Entwicklung von Beurteilungskriterien zur Langzeitstabilität dentaler Biomaterialien mittels nichtlinearer Finite-Elemente-Methode

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Kay Frendel

aus Flensburg

Gießen 2019

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Direktor: Prof. Dr. B. Wöstmann

des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. El Khassawna

Tag der Disputation: 04.11.2020

Meinen Eltern und meinen Schwestern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung....1

2 Ziel der Arbeit....3

3 Literaturübersicht....4

3.1 Grundlagen der Therapie einer zahnbegrenzten Einzelzahnlücke....4

3.1.1 Ursachen für Zahnverlust und seine Folgen....4

3.1.2 Therapiemöglichkeiten und Behandlungsablauf....5

3.1.3 Versagen von temporären Versorgungen und dessen klinische Relevanz....7

3.2 Temporäre Kronen- und Brückenversorgungen....7

3.2.1 Anforderungen an temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe....8

3.2.2 Herstellung von temporärem Zahnersatz....8

3.2.3 Aufbau und Struktur von temporären Kronen- und Brückenwerkstoffen....12

3.3 Materialeigenschaften und deren Bestimmung....14

3.3.1 Materialeigenschaften....14

3.3.2 3-Punkt-Biegeversuche....19

3.3.3 Dynamisch Mechanisch Thermische Analyse (DMTA)....20

3.3.4 Digitale Bildkorrelation....21

3.4 Physiologische Rahmenbedingungen....22

3.4.1 Kaugeschwindigkeit....22

3.4.2 Temperatur in der Mundhöhle....22

3.5 Beurteilungskriterien zur Langzeitstabilität dentaler Biomaterialien....23

3.5.1 Experimentelle Verfahren....23

3.5.2 Numerische Verfahren zur Berechnung der Spannungsverteilung....24

3.6 Finite-Elemente-Methode (FEM) 24
3.6.1 Anfänge der FEM 24
3.6.2 Grundlagen FEM 25
3.6.3 Anwendung der FEM in der Zahnmedizin 28
3.6.4 Anwendung der nichtlinearen FEM (NLFEM) in der Zahnmedizin 28
3.6.5 FEM – Berechnungsprogramme 29

4 Material und Methode 31

4.1 Methodik 31

4.2 Prüfkörperherstellung 33
4.2.1 Herstellung der Biegestäbe 33

4.3 Vorversuche zur Materialcharakterisierung von *Telio CAD* 34
4.3.1 3-Punkt-Biegeversuche 34
4.3.2 Dynamisch Mechanisch Thermische Analyse 36

4.4 Herstellung von Halterung und Brücken 37
4.4.1 Herstellung der Halterung 37
4.4.2 Herstellung der Brücken 37

4.5 Vorversuche zu den Rahmenbedingungen der Prüfung 39
4.5.1 Einrichten der Position des Antagonisten (Kugelposition) 39
4.5.2 Analyse des Befestigungsmaterials 42

4.6 Versuchsaufbau 43
4.6.1 Versuchsaufbau der Validierungsversuche 43
4.6.2 Virtueller Versuchsaufbau für die FEM 46

4.7 Statistische Verfahren 47

5 Ergebnisse 48

5.1 3-Punkt-Biegeversuche 48

5.1.1 3-Punkt-Biegeversuche bei 1, 10 und 100 mm/min 48

5.1.2 3-Punkt-Biegeversuche bei 0,5, 1 und 2,5 m/s 49

5.2 Dynamisch Mechanisch Thermische Analyse 50

5.3 Antagonistenposition 50

5.3.1 Flächenvergleich zweier Scandatensätze 51

5.3.2 Bestimmung der maximalen Abweichung über die Kugelmittelpunkte 51

5.3.3 Bestimmung der Kugelposition im Bezugssystem der CAD 52

5.4 Bestimmung des E-Moduls des Befestigungsmaterials 53

5.5 Ergebnisse der Validierungsversuche 54

5.5.1 Validierungsversuche der Brücke bei 1 mm/min 54

5.5.2 Validierungsversuche der Brücke bei 130 mm/s 56

5.5.3 Vergleich beider Versuchsgeschwindigkeiten 57

5.6 Simulationsergebnisse mit dem FEM-Berechnungsprogramm 58

5.6.1 Simulation bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 1mm/min 58

5.6.2 Simulation bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s 60

5.6.3 Dauer der FEM-Berechnungen 61

5.7 Statistische Auswertung 62

5.8 Zusammenfassung der Ergebnisse 65

6 Diskussion 66

6.1 Methodikdiskussion 66

6.1.1 Materialauswahl und Prüfkörperherstellung 66

6.1.2 Versuche zur Materialcharakterisierung 67

6.1.3 Versuchsaufbau 69
6.1.4 Validierungsversuche 72
6.1.5 Digitale Bildkorrelation 73
6.1.6 Nichtlineare Finite-Elemente-Analyse 73
6.1.7 Prüfgeschwindigkeiten 75
6.1.8 Statistische Auswertung 76
6.2 Ergebnisdiskussion 76
6.2.1 Bestimmung der Materialeigenschaften von Telio CAD 76
6.2.2 Ergebnisse zur Kugelposition 78
6.2.3 Bestimmung des E-Moduls des Befestigungsmaterials 79
6.2.4 Ergebnisse der Validierungsversuche 79
6.2.5 Ergebnisse der FEM-Simulation 80
6.3 Zusammenfassung der Diskussion, Schlussfolgerung und Ausblick 83
7 Zusammenfassung 85
8 Summary 87
9 Darstellungsverzeichnis 89
9.1 Abbildungsverzeichnis 89
9.2 Abkürzungsverzeichnis 93
9.3 Tabellenverzeichnis 94
9.4 Symbolverzeichnis 95
9.5 Formelverzeichnis 96
10 Literaturverzeichnis 97
11 Erklärung 108

12 Danksagung 109

13 Lebenslauf.....110

1 Einleitung

Bei der Versorgung eines Patienten mit festsitzendem Zahnersatz ist üblicherweise die Herstellung einer temporären Restauration notwendig. Diese erfüllt für die präparierten Zähne sowohl eine Schutzfunktion vor potenziell schädlichen äußeren Einflüssen, als auch ästhetische und funktionelle Aspekte[8, 12, 15, 53, 70]. Frakturen der Restaurationen können zu einem vollständigen Verlust der temporären Versorgung führen und stellen im klinischen Alltag einen häufigen Zwischenfall dar, der eine Wiedervorstellung in der Zahnarztpraxis und eine Neuanfertigung der temporären Versorgung mit zeitlichen und finanziellen Auswirkungen erforderlich macht[51]. Die Zuverlässigkeit und Dauerhaftigkeit einer temporären Versorgung ist daher von großer Bedeutung. Zur Untersuchung der Stabilität, welche in diesem Zusammenhang für das Versagen eines Prüfkörpers infolge einer Biegebelastung verwendet wird, werden üblicherweise Versorgungen in-vitro in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet. Die erhaltenen Bruchkräfte können mit den physiologischen Kaukräften verglichen und aus dem Vergleich Rückschlüsse auf die klinische Anwendbarkeit gezogen werden. Problematisch ist jedoch, dass die Bruchkraft im großen Maß von der Probengeometrie abhängt. Daher kann auf diese Weise nur für den verwendeten Werkstoff und die verwendete Probengeometrie eine Aussage über die Stabilität getroffen werden. Um die Aussagekraft zu vergrößern, werden oftmals bei identischer Probengeometrie verschiedene temporäre Werkstoffe und gegebenenfalls auch Werkstoffe für eine definitive Versorgung miteinander verglichen[38, 99, 148, 151].

In-vitro Versuchsreihen sind meist kosten- und zeitintensiv. Es müssen zunächst eine bestimmte Anzahl an Prüfkörpern (z. B. Brücken) mit identischer Geometrie hergestellt und anschließend die Bruchkräfte bestimmt werden.

Die Biegefestigkeit ist eine geometrieunabhängige Größe und wird daher im zahnmedizinischen Bereich häufig bestimmt, um ein Maß für die Festigkeit eines Werkstoffes anzugeben[97]. Mit dieser Größe können allerdings keine Aussagen beispielsweise über die Stabilität einer konkreten Brücke mit komplexer Prüfkörpergeometrie getroffen werden.

Um die Stabilität einer temporären Versorgung zu optimieren und damit die Versagenswahrscheinlichkeit zu reduzieren, wäre ein Verfahren hilfreich, welches die Stabilität der Restauration schon vor der Anfertigung analysieren kann.

Ein im Bereich der Ingenieurswissenschaften etabliertes Verfahren stellt die Finite-Elemente-Methode (FEM) dar[138]. Dabei handelt es sich um ein numerisches Näherungsverfahren, mit dessen Hilfe beispielsweise die Spannungsverteilung in einem Bauteil bei Belastung berechnet werden kann. Die FEM hat im Bereich der Zahnmedizin zwar Einzug gehalten, innerhalb der zahnärztlichen Prothetik und der Biomaterialkunde liegen allerdings vergleichsweise nur wenige Studien vor. In der Zahnmedizin kann die FEM bisher nicht als Standardwerkzeug angesehen werden. Daher war es das Ziel dieser Studie die Eignung der FEM zur Vorhersagbarkeit des mechanischen Verhaltens am Beispiel einer temporären Versorgung zu untersuchen.

Bei der FEM-Berechnung ist die Verwendung der korrekten Materialeigenschaften von fundamentaler Bedeutung. Im Falle eines komplexen Materialverhaltens erfordert die Materialcharakterisierung unter Umständen aufwändige Versuchsreihen. Häufig wird stattdessen vereinfachend ein rein linear-elastisches Materialverhalten angenommen[10, 59, 58, 67, 118, 127]. Vereinfachende Annahmen führen jedoch zu einer eingeschränkten Aussagekraft der berechneten Ergebnisse. Dass die Schwachstellen bei einer Brücke im Bereich der Verbinder liegen und für diese Bereiche auch erhöhte Spannungen mit Hilfe der FEM berechnet werden, ist nicht überraschend, da die Verbinder die kleinsten Querschnittsflächen aufweisen. Aufgrund der hohen Komplexität der FEM und um eine fehlerfreie Anwendung sicherzustellen, wurde im Rahmen der vorliegenden Studie eine Kooperation mit der Technischen Hochschule Mittelhessen (THM) etabliert. Auf diese Weise soll die ingenieurwissenschaftliche Expertise im Bereich der Zahnmedizin implementiert werden. Die im Rahmen der vorliegenden Studie durchgeführten Versuche wurden in Kooperation mit dem Institut für Mechanik und Materialforschung (IMM) an der THM in Gießen und in der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde in Gießen durchgeführt.

2 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, das Verhalten einer dreigliedrigen Brückenversorgung bei Belastung mit Hilfe eines Finiten-Elemente Modells in einem linearen sowie einem nichtlinearen Ansatz zu simulieren und anschließend die Ergebnisse durch konventionelle, reale biomechanische Versuche zu validieren.

Dazu soll ein CAD Modell einer Brücke, auf der Basis eines über einen Scanvorgang erhaltenen CAD-Modells einer für eine dreigliedrige Brücke typischen klinischen Situation (25-27), zunächst virtuell modelliert werden. Dieses Modell der Brücke soll zur Erzielung einer maximalen Vergleichbarkeit sowohl in ein FEM Modell überführt werden als auch gleichzeitig als Grundlage für die Herstellung der realen Brückenprüfkörper in einem Fräsprozess (CAM) dienen.

Als Prüfmaterial soll ein für langzeitprovisorische Versorgungen übliches und im klinischen Alltag häufig eingesetztes Material auf PMMA-Basis verwendet werden.

Weiterhin soll der Einfluss unterschiedlicher Prüfgeschwindigkeiten (130 mm/s als physiologische Geschwindigkeit beim Kauen versus 1 mm/min nach EN ISO 10477) auf das Materialverhalten des Prüfmaterials sowie auf das Versagen der Brückenversorgung untersucht werden.

3 Literaturübersicht

In der folgenden Literaturübersicht zum Stand der Wissenschaft und Forschung werden zunächst in gekürzter Form die Grundlagen der Therapie von zahnbegrenzten Einzelzahnlücken beschrieben. Ein besonderer Schwerpunkt liegt dabei auf der temporären Versorgung des Patienten, da es sich bei dem in der vorliegenden Studie untersuchten Zahnersatz um eine temporäre Brücke handelt. In diesem Zusammenhang wird auf das in der vorliegenden Untersuchung verwendete Material *Telio CAD* näher eingegangen. Es folgt eine Beschreibung von Möglichkeiten zur Bestimmung der Materialeigenschaften, sowie hinsichtlich der Versuchsgeschwindigkeit eine Darlegung der Studienlage zur Kaugeschwindigkeit. Abschließend werden experimentelle und numerische Verfahren erläutert, mit denen eine Beurteilung der Stabilität von Zahnersatz vorgenommen werden kann.

3.1 Grundlagen der Therapie einer zahnbegrenzten Einzelzahnlücke

3.1.1 Ursachen für Zahnverlust und seine Folgen

Die Ursachen für Zahnverlust sind mannigfaltig. Laut Glockmann et al.[47] sind in Deutschland die Gründe für den Zahnverlust im Wesentlichen auf kariesbedingte (29,7%) oder parodontologische (28,5%) Ursachen zurückzuführen. Kariesbedingte Zahnhartsubstanzdefekte können mit Fortschreiten der Läsion tiefreichende, weitgehende Zerstörungen an Zähnen bewirken, welche den Zahnerhalt unter Umständen unmöglich machen. Bei parodontologischen Erkrankungen ist der Zahnhalteapparat betroffen. Hierbei kann eine fortschreitende Parodontitis Knochenabbau verursachen, welcher zunächst zu einer Zahnlockerung führen und final mit dem Zahnverlust enden kann. Deutlich seltener ist der Zahnverlust durch ein Zahntrauma. Als traumatische Ursachen für den Zahnverlust sind sämtliche nichtphysiologische Krafteinwirkungen auf den Zahn zu nennen, bei denen die Zahnkrone und/oder Zahnwurzel so frakturiert, dass der Zahnerhalt nicht mehr möglich ist. Des Weiteren kann der Zahn durch ein Trauma vollständig aus dem Knochenfach luxiert werden. In diesem Fall handelt es sich um eine Avulsion. Die operative Therapie von Tumoren, die kurativ in der vollständigen Resektion besteht, kann ebenfalls die Entfernung von Zähnen zur Folge haben[79].

3.1.2 Therapiemöglichkeiten und Behandlungsablauf

Die befundadäquate Therapie von zahnbegrenzten Einzelzahnlücken besteht überwiegend in der Behandlung mit festsitzenden Brücken[90]. Eine alternative Versorgungsmöglichkeit stellt das Einzelzahnimplantat dar. Sind die Nachbarzähne karies- und füllungsfrei oder lehnt der Patient das Beschleifen der Nachbarzähne ab, bestehen dadurch zusätzliche Argumente für die Implantatversorgung. Darüber hinaus ist die Versorgung durch Teilprothesen möglich[90].

Im Folgenden soll ein möglicher Behandlungsablauf einer Brückenkonstruktion exemplarisch und in stark vereinfachter Form anhand von Abbildung 3.1 erläutert werden. In den Abbildungen 3.2, 3.3 und 3.4 ist beispielhaft eine entsprechende klinische Situation dargestellt.

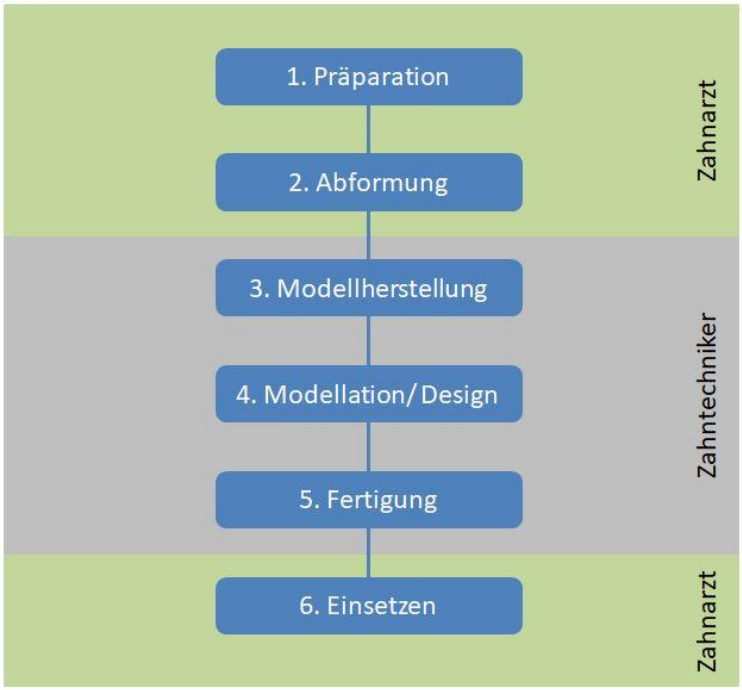


Abb. 3.1 Behandlungsablauf für festsitzenden Zahnersatz

Abb. 3.2 Klinische Situation einer zahnbegrenzten Einzelzahnlücke vor der Behandlung

Abb. 3.3 Klinische Situation nach der Präparation

Abb. 3.4 Klinische Situation nach der Behandlung - provisorisch eingesetzte Brücke

Grundsätzlich müssen bei der Therapie mit einer festsitzenden dreigliedrigen Brücke mindestens zwei Zähne beschliffen, abgeformt und anschließend mit einer temporären Restauration („Provisorium“) versorgt werden. Eine temporäre Versorgung ist aufgrund der in Kapitel 3.1.3 beschriebenen Risiken indiziert.

3.1.3 Versagen von temporären Versorgungen und dessen klinische Relevanz

Erhält ein präparierter Zahn keine temporäre Versorgung oder geht diese verloren, bestehen eine Vielzahl an Risiken. Der präparierte Zahn und/oder seine Nachbarzähne könnten körperlich wandern oder kippen. Der Antagonist und/oder der präparierte Zahn selbst könnten elongieren. Durch den fehlenden Schutz vor thermischen, chemischen und/oder mikrobiellen Reizen könnte der Zahn kälteempfindlich reagieren oder eine reversible beziehungsweise irreversible Pulpitis entwickeln. Die Entstehung einer kariösen Läsion ist ebenfalls möglich. Aufgrund der fehlenden mechanischen Stabilisierung könnte es zu einer Fraktur des präparierten Zahnes kommen. Die temporäre Versorgung erfüllt ästhetische und funktionelle (mastikatorische und phonetische) Aufgaben. In diesen Bereichen käme es zu nachteiligen Einschränkungen, die wiederum auf psychosozialer Ebene Beeinträchtigungen verursachen könnten. Hinsichtlich des Weichgewebsmanagements könnte es zu gingivalen Veränderungen, wie zum Beispiel Gingivahyperplasien kommen, welche ebenfalls die weitere Behandlung erschweren würden[8, 12, 53].

3.2 Temporäre Kronen- und Brückenversorgungen

Temporäre Kronen und Brücken lassen sich nach der Tragedauer und nach der Art ihrer Herstellung unterteilen[99, 135]. Bei der Tragedauer werden grundsätzlich „Kurzzeit-provisorien“ von „Langzeitprovisorien“ unterschieden. Kurzeitprovisorien dienen zur überbrückenden Versorgung zwischen den einzelnen Behandlungssitzungen bis zur Eingliederung des definitiven Zahnersatzes[99, 115] und bleiben für einige Tage bis wenige Wochen in situ. Langzeitprovisorien sind dann indiziert, wenn Änderungen an der Kieferrelation, der Okklusion, der Ästhetik oder der Phonetik des Patienten vorgenommen werden sollen, aber eine sofortige definitive Versorgung aufgrund von eventuellen Korrekturanforderungen im Verlauf der Behandlung nicht möglich ist[46, 53].

Die Tragedauer beträgt bei Langzeitprovisorien meist mehrere Monate. Nach sechs bis zwölf Monaten sollte der definitive Zahnersatz eingegliedert worden sein[57]. Welche Herstellungsverfahren im Einzelnen zur Verfügung stehen, wird in einem nachfolgenden Kapitel beschrieben (Kap. 3.2.2).

3.2.1 Anforderungen an temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe

Die Anforderungen an temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe sind vielfältig. Nach Burns et al.[23] sollten diese grundsätzlich form- und farbstabil, abrasionsresistent, zahnfarben und transluzent sein. Eine zu hohe Abrasionsresitenz kann wiederum zu einer Schädigung des Antagonisten führen. Weitere Anforderungen sind eine geringe Polymerisationstemperatur, ein geringes allergenes Potential und eine einfache Verarbeitung. Darüber hinaus sollte eine Hochglanzpolierbarkeit, Porenfreiheit, Unterfütterbarkeit und Reparaturfähigkeit vorhanden sein[23, 46].

3.2.2 Herstellung von temporärem Zahnersatz

Temporärer Zahnersatz kann durch zwei verschiedene Techniken, die direkte und die indirekte Technik, hergestellt werden[38]. Eine Variante der indirekten Technik stellt die Computer Aided Design (CAD)/Computer Aided Manufacturing (CAM), kurz CAD/CAM, Technologie dar und wird in einem nachfolgenden separaten Abschnitt detailliert erläutert.

Direkte (konventionelle) Technik

Bei dem direkten Verfahren wird die temporäre Versorgung im Mund des Patienten angefertigt. Für die am häufigsten verwendete Methode wird eine Versorgungsabformung vor Präparationsbeginn angefertigt[12]. Dadurch wird die Ausgangssituation mit der Abformung festgehalten. Nach Abschluss der Präparation befindet sich ein Hohlraum zwischen dem präparierten Zahnstumpf und der Versorgungsabformung, der der entfernten Zahnhartsubstanz entspricht. Anschließend kann ein fließfähiger selbsthärtender temporärer Kronen- und Brückenwerkstoff in diese Abformung gefüllt und die Abformung zurück in den Mund des Patienten reponiert werden. Das jeweilige Material härtet dabei direkt auf dem präparierten Zahnstumpf

aus. Auf diese Weise kann die Negativform in eine Positivform der temporären Versorgung überführt werden. Abschließend wird die noch nicht fertige temporäre Versorgung extraoral ausgearbeitet und mit einem temporären Befestigungszement eingesetzt[46, 90].

Indirekte Technik

Bei der indirekten Technik wird die temporäre Versorgung, im Gegensatz zur direkten Technik, auf einem Modell des Patienten hergestellt[8]. Dieses Modell kann zum Beispiel ein Gipsmodell sein. Zur Modellherstellung ist eine Abformung der klinischen Situation notwendig. Diese Abformung kann auf konventionellem Weg mit Hilfe eines Abformlöffels und entsprechendem Abformmaterial oder auf digitalem Weg unter Verwendung eines Intraoralscanners (IOS) erfolgen. Aus beiden Abformungen können Modelle hergestellt werden, auf denen im Anschluss der temporäre Zahnersatz angefertigt werden kann. Bei der digitalen Abformung besteht des Weiteren die Möglichkeit den Schritt der Modellherstellung auszulassen. In diesem Fall erfolgt ausgehend von dem, durch den Scanner erfassten, digitalen Datensatz eine digitale Planung mit Hilfe einer CAD/CAM-Software und anschließend die Fertigung durch eine automatisierte Fräsmaschine. Ein Gipsmodell, welches auf konventionellem Weg hergestellt wird, kann durch einen Laborscanner digitalisiert werden. Die digitale Planung und Fertigung entspricht dann dem oben beschriebenen Verfahren[112].

Es ergeben sich vier Varianten, eine rein konventionelle, eine rein digitale und zwei kombiniert konventionell-digitale. Zur Übersichtlichkeit sind die möglichen Herstellungswege in Abbildung 3.5 dargestellt.

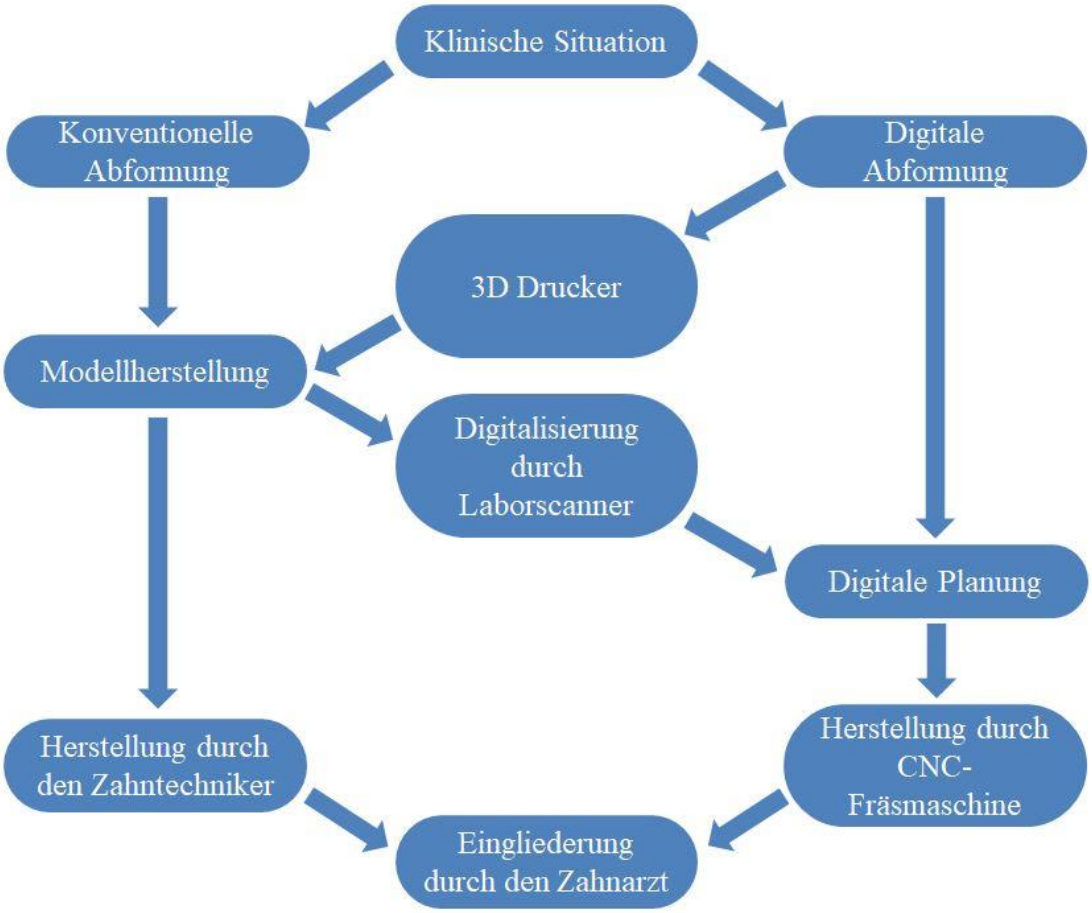


Abb. 3.5 Herstellungswege für temporäre Versorgungen

Computer Aided Design (CAD)/Computer Aided Manufacturing (CAM)

Computer Aided Design (CAD) und Computer Aided Manufacturing (CAM) beschreiben im dentalen Bereich die computergestützte Modellierung und Fertigung von Zahnersatz. Die durch Scanner aufgenommene Punktewolke wird polygonisiert. Die einzelnen Punkte der Punktewolke werden erfasst und miteinander so verknüpft, dass Dreiecke entstehen. Der Datensatz kann in einem standardisierten Datenformat, dem STL (Standard Tessellation Language)-Format ausgegeben werden. In einer CAD/CAM-Software wird ausgehend von diesem Datensatz der Zahnersatz digital modelliert und kann ebenfalls im STL-Format ausgegeben werden[18].

Die Daten werden an eine CNC-Fräsmaschine (Computerized Numerical Control) übermittelt, die den Zahnersatz aus industriell gefertigten Ronden oder Blöcken fräsen kann. Die Fräsmaschinen können nach der Anzahl der Fräsachsen in drei-, vier- und fünf-achsige Systeme unterteilt werden. Der Fräsvorgang selbst kann trocken oder nass erfolgen[18].

Es können zwei unterschiedliche Fertigungsprozesse (chairside/labside) unterschieden werden. Bei der labside-Fertigung werden Arbeitsschritte durch ein zahntechnisches Labor ausgeführt. Im Gegensatz dazu läuft bei der chairside-Fertigung der gesamte Fertigungsprozess in der Zahnarztpraxis ab. Dadurch können im Vergleich zur labside-Fertigung meist Behandlungstermine eingespart werden[18, 123].

In der folgenden Tabelle (Tab. 3.1) sind die werkstoffspezifischen und klinischen Vorteile der CAD/CAM – Technologie aufgelistet[6, 8, 52, 112, 121, 135]:

Tab. 3.1: Werkstoffspezifische und klinische Vorteile der CAD/CAM-Technologie

Werkstoffspezifische Vorteile	• Hohe Materialhomogenität • Farb- und Formstabilität • Gute Ästhetik • Keine Polymerisationsschrumpfung und Polymerisationswärmeentwicklung im Mund des Patienten • Keine Sauerstoffinhibitionsschicht • Keine Anmischfehler • Keine Lufteinschlüsse • Kein Ausfließen von Unterschnitten (im Zahnzwischenraum und zervikal der Präparationsgrenze) • Gute Finierbarkeit
Klinische Vorteile	• Simulation des endgültigen Behandlungsergebnisses • Reproduzierbarkeit im Falle des Verlustes • Individualisierbarkeit • Geringerer Restmonomergehalt • Geringere Bearbeitungsfehler

Aus diesen Vorteilen ergibt sich, dass CAD/CAM gefertigter temporärer Zahnersatz insbesondere für die Herstellung von Langzeitprovisorien empfohlen wird[6]. An dieser Stelle wird darauf hingewiesen, dass es selbstverständlich nicht nur Vorteile, sondern auch Nachteile der CAD/CAM-Fertigung gibt. Allen voran seien hier die hohen Anschaffungskosten für Scanner und Schleifeinheit, sowie die fortlaufenden Kosten für Schleifmittel und Rohlinge genannt.

3.2.3 Aufbau und Struktur von temporären Kronen- und Brückenwerkstoffen

Typische Werkstoffe für die temporäre Versorgung mit Kronen und Brücken werden in zwei Gruppen, in die Pulver/Flüssigkeits-Systeme auf Mono-Methacrylat-Basis und in die Komposit-Materialien mit di- oder mehrfunktionellen Methacrylaten, unterteilt[8, 12].

Im Folgenden soll, aufgrund des in der vorliegenden Studie angewendeten Herstellungsverfahrens und des verwendeten Prüfmaterials, besonders auf die temporären Werkstoffe im Bereich der CAD/CAM-Fertigung und im Speziellen nur auf das CAD/CAM-Material *Telio CAD* näher eingegangen werden.

Bei der CAD/CAM-gestützten Fertigung von temporären Kronen und Brücken kommen Kunststoffe zum Einsatz, die aus Methylmethacrylaten bestehen. Unter industriellen standardisierten Bedingungen werden diese Monomere in einer radikalischen Polymerisationsreaktion vernetzt. Dabei werden in Monomermolekülen Kohlenstoffdoppelbindungen aufgespalten, was die Bindung weiterer Monomermoleküle ermöglicht. Es entstehen so Rohlinge aus Polymethylmethacrylat (PMMA). Um die mechanischen und optischen Eigenschaften zu modifizieren, werden zum Teil anorganische Füllstoffe zugesetzt[33, 108, 112].

In den Abbildungen 3.6 und 3.7 nach VAN NOORT[132] sind die Strukturformeln des Monomers Monomethylmethacrylat $C_5H_8O_2$ und des Polymers Polymethylmethacrylat $(C_5H_8O_2)_n$ abgebildet:

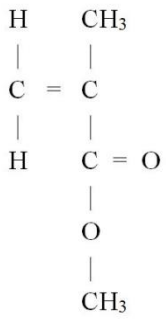


Abb. 3.6 Methylmethacrylat als Monomer

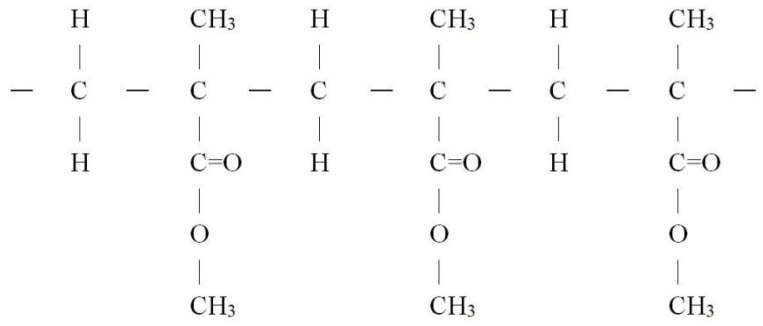


Abb. 3.7 Polymethylmethacrylat

Telio CAD

Bei *Telio CAD* (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Fürstentum Lichtenstein) handelt es sich um ein vernetztes Polymehtylmethacrylat (PMMA) mit einem prozentualen Gewichtsanteil von 99,5%, dem Pigmente (weniger als 1 Gew.%) zugesetzt wurden. *Telio CAD* ist in Blöcken und Ronden mit unterschiedlichen Abmessungen erhältlich und für die CAD/CAM-gestützte Fertigung von temporärem Zahnersatz vorgesehen. Es können temporäre Kronen und Brücken mit bis zu zwei zusammenhängenden Brückenzwischengliedern sowie implantatgetragene Kronen als Langzeitprovisorien hergestellt werden. Durch das industrielle standardisierte Produktionsverfahren der Blöcke und Ronden ist es möglich eine hohe Homogenität und Farbstabilität zu erzielen[6, 40, 63, 105, 112]. Des Weiteren bestehen die in Tabelle 3.1 benannten Vorteile der CAD/CAM-Fertigung. Zur Individualisierung stehen Malfarben und Schichtmassen zur Verfügung[63].

In der Studie von Niem et al.[97] wurden unter anderem die mechanischen Eigenschaften von *Telio CAD* untersucht. Dabei wurde ein Elastizitätsmodul (E-Modul) von 2870,7 ± 162,3 MPa gemessen. Im Vergleich dazu liegen die Herstellerangaben bei 3200 ± 300 MPa[62] beziehungsweise bei ≥ 2800 MPa[63].

