

Aus dem Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und
Funktionslehre

DISSERTATION

Einfluss unterschiedlicher Modellmaterialien auf die
Dimensionsstabilität, Scan-Eignung und Abriebfestigkeit im
CAD/CAM-Herstellungsprozess mehrgliedriger Brücken

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Jennifer Martina Hamm
aus Charlotte, North Carolina

Datum der Promotion: 06.03.2020

Für meinen Papa

Inhaltsverzeichnis

1 Abstracts	6
1.1 Deutsches Abstract	6
1.2 Englischs Abstract	7
2 Einleitung	9
3 Literaturübersicht	11
3.1 Die CAD/CAM-Arbeitsabläufe	11
3.2 Genauigkeit von intraoralen Scannern	12
3.2.1 Aufbau und Funktionsweise von Intraoralscannern	12
3.2.2 Evaluierung der Genauigkeit	13
3.3 Passgenauigkeit von festsitzenden prothetischen Restaurationen	15
3.3.1 Definition	15
3.3.2 Methoden zur Evaluierung	16
3.4 Modellmaterialien bei CAD/CAM-In-vitro-Studien	18
3.5 Anforderungen an ein Modell für CAD/CAM-In-vitro-Studien	21
4 Zielsetzung	22
5 Methodik	23
5.1 Modellmaterialien	23
5.2 Messinstrumente	27
5.2.1 Messuhr.....	27
5.2.2 Mikro-CT.....	28
5.2.3 Intraoralscanner	28
5.3 Vorversuch Isolation	28
5.4 Untersuchung der Dimensionsstabilität	31
5.4.1 Vorversuch	31
5.4.2 Hauptversuch	33
5.5 Untersuchung der Scan-Eignung	35
5.5.1 Scanstrategie	36
5.5.2 Kriterium Richtigkeit des Intraoralscanners.....	37
5.5.3 Kriterium Präzision des Intraoralscanners.....	38
5.6 Untersuchung des Abriebs	39
5.7 Validierung der Methode	40
5.7.1 Messuhr.....	40
5.7.2 Mikro-CT und Software	40

6	Ergebnisse	41
6.1	Validierung der Methode	41
6.1.1	Messuhr	41
6.1.2	Mikro-CT und Software	41
6.2	Vorversuch Isolation	41
6.3	Versuch Dimensionsstabilität	43
6.3.1	Vorversuch	43
6.3.2	Hauptversuch	46
6.4	Versuch Scan-Eignung	49
6.4.1	Kriterium Richtigkeit	49
6.4.2	Kriterium Präzision	52
6.5	Versuch Abriebfestigkeit	54
7	Diskussion	58
7.1	Diskussion der Methode	58
7.1.1	Auswahl der Materialien	58
7.1.2	Modelldesign und Präparation	59
7.1.3	Auswahl der Messinstrumente	60
7.1.4	Aufbau Vorversuch Isolation	61
7.1.5	Bestimmung der Lagerungsbedingungen	62
7.1.6	Untersuchung der Dimensionsstabilität	63
7.1.7	Auswahl des Intraoralscanners und Scanstrategie	63
7.1.8	Aufbau Versuch Scan-Eignung	64
7.1.9	Aufbau Abriebversuch	65
7.1.10	Datenverarbeitung und Auswertung	67
7.2	Diskussion der Ergebnisse	69
7.2.1	Validierung der Methode und Fehlerschätzung	69
7.2.2	Vorversuch Isolation	69
7.2.3	Versuch Dimensionsstabilität	70
7.2.4	Versuch Scan-Eignung	72
7.2.5	Versuch Abriebfestigkeit	74
8	Zusammenfassung	76
9	Literaturverzeichnis	77
10	Anhang	83
10.1	Abkürzungsverzeichnis	83
10.2	Einheiten	83

10.3	Abbildungsverzeichnis	84
10.4	Tabellenverzeichnis	86
10.5	Liste der verwendeten Hilfsmaterialien	87
10.6	Geräteliste.....	88
10.7	Bearbeitungsprogramme	88
11	Eidesstattliche Versicherung	89
12	Curriculum Vitae.....	90
13	Danksagung.....	91

1 Abstracts

1.1 Deutsches Abstract

Ziel: Seit Einführung der digitalen Abformungen in den computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM)-Workflow besteht großes Interesse an Untersuchungen zur Passgenauigkeit der damit gefertigten Restaurationen sowie der Genauigkeit von Intraoralscannern. Modelle für derartige In-vitro-Studien, die Zähne und Gingiva simulieren, wurden aus unterschiedlichen Materialien gefertigt. Ziel dieser Arbeit ist die Untersuchung der für Studien häufig verwendeten Modellmaterialien hinsichtlich Dimensionsstabilität, Scan-Eignung und Abriebfestigkeit.

Methodik: Es wurden folgende Kriterien definiert: 1) Dimensionsstabilität und Abriebfestigkeit: mindestens 90% der Abweichungen zwischen Referenz und Modell liegen innerhalb der Messungengenauigkeit von $\pm 15\mu\text{m}$; 2) Richtigkeit des Intraoralscans: die Mittelwerte einschließlich Standardabweichungen zwischen Referenz und Intraoralscan liegen innerhalb des geschätzten Messfehlers von $\pm 35\mu\text{m}$; 3) Präzision des Intraoralscans: die Schnittmenge der Histogramme der Intraoralscans eines Modells liegt bei $\geq 90\%$. Nach Vorlage eines für eine zehngliedrige Brücke präparierten Typodont-Modells wurden je ein Modell aus Superhartgips Typ IV, Titan, Zirkonoxid, Epoxidharz, Polyurethan und Kobalt-Chrom-Molybdän hergestellt. Es wurden über einen Zeitraum von sechs Wochen an unterschiedlichen Tagen mit Mikro-Computertomographie (Mikro-CT) dreidimensionale Datensätze des Epoxidharz-, Gips-, Polyurethan- und Typodont-Modells generiert und diese hinsichtlich Dimensionsveränderungen untereinander verglichen. Mit dem Intraoralscanner Trios3 Pod (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) wurden drei Intraoralscans je Modell erstellt. Der erste Scan wurde mit dem entsprechenden Referenz-Mikro-CT-Datensatz verglichen, um die Richtigkeit des Scans zu bestimmen. Die Präzision wurde eruiert, indem alle Scans eines Modells untereinander verglichen wurden. Die Daten der Intraoralscans wurden verwendet, um für jedes Modell ein zehngliedriges Gerüst aus Zirkonoxid herzustellen. Jedes Gerüst wurde 288x auf das jeweilige Modell aufgesetzt und abgenommen. Zu Beginn und am Ende wurde ein Mikro-CT-Datensatz erstellt. Alle

Datensätze wurden in Volume Graphics (VG Studio Max 3.0, Heidelberg, Deutschland) importiert und unter Verwendung eines Best-Fit-Algorithmus ausgewertet.

Ergebnisse: Dimensionsstabilität: ausschließlich bei Epoxidharz und Gips liegen bis Tag zehn über 90% der Werte innerhalb von $\pm 15\mu\text{m}$. Scan-Eignung Richtigkeit: Kobalt-Chrom-Molybdän, Epoxidharz, Polyurethan und das Typodont-Modell liegen innerhalb von $\pm 35\mu\text{m}$; Scan-Eignung Präzision: die Schnittmenge der Intraoralscans von Kobalt-Chrom-Molybdän und Zirkonoxid liegt über 90%. Abrieb: das Typodont-Modell zeigt 94% der Werte innerhalb von $\pm 15\mu\text{m}$. Alle anderen Modelle konnten nicht als abriebfest klassifiziert werden.

Schlussfolgerung: Das Kriterium der Dimensionsstabilität wird von Titan, Zirkonoxid, und Kobalt-Chrom-Molybdän erfüllt. Epoxidharz und Gips können für 10 Tage als dimensionsstabil erachtet werden. Epoxidharz, Polyurethan, Kobalt-Chrom-Molybdän und das Typodont-Modell erfüllen das Kriterium der Richtigkeit der Intraoralscans. Ausschließlich Zirkonoxid und Kobalt-Chrom-Molybdän erfüllen das Kriterium der Präzision der Intraoralscans. Das Kriterium der Abriebfestigkeit wird nur von dem Typodont-Modell erfüllt.

1.2 Englisches Abstract

Aim: Since the introduction of digital impressions to the CAD/CAM-workflow, there is a strong interest in evaluating the fit of the fabricated restorations and the accuracy of intraoral scanners. Models made of different materials simulate teeth and gingiva in these in-vitro studies. The aim of this study is to investigate commonly used model materials for in-vitro-studies regarding their dimensional stability, suitability for intraoral scanners, and wear resistance.

Methods: Each requirement was tested using criteria defined as follows: 1) Dimensional stability and wear resistance: More than 90% of the deviations between reference and model are within $\pm 15\mu\text{m}$; 2) trueness of intraoral scans: mean and standard deviations between intraoral scan and reference micro-CT-dataset are within $\pm 35\mu\text{m}$; 3) precision of intraoral scans: the intersections of the histograms of the intraoral scans are 90% or more. A typodont-model was prepared to accommodate a 10-unit fixed dental

prosthesis. The model was duplicated using six different materials: class IV die stone, titanium, zirconia, epoxy resin, polyurethane and cobalt-chrome-molybdenum. For the evaluation of dimensional stability, micro-computed tomography (micro-CT) was used to generate three-dimensional datasets of the models at different times over a period of six weeks. The intraoral scanner Trios3 Pod (3Shape, Copenhagen, Denmark) was used to generate three scans of each model. The first scan was compared with the corresponding reference micro-CT-dataset in order to assess the trueness of the scan. The precision was measured by comparing all scans within one test group. In order to assess wear resistance, one zirconia-retainer was milled for each model and placed and removed 288 times on the corresponding model. Micro-CT-scans before and after this process were compared. All datasets were imported into a software (Volume Graphics, VG Studio Max 3.0, Heidelberg, Germany) that determines the deviation of two datasets by alignment using a best-fit-algorithm.

Results: Dimensional stability: Over 90% of the deviations of epoxin resin and gypsum are within $\pm 15\mu\text{m}$ until day ten. Trueness: Cobalt-chrome-molybdenum, epoxy resin, polyurethane, and the tyodont-model are within $\pm 35\mu\text{m}$. Precision: The intersection of the intraoral scans of cobalt-chrome-molybdenum and zirconia are over 90%. Abrasion: the tyodont-model shows 94% of deviations within $\pm 15\mu\text{m}$.

Conclusion: Titanium, zirconia, and cobalt-chrome-molybdenum fulfil the criterion of dimensional stability. Epoxy resin and gypsum can be regarded as dimensionally stable until day ten. Epoxy resin, polyurethane, cobalt-chrome-molybdenum and the tyodont-model fulfil the criterion of trueness. Zirconia and cobalt-chrome-molybdenum fulfil the criterion of precision. The tyodont-model fulfils the criterion of wear resistance.

2 Einleitung

Grundlage einer jeden feststehenden prothetischen Restauration ist die Abformung der intraoralen Situation, die früher ausschließlich konventionell mit Abformmaterialien angefertigt werden konnte. Mit der Einführung der digitalen Abformung durch Intraoralscanner und die stetige Weiterentwicklung der CAD/CAM-Produktionsabschnitte stellt sich die Frage, ob Intraoralscanner konventionelle Abformungen ersetzen können bzw. diesen überlegen sind (1). Entscheidend für diese Beurteilung ist, wie präzise die mit der jeweiligen Abformtechnik hergestellte Restauration hinsichtlich marginaler und interner Passung ist (2, 3). Diese Fragestellung wurde für bis zu viergliedrige Restaurationen in zahlreichen In-vitro- und In-vivo-Studien untersucht (4). Während bei In-vivo-Studien direkt im Mund der Patienten abgeformt wird, simulieren bei Laborstudien Modelle aus unterschiedlichen Materialien den Zahnbogen bzw. einzelne Zähne des Patienten.

Diese Modelle unterliegen Anforderungen, die für ein reproduzierbares Studienergebnis notwendig sind. Eine wichtige Voraussetzung für eine präzise digitale Abformung ist bei In-vitro-Studien die adäquate Erfassung der Modelloberfläche durch den intraoralen Scanner. Intraoralscanner sind auf die Darstellung der Strukturen der Mundhöhle spezialisiert. Nach unserer Kenntnis wurde bislang nicht untersucht, welchen Einfluss die verwendeten Modellmaterialien auf das Scanergebnis mit Intraoralscannern haben.

Für die Evaluierung der marginalen und internen Passung der hergestellten Restaurationen werden zum aktuellen Zeitpunkt hauptsächlich die Replika-Technik und die Cross-Section-Methode verwendet (5). Bei der Replika-Technik dient ein Modell sowohl als Grundlage für die konventionelle bzw. digitale Abformung, als auch für die Kontrolle der Passung (6-9). Somit ist eine Voraussetzung bei Verwendung der Replika-Technik die Dimensionsstabilität des verwendeten Modellmaterials. Verändert sich die Dimension des Modells nachdem die Abformungen erstellt wurden bis zum Zeitpunkt, an dem die Restaurationen aufgepasst werden, kann keine Aussage über die Passgenauigkeit der Restaurationen getroffen werden, da das Modell die Referenz darstellt.

Alle Restaurationen werden bei der Replika-Technik auf einem Meistermodell aufgepasst (6-9). Würde das Modell durch den Abrieb, der beim Aufsetzen und Abnehmen der Restaurationen vom Modell entsteht, verändert werden, erhielte man kein reproduzierbares Ergebnis. Die Abriebfestigkeit des Modells stellt daher ebenso eine wichtige Anforderung dar.

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist die Evaluierung geeigneter Materialien, die die Anforderungen Scan-Eignung, Dimensionsstabilität und Abriebfestigkeit erfüllen, um zukünftig digitale In-vitro-Untersuchungen großer mehrgliedriger Brücken verlässlich durchführen zu können.

3 Literaturübersicht

3.1 Die CAD/CAM-Arbeitsabläufe

Bei der Herstellung CAD/CAM-gefertigter festsitzender prothetischer Restaurationen, erfolgt die Gestaltung der Restauration sowie die anschließende Fertigung computergestützt (1). Um das Modellieren der Restauration am Computer zu ermöglichen, muss ein digitaler Datensatz der intraoralen Situation generiert werden (10). Dies ist direkt mittels Intraoralscanner oder indirekt durch die Digitalisierung der Abformung bzw. des daraus erstellten Modells mit Hilfe eines Laborscanners möglich (10, 11). Die anschließende Herstellung der Restauration erfolgt durch Fräsmaschinen, welche die digital gestaltete Restauration aus Rohlingen unterschiedlicher Materialien fertigen (1).

Die Genauigkeit dieser Arbeitsabläufe wurde in vielen Studien untersucht (2, 3, 6-10, 12-38). Einerseits wurde evaluiert wie genau digitale Datensätze sind, die mit Intraoralscannern erstellt wurden (10, 26-37). Teilweise wurde zusätzlich der direkte Weg mittels Intraoralscanner mit dem indirekten verglichen (10, 27, 28, 32-34, 36). Andererseits wurde die Passgenauigkeit der mit CAD/CAM-Verfahren hergestellten Restaurationen untersucht, wobei in einigen Studien ebenso Vergleiche zwischen Restaurationen hergestellt mit direkter bzw. indirekter Digitalisierung erfolgten (2, 3, 6-8, 12-24, 38).

Es gibt in der Literatur keinen Konsens, ob die direkte oder die indirekte Digitalisierung hinsichtlich der Genauigkeit des digitalen Modells bzw. der Passung der damit erstellten Restaurationen überlegen ist (4). Jedoch wurde die Passung der Restaurationen bei der direkten Digitalisierung von einigen Autoren als präziser erachtet (3, 6, 38). Dagegen zeigten andere Untersuchungen, dass für Zirkonoxid-Gerüste im Gegensatz zu Kobalt-Chrom-Molybdän-Gerüsten kein Unterschied zwischen beiden Digitalisierungsmethoden bestehe (7, 8, 15). Andere Autoren erachteten die digitale und konventionelle Abformung als gleichwertig (24, 33). Für Abformungen des gesamten Kiefers wurde die konventionelle Abformung der digitalen vorgezogen (4, 27, 28, 31, 32, 36).

Demgegenüber wurde bei der isolierten Untersuchung der Digitalisierungswege auch der direkte Weg mittels Intraoralscannern von Autoren unterstützt (10, 34).

3.2 Genauigkeit von intraoralen Scannern

Zum aktuellen Zeitpunkt erhältliche Abformmaterialien bieten eine zuverlässige Möglichkeit die intraorale Situation wiederzugeben (33, 39). Dennoch bieten Intraoralscanner gegenüber der konventionellen Abformung viele Vorteile (30). Digitale Abformung können schneller erstellt werden und die Behandlungszeit verkürzen (4, 30). Zudem besteht mit den digitalen Vergrößerungs- und Qualitätskontrollwerkzeugen der Intraoralscanner die Möglichkeit fehlerhafte Bereiche sofort zu erkennen und diese durch erneutes Scannen dieser Region zu korrigieren ohne den gesamten Abdruck neu erstellen zu müssen (4, 30). Es entfallen Verzerrungen bei der Abformdesinfektion, die korrekte Lagerung und der Transport der Abformungen ins Labor sowie mögliche Fehlerquellen beim Ausgießen und Lagern der Modelle (30). Manche Systeme bieten für bestimmte Restaurationsarten die sog. „Chairside“-Anfertigung der Restauration an, wodurch die Behandlung in einer Sitzung möglich wird (30).

3.2.1 Aufbau und Funktionsweise von Intraoralscannern

Die aktuell erhältlichen Intraoralscanner unterscheiden sich einerseits in der Art der Datengenerierung. Der Trios-Scanner zum Beispiel generiert eine dreidimensionale Oberfläche nach dem Prinzip der konfokalen Mikroskopie durch die Überlagerung von Bildelementen (30). Die CEREC Omnicam (Dentsply Sirona GmbH, Bensheim) verwendet das Prinzip der aktiven Triangulation und andere Intraoralscanner Lasertechnologien bei definierten Wellenlängen oder die Technik des Active Wavefront Sampling (30, 36). Die Erzeugung des digitalen Datensatzes erfolgt je nach Technik mit Einzelbildern oder als Video (30, 36, 37).

Zudem gibt es Intraoralscanner, bei denen vor dem Scanvorgang eine Bepuderung der Oberfläche mit Titandioxid oder anderen Materialien erfolgen muss, was eine adäquate Trockenlegung voraussetzt (30, 33, 36). Hierbei wird die Oberfläche nicht farbig erfasst (30). Es wurde vermutet, dass die Menge des verwendeten Puders eine Auswirkung auf die Genauigkeit der Intraoralscans habe (29). Dies konnte nicht bestätigt werden (29).

Des Weiteren können Intraoralscanner unterschieden werden hinsichtlich der Weiterverarbeitungsmöglichkeit der gewonnenen Daten (30). Bei der CEREC Omnicam und der CEREC Bluecam (Dentsply Sirona GmbH, Bensheim) beispielsweise handelt es sich um ein geschlossenes System, was bedeutet, dass die generierten Daten ausschließlich für die dazugehörigen Frässysteme verwendet werden können (30). Bei offenen Systemen, wie zum Beispiel dem Trios, stehen die digitalen Modelle zur freien Verfügung (30).

Der puderpflichtiger True Definition-Intraoralscanner (3M Deutschland GmbH, Neuss) zeigte bei einem Vergleich von fünf Geräten die höchste Übereinstimmung mit einem Referenzmodell aus Titan (33). In anderen Studien mit Typodont-Modellen als Referenz zeigte der in dieser Studie verwendete Trios-Scanner die besten Ergebnisse (30, 35).

3.2.2 Evaluierung der Genauigkeit

Es wurde in CAD-CAM-In-vitro-Studien evaluiert wie genau digitale Datensätze sind, die mit Intraoralscannern erstellt wurden (10, 26-37). Genauigkeit besteht aus Richtigkeit und Präzision, im Englischen trueness bzw. precision (40). Dabei beschreibt die Richtigkeit wie weit die Messwerte von den tatsächlichen Dimensionen des vermessenen Objekts abweichen (27, 28, 30, 34). Eine hohe Richtigkeit liefert somit ein Ergebnis, das mit den tatsächlichen Dimensionen des vermessenen Objekts übereinstimmt oder sehr ähnlich ist (28). Die In-vitro-Richtigkeit einer Scanmethode spielt eine entscheidende Rolle, da sie aufgrund fehlender Referenzstrukturen in vivo nicht überprüft werden kann (33). Die Präzision gibt die Abweichungen beim Vergleich der Intraoralscans einer Testgruppe untereinander an (27, 28, 30, 34). Je höher die Präzision, desto vorhersagbarer ist die Messung (28).

