versorgungsarten sich nicht stark unterscheidet. Auch in den hier vorliegenden Ergebnissen lassen sich keine stark erhöhten Werte des Drucks oder der Verzerrung finden, die einen frühzeitigen Verlust begünstigen könnten.

Jacoby verglich die 10 Jahres-Überlebensrate von Teleskop-, Geschiebe- und Modellgussprothesen mit und ohne Schutzkronen. Aufgrund von Pfeilerzahnfrakturen fiel die Extraktionsrate bei geschiebe- und teleskopverankerten Prothesen mit 22 % bzw. 24 % höher aus, als bei der Modellgussprothese mit Schutzkronen mit 14 % Extraktionswahrscheinlichkeit nach 10 Jahren (Jacoby et al., 2014). Die erhöhte Frakturanfälligkeit und die damit schlechteren Werte des kombinierten Zahnersatzes lassen sich durch den

größeren Hartschubabtrag aufgrund des Platzbedarfes und die dadurch vermehrten endodontischen Behandlungen begründen. Allerdings lagen die Trepanationsraten bei dem kombinierten Zahnersatz zwar höher, jedoch nicht so hoch, dass es als alleinige Erklärung heranzuziehen wäre. Die Autoren vermuteten viel mehr selbst, dass die Modellgussprothese mit Schutzkrone aufgrund ihrer geringeren Rigidität im Vorteil ist, wenn Belastungen bei ungenauer Prothesenpassung, also bei Unterfütterungs- bzw. Nachsorgebedarf, auftreten. Da sich die hier vorliegende Simulation aber nur mit einer perfekten Prothesenpassung, also quasi dem Zeitpunkt des Eingliederns, befasst, lassen sich diese Überlebensraten mit den vorliegenden Ergebnissen nicht vergleichen. Um in diesem Zusammenhang zu weiteren Erkenntnissen zu kommen, müsste man eine weitere Atrophie simulieren, ohne die Prothesenbasis zu verändern.

In einer weiteren Simulation könnte zudem der Einfluss von Pfeileranzahl und Verteilung der Pfeiler untersucht werden. Sollten zum Beispiel noch ein oder zwei zweite Molaren mit Teleskopen versorgt werden können, würde eine trianguläre bzw. quadranguläre Abstützung entstehen und so müsste sich aufgrund der Pfeilervermehrung nach Mock et al. (2005) eine längere Überlebensrate der Prothese ergeben.

5.4 Klinische Schlussfolgerungen

Im Vergleich der Verankerungselemente schneidet die Modellgussprothese in der vorliegenden Simulation am schlechtesten ab, Geschiebe- und Teleskopverankerung liefern untereinander ähnliche Werte. Allerdings liegen die ermittelten Werte nicht so weit auseinander, dass man allein aufgrund dessen eine Entscheidung für eine der Versorgungsmöglichkeiten treffen könnte.

Die gewonnenen Ergebnisse zeigen, dass die Klammerverankerung an 33 deutlich schlechter ihrer Abstützungsfunktion nachkommt, verglichen mit der Klammer an Zahn 44. Ob dies mit einer präparierten Auflage besser wäre, lässt sich hier nicht nachweisen, die Werte der Gegenseite sprechen jedoch dafür.

Besonders bei der Modellgussprothese, aber auch bei den beiden anderen Verankerungsarten zeigte sich, dass je distaler die Belastung stattfindet, also je weiter vom Pfeilerzahn entfernt, desto mehr wird die Mukosa und der darunterliegende Knochen und nicht mehr der Pfeilerzahn belastet. Dies kann zu vermehrten Druckulzera und Atro-