Insbesondere die mechanischen Eigenschaften von *Telio CAD* wurden bereits in einigen Studien beschrieben. Peñate et al.[99], Edelhoff et al.[38] und Yao et al.[151] untersuchten in ihren Arbeiten jeweils die Bruchlasten von *Telio CAD* und anderen CAD/CAM Materialien und verglichen diese mit konventionellen temporären Werkstoffen. Peñate et al.[99] und Edelhoff et al.[38] kamen zu dem Ergebnis, dass es keine signifikanten Unterschiede bei den Bruchlasten zwischen den CAD/CAM-Materialien und den

konventionellen temporären Werkstoffen gibt. Edelhoff et al.[38] untersuchten zusätzlich den Einfluss der Alterung auf die Bruchlast mit dem Ergebnis, dass die Alterung keinen Einfluss hat. Im Gegensatz dazu wiesen Yao et al.[151] nach, dass CAD/CAM-Materialien vor und insbesondere nach thermischer Wechsellast höhere Bruchlasten zeigten als konventionelle temporäre Materialien. Das Ergebnis der höheren Bruchlasten von CAD/CAM-Materialien von Yao et al.[151] bestätigen die Studien von Göncü Başaran et al.[49], Alt et al.[9] und Wimmer et al.[148].

Rosentritt et al.[109] untersuchten den Einfluss der Befestigungsart auf die Bruchfestigkeit von Kronen aus *Telio CAD*. Dazu wurden 32 Kronen definitiv und 32 Kronen provisorisch auf ein Abutment zementiert. Die definitive Befestigung zeigte eine signifikant höhere Bruchfestigkeit als die temporäre Befestigung, jedoch lagen alle Werte in einem Bereich, der nach Rosentritt et al. eine temporäre Langzeitversorgung ermöglicht.

3.3 Materialeigenschaften und deren Bestimmung

3.3.1 Materialeigenschaften

Linear-elastisches Materialverhalten

Ein linear-elastisches Material zeigt einen proportionalen Zusammenhang zwischen der Spannung σ und der Dehnung ε und kann durch das Hookesche Gesetz (Formel 3.1) beschrieben werden.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \qquad \text{oder} \qquad \frac{\sigma}{\varepsilon} = E = \text{konst.}$$

Formel 3.1 Hookesches Gesetz. Berechnung der Spannung σ aus dem Elastizitätsmodul E und der Dehnung ε

E steht dabei für den E-Modul und gibt den Widerstand eines Materials gegen Verformung an. Der E-Modul wird üblicherweise in der Einheit N/m^2 angegeben[91].

Die Spannung ergibt sich aus der ansetzenden Kraft F pro Querschnittsfläche A und wird durch Formel 3.2 beschrieben.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Formel 3.2 Berechnung der Spannung σ aus der Kraft F und der Fläche A

Die Dehnung ε beschreibt die relative Längenänderung und wird aus dem Quotienten der Längenänderung Δl und der ursprünglichen Länge l_0 berechnet. Formel 3.3 beschreibt diesen Zusammenhang.

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$$

Formel 3.3 Berechnung der Dehnung ε aus der Längenänderung Δl und der ursprünglichen Länge l_0

Da die linear-elastische Dehnung auf eine Streckung der Atomabstände zurückzuführen ist, handelt es sich dabei um einen sehr kleinen Bereich[116].

Abbildung 3.8 zeigt das einfache Beispiel einer Feder mit einer Federkonstante *D*, die hier direkt proportional zum E-Modul ist. Eine einwirkende Kraft *F* führt zu einer Stauchung (Längenänderung) der Feder um den Betrag Δl. Wird die gemessene Kraft *F* und der zurückgelegte Weg *s* im Kraft-Weg-Diagramm (Abb. 3.9) aufgetragen, ergibt sich eine Gerade durch den Ursprung mit einer konstanten Steigung. Es handelt sich um einen linearen Zusammenhang. Kehrt die Feder bei Entlastung wieder in ihre ursprüngliche Position zurück und sind dabei die Geraden von Be- und Entlastung deckungsgleich, dann liegt ein linear-elastisches Verhalten vor[116]. Die elastische Deformation ist dabei auf eine Streckung von Atombindungen zurückzuführen und entspricht einem sehr kleinen Bereich[116].

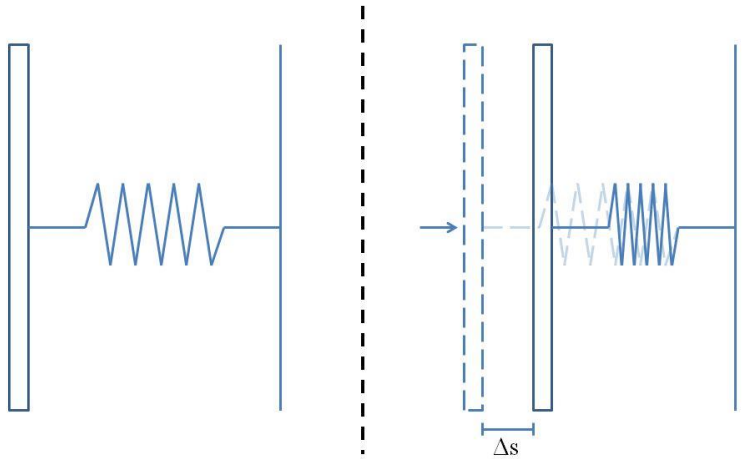


Abb. 3.8 Feder im entspannten Zustand (links) und unter Belastung (rechts). Δs gibt den Betrag an, um den die Feder gestaucht wurde.

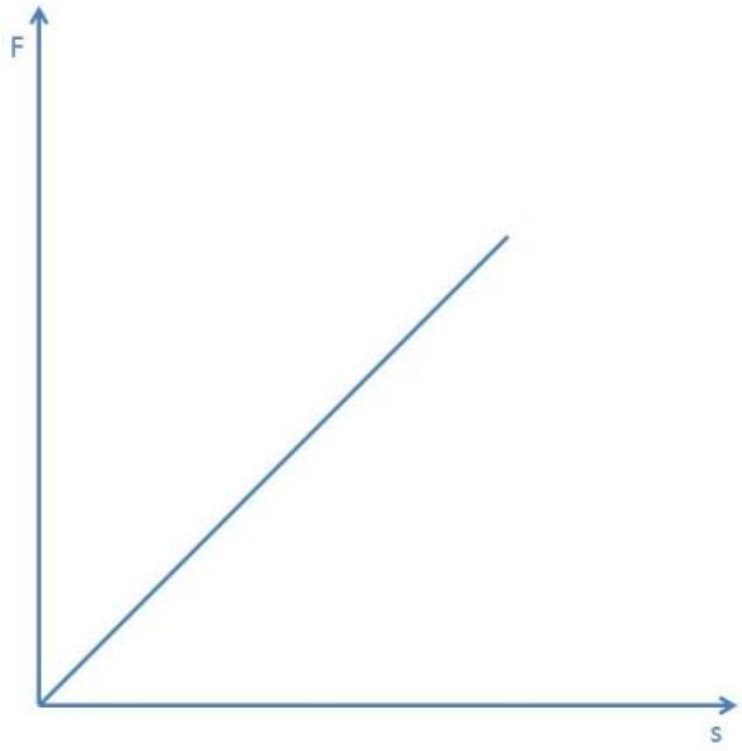


Abb. 3.9 Kraft (F)-Weg (s)-Diagramm einer Feder

Nichtlineares Materialverhalten

Nichtlineares Materialverhalten kann viskos, plastisch oder eine Kombination dieser Eigenschaften mit einem elastischen Verhalten sein[116, 145].

Ideal plastisches Verhalten kann anhand eines Körpers auf einer planen Fläche (Abb. 3.10) verdeutlicht werden. Eine parallel zur Unterlage auf den Körper einwirkende Kraft kann diesen erst dann in Bewegung versetzen, wenn die Haftreibung überwunden wird. Bei Entlastung verbleibt der Körper an seiner Position und kann seine Ausgangsposition folglich nicht mehr von selbst wieder einnehmen. Abbildung 3.11 zeigt das dazugehörige Kraft-Weg-Diagramm bei gleichbleibender Haft- und Gleitreibung.

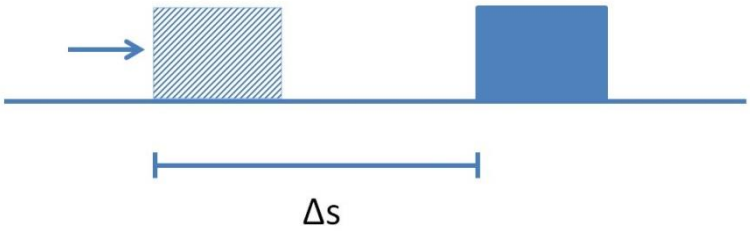


Abb. 3.10 Plastisches Materialverhalten. *Δs* beschreibt den Betrag, um den der Körper bewegt wurde

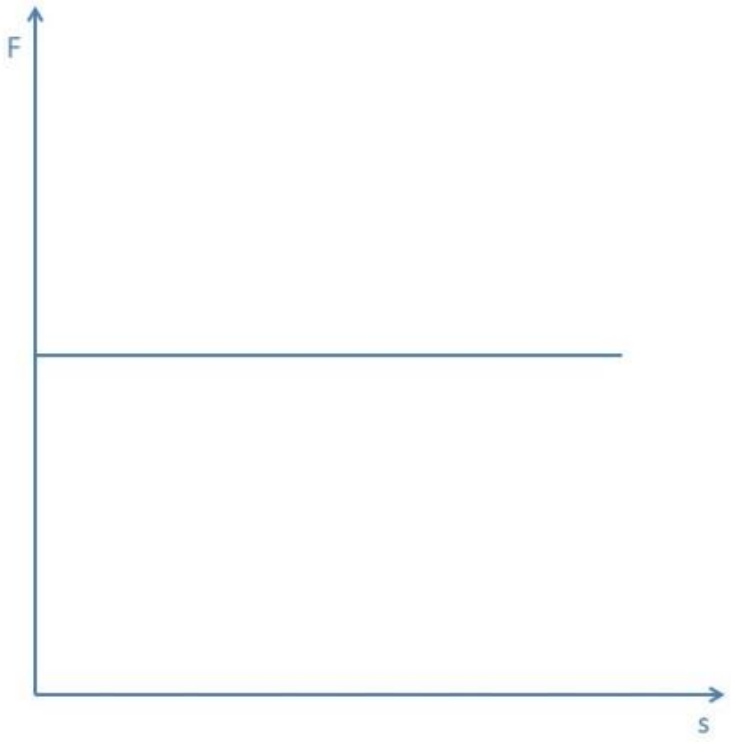


Abb. 3.11 Kraft (F)-Weg (s)-Diagramm bei plastischem Verhalten

Ein Werkstoff, welcher sich in einem Be- und Entlastungsversuch sowohl elastisch als auch plastisch verhält, könnte ein, wie in Abbildung 3.12 dargestelltes, Kraft (F)-Weg (s)-Diagramm aufweisen, wobei hier die Gleitreibung mit zunehmendem Weg größer wird, was auf eine plastische Verfestigung des Materials zurückzuführen ist. Diese plastische Verfestigung ist bei nahezu allen plastischen Werkstoffen zu beobachten[13].

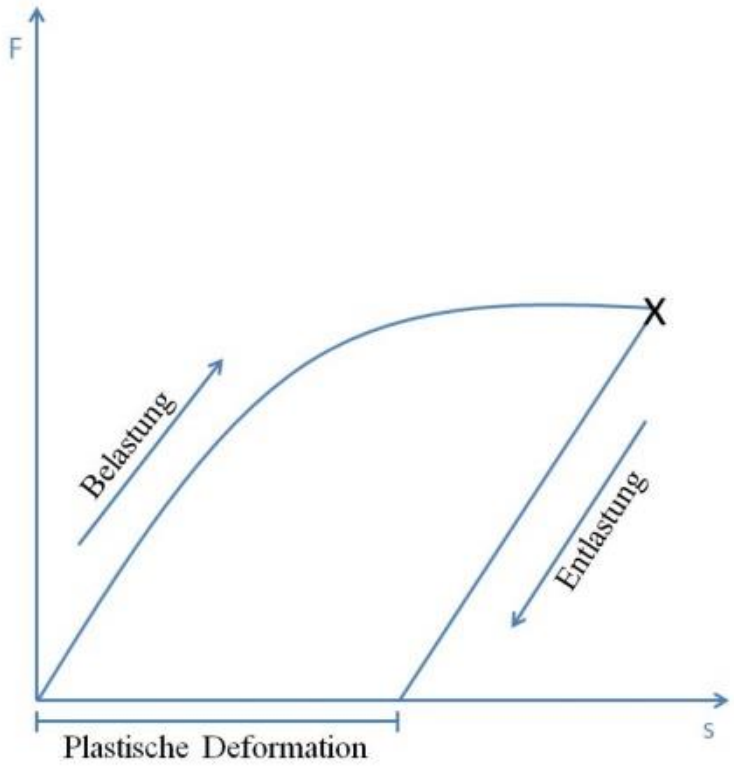


Abb. 3.12 Kraft (F)-Weg (s)-Diagramm eines Be- und Entlastungsversuches. Der Umkehrpunkt zwischen Be- und Entlastung ist durch ein Kreuz markiert (X).

Während der Belastungsphase steigt die Kurve zunächst mit einer annähernd konstanten Steigung an. In diesem Bereich ist die Verformung elastisch und reversibel. Mit Erreichen der Streckgrenze setzt eine plastische irreversible Verformung ein. Die Steigung der Kurve wird im Verlauf kleiner, wobei darauf hingewiesen wird, dass bei einem ideal elastisch-plastischen Verhalten die Steigung schlagartig den Wert null einnimmt. Bei Entlastung der Probe stellt sich der Anteil der elastischen Verformung zurück und der plastische Anteil der Verformung bleibt bestehen. Am Ende der Entlastungsphase nimmt die Kraft den Wert null wieder an. Das Ausmaß der plastischen Verformung kann am Schnittpunkt der Kurve mit der Abszisse abgelesen werden.

Viskosität beschreibt das Fließverhalten beziehungsweise die Zähflüssigkeit eines Körpers. Hierbei führen innere Kräfte, die einer äußeren Kraft entgegenwirken, zu einer Dämpfung der Bewegung. Diese Dämpfung ist abhängig von der Geschwindigkeit und bedeutet, dass zum Beispiel eine schnell einwirkende Kraft stärker gedämpft wird als eine langsam einwirkende Kraft. Ein linear viskoses Material verhält sich analog zu Abbildung 3.9, wobei auf der Abszisse die Geschwindigkeit aufgetragen ist.

3.3.2 3-Punkt-Biegeversuche

Zur Bestimmung der Materialeigenschaften werden innerhalb der Zahnmedizin üblicherweise 3-Punkt-Biegeversuche durchgeführt[77, 111, 114, 151]. Bei dieser Materialprüfung wird eine Probe bis zum Versagen (Bruch) belastet.

Der Aufbau des 3-Punkt-Biegeversuches ist in Abbildung 3.13 schematisch dargestellt. Die Probe wird dabei über zwei Auflager in die Prüfmaschine eingespannt, wobei der Auflagerabstand variiert werden kann. Ein dritter Kontaktpunkt entsteht durch die Finne, die sich am Ende der beweglichen Traverse befindet.

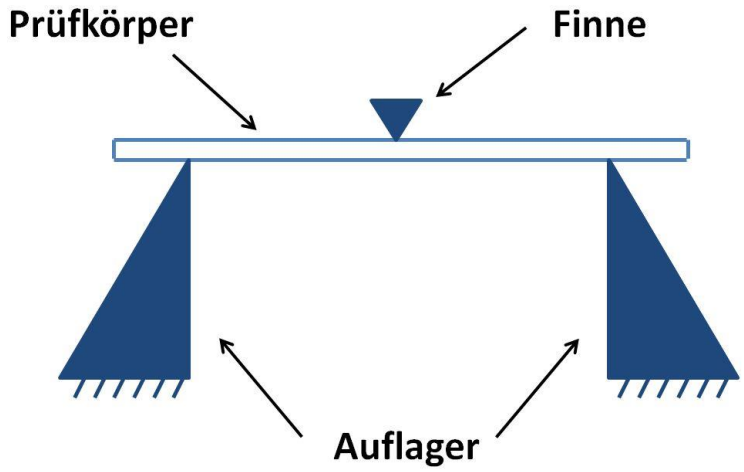


Abb. 3.13 3-Punkt-Biegeversuch ohne Belastung.

Während der Versuchsdurchführung wird die Finne mit einer definierten konstanten Geschwindigkeit vorgeschoben, wodurch die Probe belastet wird. Schematisch ist dieser Belastungszustand in Abbildung 3.14 dargestellt.

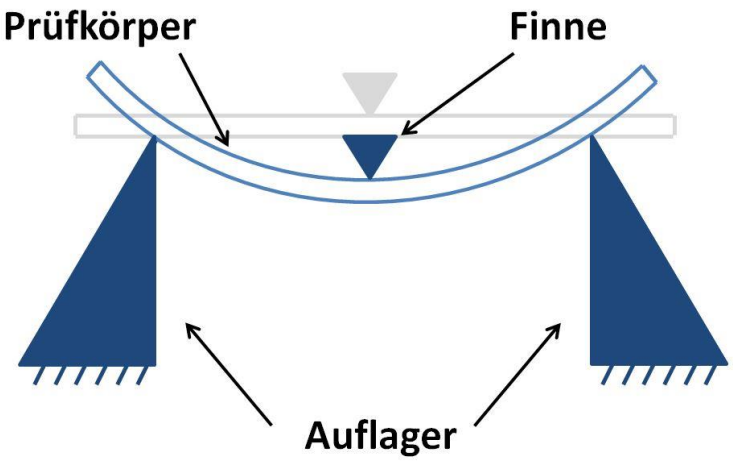


Abb. 3.14 3-Punkt-Biegeversuch mit Belastung. Die Ausgangspositionen von Prüfkörper und Finne aus Abb. 3.13 sind in grau dargestellt.

Die Prüfkörper haben im zahnärztlichen Bereich nach der internationalen Norm EN ISO 10477:2004[32] für polymerbasierte Kronen- und Brückenkunststoffe üblicherweise eine Geometrie von 2 mm x 2 mm x 25 mm. Die Traversengeschwindigkeit beträgt dabei 1 mm/min. Während der Versuchsdurchführung werden der zurückgelegte Weg der Finne und die auftretende Kraft aufgezeichnet und in einem Kraft-Weg-Diagramm (Abb. 3.9) dargestellt. Dadurch können der E-Modul und die Biegefestigkeit bestimmt werden.

Häufig wird mit 3-Punkt-Biegeversuchen die maximale Kraft beim Eintreten des Versagens, im Folgenden Bruchkraft genannt, gemessen. Aus der Bruchkraft F_{max} kann über die unten stehende Gleichung (Formel 3.4) die Biegefestigkeit *BF* berechnet werden[97]. Dabei steht *l* für den Auflagerabstand, *b* für die Breite und *h* für die Höhe der Probe

$$BF = \frac{3 \cdot F_{max} \cdot l^2}{2 \cdot b \cdot h^2}$$

Formel 3.4 Berechnung der Biegefestigkeit. Hierbei ist F_{max} die Bruchkraft, *l* der Auflagerabstand, *b* die Breite und *h* die Höhe des Prüfkörpers

3.3.3 Dynamisch Mechanisch Thermische Analyse (DMTA)

Die Dynamisch Mechanisch Thermische Analyse (DMTA) ist ein weit verbreitetes Prüfverfahren, um physikalische Eigenschaften von Polymerwerkstoffen zu bestimmen[146]. Hierbei kann insbesondere das viskoelastische Verhalten des jeweiligen Materials untersucht werden[88, 150]. Die Probe wird durch eine sinusförmige Schwingung mit einer definierten Frequenz angeregt und das dadurch hervorgerufene Materialverhalten unter einer kontinuierlichen Temperaturänderung aufgezeichnet[88, 146]. Dabei werden ein Speichermodul und ein Verlustmodul gemessen. Bei dem Speichermodul handelt es sich um den Anteil, der durch die Belastung im Material elastisch erhalten wird. Das Verlustmodul entspricht dem durch die Viskosität dissipierten Anteil. Beide Moduln ermöglichen eine vollständige viskoelastische Materialcharakterisierung[146]. Im Bereich der Zahnmedizin wurde die DMTA bereits mehrfach bei Untersuchungen zur Bestimmung dieser oben genannten Materialeigenschaften von dentalen Biomaterialien verwendet[88, 111, 124].

3.3.4 Digitale Bildkorrelation

Zur Messung der lokalen Dehnungen an einer Bauteiloberfläche kann die digitale Bildkorrelation (Digital Image Correlation, kurz DIC) verwendet werden. Dabei handelt es sich um ein zerstörungsfreies optisches Verfahren. Die DIC kann zwei- oder dreidimensional erfolgen. Je nach Methode werden die erforderlichen Informationen durch eine bzw. zwei Digitalkameras mit hoher Auflösung aufgezeichnet. Für die Auswertung ist ein feines Schwarzweißmuster auf der Probe notwendig. Für jeden Pixel wird ein Grauwert erhalten. Hierdurch können von der Software Facetten erkannt, die Abstände zwischen diesen gemessen und aus deren Änderungen die Dehnungen berechnet werden. Vereinfacht kann dies anhand der Abbildungen 3.15 und 3.16 anschaulich dargestellt werden[158]. Die lineare Dehnung nach Gleichung 3.3 beträgt in diesem Fall $\varepsilon = \Delta x / x_0$.

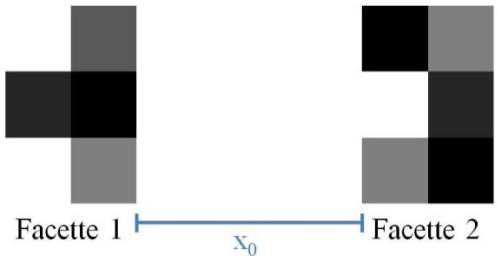


Abb. 3.15 Abstand zweier Facetten (Facette 1 und 2) vor der Dehnung (x_0)

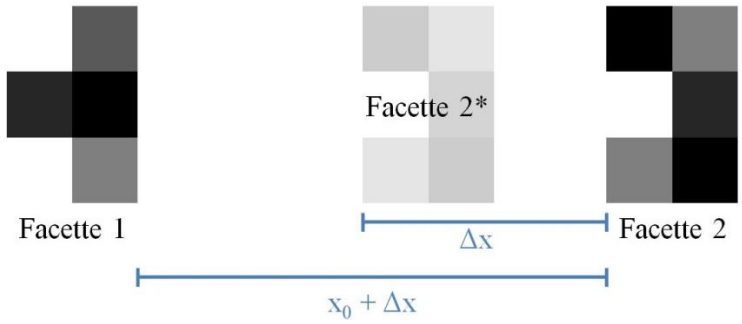


Abb. 3.16 Abstand zweier Facetten (Facette 1 und 2) nach der Verformung ($x_0 + \Delta x$). Die ursprüngliche Lage der Facette 2 ist mit „Facette 2*“ bezeichnet. Δx beschreibt die Verformungsänderung zwischen beiden Facetten.

3.4 Physiologische Rahmenbedingungen

3.4.1 Kaugeschwindigkeit

Als Kaugeschwindigkeit können die Kauzyklen pro Zeit oder die tatsächliche Geschwindigkeit, mit denen die beiden Zahnreihen aufeinandertreffen, definiert werden. Die Kaugeschwindigkeit wurde bereits in zahlreichen Studien gemessen und wird üblicherweise in der Einheit Millimeter pro Sekunde angegeben. Zur Übersichtlichkeit sind die Ergebnisse dieser Studien in Tabelle 3.2 dargestellt.

Tab. 3.2 Studien zur Kaugeschwindigkeit

Autor	**Kaugeschwindigkeit [mm/s]**
Gawriołek et al.[44]	225 ± 55
Pinheiro Junior et al.[102]	217,79[a]
UESUGI und SHIGA[130]	175,2 ± 50,9
Plesh et al.[103]	150-204
KOMINO und SHIGA[76]	141[a]
Jones et al.[14]	135
Rudd et al.[14]	123[a]
Komagamine et al.[75]	119,56 ± 31,93
Yoshida et al.[154]	115,3 ± 34,4
Vilanova et al.[134]	109,65[a]
Yashiro et al.[152]	100
Leplay et al.[81]	91,35[a]
Throckmorton et al.[125]	71,0 ± 2,7
AHLGREN[14]	69,5[a]
Hugger et al.[60]	87,5[a]

[a] Mittelwert aus verschiedenen Testreihen

Der Mittelwert der aufgelisteten Geschwindigkeiten aus Tabelle 3.2 beträgt zirka 130 mm/s.

3.4.2 Temperatur in der Mundhöhle

In den Studien von Nelsen et al.[96], Peterson et al.[100] und Michailesco et al.[93] wurden jeweils die durch unterschiedlich temperierte Nahrungsmittel ausgelösten Temperaturschwankungen in der Mundhöhle gemessen. Die gemessenen minimalen und maximalen Werte lagen zwischen 9°C und 52°C[96], 15°C und 45°C[100] und zwischen

18,9°C und 48,4°C[93]. Die Mittelwerte dieser drei Studien ergeben einen Bereich zwischen 14,3°C und 48,5°C und damit einen Temperaturunterschied in Höhe von 34,2°C.

3.5 Beurteilungskriterien zur Langzeitstabilität dentaler Biomaterialien

Zur Überprüfung der Stabilität von dentalen Biomaterialien, die bei festsitzenden Versorgungen (z. B. Kronen- und Brückenversorgungen) verwendet werden, können experimentelle Versuche oder numerische Berechnungen genutzt werden. Letztgenannte numerische Verfahren gewinnen in jüngster Zeit immer mehr an Bedeutung[91, 122, 138]. Spezielle Berechnungsprogramme ermöglichen dem Anwender beispielsweise die Simulation einer Brücke unter Belastung. Im Zuge der Simulation können so Spannungen und Dehnungen in dem jeweiligen Bauteil (z. B. Brücke) berechnet und analysiert werden. Die Analyse ist dabei rein digital und kann bereits vor der Fertigung des Bauteils durchgeführt werden. Daraus ergeben sich zwei wesentliche Vorteile. Zum einen können schon vor der Produktion des Bauteils Erkenntnisse über die zu erwartende Stabilität in der Konstruktion berücksichtigt werden. Zum anderen kann im Idealfall auf zeit- und kostenintensive experimentelle Versuchsreihen verzichtet werden.

3.5.1 Experimentelle Verfahren

Ein häufig verwendetes Beurteilungskriterium für die Stabilität ist die Bruchkraft[8, 38, 49]. Hierbei wird zum Beispiel eine Brücke in einer Universalprüfmaschine einer quasistatischen Belastung unterzogen. Der Versuch ähnelt dem des 3-Punkt-Biegeversuches, weshalb dieser Versuch auch gelegentlich in der Literatur 3-Punkt-Biegeversuch genannt wird[8, 136]. Dies ist jedoch nicht zutreffend, da die Brücke auf Stümpfen gelagert ist und hier ein Vielpunktkontakt vorliegt. Des Weiteren sind die Prüfkörper in zwei Studien[38, 54] an ihren Enden auf den Stümpfen zementiert. Freibewegliche Enden des Prüfkörpers, wie es im klassischen 3-Punkt-Biegeversuch der Fall ist, liegen somit nicht vor. Die Traversengeschwindigkeit beträgt je nach Material und Norm üblicherweise 0,5 oder 1 mm/min. Dabei wird die Brücke bis zum Versagen (Bruch) belastet. Der höchste gemessene Kraftwert gibt die Bruchkraft an, die von der Geometrie des Bauteils abhängt. Die gemessene Bruchkraft kann mit den physiologisch auftretenden Kaukräften, zirka 200 N im Frontzahnbereich und etwa 300 N im Seitenzahnbereich, verglichen werden[39, 55].

Oben genannter Materialversuch entspricht allerdings nur der einmaligen Belastung bis zum Versagen. Um reale Bedingungen mit zyklischen Belastungen und geringeren Kräften, wie es beim Kauen der Fall ist, zu simulieren, können Kausimulatoren verwendet werden. Dabei soll der Einfluss der zyklischen Belastung auf eine mögliche Ermüdung des Materials untersucht werden. Zusätzlich kann eine künstliche Alterung des Materials durch ein sogenanntes Thermocycling vorgenommen werden. Beim Thermocycling wird ein Probekörper abwechselnd in zwei mit Wasser gefüllte Behälter unterschiedlicher Temperatur getaucht. An der Apparatur können die beiden Temperaturen, die Verweildauer, die Pause zwischen dem Umsetzen vom einen in den anderen Behälter, sowie die Zyklenzahl eingestellt werden. Meist liegen dabei die Temperaturen zwischen 5 und 55°C und die Zyklenzahl zwischen 1251 und 10000[95]. Im Anschluss an die Kausimulation wird die Probe dann ebenfalls, wie oben beschrieben, in einer Universalprüfmaschine belastet und die Bruchkraft bestimmt[113].

3.5.2 Numerische Verfahren zur Berechnung der Spannungsverteilung

Es gibt verschiedene numerische Verfahren. Üblicherweise wird ein reales Problem durch ein mathematisches Gleichungssystem beschrieben, das aus Integral- oder Differenzialgleichungen besteht. In den letzten Jahrzehnten wurde die Finite-Elemente-Methode (FEM) am häufigsten verwendet[138]. In der vorliegenden Studie wurde ebenfalls die FEM verwendet, weshalb im folgenden Kapitel ausschließlich auf die FEM eingegangen wird.

3.6 Finite-Elemente-Methode (FEM)

In diesem Kapitel sollen zunächst die Historie und anschließend die Methode selbst genauer erläutert werden. Es folgt eine Auswahl über bisherige Anwendungen der FEM in der Zahnmedizin. Im letzten Teil dieses Abschnittes wird ein Überblick über die FEM-Berechnungsprogramme selbst gegeben.

3.6.1 Anfänge der FEM

Nach MATHIAK[91] ist die FEM aus der zu Beginn des 20. Jahrhunderts entwickelten Deformationsmethode hervorgegangen. Beiden Verfahren ist gemeinsam, dass die zu berechnenden Unbekannten Verformungsgrößen sind, genauer gesagt Verschiebungs- und Verdrehungsgrößen. Bis in die 1950er Jahre war die Lösung der Gleichungssysteme nur auf manuellem Weg durchführbar, weshalb die FEM bis zu dieser Zeit nur mit großen Einschränkungen einsetzbar war. Mit Aufkommen der

Computertechnologie konnten nicht nur das Lösen der Gleichungssysteme, sondern auch das Verfahren selbst weitgehend automatisiert werden[91].

Zu Beginn konnten aufgrund der nicht ausreichenden Rechenkapazität nur zweidimensionale Modelle berechnet werden. Diese Berechnungen wurden dem tatsächlichen Verhalten und der Spannungsverteilung in dreidimensionalen Objekten nur in Ansätzen gerecht. Seitdem wurde die FEM kontinuierlich weiterentwickelt. Mit zunehmendem Entwicklungsstand und stetig steigender Rechenkapazität wurden später auch dreidimensionale Modelle und kompliziertere physikalische Fragstellungen berechnet[54, 91, 122, 138].

Erste Anwendungen der FEM wurden innerhalb der Luft- und Raumfahrt durchgeführt[45, 54, 91]. Eine frühe Arbeit zu diesem Thema wurde von Turner et al.[129] im Jahr 1956 veröffentlicht. In seiner Arbeit wurde eine alternative Möglichkeit zur Untersuchung der Steifigkeit und der Verformung von Flugzeugflügeln gesucht.

Die älteste Veröffentlichung unter dem Namen FEM ist nach Knop et al.[74] von Ray Clough[27] aus dem Jahr 1960 mit dem Titel „The Finite Element Method in Plane Stress Analysis“.

3.6.2 Grundlagen FEM

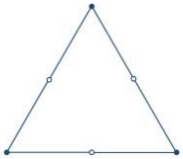
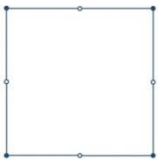
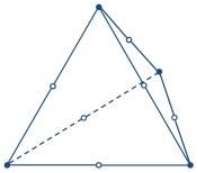
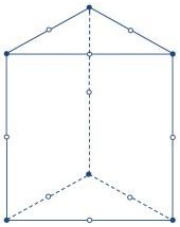
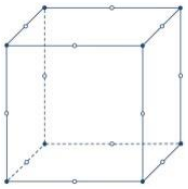
Die Finite-Elemente-Methode ist ein numerisches Berechnungsverfahren mit dessen Hilfe unter anderem die Spannungsverteilungen in Bauteilen berechnet werden können. Hierzu wird das meist dreidimensionale Objekt mit unter Umständen komplizierter Geometrie in eine Vielzahl endlich kleiner Elemente aufgeteilt.

Bei der FEM handelt es sich um ein mathematisches Näherungsverfahren, bei dem die errechneten Ergebnisse anschließend durch den Anwender interpretiert werden müssen[54, 91]. Bei unzureichender Erfahrung des Anwenders kann es dadurch zu Fehlinterpretationen der Ergebnisse kommen[54]. Häufig wird bei einer Untersuchung der Spannungsverteilung auch von Finiter-Elemente-Analyse (FEA) gesprochen[2, 69, 149].

Es gibt verschiedene Formen von finiten Elementen. Je nach Problemstellung können diese ein-, zwei oder dreidimensional sein. In Tabelle 3.3 sind verschiedene Elementtypen aufgelistet. Die Ansatzfunktionen für die Elemente sind in der Regel linear oder quadratisch. Bei den linearen Elementen befinden sich nur Knoten an den Enden, beziehungsweise an den Ecken (Tab. 3.3: ausgefüllte Knoten). Bei den quadratischen sind zusätzliche Knoten (Tab. 3.3: nicht ausgefüllte Knoten) dazwischen

definiert. Für jeden Knoten werden Freiheitsgrade festgelegt, welche die mechanischen Eigenschaften widerspiegeln. Die Anzahl an Freiheitsgraden kann zwischen null und sechs liegen. Dabei handelt es sich um drei Verformungs- und drei Verdrehungsfreiheitsgrade[138].