Die bisher durchgeführten Studien verglichen einerseits die Genauigkeit von konventioneller und digitaler Abformung und andererseits mehrere Intraoralscanner untereinander (10, 26-37). Dies wurde sowohl für gesamte Kiefer, als auch für partielle Kieferabschnitte durchgeführt (10, 26-37). Dazu wurden von Referenzmodellen digitale bzw. konventionelle Abformungen erstellt (10, 26-37). Die konventionellen Abformungen wurden entweder direkt digitalisiert oder die daraus erstellten Modelle (10, 27, 28, 32-34, 36). Die Überlagerung der Datensätze erfolgte meist mittels Best-fit-Algorithmus

(10, 26, 27, 29-34, 36, 41, 42). Die digitalen Oberflächen wurden hierbei von der verwendeten Software bestmöglich übereinandergelegt (10, 26, 27, 29-34, 36, 41, 42). GÜth et al. merken zum Best-Fit-Algorithmus an, dass die Ergebnisse durch die Qualität der Überlagerung und die Interpretation der Abstände beeinflusst werden könnten (43). Folglich erarbeiteten GÜth et al. in ihrer Studie einen Lösungsansatz um Modelle ohne Best-Fit-Algorithmus miteinander zu vergleichen können (43). Sie brachten in ein Modell eine Metallstange ein, die mit einer Koordinatenmessmaschine vermessen wurde und als Referenz diente (43).

Wie oben erwähnt, gibt es in der Literatur keinen Konsens, ob die digitale oder die konventionelle Abformung eine genauere Darstellung der intraoralen Situation bietet (4, 10, 27, 28, 31-34, 36). Bei Full-Arch-Scans wird zum aktuellen Zeitpunkt noch die konventionelle Abformung empfohlen (4, 27, 28, 31, 32, 36). Jedoch stellte eine Studie dar, dass die Passung von Zirkonoxid-Gerüsten erstellt mit digitalen Abformungen vergleichbar mit denen konventioneller war, obwohl die zugrunde liegenden Datensätze der direkten Digitalisierung eine höhere Genauigkeit aufwiesen (6, 10, 33). Daraus resultiert, dass eine höhere Genauigkeit von virtuellen Modelldatensätzen nicht zwangsläufig zu einer besseren Passung führt (33).

Zusätzlich scheint bei Full-Arch-Scans die Scanstrategie bei der Führung des Intraoralscanners einen Einfluss auf die Genauigkeit des digitalen Modells zu haben (26, 34, 37). Die Scanstrategie ist die systematische, vollständige Erfassung aller Zahnflächen eines Kiefers mit dem Intraoralscanner. Je nachdem, ob der verwendete Intraoralscanner die digitale Oberfläche aus Einzelaufnahmen oder anhand eines Videos erzeugt, wurden unterschiedliche Scanstrategien beschrieben (37). Nachfolgend sind Empfehlungen für die Videoerfassung erläutert. Müller et al. befürworteten für den vollbezahnten Kiefer ohne präparierte Zähne einen zirkulären Scan der okklusopalatinalen Flächen des gesamten Zahnbogens und rückläufig den Scan der bukkalen Flächen (26). In anderen Studien wurde die höchste Genauigkeit erzielt, indem zuerst die Okklusalfächen, gefolgt von den palatinalen und anschließend den bukkalen Flächen erfasst wurden (34, 37). Eine andere Scanstrategie erfasste die Zahnoberflächen je Zahn aufeinanderfolgend, wobei eine S-förmige Bewegung vom distalsten Molar des einen Quadranten zum distalsten Molar des anderen Quadranten

erfolgte ohne zum Ausgangspunkt zurück zu kehren (26, 37). Hierbei wurden jedoch schlechtere Ergebnisse für die Genauigkeit erzielt (26, 37). Im Frontzahnbereich wurde eine Zick-Zack-Bewegung empfohlen, um die Inzisalkanten besser zu erfassen (44). Zusammenfassend lässt sich als Fazit der Studien festhalten, dass eine adäquate Erfassung der Oberfläche dann gewährleistet ist, wenn zu Beginn die Okklusalfächen einschließlich der vestibulären oder oralen Flächen erfasst werden, im Frontzahnbereich eine Zick-Zack-Bewegung über die Inzisalkanten durchgeführt wird und der Scanpfad mindestens einmal zum Ausgangspunkt zurückkehrt (26, 34, 37).

Des Weiteren wurde untersucht, ob die Genauigkeit von Intraoralscannern von der Anzahl der präparierten Zähne und der Größe der mit Schleimhaut belegten Spanne zwischen den Pfeilerzähnen beeinflusst wird (34, 41, 45). Je mehr präparierte Zähne je Kiefer gescannt wurden und je größer die Schleimhautareale zwischen den Pfeilern waren, desto ungenauer wurde der Intraoralscan, da präparierte Zähne und der zahnlose Kiefer für optische Intraoralscanner weniger Referenzpunkte bieten (34, 41, 45). Die Erfahrung des Behandlers schien keine Auswirkung auf die Genauigkeit der Intraoralscans zu haben (42).

3.3 Passgenauigkeit von festsitzenden prothetischen Restaurationen

Neben mechanischen und ästhetischen Eigenschaften hängt der Langzeiterfolg von Restaurationen maßgeblich von deren Passgenauigkeit ab (2, 3). Die Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter festsitzender prothetischer Restaurationen wurde in einer Vielzahl von Studien mit unterschiedlichen Methoden evaluiert (2, 3, 6-8, 12-24).

3.3.1 Definition

Die Passgenauigkeit von Restaurationen wird in die marginale und die interne Passung unterteilt. Die marginale Passung wird nach der Terminologie von Holmes als absolute marginale Diskrepanz definiert (46). Es ist der größte gemessene Abstand zwischen Restaurationsrand und Präparationsgrenze, wodurch der maximale Fehler an dieser Stelle repräsentiert wird (46). McLean und Frauenhofer legten eine marginale Passung unter 120µm als klinisch akzeptabel fest, was von vielen Autoren unterstützt wird (2, 3, 6-8, 14, 47-49). Um einen ausreichenden Abfluss von überschüssigem

Befestigungsmaterial zu gewährleisten, sollte die absolute marginale Diskrepanz die Partikelgröße des Befestigungsmaterials nicht unterschreiten (49).

Die interne Passung wird bei der zweidimensionalen Auswertung nach Beuer et al. an folgenden Lokalisationen bestimmt: (A) Hohlkehlbereich: am größten Durchmesser des Zahnstumpfes; (B) Axiale Wand: 2mm unterhalb der okklusalen Ebene; (C) Okklusale Passung: mittig auf der okklusalen Ebene (12). Tuntiprawon et al. und Rekow et al. geben für vollkeramische Kronen weniger als 70-80µm als idealen Wert für die interne Passung an (50, 51).

3.3.2 Methoden zur Evaluierung

Es wurden verschiedene Möglichkeiten der Evaluierung der marginalen und internen Passung mit ihren jeweiligen Vor- und Nachteilen beschrieben.

Röntgenbilder und das Abtasten mit zahnärztlichen Sonden sind die im klinischen Alltag am meisten angewandten und ältesten Methoden zur Untersuchung der marginalen Passung (49). McLean und Frauenhofer stellten dar, dass marginale Öffnungen kleiner als 80µm mit zahnärztlichen Sonden und Röntgenbildern nur schwer identifizierbar sind (49). Teilweise konnte bei einer absoluten marginalen Diskrepanz von 200µm mit der zahnärztlichen Sonde keine unzureichende Passung entdeckt werden (49). Des Weiteren ist das Abtasten mit Sonden stark von der Erfahrung und dem Feingefühl des Zahnarztes abhängig (52).

Bei der visuellen Technik wurde bei In-vitro-Experimenten die marginale Passung direkt mittels Mikroskop untersucht und vermessen (15). Die Restauration wurde ohne Zementierung auf das Modell gesetzt (15). Die interne Passung konnte nicht evaluiert werden.

Die Replika-Technik wurde 1971 von McLean und Frauenhofer beschrieben (49). Es ist eine nicht-invasive Möglichkeit der intraoralen Evaluierung von marginaler und interner Passung (49). Die Passung von diversen Metallrestaurationen wurde überprüft, indem die Restaurationen mit Polyether beschichtet und anschließend mit Fingerdruck auf dem Zahn platziert wurden (49). Nach dem Abbindevorgang wurde die Restauration entfernt, das Polyether mit Harz fixiert, in mesio-distaler Richtung geschnitten und unter

einem Lichtmikroskop vermessen (49). Molin und Karlsson entwickelten die Replika-Technik 1993 weiter, indem sie das Replikationsmaterial durch ein additionsvernetzendes Silikon ersetzten, das mit knetbarem Silikon verstärkt wurde (48). Die gewonnenen Proben wurden zusätzlich in vestibulo-oraler Richtung geschnitten (48). Die Zuverlässigkeit dieser Untersuchungstechnik wurde von mehreren Autoren bestätigt (53-55).

Die Cross-Section-Methode von Beuer et al. aus 2009 stellt eine ähnliche Methode der Untersuchung von Querschnitten dar (12). Dabei wird die Restauration auf zugehörigen Modellen mittels Zement irreversibel befestigt (12). Anschließend werden die Stümpfe zusammen mit der befestigten Restauration analog zur Replika-Technik geschnitten und ausgewertet (12). Diese Methode ist weniger anfällig für Distorsionen im Gegensatz zur Replika-Technik jedoch ausschließlich für In-vitro-Studien geeignet (12, 52). Die Vergleichbarkeit dieser Methode mit der Replika-Technik wurde bestätigt (56).

2009 wurde von Pelekanos et al. und Seo et al. die In-vitro-Methode der Evaluierung von marginaler und interner Passung mittels Mikro-CT vorgestellt (16, 52). Hierbei wurden Mikro-CT-Aufnahmen der präparierten Zahnstümpfe mit der zu überprüfenden Restauration in situ erfasst und die Aufnahmen zwei- bzw. dreidimensional ausgewertet (16, 52). Die Zuverlässigkeit der Methode wurde bestätigt, sei jedoch abhängig von der Auflösung des verwendeten Tomographen (16). Die Untersuchungen im Mikro-CT wurden bisher nur an einzelnen Zähne bzw. drei- bis viergliedrigen Brücken durchgeführt (16-20, 52, 57-60).

2011 wurde von Holst et al. das Triple-Scan-Protokoll vorgestellt (61). Es ist eine In-vitro-Methode zur dreidimensionalen Erfassung der marginalen und internen Passung (61). Ein Industriescanner erfasst zunächst separat das Modell und das Innere der Restauration (61). Anschließend wird das Modell gemeinsam mit der darauf platzierten Restauration gescannt (61). Svanborg et al. merkten an, dass das Triple-Scan-Protokoll zur Erfassung der marginalen Passung nur bedingt geeignet ist, da der dünne Restaurationsrand nicht immer optimal durch den Scanner erfasst werden kann (3). Andere Autoren hingegen bestätigten die Zuverlässigkeit der Methode, wobei in dieser Studie eine Koordinatenmessmaschine statt eines Industriescanners verwendet wurde (21).

In einer Literaturübersicht stellten Nawafleh et al. 2012 dar, dass die visuelle Technik zu diesem Zeitpunkt die verbreitetste Technik war, gefolgt von der Cross-Section-Methode und der Replika-Technik (5).

3.4 Modellmaterialien bei CAD/CAM-In-vitro-Studien

Bei Laborstudien zur Untersuchung der Passgenauigkeit und der Genauigkeit von Intraoralscannern simulieren Modelle den Zahnbogen bzw. einzelne Zähne des Patienten (2, 3, 6-10, 12-33, 35, 41, 43, 48, 52, 53, 57-65). Somit wurden an diesen Modellen die konventionellen bzw. digitalen Abformungen durchgeführt und die auf deren Basis gefertigten Restaurationen in situ untersucht (2, 3, 6-10, 12-33, 35, 41, 43, 48, 52, 53, 57-65). Im Folgenden soll ein Überblick zu den verwendeten Modellmaterialien gegeben werden.

Typodont-Modelle (Phantomkopf-Modelle) dienten oft als Ausgangsmodelle, an denen die Präparation stattfand, um ein individuell gefertigtes Meistermodell für die weiteren Untersuchungen herzustellen (2, 12-14, 19, 21, 52, 58, 60, 61). In einigen Studien zur Passgenauigkeit bildeten aber auch einzelne Typodont-Zähne die Grundlage für die Abformungen und die Evaluierung der Passung (15, 21, 22). Die Untersuchung der Passung erfolgte mit der visuellen Technik bzw. mit der Cross-Section-Methode (15, 22). In anderen Studien dienten präparierte Typodont-Zähne als Vorlage bei der Abformung, wobei die Passung selbst auf Gips-Modellen mit dem Triple-Scan-Protokoll bzw. der Cross-Section-Methode untersucht wurde (21, 64, 65). Ebenso fanden Typodont-Modelle Anwendung bei der Untersuchung zur Genauigkeit von Intraoralscannern und beim Vergleich der Genauigkeit mehrerer Intraoralscanner untereinander (30, 35, 41). Bei Renne et al. wurden die Zähne des Typodont-Modells mit vollkeramischen Kronen versehen, die einen ähnlichen Brechungsindex wie natürlicher Zahnschmelz aufweisen (30).

Wurde in der Studie ein Gipsmodell aus Superhartgips Typ IV verwendet, erfolgte zunächst die Präparation an einem Typodont-Modell bzw. intraoral (2, 3, 12, 13, 21, 23, 48, 61, 64, 65). Bei der Mehrzahl der Studien kam die Cross-Section-Methode zum Einsatz, teilweise wurde auch das Triple-Scan-Protokoll bzw. die Replika-Technik

angewendet (2, 3, 12, 13, 21, 23, 48, 61, 64, 65). Bei allen Studien wurde je Gerüst ein Modell gefertigt (2, 3, 12, 13, 21, 23, 48, 61, 64, 65).

Beim Gebrauch von Titan-Modellen zur Untersuchung der Passung wurden die Abformungen und die Evaluation der Passung mit der Replika-Technik auf demselben Modell durchgeführt (6-9). Des Weiteren dienten Titan-Modelle zur Untersuchung der Genauigkeit von Intraoralscannern bzw. des Vergleichs von direkter und indirekter Digitalisierung (10, 33). Hierbei wurde dem Intraoralscanner die Überbrückung der Schleimhaut zwischen den Pfeilerzähnen mit strukturellen Hilfsmittel erleichtert (33).

Extrahierte, kariesfreie und anschließend präparierte humane Zähne wurden ebenso zur Untersuchung der Passgenauigkeit verwendet (16, 20, 25, 53, 57, 59, 63). Hierbei wurden einzelne Zähne genutzt und je präpariertem Zahn ein Gerüst gefertigt (16, 53, 59, 63). In anderen Studien wurde ein humaner Zahn mit Nachbarzähnen in einem Typodont-Modell fixiert, das als einziges Modell für die Untersuchungen der Passgenauigkeit dieser Studie diente (20, 25, 57). Jedoch wurde nicht erläutert mit welchen Materialien die Fixierung im Modell erfolgte und welche Kriterien bei der Lagerung des Modells berücksichtigt wurden (20, 25, 57). Die Untersuchung der Passung wurde mit dem Mikro-CT, mit der Replika-Technik oder visuell mittels Mikroskop durchgeführt (16, 20, 25, 53, 57, 59, 63).

Des Weiteren fanden Modelle aus Epoxidharz Verwendung (14, 19, 55). Grundlage waren präparierte Typodont-Zähne, nach deren Vorlage einzelne Zahnstümpfe aus Epoxidharz gefertigt wurden (14, 19). Je Gerüst wurde hierbei ein Stumpf hergestellt (14, 19). Die Untersuchung der Passung erfolgte nach einem speziellen, nur in einer Studie verwendeten Scan-Protokoll bzw. mit einem Mikro-CT (14, 19). Bei Falk et al. diente als Vorlage ebenso ein Typodont-Modell, von dem mehrere Duplikate aus Superhartgips erstellt wurden (55). Die eigentliche Untersuchung der marginalen Passung erfolgte mit der Replika-Technik für alle Gerüste an einem Meistermodell aus Epoxidharz (55).

Edelstahl-Modelle bzw. Stahl-Modelle fanden sowohl Anwendung in der Evaluierung der marginalen und internen Passung, als auch in der Untersuchung der Genauigkeit von Intraoralscans (17, 18, 24, 27, 28, 32). Die Zusammensetzung der Legierung ist

nicht bekannt (17, 18, 24, 27, 28, 32). Um Reflektionen beim Scannen zu vermeiden, wurde bei Seelbach et al. das Modell mit einer Körnung von 40-70µm angestrahlt (24). Für die Überbrückung der Schleimhaut zwischen den Brückenpfeilern wurde bei Borba et al. auf strukturelle Hilfsmittel in Form einer Gingivamaske aus Acrylharz zurückgegriffen (17, 18). Die Passung wurde mit einer 3D-Koordinaten-Messmaschine bzw. mit einem Mikro-CT untersucht (17, 18, 24).

Modelle aus Polyurethan wurden für die Untersuchung der Genauigkeit von Intraoralscannern verwendet (31, 43). Bei Güth et al. wurde zusätzlich ein Metallbarren in die Polyurethan-Modellbasis eingegliedert (43). Des Weiteren wurde die Passung auch an einzelnen Zahnstümpfen aus Zirkonoxid mittels Mikro-CT untersucht (52, 58, 60). In der Studie von Müller et al. wurde ein Kobalt-Chrom-Molybdän-Modell für die Evaluation verschiedener Full-Arch-Scanstrategien verwendet und bei Vecsei et al. ein Polymethylmethacrylat(PMMA)-Modell für den Vergleich der indirekten und direkten Digitalisierung (26, 34). PMMA kommt auch bei Nedelcu et al. als Modellmaterial zum Einsatz (29). In der Studie wurden die Auswirkungen unterschiedlicher Materialien auf die Genauigkeit von verschiedenen Intraoralscannern untersucht, indem von jedem Modell zehn Scans je Intraoralscanner erstellt und ausgewertet wurden (29). Evaluert wurden die Materialien PMMA, Titan und Zirkonoxid (29). Einer der drei untersuchten Intraoralscanner zeigte materialspezifische Fehler bei PMMA (29).

Vereinzelt wurden von Autoren die Umgebungsbedingungen während der Versuche angegeben (24, 26, 27, 31, 32, 35, 43). Die Abformungen wurden bei Temperaturen zwischen 20°C und 23°C durchgeführt (24, 26, 27, 31, 32, 35, 43). Angaben zur relativen Luftfeuchte während der Versuche lagen zwischen 50 und 60% und zum Luftdruck zwischen 760mmHg und 780mmHg (24, 26, 31). Ender et al. führten in ihren Studien an, dass die Gips-Modelle 48 Stunden nach dem Ausgießen digitalisiert wurden (27, 28, 32). Bei Untersuchungen zur Passgenauigkeit liegt ein gewisser Zeitraum zwischen den Abformungen und dem Aufpassen der Restaurationen, der für die Herstellung der Gerüste benötigt wird. Über die Lagerungsbedingungen der Modelle in diesem Zeitraum wurden von den Autoren keine Angaben gemacht (2, 3, 6-9, 12-15, 17-22, 24, 30, 34, 48, 52, 57, 58, 60, 61, 63).

3.5 Anforderungen an ein Modell für CAD/CAM-In-vitro-Studien

Wie in Abschnitt 3.2.1 erwähnt, erzielen Intraoralscanner bei unterschiedlichen Modellmaterialien unterschiedliche Genauigkeiten (30, 33, 35). Daher besteht die Anforderung an das Modellmaterial, dass sich die Oberfläche mit dem Intraoralscanner präzise erfassen lässt, um mögliche Unterschiede durch Materialien auszuschließen.

Je nachdem welche Methode zur Evaluation der Passung durchgeführt wird, werden die Restaurationen unterschiedlich oft auf das gleiche Modell gesetzt. Der hierbei entstehende Abrieb auf dem Modell sollte möglichst gering sein, um eine vergleichbare Aussage über alle in der Studie untersuchten Restaurationen zu geben. Dies setzt zudem voraus, dass das Modell in seiner Dimension über den Versuchszeitraum unverändert bleibt.

4 Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist festzustellen, welche Materialien geeignet sind um Modelle herzustellen, an denen die Genauigkeit von Intraoralscannern und die marginale und interne Passung in vitro evaluiert werden können. Diese Studie ist Grundlage für die folgende Untersuchung zur Passgenauigkeit von fünf- und zehngliedrigen Brückengerüsten, die mit dem digitalen bzw. dem konventionellen Workflow generiert werden. Die Anforderungen an ein Material sind dabei Dimensionsstabilität, Scan-Eignung und Abriebfestigkeit. Untersucht werden extrahierte humane Zähne eingebettet in Epoxidharz sowie Modelle aus den Materialien Superhartgips Typ IV (gegossen und gefräst), Titan, Zirkonoxid, Epoxidharz, Polyurethan, Kobalt-Chrom-Molybdän, gedruckter Kunststoff sowie ein Typodont-Modell. Um die Eignung der Materialien festzustellen wird für jede der Anforderungen ein Kriterium definiert.

Als dimensionsstabil gilt ein Material, wenn sich die räumliche Abmessung innerhalb des Versuchszeitraumes von sechs Wochen unter konstanten Lagerungsbedingungen nicht messbar verändert. Sechs Wochen wurden als angemessener Zeitraum erachtet, um eine In-vitro-Studie durchzuführen. Als konstante Lagerungsbedingungen wurden durchschnittliche Werte für geschlossene Räume ausgewählt.