phien führen. Da im Allgemeinen in der klinischen Planung nicht die Möglichkeit besteht, auf einen weiter distal liegenden Pfeilerzahn auszuweichen, besteht nur die Möglichkeit, die Belastung im distalen Anteil von Freundprothesen gering zu halten. Dies sollte jedoch nicht geschehen, indem der Sattel gekürzt wird, was dem Schneeschuhprinzip widersprechen würde, sondern indem zum Beispiel auf die Aufstellung eines zweiten Molaren verzichtet wird. Aber auch das ist in der Praxis natürlich nur möglich, wenn im Oberkiefer kein zweiter Molar mit Elongationsmöglichkeit vorhanden ist.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, mithilfe der Finite-Elemente-Methode eine prothetische Versorgung eines teilbezahnten Unterkiefers zu simulieren. Diese prothetische Versorgung wurde durch die drei Verankerungsformen Teleskopkrone, Modellgussklammer und Präzisionsgeschiebe an der Restbezahnung, konkret an den Zähnen 33 und 44, befestigt. Um das Verhalten der unterschiedlich verankerten Prothesen zu untersuchen, wurde mittels Belastungsstempeln Kraft eingeleitet. Diese Belastungsstempel wurden jeweils an den Pfeilerzähnen, an dem direkt distal angrenzenden Prothesenzahn und zusätzlich am Kauzentrum an Position der ersten Molaren angebracht. Zunächst wurden die Stempel einzeln mit jeweils 500 N belastet, in einem weiteren Schritt wurden alle Stempel eines Quadranten, später alle sechs Stempel mit einer Gesamtkraft von 500 N belastet. Zur Auswertung wurden einmal sogenannte Heatmaps bei Maximalbelastung angefertigt, die die Verteilung des betrachteten Parameters, z.B. der Spannung, auf dem ausgewählten Gewebe zeigen. Zur näheren Betrachtung wurden sogenannte RBEs, Rigid Body Elements, an Pfeilerzähnen und Prothesenzähnen angebracht, um ihre genaue Bewegung unter der Belastung aufzeichnen und vergleichen zu können.

Im Vergleich der Verankerungsarten traten nur geringe Unterschiede auf, alle Verankerungsformen lieferten ähnliche Werte. Jedoch kam es bei distaler Belastung des kombinierten Zahnersatzes, also der Teleskop- und Geschiebeprothese, im Vergleich zur Modellgussprothese zu höherer Belastung des Pfeilerzahnes und seines umgebenden Knochens. So lag die Auslenkung der Wurzel von 44 bei Belastung von 45 der Geschiebeprothese bei $-0,0266$ mm, der Teleskopprothese bei $-0,0268$ mm, der Modellgussprothese jedoch nur bei $-0,0261$ mm. Die Kraftweiterleitung der Modellgussprothese erfolgte dagegen bei distaler Belastung vermehrt auf die darunterliegende Mukosa und den Knochen. So lag die maximal ermittelte Spannung im Knochen bei Belastung an 36 mit $1,60$ MPa bei der Modellgussprothese deutlich über der der anderen Verankerungsarten mit $1,06$ MPa. Ein erwarteter Unterschied in der Pfeilerzahnqualität zwischen Prämolar und Eckzahn war nicht auszumachen. Allerdings zeigte sich ein erheblicher Unterschied in der Qualität der Gussklammern. So lieferte die Gussklammer an 44 mit zwei präparierten Auflagen ähnliche Werte wie Teleskopkrone und Geschiebe, die Gussklammer mit Rückenschutzplatte an 33 konnte dagegen ihrer Abstützungsfunktion nicht ausrei-

chend nachkommen, wodurch die Kraftweiterleitung verstärkt auf den unbezahnten Kieferkamm erfolgte. Alle ermittelten Werte der Spannung und der Verzerrung lagen mit maximal 7,8 MPa, soweit referenzierbare Literaturwerte vorlagen, im physiologischen Bereich. Die gemessenen Werte des weitergeleiteten Drucks in den Knochen überstiegen zwar die Grenzwerte, die keine Reaktion des Knochens hervorrufen, befanden sich aber deutlich in dem Bereich, in dem Anpassung des Knochens durch Remodelling ohne pathologische Mikrotraumata stattfindet.

Die hier erstellte Simulation ist eine Vereinfachung der klinischen Realität. Die verwendete Belastung spiegelt aufgrund der Varianz der Kaukraft in der Bevölkerung die Wirklichkeit nur bedingt wieder. Auch die verschiedenen Krafrichtungen und Belastungspunkte einer physiologischen Kaubelastung sind hier nicht nachgestellt und die verwendeten Materialparameter sind vereinfacht. Eine in all diesen Bereichen exakte Simulation würde die Finite-Elemente-Methode an die Grenze führen und die Rechenzeit sehr stark steigen lassen. Zudem ist der Erkenntniszugewinn fraglich. Nichtsdestotrotz hat man in dieser Arbeit die klaren Vorteile der FEM-Simulation sehen können, die schnell zu aussagekräftigen Ergebnissen führt, ohne langwierige klinische Studien betreiben zu müssen.

Im Hinblick auf weitere Forschung können das erstellte Modell und diese Arbeit als Grundlage genutzt werden, um zum Beispiel ungenaue Prothesenpassung, also Unterfütterungsbedarf, zu simulieren oder die Veränderung der Kraftweiterleitung durch Pfeilervermehrung zu untersuchen.