Tab. 3.3 Übersicht über die Elementtypen

1-D-Elemente • Stab- und Balkenelemente	
2-D-Elemente • Scheiben- und Plattenelemente (ohne Krümmung) • Schalenelemente (mit Krümmung)	 
3-D-Elemente • Tetraederelement • Pentaederelement • Hexaederelement	  

Die Netzgenerierung, das Definieren der Elemente, Knoten und Randbedingungen werden als Diskretisierung bezeichnet[45]. Der Begriff „Diskretisierung“ wird verwendet, weil das Gleichungssystem nur eine Lösung an diskreten Punkten, den Knoten, ermöglicht[138]. Alle Informationen aus der Diskretisierung sowie die

Materialeigenschaften werden in das FEM-Berechnungsprogramm importiert und können dann durch dieses zu einem Gleichungssystem zusammengesetzt werden[138].

Die FEM kann in lineare und nichtlineare FEM unterteilt werden. Es gibt drei Möglichkeiten an Nichtlinearitäten, die Kontakt- und Materialnichtlinearität und geometrische Nichtlinearitäten. Alle drei können mit der linearen FEM nicht berechnet werden. Die Materialnichtlinearität wurde in Kapitel 3.3.1 bereits beschrieben. Bei der linearen FEM wird grundsätzlich nur mit einem linear-elastischen Materialverhalten gerechnet. Somit stellt die lineare FEM eine einfachere Berechnung im Vergleich zur nichtlinearen FEM mit deutlich geringerem Rechenaufwand dar[139].

Kontaktnichtlinearität

Eine Kontaktnichtlinearität entsteht, wenn sich zwei Körper aufeinander zu bewegen und es nach dem initialen Kontakt zu einer Verformung von einem oder von beiden Körpern kommt. Durch die Verformung der Körper ändert sich die Kontaktfläche. Diese müsste daher fortlaufend neu berechnet werden. Am einfachen Beispiel zweier Federn (Abb. 3.17 links) kann dieser Vorgang und dessen Einfluss auf das Kraft-Weg-Diagramm (Abb. 3.17 rechts) gezeigt werden. Trotz zweier linearer Komponenten ergibt sich ein nichtlinearer Gesamtverlauf.

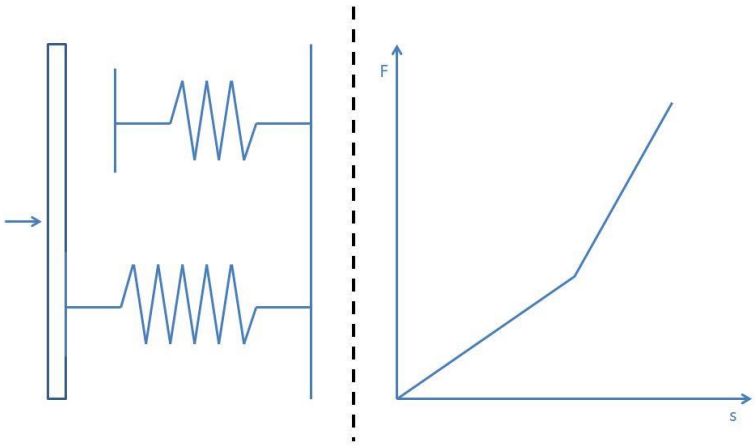


Abb. 3.17 Kontaktnichtlinearität durch zwei Federn (links) und das dazugehörige Kraft (F)-Weg (s)-Diagramm (rechts)

Geometrische Nichtlinearitäten

Bei großen Rotationen, großen Verzerrungen oder durch nicht richtungstreue Lasten entstehen nichtlineare Zusammenhänge. Für das Beispiel der Rotation muss die

Winkelfunktion berücksichtigt werden, da bei Verschiebungen um größere Winkel nicht mehr vereinfachend sin $\varphi \approx \varphi$ und cos $\varphi \approx 1$ angenommen werden kann[138].

3.6.3 Anwendung der FEM in der Zahnmedizin

Nach Geng et al.[45] hielt die FEM durch Weinstein et al.[144] im Jahr 1976 Einzug in die Implantologie. Anschließend wurde die FEM auch in den Bereichen der prothetischen, konservierenden, parodontologischen, endodontischen und kieferorthopädischen Zahnheilkunde erfolgreich eingesetzt. Es wurden beispielsweise die Spannungsverteilungen im Alveolarknochen oder im Zahnhalteapparat (Parodontales Ligament) in mehreren Studien untersucht[2, 56, 65, 106]. Andere Studien analysierten die Spannungsverteilungen in verschieden Arten von Zahnersatz (Kronen, Brücken und Stiften)[19, 24, 34, 69, 128]. Yokoyama et al.[153] und Wimmer et al.[149] nutzten die FEM zur Bestimmung des Einflusses des Befestigungsmaterials auf die Spannungsverteilung in einer Marylandbrücke, beziehungsweise in einer dreigliedrigen Zirkonbrücke.

Im Bereich der Kieferorthopädie verwendeten Knop et al.[74] die FEM, um die Spannungsverteilungen in der kieferorthopädischen Apparatur selbst, in dem Zahn und in dem Zahnhalteapparat sowie im Alveolarknochen zu berechnen. Ziel war es, eine Aussage zur idealen Positionierung der kieferorthopädischen Apparatur und zur Gefahr von möglicherweise auftretenden Wurzelresorptionen zu treffen.

In der konservierenden Zahnheilkunde bestimmten Jin et al.[64] die Scher- und Zugspannung von Kompositen, Holberg et al.[58] den Einfluss der Dicke auf das Frakturrisiko von Keramikinlays, Carrera et al.[25] die Haftwerte zwischen Komposit und Dentin, Rodrigues et al.[107] den Zusammenhang von Schrumpfspannung und C-Faktor und Vukicevic et al.[137] den Einfluss von verschiedenen Kaubelastungen und Zahnbehandlungen auf das Ermüdungsverhalten des Dentins.

In der Endodontologie untersuchte Zelic et al.[157] den Einfluss der Zugangskavität auf das Frakturrisiko von Zähnen und Brito-Junior et al.[21] die Haftfestigkeit von Wurzelkanalfüllungen.

3.6.4 Anwendung der nichtlinearen FEM (NLFEM) in der Zahnmedizin

Innerhalb der Zahnmedizin liegen nur wenige Untersuchungen vor, die die NLFEM verwendeten. In der Studie von Wimmer et al.[149] wird zum Beispiel darauf hingewiesen, dass sich bestimmte Parameter nichtlinear verhalten, diese aber im Sinne der Vereinfachung als linear angenommen werden. Um eine NLFEM-Simulation

durchführen zu können, sind im Vorfeld aufwendige Materialuntersuchungen notwendig[139]. Vereinzelt finden sich Studien, bei denen Materialeigenschaften, wie etwa das nichtlineare Materialverhalten des Parodontalen Ligamentes, bestimmt und eine NLFEM-Simulation durchgeführt wurde[56]. Bei dem überwiegenden Teil der Studien, die unter dem Suchbegriff „Nichtlineare Finite-Elemente-Methode“ zu finden sind, handelt es sich um Studien, bei denen die Materialeigenschaften als linear angenommen und lediglich der Kontakt als Nichtlinearität betrachtet wurde[22, 28, 30, 85, 117, 118, 126].

3.6.5 FEM – Berechnungsprogramme

Bei der FEM werden üblicherweise drei Programme verwendet. Es handelt sich dabei um einen Präprozessor, das FEM-Berechnungsprogramm selbst und um einen Postprozessor. Für die ersten Arbeitsschritte, also die Modell- beziehungsweise Netzgenerierung, die Zuweisung der Randbedingungen und Materialeigenschaften wird der Präprozessor verwendet. Anschließend können diese Informationen aus dem Präprozessor in Form einer für das FEM-Berechnungsprogramm zugänglichen Datei ausgegeben werden. Das FEM-Berechnungsprogramm baut daraus ein Gleichungssystem auf und kann dieses lösen. Der Postprozessor dient dem Anwender als Analysetool[138].

Zur Übersicht über diese grundlegenden Arbeitsschritte dient die Abbildung 3.18 nach WAGNER[138]:

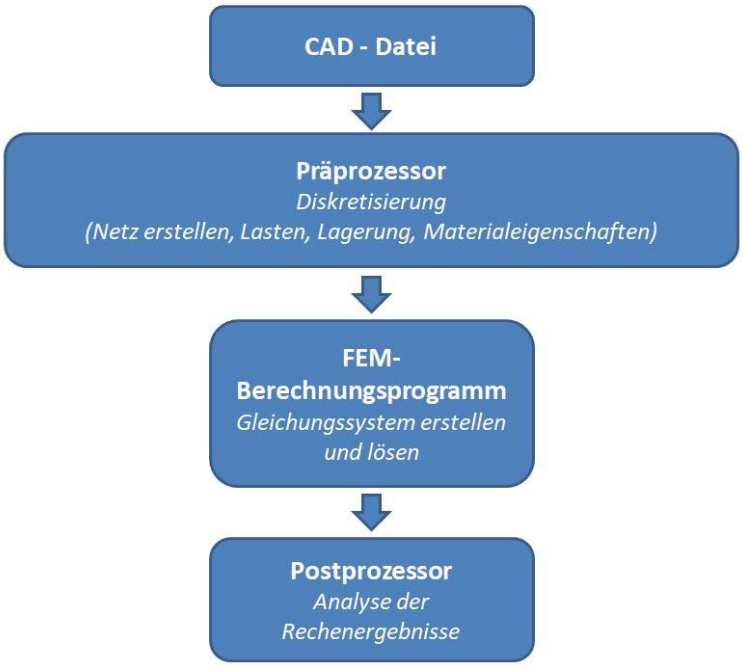


Abb. 3.18 Arbeitsschritte bei der Finiten-Elemente-Methode

Die auf dem Markt erhältliche Auswahl an FEM-Berechnungsprogrammen ist vielfältig. An dieser Stelle werden hier nur häufig eingesetzte Programme (Tab. 3.4) aufgelistet, die bereits im dentalen Bereich Anwendung fanden[138]. Näher soll anschließend nur auf das in der vorliegenden Studie verwendete FEM-Berechnungsprogramm *LS-DYNA* eingegangen werden.

Tab. 3.4 FEM-Berechnungsprogramme

Produktname	Hersteller	Anwendung in Studien
ABAQUS	Dassault Systèmes (Vélizy-Villacoublay, Frankreich)	25, 34, 64, 94, 159
ANSYS	ANSYS Inc. (Canonsburg, PA)	2, 10, 140, 149, 153
LS-DYNA	Livermore Software Technology Corporation (Livermore, CA)	42, 101, 142
Marc	MSC Software Corporation (Newport Beach, CA)	17, 119, 155
Nastran	Verschiedene	11, 92, 133

LS-DYNA

LS-DYNA (Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA) ist ein FEM-Berechnungsprogramm, das auf den gängigen Betriebssystemen Unix, Windows und Linux anwendbar ist. Es eignet sich zur Simulation von hochgradig nichtlinearen Ausgangssituationen. Die drei oben genannten Nichtlinearitäten durch den Kontakt, die Materialeigenschaften oder große Deformationen sind mit *LS-DYNA* simulierbar. Des Weiteren wurden Algorithmen für zahlreiche Materialmodelle in *LS-DYNA* integriert. Exemplarisch seien hier nur elastische, linear viskoelastische, isotrop elasto-plastische oder anisotrop plastische Materialmodelle genannt. Anwendung findet *LS-DYNA* unter anderem in der Automobilindustrie. Als konkretes Beispiel aus diesem Bereich sei an dieser Stelle nur die komplexe Crash-Test-Simulation genannt[36, 37, 87].

4 Material und Methode

Im folgenden Kapitel werden zunächst die Herstellung der Prüfkörper und die Versuche zur Materialcharakterisierung beschrieben. Anschließend werden der Versuchsaufbau der Simulation auf Grundlage der Finite-Elemente-Methode, als auch der des Validierungsversuches detailliert erläutert.

4.1 Methodik

In der vorliegenden in-vitro Studie wurden zunächst zur Materialcharakterisierung des zu prüfenden Materials *Telio CAD* 91 Prüfkörper in Form von Biegestäben hergestellt und in drei Versuchsanordnungen einer dynamischen, einer quasistatischen und einer Dynamisch Mechanisch Thermischen Analyse unterzogen. Es folgten Druckversuche zur Bestimmung des E-Moduls des Befestigungszementes. Unter Verwendung der, in den oben genannten Versuchen bestimmten, mechanischen und physikalischen Materialeigenschaften wurde eine klinisch nahe Situation einer dreigliedrigen Brücke digital konstruiert und die Belastung mit zwei verschiedenen Prüfgeschwindigkeiten mit Hilfe des FEM-Berechnungsprogramm *LS-DYNA* (DYNAmore GmbH, Stuttgart-Vaihingen, Deutschland) simuliert. Zur Validierung der Simulationsergebnisse erfolgte abschließend die Versuchsdurchführung mit identischem Versuchsaufbau unter realen in-vitro Bedingungen in den Laboren der Justus-Liebig-Universität Gießen und der Technischen Hochschule Mittelhessen.

Das gesamte Versuchsdesign wurde durch den Verfasser im Rahmen des hier vorliegenden Dissertationsprojektes entwickelt. Versuche, soweit sie im Werkstoffkundelabor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik durchgeführt wurden, erfolgten durch den Verfasser allein. Bei den Realversuchen, die an der THM durchgeführt wurden, erfolgte die Versuchsdurchführung durch den Verfasser in Kooperation mit Mitarbeitern der THM. Die virtuelle FEM-Simulation wurde von Herrn Peer Schrader, M. Sc. mit Unterstützung durch den Verfasser programmiert. Die hier vorgestellte Ergebnisauswertung (Kap. 5) und Diskussion (Kap. 6) erfolgte durch den Verfasser.

Zur Übersichtlichkeit ist die Methodik in Abbildung 4.1 dargestellt.

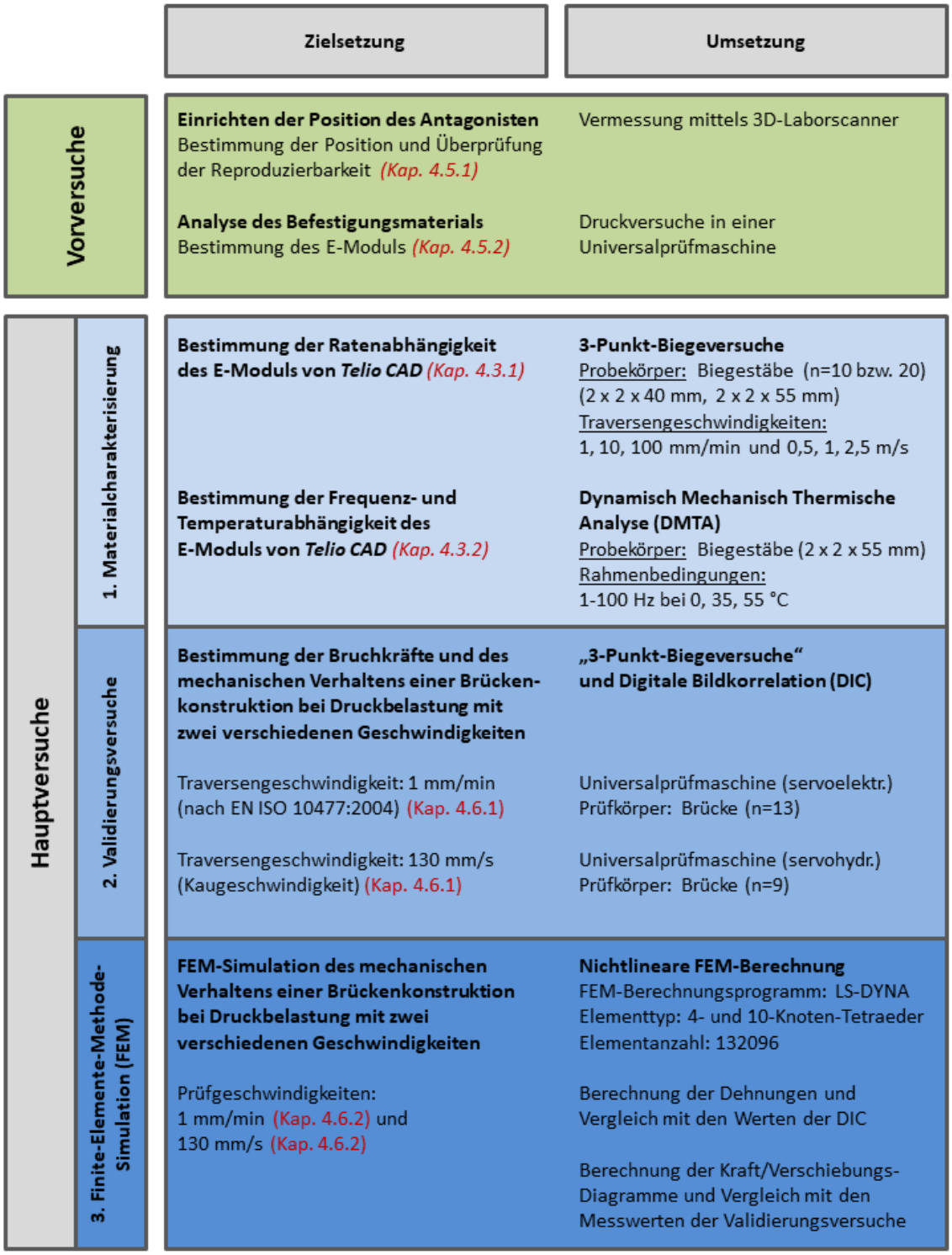


Abb. 4.1 Methodikübersicht

4.2 Prüfkörperherstellung

4.2.1 Herstellung der Biegestäbe

In Anlehnung an die internationale Norm EN ISO 10477:2004 für polymerbasierte Kronen- und Brückenkunststoffe[32] wurde ein Querschnitt von 2 mm x 2 mm für die Probekörper gewählt. Die in den Versuchen verwendeten Biegestäbe (Abb. 4.2) waren 40 mm und 55 mm lang. Die Herstellung der Biegestäbe erfolgte aus *Telio CAD LT A3/B55* (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) Blöcken mit den Abmessungen 54,91 mm x 19,40 mm x 15,54 mm. Zunächst wurde ein perforierter Aluminiumblock an den *Telio CAD* Blöcken befestigt. Anschließend wurde die größere Fläche mittels eines Aluminiumoxidpulverstrahls mit einer Körnung von 100 µm bei einem Druck von 2 bar gestrahlt (*Basic quattro*; Renfert, Hilzingen, Deutschland), die Oberfläche mit *Telio Activator* (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Fürstentum Lichtenstein) nach Herstellerangaben benetzt und der perforierte Aluminiumblock mit *Protemp 4* (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) befestigt. Nachfolgend wurde der *Telio CAD* Block in die Präzisionssäge *IsoMet 1000* (Buehler Germany, Esslingen am Neckar, Deutschland) (Abb. 4.3) eingespannt und in Scheiben mit einer Schichtstärke von 2 mm geschnitten. Zur Stabilitätsoptimierung wurden diese Scheiben zwischen zwei Aluminiumbefestigungen in die Halterung der Präzisionssäge eingespannt. Alle Sägevorgänge erfolgten unter Wasserkühlung. Anschließend wurden die Stäbchen auf die gewählten Längen mit einer diamantierten Trennscheibe gekürzt. Zur Entfernung von Sägefahnen und zur finalen Optimierung von Höhe, Breite und Tiefe wurden die Prüfkörper mit Schleifpapier (P2500, Korngröße 8,4 µm (± 0,5 µm); Leco Corporation, Saint Joseph, MI) auf einer planen Granitplatte nass geschliffen. Die Genauigkeit der Biegestäbe wurde mit Hilfe einer Schieblehre des Models *NTD10-20C* (Mitutoyo Corporation, Kawasaki-shi, Japan) mit einer Messgenauigkeit von ± 0,02 mm überprüft.

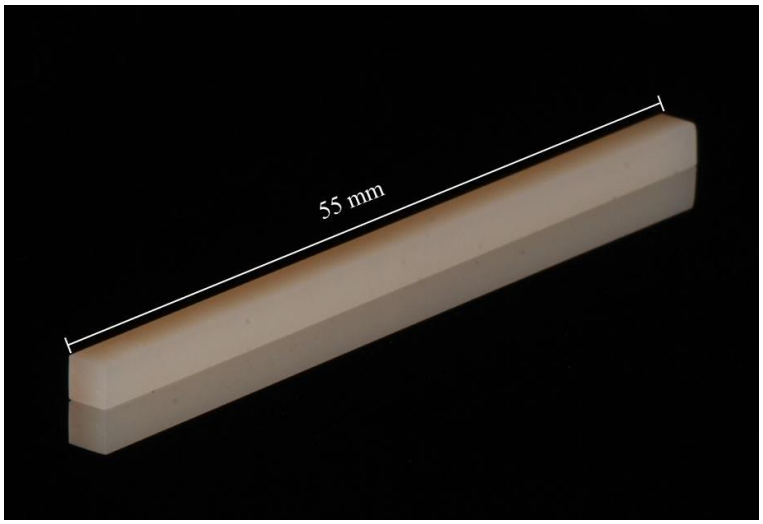


Abb. 4.2 Biegestab mit einer Länge von 55 mm. Die Breite und Höhe beträgt jeweils 2 mm.

Abb. 4.3 Präzisionssäge *IsoMet 1000*

4.3 Vorversuche zur Materialcharakterisierung von *Telio CAD*

4.3.1 3-Punkt-Biegeversuche

Es wurden 3-Punkt-Biegeversuche an zwei Prüfmaschinen bei unterschiedlichen Prüfgeschwindigkeiten durchgeführt. An der servoelektrischen Universalprüfmaschine *Inspect table 5* (Hegewald und Peschke Meß- und Prüftechnik GmbH, Nossen, Deutschland) (Abb. 4.4 und 4.5) wurden jeweils 20 Biegestäbe mit einer Länge von 40 mm bei Traversengeschwindigkeiten von 1, 10 und 100 mm/min untersucht. Die Finne hatte dabei einen Radius von 2 mm und der Auflagerabstand betrug 17 mm. Die Prüfgeschwindigkeiten 0,5, 1 und 2,5 m/s wurden mit der Pendelprüfmaschine *Impetus single pendulum* (4a engineering GmbH, Traboch, Österreich) (Abb. 4.6 und 4.7) getestet. Je Prüfgeschwindigkeit wurden 10 Biegestäbe mit einer Länge von 55 mm

verwendet. Der Auflagerabstand betrug hier 35 mm. In jeder Testmodalität erfolgte eine Belastung bis zur Fraktur.

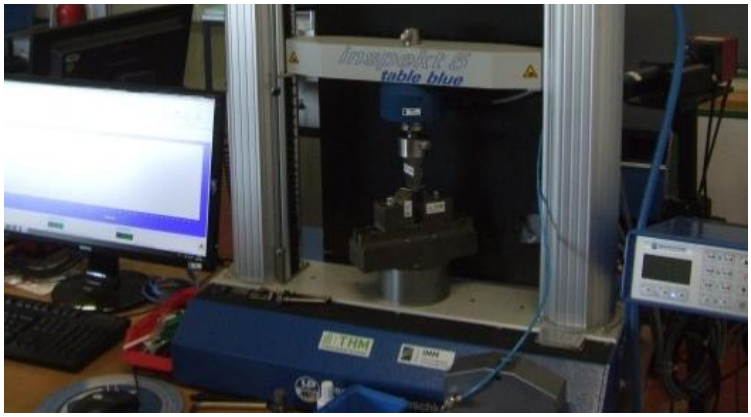


Abb. 4.4 Übersichtsaufnahme: Universalprüfmaschine Inspect table 5 mit Versuchsaufbau

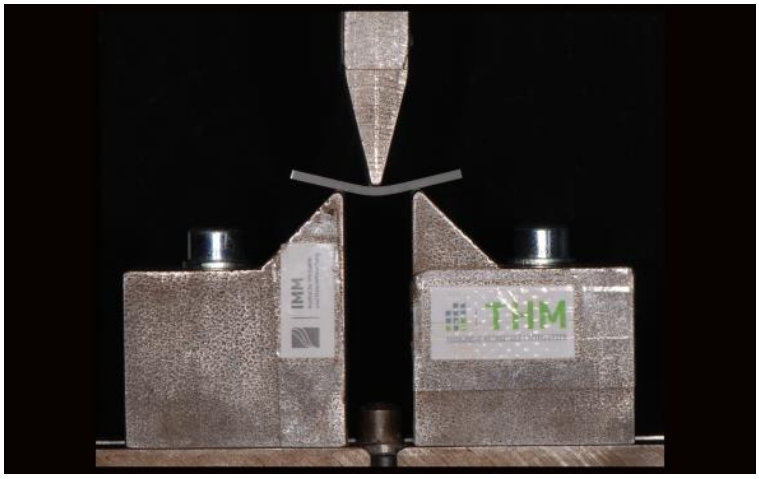


Abb. 4.5 Detailaufnahme: Biegestab im 3-Punkt-Biegeversuch

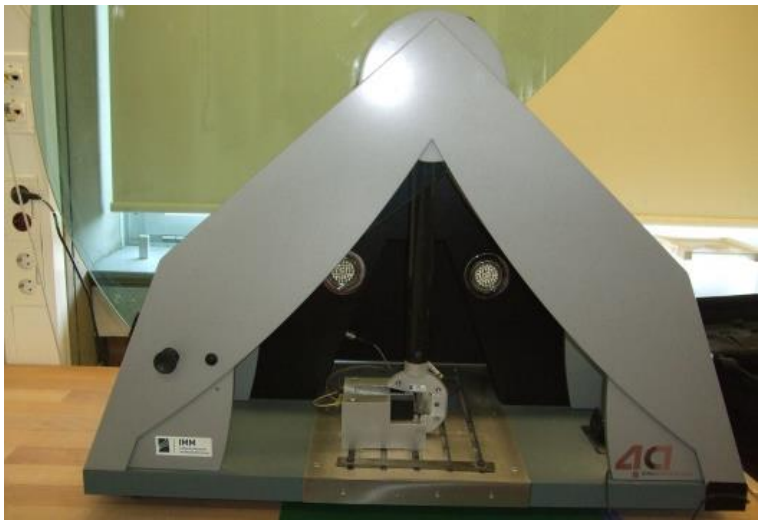


Abb. 4.6 Übersichtsaufnahme: Pendelprüfmaschine Impetus single pendulum mit Versuchsaufbau

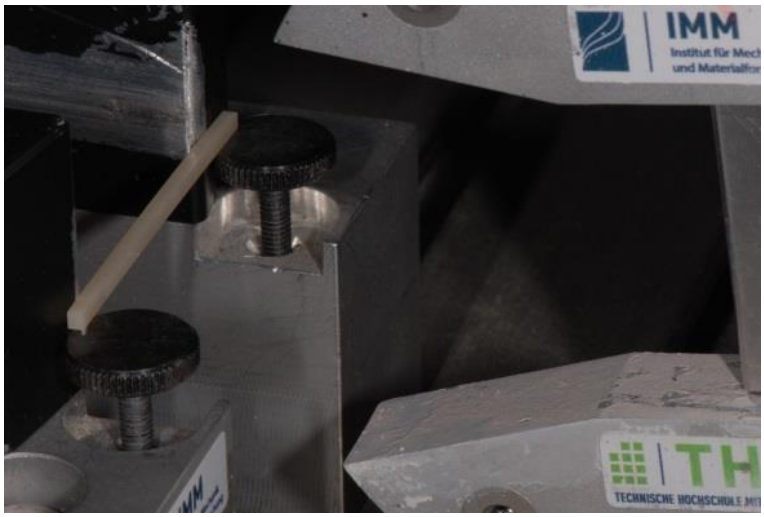


Abb. 4.7 Detailaufnahme: Biegestab im 3-Punkt-Biegeversuch mittels Pendelprüfmaschine

4.3.2 Dynamisch Mechanisch Thermische Analyse

Für die Dynamisch Mechanisch Thermische Analyse wurde ein Biegestab mit einer Probengeometrie von 2 mm x 2 mm x 55 mm gewählt. Als Prüfmaschine wurde die *DMA/SDTA 861* (Mettler Toledo GmbH, Greifensee, Schweiz) (Abb. 4.8) verwendet. Der Frequenzbereich lag zwischen 1 Hz und 100 Hz. Es wurden Versuche bei drei unterschiedlichen Temperaturen (0°C, 35°C und 55°C) durchgeführt.

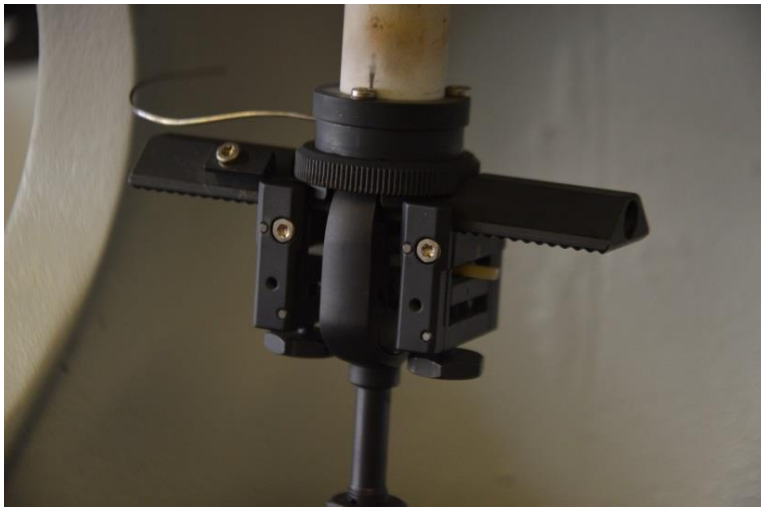


Abb. 4.8 Detailaufnahme: Biegestab während der DMTA

4.4 Herstellung von Halterung und Brücken

4.4.1 Herstellung der Halterung

Der STL-Datensatz der präparierten Pfeilerzähne wurde in eine Halterung, die zur Montage in der Prüfmaschine vorgesehen war, integriert und anschließend an ein externes Fräszentrum (millhouse GmbH, Hofheim-Wallau, Deutschland) übermittelt. Die Fertigung der Halterung (Abb. 4.9 und 4.10) erfolgte im Lasersinterverfahren.

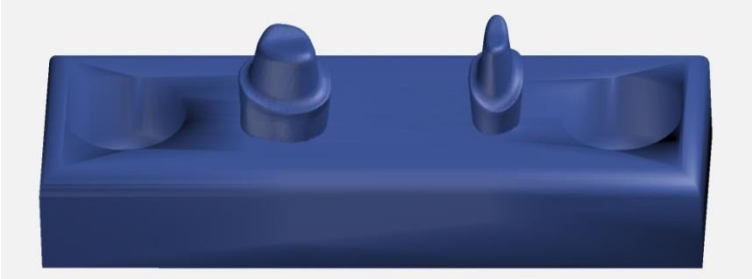


Abb. 4.9 CAD Datei der Halterung für die Validierungsversuche

Abb. 4.10 Halterung für die Validierungsversuche

4.4.2 Herstellung der Brücken

Auf Grundlage der STL-Datei der Stümpfe wurde eine dreigliedrige Brücke generiert und diese STL-Datei (Abb. 4.11, 4.12 und 4.13) ebenfalls an das oben genannte Fräszentrum übermittelt. Als Rohlinge zur Herstellung von 22 Brücken wurden *Telio CAD LT* Ronden (Farbe A3, Durchmesser 98,5 mm, Stärke 20 mm, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) (Abb. 4.14) verwendet. Nach entsprechender Positionierung in der 5-Achs-Fräsmaschine *Mikron HSM 400U LP* (GF Machining Solutions GmbH, Schorndorf, Deutschland) konnten aus jeder Ronde sechs Brücken aus dem

Außenbereich und vier aus dem Zentrum der Ronde herausgefräst werden (Abb. 4.14). Es folgte eine entsprechende Nummerierung und das manuelle Heraustrennen der Brücken.