Für die Scan-Eignung gelten die Kriterien Richtigkeit und Präzision (27). Bei dem Kriterium Richtigkeit wird ein Intraoralscan mit dem Referenz-Datensatz verglichen (27). Es wurde von uns festgelegt, dass ein Material das Kriterium der Richtigkeit erfüllt, wenn der Mittelwert einschließlich Standardabweichung zwischen einer mittels Referenzmethode bestimmten Modelloberfläche und mit dem Intraoralscanner erfasster Oberfläche kleiner oder gleich $35\mu\text{m}$ ist. Für das Kriterium der Präzision werden die Intraoralscans eines Modells miteinander verglichen (27). Hierbei wurde von uns definiert, dass ein Material das Kriterium der Präzision erfüllt, wenn die Schnittmengen der Histogramme der Intraoralscans eines Materials über 90% liegen.

Als abriebfest gilt ein Material, wenn sich die Dimension des Modells durch das Aufpassen von Brückengerüsten nicht messbar verändert.

5 Methodik

5.1 Modellmaterialien

Typodont

Verwendet wurde ein vorgefertigtes Oberkiefermodell (ANA-4, frasaco GmbH, Tettnang) (siehe Abbildung 1). Die Modellbasis besteht aus hartem, verzugsfreiem Kunststoff mit einem Stahlelement. Je Kiefer sind 14 Modellzähne aus Duroplast vorhanden, die mit Stahlschrauben fixiert sind. Die Gingiva wird durch eine weiche Schleimhautmaske simuliert. Um Artefakte im Mikro-CT zu vermeiden, wurden die Stahlschrauben vom Hersteller durch Kunststoffschrauben ersetzt.



Abbildung 1: Typodont-Modell

Gips

Für das gegossene Gips-Modell wurde Superhartgips Typ IV (SAE-Spezi Gips Elfenbein, SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven) verwendet (siehe Abbildung 2). Es handelt sich um kunststoffverstärktes Calciumsulfat-Hemihydrat. Das Wasser-Pulver-Verhältnis beträgt 20ml/100g. Das Anmischen erfolgte unter Vakuum. Der Hersteller gibt die Eignung zum Scannen für die CAD/CAM-Technik an.

Das gefräste Gips-Modell bzw. der Prüfkörper wurden aus Rohlingen aus Superhartgips Typ IV (3D modeldisc, Dentona AG, Dortmund) gefertigt.



Abbildung 2: gegossenes Gips-Modell

Epoxidharz

Es wurde synthetisch hergestelltes Epoxidharz und der zugehörige Härter (SAE-Epoxyharz, SAE-Epoxyhärter, SAE Dental Vertriebs GmbH) verwendet. Das Mischungsverhältnis beträgt 6:1 Epoxidharz zu Härter. Zur Verarbeitung wurde das Epoxidharz auf 35 - 38°C erwärmt. Es wurde eine Schleuder verwendet, um Blasenbildung zu vermeiden. Die Aushärtung benötigt sechs Stunden.



Abbildung 3: Epoxidharz-Modell

Echtzahn-Modell

Für die Präparation einer zehngliedrigen Brücke wurden humane Zähne in einem Modell fixiert. Es wurden die extrahierten, kariesfreien Zähne 15, 13, 11, 21, 23 und 25 von unterschiedlichen Patienten ausgewählt. Als Modellbasis diente oben genanntes Epoxidharz.

Polyurethan

Das Polyurethan-Modell (siehe Abbildung 4) bzw. der Prüfkörper wurden aus Blöcken (Necuron 800, Necumer-Products GmbH, Bohmte) gefräst, welche zu 100% aus Polyol bestehen. Der Wärmeausdehnungskoeffizient beträgt $45 \times 10^{-6}/K$. Die Härte wird vom Hersteller nach dem Prüfverfahren Shore D mit 80 angegeben.



Abbildung 4: Polyurethan-Modell

Titan

Das Titan-Modell (siehe Abbildung 5) bzw. der Prüfkörper wurden aus Rohlingen (Organic Titan-Niob, R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG, Berlin) gefräst. Die Basis der Legierung ist Titan. Niob ist mit 6,5-7,5% enthalten und der Aluminiumanteil liegt bei 5,5-6,5%. Es enthält Spuren von Tantal, Eisen, Sauerstoff, Kohlenstoff, Stickstoff und Helium mit jeweils unter 0,5% Massenanteil. Der Wärmeausdehnungskoeffizient beträgt $10,1 \pm 0,25 \times 10^{-6}/K$. Die Vickershärte beträgt laut Hersteller 320 bei einer Prüfkraft von 10 Kilopond.



Abbildung 5: Titan-Modell

Zirkonoxid

Für das Zirkonoxid-Modell (siehe Abbildung 6) bzw. den Prüfkörper wurden vorgesinterte Rohlinge aus tetragonal stabilisiertem Zirkonoxid (Organic Zirkon opak, R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG) verwendet. Chemisch setzt sich der Rohling hauptsächlich aus Zirkonoxid zusammen. Des Weiteren sind $5,15 \pm 0,2\%$ Yttriumoxid, unter 5% Hafniumoxid und in Spuren unter 1% Aluminiumoxid, Eisenoxid und Natriumoxid enthalten. Nach Fräsen des Werkstückes wurde die Endsinterung durchgeführt. Nach Endsinterung beträgt der Wärmeausdehnungskoeffizient $11 \times 10^{-6}/K$.



Abbildung 6: Zirkonoxid-Modell

Kobalt-Chrom-Molybdän

Das Kobalt-Chrom-Molybdän-Modell (siehe Abbildung 7) bzw. der Prüfkörper wurden aus Rohlingen (Organic CoCr, R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG) gefräst. Die Legierung setzt sich aus 63% Kobalt, 29% Chrom und 6% Molybdän zusammen. Sie enthält mit unter 1% Spuren von Silicium, Mangan, Niob und Eisen. Der Wärmeausdehnungskoeffizient beträgt $14,4 \times 10^{-6}/K$. Die Vickershärte wird vom Hersteller mit 300 bei einer Prüfkraft von 5 bzw. 30 Kilopond angegeben.



Abbildung 7: Kobalt-Chrom-Molybdän-Modell

Gedruckter Kunststoff

Das gedruckte Prüfkörper wurden aus Kunststoff (VisiJet MP 200 Build Material, 3D Systems, Rock Hill, USA) mit Hilfe eines dentalen CAD/CAM 3D-Druckers (ProJet DP 3000, 3D Systems) erstellt. Der Kunststoff besteht zu 20-40% aus Urethan-Acrylat-Oligomeren, zu 15-35% aus ethoxyliertem Bisphenol-A-Diacrylat und zu 1,5-3% aus Tripropylenglycol-Diacrylat. Das Supportmaterial besteht aus hydroxyliertem Wachs (VisiJet S100 Supportmaterial, 3D Systems).



Abbildung 8: Gedrucktes Modell

5.2 Messinstrumente

5.2.1 Messuhr

Es wurde die Messuhr (Model-ID-H0530, Mitutoyo Deutschland GmbH, Neuss) genutzt mit einer Messgenauigkeit von $0,5\mu\text{m}$ bei einer Fehlergrenze von maximal $1,5\mu\text{m}$ bei

20°C. Bei der Vermessung wurde die Tastspitze SR1.5 aus Hartmetall mit einem Anpressdruck von 2N eingesetzt.

5.2.2 Mikro-CT

Der verwendete Computertomograph (CT-compact Metrology, ProCon X-Ray GmbH, Sarstedt) besitzt eine Mikrofocus-Röntgenröhre. Die maximalen Betriebswerte sind 160kV mit 200µA. Der Fokus-Detektor-Abstand beträgt 550mm. Es handelt sich um einen Flat Panel Detektor der Größe 204,8 x 204,8mm mit 1000 x 1000 Pixeln und einem Brennfleckminimum von 10µm. Das kleinste 3D Detail wird vom Hersteller mit 5µm angegeben.

5.2.3 Intraoralscanner

In der vorliegenden Arbeit wurde ein puderfreier Intraoralscanner (Trios3 Pod, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) verwendet. Er erfasst die Oberfläche nach dem Prinzip der konfokalen Mikroskopie mit Einzelbildern, die von der Scanner-Software zu einer dreidimensionalen Oberfläche zusammengesetzt werden. Bei Veränderung der Umgebungsbedingungen (Lokalisation, Temperatur) sowie alle acht Tage ist eine Kalibrierung notwendig.

5.3 Vorversuch Isolation

Ziel dieses Versuches war die Überprüfung verschiedener Isolationsmöglichkeiten zwischen den nass gelagerten Zähnen und Epoxidharz. Es wurden 20 extrahierte, humane Zähne der zweiten Dentition selektiert. Die Auswahl setzte sich aus unversorgten, kariesfreien Zähnen ohne Wurzelkanalbehandlung zusammen. Sie wurden randomisiert in vier Gruppen aufgeteilt. Die Zähne wurden nach der Extraktion bis zum Versuchsbeginn in Alkohol gelagert. Es wurden Konkremente und Gewebereste mit einem Ultraschallscaler (PiezoLED, KaVo Dental GmbH, Biberach) entfernt. Die Wurzeloberfläche wurde entsprechend der Herstellerangabe des Bondings (OptiBond FL, Kerr GmbH, Raststatt) mit 37-prozentiger Phosphorsäure (Omni-Etch, Omnident Dental-Handelsgesellschaft m.b.H., Rodgau) konditioniert. Es wurde OptiBond FL Prime und anschließend OptiBond FL Adhäsiv laut Herstellerangaben auf die präparierte Fläche einmassiert und verblasen. Es erfolgte die Polymerisation mit

einer Polymerisationslampe (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) mit $1200\text{mW}/\text{cm}^2$ für 20s je Fläche. Die Wurzelspitze wurde zudem 20s gehärtet. Gruppe III und IV erhielten nach dem Bonding zusätzlich eine Umhüllung der Wurzeln mit Komposit (Tetric EvoCeram, Ivoclar Vivadent) mit anschließender Polymerisation wie beschrieben.

Die Zähne einer jeden Gruppe wurden im Folgenden in einen Block aus Epoxidharz mit den Maßen $80 \times 28 \times 22\text{mm}$ eingebettet (siehe Abbildung 9). Das Ausgießen des Epoxidharzes erfolgte nach Herstellerangaben. Auf einer der beiden $80 \times 28\text{mm}$ großen Flächen wurden drei Keramikkugeln für eine 3-Punkt-Auflage befestigt. Das Herstellen der Prüfkörper erfolgte durch das Dentallabor Rübeling & Klar (Dental-Labor GmbH, Berlin).



Abbildung 9: Epoxidharzblock mit Zähnen

Die Prüfkörper der Gruppe I und III wurden während des Versuchszeitraumes von vier Wochen vollständig in Wasser gelagert. Für die Prüfkörper der Gruppe II und IV wurde ein Kofferdam (Dental Dam „mittel“, Henry Schein, Langen) entsprechend der Zahnpositionen in den Prüfkörpern gelocht. Dieser wurde über die Zähne der Prüfblöcke gezogen und mit einem Spannrahmen fixiert (siehe Abbildung 10). Die Zähne wurden für den Versuchszeitraum in Wasser gelagert. Der Epoxidharzblock wurde durch den Kofferdam isoliert und trocken gelagert. Einen Überblick zu den Prüfkörpern und deren Lagerung gibt Tabelle 1.



Abbildung 10: Prüfblöcke Bonding Halbtrocken und Komposit Halbtrocken mit Kofferdam

Tabelle 1: Überblick der Prüfkörper im Isolationsversuch

Gruppe	Isolation	Lagerung
I	Bonding	Nass
II	Bonding	Halbtrocken
III	Komposit	Nass
IV	Komposit	Halbtrocken

Je Prüfkörper wurden 21 Messpunkte auf der unbehandelten 80x28mm großen Fläche festgelegt. Es wurden je Prüfkörper sieben horizontale und drei vertikale Linien mit 10mm Abstand zur nächsten Linie mit einem wasserfesten Stift aufgezeichnet. Jede Kreuzung der Linien stellte einen Messpunkt dar.

Die Prüfkörper wurden einmal je Messtag mit der Messuhr vermessen. Bei jeder Messung wurden die Prüfkörper unter der Messuhr gleich ausgerichtet. Die Messpunkte wurden bei jeder Messung in der gleichen Reihenfolge vermessen. Es wurde darauf geachtet, dass die Messpunkte immer aus der gleichen Richtung mit der Tastspitze angefahren werden. Die Messungen fanden in einem Raum mit $20\pm 2^{\circ}\text{C}$ Raumtemperatur statt.

Die Prüfkörper wurden am ersten Tag nach der Herstellung, nach acht Tagen, nach 15 und 27 Tagen vermessen. Zur Auswertung der Daten wurden die Werte der ersten Messung als Referenz definiert. Es wurden die Abweichungen der Folgemessungen zu dieser Referenz für jeden Messpunkt an dem jeweiligen Messtag in μm bestimmt. Aus den Abweichungen eines Messtages aller Messpunkte eines Prüfkörpers wurde der

Medianwert gebildet sowie der Mittelwert mit Standardabweichung. Offenkundige Ausreißer wurden nicht in die Wertung miteinbezogen. Es wurden Boxplot-Diagramme mit den jeweiligen Daten für jedes Modell erstellt. Die Länge der Whisker wurde als der 1,5fache Interquartilsabstand definiert.

5.4 Untersuchung der Dimensionsstabilität

5.4.1 Vorversuch

Für die Untersuchung der Dimensionsstabilität wurden konstante Lagerungsbedingungen von 55% relativer Luftfeuchte und 20°C ähnlich der Raumluft von geschlossenen Räumen festgelegt. Hierzu wurden die Prüfkörper während des Versuchszeitraums in einem Exsikkator gelagert, der wie folgt präpariert wurde. Mit Magnesiumnitrat-Hexahydrat (99.99 Suprapur, Merck KGaA, Darmstadt) wurde eine gesättigte Lösung hergestellt. Die ausreichende Sättigung wurde durch einen Bodensatz in der Lösung gewährleistet. Die Lösung wurde in den gereinigten Exsikkator gefüllt. Für einen luftdichten Abschluss wurde die Auflagefläche des Deckels mit Hochvakuum-Fett (Lithelen, Leybold Vakuum GmbH, Köln) präpariert. Zur Überprüfung der relativen Luftfeuchte wurde ein digitales Hygrometer (174 H Set, Testo, Lenzkirch) in den Exsikkator gelegt, das in Abständen von 5min relative Luftfeuchte und Temperatur bestimmt. Die Luftzirkulation innerhalb des Exsikkators wurde durch einen Ventilator bewerkstelligt. Der Exsikkator wurde in einem Raum mit konstanten 20°C Lufttemperatur gelagert und sieben Tage vor Herstellung der Prüfkörper vorbereitet.

Aus jedem Modellmaterial wurde zeitgleich je ein Prüfkörper mit den Maßen 65x35x20mm angefertigt. Das Typodont-Modell konnte in diesem Versuch nicht berücksichtigt werden, da es sich um ein vorgefertigtes Lehrmodell handelt von dem kein Prüfkörper mit diesen Maßen hergestellt werden konnte. Auf einer der beiden 65x35mm großen Flächen wurden nach Abstrahlung drei Keramikugeln für eine 3-Punkt-Auflage befestigt (siehe Abbildung 11). Die Fertigung erfolgte durch das Dentallabor Rübeling & Klar.



Abbildung 11: Unterseite des Prüfkörpers aus Kobalt-Chrom-Molybdän mit Keramikugeln zur 3-Punkt-Auflage

Je Prüfkörper wurden 72 Messpunkte auf der unbehandelten 65x35mm großen Fläche festgelegt. Es wurden je Prüfkörper sechs horizontale und zwölf vertikale Linien mit 5mm Abstand sowohl zur nächsten Linie als auch zum Rand des Prüfkörpers mit einem wasserfesten Stift aufgezeichnet. Jede Kreuzung der Linien stellte einen Messpunkt dar (siehe Abbildung 12).

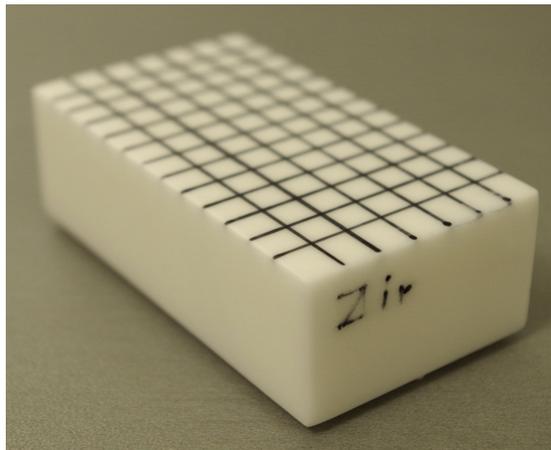


Abbildung 12: Darstellung eines Prüfkörpers mit Messpunkten am Beispiel Zirkonoxid

Die Vermessung wurde mit der Messuhr ausgeführt. Bei jeder Messung wurden die Prüfkörper gleich ausgerichtet. Alle Prüfkörper wurden nach der gleichen Systematik und einmal je Messtag vermessen. Die Messungen fanden in einem Raum mit $20\pm 2^\circ\text{C}$ Raumtemperatur statt.

Die Prüfkörper wurden am ersten Tag nach der Herstellung, 24 Stunden später, 48 Stunden später, nach fünf Tagen, nach acht Tagen, nach 16, 23 und 34 Tagen

vermessen. Die Auswertung der Daten erfolgte wie im Vorversuch Isolation beschrieben.

5.4.2 Hauptversuch

Es wurden beim Typodont-Modell die Zähne 14, 12, 22 und 24 entfernt und die entstehenden Alveolen mit Wachs (Modellierwachs Universal, Henry Schein) gefüllt. Danach erfolgte eine Hohlkehllpräparation von 15, 13, 11, 21, 23 und 25 zur Aufnahme einer vollkeramischen Brücke. Die okklusale bzw. inzisale Reduktion betrug 1,5 - 2mm, die axiale Reduktion 1,5mm, im Bereich der Hohlkehle 1mm. Der Konvergenzwinkel betrug 12° und die Präparationsgrenze befand sich 0,5 mm supragingival. Sämtliche Kanten wurden abgerundet. Es wurde auf eine gemeinsame Einschubrichtung der Stümpfe geachtet. Das präparierte Typodont-Modell ist in Abbildung 1 dargestellt.

Von dem präparierten Typodont-Modell wurde eine Dublierform (Dublisil 22 plus, Dreve Dentamid GmbH, Unna) hergestellt. Diese wurde mit Epoxidharz ausgegossen. Zudem wurde das präparierte Typodont-Modell mit einem Laborscanner (D850, 3Shape) digitalisiert. Unter Vorlage des Datensatzes wurden aus Gips und Polyurethan je ein Modell gefräst. Die Fertigung erfolgte durch das Dentallabor Rübelling & Klar. Da sich die Prüfblöcke aus dem Vorversuch Isolation und der gedruckte Prüfkörper als nicht dimensionsstabil erwiesen hatten, wurden das Echtzahn-Modell und das gedruckte Modell im Hauptversuch nicht berücksichtigt.

Die hergestellten Modelle einschließlich des Typodont-Modells wurden, wie im Vorversuch (5.4.1) beschrieben, während des Versuchszeitraumes von sechs Wochen im Exsikkator gelagert. Die Modelle wurden nach dem Tag der Herstellung drei Tage im Exsikkator gelagert, dann fand die erste Messung im Mikro-CT statt (Tag 1). Es folgten weitere Messungen vier, zehn und 39 Tage später.

Die CT-Messungen der Modelle wurde mit in Tabelle 2 genannten Parametern bei einem Fokus-Objekt-Abstand von 180mm durchgeführt. Vor der ersten Messung eines jeden Versuchstages und bei Veränderung der Parameter mussten die Kalibrierschritte Hellbild, Dunkelbild und Drehmittelpunktbestimmung durchgeführt werden. Das Hellbild erfolgt ohne Objekt im Strahlengang mit eingestellten Parametern, das Dunkelbild bei ausgeschalteter Röntgenröhre. Zur Drehmittelpunktbestimmung wurde in der

Vorrichtung des Objektschlittens ein Kalibrierstab eingebracht. Mit eingestellten Parametern fand eine 360°-Rotation des Kalibrierstabes statt. Alle Messungen erfolgten mit einem Kalibriernormal (Kugelnormal 2-Fach Taster, Goekeler Messtechnik, Lenningen), das einen definierten Kugelmittelpunktabstand von 59,9697mm hat.

Zur Auswertung wurden alle Datensätze des Mikro-CTs in die Software Volume Graphics (VG Studio Max 3.0, Heidelberg) importiert. Die Kalibrierung der CT-Datensätze erfolgte mit Hilfe des Kalibriernormals. Es wurde zuerst eine Oberflächenbestimmung anhand einer Beispielregion durchgeführt. Dies erfolgte durch Auswahl eines Bereiches im Hintergrund und eines Bereichs innerhalb einer Kugel des Kalibriernormals. Durch die Bestimmung des Kugelmittelpunktabstandes in den CT-Datensätzen und mit Kenntnis der aktuellen Voxelgröße konnte mit dem Dreisatz die Soll-Voxelgröße bestimmt werden. Anschließend wurde die Oberflächenbestimmung erneut durchgeführt. Statt eines Bereiches innerhalb der Kugeln wurde ein möglichst großer Bereich innerhalb des Zahnstumpfes 15 gewählt. Die Oberfläche wurde als Surface Tessellation Language (STL)-Datensatz exportiert.