7. Literaturverzeichnis

Alt KW. Die historische Entwicklung der zahnärztlichen Prothetik. In: Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M, Hrsg. Curriculum Prothetik. Berlin: Quintessenz, 2005:37-64

Beertsen W, McCulloch, C A G, Sodek J. The periodontal ligament -A unique, multifunctional connective tissue. *Periodontol* 2000 1997; 1: 20–40

Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral and Maxillofac Surg* 1988; 4: 232–236

Chen J, Ahmad R, Li W, Swain M, Li Q. Biomechanics of oral mucosa. *J. R. Soc. Interface* 2015; 109: 20150325

Deger Y. Die Methode der finiten Elemente: Grundlagen und Einsatz in der Praxis. Renningen-Malmsheim: expert-Verlag 2001:4-41

Dietze S, Kerschbaum T, Teeuwen R. Langzeitschicksal von Restgebiss und 1474 klammerverankerten Modellgussprothesen in einer zahnärztlichen Praxis. *Dtsch Zahnärztl Z* 2003: 508–511

Douglas WH, Sakaguchi RL, DeLong R. Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. *Dent Mater* 1985; 3: 115–119

Frost HM. Perspectives-A proposed general model of the “mechanostat. *Anat. Rec.* 1996; 2: 139–147

Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *The anatomical record. Part A*, 2003; 2: 1081–1101

Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M, Hrsg. Zahnärztliche Prothetik. Stuttgart : Thieme 2011:60

Graber G. Einführung in die Modellgussprothetik. In: Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M, Hrsg. Curriculum Prothetik. Berlin: Quintessenz, 2005:919-933

Hallmon WW. Occlusal trauma: effect and impact on the periodontium. *Ann Periodontol* 1999; 1: 102–108

Hasan I, Keilig L, Bourauel C, Lückerath W. The effect of screw preload and framework material on the success of cementable fixed partial prostheses: A finite element study. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger* 2015; 199: 58–66

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag 2009:511

Hinz AK, Jepsen S. In: Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ, Hrsg. Zahnärztliche Propädeutik. Köln: Dt. Zahnärzte-Verl., 2009: 38

Isidor F, Budtz-Jørgensen E. Periodontal Conditions Following Treatment With Distally Extending Cantilever Bridges or Removable Partial Dentures in Elderly Patients. A 5-Year Study. *J Periodontol* 1990; 1: 21–26

Jacoby ST, Rädcl M, Böning KW. Biologische Komplikationen an unterschiedlichen Verankerungselementen von abnehmbarem Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 2014; 69: 277–284

Kanbara R, Nakamura Y, Ochiai KT, Kawai T, Tanaka Y. Three-dimensional finite element stress analysis: The technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. *Dent Mater J* 2012; 31: 297–308

Keilig L, Stark H, Bayer S, Utz KH, Strazza M, Grüner M, Bourauel C. Numerical Investigation of the Mechanical Loading of Supporting Soft Tissue for Partial Dentures. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 201–203

Koeck B, Hrsg. Teilprothesen. München, Baltimore: Urban & Schwarzenberg 1996:172

Koran A, Craig RG, Tillitson EW. Coefficient of friction of prosthetic tooth materials. J Prosthet Dent 1972; 3: 269–274

Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ, Hrsg. Zahnärztliche Propädeutik. Köln: Dt. Zahnärz-
te-Verl. 2009:318, 257-330

Ludwig A, Heydecke G, Aggstaller H, Böning K, Busche E, Ebenhöf J, Eschbach S,
Gerds T, Gitt I, Hannak W, Lazarek K. Einfluss unterschiedlicher prothetischer Versor-
gungskonzepte der verkürzten Zahnreihe auf die Zielkriterien Karies, Vitalität und Zahn-
verlust. Dtsch Zahnärztl Z 2006; 61: 650–661

McCulloch CAG, Lekic P, McKee MD. Role of physical forces in regulating the form and
function of the periodontal ligament. Periodontol 2000 2000; 1: 56–72

MEDECO GmbH. 2016. <http://www.medeco.de> (Zugriffsdatum: 26.11.2016)

Meinken A. Allgemeines Vorgehen bei einer FE-Analyse. In: Meinken A., Hrsg. Finite
Elemente in der Praxis: Grundlagen und Beispiele für die Anwendung von
MARC/MENTAT. Renningen-Malmsheim: expert-Verlag, 2001: 29

Miyaura K, Matsuka Y, Morita M, Yamashita A, Watanabe T. Comparison of biting forces
in different age and sex groups: a study of biting efficiency with mobile and non-mobile
teeth. J Oral Rehabil 1999; 3: 223–227

Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T. Rehabilitation of biting
abilities in patients with different types of dental prostheses. J Oral Rehabil 2000; 12:
1073–1076