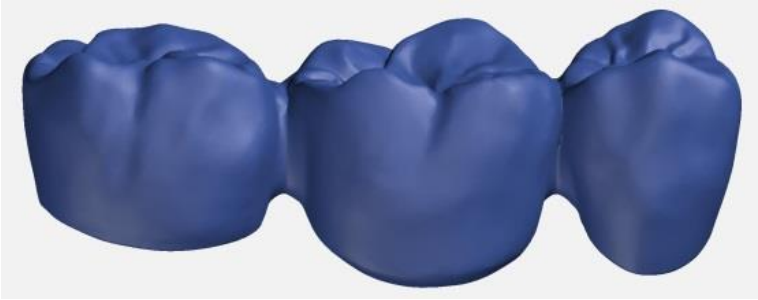


Abb. 4.11 CAD-Datei der Brücke (Ansicht von vestibulär)

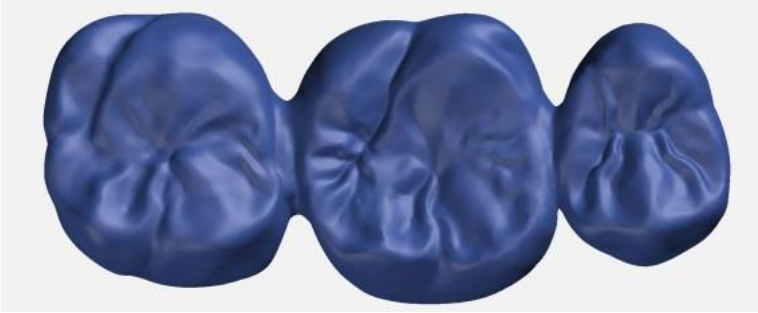


Abb. 4.12 CAD-Datei der Brücke (Ansicht von okklusal)

Abb. 4.13 CAD-Datei der Brücke (Ansicht von zervikal)

Abb. 4.14 ***Telio CAD LT A3*** **Ronde vor (links) und nach (rechts) dem Fräsvorgang. Die Brücken sind im Uhrzeigersinn von außen nach innen nummeriert**

4.5 Vorversuche zu den Rahmenbedingungen der Prüfung

4.5.1 Einrichten der Position des Antagonisten (Kugelposition)

Als Antagonist wurde eine Chromstahlkugel (Grade Klasse 5 nach DIN 5401:2002-08, maximale Abweichung von ± 5,63µm) mit einem Durchmesser von 7 mm verwendet. Bei den durchgeführten Validierungsversuchen war eine eins zu eins Übertragung von entscheidender Bedeutung. Das heißt, dass jedes einzelne Bauteil möglichst an exakt derselben Position wie in der FEM-Simulation positioniert werden sollte. So musste sichergestellt werden, dass die Lage der Kugel nicht nur möglichst genau der Kugelposition in der FEM-Simulation entsprach, sondern auch, dass diese Position reproduzierbar eingenommen werden konnte. Hierzu wurde die Halterung mit Referenzpunkten versehen und mit Hilfe einer Wasserwaage im *ATOS Core 45-Scanner* (GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland) waagerecht ausgerichtet. Ein hochgenauer Würfel mit den Abmessungen 10 x 10 x 10 mm wurde so auf der Halterung befestigt, dass drei Flächen gleichermaßen bei dem Scanvorgang erfasst werden konnten. Anschließend wurde die Kugel in die zentrale Fissur des Brückenzwischengliedes hineingerollt (Abb. 4.15). Zur optimierten Scanbarkeit wurde die Brücke mitsamt der Kugel mit einem Titandioxidpulver *3M™ High-Resolution Scanning Spray Powder* (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) bepudert. Es folgten 20 Scans jeweils nach Neupositionierung der Kugel und 20 Scans bei denen die Kugel nicht neupositioniert wurde. Jeder einzelne dieser insgesamt 40 Scans bestand aus jeweils zehn Scanvorgängen, die zu einer Punktewolke überlagert wurden. Jede dieser 40 Punktewolken wurden mit Hilfe der *ATOS Professional* Software (GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland) zuerst polygonisiert und anschließend als Netz im Format einer STL-Datei exportiert. Zunächst wurde eine Best-Fit-Überlagerung zweier

Scandatensätze mit jeweils neupositionierter Kugel vorgenommen (Abb. 4.16), wodurch eine erste Abschätzung zur Abweichung der Kugelposition erhalten wurde. Zur exakten Bestimmung der Abweichung wurden die einzelnen STL-Dateien jeweils in einem separaten Projekt in die *GOM Inspect 2016* Software (GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland) importiert. Die ursprüngliche Ausrichtung wurde als initiale Ausrichtung gewählt. Auf den drei Flächen des Würfels wurden Fitting-Ebenen (Ebene 1, Ebene 2 und Ebene 3) konstruiert, welche sich in einem Punkt schneiden. Dieser Punkt wurde als Ursprung eines lokalen Koordinatensystems definiert, dessen x-, y- und z-Achsen über die Normalenvektoren der drei Ebenen aufgespannt wurden. Die Hauptausrichtung erfolgte über das lokale Koordinatensystem. Die gescannte, dem Scankopf zugewandte, Oberfläche der Kugel wurde zur Konstruktion einer Fitting-Kugel genutzt (Abb. 4.17). Hierdurch wurde der Kugelmittelpunkt in Form von Koordinaten im Bezugssystem des lokalen Koordinatensystems erhalten. Bei allen 20 Scans mit neupositionierter Kugel wurden die Kugelmittelpunkte bestimmt. Zehn der Kugelmittelpunkte wurden zur Bildung des Medianwertes verwendet. Dieser wird im Folgenden „Medianer Kugelmittelpunkt“ genannt. Mit den restlichen zehn Scans wurde jeweils der Abstand zwischen dem Kugelmittelpunkt und dem medianen Kugelmittelpunkt gemessen. Aus diesen zehn Werten wurde der Mittelwert gebildet, welcher die mittlere Abweichung der Kugelposition angibt. Zur Bestimmung der Koordinaten des Kugelmittelpunktes im globalen Bezugssystem der CAD Datei wurde der gescannte Datensatz mit der CAD Datei der Brücke überlagert und eine Fitting-Kugel, wie oben beschrieben, konstruiert (Abb. 4.18). Analog zu dem bisherigen Vorgehen (Bestimmung des medianen Kugelmittelpunktes im lokalen Koordinatensystem des Referenzwürfels) wurden ebenfalls zehn Kugelmittelpunkte zur Bildung des medianen Kugelmittelpunktes verwendet und anschließend der Abstand von weiteren zehn Kugelmittelpunkten zu diesem gemessen. Aus diesen zehn Abständen wurde der Mittelwert gebildet. Die Koordinaten des medianen Kugelmittelpunktes wurden in den Preprocessor *LS-PrePost* (Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA) importiert.

Abb. 4.15 Versuchsaufbau zur Vermessung der Kugelposition

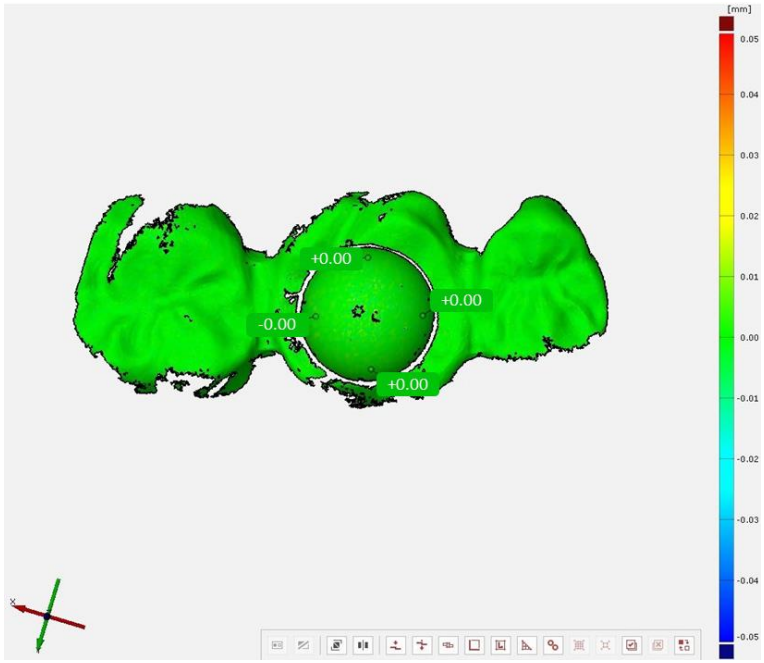


Abb. 4.16 Best-Fit-Überlagerung zweier Datensätze. Vier Abweichungsfähnchen wurden auf der Kugeloberfläche positioniert

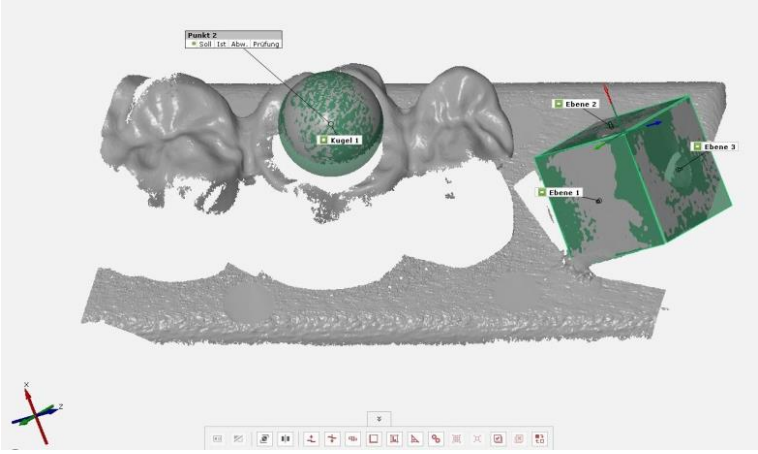


Abb. 4.17 STL-Datei eines Scandatensatzes (grau) mit konstruiertem lokalem Koordinatensystem (über Ebene 1, Ebene 2 und Ebene 3) und konstruierter Kugel (Kugel 1)

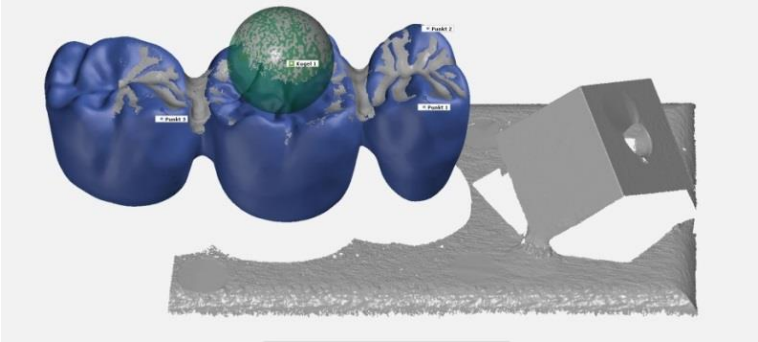


Abb. 4.18 STL-Datei eines Scandatensatzes (grau) mit konstruierter Kugel (grün) und überlagerter CAD-Datei der Brücke (blau)

4.5.2 Analyse des Befestigungsmaterials

Als Befestigungszement wurde der Glasionomerzement *KetacCem Maxicap* (3M Corporation, St. Paul, MN) verwendet.

Zur Bestimmung des E-Moduls des Befestigungszementes wurden zylinderförmige Prüfkörper mit einem Durchmesser von 9,5 mm und einer Höhe von 5 mm angefertigt. Als Gussform wurden Hülsen aus Teflon verwendet. Anschließend wurden die Ausmaße mit einer Schieblehre des Models *NTD10-20C* (Mitutoyo Corporation, Kawasaki-shi, Japan) überprüft und die ebenen Grundflächen der Zylinder plan geschliffen. Die Prüfkörper wurden unter Laborbedingungen eine Woche gelagert, bevor die Messungen durchgeführt wurden.

In einer servoelektrischen Universalprüfmaschine *Inspect table 5* (Hegewald und Peschke Meß- und Prüftechnik GmbH, Nossen, Deutschland) wurden zwei Prüfkörper

auf Druck bis zum Versagen belastet. Die Traversengeschwindigkeit betrug 1 mm/min. Aus dem dazugehörigen Spannungs-Dehnungs-Diagramm (Abb. 5.5) konnte der Kompressionsmodul *K* ermittelt und der E-Modul *E* unter Verwendung der Poissonzahl ν, welche aus der Literatur[149] entnommen wurde, über die Gleichung (Formel 4.1) berechnet werden.

$$E = 3 \cdot K \cdot (1 - 2\nu)$$

Formel 4.1 Berechnung des E-Moduls aus dem Kompressionsmodul K und der Poissonzahl ν

4.6 Versuchsaufbau

4.6.1 Versuchsaufbau der Validierungsversuche

Es wurden zwei Versuchsgeschwindigkeiten in den Validierungsversuchen untersucht. Diese betrugen einmal nach der Norm EN ISO 10477:2004 1 mm/min und einmal 130 mm/s. Für die Versuche mit 1 mm/min wurde eine servoelektrische Universalprüfmaschine *Inspect table 5* (Hegewald und Peschke Meß- und Prüftechnik GmbH, Nossen, Deutschland) verwendet und die Versuche mit einem 3D-Kamerasystem *GOM ARAMIS* (GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland) für die im Anschluss durchgeführte digitale Bildkorrelation aufgezeichnet. Die Abbildungen 4.19 und 4.20 zeigen diesen Versuchsaufbau.

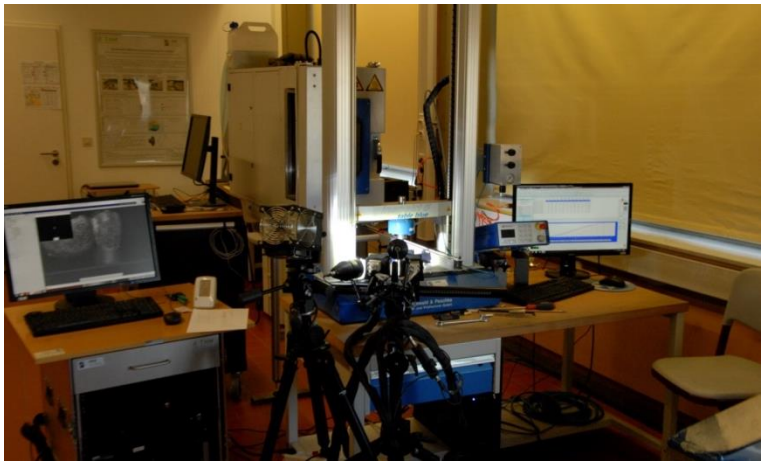


Abb. 4.19 Übersichtsaufnahme der Universalprüfmaschine und des GOM-ARAMIS-Systems für die Validierungsversuche bei 1 mm/min

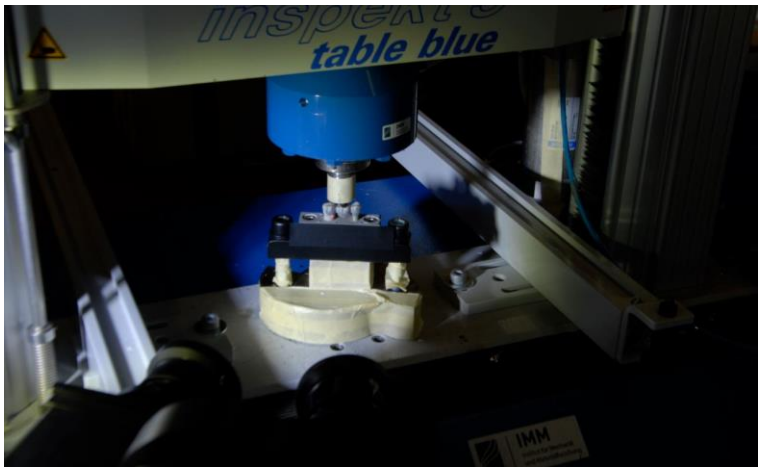


Abb. 4.20 Detailaufnahme der Versuchsanordnung aus Abbildung 4.19

Die Versuche mit einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s wurden an einer servohydraulischen Prüfmaschine *MTS Bionix Servohydraulic Test System* (MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN) durchgeführt. In Abbildung 4.21 ist eine Übersichtsaufnahme und in Abbildung 4.22 eine Detailaufnahme von diesem Versuchsaufbau zu sehen. Es wurde eine Highspeed-Kamera *MotionXtra N4* (IDT – Integrated Design Tools Inc, Tallahassee, FL) verwendet.

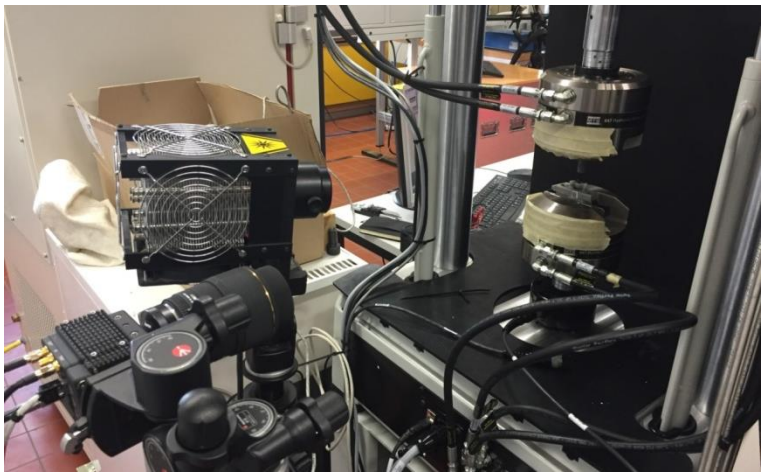


Abb. 4.21 Übersichtsaufnahme der Versuchsanordnung der Validierungsversuche bei 130 mm/s

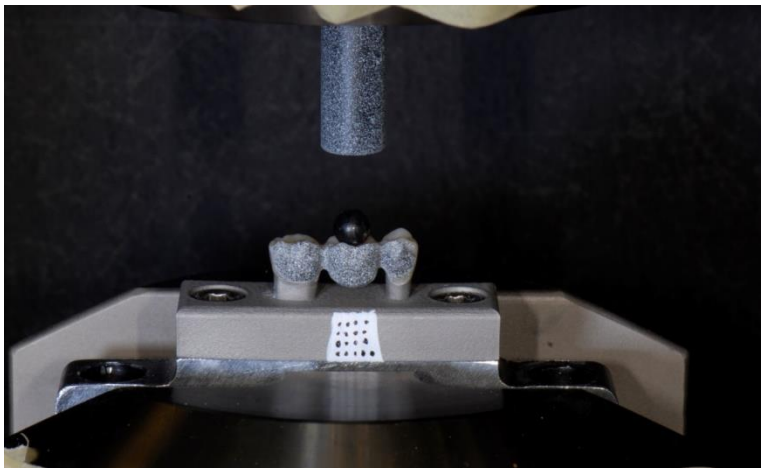


Abb. 4.22 Detailaufnahme aus der Versuchsanordnung aus Abb. 4.20

Abbildung 4.22 zeigt eine Detailaufnahme von Brücke und Halterung. Die vestibulären Flächen der Brücken wurden mit einem Schwarzweißmuster versehen. Dazu wurden zunächst alle übrigen Flächen zum Schutz mit Tesakrepp abgeklebt. Im ersten Arbeitsschritt wurde die vestibuläre Fläche weiß grundiert und im zweiten Schritt ein feines schwarzes Punktemuster aufgesprüht. Nach 15-minütiger Trocknung konnte die Brücke auf die Halterung zementiert werden. Hierbei wurde ein Glasionomerzement in Form eines Kapselpräparates *Ketac^{TM}Cem Maxicap^{TM}* (3M Corporation, St. Paul, MN) verwendet. Zunächst wurde die Kapsel drei Sekunden aktiviert und dann für 10 Sekunden maschinell angemischt (*3M CapMix Universalanmischgerät*, 3M Corporation, St. Paul, MN). Anschließend wurde die Brücke mit KetacCem beschickt und unter moderatem Fingerdruck bis zum Erreichen der Sollposition auf die Halterung gedrückt. Überschüssiger Zement wurde entfernt. Um eine ausreichende Aushärtezeit einzuhalten, wurde vor der Versuchsdurchführung jeweils 60 Minuten gewartet, bevor die Brücke im jeweiligen Validierungsversuch getestet wurde.

Die Stempel der beiden Prüfmaschinen und die Halterung wurden ebenfalls mit einem Schwarzweißmuster versehen. Beide Muster sind in den Abbildungen 4.22 und Abbildung 4.23 zu sehen.

Abb. 4.23 Schwarzweißmuster

4.6.2 Virtueller Versuchsaufbau für die FEM

Zunächst wurde die STL-Datei der Brücke mit Hilfe des Preprocessors *LS-PrePost* (Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA) vernetzt. Eine Kugel mit einem Durchmesser von sieben Millimetern wurde ebenfalls in *LS-PrePost* um den, in den Vorversuchen bestimmten, medianen Kugelmittelpunkt konstruiert. Die so erhaltenen Inputdaten konnten anschließend mit dem FEM-Berechnungsprogramm *LS-DYNA* (Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA) verarbeitet werden. Es wurden zwei Modelle generiert, bei denen die Brücke jeweils aus tetraedrischen Volumenelementen aufgebaut war. In den Abbildungen 4.24 und 4.25 ist das Modell in zwei unterschiedlichen Ansichten dargestellt. In dem ersten Modell waren es Tetraeder mit 4 Knoten und im zweiten Modell Tetraeder mit 10 Knoten. Modell eins bestand aus 132096 Tetraedern mit 29114 Knoten und Modell zwei aus 132096 Tetraedern mit 203894 Knoten. Die Elemente der Auflageflächen, welche denjenigen Flächen der Brücke entsprechen, die den präparierten Stümpfen aufliegen (blau markierte Flächen in Abb. 4.25), wurden als SPC-Elemente (single point constraints) mit fixierten Freiheitsgraden (null Freiheitsgrade) definiert. Für jedes Modell erfolgte eine Berechnung mit linear-elastischen, eine mit viskoelastischen und eine mit elastoplastischen Materialeigenschaften. Es wurden beide Versuchsgeschwindigkeiten (1 mm/min und 130 mm/s) berechnet. Die Bewegung der Kugel erfolgte in Richtung der z-Achse. Alle weiteren Freiheitsgrade wurden gesperrt. Es wurde implizit gerechnet, das heißt, dass die Zeitintegration iterativ durch Lösen eines Gleichungssystems erfolgte.

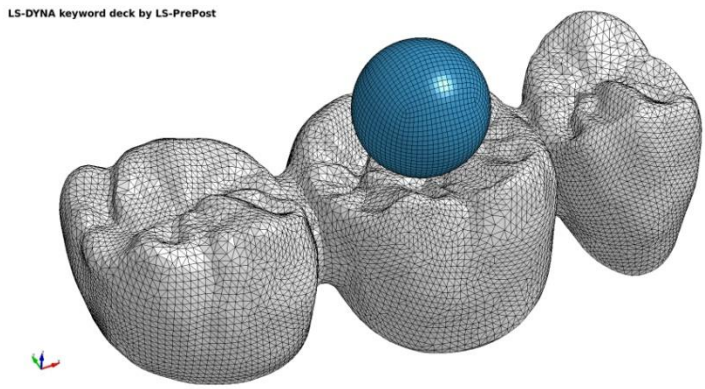


Abb. 4.24 FEM-Berechnungsmodell. Ansicht von bukkal/okklusal

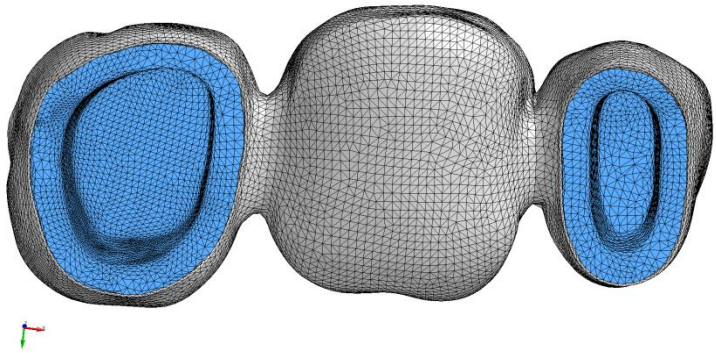


Abb. 4.25 FEM-Berechnungsmodell in der Ansicht von zervikal. Die den Pfeilerzähnen aufliegende Fläche (Auflagefläche) ist farblich (blau) markiert.

4.7 Statistische Verfahren

Die statistische Auswertung erfolgte über das Programm MATLAB 2017b (MathWorks Inc., Natick, MA). Dabei wurden statistisch signifikante Unterschiede bei den Mittelwerten der initialen E-Moduln und der Bruchkräfte mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ ermittelt.

Die Ergebnisse aus jeweils 20 Einzelversuchen bei 1, 10 und 100 mm/min und jeweils 10 Einzelversuchen bei 0,5, 1 und 2,5 m/s wurden mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Tests auf eine Normalverteilung hin überprüft. Mit den Werten für die initialen E-Moduln bei den sechs Versuchsgeschwindigkeiten wurde ein Zweistichproben T-Test durchgeführt.

Anschließend wurden die Ergebnisse aus den Versuchen mit den Brücken ausgewertet. Hierbei wurden Mittelwerte und Standardabweichungen für die gemessenen Bruchkräfte bei zwei unterschiedlichen Geschwindigkeiten (1 mm/min und 130 mm/s) bestimmt und eine Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test) geprüft. Die Anzahl an Versuchen betrug 13 (bei 1 mm/min) und 9 (bei 130 mm/s).

5 Ergebnisse

Dieser Abschnitt gliedert sich in drei Unterabschnitte. Im Ersten werden die Ergebnisse aus den Versuchen zur Materialcharakterisierung, also den 3-Punkt-Biegeversuchen bei sechs verschiedenen Geschwindigkeiten und der Dynamisch Mechanisch Thermischen Analyse dargestellt. Anschließend folgen die Ergebnisse aus den Druckversuchen mit dem Befestigungszement und aus den Versuchen zur Bestimmung der Kugelposition. Im letzten Teil werden die Ergebnisse aus den Versuchen mit dem Bauteil, der „zahnärztlichen Brücke“, dargestellt. Hierbei werden zunächst die Ergebnisse aus den Validierungsversuchen und abschließend die Ergebnisse aus den Simulationen aufgeführt.

5.1 3-Punkt-Biegeversuche

5.1.1 3-Punkt-Biegeversuche bei 1, 10 und 100 mm/min

Abbildung 5.1 zeigt die Ergebnisse aus den Biegeversuchen mit den drei niedrigeren Versuchsgeschwindigkeiten in einem Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm.

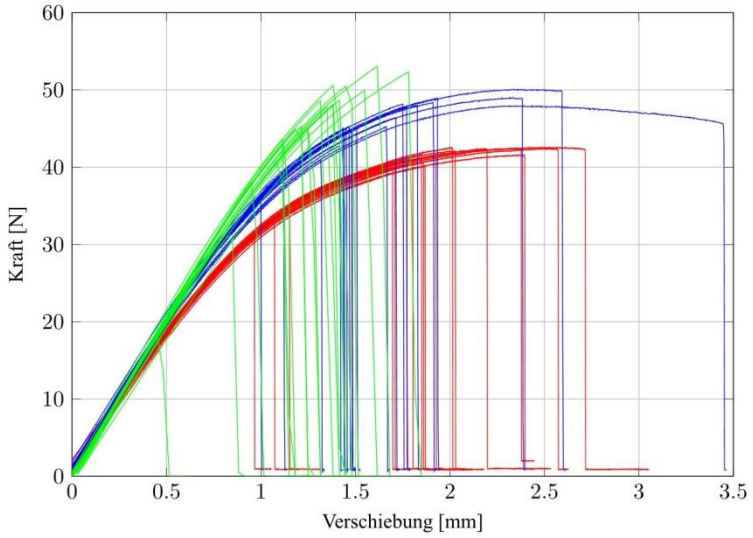


Abb. 5.1 Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm mit unterschiedlichen Versuchsgeschwindigkeiten (rot: 1 mm/min, blau: 10 mm/min, grün: 100 mm/min)

In der Abbildung 5.1 ist zu sehen, dass sich die Proben bei allen drei Geschwindigkeiten im Anfangsbereich annähernd gleich und linear verhalten. Mit zunehmender Durchbiegung zeigt sich, dass es Unterschiede zwischen den Prüfgeschwindigkeiten gibt. Je niedriger die Geschwindigkeit ist, desto stärker nimmt die Steigung der Kurve

ab. Bei niedrigeren Geschwindigkeiten wurden auch niedrigere Bruchkräfte gemessen. Der Gesamtverlauf der Kurven zeigt deutlich ein nichtlineares Materialverhalten.

In Tabelle 5.5 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen für die initialen E-Moduln bei den drei oben genannten Versuchsgeschwindigkeiten angegeben. Die E-Moduln wurden dabei durch Umrechnung der Kraft/Verschiebungs-Werte in Spannungs-Dehnungs-Werte und anschließende Bestimmung der Steigung im Spannungs-Dehnungs-Diagramm erhalten. Die Mittelwerte der Bruchkräfte und der Verschiebungen, sowie die dazugehörigen Standardabweichungen sind in den Tabellen 5.6 und 5.7 aufgeführt.

5.1.2 3-Punkt-Biegeversuche bei 0,5, 1 und 2,5 m/s

In Abbildung 5.2 sind die Ergebnisse aus den 3-Punkt-Biegeversuchen mit den drei höheren Versuchsgeschwindigkeiten in einem Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm aufgetragen.

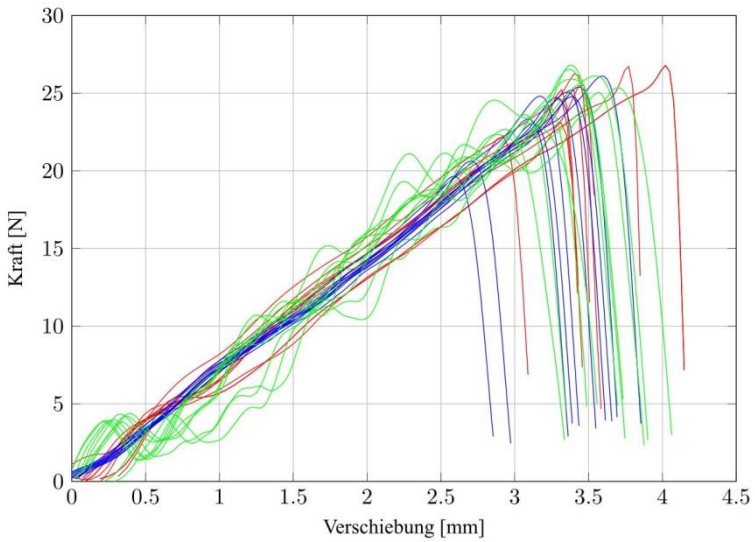


Abb. 5.2 Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm mit unterschiedlichen Versuchsgeschwindigkeiten (rot: 0,5 m/s, blau: 1 m/s, grün: 2,5 m/s)

In Abbildung 5.2 zeigt sich, dass sich die Proben bei den drei höheren Geschwindigkeiten im Gesamtverlauf annähernd gleich und im Mittel linear verhalten.

Die sich daraus ergebenden Mittelwerte und Standardabweichungen der initialen E-Moduln sind in Tabelle 5.5 angegeben und wurden, wie in Kapitel 5.1.1 beschrieben, bestimmt. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Bruchkräfte und der Verschiebungen sind in den Tabellen 5.6 und 5.7 angegeben.

5.2 Dynamisch Mechanisch Thermische Analyse

Abbildung 5.3 zeigt die Ergebnisse aus der DMTA. Der gemessene E-Modul [MPa] wurde bei drei verschiedenen Temperaturen (0°C, 35°C und 55°C) über die Frequenz [Hz] aufgetragen.

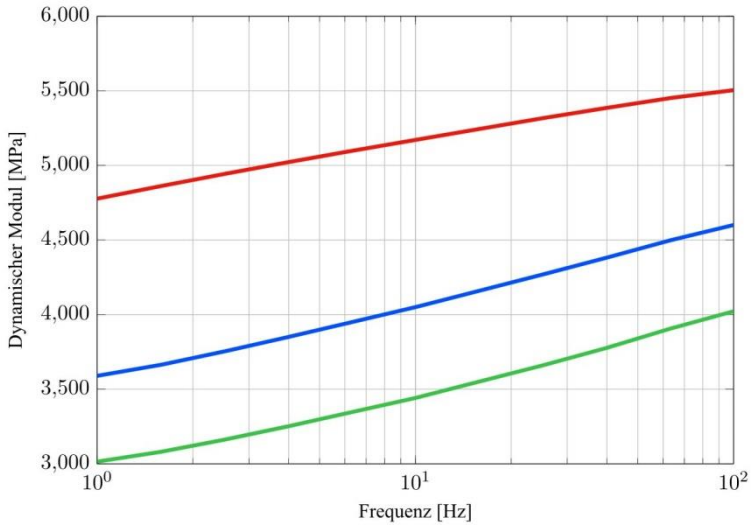


Abb. 5.3 Der Verlauf des E-Moduls [MPa] über die Frequenz [Hz] bei unterschiedlichen Temperaturen (rot: 0 °C, blau: 35 °C, grün: 55 °C)

Aus den Ergebnissen der DMTA (Abb. 5.3) ist zu entnehmen, dass der gemessene E-Modul sowohl temperatur- als auch frequenzabhängig ist. Bei niedrigeren Temperaturen ist der E-Modul größer als bei höheren Temperaturen. Mit zunehmender Frequenz steigt auch der E-Modul an.

5.3 Antagonistenposition

Nachfolgend werden die Ergebnisse aus den Versuchen zur Überprüfung der Kugelposition in zwei Unterabschnitten dargelegt. Im ersten Teil wird eine Überlagerung von zwei Scandatensätzen dargestellt, im zweiten Teil folgen die Ergebnisse aus der Bestimmung der Kugelposition über die Kugelmittelpunkte in einem lokalen Koordinatensystem (siehe Kapitel 4.5.1).

5.3.1 Flächenvergleich zweier Scandatensätze

Abbildung 5.4 zeigt eine Best-Fit-Überlagerung zweier Scandatensätze nach Neupositionierung der Kugel.

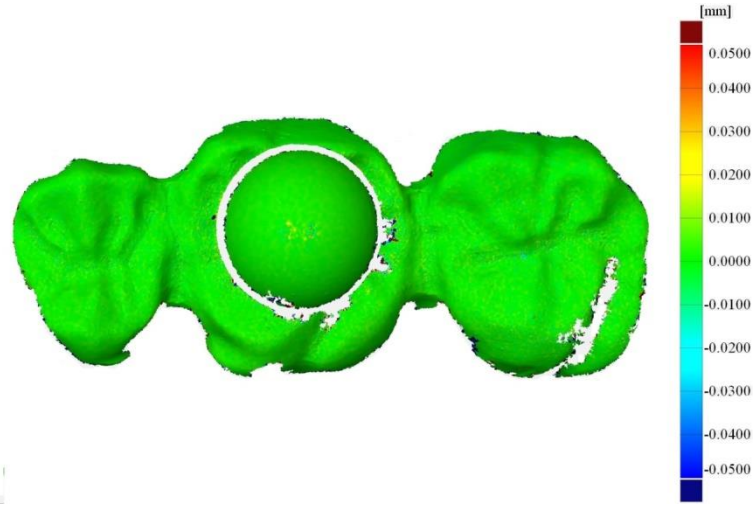


Abb. 5.4 Flächenvergleich zweier Scandatensätze nach Best-Fit-Überlagerung: Rote und blaue Bereiche sind Bereiche mit hoher Abweichung, grüne Bereiche mit geringer Abweichung.

Anhand der Abbildung 5.4 ist ersichtlich, dass die maximale Abweichung der Kugelposition bei diesen beiden Scandatensätzen unterhalb von 10 µm liegt.

5.3.2 Bestimmung der maximalen Abweichung über die Kugelmittelpunkte

Die tatsächliche maximale Abweichung der Kugelposition wurde durch die, in Kapitel 4.5.1 beschriebene, Methode ermittelt. Dieser Abschnitt ist in zwei Teile aufgeteilt. Zunächst werden die Ergebnisse der Versuche **mit** Neupositionierung und anschließend die Ergebnisse **ohne** Neupositionierung der Kugel aufgeführt.