Die STL-Datensätze wurden in die Software Geomagic (Geomagic Wrap Version 2015, 3D Systems) importiert. Es wurde die Kalibrierstange aus der Oberfläche entfernt. Bei den Typodont- und Polyurethan- Datensätzen war die Kalibrierstange im Bereich der präparierten Prämolaren, was zu Löchern im Bereich der Höckerspitzen in der Oberfläche führte. Anschließend wurde die Oberfläche unterhalb der Präparationsgrenze manuell entfernt. Dabei wurden die Approximalkontakte zu den Zähnen 16 und 26 belassen.

Im Folgenden wurden die mit Geomagic bearbeiteten STL-Datensätze zurück in Volume Graphics importiert. Zum Vergleich zweier STL-Datensätze eines Materials wurden die virtuellen Oberflächen mittels Best-Fit-Algorithmus ausgerichtet. Der Datensatz von Tag eins wurde als Ausgangsdatsatz definiert, an dem die Datensätze von Tag vier, zehn und 39 ausgerichtet wurden. Die Oberflächen wurden zunächst grob manuell übereinander gelegt, bevor der Best-Fit-Algorithmus zweimal je zu vergleichender Oberfläche ausgeführt wurde. An 300.000 - 400.000 Punkten ermittelte Volume Graphics die Abstände (Abweichungen) zwischen den zu vergleichenden Oberflächen und bildete den Mittelwert dieser Abstände sowie die Standardabweichung

über die Gesamtoberfläche. Die Anzahl der Punkte ist von der Anzahl der Dreiecke der jeweils verglichenen STL-Datensätze abhängig. Des Weiteren stellt die Software Volume Graphics eine Verteilung der Abweichungen über die Oberfläche als Histogramm zur Verfügung. Diese Histogramme beschreiben die Oberflächenanteile $S(d)$ in Einheiten von mm^2 , welche eine Abweichung d in Mikrometern aufweisen. Die Gesamtoberfläche zweier zu vergleichender Datensätze kann unterschiedlich sein (z.B. durch manuelles Zuschneiden). Um die Histogramme unterschiedlicher Messtage und Materialien miteinander vergleichen zu können, wurden die Histogramme durch die Gesamtoberfläche $\sum_a S(d)$ normiert und so skaliert, dass die Summe über den gesamten Bereich von Abweichungen 100% ergibt. Als Resultat erhielten wir die Oberflächenanteile für eine Abweichung in Prozent: $\bar{S}(d) = 100 S(d) / \sum_a S(d)$, wie in Abbildung 19 zu sehen ist. Des Weiteren wurde der Oberflächenanteil in Prozent bestimmt, dessen Abweichung innerhalb von $\pm 15\mu\text{m}$ liegt.

5.5 Untersuchung der Scan-Eignung

Unter Vorlage des Datensatzes des Laborscanners aus 5.4.2 wurde aus Titan, Zirkonoxid und Kobalt-Chrom-Molybdän je ein Modell gefräst. Bei Titan und Kobalt-Chrom-Molybdän wurde nach dem Fräsvorgang das Modell unterhalb der Präparationsgrenze mit einem Rosenbohrer bearbeitet, um die Präparationsgrenze besser darzustellen. Um Reflektionen während des Scan-Vorgangs zu reduzieren, wurden das Titan- und das Kobalt-Chrom-Molybdän-Modell mit Aluminiumoxid mit einer Körnung von $50\mu\text{m}$ mit einem Druck von 2bar abgestrahlt. Das Zirkonoxid-Modell und das Kobalt-Chrom-Molybdän-Modell wurden als Hohlform mit einer Schichtstärke von 1,5mm gestaltet, um die Artefaktbildung im Mikro-CT zu reduzieren (siehe Abbildung 13). Die Fertigung erfolgte durch das Dentallabor Rübeling & Klar.



Abbildung 13: Zirkonoxid-Modell

5.5.1 Scanstrategie

Unter Scanstrategie versteht man die systematische, vollständige Erfassung aller Zahnflächen eines Kiefers. Die Erfassung der Zahnbögen erfolgte laut Herstellerangaben (siehe Abbildung 14) (44). Während des Scanvorgangs wurde auf die klinische Durchführbarkeit der Scanstrategie geachtet, indem das Mundstück des Scanners ausschließlich von ventral über das Modell geführt wurde. Der Scan wurde auf Artefakte und Vollständigkeit hin untersucht. Wurden ein oder mehrere Bereiche vom Scanner als unvollständig angegeben, erfolgte erneutes Scannen dieser Bereiche. Die ID-Nummer der Scans wurde notiert.

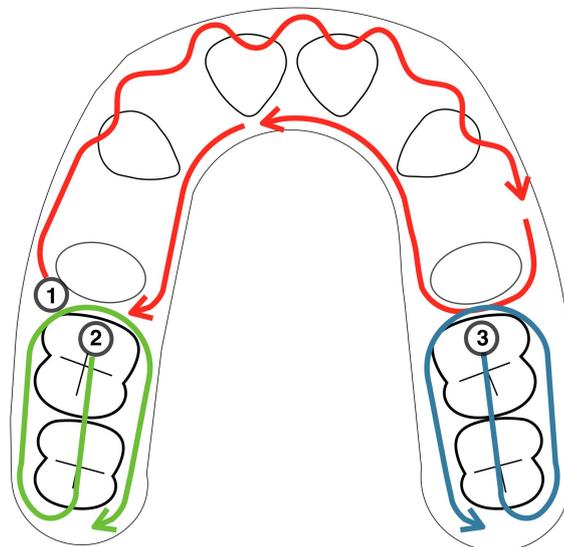


Abbildung 14: Schema Scanstrategie; Beginn vestibulär-okklusal an 15 (1), folgend vestibulär-okklusal bis 25 mit einer Zick-Zack-Bewegung im Frontzahnbereich über die Inzisalkanten und weiter okklusal-palatinal zurück zu 15 unter Berücksichtigung der Erfassung der Approximalräume; danach okklusaler Scan von 16 und 17 (2), folgend bukkal und palatinal; anschließend Erfassung 26 und 27 mit gleichem Schema (3)

5.5.2 Kriterium Richtigkeit des Intraoralscanners

Um die Richtigkeit (trueness) des Intraoralscanners zu evaluieren, wurde von jedem Modell ein Scan mit dem Intraoralscanner erzeugt. Um Unterschiede in der Handhabung des Scanners auszuschließen, wurden alle Scans von einem klinisch erfahrenen Zahnarzt durchgeführt. Der Scanvorgang fand bei einer Raumtemperatur von $20 \pm 1^\circ\text{C}$ und moderaten Lichtverhältnissen ohne direkte Sonneneinstrahlung statt. Die Intraoralscans wurden anschließend in STL-Datensätze umgewandelt.

Am gleichen Tag wurde von jedem Modell als Referenz eine Mikro-CT-Aufnahme nach in Tabelle 2 genannten Parametern erstellt. Vor der ersten Aufnahme und bei Veränderung der Parameter wurde jeweils das Hell- und Dunkelbild neu berechnet und eine Drehmittelpunktbestimmung erstellt wie in 5.4.2 beschrieben.

Tabelle 2: Parameter für die CT-Messungen

Modell	Typodont	Epoxid-harz	Gips	Poly-urethan	Titan	Zirkon-oxid	Kobalt-Chrom-Molybdän
Spannung (kV)	110	110	160	110	160	160	160
Stromstärke (μA)	200						
Belichtungszeit (ms)	249	249	499	249	1999	1999	1999
Filter	-	-	2x 0,7mm Kupfer	-	2x 0,7mm Kupfer; 3x 0,6mm Zinn	2x 0,7mm 2x 0,5mm Kupfer; 1x 0,6mm Zinn	2x 0,7mm 2x 0,5mm Kupfer; 1x 0,6mm Zinn
Rotations-schritte	800						
Bildanzahl je Rotationsschritt	4 (1 Skip, 3 Mittelung)						

Alle Datensätze des Mikro-CTs wurden in die Software Volume Graphics importiert. Es erfolgte die Kalibrierung und Oberflächenbestimmung sowie die Entfernung der

Kalibrierstange und die Beschneidung der Oberfläche wie im Hauptversuch Dimensionsstabilität beschrieben.

Im Folgenden wurden die bearbeiteten STL-Datensätze des Mikro-CTs zusammen mit den STL-Datensätzen des Intraoralscanners in Volume Graphics importiert und verglichen. Dazu wurden die Datensätze, die mit dem Mikro-CT generiert wurden, als Ausgangsdatsatz definiert, an denen der Intraoralscan des entsprechenden Modells mittels Best-Fit-Algorithmus ausgerichtet wurde wie im Hauptversuch Dimensionsstabilität beschrieben. Der Mittelwert der Abweichungen wurde hierbei in positive und negative Abweichungen unterteilt, sodass zwei Mittelwerte einschließlich Standardabweichung je Modell bzw. verglichener Oberfläche aus der Software extrahiert wurden. Des Weiteren stellte die Software Differenzdiagramme zur Verfügung, die Lokalisation und Größe der Abweichungen für jedes Modell darstellte (siehe Abbildung 21).

5.5.3 Kriterium Präzision des Intraoralscanners

Von jedem Modell wurden zwei weitere Intraoralscans wie in 5.5.1 und 5.5.2 beschrieben erstellt. Diese wurden wie in 5.5.2 bearbeitet und ausgerichtet, sodass für jedes Modell drei Intraoralscans mit der Referenz aus dem Mikro-CT verglichen wurden. Es wurden die von der Software zur Verfügung gestellten Histogramme exportiert und wie in 5.4.2 beschrieben umgewandelt, um die Histogramme vergleichen zu können. Die Histogramme wurden normiert und mittels der in Formel 1 definierten Schnittmenge untereinander verglichen. Für den Vergleich zweier Histogramme wurde für jeden Wert der Abweichungen (Deviation, d) das Minimum der normierten Oberflächenanteile \bar{S}_1 und \bar{S}_2 bestimmt und summiert. Daraus ergab sich die Schnittmenge (Intersection, I) zweier Histogramme in Prozent.

$$I = \sum_d \min(\bar{S}_1(d), \bar{S}_2(d)) \quad (1)$$

Das Kriterium der Präzision ist erfüllt, wenn die Schnittmenge der Intraoralscan-Histogramme jeweils größer als 90% ist.

5.6 Untersuchung des Abriebs

Für jedes Modellmaterial wurde ein 10-gliedriges Brückengerüst aus Zirkonoxid gefräst und gesintert. Grundlage der Gerüste war jeweils der dritte mit dem Intraoralscanner erzeugte Scan. Die Gerüste hatten eine Mindestschichtstärke von 0,6mm und eine Zementspaltdicke von 60 μ m. Die Fertigung erfolgte durch das Dentallabor Rübeling & Klar.

Es wurde von jedem Modell eine Referenz-Mikro-CT-Aufnahme mit den Parametern aus Tabelle 2 erstellt. Vor der ersten Aufnahme und bei Veränderung der Parameter wurde jeweils, wie in Abschnitt 5.4.2 beschrieben, neu kalibriert.

Alle Gerüste konnten ohne Korrekturen auf das entsprechende Modell gesetzt werden (Abbildung 15). Es wurde auf jedes Modell das entsprechende Gerüst 288 Mal aufgesetzt und wieder abgenommen. Anschließend wurde von jedem Modell eine Mikro-CT-Aufnahme erstellt wie oben beschrieben.



Abbildung 15: Zirkonoxidbrücke in situ am Beispiel des Kobalt-Chrom-Molybdän-Modells

Die Auswertung der Mikro-CT-Datensätze erfolgte wie in Absatz 5.4.2 beschrieben, wobei die Mikro-CT-Aufnahme vor dem Aufsetzen der Gerüste als Referenz festgelegt wurde, an der die andere mittels Best-Fit-Algorithmus ausgerichtet wurde. Es wurde eine Verteilung der Abweichungen über die Oberflächen als Histogramme exportiert und wie in 5.4.2 beschrieben umgewandelt und die Mittelwerte mit Standardabweichung über die Gesamtoberfläche extrahiert. Anschließend wurde der Oberflächenanteil, dessen Abweichung innerhalb von $\pm 15\mu$ m liegt, in Prozent bestimmt.

5.7 Validierung der Methode

5.7.1 Messuhr

Es wurden die Prüfkörper Polyurethan und Zirkonoxid aus dem Vorversuch Dimensionsstabilität jeweils zehn Mal hintereinander vermessen. Die Vermessung erfolgte nach dem Schema wie in 5.4.1 beschrieben.

Es wurde für jeden Prüfpunkt der jeweilige Mittelwert aus den zehn Messungen und die Standardabweichung ermittelt.

5.7.2 Mikro-CT und Software

Es wurde die Richtigkeit und Präzision der Kalibrierung und Oberflächenbestimmung, sowie der Umwandlung von Voxel- in STL-Datensätze untersucht. Dazu wurden zufällig zwei Mikro-CT-Datensätze ausgewählt. Es wurden von einem Mikro-CT-Datensatz des Epoxidharz-Modells und des Gips-Modells jeweils zehn Duplikate erstellt. An allen Duplikaten wurde die Kalibrierung und Oberflächenbestimmung wie in 5.4.2 beschrieben durchgeführt und die Datensätze anschließend als STL-Datensätze exportiert. Um die Präzision der Kalibrierung und Oberflächenbestimmung miteinander zu vergleichen, wurden die generierten STL-Datensätze untereinander mittels Best-Fit-Algorithmus verglichen und die Mittelwerte extrahiert. Um die Richtigkeit der Umwandlung von Voxel- in STL-Datensätze zu untersuchen, wurden die STL-Datensätze mit den bearbeiteten Voxel-Datensätzen mittels Best-Fit-Algorithmus verglichen und die Mittelwerte extrahiert.

6 Ergebnisse

6.1 Validierung der Methode

6.1.1 Messuhr

Bei der Validierung der Genauigkeit der Messuhr zeigt der Prüfkörper Polyurethan mit $3,5\mu\text{m}$ die größte Standardabweichung und damit die größte Streuung der Daten. Die größte Standardabweichung des Zirkonoxid-Prüfkörpers beläuft sich auf $3,2\mu\text{m}$. Aufgrund einer maximalen Fehlergrenze der Messuhr von $1,5\mu\text{m}$ wird die Messabweichung in den Versuchen 5.3 und 5.4.1 auf $\pm 10\mu\text{m}$ geschätzt.

6.1.2 Mikro-CT und Software

Der Vergleich der STL-Datensätze untereinander ergab eine Abweichung von $0\mu\text{m}$. Der Unterschied zwischen den Voxel- und den STL-Datensätzen lag zwischen -1 und $1\mu\text{m}$. Diese Werte spiegeln ebenso die hohe Genauigkeit des Best-Fit-Algorithmus wider. Die Genauigkeit des Mikro-CTs wird vom Hersteller mit $5\mu\text{m}$ angegeben. Die Voxelgröße der erstellten Mikro-CT-Aufnahmen liegt bei $77\mu\text{m}$ mit einer Subvoxelgröße von $15\mu\text{m}$. Die Messabweichung für Mikro-CT-Aufnahmen wird auf $\pm 15\mu\text{m}$ geschätzt.

6.2 Vorversuch Isolation

Die Ergebnisse der Dimensionsveränderung der Epoxidharzblöcke mit den darin eingebetteten Zähnen über einen Zeitraum von vier Wochen sind in Tabelle 3 und Abbildung 16 dargestellt. Ein Prüfkörper wurde als dimensionsstabil erachtet, wenn der Mittelwert der Veränderung die geschätzte Messabweichung von $\pm 10\mu\text{m}$ nicht übersteigt.

Wie in Tabelle 3 zu sehen ist, steigt der Medianwert bei dem Prüfkörper Bonding Halbtrocken und den beiden Komposit-Prüfkörpern über den Versuchszeitraum an. Bei Bonding Nass ist der Medianwert an Tag 15 im Vergleich zu Tag acht um $6\mu\text{m}$ geringer. Am letzten Versuchstag liegt der Medianwert mit $24\mu\text{m}$ deutlich über dem Ausgangszustand. Dies lässt die Folgerung zu, dass alle Prüfkörper eine Größenzunahme erfahren haben.

Tabelle 3: Ergebnisse Vorversuch Isolation; Medianwert (*Median*), Mittelwert (*Mean*), Standardabweichung (*SD*) der Veränderung von Tag 8, 15 und 27 im Vergleich zu Tag 1 in μm

Prüfkörper	Tag 8		Tag 15		Tag 27	
	Median	Mean (SD)	Median	Mean (SD)	Median	Mean (SD)
Bonding Nass	15	14 (14)	8	11 (13)	24	28 (11)
Bonding Halbtrocken	14	15 (18)	31	26 (23)	50	52 (17)
Komposit Nass	11	15 (10)	31	30 (10)	47	46 (18)
Komposit Halbtrocken	8	4 (16)	22	25 (17)	76	74 (45)

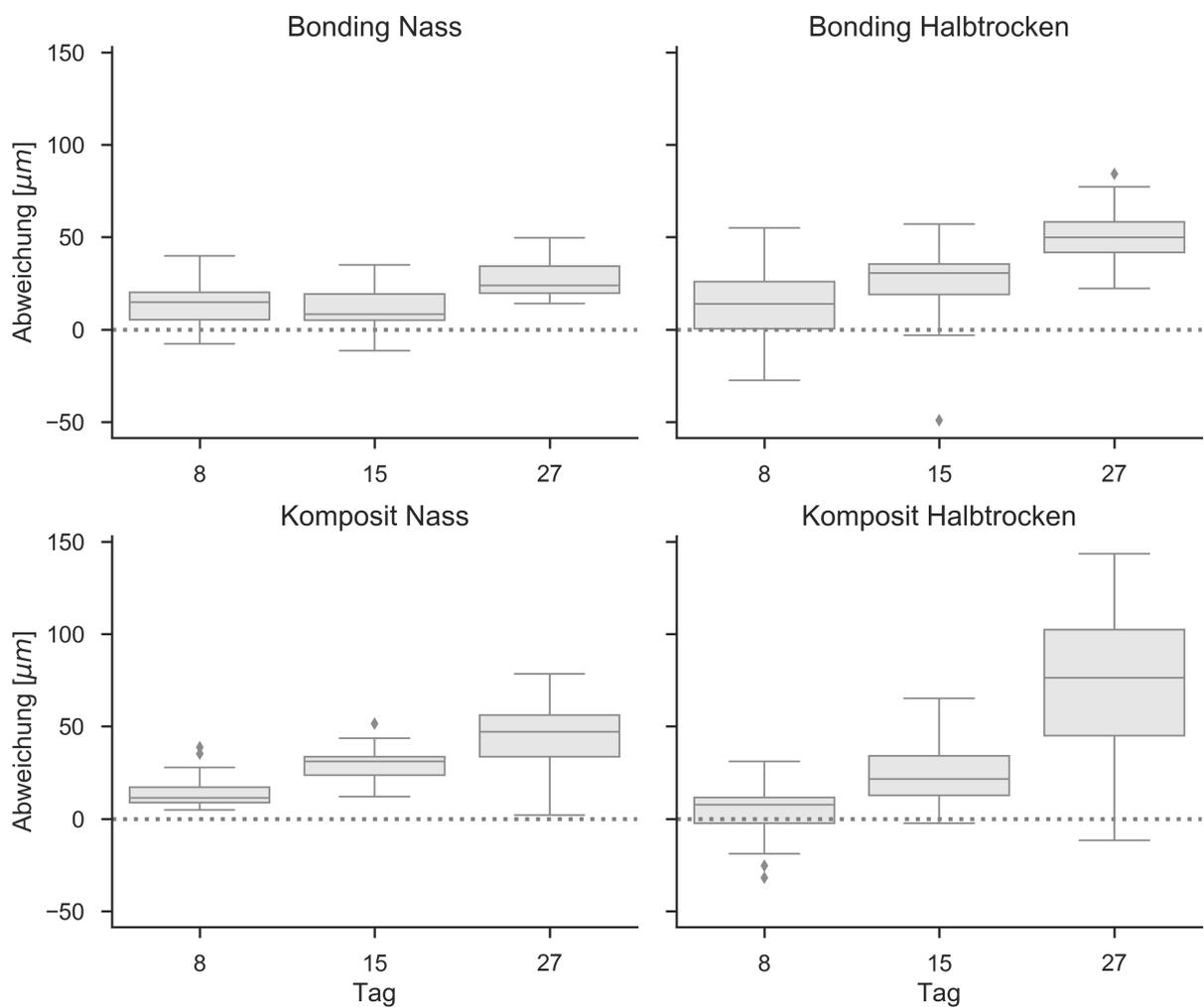


Abbildung 16: Ergebnisse Vorversuch Isolation: Boxplot-Diagramme der Abweichungen der Epoxidharzblöcke mit eingebetteten Echtzähnen für Tag 8, 15 und 27 im Vergleich zum Herstellungstag

Die Zunahme bei den mit Komposit isolierten Zähnen ist über den Gesamtzeitraum gesehen größer, als bei den mit Bonding isolierten. Bei nasser Lagerung erfolgte weniger Dimensionsveränderung, als bei Lagerung mit Hilfe des Kofferdams. Der nass gelagerte Prüfkörper der mit Bonding isolierten Zähne zeigt über den Versuchszeitraum die geringste Größenzunahme.