Mock FR, Schrenker H, Stark HK. Eine klinische Langzeitstudie zur Bewährung von Te-
leskopprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60: 148–153

Niedermeyer W. Diagnostik. In: Koeck B, Hrsg. Totalprothesen. München, Jena: Elsevier, Urban und Fischer, 2005: 2–13

Öwal B. Precision attachment retained removable partial dentures: 1. Technical long-term study. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 249–257

Öwal B, Jönsson L. Precision attachment-retained removable partial dentures. Part 3. General practitioner results up to 2 years. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 574–579

Piwowarczyk A, Köhler K, Bender R, Büchler A, Lauer H, Ottl P. Prognosis for Abutment Teeth of Removable Dentures: A Retrospective Study. *J Prosthodont* 2007; 5: 377–382

Pospiech P. Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. Stuttgart: Thieme 2002

Rehmann P, Schmitt-Plank C, Balkenhol M, Wöstmann B, Ferger P. Klinische Bewährung von Teleskop-Prothesen mit ausschließlicher Verankerung auf den Unterkiefereckzähnen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2004; 59: 581–584

Rehmann P, Weber A, Wöstmann B, Ferger P. Clinical evaluation of teeth fitted with telescope crowns for retaining a partial denture. *Dtsch Zahnärztl Z* 2007; 62: 99–103

Reiber T. Modellgussprothesen. In: Koeck B, Hrsg. Teilprothesen. München, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1996: 121–164

Riediger D. Präprothetische Chirurgie. In: Schwenger N, Ehrenfeld M, Hrsg. Zahnärztliche Chirurgie. Stuttgart: Thieme, 2009: 198–225

Sato T, Hara T, Mori S, Shirai H, Minagi S. Threshold for bone resorption induced by continuous and intermittent pressure in the rat hard palate. *J Dent Res* 1998; 2: 387–392

Scheller H. Immediatprothesen und mukosal gelagerte Teilprothesen. In: Koeck B, Hrsg. Teilprothesen. München, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1996: 101–120

Schwabe L, Vogt B, Tschernitschek H. Patientenzufriedenheit bei Versorgung mit partiellem Zahnersatz in Abhängigkeit der Befestigungsart. Dtsch Zahnärztl Z 2010; 65: 396–402

Steffel VL. Planning removable partial dentures. J Prosthet Dent 1962; 12: 524–535

Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M, Hrsg. Curriculum Prothetik. Berlin: Quintessenz 2005:889-910, 9919-934, 949-982

Stüttgen U, Hupfauf L. Kombiniert festsitzend-abnehmbarer Zahnersatz. In: Koeck B, Hrsg. Teilprothesen. München, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1996: 165–194

Vermeulen A, Keltjens H, van't Hof M, Kayser A. Ten-year evaluation of removable partial dentures. J Prosthet Dent 1996; 3: 267–272

Vieweg M. Biomechanische Analyse verschiedener prothetischer Verankerungssysteme 2013

Weber H, Setz J. In: Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M, Hrsg. Zahnärztliche Prothetik. Stuttgart : Thieme, 2011: 132–164

Wegold Edelmetalle GmbH. 2016. <https://www.wegold.de> (Zugriffsdatum: 26.11.2016)

Wenz HJ, Hertrampf K, Lehmann KM. Clinical longevity of removable partial dentures retained by telescopic crowns: outcome of the double crown with clearance fit. Int J Prosthodont 2001; 14: 207–2013

Wolff J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin: Hirschwald, 1982; Nachdruck Berlin: Charité Berlin, 2010

Zheng J, Zhou Z, Zhang J, Li H, Yu H. On the friction and wear behaviour of human tooth enamel and dentin. Wear 2003; 255: 967–974

8. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Christoph Bourauel, Stiftungsprofessor für Oralmedizinische Technologie, für die Möglichkeit dieses interessante Thema zu bearbeiten, seine konstruktiven Verbesserungsvorschläge und schnellen Antworten sowie die guten Arbeitsbedingungen.

Besonders danke ich Herrn Doktor Ludger Keilig für die großartige Betreuung, die schnellen Antworten und die Zeit, die er sich für mich genommen haben, insbesondere während der Modellherstellung und der Fehlersuche beim Erstellen der Rechnungen.

Ein ganz lieber Dank gilt meinen Eltern, die mir diese Arbeit und das Studium erst ermöglicht haben und mir zu jeder Zeit eine große Unterstützung und Rückhalt waren.

Bedanken möchte ich mich auch bei meinem Freund Torben Cichon für seine vielen kleinen Ratschläge, seine Geduld und Unterstützung sowie bei Kathrin Schäfer für das ewig offene Ohr und neue Motivation, wenn ich sie brauchte.