Kugelposition mit Neupositionierung der Kugel

Aus den Koordinaten der Kugelmittelpunkte aus den ersten zehn Scandatensätzen wurden die Koordinaten des medianen Kugelmittelpunktes (siehe Kap. 4.5.1) im lokalen Koordinatensystem des Referenzwürfels bestimmt. Diese sind in Tab. 5.1 angegeben.

Tab. 5.1 Koordinaten des medianen Kugelmittelpunktes mit Neupositionierung der Kugel

	x-Wert [mm]	y-Wert [mm]	z-Wert [mm]
Medianer Kugelmittelpunkt	8.094	13.751	-11.768

Anschließend wurden die Abstände der Kugelmittelpunkte von zehn weiteren Scandatensätzen zu dem medianen Kugelmittelpunkt gemessen und ergaben eine mittelwertige Abweichung von diesem in Höhe von 6,4 µm.

Kugelposition ohne Neupositionierung der Kugel

Analog zu den oben dargestellten Ergebnissen mit Neupositionierung der Kugel werden in diesem Abschnitt die Ergebnisse aus den Versuchen ohne Neupositionierung der Kugel aufgeführt. Dabei wurden ebenfalls aus zehn Scandatensätzen die Koordinaten des medianen Kugelmittelpunktes bestimmt. Diese sind in Tabelle 5.2 angegeben.

Tab. 5.2 Koordinaten des medianen Kugelmittelpunktes ohne Neupositionierung der Kugel

	x-Wert [mm]	y-Wert [mm]	z-Wert [mm]
Medianer Kugelmittelpunkt	8.093	13.749	-11.764

Es wurden die Abstände der Kugelmittelpunkte aus zehn weiteren Scandatensätzen zum medianen Kugelmittelpunkt (Tab. 5.2) gemessen und der Mittelwert gebildet. Die mittelwertige Abweichung betrug hier 1,9 µm.

5.3.3 Bestimmung der Kugelposition im Bezugssystem der CAD

Die Koordinaten des, aus zehn Scandatensätzen bestimmten, medianen Kugelmittelpunktes im Bezugssystem der CAD-Datei der Brücke sind in Tabelle 5.3 angegeben.

Tab. 5.3 Medianer Kugelmittelpunkt im Bezugssystem der CAD-Datei

	x-Wert [mm]	y-Wert [mm]	z-Wert [mm]
Medianer Kugelmittelpunkt	1.088	-0.701	5.801

Der ermittelte mittelwertige Abstand von zehn weiteren Kugelmittelpunkten zu diesem medianen Kugelmittelpunkt betrug 11,3 µm.

5.4 Bestimmung des E-Moduls des Befestigungsmaterials

Abbildung 5.5 zeigt die Ergebnisse der Versuche mit *KetacCem* im Spannungs-Dehnungs-Diagramm. In dem Bereich zwischen zwei und sechs Prozent ist ein annähernd linearer Zusammenhang zu sehen.

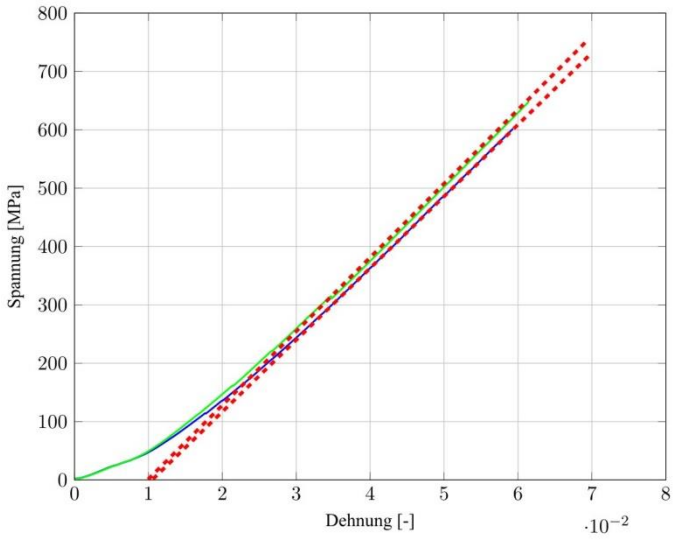


Abb. 5.5 Spannungs (σ)-Dehnungs (ε)-Diagramm zweier Proben (grüne und blaue Linie). Die rot-gestrichelten Linien stellen lineare Regressionen über die annähernd linearen Bereiche der Kurven dar.

Der berechnete E-Modul von *KetacCem* aus Formel 4.1 beträgt 18.000 MPa.

5.5 Ergebnisse der Validierungsversuche

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse aus den Validierungsversuchen am Bauteil der zahnärztlichen Brücke bei 1 mm/min und bei 130 mm/s aufgeführt (siehe Kapitel 4.6.1).

5.5.1 Validierungsversuche der Brücke bei 1 mm/min

Abbildung 5.6 zeigt die Kurvenverläufe im Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm.

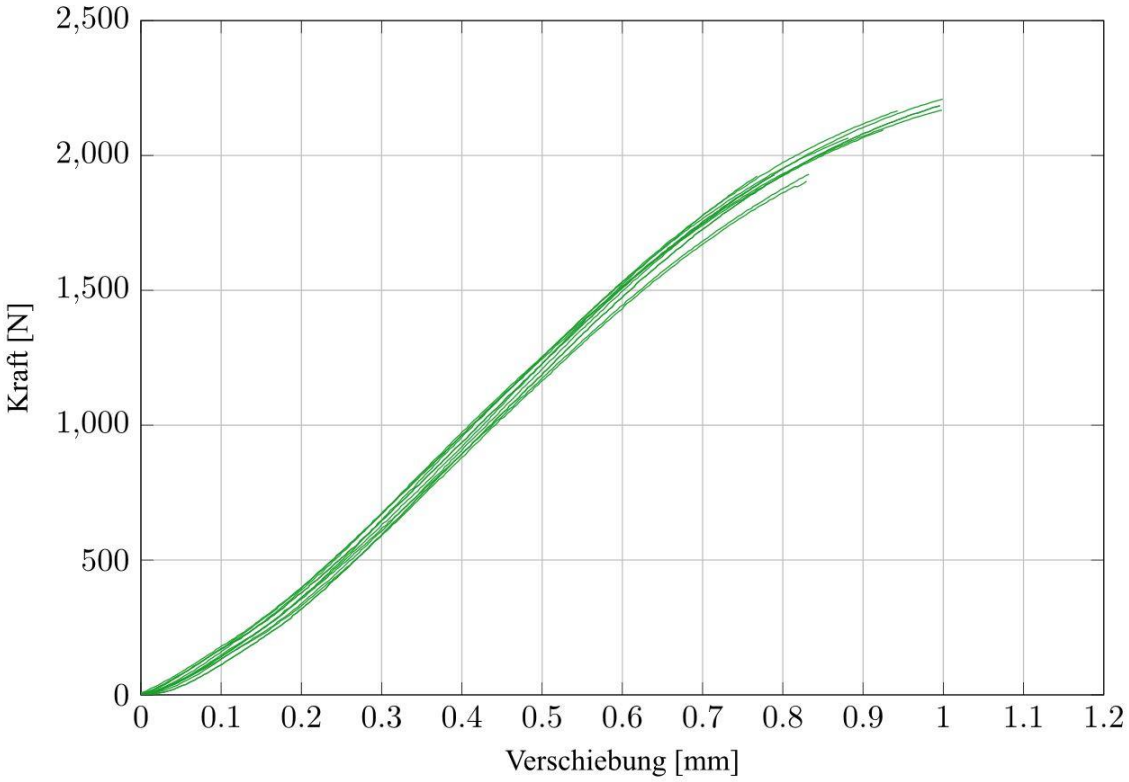


Abb. 5.6 Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm der Validierungsversuche bei 1 mm/min

In Tabelle 5.9 sind der Mittelwert und die Standardabweichung für die Bruchkraft, sowie die Ergebnisse aus dem Shapiro-Wilk-Test und dem T-Test angegeben.

In den Abbildungen 5.7 und 5.8 ist das, bei diesen Versuchen häufig beobachtete, Frakturmuster (gestrichelte Linie) beispielhaft dargestellt. Ein zervikaler Anteil (Pfeil) des Brückenzwischengliedes wurde meist abgesprengt, wobei die Verbindung zwischen den beiden Brückenpfeilern bestehen blieb.

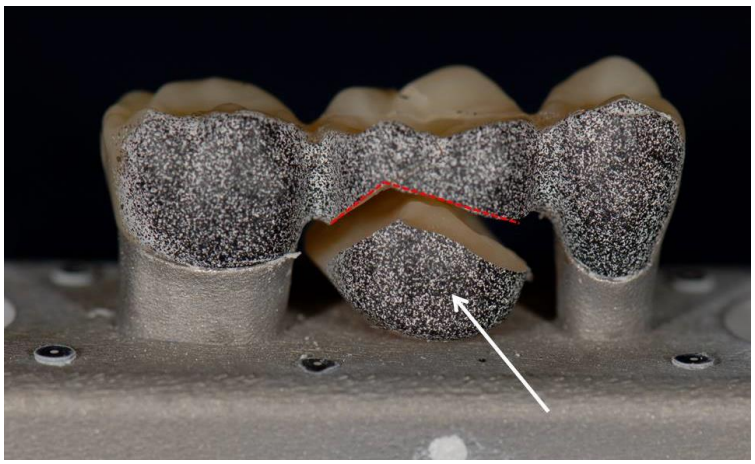


Abb. 5.7 Ansicht einer frakturierten Brücke von vestibulär. Es sind der Verlauf der Fraktur (rote gestrichelte Linie) und das zervikale Fragment (Pfeil) zu sehen.

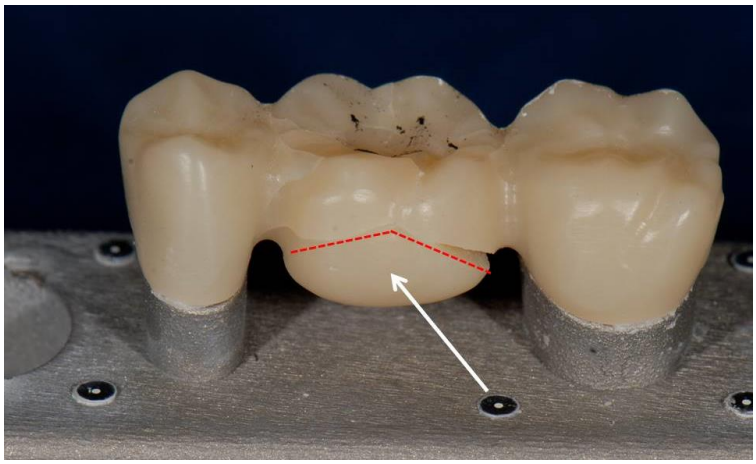


Abb. 5.8 Ansicht einer frakturierten Brücke von oral. Es sind der Verlauf der Fraktur (rote gestrichelte Linie) und das zervikale Fragment (Pfeil) zu sehen.

Ergebnisse der Digitalen-Bildkorrelation

Abbildung 5.9 zeigt die letzte Aufnahme des GOM-ARAMIS-Systems vor dem Versagen der Brücke bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 1 mm/min. Durch die digitale Bildkorrelation wurden die lokalen Dehnungen berechnet. Diese sind aus der Abbildung anhand der Farbskala zu entnehmen.

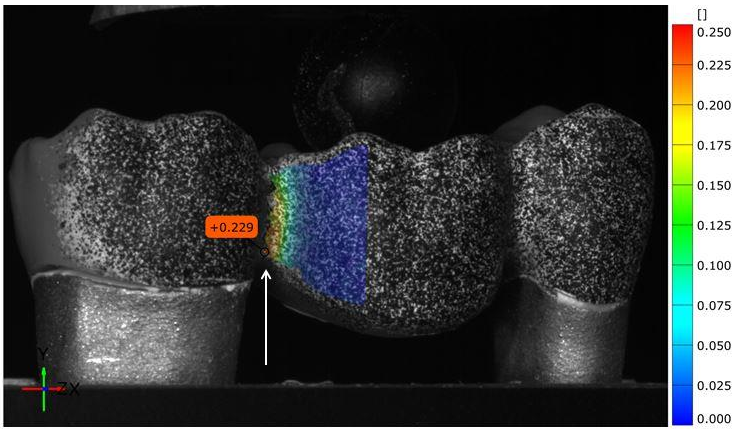


Abb. 5.9 Durch digitale Bildkorrelation berechnete lokale Dehnungen. Es sind Bereiche mit geringer (blau) und Bereiche mit hoher (rot) lokaler Dehnung dargestellt. Der prozentuale Wert ergibt sich durch Multiplikation mit dem Faktor 100. Die Farbskala gibt Werte zwischen 0 und 25% an. Der Ort mit der höchsten lokalen Dehnung ist durch das Fähnchen markiert.

Die digitale Bildkorrelation quantifizierte die höchste lokale Dehnung von 22,9% im Bereich des Verbinders (Pfeil).

5.5.2 Validierungsversuche der Brücke bei 130 mm/s

Abbildung 5.10 zeigt die Ergebnisse aus den Validierungsversuchen bei 130 mm/s in einem Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm. In Abbildung 5.11 ist eine frakturierte Brücke auf der Prüfkörperhalterung zu sehen.

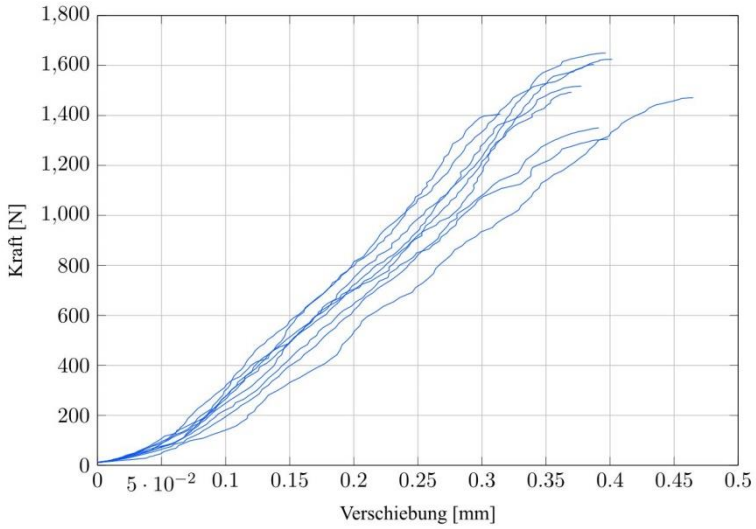


Abb. 5.10 Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s

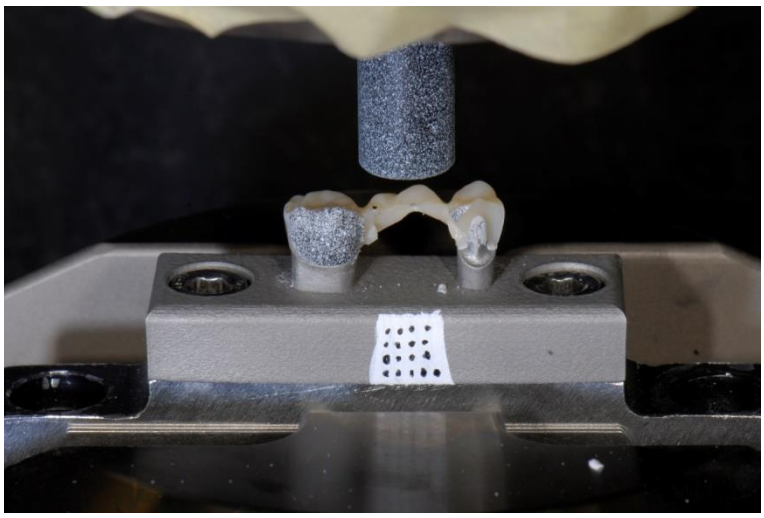


Abb. 5.11 Frakturierte Brücke bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s

5.5.3 Vergleich beider Versuchsgeschwindigkeiten

In Abbildung 5.12 sind die gemessenen Werte aus den Abbildungen 5.6 und 5.10 zum direkten Vergleich in zwei Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagrammen aufgetragen.

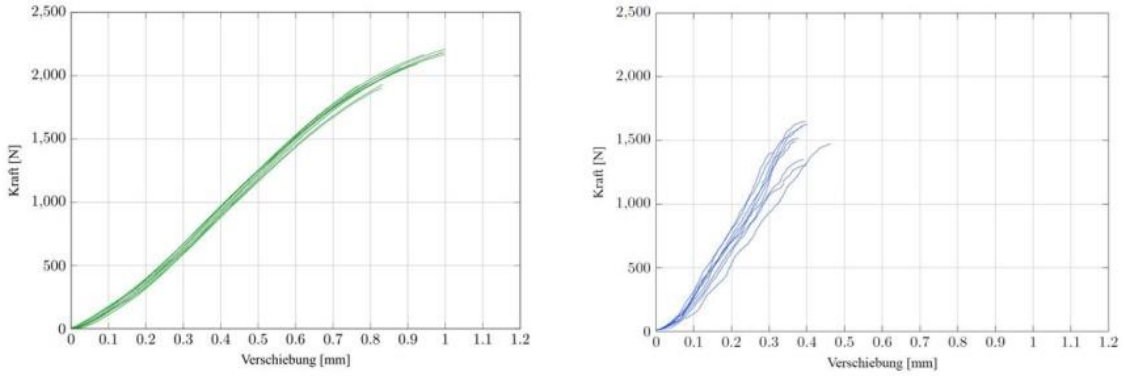


Abb. 5.12 Darstellung der Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramme aus Abb. 5.6 und 5.10 mit gleicher Skalierung der x- und y-Achse nebeneinander. Die Ergebnisse bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 1 mm/min befinden sich links (grüne Linien), die bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s rechts (blaue Linien).

In Abbildung 5.12 ist zu sehen, dass sich die Brücken bei zwei verschiedenen Versuchsgeschwindigkeiten unterschiedlich verhalten. Die Kurven der Versuche bei 130 mm/s verlaufen steiler als die bei 1 mm/min. Höhere Bruchkräfte wurden bei den Versuchen mit 1 mm/min erzielt.

5.6 Simulationsergebnisse mit dem FEM-Berechnungsprogramm

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse aus den Simulationen mit LS-DYNA mit den zwei Versuchsgeschwindigkeiten 1 mm/min und 130 mm/s aufgeführt.

5.6.1 Simulation bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 1mm/min

In den Abbildungen 5.13 (Ansicht von vestibulär) und 5.14 (Ansicht von oral) sind die, in der Simulation berechneten, Dehnungen farblich (siehe Farbskala) dargestellt.

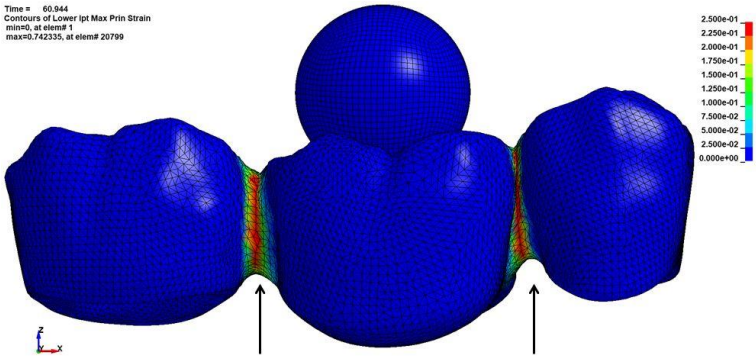


Abb. 5.13 Ansicht der Simulation mit 1 mm/min von vestibulär. Farblich sind niedrige (blau) und hohe (rot) Dehnungen in der Brücke dargestellt. Die Bereiche der Verbinder sind mit Pfeilen markiert.

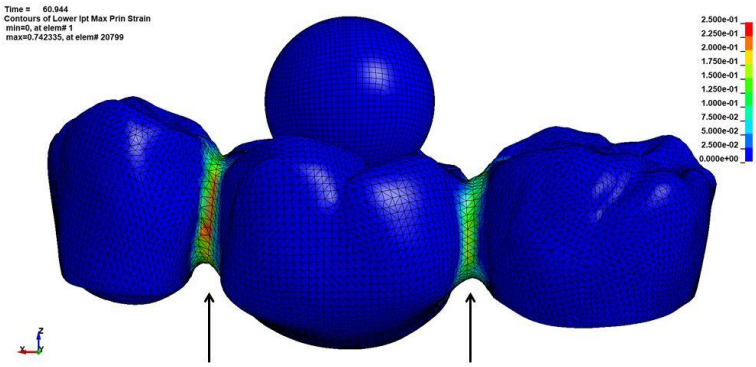


Abb. 5.14 Ansicht der Simulation mit 1 mm/min von oral. Farblich sind niedrige (blau) und hohe (rot) Dehnungen in der Brücke dargestellt. Die Bereiche der Verbinder sind mit Pfeilen markiert.

In beiden Abbildungen (Abb. 5.13 und Abb. 5.14) zeigt sich, dass die höchsten lokalen Dehnungen für die Bereiche der Verbinder (Pfeile) berechnet wurden.

Abbildung 5.15 zeigt das dazugehörige Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm. Zusätzlich zu den Ergebnissen aus der Simulation unter Verwendung eines elasto-plastischen Materialverhaltens (gelbe Linie) sind auch die Ergebnisse aus den

Validierungsversuchen bei 1 mm/min (grüne Linien) dargestellt. Die blaue und die rote Linie geben die Ergebnisse aus den Simulationen mit linear-elastischem Materialverhalten wieder. Bei einer Simulation (blaue Linie) wurde die ermittelte Dehnrate zugrunde gelegt, bei der Anderen (rote Linie) die Versuchsgeschwindigkeit. Die gestrichelten Linien zeigen die Ergebnisse der Simulationen unter Verwendung von 4-Knoten-Tetraedern, die durchgezogenen Linien bei Verwendung von 10-Knoten-Tetraedern.

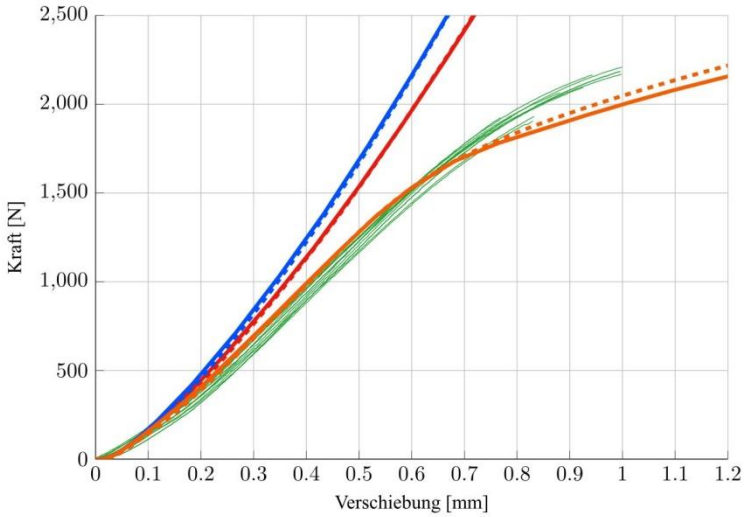


Abb. 5.15 Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm: Ergebnisse der Simulationen (mit 4-Knoten-Tetraedern (gestrichelte Linien) und mit 10-Knoten-Tetraedern (durchgezogene Linien)) bei 1 mm/min (lineare Berechnungen nach der Dehnrate (blau), nach der Versuchsgeschwindigkeit (rot) und nichtlineare Berechnung (gelb)). Die Ergebnisse aus den Validierungsversuchen sind in grün dargestellt.

In Abbildung 5.15 zeigen die blauen und die roten Linien einen deutlich steileren Verlauf als die Kurven der Messergebnisse. Zusätzlich ist die Steigung bei diesen Kurven stetig zunehmend, wohingegen sich die Kurven der Messergebnisse im Verlauf abflachen. Die gelben Linien liegen im überwiegenden Anteil geringfügig oberhalb von den grünen Kurven. Im weiteren Verlauf fallen die gelben Linien im Vergleich zu den Linien der Messergebnisse jedoch ab.

5.6.2 Simulation bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s

Die Abbildungen 5.16 und 5.17 zeigen die Simulationsergebnisse bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s.

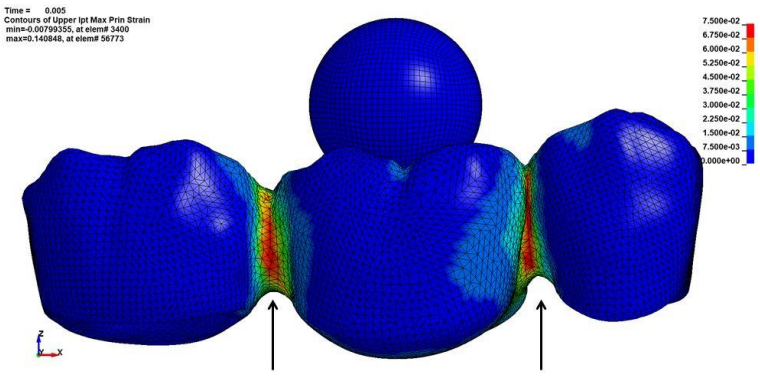


Abb. 5.16 Ansicht der Simulation mit 130 mm/s von vestibulär. Farblich sind niedrige (blau) und hohe (rot) Dehnungen in der Brücke dargestellt. Die Bereiche der Verbinder sind mit Pfeilen markiert.

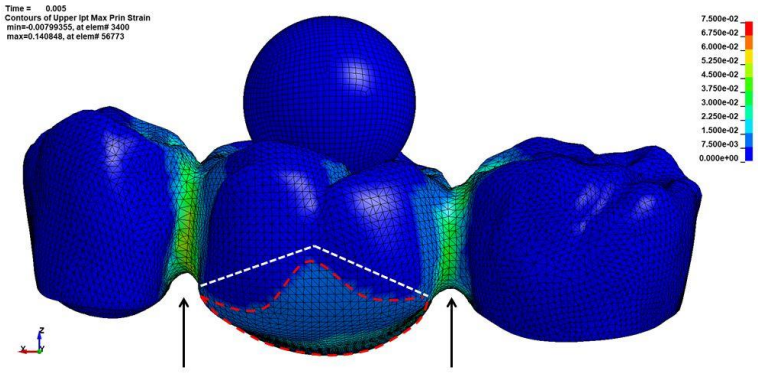


Abb. 5.17 Ansicht der Simulation mit 130 mm/s von oral. Farblich sind niedrige (blau) und hohe (rot) Dehnungen in der Brücke dargestellt. Die Bereiche der Verbinder sind mit Pfeilen markiert. Der zervikale Bereich des Brückenzwischengliedes mit erhöhten Dehnungen ist durch die rot-gestrichelte Linie umrandet. Die Frakturlinie aus Abbildung 5.8 ist durch die weiß-gestrichelte Linie dargestellt.

In der Ansicht von oral (Abb. 5.17) sind erhöhte lokale Dehnungen im zervikalen Bereich des Brückenzwischengliedes (von rot gestrichelter Linie umrandet) sichtbar. In dieser Abbildung wurde das häufig beobachtete Frakturmuster aus Abbildung 5.8 mit einer weiß gestrichelten Linie eingezeichnet.

In Abbildung 5.18 sind die Ergebnisse der Simulationen (grüne Linien) und der Validierungsversuche (blaue Linien) bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s zu sehen.

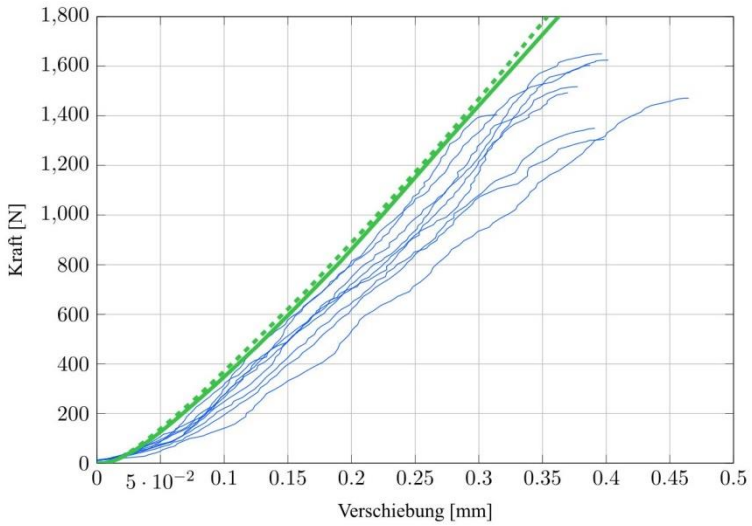


Abb. 5.18 Ergebnisse der Simulationen (grüne Linien) und der Validierungsversuche bei 130 mm/s (blaue Linien) in einem Kraft[N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm

Abbildung 5.18 zeigt, dass die Linien der Messergebnisse und die der Simulationen mit ähnlicher Steigung verlaufen, allerdings sind die der Messergebnisse in Abszissenrichtung versetzt.

5.6.3 Dauer der FEM-Berechnungen

In Tabelle 5.4 sind die Zeiten angegeben, die für die Berechnungen mit zwei verschiedenen Geschwindigkeiten (1 mm/min und 130 mm/s) und zwei verschiedenen Elementtypen (lineare und quadratische Elemente) benötigt wurden.

Tab. 5.4 Rechendauer für die FEM-Simulationen in (Stunden:Minuten:Sekunden)

	1 mm/min	130 mm/s
4-Knoten-Tetraeder (linear)	00:13:19	00:05:40
10-Knoten-Tetraeder (quadratisch)	00:42:10	01:16:23

5.7 Statistische Auswertung

In Tabelle 5.5 sind die Mittelwerte und die Standardabweichungen für die initialen E-Moduln aus 5.1.1 und 5.1.2 angegeben.

Tab. 5.5 Mittelwerte und Standardabweichungen für die initialen E-Moduln bei den 3-Punkt-Biegeversuchen mit 6 verschiedenen Versuchsgeschwindigkeiten

Versuchsgeschwindigkeit	Initiale Dehnrate [1/s]	Probenanzahl	Initiales E-Modul [MPa]	Shapiro-Wilk Test
1 mm/min	$6{,}920 \cdot 10^{-4}$	20	2594,19 ± 75,04	0,977 > 0,905
10 mm/min	$6{,}920 \cdot 10^{-3}$	20	2877,67 ± 47,08	0,958 > 0,905
100 mm/min	$6{,}920 \cdot 10^{-2}$	20	3066,33 ± 71,17	0,974 > 0,905
0,5 m/s	4,898	10	4741,29 ± 197,59	0,890 > 0,842
1 m/s	9,796	10	4585,61 ± 67,24	0,878 > 0,842
2,5 m/s	24,490	10	4845,07 ± 284,37	**0,841 < 0,842**

Mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Tests konnte eine Normalverteilung der initialen E-Moduln für alle Versuchsgeschwindigkeiten außer für 2,5 m/s bestätigt werden.

In Tabelle 5.6 sind die Mittelwerte für die Bruchkräfte und dazugehörige Standardabweichung aus 5.1.1 und 5.1.2 aufgelistet.

Tab. 5.6 Bruchkräfte bei sechs verschiedenen Versuchsgeschwindigkeiten

Versuchsgeschwindigkeit	Bruchkraft [N]	Shapiro-Wilk-Test
1 mm/min	40,10 ± 3,42	**0,701 < 0,905**
10 mm/min	45,39 ± 3,50	**0,885 < 0,905**
100 mm/min	44,62 ± 8,01	**0,774 < 0,905**
0,5 m/s	25,24 ± 1,56	0,883 > 0,842
1 m/s	23,75 ± 2,12	0,860 > 0,842
2,5 m/s	24,97 ± 1,46	0,937 > 0,842

Der Shapiro-Wilk-Test ergab, dass die Bruchkräfte bei den drei höheren Versuchsgeschwindigkeiten normalverteilt sind. Bei den drei niedrigeren ist dies nicht der Fall.

In Tabelle 5.7 sind die Mittelwerte der gemessenen Verschiebungen bis zum Bruch und die dazugehörigen Standardabweichungen angegeben.

Tab. 5.7 Verschiebung bis zum Bruch bei sechs verschiedenen Versuchsgeschwindigkeiten

Versuchsgeschwindigkeit	Verschiebung [mm]
1 mm/min	1,857 ± 0,445
10 mm/min	1,651 ± 0,368
100 mm/min	1,255 ± 0,290
0,5 m/s	3,567 ± 0,358
1 m/s	3,407 ± 0,291
2,5 m/s	3,338 ± 0,430

Nachfolgend (Tab. 5.8) sind die Ergebnisse aus den Zweistichproben T-Tests aufgeführt.

Tab. 5.8 Zweistichproben T-Test: Prüfung auf signifikante Unterschiede bei den initialen E-Moduln

	1 mm/min	10 mm/min	100 mm/min	0,5 m/s	1,0 m/s	2,5 m/s
1 mm/min		0	0	0	0	0
10 mm/min			0	0	0	0
100 mm/min				0	0	0
0,5 m/s					0,0288	**0,3398**
1,0 m/s						0,0116

Der Zweistichproben T-Test lieferte das Ergebnis, dass zwischen allen Versuchsgeschwindigkeiten außer zwischen 0,5 und 2,5 m/s signifikante Unterschiede bestehen.

In Tabelle 5.9 sind die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Bruchkräfte von den Versuchen mit den Brücken, sowie die Ergebnisse aus dem Shapiro-Wilk-Test und dem T-Test angegeben.

Tab. 5.9 Statistische Auswertung der Bruchkräfte aus den Versuchen mit den Brücken bei zwei verschiedenen Versuchsgeschwindigkeiten

Versuchs-geschwindigkeit	Versuchs-anzahl	Bruchkraft [N]	Shapiro-Wilk-Test	T-Test
1 mm/min	13	2045,6 ± 126,6	**0,809 < 0,850**	0
130 mm/s	9	1491,2 ± 121,7	0,949 > 0,829	

Die Prüfung auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test) ergab, dass die Ergebnisse bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 1 mm/min nicht normalverteilt sind. Trotzdem wurde der T-Test zum direkten Vergleich mit dem Ergebnis durchgeführt, dass ein signifikanter Unterschied bei der Bruchkraft zwischen beiden Versuchsgeschwindigkeiten besteht.

In Tabelle 5.10 sind die Mittelwerte der gemessenen Verschiebungen bis zum Bruch des Bauteils (Brücke) und die dazugehörigen Standardabweichungen angegeben.