Das Boxplot-Diagramm des Prüfkörpers Komposit Halbtrocken in Abbildung 16 zeigt an Tag 27 eine vergleichsweise hohe Spannweite und einen großen Interquartilsabstand. Die Standardabweichung ist mit $45\mu\text{m}$ relativ hoch. Dies spricht für eine starke Streuung der Daten und spiegelt eine ungleichmäßige Größenzunahme wider. Im Gegensatz dazu zeigt dieser Prüfkörper an Tag acht den niedrigsten Median- und Mittelwert unter allen Prüfkörpern dieses Versuches.

Zu bemerken ist, dass sich während der Messung mit der Messuhr die Tastspitze in die Oberfläche absenkte. Nach 5s wurden eine Veränderung der Werte von bis zu $-15\mu\text{m}$, nach 120s bis zu $-35\mu\text{m}$ beobachtet.

6.3 Versuch Dimensionsstabilität

6.3.1 Vorversuch

Die Ergebnisse der Dimensionsveränderung der Prüfkörper aller Materialien mit Ausnahme des Typodont-Modells über einen Zeitraum von fünf Wochen sind in Tabelle 4, Abbildung 17 und Abbildung 18 dargestellt. Ein Prüfkörper wurde als dimensionsstabil erachtet, wenn die Veränderung der geschätzten Messabweichung von $\pm 10\mu\text{m}$ nicht übersteigt.

An Tag acht ist bei allen Prüfkörpern eine Größenabnahme festgestellt worden. Der Prüfkörper aus Kobalt-Chrom-Molybdän zeigt im Boxplot-Diagramm eine Spannweite der Werte innerhalb von $\pm 10\mu\text{m}$. Bei den Prüfkörpern aus Epoxidharz, Titan, Zirkonoxid, gefrästem und gegossenem Gips liegen die Werte im Boxplot-Diagramm einschließlich der Whisker innerhalb von $\pm 10\mu\text{m}$. Außerhalb von $\pm 10\mu\text{m}$ liegen vereinzelte Ausreißer.

Die Medianwerte des Polyurethan-Modells einschließlich der oberen und unteren Quartile liegen an allen Messtagen innerhalb von $\pm 10\mu\text{m}$. Die Whisker liegen an Tag

acht, 16, 23 und 35 innerhalb von $\pm 10\mu\text{m}$. An den Tagen eins, zwei und fünf liegen sie im oberen Bereich außerhalb von $10\mu\text{m}$. Die Messung an Tag zwei zeigt die größte Spannweite.

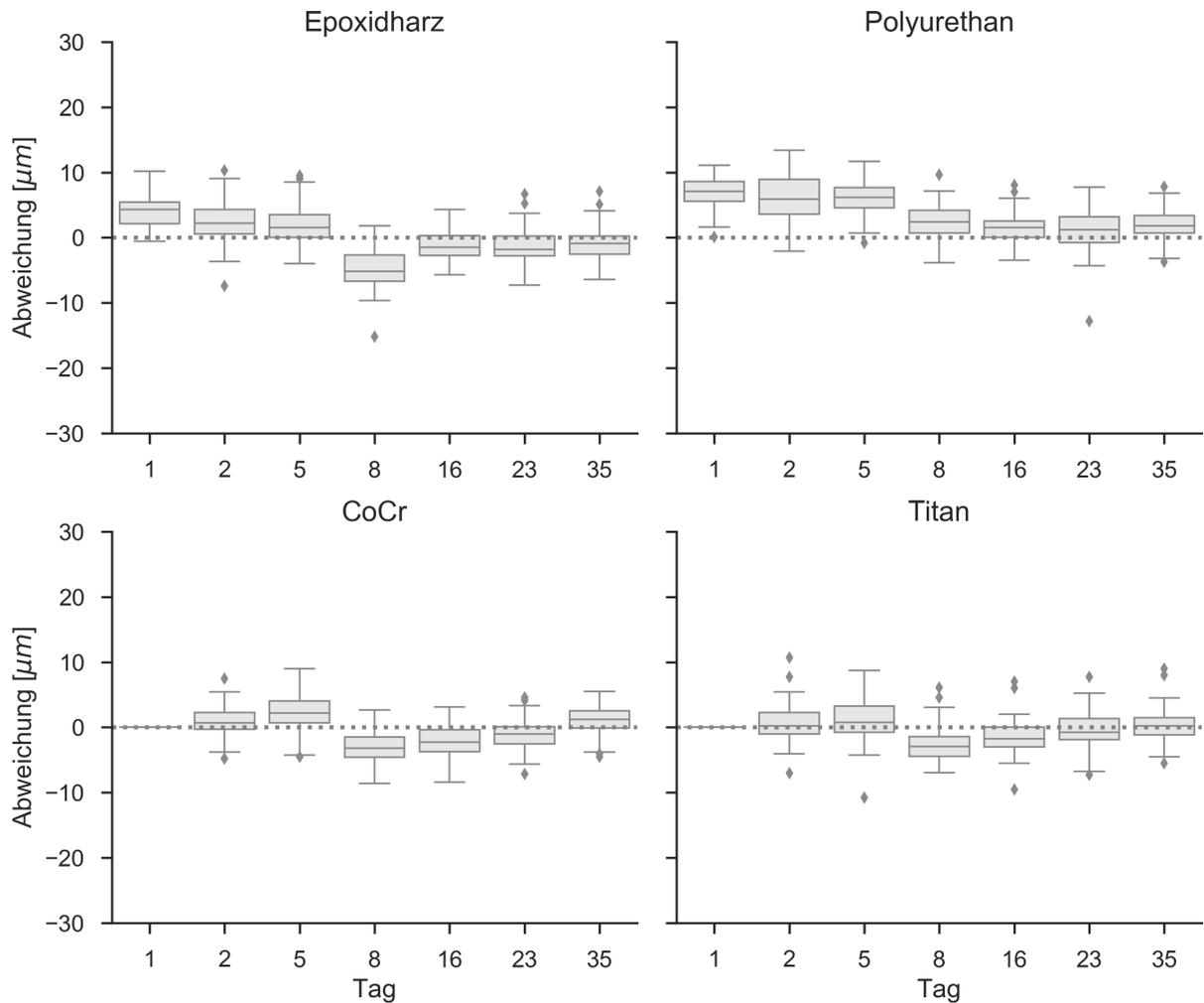


Abbildung 17: Ergebnisse Vorversuch Dimensionsstabilität: Boxplot-Diagramme der Abweichungen der Prüfblöcke Epoxidharz, Polyurethan, Kobalt-Chrom-Molybdän (CoCr) und Titan für Tag 1, 2, 5, 8, 16, 23 und 35 im Vergleich zum Herstellungstag

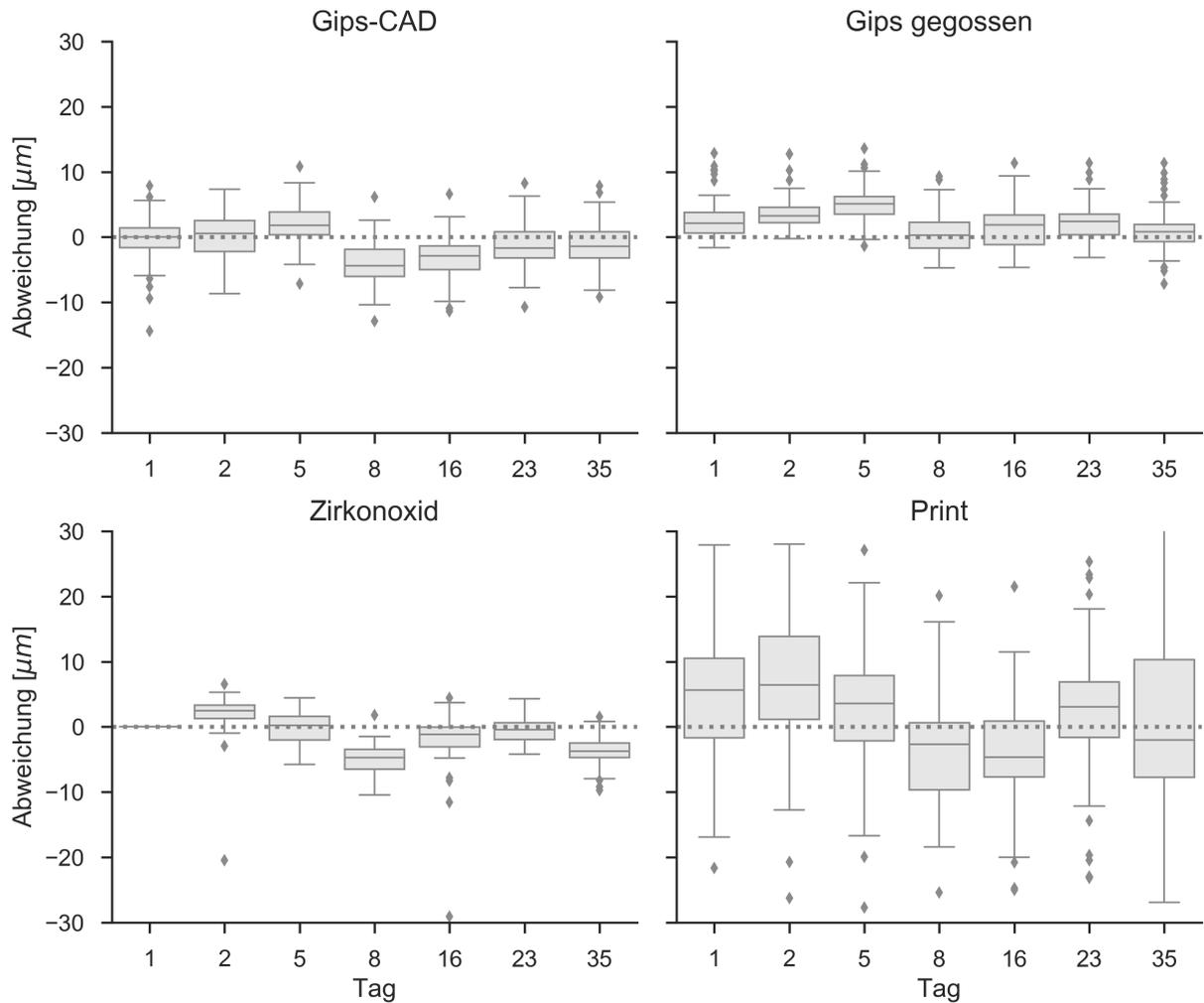


Abbildung 18: Ergebnisse Vorversuch Dimensionsstabilität: Boxplot-Diagramme der Abweichungen der Prüfblöcke gefräster Gips (*Gips-CAD*), gegossener Gips, Zirkonoxid und des gedruckten Prüfkörpers (*Print*) für Tag 1, 2, 5, 8, 16, 23 und 35 im Vergleich zum Herstellungstag

Bei dem gedruckten Prüfkörper liegen die Medianwerte an allen Messtagen innerhalb von $\pm 10\mu\text{m}$. Das obere Quartil ist an Tag eins, zwei und 35 größer als $10\mu\text{m}$. Die Whisker liegen an allen Messtagen außerhalb von $\pm 10\mu\text{m}$. Sowohl der Interquartilsabstand als auch die Spannweite der Werte sind bei dem gedruckten Prüfkörper größer als bei den anderen. Dies spiegelt sich auch in der vergleichsweise hohen Standardabweichung von $11\text{-}17\mu\text{m}$ wider. Die Streuung der Daten ist folglich bei dem gedruckten Prüfkörper höher.

Tabelle 4: Ergebnisse Vorversuch Dimensionsstabilität: Kobalt-Chrom-Molybdän (CoCr), gefräster Gips (Gips-CAD), gegossener Gips (Gips geg.), gedruckter Prüfkörper (Print); Medianwert (Median), Mittelwert (Mean) und Standardabweichung (SD) der Veränderung der Prüfkörper im Verlauf des Beobachtungszeitraumes in μm

Prüfkörper	Tag 1		Tag 2		Tag 5		Tag 8		Tag 16		Tag 23		Tag 35	
	Median	Mean (SD)												
Epoxidharz	4	4 (2)	2	2 (3)	-5	-5 (3)	-5	-5 (3)	-1	-1 (2)	-2	-1 (2)	-1	-1 (3)
Polyurethan	7	7 (2)	6	6 (4)	2	2 (11)	2	2 (11)	2	2 (2)	1	1 (3)	2	2 (2)
CoCr			1	1 (2)	-3	-3 (2)	-3	-3 (2)	-2	-2 (3)	-1	-1 (2)	1	1 (2)
Titan			0	1 (3)	-3	-3 (3)	-3	-3 (3)	-2	-1 (2)	-1	0 (3)	0	0 (3)
Gips-CAD	0	0 (3)	1	0 (4)	-4	-4 (3)	-4	-4 (3)	-3	-3 (4)	-2	1 (3)	-1	-1 (3)
Gips geg.	2	3 (3)	3	4 (3)	0	1 (3)	0	1 (3)	2	2 (3)	2	2 (3)	1	1 (3)
Zirkonoxid			2	2 (3)	-5	-5 (2)	-5	-5 (2)	-1	-2 (4)	0	-1 (2)	-4	-4 (2)
Print	6	6 (13)	6	6 (14)	-3	-3 (11)	-3	-3 (11)	-5	-4 (12)	3	3 (11)	-2	-1 (17)

6.3.2 Hauptversuch

Eine Übersicht über die Abweichungen und damit die Dimensionsstabilität der Modelle aus den Materialien Epoxidharz, Polyurethan, gefrästem Gips und einem Typodont-Modell an unterschiedlichen Tagen im Vergleich zum Ausgangstag geben Tabelle 5, Tabelle 6 und Abbildung 19. Ein Modell wurde als dimensionsstabil erachtet, wenn mindestens 90% der Oberfläche Abweichungen innerhalb der geschätzten Messabweichung von $\pm 15\mu\text{m}$ zeigen.

Die Histogramme des Epoxidharz-Modells in Abbildung 19 für Tag vier und Tag zehn sind annähernd symmetrisch. Bei Tag 39 ist im positiven Bereich eine leichte Schulter im Bereich um $20\mu\text{m}$ ersichtlich. Die Kurven zeigen bei allen Messungen ein Maximum nahe Null, welches sich in den Mittelwerten widerspiegelt. An Tag vier und zehn befinden sich über 90% der Werte innerhalb von $\pm 15\mu\text{m}$, wie in Tabelle 6 zu sehen ist. An Tag 39 liegen die Ausläufer der Kurve außerhalb von $\pm 15\mu\text{m}$, was sich in der im Vergleich zu den anderen Messungen etwas höheren Standardabweichung zeigt.

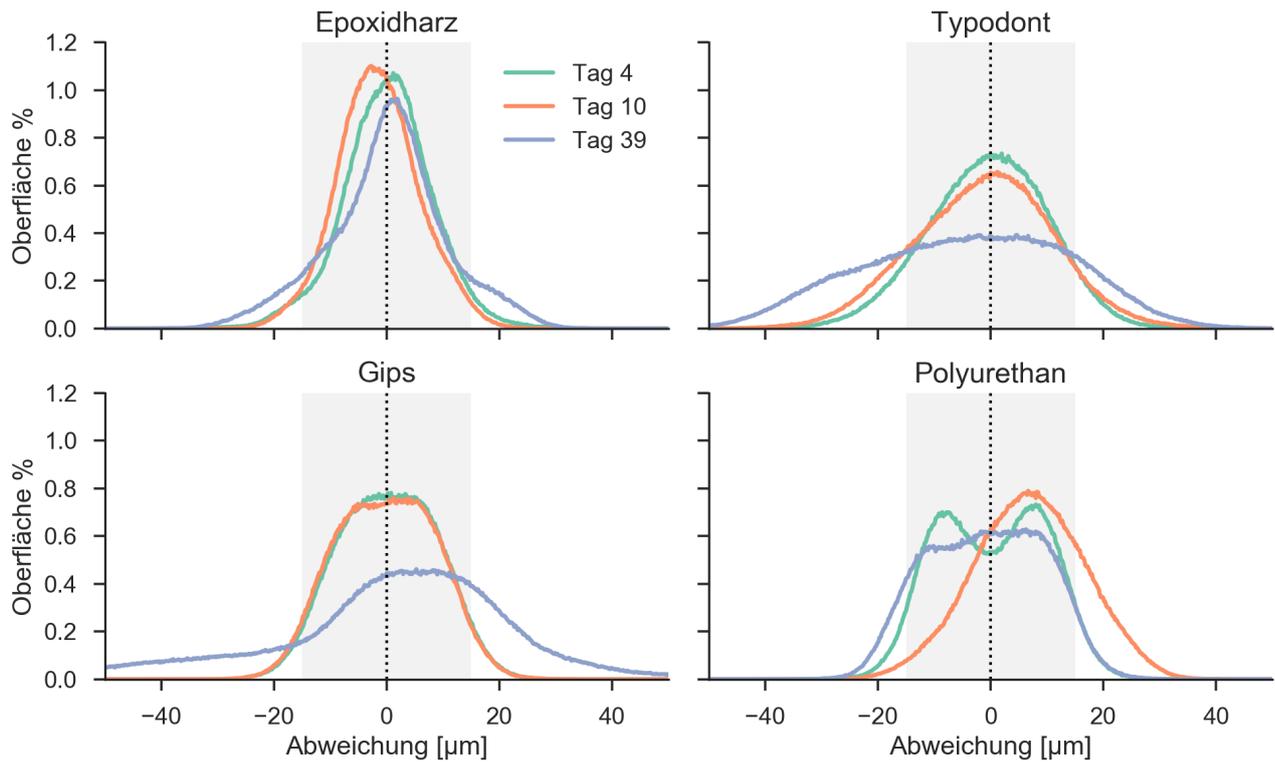


Abbildung 19: Histogramme zur Dimensionsstabilität des Epoxidharz-, Typodont-, Gips- und Polyurethan-Modells; Oberflächenanteil in Prozent über die Abweichungen in µm für die Tage 4, 10 und 39 im Vergleich zu Tag 1; grauer Bereich markiert ±15µm Abweichung

Die Histogramme des Typodont-Modells von Tag vier und zehn sind annähernd symmetrisch. Bei Tag 39 ist im negativen Bereich eine leichte Schulter ersichtlich. Die Kurven zeigen bei allen Messungen ein Maximum beim Nullpunkt. An Tag vier befinden sich 84% der Werte innerhalb von ±15µm und an Tag zehn sind noch 77% der Werte innerhalb dieses Bereiches. Die Basis an Tag 39 ist deutlich breiter, was für eine stärkere Streuung der Werte spricht. Die Standardabweichung bei dieser Messung ist mit 18µm vergleichsweise hoch und es liegen nur 55% der Werte innerhalb der geforderten ±15µm Abweichung.

Die Histogramme des Gips-Modells von Tag vier und zehn sind annähernd symmetrisch. Die Kurven zeigen bei Tag vier und zehn ein Maximum beim Nullpunkt. Die Kurve von Tag 39 ist leicht ins Positive verschoben. Bei keiner Messung zeigt das Histogramm eine klare Spitze. Bei Tag vier und zehn befinden sich über 90% der Werte innerhalb von ±15µm. An Tag 39 ist die Basis der Kurve deutlich breiter, was für eine stärkere Streuung der Werte spricht. Die Standardabweichung bei dieser Messung ist mit 22µm vergleichsweise hoch und es liegen 57% der Werte innerhalb der geforderten ±15µm.

Die Histogramme von Polyurethan sind zwar annähernd symmetrisch, jedoch treten an Tag vier zwei Maxima bei 8 und -8µm auf, was auf eine ungleiche Größenveränderung schließen lässt. Das Maximum an Tag zehn ist ins Positive verschoben, was sich in dem vergleichsweise hohen Mittelwert von 7µm widerspiegelt. Hier ist ebenfalls von einer Größenzunahme auszugehen. An Tag 39 zeigt das Histogramm keine Spitze, sondern ein Plateau. An Tag vier befinden sich 90% der Werte innerhalb von ±15µm und an Tag 39 sind es 85% der Werte. Die Basis der Kurven bzw. die Streuung der Daten ist bei allen Messungen ähnlich, was sich in der Standardabweichung widerspiegelt.