Tab. 5.10 Mittelwerte der Verschiebungen mit dazugehörigen Standardabweichungen bei zwei Versuchsgeschwindigkeiten

Versuchsgeschwindigkeit	Verschiebung [mm]
1 mm/min	0,896 ± 0,091
130 mm/s	0,389 ± 0,039

5.8 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass sich das Material *Telio CAD* bei niedrigeren Geschwindigkeiten, insbesondere bei 1 mm/min, im Kraft-Verschiebungs-Verhältnis nichtlinear verhält. Bei Geschwindigkeiten oberhalb von 0,5 m/s ist dieser Zusammenhang wiederum annähernd linear. In den Versuchen mit den Brücken konnte ebenfalls gezeigt werden, dass die Versuchsgeschwindigkeit einen signifikanten Einfluss hat. Bei höherer Geschwindigkeit (130 mm/s) verhielten sich die getesteten Brücken deutlich steifer und versagten bereits bei niedrigeren Kraftwerten. Die gemessenen Ergebnisse der Validierungsversuche mit den Brücken konnten durch die nichtlineare Finite-Elemente-Methode berechnet werden. Eine Vorhersage des Verhaltens der Brücke unter Belastung war auf diese Weise möglich.

6 Diskussion

6.1 Methodikdiskussion

6.1.1 Materialauswahl und Prüfkörperherstellung

In der vorliegenden Studie wurde ein für die CAD/CAM-Fertigung geeigneter temporärer Brückenwerkstoff ausgewählt. Die CAD/CAM-Fertigung wurde gewählt, weil diese Herstellungsmöglichkeit in den vergangenen Jahren immer mehr an Bedeutung gewonnen hat[110] und die Möglichkeit bietet, die gewählte idealisierte Brückengeometrie (STL-Datei) in theoretisch unbegrenzt hoher Stückzahl, reproduzierbar und mit hoher Genauigkeit herzustellen. Dadurch konnte in den Validierungsversuchen ein hohes Maß an Standardisierung gewährleistet werden. Weiterhin werden die Rohlinge der temporären CAD/CAM-Werkstoffe unter hoch standardisierten Bedingungen industriell hergestellt (Kap. 3.2.3). Dadurch können eine höhere Homogenität und konstantere mechanische Eigenschaften gewährleistet werden[18, 82]. Wie in Kapitel 3.2.3 beschrieben, bestehen manche Werkstoffe aus Methylmethacrylaten, denen zur Optimierung der Eigenschaften anorganische Füllstoffe zugesetzt sind. Der Zusatz von Füllstoffen kann die mechanischen Eigenschaften des Werkstoffes beeinflussen und zu einem komplexen Materialverhalten führen. Da die Materialcharakterisierung und die Simulation des Materialverhaltens die Ziele der vorliegenden Studie sind, wurde daher ein möglichst homogener Werkstoff ausgewählt. Des Weiteren wurde darauf geachtet, dass das Material sowohl klinisch bewährt, als auch in der Literatur bereits untersucht worden ist. Die Studienlage zu *Telio CAD* ist vielfältig. Wie bereits in Kapitel 3.2.3 beschrieben, wurden die mechanischen Eigenschaften in mehreren Studien untersucht. Insbesondere untersuchten Edelhoff et al.[38] und Wimmer et al.[148] die Bruchlasten von dreigliedrigen temporären Brücken aus *Telio CAD* und verglichen diese mit denen von Brücken aus konventionellen temporären Werkstoffen. Die elastischen Eigenschaften von *Telio CAD* wurden durch die Studie von Goryainova et al.[50] bestimmt.

Weiterhin wurden bereits die marginale Passgenauigkeit im Vergleich zu anderen ausgewählten konventionellen Materialien[72, 151], sowie die optischen Eigenschaften[52] und die Reparaturfähigkeit[147] von *Telio CAD* Restaurationen untersucht.

6.1.2 Versuche zur Materialcharakterisierung

Die Materialcharakterisierung steht am Anfang jeder FEM-Simulation. Häufig wurden in bisherigen Studien zeit- und arbeitsintensive Materialuntersuchungen vermieden und die Kennwerte aus der Literatur übernommen[2, 10, 31, 59, 58, 64, 67, 118, 127]. Dabei wurden in allen genannten Studien[2, 10, 59, 58, 64, 67, 118, 127] die Eigenschaften der Materialien stets als linear-elastisch angenommen. An dieser Stelle wird darauf hingewiesen, dass es sehr wohl Biomaterialien gibt, wie beispielsweise Keramiken, welche sich linear-elastisch oder zumindest annähernd linear-elastisch verhalten[71]. Im Gegensatz zu den Materialeigenschaften von Keramiken werden von Kelly et al.[71] Metalle als dentale Biomaterialien genannt, die kein linear-elastisches Materialverhalten zeigen. Exemplarisch soll im Detail auf die Arbeit von Dejak et al.[31] näher eingegangen werden, welche die Stabilität von Kronen aus verschiedenen Materialien (Zirkoniumdioxid, leuzitverstärkte Keramik, Komposit und Goldlegierung) auf einem Unterkiefermolaren untersuchte und diese mit einem intakten Zahn verglich. Dementsprechend wurden fünf FEM-Modelle berechnet. Die Materialeigenschaften für alle Materialien einschließlich der Zahnhartsubstanzen und des Parodontalen Ligamentes wurden in der oben genannten Studie[31] aus der Literatur entnommen und als linear-elastisch, homogen und isotrop angenommen. Wie in Kapitel 6.1.6 beschrieben wird, sind die Zahnhartsubstanzen allerdings in ihrer Struktur weder homogen noch isotrop und es kann nur vermutet werden, dass ihre Materialeigenschaften weiterhin nicht linear-elastisch sind. Wie in Kapitel 6.2.5 beschrieben wird, ist bei Kompositen aufgrund ihrer Zusammensetzung ein komplexes Materialverhalten wahrscheinlich. Ebenso wird sich eine Goldlegierung nicht linear-elastisch verhalten[71]. Damit können aus der oben genannten Studie[31] die getroffenen Annahmen zu den Materialeigenschaften nur für die beiden Keramiken als gegeben angesehen werden.

In der vorliegenden Studie sollten daher diese Materialeigenschaften durch entsprechende Versuche selbst bestimmt und ein unter Umständen nichtlineares Verhalten identifiziert werden. Um zunächst das Verhalten und die Ratenabhängigkeit des E-Moduls von *Telio CAD* zu bestimmen, wurden 3-Punkt-Biegeversuche bei verschiedenen Versuchsgeschwindigkeiten und anschließend eine Dynamisch Mechanisch Thermische Analyse mit Biegestäben durchgeführt. Diese Versuche werden typischerweise in der Materialcharakterisierung angewandt[111, 145].

3-Punkt-Biegeversuche bei sechs verschiedenen Geschwindigkeiten

Bei den 3-Punkt-Biegeversuchen wurden Biegestäbe mit einem Querschnitt von 2 mm x 2 mm und eine Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min, gemäß internationaler Norm EN ISO 10477:2004[32] für polymerbasierte Kronen- und Brückenkunststoffe, verwendet. Ergänzend zu der Norm wurden fünf weitere Traversengeschwindigkeiten untersucht. Vergleichbare Untersuchungen, welche den Einfluss der Versuchsgeschwindigkeit auf den initialen E-Modul und die Bruchkraft von *Telio CAD* untersucht haben, konnten innerhalb der Literaturrecherche nicht gefunden werden.

Die Probenanzahl bei 3-Punkt-Biegeversuchen betrug bei anderen Studien sechs[5, 43, 78], zehn[114, 151], zwölf[1], 15[7] beziehungsweise 20[29] Biegestäbe je Prüfgruppe. In der vorliegenden Arbeit wurden daher für die drei niedrigeren Geschwindigkeiten 20 Prüfkörper je Prüfgruppe gewählt. Bei den drei höheren Geschwindigkeiten wurden jeweils zehn Prüfkörper untersucht.

Um ein Überhitzen und damit eine möglicherweise irreversible Schädigung der Proben zu vermeiden, erfolgte die Herstellung der Biegestäbe mit Hilfe einer Präzisionssäge unter ständiger Wasserkühlung. Anschließend wurden Sägefahnen entfernt und die Maße überprüft. In der Studie von Yao et al.[151] wurden Biegestäbe aus *Telio CAD* mit identischem Querschnitt auf ähnliche Art und Weise hergestellt.

In der Studie von de Kok et al.[29] wurden vor der FEM-Simulation ebenfalls die Materialeigenschaften von *Telio CAD* selbst bestimmt. Dazu wurden 20 Biegestäbe mit einem Querschnitt von 2 mm x 2 mm in einem 3-Punkt-Biegeversuch mit einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Bruch belastet. Unter der Annahme eines linear-elastischen Materialverhaltens wurde der ermittelte E-Modul der FEM-Berechnung zugrunde gelegt.

Dynamisch Mechanisch Thermische Analyse (DMTA)

Um die viskoelastischen Eigenschaften von *Telio CAD* zu bestimmen und um zu zeigen, dass der E-Modul von *Telio CAD* sowohl frequenz- als auch temperaturabhängig ist, wurde das häufig verwendete Prüfverfahren der DMTA (Kap. 3.3.3) verwendet. Da die Belastungsgeschwindigkeit (z.B. beim Kauen, Knirschen, Pressen oder durch die Beschaffenheit der Nahrung[60]) (Kap. 3.4) und die Temperatur in der Mundhöhle aufgrund von unterschiedlich temperierter Nahrung (z.B. Eis oder heißer Kaffee) (Kap.

3.5) keine konstanten Größen sind, ist ein Nachweis der Abhängigkeit des E-Moduls von beiden Größen von besonderer klinischer Bedeutung.

6.1.3 Versuchsaufbau

Für den in der vorliegenden Studie verwendeten Versuchsaufbau wurde eine dreigliedrige Brücke im Oberkieferseitenzahnbereich gewählt. Dabei sollte der Versuchsaufbau einer klinisch nahen Situation (siehe Abb. 3.2, 3.3 und 3.4) entsprechen. Klinisch nah bedeutet unter anderem auch, dass der Prüfkörper (Brücke) eine individuelle und im Vergleich zu standardisierten Prüfkörpern (z.B. Biegestäbe) komplexere Geometrie aufweist. Prüfkörper in Form von dreigliedrigen Brücken im Seitenzahnbereich des Ober- oder Unterkiefers mit Ersatz des zweiten Prämolaren oder des ersten Molaren wurden bereits in mehreren Studien untersucht[19, 38, 98, 99, 128]. In diesen Studien wurden die Brücken jeweils bis zur Fraktur belastet und die Bruchkräfte gemessen.

Aus der aktuellen *Deutschen Mundgesundheitsstudie* (*DMS V*)[61] geht hervor, dass der Anteil der Patienten ohne eigene Zähne abnimmt. Von 1997 (*DMS III*) bis 2014 (*DMS V*) hat sich dieser Anteil halbiert. Das bedeutet, dass immer mehr Patienten ihre eigenen Zähne länger behalten können. Zum Beispiel hat in der Gruppe der jüngeren Senioren (65-74 Jahre) die Anzahl an eigenen Zähnen pro Person von 10,4 (*DMS III*) auf 16.9 (*DMS V*) zugenommen. Daraus ergibt sich, dass der Anteil an Patienten steigt, der festsitzend, zum Beispiel mit Brücken, versorgt werden kann.

Nachfolgend sollen in den Unterabschnitten die einzelnen Bestandteile des Versuchsaufbaus diskutiert werden.

Pfeilerzähne und Halterung

Der Seitenzahnbereich wurde daher gewählt, weil hohe Kaubelastungen unter physiologischen Bedingungen überwiegend im Seitenzahnbereich auftreten[131].

Pfeilerzähne, die mit einer Brücke versorgt werden sollen, müssen zunächst präpariert werden (siehe Kap. 3.1.2). Eine klinische Präparation wird durch die klinischen Gegebenheiten (Zahnhartsubstanzangebot, Lage und Ausdehnung der Pulpakammer, Sicht auf das Präparationsgebiet, etc.) und nicht zuletzt durch die Fertigkeiten des Behandlers beeinflusst. Das Resultat ist eine in unterschiedlichem Ausmaß durch lokale

Unregelmäßigkeiten geprägte Präparation, die zu einer komplexeren Geometrie des Bauteils (Brücke) führen könnte. Eine ungleichmäßige Restauration mit unterschiedlichen Schichtstärken kann zu unregelmäßigen Spannungsverteilungen führen. Um standardisierte Prüfbedingungen zu erhalten, wurde in der vorliegenden Studie eine ideale Präparation digital erstellt. Dadurch konnte zirkulär ein gleichmäßiger Substanzabtrag und in der Folge eine gleichmäßige Schichtstärke der Restauration gewährleistet werden.

Im Gegensatz zu anderen Studien[65, 137, 153, 156], die Einflussgrößen wie das Dentin, die Pulpa, das Parodontale Ligament (Eigenbeweglichkeit der Zähne) oder die mechanischen Eigenschaften des Knochens selbst berücksichtigten, sollte mit der vorliegenden Studie ein standardisiertes Verfahren etabliert werden, welches ein validiertes FEM-Berechnungsmodell ermöglicht und möglichst wenige Parameter (potentielle Fehlerquellen) enthält. Beispielsweise wurde in der Studie von ALT[8] das Parodontale Ligament und damit die Eigenbeweglichkeit der Pfeilerzähne durch eine 1 mm dicke Schicht aus Silikon realisiert. Die Positionierung der Pfeilerzähne erfolgte dabei mit Hilfe eines Kunststoffschlüssels. Die mechanischen Eigenschaften des Silikons, die Dicke der Silikonschicht und die Positionierung des Pfeilerzahnes selbst stellen bereits drei zusätzliche Parameter dar. Zur Fehlerminimierung und um eine weitere Standardisierung zu erreichen, wurde in der vorliegenden Studie eine fixierte Lagerung verwendet. Diese Lagerung kommt klinisch der Versorgung mit einer implantatgetragenen Brücke nahe, da Implantate kaum Eigenbeweglichkeit besitzen[4, 26, 66, 68].

Herstellung der Brücke

Die Herstellung von CAD/CAM-gefertigten Langzeitprovisorien kann direkt in der Zahnarztpraxis durch verhältnismäßig kleine Fräseinheiten erfolgen (siehe Kap. 3.2.2). Um die Genauigkeit weiter zu optimieren, wurden die in der vorliegenden Studie verwendeten Brücken im Gegensatz dazu von einem externen Fräszentrum und unter Verwendung einer industriellen Fräsmaschine aus Ronden herausgefräst. Somit konnten jeweils zehn Brücken aus einem Rohling (Ronde) hergestellt werden. Die Studien von Bosch et al.[20] und Kirsch et al.[73] haben die Genauigkeit von Fräsmaschinen untersucht. Bosch et al. kamen zu dem Ergebnis, dass die 5-Achs-Fräsmaschinen eine bessere Genauigkeit erzielten. Dieses Ergebnis bestätigt die Studie von Kirsch et al. teilweise,

da in dieser Studie eine 4-Achs-Fräsmaschine eine schlechtere und eine 4-Achs-Fräsmaschine eine vergleichbar gute Genauigkeit im Vergleich zu 5-Achs-Fräsmaschinen erzielte. Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Studie eine 5-Achs-Fräsmaschine verwendet.

Brückenbefestigung

Aufgrund der Fertigungstoleranzen von Brücke und Halterung, konnte davon ausgegangen werden, dass es ohne die Verwendung eines Befestigungszementes, der die Passungenauigkeiten ausgleichen könnte, in jedem Fall zu punktuellen Belastungen kommen würde. Die Unterschiede bei den Bruchlasten zwischen zementierten und nicht zementierten Brücken wurde bereits in der Studie von Stawarczyk et. al[120] untersucht. Ein Ergebnis dieser Studie waren signifikant höhere Bruchlasten bei den zementierten Brücken. Aus diesem Grund wurden die Brückenprüfkörper innerhalb der vorliegenden Studie fest einzementiert.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit und die aus der Literatur zum E-Modul von *KetacCem* zeigen, dass dieses sechsmal höher ist als der E-Modul von *Telio CAD*. Aus diesem Grund wurden im FEM-Modell die den Pfeilerzähnen zugewandten Elemente (siehe Abb. 4.25) der Brücke als SPC-Elemente (siehe Kap. 4.6.2) definiert und damit der Zement und die Halterung in dem FEM-Berechnungsmodell als starr angenommen. Auf diese Weise konnten weitere Parameter aus der FEM-Berechnung ausgeschlossen werden.

Auswahl des Antagonisten

Der Antagonist wurde in der vorliegenden Studie durch eine Chromstahlkugel mit einem Durchmesser von 7 mm simuliert. Die Verwendung einer Kugel als Antagonist ist im zahnärztlichen Bereich eine probate Methode und wurde bereits in mehreren Studien eingesetzt[3, 19, 38, 64, 86, 113, 128, 159]. Um eine reproduzierbare konstante Position der Kugel gewährleisten zu können, wurde eine Kugel mit einem Durchmesser von 7 mm verwendet. Chromstahl ermöglicht in der Herstellung der Kugeln eine hohe Genauigkeit (Kap. 4.5.1). Zusätzlich gewährleistet eine Stahlkugel aufgrund ihres hohen E-Moduls eine Formstabilität und damit eine Standardisierung der Versuche. Stahlkugeln wurden bereits in mehreren Studien verwendet[19, 64, 113].

Überprüfung der Kugelposition

Wie bereits in Kapitel 4.5.1 beschrieben, waren zwei Aspekte bei der Kugelposition von entscheidender Bedeutung. Zum einen sollte die Position der Kugel im Bezug zur Brücke bestimmt und damit eine Übertragung auf das FEM-Modell ermöglicht werden. Zum anderen sollte die Reproduzierbarkeit der Kugelposition bei den experimentellen Validierungsversuchen gewährleistet werden. Letztgenannte Reproduzierbarkeit wurde zum Beispiel in der Studie von HEERDE[54] durch eine Übertragungsschablone realisiert und die Kugel anschließend mit einem Zement auf der Brücke befestigt. Kritisch ist dabei zu betrachten, wie genau die Methode der Übertragungsschablone tatsächlich ist und welche Auswirkungen ein flächenhafter Kontakt auf die Spannungsverteilung hat. Der ideale physiologische Zahnkontakt weist Kontaktpunkte auf und keine Kontaktflächen[80]. Aus diesem Grund wurde die Kugel in der vorliegenden Studie nicht befestigt, sondern zunächst in die Brücke hineinrollen gelassen und anschließend die Position der Kugel zur Brücke bestimmt. Auf diese Weise wurde weiterhin die Reproduzierbarkeit der Kugelposition überprüft, welche für die Vergleichbarkeit der Validierungsversuche mit den Simulationen von zentraler Bedeutung war.

6.1.4 Validierungsversuche

Wie in Kapitel 3.6.3 beschrieben, wurde die FEM bereits in diversen Studien im Bereich der Zahnmedizin angewandt. Häufig wurden die berechneten Ergebnisse allerdings nicht durch entsprechende in-vitro Versuche validiert[10, 59, 107, 137, 153]. Ergebnisse aus FEM-Berechnungsmodellen, welche nicht durch experimentelle Validierungsversuche bestätigt wurden, können nicht als zuverlässig angesehen werden[141]. Aus diesem Grund wurden in der vorliegenden Studie beide Versuchsreihen (1 mm/min und 130 mm/s) nicht nur mit Hilfe der FEM berechnet, sondern auch durch entsprechende Versuchsreihen unter in-vitro Bedingungen validiert.

In der Studie von Wang et al.[141] wurden experimentelle in-vitro Versuche zur Validierung der FEM-Simulation durchgeführt. Dazu wurden auf einer dreigliedrigen Brücke im Unterkieferseitenzahnbereich sechs Dehnungsmessstreifen im Bereich des Brückenzwischengliedes platziert. Die Dehnungsmessstreifen konnten allerdings nicht im Bereich der Verbinder positioniert und daher das Dehnungsmaximum vermutlich nicht erfasst werden. Im Gegensatz zur punktuellen Erfassung der Dehnungen mit Hilfe von Dehnungsmessstreifen bietet die digitale Bildkorrelation die Möglichkeit der

flächenhaften Erfassung von Dehnungen auf der Oberfläche der Verbinder. Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Studie die digitale Bildkorrelation verwendet.

6.1.5 Digitale Bildkorrelation

Die DIC ist eine im zahnmedizinischen Bereich mehrfach verwendete Methode, um die oberflächlichen Dehnungen während der Belastung optisch zu messen[25, 126, 143]. Darüber hinaus kamen Tiossi et al.[126] zu dem Ergebnis, dass die DIC zur Validierung eines FEM-Modells sehr gut geeignet ist. Aufgrund des Versuchsaufbaus und des verhältnismäßig kleinen Messbereiches des *GOM ARAMIS* Systems konnte nur der Bereich eines Verbinders zurzeit aufgezeichnet und ausgewertet werden. Da der Verbinder zwischen dem zweiten Molaren und dem Brückenzwischenglied für das Kamerasystem besser einsehbar war, wurde dieser Bereich für die DIC gewählt.

6.1.6 Nichtlineare Finite-Elemente-Analyse

Die nichtlineare FEM wurde in der vorliegenden Studie verwendet, da die Methode selbst in anderen Fachgebieten (z. B. im Maschinenbau) ein aussagekräftiges Standardwerkzeug für Ingenieure darstellt[138]. Im Bereich der Zahnmedizin ist die Methode zurzeit nicht vergleichbar etabliert. Es wurden bisher einige FEM Studien durchgeführt, von denen die wenigsten jedoch nichtlineare Berechnungen waren und daher in diesem Bereich weitere nichtlineare Untersuchungen durchgeführt werden sollten[139].

Grundlegend ist die Anwendung der Finiten-Elemente-Methode im medizinischen Bereich mit besonderen Herausforderungen verbunden. Um ein exaktes Modell für eine Berechnung zu erhalten, müssten alle versuchsrelevanten Parameter Berücksichtigung finden. Die Erfassung aller Rahmenbedingungen gestaltet sich innerhalb der Medizin als besonders anspruchsvoll[84], da zwischen den Patienten individuelle Unterschiede bestehen. Das heißt, dass grundsätzlich Variationsbreiten in der makroskopischen, mikroskopischen und chemischen Zusammensetzung bestehen. Unterschiedliche und wechselnde Materialeigenschaften der zum Teil hochkomplexen und meist nicht homogenen umliegenden Gewebe (z. B. der Knochen, das Parodontales Ligament, etc.) lassen zurzeit keine standardisierte Versuchsdurchführung zu.

Beispielsweise besteht das Parodontale Ligament aus einzelnen Fasern, die die Kraft an den Knochen weiterleiten. Deren Anzahl, Beschaffenheit, Lokalisation und Verlauf haben einen Einfluss auf die physiologische Eigenbeweglichkeit der Pfeilerzähne und müssten entsprechend in einer FEM Simulation einer klinischen Situation berücksichtigt werden.

An dieser Stelle sei angemerkt, dass für eine detaillierte und damit umfangreiche Abhandlung über chemische Zusammensetzungen, mikroskopische und makroskopische Besonderheiten der einzelnen Gewebe auf einschlägige Bücher aus den Bereichen der Zahnmedizin und der Anatomie des menschlichen Körpers verwiesen wird[80, 89].

Zahlreiche Studien[65, 67, 137, 153, 156] berücksichtigen in den jeweils verwendeten FEM-Berechnungsmodellen die mechanischen Eigenschaften von mindestens einem der folgenden Bestandteile: Zahnschmelz, Dentin, Pulpa, Parodontales Ligament oder Alveolarknochen. In allen genannten Studien wurden diese Materialeigenschaften allerdings aus der Literatur entnommen und als homogen, isotrop und linear-elastisch angenommen. Die Homogenität und Isotropie ist für alle oben genannten Bestandteile aufgrund der Erkenntnisse über den strukturellen Aufbau nicht gegeben. Ob im Einzelnen tatsächlich ein linear-elastisches Materialverhalten vorliegt oder nicht, könnte, wenn möglich, in Folgestudien durch entsprechende Materialuntersuchungen verifiziert werden.

Zusammenfassend kann also festgestellt werden, dass die zum Teil hochkomplexen Strukturen der biologischen Gewebetypen und damit auch das mechanische Verhalten in bisherigen Studien noch nicht vollständig berücksichtigt werden konnten. Werden in den Berechnungen vereinfachende Annahmen getroffen, wie etwa, dass alle Materialien homogen und isotrop sind, dann kann das berechnete Ergebnis und insbesondere klinische Folgerungen daraus nur mit Einschränkungen gesehen werden.

Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Studie ein standardisierter Versuchsaufbau (Kap. 6.1.3) gewählt, um zu zeigen, dass die nichtlineare FEM für die Simulation der Belastung eines klinisch nahen Bauteils (Brücke) aus PMMA geeignet ist. Insbesondere ist die nichtlineare Berechnung unter Verwendung eines nichtlinearen Materialverhaltens und unter Berücksichtigung der Kontaktnichtlinearität in der vorliegenden Arbeit von zentraler Bedeutung, da nichtlineare FEM-Studien im Bereich

der Zahnmedizin vergleichsweise selten durchgeführt und meist nur die Kontaktnichtlinearität berücksichtigt wurde[22, 28, 30, 85, 117, 118, 126].

Die experimentelle Bestimmung der Bruchkräfte ist eine übliche Untersuchungsmethode zur Beurteilung der Stabilität von Zahnersatz (Kap. 3.5.1). Im Gegensatz dazu ermöglicht die FEM eine genaue Analyse von lokalen Spannungen und Dehnungen in einem Bauteil (z. B. Brücke), wodurch das Identifizieren von Schwachstellen schon vor der Produktion des Bauteils möglich wird. Für die FEM-Simulation wurde das FEM-Berechnungsprogramm *LS-DYNA* verwendet, da es zum einen hochgradig nichtlineare Berechnungen ermöglicht und zum anderen eine große Auswahl an hinterlegten Materialkarten bietet, sowie eine massive Parallelisierung bei großen Modellen erlaubt. Die Parallelisierung der Berechnung führt zu einer Reduzierung der Rechenzeit. Eine möglichst geringe Rechenzeit ist hinsichtlich einer zukünftigen klinischen Anwendbarkeit von besonderer Bedeutung. In Tabelle 5.4 sind die Rechenzeiten entsprechend aufgeführt und betrugen in der vorliegenden Arbeit bis zu 76 Minuten. Weiterhin ist *LS-DYNA* ein weltweit häufig verwendetes FEM-Berechnungsprogramm[35].

6.1.7 Prüfgeschwindigkeiten

In der vorliegenden Studie wurden zwei unterschiedliche Versuchsgeschwindigkeiten untersucht. Wie in Kapitel 3.3.2 beschrieben, werden Versuche mit polymerbasierten Kronen- und Brückenwerkstoffen üblicherweise bei einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min durchgeführt. Die Geschwindigkeit, mit der die gegenüberliegenden Zähne beim Kauen üblicherweise aufeinander treffen (Kap. 3.4.1), beträgt zirka 130 mm/s beziehungsweise 7800 mm/min. Damit ist die unter physiologischen Bedingungen auftretende Geschwindigkeit um den Faktor 7800 größer als die im Labor durchgeführte Geschwindigkeit. In der Studie von ALT[8] wurde bereits mit 200 mm/min eine im Vergleich zur Norm (EN ISO 10477:2004)[32] deutlich höhere Versuchsgeschwindigkeit bei Bruchkraftmessungen mit einer Brücke gewählt, um den klinischen Kaubedingungen näher zu kommen. Dieser Wert ist allerdings um das 39-fache niedriger als die in der Literatur angegebene Kaugeschwindigkeit. Daher wurde in der vorliegenden Arbeit für die Kaugeschwindigkeit (130 mm/s) keine servoelektrische, sondern eine servohydraulische Prüfmaschine verwendet. Mit Hilfe beider Versuchsgeschwindigkeiten sollte in der vorliegenden Studie geprüft werden, ob es

einen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Bruchkräfte bei verschiedenen Versuchsgeschwindigkeiten gibt.

6.1.8 Statistische Auswertung

Bei den 3-Punkt-Biegeversuchen mit den Biegestäben wurden bei den drei niedrigeren Versuchsgeschwindigkeiten (1, 10 und 100 mm/min) jeweils 20 Prüfkörper je Prüfgruppe und bei den drei höheren Geschwindigkeiten (0,5, 1 und 2,5 m/s) jeweils 10 Prüfkörper je Prüfgruppe gewählt, um eine statistisch verlässliche Auswertung zu ermöglichen. Eine entsprechende Prüfkörperanzahl kam bereits in anderen Studien zur Anwendung (siehe Kap. 6.1.2).

Es wurden die initialen E-Moduln und die Bruchkräfte auf eine Normalverteilung hin überprüft. Anschließend wurde ein Zweistichproben T-Test mit den Ergebnissen der einzelnen Versuchsgeschwindigkeiten durchgeführt, um zu prüfen, ob bei den initialen E-Moduln signifikante Unterschiede bestehen.

Bei den Versuchen mit den Brücken bei 1 mm/min und bei 130 mm/s wurde eine Normalverteilung der Bruchkräfte untersucht und ebenfalls ein Zweistichproben T-Test zwischen den Bruchkräften beider Versuchsgeschwindigkeiten durchgeführt. Dadurch sollte ein gegebenenfalls signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchsgeschwindigkeiten ermittelt werden.

6.2 Ergebnisdiskussion

6.2.1 Bestimmung der Materialeigenschaften von Telio CAD

3-Punkt-Biegeversuche

Aus den 3-Punkt-Biegeversuchen mit 90 Biegestäben bei sechs unterschiedlichen Versuchsgeschwindigkeiten konnte das Verhalten von *Telio CAD* unter mechanischer Biegebeanspruchung identifiziert werden. Bei den drei niedrigeren Geschwindigkeiten zeigte sich im Kraft-Verschiebungs-Diagramm ein nichtlineares Verhalten. Wie oben beschrieben (Kap. 5.1.1), verlaufen die Kurven im Kraft-Verschiebungs-Diagramm im Anfangsteil annähernd linear. Im weiteren Verlauf nimmt die Steigung der Kurven jedoch immer weiter ab, was auf eine plastische Verformung hindeutet. Eine plastische Verformung liegt dann vor, wenn die Probe nach Entlastung nicht wieder in ihre Ausgangsposition zurückkehrt (Kap. 3.3.1). In Abbildung 3.12 ist zu sehen, wie ein

entsprechendes Kraft-Weg-Diagramm eines Be- und Entlastungsversuches aussehen könnte.

Ein nichtlineares Verhalten bei Belastung bis zum Bruch von *Telio CAD* wurde von der Studie von Niem et. al[97] ebenfalls beobachtet. In dieser Studie[97] wurde die Fläche unterhalb der Spannungs-Dehnungs-Kurve betrachtet. Eine Teilfläche wurde dabei als Ausmaß für die plastische Deformation definiert. Der Anteil der plastischen Deformation war bei *Telio CAD* ausgeprägter als bei anderen untersuchten Materialien.

Bei den drei höheren Geschwindigkeiten konnte ein Abflachen der Kurven hingegen nicht mehr beobachtet werden (Abb. 5.2). Über den Gesamtverlauf zeigte sich ein annähernd linearer Verlauf. Daher ist davon auszugehen, dass der Anteil an plastischer Verformung bei höheren Geschwindigkeiten (>0,5 m/s) als eher gering einzuschätzen ist.

Ein weiteres Ergebnis aus den 3-Punkt-Biegeversuchen der vorliegenden Studie ist, dass ein signifikanter Unterschied für den initialen E-Modul zwischen fünf Versuchsgeschwindigkeiten nachgewiesen werden konnte. Es wurde ein Anstieg des initialen E-Moduls und damit auch der Biegesteifigkeit mit Zunahme der Versuchsgeschwindigkeit beobachtet. Bei den drei höheren Geschwindigkeiten ist der Unterschied nicht so ausgeprägt wie bei den niedrigeren Geschwindigkeiten, was darauf schließen lässt, dass eine weitere Steigerung der Geschwindigkeit zu nicht viel höheren Werten für den initialen E-Modul führen würde und dass die maximale Biegesteifigkeit bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 2,5 m/s fast erreicht ist. Es liegen zum jetzigen Zeitpunkt nur Studien vor, die den initialen E-Modul von *Telio CAD* bei einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min bestimmt haben. Höhere Versuchsgeschwindigkeiten wurden bisher nicht untersucht. In der vorliegenden Studie wurde bei 1 mm/min ein initialer E-Modul von 2594,19 ± 75,04 MPa bestimmt. Dieser Wert liegt etwas unterhalb von zwei anderen Studien und den Herstellerangaben (Niem et al.: 2870,7 ± 162,3 MPa[97]; de Kok et al.: 2900 ± 200 MPa[29]; Herstellerangaben: ≥2800 MPa[63]), wobei die Rahmenbedingungen nicht identisch waren.

Das oben beschriebene nichtlineare Verhalten von *Telio CAD* wurde bisher kaum untersucht. In der Literatur wird für Polymere allerdings ein ähnliches Verhalten beschrieben und dieses durch ihren strukturellen Aufbau erklärt. Dabei ermöglichen große Molekülabstände und verhältnismäßig schwache Anziehungskräfte ein Verschieben der Molekülketten.[145]

Dynamisch Mechanisch Thermische Analyse

Mit Hilfe der DMTA konnten die viskoelastischen Eigenschaften von *Telio CAD* bestimmt und eine Temperatur- und Frequenzabhängigkeit des E-Moduls gezeigt werden (siehe Abb. 5.3). Bei einer Frequenz von 1 Hz betrug der E-Modul bei 55°C 3000 MPa und bei 0°C 4800 MPa, was einem Anstieg um 60% entspricht. Eine Frequenzsteigerung von 1 Hz auf 100 Hz führte bei einer konstanten Temperatur von 35°C zu einem Anstieg des E-Moduls um 1000 MPa. Wie in Kapitel 3.5 beschrieben, liegt die Temperatur in der Mundhöhle zwischen 14,3°C und 48,5°C. Im Vergleich dazu betrug der Temperaturunterschied zwischen minimaler und maximaler Temperatur in der DMTA 55°C. Unter klinischen Bedingungen ist ein entsprechend geringer ausfallender Unterschied im E-Modul zu erwarten.

6.2.2 Ergebnisse zur Kugelposition

Bestimmt wurden die Koordinaten des medianen Kugelmittelpunktes sowie eine mittelwertige Abweichung zwischen den einzelnen Kugelpositionen in Höhe von 11,3 µm. Bei der Überprüfung der Reproduzierbarkeit betrug die mittlere Abweichung nach Neupositionierung der Kugel 6,4 µm und ohne Neupositionierung der Kugel 1,9 µm. Die mittlere Abweichung der Kugelposition aus den Scandatensätzen betrug ohne Neupositionierung, allerdings mit Best-Fit-Überlagerung mit der CAD-Datei, anstatt mit Hilfe des Referenzwürfels, 3,3 µm statt der oben genannten 1,9 µm. Daher kann mit großer Wahrscheinlichkeit davon ausgegangen werden, dass die Bestimmung der Kugelposition über das lokale Koordinatensystem des Referenzwürfels genauere Ergebnisse liefert, als die Überlagerung eines Scandatensatzes mit der CAD-Datei der Brücke und anschließender Bestimmung der Koordinaten des Kugelmittelpunktes im Koordinatensystem der CAD-Datei. Zum anderen konnte bestätigt werden, dass das Verfahren der Kugelpositionierung eine gute Reproduzierbarkeit und damit eine hohe Standardisierung gewährleistet. In der Studie von BENEDICKT[16] wurde unter anderem die Genauigkeit des *ATOS Core 45*-Scanners untersucht. Das Ergebnis zeigte eine mittlere Abweichung von 4 µm ± 1 µm. Somit liegt die mittlere Abweichung nach Neupositionierung der Kugel mit 6,4 µm nur knapp außerhalb der Messgenauigkeit des *ATOS Core 45*.

6.2.3 Bestimmung des E-Moduls des Befestigungsmaterials

Das berechnete Ergebnis für den E-Modul von *KetacCem* mit einem Wert von 18.000 MPa ist in Übereinstimmung mit der Literatur[83, 149]. In der Studie von LI und WHITE[83] wurde unter anderem der E-Modul von *KetacCem* nach fünf verschiedenen Zeitpunkten (1 Stunde, 1 Tag, 1 Woche, 1 Monat, 1 Jahr) bestimmt. Die ermittelten Werte für den E-Modul lagen zwischen 14,8 ± 2,7 GPa nach einer Stunde und 20,1 ± 1,0 GPa nach einem Jahr. Nach einer Woche wurde ein E-Modul von 17,6 ± 2,2 GPa gemessen. Es wurde ein stetiger Anstieg des E-Moduls mit der Zeit beobachtet.

6.2.4 Ergebnisse der Validierungsversuche

In Übereinstimmung mit den 3-Punkt-Biegeversuchen verhielten sich die Brücken bei einer höheren Versuchsgeschwindigkeit (130 mm/s) steifer und zeigten im Kraft-Verschiebungs-Diagramm einen steileren Verlauf der Kurven. Das Abflachen der Kurven, wie in Kapitel 5.1.1 beschrieben, ist bei der niedrigeren Versuchsgeschwindigkeit (1 mm/min) in abgeschwächter Form zu sehen. Der im Vergleich zu den 3-Punkt-Biegeversuchen nicht identische Verlauf ist zum einen durch die Probengeometrie zu erklären. Ein größerer Querschnitt führt zu einem steileren Verlauf der Kurve, da mehr Kraft aufgewendet werden muss, um einen Körper (z. B. Brücke) mit einem größeren Querschnitt um denselben Betrag durchzubiegen, als einen Körper mit einem kleineren Querschnitt (z. B. Biegestab). Zum anderen werden die Kurvenverläufe aufgrund der unterschiedlichen Rahmenbedingungen anders aussehen. Wesentliche Unterschiede sind die Probengeometrie und die Befestigung auf der Halterung. Dadurch kommt es im Vergleich zu den standardisierten 3-Punkt-Biegeversuchen mit den Biegestäben zu einem komplexeren Spannungszustand.

Die Bruchkraft der Brücken bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 1 mm/min betrug 2045,6 ± 126,6 N. Ein direkter Vergleich des Ergebnisses mit denen aus anderen Studien ist schwer möglich, da die gemessenen Bruchkräfte von vielen Faktoren abhängen (Rahmenbedingungen, Prüfer, Prüfmaschine, Prüfgeschwindigkeit, Versuchsaufbau, Brückengeometrie, etc.). Bruchkraftuntersuchungen an dreigliedrigen Brücken aus *Telio CAD* mit ähnlichem Versuchsaufbau und einer Versuchsgeschwindigkeit von 1 mm/min wurden von drei weiteren Studien[38, 99, 148] durchgeführt. Die gemessenen Bruchkräfte lagen in diesen Studien zwischen 425 und

819 N[38, 99, 148] und fielen damit erheblich niedriger aus, was sich unter anderem durch die unterschiedliche Probengeometrie erklären lässt.

Bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s betrug die Bruchkraft 1491,2 ± 121,7 N. Im Vergleich zu der oben angegeben Bruchkraft bei 1 mm/min (2045,6 ± 126,6 N) ist diese Bruchkraft um 27,1% geringer. Unterschiede in den beiden Versuchsreihen bestehen hinsichtlich der gewählten Prüfgeschwindigkeit und der verwendeten Prüfmaschine. Der Einfluss der Prüfmaschine auf das gemessene Ergebnis kann als gering eingeschätzt werden, da beide Prüfmaschinen nach Herstellerangaben kalibriert wurden. Daher lässt sich diese erhebliche Reduktion der Bruchkraft mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit auf die Prüfgeschwindigkeit zurückführen. Ein Vergleich zu Ergebnissen aus der Literatur ist nicht möglich, da im Rahmen der Literaturrecherche keine vergleichbaren Untersuchungen mit einer der Kaugeschwindigkeit entsprechend hohen Prüfgeschwindigkeit gefunden wurden.

Ein weiterer Unterschied zwischen beiden Versuchsreihen betrifft die Verschiebung, welche den Weg beschreibt, um den sich die Kugel bis zum Versagen der Brücke bewegt. Diese betrugen bei der niedrigeren Geschwindigkeit (1 mm/min) 0,896 mm ± 0,091 mm und bei der höheren Geschwindigkeit (130 mm/s) 0,389 mm ± 0,039 mm. Dass die Verschiebung mit zunehmender Geschwindigkeit abnimmt, wurde ebenfalls bei den 3-Punkt-Biegeversuchen beobachtet und wird in der Literatur durch die viskoelastischen Eigenschaften von Polymeren und das Verschieben von Molekülketten erklärt. Mit steigender Belastungsgeschwindigkeit kann ein zähes Material zunehmend spröde brechen[145], was die aufgetretenen Ergebnisse erklären kann.

6.2.5 Ergebnisse der FEM-Simulation

Simulation mit 1 mm/min

Als zentrales Ergebnis der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass ein linear-elastisches Materialmodell und eine lineare FEM-Berechnung nicht geeignet sind, um das Materialverhalten von *Telio CAD* und im speziellen das Verhalten einer Brücke aus *Telio CAD* unter Belastung zu simulieren. Dieses Ergebnis ist von übergeordneter Bedeutung, da im überwiegenden Teil der Studien alle Materialen als linear-elastisch angenommen werden[25, 34, 48, 137]. Dabei wurden in den genannten Studien unter anderem verschiedene Komposit-Werkstoffe untersucht. Da Komposite aus einer organischen Matrix (Polymer) und aus anorganischen Füllkörpern bestehen und beide die

mechanischen Eigenschaften bestimmen, ist ein komplexes Materialverhalten zu erwarten[41, 104]. Aufgrund der Erkenntnisse aus der vorliegenden Studie über die mechanischen Eigenschaften eines dentalen Polymerwerkstoffes kann vermutet werden, dass sich zumindest die organische Matrix der Komposite in ähnlicher Weise verhalten könnte. Wie Abbildung 5.15 zeigt, verliefen die linear berechneten Kurven deutlich steiler als die tatsächlichen Kurven der Validierungsversuche. Somit werden bei der linearen Berechnung die Kraftwerte beziehungsweise Spannungswerte größer ausfallen als sie tatsächlich sind.

Die Ergebnisse aus den FEM-Simulationen zeigen, dass die Bereiche mit erhöhten Dehnungen überwiegend auf die Bereiche der Verbinder begrenzt sind (Abb. 5.13, 5.14, 5.16 und 5.17). Diese Bereiche konnten in der vorliegenden Studie als Schwachstellen und Ursprünge des Versagens identifiziert werden. Diese Ergebnisse werden durch andere FEM-Studien bestätigt[19, 141, 149].

Die berechneten Dehnungen können mit den gemessenen Ergebnissen aus der digitalen Bildkorrelation verglichen werden. Zur besseren Darstellung und zum direkten Vergleich sind die Abbildungen 5.9 und 5.13 nebeneinander in Abbildung 6.1 dargestellt.

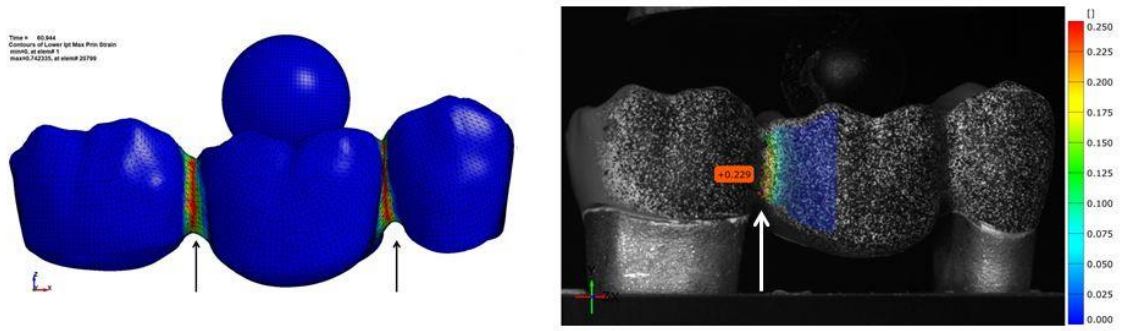


Abb. 6.1 Vergleich der FEM-Simulation (Abb. 5.9) mit der digitalen Bildkorrelation (Abb. 5.13) bei identischer Skalierung. Die Bereiche mit erhöhten Dehnungswerten sind durch Pfeile markiert.

Der direkte Vergleich mit identischer Farbskalierung zeigt, dass die Ergebnisse der Simulation von denen der digitalen Bildkorrelation aus der experimentellen Versuchsreihe bestätigt werden. Wie bereits in Kapitel 6.1.5 erläutert, wurden die oberflächlichen Dehnungen mittels der DIC im Bereich eines Verbinders zwischen dem zweiten Molaren und dem Brückenzwischenglied (Abb. 5.13) untersucht.

Im Gegensatz zur linearen Berechnung konnte mit der nichtlinearen Berechnung und unter Verwendung eines nicht linear-elastischen Materialmodells das Verhalten der

Brücke gut vorhergesagt werden (Abb. 5.15). Das FEM-Modell für die niedrigere Versuchsgeschwindigkeit (1 mm/min) kann damit als validiert angesehen werden.

Simulation mit 130 mm/s

Bei der höheren Versuchsgeschwindigkeit (130 mm/s) wurden ebenfalls für die Bereiche der Verbinder erhöhte Dehnungen berechnet. Zusätzlich wurde im Brückenzwischenglied ein Bereich mit höheren Dehnungen identifiziert (Abb. 5.17), welches sehr gut mit dem beobachteten Bruchmuster übereinstimmt. In der Studie von Borba et al.[19] wurde ebenfalls bei einer dreigliedrigen Brücke ein entsprechender Bereich im Brückenzwischenglied mit erhöhten Spannungen berechnet. Zwischen der genannten Studie[19] und der Vorliegenden besteht im Wesentlichen ein Unterschied in dem verwendeten Werkstoff. Borba et al. untersuchten ein Yttrium-stabilisiertes Zirkoniumdioxid. Neben diesem Unterschied bestehen zwischen beiden Studien zahlreiche Gemeinsamkeiten. Zum einen betrugen in beiden Studien die Verbinderquerschnitte 16 mm^2 und der Abstand zwischen den beiden Pfeilern jeweils 16 mm. Die Brücken wurden auf der entsprechenden Halterung einzementiert. In den FEM-Berechnungen der beiden Studien wurden Tetraederelemente verwendet und die den Pfeilern aufliegenden Flächen jeweils als fixiert angenommen. Die Ähnlichkeiten in den Ergebnissen deuten darauf hin, dass bei einer dreigliedrigen Brücke mit entsprechendem Versuchsaufbau unabhängig vom Werkstoff an bestimmten Lokalisationen (Bereiche der Verbinder und Unterseite des Brückenzwischengliedes) erhöhte Dehnungen beziehungsweise Spannungen zu erwarten sind.

Die simulierte Kraft-Verschiebungs-Kurve verläuft mit ähnlicher Steigung wie die Kurven der Validierungsversuche (Abb. 5.18). Daher kann auch die Materialkarte für die höhere Geschwindigkeit als validiert angesehen werden. Der beschriebene Versatz (Kap. 5.6.2) im Anfangsteil der Kurven von den Validierungsversuchen ist möglicherweise durch eine initiale Bewegung der Kugel oder die Elastizität der Halterung zu erklären. Ein Absinken der Brücke ist aufgrund der Zementierung als unwahrscheinlich einzuschätzen.

6.3 Zusammenfassung der Diskussion, Schlussfolgerung und Ausblick

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie konnten zeigen, dass unter Berücksichtigung von nichtlinearen Materialeigenschaften eine nichtlineare FEM-Berechnung das Verhalten einer Brücke aus *Telio CAD* unter Belastung sehr gut vorhersagen konnte. Die vereinfachende Annahme von linear-elastischen Materialeigenschaften ist in der Literatur eine häufig angewendete Methode, um umfangreiche Untersuchungen zur Materialcharakterisierung zu vermeiden. In der vorliegenden Studie konnte für den Werkstoff *Telio CAD* gezeigt werden, dass die FEM-Berechnung unter der Annahme von linear-elastischen Eigenschaften zu hohe und damit als ungenau einzuschätzende Kraftwerte liefert. Weiterhin zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit, dass die Versuchsgeschwindigkeit einen erheblich Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften von *Telio CAD* hat. In der vorliegenden Arbeit reduzierte sich die Bruchlast einer Brücke bei Verwendung der Kaugeschwindigkeit (130 mm/s) um 27,1%.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie legen nahe, dass ein möglicherweise nichtlineares Verhalten von dentalen Biomaterialien in FEM-Berechnungen berücksichtigt werden sollte. Umfangreiche Materialuntersuchungen sind bei der Materialcharakterisierung empfehlenswert und ermöglichen genauere Simulationsergebnisse. Mit Hilfe des in der vorliegenden Studie verwendeten Versuchsaufbaus konnten die Materialeigenschaften bestimmt, FEM-Simulationen durchgeführt und die Simulationsergebnisse durch experimentelle Versuchsreihen validiert werden. In Folgestudien könnten zunächst andere dentale Biomaterialien entsprechend untersucht und anschließend das FEM-Berechnungsmodell schrittweise um weitere Parameter, wie beispielsweise den Alveolarknochen oder das Parodontale Ligament, erweitert werden, um in Zukunft auch konkrete klinische Aussagen treffen zu können. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass die mechanischen Eigenschaften des Prüfmaterials von der Temperatur abhängen. Daher sollten Folgestudien den Einfluss der Temperatur auf die Belastbarkeit von dentalen Biomaterialien detailliert untersuchen. Wie bereits beschrieben, stellt eine Versuchsgeschwindigkeit in Höhe von 1 mm/min in Anlehnung an die internationale Norm EN ISO 10477:2004 bei Polymeren eine häufig verwendete Geschwindigkeit dar, die im Vergleich zur physiologischen Kaugeschwindigkeit 7800 mal geringer ist. Aufgrund der Erkenntnisse aus der vorliegenden Arbeit über den Einfluss der Versuchsgeschwindigkeit auf die mechanischen Eigenschaften und auf die Belastbarkeit des untersuchten Biomaterials,

sollte in Folgestudien eine der Kaugeschwindigkeit vergleichbar hohe Versuchsgeschwindigkeit berücksichtigt werden. Da unter physiologischen Bedingungen quasistatische Belastungen ebenfalls auftreten (z. B. beim Knirschen oder Pressen), könnte das übliche Prüfverfahren mit einer Prüfgeschwindigkeit von 1 mm/min um eine weitere schnellere, der Kaugeschwindigkeit entsprechende, Prüfgeschwindigkeit ergänzt werden. Auf diese Weise könnte die klinische Aussagekraft der durchgeführten Untersuchungen verbessert werden.

Eine Folgestudie könnte das Bruchverhalten von z. B. *Telio CAD* weiter untersuchen und eine FEM-Simulation des Bruches selbst zum Ziel haben. Erkenntnisse daraus könnten sein, ob mit einer FEM-Simulation Ort, Zeitpunkt und Art und Weise des Versagens vorherzusagen sind.

Ein weiteres Ziel nachfolgender Studien könnte es sein, die nichtlineare FEM-Berechnung in ein CAD/CAM-Programm zu integrieren. Auf diese Weise könnte die Stabilität des digital designten Zahnersatzes bereits vor seiner Fertigung untersucht werden. Schwachstellen könnten identifiziert und anschließend durch den Anwender verstärkt werden. Das Endergebnis wäre ein ästhetischer und zugleich stabilitätsoptimierter Zahnersatz. Weiterhin könnten auf diese Weise zeit- und kostenintensive experimentelle Bauteilprüfungen (siehe Validierungsversuche) vermieden werden.

7 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Studie war es, das mechanische Verhalten einer dreigliedrigen temporären Brückenkonstruktion mit Hilfe der Finiten-Elemente-Methode nichtlinear zu simulieren und das FEM-Berechnungsmodell durch eine entsprechende experimentelle Versuchsreihe zu validieren. Weiterhin sollte untersucht werden, ob es einen signifikanten Unterschied im Materialverhalten zwischen der vielfach verwendeten Versuchsgeschwindigkeit von 1 mm/min und der, unter physiologischen Bedingungen beim Kauen auftretenden, Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s gibt.

Zunächst wurden die Materialeigenschaften von *Telio CAD* (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) in 3-Punkt-Biegeversuchen bei sechs verschiedenen Geschwindigkeiten (1 mm/min, 10 mm/min, 100 mm/min, 0,5 m/s, 1 m/s, 2,5 m/s) und in einer Dynamisch Mechanisch Thermischen Analyse (DMTA) bestimmt.

Dabei wurde ein nichtlineares, geschwindigkeits- und temperaturabhängiges mechanisches Verhalten von *Telio CAD* ermittelt. Die nichtlinearen Materialeigenschaften konnten anschließend in das erstellte FEM-Berechnungsmodell einer dreigliedrigen Brücke integriert werden. Auf diese Weise konnte die Belastung der Brücke mit zwei verschiedenen Geschwindigkeiten (1 mm/min und 130 mm/s) simuliert und die zu erwartenden Dehnungen in der Brücke berechnet werden. Abschließend wurde ein zum FEM-Berechnungsmodell identischer Versuchsaufbau in zwei experimentellen Versuchsreihen zur Validierung durchgeführt. Die gemessenen Dehnungen sowie die Kraft-Verschiebungs-Kurven wurden mit den Ergebnissen aus der nichtlinearen FEM-Berechnung verglichen.

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass das Verhalten einer dreigliedrigen Brücke aus *Telio CAD* mit einer nichtlinearen FEM-Berechnung vorherzusagen ist. Im Gegensatz dazu zeigte der Vergleich zwischen linearer und nichtlinearer Simulation, dass die fälschliche Annahme von linear-elastischen Eigenschaften im Falle von *Telio CAD* in der Berechnung zu hohe Kraftwerte ergibt.

Weiterhin konnte ein signifikanter Unterschied bei den Bruchkräften zwischen den beiden Versuchsgeschwindigkeiten (1 mm/min und 130 mm/s) festgestellt werden. Bei der höheren Geschwindigkeit verhielten sich die Brücken deutlich steifer und das Versagen trat bereits bei geringeren Kräften auf.

Schlussfolgernd kann daher festgestellt werden, dass bei nicht linear-elastischen Materialeigenschaften des Prüfmaterials eine nichtlineare FEM-Berechnung im Vergleich zu einer linearen FEM-Berechnung genauere Ergebnisse liefert. Eine vereinfachende Annahme von linear-elastischen Materialeigenschaften sollte daher in FEM-Studien vermieden werden. Da unterschiedliche Prüfgeschwindigkeiten zu unterschiedlichen Ergebnissen führen können, sollte eine höhere, der Kaugeschwindigkeit vergleichbare, Prüfgeschwindigkeit bei zukünftigen Materialuntersuchungen berücksichtigt werden.

8 Summary

The aim of this study was to simulate the nonlinear mechanical behaviour of a temporary three-unit fixed partial denture (FPD) by utilization of the nonlinear finite-element-method (FEM) as well as to validate the finite-element model through in-vitro experiments.

Furthermore, the significant influence of the crosshead speed on the material behaviour was investigated by comparing the frequently used crosshead speed of 1 mm/min to the physiological chewing velocity of 130 mm/s.

First of all the material properties of *Telio CAD* were determined by using a 3-point bending test setup with six different crosshead speeds (1 mm/min, 10 mm/min, 100 mm/min, 0,5 m/s, 1 m/s, 2,5 m/s) and a Dynamic Mechanical Thermal Analysis (DMTA).

Through these investigations a nonlinear, velocity- and temperature-dependent mechanical behaviour of *Telio CAD* was identified. Afterwards the nonlinear material properties were integrated into the finite-element model of a three-unit FPD, enabling a simulation of loading the FPD with two different crosshead speeds (1 mm/min and 130 mm/s) by calculating the strain values.

Finally, two experimental in-vitro test series with identical setups to the finite-element model were used for validation. The measured strain values as well as the force-displacement-graphs were compared to the results of the nonlinear FEM-calculations.

In the present study it has been possible to demonstrate, that the nonlinear FEM-calculation is able to predict the mechanical behaviour of a three-unit FPD made of *Telio CAD*. In contrast, the comparison between a linear and a nonlinear FEM-calculation showed that an erroneous assumption of linear-elastic material properties may lead to too high force values.

Furthermore, a significant difference of the fracture loads between the two crosshead speeds (1 mm/min and 130 mm/s) was detected. At the higher speed the FPDs displayed a stiffer behaviour and failure occurred at lower fracture loads.

In conclusion, it can be stated that in case of nonlinear material properties a nonlinear FEM-calculation is able to deliver more accurate results than a linear FEM-calculation. Therefore, a simplified assumption of linear-elastic material properties should be

avoided in FEM-studies. Since different crosshead speeds may lead to different results, a higher crosshead speed (chewing velocity) should be taken into account in further studies.

9 Darstellungsverzeichnis

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 3.1 Behandlungsablauf für festsitzenden Zahnersatz 5

Abb. 3.2 Klinische Situation einer zahnbegrenzten Einzelzahnlücke vor der Behandlung 6

Abb. 3.3 Klinische Situation nach der Präparation 6

Abb. 3.4 Klinische Situation nach der Behandlung - provisorisch eingesetzte Brücke ... 6

Abb. 3.5 Herstellungswege für temporäre Versorgungen 10

Abb. 3.6 Methylmethacrylat als Monomer 12

Abb. 3.7 Polymethylmethacrylat 13

Abb. 3.8 Feder im entspannten Zustand (links) und unter Belastung (rechts). Δs gibt den Betrag an, um den die Feder gestaucht wurde. 15

Abb. 3.9 Kraft (F)-Weg (s)-Diagramm einer Feder 16

Abb. 3.10 Plastisches Materialverhalten. Δs beschreibt den Betrag, um den der Körper bewegt wurde 17

Abb. 3.11 Kraft (F)-Weg (s)-Diagramm bei plastischem Verhalten 17

Abb. 3.12 Kraft (F)-Weg (s)-Diagramm eines Be- und Entlastungsversuches. Der Umkehrpunkt zwischen Be- und Entlastung ist durch ein Kreuz markiert (X). 18

Abb. 3.13 3-Punkt-Biegeversuch ohne Belastung. 19

Abb. 3.14 3-Punkt-Biegeversuch mit Belastung. Die Ausgangspositionen von Prüfkörper und Finne aus Abb. 3.13 sind in grau dargestellt. 19

Abb. 3.15 Abstand zweier Facetten (Facette 1 und 2) vor der Dehnung (x_0) 21

Abb. 3.16 Abstand zweier Facetten (Facette 1 und 2) nach der Verformung ($x_0 + \Delta x$). Die ursprüngliche Lage der Facette 2 ist mit „Facette 2*“ bezeichnet. Δx beschreibt die Verformungsänderung zwischen beiden Facetten. 21

Abb. 3.17 Kontaktnichtlinearität durch zwei Federn (links) und das dazugehörige Kraft (F)-Weg (s)-Diagramm (rechts) 27

Abb. 3.18 Arbeitsschritte bei der Finiten-Elemente-Methode 29

Abb. 4.1 Methodikübersicht 32

Abb. 4.2 Biegestab mit einer Länge von 55 mm. Die Breite und Höhe beträgt jeweils 2 mm. 34

Abb. 4.3 Präzisionssäge *IsoMet 1000* 34

Abb. 4.4 Übersichtsaufnahme: Universalprüfmaschine Inspect table 5 mit Versuchsaufbau 35

Abb. 4.5 Detailaufnahme: Biegestab im 3-Punkt-Biegeversuch 35

Abb. 4.6 Übersichtsaufnahme: Pendelprüfmaschine Impetus single pendulum mit Versuchsaufbau 35

Abb. 4.7 Detailaufnahme: Biegestab im 3-Punkt-Biegeversuch mittels Pendelprüfmaschine 36

Abb. 4.8 Detailaufnahme: Biegestab während der DMTA 36

Abb. 4.9 CAD Datei der Halterung für die Validierungsversuche 37

Abb. 4.10 Halterung für die Validierungsversuche 37

Abb. 4.11 CAD-Datei der Brücke (Ansicht von vestibulär) 38

Abb. 4.12 CAD-Datei der Brücke (Ansicht von okklusal) 38

Abb. 4.13 CAD-Datei der Brücke (Ansicht von zervikal) 38

Abb. 4.14 *Telio CAD LT A3* Ronde vor (links) und nach (rechts) dem Fräsvorgang. Die Brücken sind im Uhrzeigersinn von außen nach innen nummeriert 39

Abb. 4.15 Versuchsaufbau zur Vermessung der Kugelposition 41

Abb. 4.16 Best-Fit-Überlagerung zweier Datensätze. Vier Abweichungsfähnchen wurden auf der Kugeloberfläche positioniert 41

Abb. 4.17 STL-Datei eines Scandatensatzes (grau) mit konstruiertem lokalem Koordinatensystem (über Ebene 1, Ebene 2 und Ebene 3) und konstruierter Kugel (Kugel 1) 42

Abb. 4.18 STL-Datei eines Scandatensatzes (grau) mit konstruierter Kugel (grün) und überlagerter CAD-Datei der Brücke (blau) 42

Abb. 4.19 Übersichtsaufnahme der Universalprüfmaschine und des GOM-ARAMIS-Systems für die Validierungsversuche bei 1 mm/min 43

Abb. 4.20 Detailaufnahme der Versuchsanordnung aus Abbildung 4.19 44

Abb. 4.21 Übersichtsaufnahme der Versuchsanordnung der Validierungsversuche bei 130 mm/s 44

Abb. 4.22 Detailaufnahme aus der Versuchsanordnung aus Abb. 4.20 45

Abb. 4.23 Schwarzweißmuster 46

Abb. 4.24 FEM-Berechnungsmodell. Ansicht von bukkal/okklusal 47

Abb. 4.25 FEM-Berechnungsmodell in der Ansicht von zervikal. Die den Pfeilerzähnen aufliegende Fläche (Auflagefläche) ist farblich (blau) markiert. 47

Abb. 5.1 Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm mit unterschiedlichen Versuchsgeschwindigkeiten (rot: 1 mm/min, blau: 10 mm/min, grün: 100 mm/min) ... 48

Abb. 5.2 Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm mit unterschiedlichen Versuchsgeschwindigkeiten (rot: 0,5 m/s, blau: 1 m/s, grün: 2,5 m/s) 49

Abb. 5.3 Der Verlauf des E-Moduls [MPa] über die Frequenz [Hz] bei unterschiedlichen Temperaturen (rot: 0 °C, blau: 35 °C, grün: 55 °C) 50

Abb. 5.4 Flächenvergleich zweier Scandatensätze nach Best-Fit-Überlagerung: Rote und blaue Bereiche sind Bereiche mit hoher Abweichung, grüne Bereiche mit geringer Abweichung. 51

Abb. 5.5 Spannungs (σ)-Dehnungs (ε)-Diagramm zweier Proben (grüne und blaue Linie). Die rot-gestrichelten Linien stellen lineare Regressionen über die annähernd linearen Bereiche der Kurven dar. 53

Abb. 5.6 Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm der Validierungsversuche bei 1 mm/min 54

Abb. 5.7 Ansicht einer frakturierten Brücke von vestibulär. Es sind der Verlauf der Fraktur (rote gestrichelte Linie) und das zervikale Fragment (Pfeil) zu sehen. 55

Abb. 5.8 Ansicht einer frakturierten Brücke von oral. Es sind der Verlauf der Fraktur (rote gestrichelte Linie) und das zervikale Fragment (Pfeil) zu sehen. 55

Abb. 5.9 Durch digitale Bildkorrelation berechnete lokale Dehnungen. Es sind Bereiche mit geringer (blau) und Bereiche mit hoher (rot) lokaler Dehnung dargestellt. Der prozentuale Wert ergibt sich durch Multiplikation mit dem Faktor 100. Die Farbskala gibt Werte zwischen 0 und 25% an. Der Ort mit der höchsten lokalen Dehnung ist durch das Fähnchen markiert. 56

Abb. 5.10 Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s 56

Abb. 5.11 Frakturierte Brücke bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s 57

Abb. 5.12 Darstellung der Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramme aus Abb. 5.6 und 5.10 mit gleicher Skalierung der x- und y-Achse nebeneinander. Die Ergebnisse bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 1 mm/min befinden sich links (grüne Linien), die bei einer Versuchsgeschwindigkeit von 130 mm/s rechts (blaue Linien). 57

Abb. 5.13 Ansicht der Simulation mit 1 mm/min von vestibulär. Farblich sind niedrige (blau) und hohe (rot) Dehnungen in der Brücke dargestellt. Die Bereiche der Verbinder sind mit Pfeilen markiert. 58

Abb. 5.14 Ansicht der Simulation mit 1 mm/min von oral. Farblich sind niedrige (blau) und hohe (rot) Dehnungen in der Brücke dargestellt. Die Bereiche der Verbinder sind mit Pfeilen markiert. 58

Abb. 5.15 Kraft [N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm: Ergebnisse der Simulationen (mit 4-Knoten-Tetraedern (gestrichelte Linien) und mit 10-Knoten-Tetraedern (durchgezogene Linien)) bei 1 mm/min (lineare Berechnungen nach der Dehnrate (blau), nach der Versuchsgeschwindigkeit (rot) und nichtlineare Berechnung (gelb)). Die Ergebnisse aus den Validierungsversuchen sind in grün dargestellt. 59

Abb. 5.16 Ansicht der Simulation mit 130 mm/s von vestibulär. Farblich sind niedrige (blau) und hohe (rot) Dehnungen in der Brücke dargestellt. Die Bereiche der Verbinder sind mit Pfeilen markiert. 60

Abb. 5.17 Ansicht der Simulation mit 130 mm/s von oral. Farblich sind niedrige (blau) und hohe (rot) Dehnungen in der Brücke dargestellt. Die Bereiche der Verbinder sind mit Pfeilen markiert. Der zervikale Bereich des Brückenzwischengliedes mit erhöhten Dehnungen ist durch die rot-gestrichelte Linie umrandet. Die Frakturlinie aus Abbildung 5.8 ist durch die weiß-gestrichelte Linie dargestellt. 60

Abb. 5.18 Ergebnisse der Simulationen (grüne Linien) und der Validierungsversuche bei 130 mm/s (blaue Linien) in einem Kraft[N]-Verschiebungs [mm]-Diagramm 61

Abb. 6.1 Vergleich der FEM-Simulation (Abb. 5.9) mit der digitalen Bildkorrelation (Abb. 5.13) bei identischer Skalierung. Die Bereiche mit erhöhten Dehnungswerten sind durch Pfeile markiert. 81

9.2 Abkürzungsverzeichnis

CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CNC	Computerized Numerical Control
DIC	Digital Image Correlation
DIN	Deutsches Institut für Normen
DMS	Deutsche Mundgesundheitsstudie
DMTA	Dynamisch mechanisch thermische Analyse
E-Modul	Elastizitätsmodul
EN	Europäische Norm
FEA	Finiter-Elemente-Analyse
FEM	Finite-Elemente-Methode
FPD	fixed partial denture
IMM	Institut für Mechanik und Materialforschung
IOS	Intraoralscanners
ISO	International Organization for Standardization
NLFEM	Nichtlineare Finite-Elemente-Methode
PMMA	Polymethylmethacrylat
SPC	Single Point Constraints
STL	Standard Tessellation Language
THM	Technischen Hochschule Mittelhessen
Servoelektr.	Servoelektrisch
Servohydr.	Servohydraulisch

9.3 Tabellenverzeichnis

Tab. 3.1: Werkstoffspezifische und klinische Vorteile der CAD/CAM-Technologie ... 11

Tab. 3.2 Studien zur Kaugeschwindigkeit ... 22

Tab. 3.3 Übersicht über die Elementtypen ... 26

Tab. 3.4 FEM-Berechnungsprogramme ... 30

Tab. 5.1 Koordinaten des medianen Kugelmittelpunktes mit Neupositionierung der Kugel ... 52

Tab. 5.2 Koordinaten des medianen Kugelmittelpunktes ohne Neupositionierung der Kugel ... 52

Tab. 5.3 Medianer Kugelmittelpunkt im Bezugssystem der CAD-Datei ... 53

Tab. 5.4 Rechendauer für die FEM-Simulationen in (Stunden:Minuten:Sekunden) ... 61

Tab. 5.5 Mittelwerte und Standardabweichungen für die initialen E-Moduln bei den 3-Punkt-Biegeversuchen mit 6 verschiedenen Versuchsgeschwindigkeiten ... 62

Tab. 5.6 Bruchkräfte bei sechs verschiedenen Versuchsgeschwindigkeiten ... 62

Tab. 5.7 Verschiebung bis zum Bruch bei sechs verschiedenen Versuchsgeschwindigkeiten ... 63

Tab. 5.8 Zweistichproben T-Test: Prüfung auf signifikante Unterschiede bei den initialen E-Moduln ... 63

Tab. 5.9 Statistische Auswertung der Bruchkräfte aus den Versuchen mit den Brücken bei zwei verschiedenen Versuchsgeschwindigkeiten ... 64

Tab. 5.10 Mittelwerte der Verschiebungen mit dazugehörigen Standardabweichungen bei zwei Versuchsgeschwindigkeiten ... 64

9.4 Symbolverzeichnis

σ	Spannung
ε	Dehnung
E	Elastizitätsmodul
F	Kraft
A	Querschnittsfläche
Δl	Längenänderung
l_0	ursprünglicher Länge
D	Federkonstante
F	Kraft
F_{max}	Bruchkraft
BF	Biegefestigkeit
s	Verschiebung
x_0	Abstand zweier Facetten vor der Dehnung
$x_0 + \Delta x$	Abstand zweier Facetten nach der Dehnung
φ	Winkel bei einer Rotation
K	Kompressionsmodul
ν	Poissonzahl
p	Signifikanzniveau
h	Höhe
b	Breite
l	Länge

9.5 Formelverzeichnis

Formel 3.1 Hookesches Gesetz. Berechnung der Spannung σ aus dem Elastizitätsmodul E und der Dehnung ε 14

Formel 3.2 Berechnung der Spannung σ aus der Kraft F und der Fläche A..... 14

Formel 3.3 Berechnung der Dehnung ε aus der Längenänderung Δl und der ursprünglichen Länge l_0..... 15

Formel 3.4 Berechnung der Biegefestigkeit. Hierbei ist F_{max} die Bruchkraft, l der Auflagerabstand, b die Breite und h die Höhe des Prüfkörpers 20

Formel 4.1 Berechnung des E-Moduls aus dem Kompressionsmodul K und der Poissonzahl ν 43

10 Literaturverzeichnis

1. Abdulmajeed A. A., Närhi T. O., Vallittu P. K., Lassila L. V.: The effect of high fiber fraction on some mechanical properties of unidirectional glass fiber-reinforced composite. *Dent Mater*; 27: 313-321; 2011.