Tabelle 5: Ergebnisse Dimensionsstabilität Hauptversuch: Mittelwerte der Abweichungen vom Referenzdatensatz in µm einschließlich Standardabweichungen (in Klammern) an den unterschiedlichen Messtagen

Modellmaterial		Epoxidharz	Typodont	Gefräster Gips	Polyurethan
Mittelwerte in µm (Standardabweichungen)	Tag 4	0 (8)	-1 (11)	0 (9)	0 (10)
	Tag 10	-1 (7)	-1 (12)	0 (9)	7 (10)
	Tag 39	0 (11)	-4 (18)	1 (22)	-1 (10)

Tabelle 6: Ergebnisse Dimensionsstabilität Hauptversuch: Prozentsatz der Werte innerhalb von ±15µm an unterschiedlichen Messtagen (grauer Bereich in **Abbildung 19**)

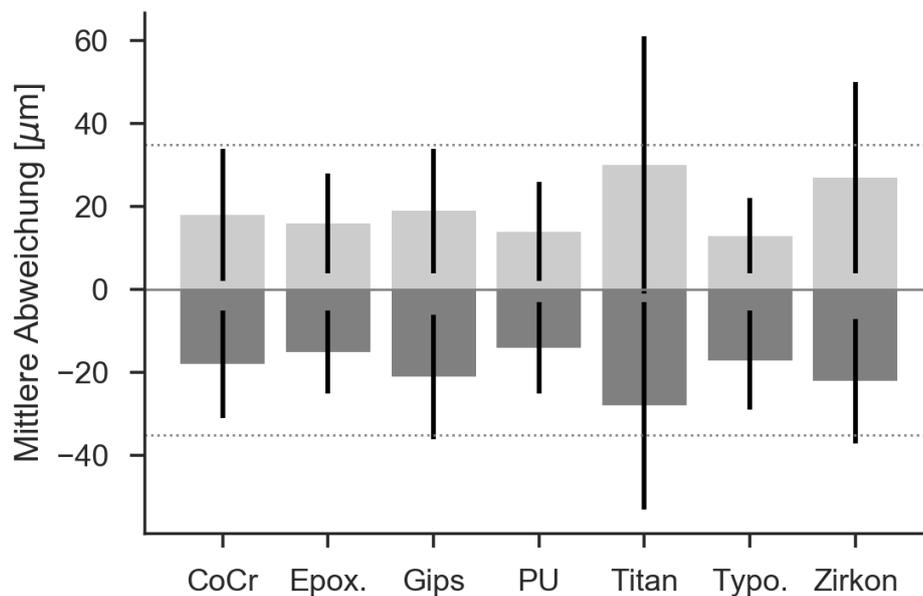
Modellmaterial		Epoxidharz	Typodont	Gefräster Gips	Polyurethan
	Tag 4	93	84	92	90
	Tag 10	95	77	92	78
	Tag 39	83	55	57	85

6.4 Versuch Scan-Eignung

6.4.1 Kriterium Richtigkeit

Abbildung 20, Abbildung 21 und Tabelle 7 geben eine Übersicht der Ergebnisse über den Vergleich des ersten Intraoralscans eines jeden Modells mit der jeweiligen Referenz aus dem Mikro-CT. Ein Material erfüllt das Kriterium der Richtigkeit, wenn der Mittelwert einschließlich Standardabweichung zwischen einer mittels Referenzmethode bestimmten Modelloberfläche und gescannter Oberfläche kleiner oder gleich $35\mu\text{m}$ ist.

Wie Abbildung 20 und Tabelle 7 zu entnehmen ist, liegen die Mittelwerte einschließlich Standardabweichungen bei Kobalt-Chrom-Molybdän, Epoxidharz, Polyurethan und dem Typodont-Modell innerhalb von $\pm 35\mu\text{m}$. Hierbei zeigt das Typodont-Modell im positiven Bereich mit einem Wert von $13(\pm 9)\mu\text{m}$ die geringsten Abweichungen unter den getesteten Materialien und im negativen Bereich Polyurethan mit einem Wert von $14\pm(11)\mu\text{m}$.



Die Abbildung 20: Ergebnisse Scan-Eignung Richtigkeit: mittlere positive (hellgraue Balken) und negative (dunkelgraue Balken) Abweichungen in μm mit Standardabweichungen (vertikale schwarze Linien) zwischen Intraoralscan und Referenz-CT für die Materialien Kobalt-Chrom-Molybdän (*CoCr*), Epoxidharz (*Epox.*), Gips, Polyurethan (*PU*), Titan, Typodont (*Typo.*) und Zirkonoxid (*Zirkon*)

Die Mittelwerte der Abweichungen der Intraoralscans von Gips, Titan und Zirkonoxid liegen innerhalb von $\pm 35\mu\text{m}$. Die Mittelwerte einschließlich der Standardabweichungen

dieser Materialien liegen außerhalb von $\pm 35\mu\text{m}$. Der Intraoralscan des Titan-Modells zeigt die höchsten Mittelwerte und Standardabweichungen.

Tabelle 7: Ergebnisse Scan-Eignung Richtigkeit: Vergleich zwischen Intraoralscan und Referenz-CT; negativer und positiver Mittelwert in μm mit Standardabweichung in Klammern

Material	Negativer Mittelwert	Positiver Mittelwert
CoCr	-18 (13)	18 (16)
Epoxidharz	-15 (10)	16 (12)
Gips	-21 (15)	19 (15)
Polyurethan	-14 (11)	14 (12)
Titan	-28 (25)	30 (31)
Typodont	-17 (12)	13 (9)
Zirkonoxid	-22 (15)	27 (23)

Die Differenzdiagramme in Abbildung 21 geben einen Überblick zur Lokalisation und Größe der Abweichungen. Die Intraoralscans des Gips- und des Titan-Modells zeigen die größten Abweichungen an 15 und 25 palatinal bzw. vestibulär. Im Gegensatz dazu zeigt der Intraoralscan des Kobalt-Chrom-Molybdän-Modells die größten Abweichungen an 15 und 25 okklusal. Die größten Abweichungen des Zirkonoxid-Intraoralscans befinden sich 13, 11, 21 und 23 mesial und an 25 und 15 okklusal, mesial und vestibulär. Die Intraoralscans von Epoxidharz und Polyurethan zeigen im Differenzdiagramm leichte Abweichungen an 15 palatinal und 25 okklusal und mesial. Der Intraoralscan des Typodont-Modells zeigt vestibulär 11 und palatinal 13 leichte Abweichungen.

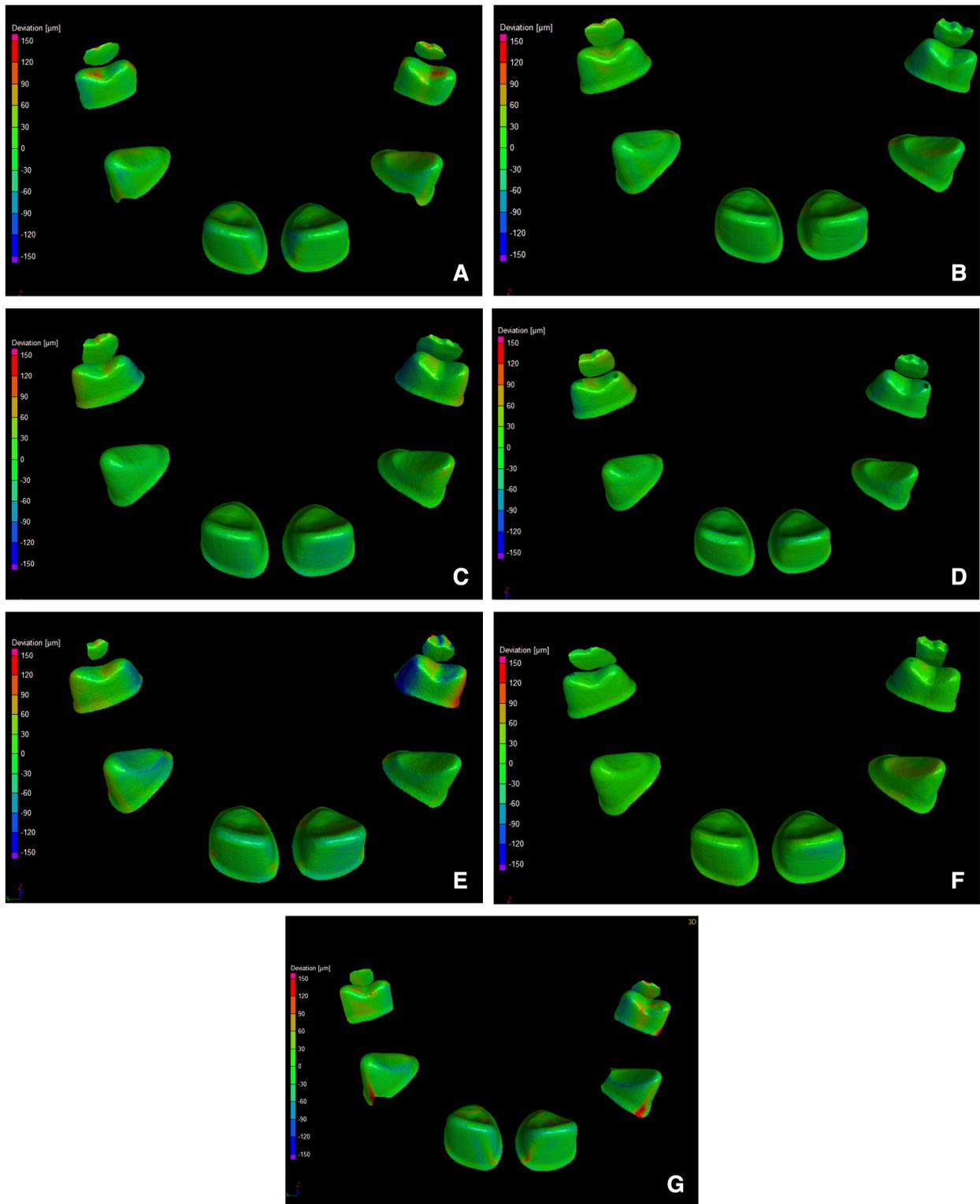


Abbildung 21: Scan-Eignung Richtigkeit: Differenzdiagramme zwischen erstem Intraoralscan und Referenz-CT für Kobalt-Chrom-Molybdän (A), Epoxidharz (B), Gips (C), Polyurethan (D), Titan (E), Typodont (F) und Zirkonoxid (G); Abweichung (*Deviation*) in µm

6.4.2 Kriterium Präzision

Einen Überblick zum Vergleich der Intraoralscans untereinander geben Abbildung 22, Abbildung 23 und Tabelle 8. Ein Material erfüllt das Kriterium der Präzision, wenn die Schnittmenge der Histogramme der Intraoralscans über 90% beträgt.

Abbildung 22 zeigt die Histogramme der Intraoralscans eins bis drei eines Materials und Abbildung 23 stellt die Schnittmenge der Scans untereinander als Balkendiagramm dar. Daraus geht hervor, dass die Schnittmengen der Histogramme von Kobalt-Chrom-Molybdän und Zirkonoxid über 90% betragen. Die Intraoralscans des Titan- und des Polyurethan-Modells unterscheiden sich am stärksten unter den untersuchten Materialien. Dies ist auch in den Histogrammen in Abbildung 22 ersichtlich. Wie in Tabelle 8 zu sehen, zeigen das Gips- und das Epoxidharz-Modell eine Schnittmenge gleich bzw. über 90%. Die Schnittmengen der anderen Histogramme dieser Materialien liegen jedoch unter 90%. Die Schnittmengen der Histogramme des Typodont-Modells liegen zwischen 83 und 89%.

Tabelle 8: Ergebnisse Scan-Eignung Präzision: Schnittmenge der Intraoralscans eines Materials in Prozent

Material	Scan 1 - 2	Scan 1 - 3	Scan 2 - 3
Epoxidharz	89	87	96
Typodont	87	83	89
Gips	83	90	84
Polyurethan	69	76	89
CoCr	94	95	95
Titan	86	77	64
Zirkonoxid	92	95	91

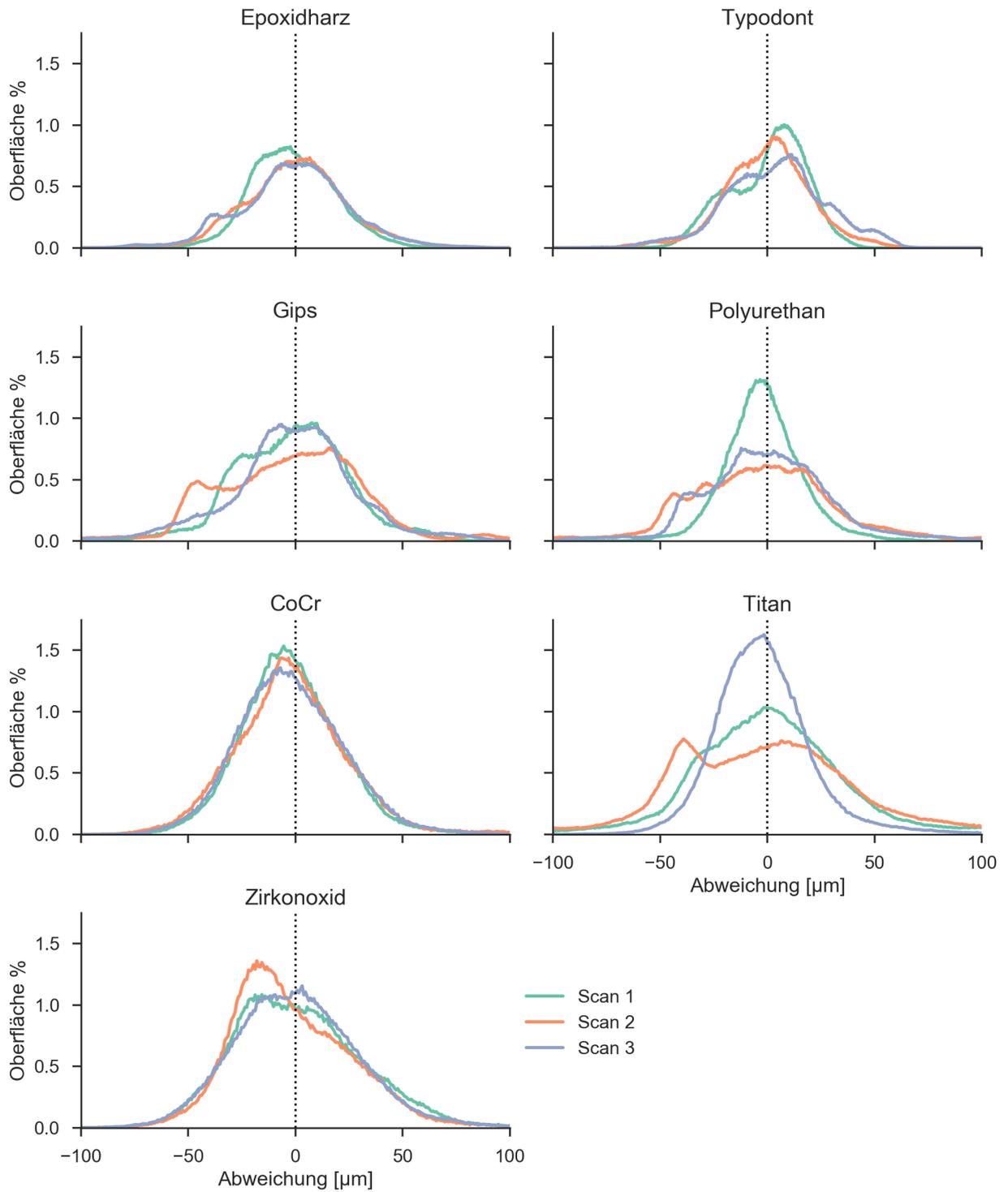


Abbildung 22: Histogramme Scan-Eignung Präzision: Vergleich dreier Intraoralscans eines Modells; Abweichungen in µm bezogen auf den Oberflächenanteil in Prozent im Vergleich zum Referenz-Datensatz des Mikro-CTs

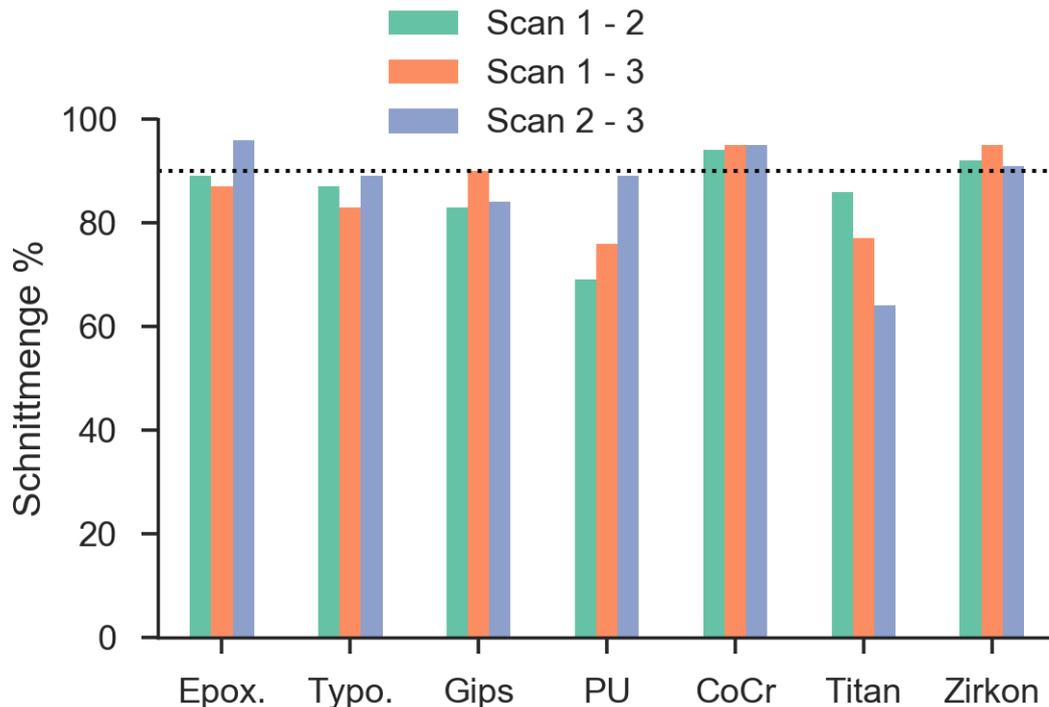


Abbildung 23: Ergebnisse Scan-Eignung Präzision: Schnittmenge der Intraoralscans eines Materials in Prozent; die gepunktete, horizontale Linie markiert eine Schnittmenge von 90%; Materialien Epoxidharz (*Epox.*), Typodont (*Typo.*), Gips, Polyurethan (*PU*), Kobalt-Chrom-Molybdän (*CoCr*), Titan und Zirkonoxid (*Zirkon*)

6.5 Versuch Abriebfestigkeit

Die Ergebnisse der Abweichungen der Mikro-CT-Datensätze eines jeden Modells nach Aufsetzen der Gerüste vom Referenz-Datensatz vor der Prozedur sind in Tabelle 9 und Abbildung 24 dargestellt. Ein Modellmaterial wurde als abriebfest erachtet, wenn mindestens 90% der Oberfläche Abweichungen innerhalb der geschätzten Messabweichung von $\pm 15\mu\text{m}$ zeigen.

Die Histogramme des Typodont-Modells, von Kobalt-Chrom-Molybdän und von Titan sind symmetrisch (siehe Abbildung 24). Zirkonoxid zeigt im positiven Bereich eine Schulter. Bei Epoxidharz, Polyurethan, Titan und Zirkonoxid ist die Kurve ins Negative verschoben. Das Histogramm des Epoxidharz-Modells zeigt zwei Maxima bei -8 bzw. $7\mu\text{m}$. Das Typodont-Modell zeigt die geringste Standardabweichung, wobei 95% der Werte innerhalb von $\pm 15\mu\text{m}$ Abweichung liegen. Zirkonoxid zeigt mit 75% den geringsten Prozentsatz von Abweichungen im Bereich von $\pm 15\mu\text{m}$, was für eine starke Streuung der Werte spricht.

Während des Versuches kam es beim Gips-Modell zur horizontalen Fraktur der Stümpfe 11 und 22 und zur Fraktur des palatinalen Höckers von 25. Dies ist an den Werten aus Tabelle 9 nicht ersichtlich. Die Ursache hierfür ist, dass die Software bzw. die Rechenleistung des Computers nur Abweichungen bis zu einem Maximalwert von $\pm 500\mu\text{m}$ ermitteln kann. Der Frakturbereich geht somit nicht in die Berechnung des Mittelwertes, der Standardabweichung, des Prozentsatz und des Histogramms mit ein. Eine bessere Darstellung der Abweichungen bietet die logarithmische Darstellung der Oberflächenanteile über die Abweichung und das Differenzdiagramm in Abbildung 25. Die vollständige Breite des Histogramms ist bei der logarithmischen Darstellung nicht ersichtlich, was bestätigt, dass nicht die gesamte Oberfläche im Histogramm repräsentiert wird. Im Differenzdiagramm sind die frakturierten Bereiche ersichtlich.