2. Abuelenain D. A., Ajaj R., El-Bab E. I., Hammouda M. M.: Comparison of Stresses Generated within the Supporting Structures of Mandibular Second Molars Restored with Different Crown Materials: 3-D Finite Element Analysis (FEA). *J Prosthodont*; 24: 484-493; 2015.

3. Acer J. J.: Überprüfung der Abrasions- und Frakturanfälligkeit neuer Chairside gefräster CAD/CAM Hybridkeramiken nach künstlicher Alterung im Kausimulator. Justus-Liebig-Universität, Med Diss, Gießen 2017.

4. Al-Meraikhi H., Yilmaz B., McGlumphy E., Brantley W., Johnston W. M.: In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *J Prosthet Dent*; 119: 409-416; 2018.

5. Alander P., Lassila L. V., Tezvergil A., Vallittu P. K.: Acoustic emission analysis of fiber-reinforced composite in flexural testing. *Dent Mater*; 20: 305-312; 2004.

6. Almohareb T., Alkatheeri M. S., Vohra F., Alrahlah A.: Influence of experimental staining on the color stability of indirect computer-aided design/computer-aided manufacturing dental provisional materials. *Eur J Dent*; 12: 269-274; 2018.

7. Alp G., Murat S., Yilmaz B.: Comparison of Flexural Strength of Different CAD/CAM PMMA-Based Polymers. *J Prosthodont*; 28: 491-495; 2019.

8. Alt V.: Einfluss einer maschinellen Fertigung sowie des verwendeten Polymers auf die Bruchfestigkeit dreigliedriger Brücken im semiklinischen Aufbau. Justus-Liebig-Universität, Med Diss, Giessen 2013.

9. Alt V., Hannig M., Wöstmann B., Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater*; 27: 339-347; 2011.

10. Anami L. C., Lima J. M., Corazza P. H., Yamamoto E. T., Bottino M. A., Borges A. L.: Finite element analysis of the influence of geometry and design of zirconia crowns on stress distribution. *J Prosthodont*; 24: 146-151; 2015.

11. Balik A., Karatas M. O., Keskin H.: Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol*; 38: 491-496; 2012.

12. Balkenhol M.: Temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe in der Zahnheilkunde: Eine Standortbestimmung. Justus-Liebig-Universität, Habilitationsschrift, Giessen 2007.

13. Bargel H. J., Schulze G.: Werkstoffkunde. *Springer Vieweg*, Heidelberg, 2018.

14. Bates J. F., Stafford G. D., Harrison A.: Masticatory function - a review of the literature. *J Oral Rehabil*; 2: 349-361; 1975.

15. Behrend D. A.: Temporary protective restorations in crown and bridge work. *Aust Dent J*; 12: 411-416; 1967.

16. Benedickt C. R.: Untersuchung zur Genauigkeit digitaler intraoraler Scans. Justus-Liebig-Universität, Med Diss, Gießen 2017.

17. Bergoli C. D., Meira J. B., Valandro L. F., Bottino M. A.: Survival rate, load to fracture, and finite element analysis of incisors and canines restored with ceramic veneers having varied preparation design. *Oper Dent*; 39: 530-540; 2014.

18. Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D.: Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*; 204: 505-511; 2008.

19. Borba M., Duan Y., Griggs J. A., Cesar P. F., Della Bona Á.: Effect of ceramic infrastructure on the failure behavior and stress distribution of fixed partial dentures. *Dent Mater*; 31: 413-422; 2015.

20. Bosch G., Ender A., Mehl A.: A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent*; 112: 1425-1431; 2014.

21. Brito-Júnior M., Leoni G. B., Pereira R. D., Faria-e-Silva A. L., Gomes, E. A., Silva-Sousa-Neto M. D.: A Novel Dentin Push-out Bond Strength Model That Uses Micro-Computed Tomography. *J Endod*; 41: 2058-2063; 2015.

22. Burak Özcelik T., Ersoy E., Yilmaz B.: Biomechanical evaluation of tooth- and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. *J Prosthodont*; 20: 16-28; 2011.

23. Burns D. R., Beck D. A., Nelson S. K.: A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*; 90: 474-497; 2003.

24. Campos R. E., Soares P. V., Versluis A., de O Júnior O. B., Ambrosano G. M., Nunes I. F.: Crown fracture: Failure load, stress distribution, and fractographic analysis. *J Prosthet Dent*; 114: 447-455; 2015.

25. Carrera C. A., Chen Y. C., Li Y., Rudney J., Aparicio C., Fok A.: Dentin-composite bond strength measurement using the Brazilian disk test. *J Dent*; 52: 37-44; 2016.

26. Chee W., Jivraj S.: Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J*; 201: 429-432; 2006.

27. Clough R. W.: The Finite Element Method in Plane Stress Analysis. *American Society of Civil Engineers* 1960.

28. de Cos Juez F. J., Sánchez Lasheras F., García Nieto P. J., Álvarez-Arenal A.: Non-linear numerical analysis of a double-threaded titanium alloy dental implant by FEM. *Appl Math Comput*; 206: 952-967; 2008.

29. de Kok P., Kleverlaan C. J., de Jager N., Kuijs R., Feilzer A. J.: Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*; 114: 59-66; 2015.

30. de Paula G. A., Silva G. C., Vilaça Ê. L., Cornacchia T. M., de Magalhães C. S., Moreira A. N.: Biomechanical Behavior of Tooth-Implant Supported Prostheses With Different Implant Connections: A Nonlinear Finite Element Analysis. *Implant Dent*; 27: 294-302; 2018.

31. Dejak B., Młotkowski A., Langot C.: Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater*; 28: 433-441; 2012.

32. DIN Deutsches Institut für Normierung e. V.: Zahnheilkunde - Kronen- und Brückenkunststoffe (ISO 10477:2004); Deutsche Fassung EN ISO 10477:2004. *Beuth Verlag GmbH*; Berlin 2004.

33. Dominghaus H., Elsner P., Eyerer P., Hirth T.: Kunststoffe - Eigenschaften und Anwendungen. *Springer-Verlag Berlin Heidelberg*; Heidelberg 2008.

34. Duan Y., Griggs J. A.: Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer–matrix composite. *J Dent* 43: 742-749; 2015.

35. DYNAmore GmbH: DYNAmore - Firmenvorstellung. Link: http://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc14/Sponsors/dynamore.pdf (aufgerufen am 04.12.2019).

36. DYNAmore GmbH: LS-DYNA Manual R11.0 - Vol I. Link: https://www.dynamore.de/de/download/manuals (aufgerufen am 04.12.2019).

37. DYNAmore GmbH: Produktinformation - LS-DYNA. Link: https://www.dynamore.de/de/produkte/dyna (aufgerufen am 04.12.2019).

38. Edelhoff D., Schraml D., Eichberger M., Stawarczyk B.: Comparison of fracture loads of CAD/CAM and conventionally fabricated temporary fixed dental prostheses after different aging regimens. *International Journal of Computerized Dentistry*; 19: 101-112; 2016.

39. Eichner K., Kappert H. F.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 8. Auflage. *Georg Thieme Verlag KG*; Stuttgart 2005.

40. Elagra M. I., Rayyan M. R., Alhomaidhi M. M., Alanaziy A. A., Alnefaie M.O.: Color stability and marginal integrity of interim crowns: An in vitro study. *Eur J Dent*; 11: 330-334; 2017.

41. Frankenberger R.: Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg. *Spitta Verlag GmbH & Co. KG*; Balingen 2013.

42. Gao Y., Cheung G. S., Shen Y., Zhou X.: Mechanical behavior of ProTaper universal F2 finishing file under various curvature conditions: a finite element analysis study. *J Endod*; 37: 1446-1450; 2011.

43. Garoushi S., Vallittu P. K., Lassila L. V.: Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater*; 23: 1356-1362; 2007.

44. Gawriołek K., Gawriołek M., Komosa M., Piotrowski P. R., Azer S. S.: Kinematic Modeling of Normal Voluntary Mandibular Opening and Closing Velocity-Initial Study. *J Prosthodont*; 24: 279-286; 2015.

45. Geng J. P., Tan K. B., Liu G. R.: Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*; 85: 585-598; 2001.

46. Gernet W., Biffar R., Schwenzer N., Ehrenfeld M.: Zahnärztliche Prothetik. 4. Auflage. *Thieme Verlagsgruppe*; Stuttgart 2011.

47. Glockmann E., Panzner K. D., Huhn P., Glockmann K.: Ursachen des Zahnverlustes in Deutschland - Dokumentation einer bundesweiten Erhebung (2007). *IDZ-Information*; Nr. 2/2011: Köln 2011.

48. Gomes E. A., Diana H. H., Oliveira J. S., Silva-Sousa Y. T., Faria A. C., Ribeiro R. F.: Reliability of FEA on the Results of Mechanical Properties of Materials. *Braz Dent J*; 26: 667-670; 2015.

49. Göncü Başaran E., Ayna E., Vallittu P. K., Lassila L. V.: Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design-computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontol Scand*; 69: 144-150; 2011.

50. Goryainova K. E., Morokov E. S., Retinskaja M. V., Rusanov F. S., Apresyan S. V., Lebedenko I. Y.: The Micromorphological Research of the Internal Structure of Chairside CAD/CAM Materials by the Method of Scanning Impulse Acoustic Microscopy (SIAM). *Open Dent J*; 31: 125-132; 2018.

51. Gough M.: A review of temporary crowns and bridges. *Dent Update*; 21: 203-207; 1994.

52. Güth J.-F., Zuch T., Zwinge S., Engels J., Stimmelmayr M., Edelhoff D.: Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*; 32: 865-871; 2013.

53. Handel G.: Stellungnahme „Langzeitprovisorien“. *Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*; Regensburg 2002.

54. Heerde P.: Einsatz der Speckle - Interferometrie für die Bewertung des Spannungs- und Verformungsverhaltens zur materialabhängigen Gestaltoptimierung prothetischer Konstruktionen. Charité Berlin, Med Diss, Berlin 2009.

55. Helkimo E., Carlsson G. E., Helkimo M.: Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*; 35: 297-303; 1977.

56. Hemanth M., Raghuveer H. P., Rani M. S., Hegde C., Kabbur K. J., Vedavathi B., Chaitura D.: An Analysis of the Stress induced in the Periodontal Ligament during Extrusion and Rotation Movements- Part II: A Comparison of Linear vs Nonlinear FEM Study. *J Contemp Dent Pract*; 16: 819-823; 2015.

57. Heydecke G., Richter E., Seedorf H.: Festsitzender Zahnersatz für zahnbegrenzte Lücken. *Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW)*; 2008.

58. Holberg C., Rudzki-Janson I., Wichelhaus A., Winterhalder P.: Ceramic inlays: Is the inlay thickness an important factor influencing the fracture risk? *J Dent*; 41: 628-635; 2013.

59. Holberg C., Winterhalder P., Wichelhaus A., Hickel R., Huth K.: Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: a finite element analysis. *Dent Mater*; 29: 1244-1250; 2013.

60. Hugger A., Trüp J. C., Kerschbaum T.: Curriculum Orale Physiologie. 1. Auflage, *Quintessenz Verlags-GmbH*; Berlin 2006.

61. Institut der Deutschen Zahnärzte: Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) – Kurzfassung. *DMS V*; Berlin/Köln 2016.

62. Ivoclar Vivadent: Telio CAD - Wissenschaftliche Dokumentation. Link: https://www.ivoclarvivadent.com/de/p/zahnarzt/produkte/temporaere-materialien/telio-produktsystem/telio-cad (aufgerufen am 04.12.2019).

63. Ivoclar Vivadent: Telio CAD Monolithic Solutions Link: https://www.ivoclarvivadent.com/de/p/zahnarzt/produkte/temporaere-materialien/telio-produktsystem/telio-cad (aufgerufen am 04.12.2019).

64. Jin X. Z., Homaei E., Matinlinna J. P., Tsoi J. K. H.: A new concept and finite-element study on dental bond strength tests. *Dent Mater*; 32: 238-250; 2016.

65. Jost-Brinkmann P.-G., Tanne K., Sakuda M., Miethke R. R.: FEM-Studie zum biomechanischen Vergleich von labialem und palatinalem Kraftangriff an oberen Inzisivi. *Fortschritte der Kieferorthopädie*; 54: 76-82; 1993.

66. Kan J. Y., Rungcharassaeng K., Bohsali K., Goodacre C. J., Lang B. R.: Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*; 81: 7-13; 1999.

67. Kasai K., Takayama Y., Yokoyama A.: Distribution of occlusal forces during occlusal adjustment of dental implant prostheses: a nonlinear finite element analysis considering the capacity for displacement of opposing teeth and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 27: 329-335; 2012.

68. Katsoulis J., Takeichi T., Sol Gaviria A., Peter L., Katsoulis K.: Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol*; 10 Suppl 1: 121-138; 2017.

69. Kayahan M. B., Özkurt-Kayahan Z., Yay K., Kazazoğlu E.: 3D FEA of Hollow and Solid Design Zirconia Dental Dowels. *J Prosthodont*; 25: 229-234; 2016.

70. Käyser A. F., Creugers N. H., Plasmans P. J., Postema N., Snoek P. A.: Kronen- und Brückenprothetik. Behandlungsplanung, Indikation, Ausführung, Langzeigbewährung. *Deutscher-Ärzte Verlag GmbH*; Köln 1996.

71. Kelly J. R., Cesar P. F., Scherrer S. S., Della Bona A., van Noort R., Tholey M., Vichi A., Lohbauer U.: ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater*; 33: 1192-1204; 2017.

72. Khng K. Y. K., Ettinger R. L., Armstrong S. R., Lindquist T., Gratton D. G., Qian F.: In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *J Prosthet Dent*; 115: 617-623; 2016.

73. Kirsch C., Ender A., Attin T., Mehl A.: Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems. *Clin Oral Invest*; 21: 551-558; 2017.

74. Knop L., Gandini Jr. L. G., Shintcovsk R. L., Gandini M. R.: Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod*; 20: 119-125; 2015.

75. Komagamine Y., Kanazawa M., Minakuchi S., Uchida T., Sasaki Y.: Association between masticatory performance using a colour-changeable chewing gum and jaw movement. *J Oral Rehabil*; 38: 555-563; 2011.

76. Komino M., Shiga H.: Changes in mandibular movement during chewing of different hardness foods. *Odontology*; 105: 418-425; 2017.

77. Lang L. A., Wang R. F., Kang B., White S. N.: Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent*; 86: 650-654; 2001.

78. Lassila L. V., Nohrström T., Vallittu P. K.: The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials*; 23: 2221-2229; 2002.

79. Lehmann K. M., Hellwig E., Wenz H.-J.: Zahnärztliche Propädeutik - Einführung in die Zahnheilkunde - Das Lückengebiss. 12. Auflage. *Deutscher Zahnärzte Verlag*; 261-262; Köln 2012.

80. Lehmann K. M., Hellwig E., Wenz H.-J.: Zahnärztliche Prothetik - Einführung in die Zahnheilkunde. 12. Auflage. *Deutscher Zahnärzte Verlag*; Köln 2012.

81. Leplay C., Throckmorton G., Parker S., Buschang P. H.: Masticatory Performance and Chewing Cycle Kinematics - Are They Related? *Angle Orthod*; 80: 295-301; 2010.

82. Li R. W., Chow T. W., Matinlinna J. P.: Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*; 58: 208-216; 2014.

83. Li Z. C., White S. N.: Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent*; 81: 597-609; 1999.

84. Li Z., Yang Z., Zuo L., Meng Y.: A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. *J Prosthet Dent*; 112: 325-333; 2014.

85. Lin C. L., Wang J. C.: Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 18: 331-340; 2003.

86. Liu B., Lu C., Wu Y., Zhang X., Arola D., Zhang D.: The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. *J Prosthodont*; 20: 35-44; 2011.

87. Livermore Software Technology Corporation: Productinformation - LS-DYNA Link: http://www.lstc.com/products/ls-dyna (aufgerufen am 04.12.2019).

88. Lombardo C. E., Canevarolo S. V., Reis J. M., Machado A. L., Pavarina A. C., Giampaolo E. T., Vergani C. E.: Effect of microwave irradiation and water storage on the viscoelastic properties of denture base and reline acrylic resins. *J Mech Behav Biomed Mater*; 5: 53-61; 2012.

89. Lüllmann-Rauch R., Asan E.: Taschenlehrbuch - Histologie. 6. Auflage, *Georg Thieme Verkag KG*; Stuttgart 2019.

90. Marxkors R.: Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 3. Auflage. *Deutscher Zahnärzte Verlag*; Köln 2000.

91. Mathiak F. U.: Die Methode der finiten Elemente (FEM). Hochschule Neubrandenburg, Manuskript, Neubrandenburg 2010.

92. Matson M. R., Lewgoy H. R., Barros Filho D. A., Amore R., Anido-Anido A., Alonso R. C., Carrilho M. R., Anauate-Netto C.: Finite element analysis of stress distribution in intact and porcelain veneer restored teeth. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*; 15: 795-800; 2012.

93. Michailesco P. M., Marciano J., Grieve A. R., Abadie M. J.: An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: A pilot study. *J Prosthet Dent*; 73: 214-218; 1995.

94. Motta A. B., Pereira L. C., Duda F. P., Anusavice K. J.: Influence of substructure design and occlusal reduction on the stress distribution in metal ceramic complete crowns: 3D finite element analysis. *J Prosthodont*; 23: 381-389; 2014.

95. Nawafleh N., Hatamleh M., Elshiyab S., Mack F.: Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. *J Prosthodont*; 25: 116-126; 2016.

96. Nelsen R. J., Wolcott R. B., Paffenbarger G. C.: Fluid exchange at the margin of dental restorations. *J Am Dent Assoc*; 44: 288-295; 1952.

97. Niem T., Youssef N., Wöstmann B.: Energy dissipation capacities of CAD-CAM restorative materials: A comparative evaluation of resilience and toughness. *J Prosthet Dent*; 121: 101-109; 2019.

98. Oh W. S., Anusavice K. J.: Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*; 87: 536-542; 2002.

99. Peñate L., Basilio J., Roig M., Mercadé M.: Comparative study of interim materials for direct fixed dental prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. *J Prosthet Dent* 114: 248-253; 2015.

100. Peterson E. A., Phillips R. W., Swartz M. L.: A comparison of physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc*; 73: 1324-1336; 1966.

101. Pileicikiene G., Surna A., Barauskas R., Surna R., Basevicius A.: Finite element analysis of stresses in the maxillary and mandibular dental arches and TMJ articular discs during clenching into maximum intercuspation, anterior and unilateral posterior occlusion. *Stomatogija*; 9: 121-128; 2007.

102. Pinheiro Junior P. F., Albuquerque L. C., Silva C. L., Silva N. F., Cunha D. A. Silva H. J.: Amplitude and speed of masticatory movements in total laryngectomy patients. *Braz J Otorhinolaryngol*; 80: 138-145; 2014.

103. Plesh O., Bishop B., McCall Jr. W. D.: Kinematics of jaw movements during chewing at different frequencies. *J Biomechanics*; 26: 243-250; 1993.

104. Powers J. M., Sakaguchi R. L.: Resin Composite Restorative Materials. Craig's Restorative Dental Materials. *Mosby Elsevier*; Missouri 2006.

105. Rayyan M. M., Aboushelib M., Sayed N. M., Ibrahim A., Jimbo R.: Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *J Prosthet Dent*; 114: 414-419; 2015.

106. Razaghi R., Biglari H., Karimi A.: Dynamic finite element simulation of dental prostheses during chewing using muscle equivalent force and trajectory approaches. *J Med Eng Technol*; 41: 314-324; 2017.

107. Rodrigues F. P., Silikas N., Watts D. C., Ballester R. Y.: Finite element analysis of bonded model Class I 'restorations' after shrinkage. *Dent Mater*; 28: 123-132; 2012.

108. Rosentritt M., Ilie N., Lohbauer U.: Werkstoffkunde in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien. Direkte und indirekte Komposite. *Georg Thieme Verlag KG*; Stuttgart 2018.

109. Rosentritt M., Raab P., Hahnel S., Stöckle M., Preis V.: In-vitro performance of CAD/CAM-fabricated implant-supported temporary crowns. *Clin Oral Invest*; 21: 2581-2587; 2017.

110. Ruse N. D., Sadoun M. J.: Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*; 93: 1232-1234; 2014.

111. Saen P., Atai M., Nodehi A., Solhi L.: Physical characterization of unfilled and nanofilled dental resins: Static versus dynamic mechanical properties. *Dent Mater*; 32: 185-197; 2016.

112. Schlenz M. A.: Langzeitstabilität monolithischer Seitenzahnkronen aus Komposit und Keramik unter Wechselbelastung in vitro. Justus-Liebig-Universität, Med Diss, Giessen 2017.

113. Schmitter M., Lotze G., Bömicke W., Rues S.: Influence of surface treatment on the in-vitro fracture resistance of zirconia-based all-ceramic anterior crowns. *Dent Mater*; 31: 1552-1560; 2015.

114. Schömig R.: Materialparameter und Höckerdeformation bei Restaurationsmaterialien mit unterschiedlichem Elastizitätsmodul. Universität Würzburg, Med Diss, Würzburg 2010.

115. Schönhammer K.: „Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien auf Implantaten“ - In vitro-Verschleiß- sowie Bruchfestigkeitsuntersuchung an standardisierten Probekörpern. Universität Regensburg, Med Diss, Regensburg 2016.

116. Shackelford J. F.: Werkstofftechnologie für Ingenieure, Grundlagen - Prozesse - Anwendungen. 6 überarbeitete Auflage. *Pearson Studium*; Hallbergmoos 2007.

117. Silva G. C., Cornacchia T. M., de Magalhães C. S., Bueno A. C., Moreira A. N.: Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent*; 112: 1479-1488; 2014.

118. Silva G. C., de Andrade G. M., Coelho R. C., Cornacchia T. M., de Magalhães C. S., Moreira A. N.: Effects of Screw- and Cement-Retained Implant-Supported Prostheses on Bone: A Nonlinear 3-D Finite Element Analysis. *Implant Dent*; 24: 464-471; 2015.

119. Simşek B., Erkmen E., Yilmaz D., Eser A.: Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys*; 28: 199-213; 2006.

120. Stawarczyk B., Beuer F., Ender A., Roos M., Edelhoff D., Wimmer T.: Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dent Mater J*; 32: 888-895; 2013.

121. Stawarczyk B., Sener B., Trottmann A., Roos M., Ozcan M., Hämmerle C. H.: Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J*; 31: 377-383; 2012.

122. Steinke P.: Finite-Elemente-Methode - Rechnergeschtützte Einführung. *Springer Vieweg*; Berlin, Heidelberg 2015.

123. Straumann GmbH: Der prothetische Chairside Workflow Link: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/de-de/documents/brochure/product-information/straumann_de_prothetischer_chairside_workflow.pdf (aufgerufen am 04.12.2019).

124. Sun W., Cai Q., Li P., Deng X., Wei Y., Xu M., Yang X.: Post-draw PAN-PMMA nanofiber reinforced and toughened Bis-GMA dental restorative composite. *Dent Mater*; 26: 873-880; 2010.

125. Throckmorton G. S., Buschang B. H., Hayasaki H., Phelan T.: The effects of chewing rates on mandibular kinematics. *J Oral Rehabil*; 28: 328-334; 2001.

126. Tiossi R., Vasco M. A., Lin L., Conrad H. J., Bezzon O. L., Ribeiro R. F., Fok A. S.: Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater*; 29: 788-796; 2013.

127. Toparli M., Aykul H., Aksoy T.: Stress distribution associated with loaded acrylic-metal-cement crowns by using finite element method. *J Oral Rehabil*; 29: 1108-1114; 2002.

128. Tsumita M., Kokubo Y., Vult von Steyern P., Fukushima S.: Effect of Framework Shape on the Fracture Strength of Implant-Supported All-Ceramic Fixed Partial Dentures in the Molar Region. *J Prosthodont*; 17: 274-285; 2008.

129. Turner M. J., Clough R. W., Martin H. C., Topp L. J.: Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures. *Journal of the Aeronautical Sciences*; 23: 805-823; 1956.

130. Uesugi H., Shiga H.: Relationship between masticatory performance using a gummy jelly and masticatory movement. *J Prosthodont Res*; 61: 419-425; 2017.

131. Umesh S., Padma S., Asokan S., Srinivas T.: Fiber Bragg Grating based bite force measurement. *J Biomech*; 49: 2877-2881; 2016.

132. Van Noort R.: Introduction to dental materials. Structure of polymers. *Mosby Elsevier*; Missouri 2007.

133. Verri F.R., Santiago Junior J. F., Almeida D. A., de Souza Batista V. E., Araujo Lemos C. A., Mello C. C., Pellizzer E. P.: Biomechanical Three-Dimensional Finite Element Analysis of Single Implant-Supported Prostheses in the Anterior Maxilla, with Different Surgical Techniques and Implant Types. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 32: 191-198; 2017.

134. Vilanova L. S., Gonçalves T. M., Pimentel M. J., Bavia P. F., Rodrigues Garcia R. C.: Mastication movements and sleep quality of patients with myofascial pain: Occlusal device therapy improvements. *J Prosthet Dent*; 112: 1330-1336; 2014.

135. Vollert M. P.: Herstellungsmethoden provisorischer Kronen und Brücken - Eine repräsentative Umfrage unter deutschen Zahnärztinnen und Zahnärzten -. Justus-Liebig-Universität, Med Diss, Giessen 2010.

136. Von Both H., Müller C.: Einsatz der FEM in der Zahnprothetik. ANSYS Conference & 26th CADFEM Users' Meeting 2008; Link: http://www.cae-wiki.info/wikiplus/images/6/68/UM2008-2.12.04.pdf (aufgerufen am 04.12.2019).

137. Vukicevic A. M., Zelic K., Jovicic G., Djuric M., Filipovic N.: Influence of dental restorations and mastication loadings on dentine fatigue behaviour: Image-based modelling approach. *J Dent*; 43: 556-567; 2015.

138. Wagner M.: Lineare und nichtlineare FEM - Eine Einführung mit Anwendungen in der Umformsimulation mit LS-DYNA. *Springer Vieweg*; Wiesbaden 2017.

139. Wakabayashi N., Ona M., Suzuki T., Igarashi Y.: Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*; 36: 463-471; 2008.

140. Wang G., Zhang S., Bian C., Kong H.: Effect of thickness ratio on load-bearing capacity of bilayered dental ceramics. *J Prosthodont*; 24: 17-24; 2015.

141. Wang G., Zhang S., Bian C., Kong H.: Verification of finite element analysis of fixed partial denture with in vitro electronic strain measurement. *J Prosthodont Res*; 60: 29-35; 2016.

142. Wang R. F., Kang B., Lang L. A., Razzoog M. E.: The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent*; 101: 359-371; 2009.

143. Wang R., Lu C., Arola D., Zhang D.: Plastic damage induced fracture behaviors of dental ceramic layer structures subjected to monotonic load. *J Prosthodont*; 22: 456-464; 2013.

144. Weinstein A. M., Klawitter J. J., Anand S. C., Schuessler R.: Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res*; 55: 772-777; 1976.

145. Weißbach W.: Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung. 15. überarbeitete und erweiterte Auflage. *Vieweg + Teubner Verlag*; Wiesbaden 2004.

146. Wetton R. E., Marsh R. D. L., Van-de-Velde J. G.: Theory and application of dynamic mechanical thermal analysis. *Thermochimica Acta*; 175: 1-11; 1991.

147. Wiegand A., Stucki L., Hoffmann R., Attin T., Stawarczyk B.: Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. *Clin Oral Invest*; 19: 2007-2013; 2015.

148. Wimmer T., Ender A., Roos M., Stawarczyk B.: Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *J Prosthet Dent*; 110: 288-295; 2013.

149. Wimmer T., Erdelt K. J., Raith S., Schneider J. M., Stawarczyk B., Beuer F.: Effects of Differing Thickness and Mechanical Properties of Cement on the Stress Levels and Distributions in a Three-Unit Zirconia Fixed Prosthesis by FEA. *J Prosthodont*; 23: 358-366; 2014.

150. Worgull M., Heckele M., Schomburg W. K.: Analyse des Mikro-heißprägeverfahrens. Institut für Mikrostrukturtechnik des Forschungszentrums Karlsruhe und Universität Karlsruhe, Diss, Karlsruhe 2003.

151. Yao J., Li J., Wang Y., Huang H.: Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *J Prosthet Dent*; 112: 649-657; 2014.

152. Yashiro K., Fukuda T., Takada K.: Masticatory jaw movement optimization after introduction of occlusal interference. *J Oral Rehabil*; 37: 163-170; 2010.

153. Yokoyama D., Shinya A., Gomi H., Vallittu P. K., Shinya A.: Effects of mechanical properties of adhesive resin cements on stress distribution in fiber-reinforced composite adhesive fixed partial dentures. *Dent Mater J*; 31: 189-196; 2012.

154. Yoshida E., Fueki K., Igarashi Y.: Association between food mixing ability and mandibular movements during chewing of a wax cube. *J Oral Rehabil*; 34: 791-799; 2007.

155. Zanatta R. F., Barreto B. D., Xavier T. A., Versluis A., Soares C. J.: Effect of punch and orifice base sizes in different push-out test setups: stress distribution analysis. *J Adhes Dent*; 17: 45-50; 2015.

156. Zarone F., Apicella D., Sorrentino R., Ferro V., Aversa R., Apicella A.: Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central

incisors restored by means of alumina porcelain veneers: a 3D-finite element analysis. *Dent Mater*; 21: 1178-1188; 2005.

157. Zelic K., Vukicevic A., Jovicic G., Aleksandrovic S., Filipovic N., Djuric M.: Mechanical weakening of devitalized teeth: three-dimensional Finite Element Analysis and prediction of tooth fracture. *Int Endod J*; 48: 850-863; 2015.

158. Zhang D., Arola D. D.: Applications of digital image correlation to biological tissues. *J Biomed Opt*; 9: 691-699; 2004.

159. Zhang Y., Mai Z., Barani A., Bush M., Lawn B.: Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater*; 32: 442-449; 2016.

11 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

_____ _____

Ort, Datum Unterschrift

12 Danksagung

Allen voran bedanke ich mich bei meinem Doktorvater, *Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann*, für die Überlassung des Themas und die stets große Unterstützung in allen Belangen.

Ebenso bedanke ich mich bei *Herrn Dr. Alexander Schmidt* für die konstante und exzellente Betreuung der Arbeit.

Ich bedanke mich vielmals bei *Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Stefan Kolling* für das Ermöglichen der Kooperation und seine Unterstützung des Gesamtprojektes.

Selbiger Dank geht an *Herrn Peer Schrader, M.Sc.* für die ausgesprochen gute Zusammenarbeit im Rahmen der Kooperation mit der Technischen Hochschule Mittelhessen.

Ich danke *Herrn M.Sc. Ihssane Kididane* für die Beaufsichtigung der experimentellen Versuche.

Großer Dank gilt *Herrn Prof. Dr. Peter Rehmann* für seine Unterstützung in allen beruflichen Angelegenheiten.

Ich bedanke mich neben all den Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, die mich bei meiner wissenschaftlichen und zahnmedizinischen Arbeit unterstützten, vor allem bei *Frau Victoria Schubert*.

Weiterhin bedanke ich mich bei *Herrn Torsten Müller* für die akkurate Anfertigung diverser Gegenstände.

An dieser Stelle gilt jedoch mein größter Dank meinen Freunden und meiner Familie, insbesondere meinen Eltern, *Frau Karin Elisabeth* und *Herrn Dr. Andreas Kay Frendel*.

13 Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus der Arbeit entfernt.