Tabelle 9: Ergebnisse Abriebfestigkeit: Mittelwerte der Abweichungen vom Referenzdatensatz in μm einschließlich Standardabweichungen in Klammern; Oberflächenanteil der Abweichungen innerhalb von $\pm 15\mu\text{m}$ in Prozent

Material	Mittelwert (Standardabweichung)	Oberflächenanteil
CoCr	-1 (10)	86
Epoxidharz	0 (9)	92
Gips	2 (20)	78
Polyurethan	-1 (11)	83
Titan	-3 (12)	79
Typodont	1 (7)	95
Zirkonoxid	-1 (14)	75

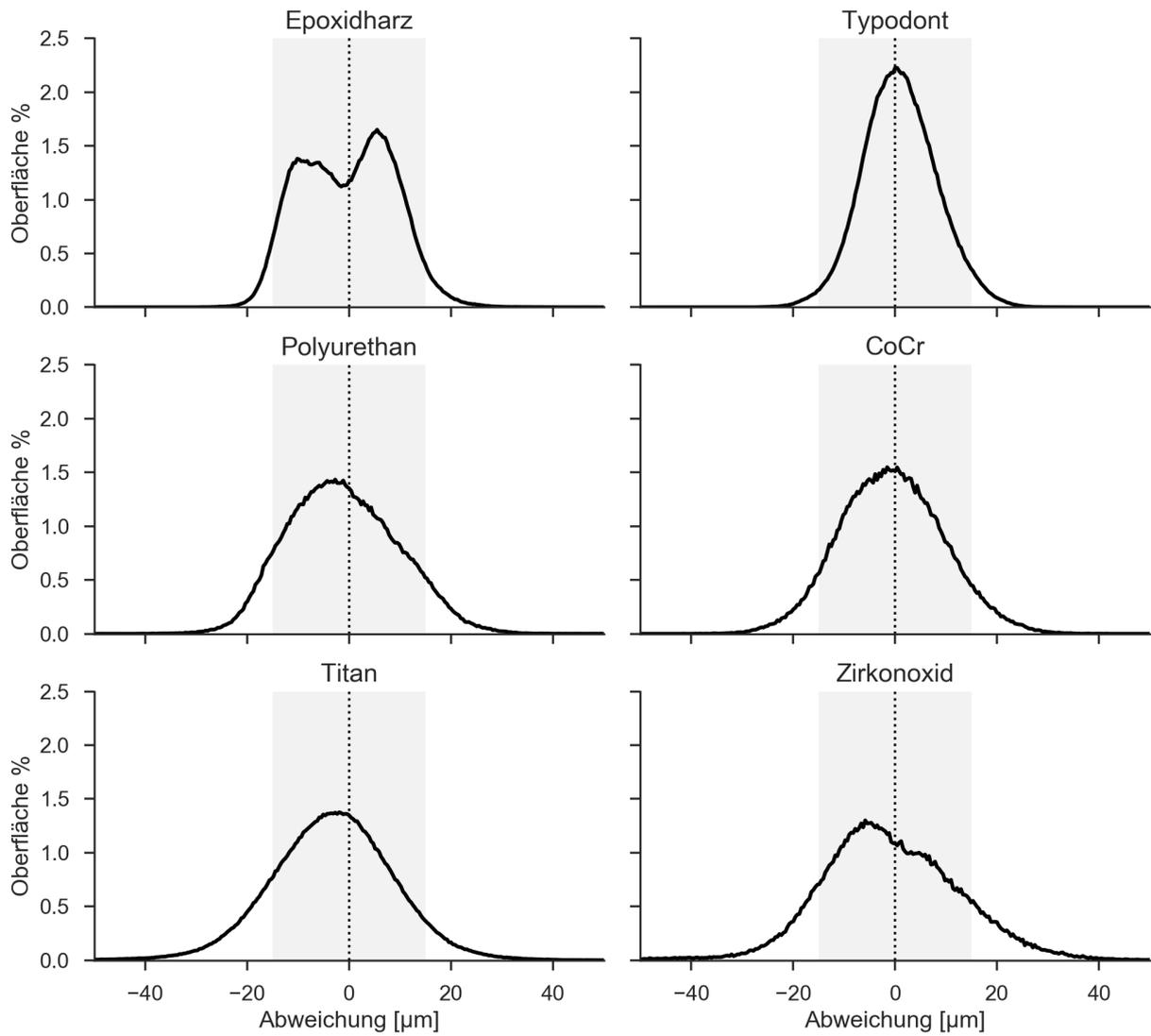


Abbildung 24: Ergebnisse Abriebfestigkeit: Histogramme der Abweichungen zum Referenz-Datensatz nach Aufsetzen der Gerüste; gezeigt ist der Oberflächenanteil in Prozent über die Abweichungen in µm im Vergleich zum Ausgangs-Datensatz; der graue Bereich markiert ±15µm Abweichung

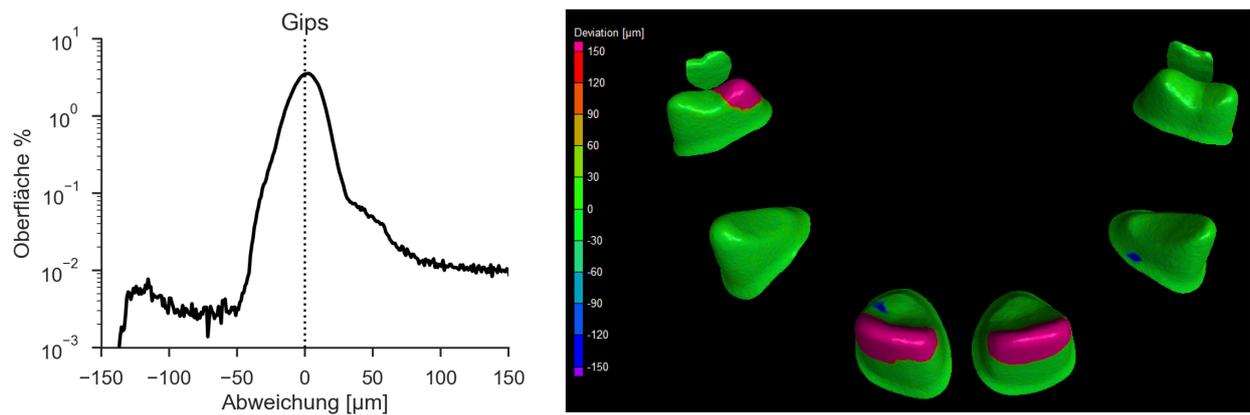


Abbildung 25: Abriebfestigkeit gefräster Gips: links logarithmische Darstellung der Abweichungen zur Referenz in μm ; das Differenzdiagramm rechts zeigt die Lokalisation der Abweichung (*Deviation*) in μm zum Referenz-Datensatz

7 Diskussion

7.1 Diskussion der Methode

7.1.1 Auswahl der Materialien

Die zur Herstellung von Modellen für CAD/CAM-In-vitro-Studien häufig verwendeten Materialien mit Ausnahme von Edelstahl wurden in dieser Arbeit berücksichtigt. Die Zusammensetzung des in den Studien verwendeten Edelstahls ist nicht bekannt (17, 18, 24, 27, 28, 32). Edelstahl ähnelt je nach verwendeter Legierung in seiner Zusammensetzung bzw. den physikalischen und chemischen Eigenschaften stark der verwendeten Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung bzw. der Titan-Niob-Legierung (66). Die Ergebnisse dieser Modelle lassen somit Rückschlüsse auf die Scan-Eignung und Abriebfestigkeit dieses Materials zu. Modelle aus PMMA fanden nur sehr vereinzelt Anwendung und wurden in dieser Studie nicht berücksichtigt (29, 34). Das Modell in der Studie von Renne et al. setzte sich aus mehreren Komponenten zusammen (30). Um eine Aussage über einzelne Materialien treffen zu können, wurde in der vorliegenden Studie auf Materialkombinationen verzichtet.

Humane Echtzähne wurden in bisherigen Studien einzeln verwendet oder gemeinsam mit den Nachbarzähnen in einem Typodont-Modell fixiert (16, 20, 25, 53, 57, 59, 63). Da in der vorliegenden Studie zehngliedrige Brücken untersucht wurden, wäre die Kombination mehrerer Zähne notwendig. Es wurden keine einzelnen Zähne hinsichtlich Dimensionsstabilität, Scan-Eignung und Abriebfestigkeit untersucht. Über das Verhalten einzelner Zähne kann folglich keine Aussage getroffen werden. Hierfür sind weitere Untersuchungen notwendig.

Gefräster und gegossener Gips unterscheiden sich im Zeitpunkt des exothermen Abbindevorgangs. Dennoch konnte kein Unterschied im Vorversuch zur Dimensionsstabilität zwischen gefrästem und gegossenem Gips festgestellt werden. Eine Vermutung, dass Gips sich kurz nach dem Abbindevorgang stärker verändert, konnte nicht bestätigt werden. Es wurde daher nur ein Gips-Modell für den anschließenden Hauptversuch Dimensionsstabilität, Scan-Eignung und Abriebfestigkeit verwendet.

Von jedem Material wurden aus ökonomischen Gründen jeweils nur ein Prüfkörper bzw. Modell erstellt. Mit dem für die zukünftigen Studien verwendeten Material sollten die durchgeführten Untersuchungen an mehreren Modellen dieses Materials auf ihre Reproduzierbarkeit überprüft werden.

7.1.2 Modelldesign und Präparation

Ziel der nachfolgenden Studie ist ein Vergleich von konventioneller und digitaler Abformung bei fünf- und zehngliedrigen Brücken. Daher wurde eine Brückenkonstruktion mit 15, 13, 11, 21, 23 und 25 als Brückenpfeiler gewählt. Der verwendete Intraoralscanner generiert eine dreidimensionale Oberfläche nach dem Prinzip der konfokalen Mikroskopie durch die Überlagerung von Bildelementen (30). Aufgrund des spitzen Winkels der Inzisalflächen könnte das Zusammensetzen der Bilder in diesem Bereich für die Scanner-Software aufgrund geringer Überlagerung von Bildelementen besonders schwierig sein. Zudem könnten präparierte Zahnstümpfe weniger Anhaltspunkte für die Bildüberlagerung bieten. Su et al. legten dar, dass die Genauigkeit des Intraoralscanners mit steigender Anzahl präparierter Zähne abnimmt (41). Die ausgewählte Konstruktion stellte somit eine für den Intraoralscanner anspruchsvolle Situation dar.

Je größer die mit Schleimhaut belegte Spanne zwischen zwei Zähnen, desto ungenauer ist der Intraoralscan (34, 45). Die Spanne zwischen den Pfeilern war bei der ausgewählten Situation verhältnismäßig klein, da es sich ausschließlich um Einzelzahnlücken von Inzisivi und Prämolaren handelt. Die Schleimhaut bot in dieser Untersuchung je nach Modellmaterial mehr oder weniger Anhaltspunkte. Das Typodont-Modell zeigte durch die Gingivamaske verhältnismäßig viel Struktur im Vergleich zu einem gefrästen Modell aus Titan. Für die Überbrückung der Schleimhaut wurden in einigen Studien strukturelle Hilfsmittel unterschiedlicher Materialien verwendet (17, 18, 33). In der vorliegenden Studie wurde eine isolierte Untersuchung der Materialien durchgeführt, um eine Aussage über einzelne Materialien treffen zu können. Für die Scan-Eignung von Materialien bei größeren Schleimhautspannen bzw. Modellen aus kombinierten Materialien sind weitere Untersuchungen notwendig.

Die Präparation wurde entsprechend den Empfehlungen für vollkeramische Restaurationen gewählt (64, 65, 67).

Das Kobalt-Chrom-Molybdän- und das Zirkonoxid-Modell wurden als Hohlform gestaltet, um die Bildgebung im Mikro-CT zu verbessern. Wenn Röntgenstrahlung Materie durchdringt, wird diese abgeschwächt, was eine geringere Schwärzung des Bildes zur Folge hat. Die Abschwächung ist von der Energie der Strahlung, vom durchdrungenen Material bzw. der Materialzusammensetzung und der Schichtdicke des zu durchdringenden Objektes abhängig. Ein Überblick über die Abschwächungskoeffizienten verschiedener Elemente bei einer Spannung von 150kV gibt Tabelle 10. Der Abschwächungskoeffizient von Zirkonoxid, Kobalt, Chrom und Molybdän ist vergleichsweise hoch. Durch die Materialreduktion war die Schichtstärke geringer, was zu einer geringeren Abschwächung der Strahlung und somit besseren Bildgebung führte.

Tabelle 10: Abschwächungskoeffizienten (μ/ρ) von Röntgenstrahlung auf verschiedene Elemente bei einer Spannung von 150 kV (68)

Element	Abschwächungskoeffizient (μ/ρ) bei einer Spannung von 150kV
Molybdän	0,4208
Zirkonoxid	0,3790
Kobalt	0,2023
Chrom	0,1788
Titan	0,1649
Kohlenstoff	0,1347

7.1.3 Auswahl der Messinstrumente

Als Messinstrumente wurden eine Messuhr bzw. ein Mikro-CT ausgewählt. Die verwendete Messuhr weist eine Genauigkeit von $0,5\mu\text{m}$ bei einer Fehlergrenze von maximal $1,5\mu\text{m}$ bei 20°C auf, was für die vorliegende Studie eine adäquate Genauigkeit darstellt. Der definierte Anpressdruck verhinderte eine unterschiedlich starke Kompression des Materials bei der Vermessung. Da Veränderungen ausschließlich

innerhalb eines Materials verglichen wurden, ist die unterschiedliche Druckfestigkeit der einzelnen Materialien vernachlässigbar. Die Werte der Messuhr sind von der Unterlage abhängig, auf der das zu vermessende Objekt liegt. Ist diese nicht perfekt plan, könnten Messungenauigkeiten entstehen, da das zu vermessende Objekt nicht immer im gleichen Winkel relativ zur Messspitze liegt. In der vorliegenden Studie wurde eine Metallplatte gewählt und durch die Drei-Punkt-Auflage der Prüfkörper eine stabile Lagerung derselben während der Messung gewährleistet. Zudem wurde vor der Vermessung jedes Prüfkörpers der Nullpunkt neu bestimmt. Die Tastspitze der Messuhr ist eine Halbkugel, wodurch eine punktförmige Auflage gewährleistet wurde. Die digitale Anzeige der Messuhr gibt das Ergebnis auf $0,5\mu\text{m}$ genau an. Eine Schwankung um diesen Wert ist möglich, kann aber vernachlässigt werden, da sie sehr klein ist.

Für die Untersuchungen der Modelle war eine dreidimensionale Erfassung der Oberfläche notwendig. Ein Mikro-CT findet als Messinstrument in vielen Studien Anwendung und kann somit als zuverlässig erachtet werden (10, 16-18, 33, 52). Seo et al. merkten in ihrer Studie an, dass die Eignung des Mikro-CTs von der Auflösung des Tomographen abhängig ist (16). Für das in dieser Studie verwendete Mikro-CT wird das kleinste 3D Detail vom Hersteller mit $5\mu\text{m}$ angegeben, was eine adäquate Auflösung für die vorliegende Studie darstellte. Eine andere zuverlässige Möglichkeit zur dreidimensionalen Datenerfassung stellen Industriescanner dar, die in zahlreichen Studien Anwendung fanden (14, 26, 28, 31, 32, 61). In anderen Studien wurden Modelle mit einer 3D-Laser-Koordinatenmessmaschine digitalisiert (21, 43). Bezogen auf die unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten der Materialien wären ein Industriescanner oder eine Koordinatenmessmaschine möglicherweise präzisere Messinstrumente gewesen, da sie die Oberfläche materialunabhängig erfassen. Sie standen jedoch für die vorliegende Studie nicht zur Verfügung. Eine weitere Option sind Laborscanner (41). Der uns zur Verfügung stehende Laborscanner mit einer adäquaten Auflösung (siehe 5.4.2) wird von der gleichen Firma hergestellt wie der verwendete Intraoralscanner und wurde daher nicht als unabhängige Messmethode eingestuft.

7.1.4 Aufbau Vorversuch Isolation

Um ein Meistermodell mit humanen Zähnen zu erstellen, mussten diese in ihrer Relation zueinander in einem dimensionsstabilen Material fixiert werden, das

gleichzeitig die Schleimhaut zwischen den Zähnen simuliert. Hierbei kam aufgrund der unterschiedlichen Wurzelanatomie nur ein fließfähiges Material in Frage, das anschließend aushärtet. Dafür stehen im zahntechnischen Bereich Superhartgips Typ IV und Epoxidharz zur Verfügung. Da die physikalischen Eigenschaften von Gips vom Wassergehalt abhängig sind, der bei einer Wasserlagerung nicht kontrolliert werden kann, wurde Epoxidharz als geeigneteres Material für diese Studie erachtet.

Es wurde eine Isolierung zwischen nass gelagerten Zähnen und Epoxidharz mittels Komposit bzw. Bonding untersucht. Voraussetzung für diese Isolationsschicht waren Dimensionsstabilität und gute Haftung an der Zahnhartsubstanz.

In zukünftigen Studien sollten für die Umsetzung des Echtzahn-Modells weitere Modellmaterialien und Isolierungsmöglichkeiten untersucht werden, wie zum Beispiel die Fixierung der Echtzähne im Typodont-Modell wie sie bei Gold et al. und Neves et al. Anwendung findet (20, 25, 57).

7.1.5 Bestimmung der Lagerungsbedingungen

Bei der Bestimmung der Lagerungsbedingungen orientierte man sich an durchschnittlichen Werten für geschlossene Räume, um den Unterschied der Umgebungsbedingungen während der Versuche, die außerhalb des Exsikkators stattfanden, so gering wie möglich zu halten. Wie in Abschnitt 3.4 erwähnt, wurden von anderen Autoren keine konkreten Angaben zu Lagerungsbedingungen zwischen den Versuchen gemacht (2, 3, 6-9, 12-15, 17-22, 24, 30, 34, 48, 52, 57, 58, 60, 61, 63). Ziel der festgelegten, klar definierten Lagerungsbedingungen in dieser Studie war eine Veränderung der Materialien durch Temperatur- und Feuchtigkeitsschwankungen auszuschließen. Eine gesättigte Magnesiumnitrat-Lösung gewährleistet bei ausreichender Luftzirkulation in einem abgeschlossenen System bei 20°C eine relative Luftfeuchte von 55% (69). Die Luftzirkulation wurde mit einem Ventilator innerhalb des Exsikkators sichergestellt. Eine Dimensionsveränderung der Materialien durch veränderte Umgebungsbedingungen kann somit ausgeschlossen werden.

7.1.6 Untersuchung der Dimensionsstabilität

Der Versuchszeitraum wurde mit sechs Wochen angesetzt, da dies als ausreichendes Zeitfenster erachtet wurde, in dem eine Studie zur Untersuchung der marginalen und internen Passung durchgeführt werden kann. Beim Vorversuch waren Messungen an den Prüfkörpern in kurzen Zeitintervallen geplant. Da die Prüfkörper am Anfang relativ ausgeprägte Schwankungen im Vergleich zum weiteren Verlauf zeigten, wurde im Hauptversuch zu Beginn mit höherer Frequenz gemessen als gegen Ende des Versuchszeitraums. Die Prüfkörper des Vorversuchs zeigten in den ersten drei Tagen vergleichsweise starke Veränderungen. Eine mögliche Ursache hierfür könnte eine Beeinflussung der Materialien durch den Herstellungsprozess oder eine Anpassung an das Klima des Exsikkators sein. Diese Schwankungen wurden beim Hauptversuch abgewartet, indem die Modelle nach der Herstellung drei Tage im Exsikkator gelagert wurden, bevor die erste Messung stattfand. Die Überlegung deckt sich mit anderen Autoren, die nach Modellherstellung 48 Stunden vor der ersten Messung warteten (27, 28, 32). Im Zeitraum zwischen zweiter und dritter Messung erfuhren im Hauptversuch alle Materialien außer Epoxidharz eine ausgeprägte Veränderung. Eine zusätzliche Messung in diesem Zeitraum wäre sinnvoll gewesen, um besser abschätzen zu können, wann und wie schnell die Veränderung stattfand. Dies war aufgrund der Daten des Vorversuchs, die eher zu Beginn starke Schwankungen aufwiesen, nicht absehbar.

Die Wärmeausdehnungskoeffizienten für die Materialien Kobalt-Chrom-Molybdän, Titan und Zirkonoxid nach Endsinterung sind in 5.1 angegeben. Bei konstanten Lagerungsbedingungen ist eine Dimensionsveränderung dieser Materialien auszuschließen. Sie wurden daher im Hauptversuch zur Dimensionsstabilität nicht berücksichtigt.

7.1.7 Auswahl des Intraoralscanners und Scanstrategie

Der in dieser Studie verwendete Intraoralscanner erfasst die Oberfläche puderfrei mit belichteten Einzelbildern, die durch die dazugehörige Software zu einer digitalen dreidimensionalen Oberfläche zusammengesetzt werden (44). Die Einzelbilder werden vom dem Intraoralscanner in schneller Abfolge erstellt, sodass gewissermaßen ein Video entsteht (44). Reflektierende Oberflächen, wie sie zum Beispiel bei den Metallen Kobalt-Chrom-Molybdän und Titan vorkommen, könnten schlechter erfasst werden, da

durch Reflektionen Ungenauigkeiten in den belichteten Bildern entstehen könnten (33). In der vorliegenden Studie wurde versucht die Reflektion zu minimieren, indem die Oberfläche des Kobalt-Chrom-Molybdän- und des Titan-Modells abgestrahlt wurde (24). Die Körnung des für die Abstrahlung verwendeten Aluminiumoxids wurde entsprechend der Körnung eines Rotringdiamanten ausgewählt. Bei intraoralen Scannern, die eine Bepuderung der Oberfläche voraussetzen, könnte der durch Reflektionen verursachte Unterschied zwischen den Modellmaterialien kleiner sein (33). Ein puderpflichtiger Intraoralscanner zeigte bei einem Vergleich von fünf Geräten die höchste Übereinstimmung mit einem Referenzmodell aus Titan, wobei in anderen Untersuchungen mit Typodont-Modellen als Referenz der in dieser Studie verwendete Scanner die besten Ergebnisse zeigte (30, 33, 35). Die Ergebnisse dieser Studie zur Scan-Eignung sollten mit Intraoralscannern anderer Bauart und Oberflächenerfassung überprüft werden.

Die Scanstrategie wurde entsprechend der Herstellerangaben gewählt (44). Wie in Abschnitt 3.2.2 erwähnt wurden in Studien unterschiedliche Scanstrategien beschrieben und untersucht, um einerseits die Richtigkeit und andererseits die Präzision des Intraoralscans zu gewährleisten (26, 34, 37). Die Empfehlungen dieser Studien decken sich mit den Herstellerangaben (44).

7.1.8 Aufbau Versuch Scan-Eignung

Für die Evaluierung der Richtigkeit wurde jeweils der erste Intraoralscan eines Materials herangezogen und für die Untersuchung der Präzision zwei weitere Intraoralscans erstellt. In vivo wird von Patienten ausschließlich ein Intraoralscan erstellt, der als Basis für die Anfertigung der Restauration dient. Folglich muss der erste Scan die notwendige Richtigkeit aufweisen. Somit stellt die Richtigkeit des ersten Intraoralscans die Grundvoraussetzung für eine passgenaue Arbeit in vivo dar. Lässt sich die Richtigkeit in weiteren Intraoralscans wiederholen, kann sie zuverlässig bestätigt werden. In anderen Studien werden mindestens fünf Intraoralscans für die Evaluierung von Richtigkeit und Präzision erstellt (26-28). Wie viele Intraoralscans für die Beurteilung notwendig sind, wurde bisher nicht untersucht. Laut der Studienergebnisse von Lim et al. hat die Erfahrung des Behandlers beim Trios3 keinen Einfluss auf die Genauigkeit des Intraoralscans (42). Es kann somit ausgeschlossen werden, dass die Präzision mit

steigender Anzahl von Intraoralscans zunimmt. Daher wurde die Anzahl von drei Intraoralscans für die Evaluierung der Präzision als ausreichend erachtet.

7.1.9 Aufbau Abriebversuch

Für die Untersuchung der Abriebfestigkeit von Restaurationen auf Modellen existiert nach unserer Kenntnis kein normiertes Verfahren. Die Härte der einzelnen Materialien, soweit bekannt, sind in 5.1 unter Modellmaterialien zu finden und gibt eine grobe Einschätzung. Aufgrund der verschiedenen Verfahren zur Untersuchung der Härte sowie der fehlenden Information zur Härte einiger Materialien ist ein direkter Vergleich nicht möglich.

Die Zirkonoxidgerüste im Abriebversuch wurden anhand eines Intraoralscans des jeweiligen Modells erstellt. Der Abriebversuch wurde somit unmittelbar durch die Ergebnisse des Versuchs zur Scan-Eignung beeinflusst. Wie in Abschnitt 6.4 gezeigt, ließ sich nicht jedes Material richtig und präzise mit dem Intraoralscanner erfassen. Diese Intraoralscans waren jedoch die Grundlage für die Herstellung der Zirkonoxidgerüste, wodurch im Abriebversuch ungleiche Ausgangsvoraussetzungen durch unterschiedlich gut passende Brückengerüste bestanden haben könnten. Ein Vergleich der Modelle untereinander im Abriebversuch ist somit nur bedingt möglich.

Es wurden Zirkonoxidgerüste für den Versuch ausgewählt und aus ökonomischen Gründen ein Gerüst je Modell gefertigt. Im Gegensatz zu Gerüsten aus Kobalt-Chrom-Molybdän, die in ihrer definitiven Größe gefräst werden, unterliegen die Zirkonoxidgerüste einer Schrumpfung bei der Endsinterung nach dem Fräsvorgang, was bei der verwendeten Brückenkonstruktion zum Verzug des Gerüsts geführt haben könnte (2, 7, 8, 70). In Studien wurde gezeigt, dass Gerüste aus Kobalt-Chrom-Molybdän eine bessere Passung aufweisen als Gerüste aus Zirkonoxid (7, 8, 15). Die Folge des Verzugs wäre eine schlechtere Passung, die mit höherem Abrieb einherginge. Der Verzug kann sich von Gerüst zu Gerüst unterscheiden. Somit ist dies ein weiterer Faktor für ungleiche Ausgangsvoraussetzungen im Abriebversuch. Dennoch wurden für diese Studie Zirkonoxidgerüste verwendet, da Materialien, die für Zirkonoxidgerüste geeignet sind, auch für Gerüste aus Kobalt-Chrom-Molybdän verwendet werden können.

Die Anzahl von 288 Mal, wie oft die Gerüste auf die jeweiligen Modelle gesetzt werden, richtet sich nach der im Folgenden geplanten Studie zur Untersuchung der Passung von Gerüsten (siehe Abbildung 26). Hierbei sollen fünf- bzw. zehngliedrige Gerüste aus Kobalt-Chrom-Molybdän und Zirkonoxid, die mit konventionellen bzw. digitalen Abformungen generiert wurden, miteinander verglichen werden. Es würde somit für den Versuchszweig der digitalen Abformung, der konventionellen Abformung mit Polyether und der konventionellen Abformung mit Silikonen jeweils 48 Gerüste erstellt werden. Bei Auswahl der Replika-Technik als Methode für die Untersuchung der Passung würde jedes der 144 erstellten Gerüste zweimal auf das Meistermodell gesetzt werden. Einmal, um festzustellen, ob sich das Gerüst vollständig auf das Modell setzen lässt und ein weiteres Mal, um die Unterschichtung vorzunehmen. Die Grundidee des Abriebversuches ist, dass das Meistermodell durch das Aufsetzen und Abnehmen unverändert bleibt, um auch bei den letzten Gerüsten eine präzise Aussage über deren Passung treffen zu können.

Versuchsaufbau Folgestudie

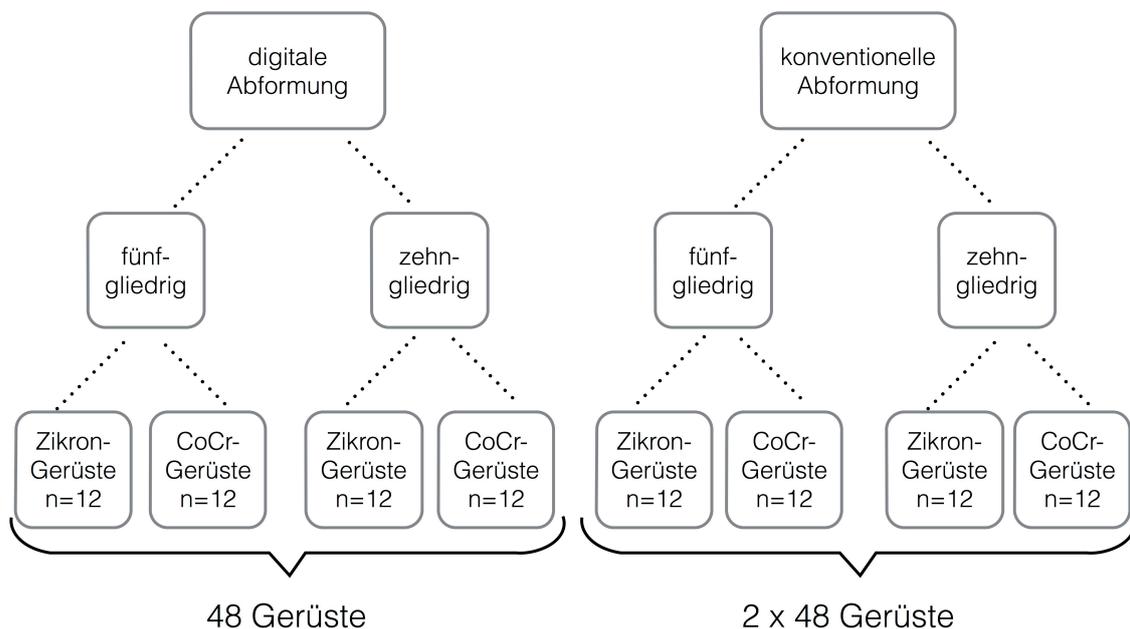


Abbildung 26: Versuchsaufbau Folgestudie: Vergleich fünf- bzw. zehngliedriger Brückengerüste, die mit konventioneller bzw. digitaler Abformung hergestellt werden; bei konventioneller Abformung sollen zusätzlich Polyether mit additionsvernetzenden Silikonen verglichen werden; zudem findet für jedes Verfahren ein Vergleich zwischen Gerüsten aus Zirkonoxid und Kobalt-Chrom-Molybdän statt

7.1.10 Datenverarbeitung und Auswertung

Für die Datenverarbeitung und die Auswertung wurde eine Oberflächenbestimmung und eine Kalibrierung der CT-Aufnahmen, deren Umwandlung in STL-Datensätze und der Vergleich der STL-Datensätze mittels Best-Fit-Algorithmus ausgeführt.

Aus der Software Volume Graphics konnten beim Vergleich zweier Oberflächen lediglich ein Histogramm und Mittelwerte einschließlich Standardabweichungen extrahiert werden. Einzeldaten der Abweichungen zwischen den Oberflächenelementen sowie Medianwerte waren vom Softwarehersteller nicht freigegeben. Somit war die Möglichkeit für statistische Untersuchungen limitiert. Breite Anwendung findet die Software Geomagic Qualify bzw. Geomagic Control, die die Extraktion aller Einzeldaten erlaubt (10, 30, 33, 35, 36). Diese Software stand für diese Studie nicht zur Verfügung.

Die Oberflächenbestimmung, wie in 5.4.2 beschrieben, diente der Definition der Modellgrenze im CT-Datensatz. Sie wurde durch Auswahl einer Beispielregion innerhalb der Zahnstümpfe 15 durchgeführt. Anhand des in dieser Beispielregion vorliegenden Grauwertes des CT-Datensatzes wurde die Materialgrenze zur Luft und somit die Oberfläche bestimmt. Da das Kobalt-Chrom-Modell und das Zirkonoxid-Modell als Hohlform gestaltet wurden, war die ausgewählte Beispielregion kleiner als bei den anderen Modellen, da nicht der gesamte Zahnstumpf, sondern nur die 1,5mm breite Schicht des Modells zur Verfügung stand. Dies könnte bei diesen beiden Modellen einen Einfluss auf die Präzision der Oberflächenbestimmung gehabt haben.

Durch die Verwendung eines Kalibriernormals bei jeder CT-Aufnahme und die anschließende Berechnung der Ist-Voxelgröße (siehe 5.4.2), konnte sichergestellt werden, dass keine Verzerrung der CT-Aufnahmen entstanden ist, wodurch das vermessene Objekt größer bzw. kleiner dargestellt worden wäre. Allerdings kam es durch die Platzierung der Kalibrierstange bei dem Polyurethan- und dem Typodont-Modell zu Artefakten im Bereich der Prämolaren. Die Ursache hierfür ist, dass die Stange des Kalibriernormals und die genannten Modelle einen ähnlichen Abschwächungskoeffizienten haben. Daraus resultiert ein ähnlicher Grauwert in der Mikro-CT-Aufnahme. Da die Oberflächenbestimmung der Datensätze anhand des Grauwertes erfolgte, war es der Software nicht möglich zwischen Modelloberfläche und Kalibriernormal zu unterscheiden. Für einen Vergleich der Oberflächen musste die

Kalibrierstange jedoch aus der Oberfläche entfernt werden, da bei der Überlagerung zweier Oberflächen sonst ein Fehler durch die nicht bei jeder Mikro-CT-Aufnahme exakt identisch platzierte Kalibrierstange entstanden wäre. Daraus resultieren die Artefakte in den Oberflächen des Polyurethan- und des Typodont-Modells. Eine andere Platzierung des Kalibriernormals wäre bei einem größeren Focus-Objekt-Abstand möglich. Eine Vergrößerung des Abstandes hätte allerdings eine schlechtere Auflösung zur Folge gehabt. Daher wurde dieser Kompromiss akzeptiert.

Der Best-Fit-Algorithmus beim Vergleich zweier digitaler Oberflächen fand in vielen Studien Anwendung (10, 26, 27, 29-34, 36, 41, 42). Hierbei wurden die Oberflächen von der verwendeten Software bestmöglich übereinandergelegt (10, 26, 27, 29-34, 36, 41, 42). Dies hat zur Folge, dass möglicherweise nicht der maximale Fehler repräsentiert wurde, sondern eine gewisse Mittelung erfolgte (43). Beispielsweise müsste sich bei den Intraoralscans ein Fehler beim Zusammensetzen der Einzelbilder zur Gesamtoberfläche überwiegend im II. Quadranten bemerkbar machen. Wie in den Ergebnissen in Abbildung 21 bei den Modellen aus Gips und Titan allerdings ersichtlich, erscheint dieser sogenannte Stitching-Fehler in beiden Quadranten ausgeglichen, wodurch oben genannte Vermutung, dass Abweichungen gemittelt würden, bestätigt wird. Um ein Verkanten der Oberflächen beim Best-Fit-Algorithmus zu vermeiden, wurde dieser zweimal je zu vergleichende Oberflächen ausgeführt. Die von Güth et al vorgestellte alternative Methode für die Überlagerung der Datensätze (siehe 3.2.2) wurde für die vorliegende Studie als ungeeignet erachtet, da zum einen Materialien isoliert untersucht werden sollten und es zum anderen durch die Metallstange möglicherweise zu Artefakten im Mikro-CT gekommen wäre (43). Bei der Untersuchung der Dimensionsstabilität wurde der Best-Fit-Algorithmus als geeignete Methode erachtet, da es hier vermutlich nicht zu einer punktuellen Veränderung auf der Modelloberfläche, sondern eher zum Verzug des gesamten Modells gekommen ist. Dadurch konnte die Repräsentation des maximalen Fehlers hierbei vernachlässigt werden. Bei der Untersuchung der Scan-Eignung wurde der Best-Fit-Algorithmus als geeignete Methode erachtet, da bei den Gerüsten die Gesamtpassung der zirkulären Brücke ausschlaggebend ist. Für den Versuch des Abriebs wäre die oben genannte Methode nach Güth et al. möglicherweise geeigneter gewesen, um einzelne

Abriebstellen genauer darzustellen, was aber aus oben genannten Gründen nicht möglich war (43).

7.2 Diskussion der Ergebnisse

7.2.1 Validierung der Methode und Fehlerschätzung

Bei der Kalibrierung und Oberflächenbestimmung der Datensätze wurde nach einem systematischen Schema gearbeitet. Es wurde getestet, ob die Schritte reproduzierbar sind und es konnten keine Abweichungen bei der Kalibrierung und Oberflächenbestimmung festgestellt werden. Die Abweichung bei der Umwandlung von Voxel- in STL-Datensätze ist mit $\pm 1\mu\text{m}$ vernachlässigbar. Eine Vermutung, dass es dadurch zu einem Datenverlust kam, konnte nicht bestätigt werden. Bei der Überlagerung identischer Oberflächen mit dem Best-Fit-Algorithmus konnte keine Abweichung festgestellt werden.

7.2.2 Vorversuch Isolation

In Vorbereitung auf das Echtzahn-Modell wurde die Dimension der Epoxidharzblöcke mit den darin eingebetteten Zähnen über einen Zeitraum von vier Wochen untersucht. Alle Prüfkörper der Isolationsreihe aus Absatz 6.2 zeigen eine Größenzunahme über den Versuchszeitraum (siehe Abbildung 16). Dies ist vermutlich mit einer Wasseraufnahme zu begründen. Die Werte der unter Kofferdam gelagerten Prüfkörper streuen stärker, was für eine ungleichmäßige Verteilung der Größenzunahme über den Prüfkörper spricht. Dies liegt vermutlich daran, dass der Wassereintritt nicht gleichmäßig über den Prüfkörper verteilt stattfand. Das Material nahm in der Region der Zähne mehr Wasser auf als im apikalen Bereich des Prüfblockes. Dadurch kam es zu einer ungleichen Quellung, wodurch die im Gegensatz zur nassen Lagerung stärkere Streuung begründet werden könnte.

Möglicherweise wird nach einem bestimmten Zeitraum ein Gleichgewicht bzw. eine Sättigung erreicht, sodass die Dimension sich anschließend nicht mehr verändert. Dieser Zustand konnte in unserem Versuchszeitraum nicht beobachtet werden.

Während der Vermessung konnte beobachtet werden, dass die Tastspitze der Messuhr sich in die Prüfkörper absenkte. Dies könnte zu einer punktuellen, irreversiblen Kompression des Materials an den Messpunkten geführt haben. Somit wäre die Größenzunahme der Prüfkörper Bonding Halbtrocken, Komposit Nass und Halbtrocken möglicherweise noch stärker ausgeprägt als in unseren Werten ersichtlich ist, da bei jeder Messung folglich eine leichte Kompression des Materials stattfand. Da die Werte zeitnah an der Messuhr abgelesen wurden, beträgt die Verschiebung der Werte ins Negative vermutlich maximal $-15\mu\text{m}$.

Bei der Verarbeitung des Epoxidharzes wurden die Herstellerangaben berücksichtigt. Trotz des Schleudervorgangs beim Zubereiten könnten kleine Lufteinschlüsse im Material entstanden sein, die, je nach Verteilung, zu einem ungleichmäßigen Größenverhalten der Prüfkörper beigetragen haben könnten.

Aufgrund der mittleren Größenzunahmen von mehr als $10\mu\text{m}$ für alle Prüfkörper wurde kein Prüfkörper aus dieser Versuchsreihe als dimensionsstabil über den Versuchszeitraum eingestuft. Als Folge kann das Echtzahn-Modell mit diesen Materialien nicht realisiert werden. Epoxidharz stellt somit kein geeignetes Material dar, um nass-gelagerte Zähne dimensionsstabil in einem Meistermodell zu verankern. Möglicherweise lässt sich das Echtzahn-Modell mit einem anderen Basis-Material oder anderen Isolations-Materialien realisieren. Dies sollte in weiteren Untersuchungen geprüft werden.

7.2.3 Versuch Dimensionsstabilität

Aufgrund konstanter Lagerungsbedingungen kann eine Veränderung aufgrund von Temperatur- oder Feuchtigkeitsschwankungen ausgeschlossen werden.

Vorversuch

In diesem Vorversuch wurden in Vorbereitung auf die Modellherstellung Prüfkörper aller Materialien mit Ausnahme des Typodont-Modells hinsichtlich ihrer Dimension über einen Zeitraum von fünf Wochen nach Herstellung untersucht.

Entsprechend der in 5.1 genannten Wärmeausdehnungskoeffizienten ändert sich ein 20mm hoher Prüfkörper bei einer Temperaturveränderung von $\pm 5^\circ\text{C}$ im Falle von

Kobalt-Chrom-Molybdän um $1,5\mu\text{m}$, bei Titan und Zirkonoxid um $1\mu\text{m}$. Bei diesen Prüfkörpern wurde aufgrund konstanter Lagerungsbedingungen keine Dimensionsveränderung erwartet. Dennoch lag eine gewisse Schwankung der Werte vor (siehe Abbildung 17 und Abbildung 18). Den vorliegenden Schwankungen der Messwerte dieser Prüfkörper könnten die in Absatz 7.1.3 beschriebenen Ursachen zugrunde liegen. Durch die 3-Punkt-Auflage auf Keramikkugeln konnte gewährleistet werden, dass die Prüfkörper für die Messung stabil auflagen. Sie wurden für die Messung auf der Auflage immer gleich ausgerichtet. Eine Dimensionsveränderung der Keramikkugeln ist aufgrund oben aufgeführter Argumentation nicht zu erwarten. Trotz Markierung der Messpunkte auf den Prüfkörpern konnte nicht sichergestellt werden, dass die Tastspitze der Messuhr bei jeder Messung an exakt der gleichen Stelle des Messpunktes aufgesetzt wurde. Eine Ursache hierfür könnte eine Parallaxe sein.

Bei der Größenabnahme aller Materialien an Tag acht (zu sehen in Abbildung 17 und Abbildung 18) könnte ein systematischer Fehler zugrunde liegen. Eine mögliche Ursache ist eine inkorrekte Bestimmung des Nullpunktes vor den Messungen durch eine Vertiefung der Unterlage in der Region, wo die Tastspitze aufsetzte, was eine Verschiebung aller Werte ins Negative zur Folge gehabt hätte.

Somit wurden Kobalt-Chrom-Molybdän, Epoxidharz, Titan, Zirkonoxid und Gips als dimensionsstabil eingestuft. Polyurethan scheint dimensional Veränderungen kurz nach der Herstellung zu unterliegen und ist erst ab Tag acht dimensionsstabil. Der gedruckte Prüfkörper konnte nicht als dimensionsstabil eingestuft werden.

Hauptversuch

Über einen Zeitraum von sechs Wochen wurde die Dimensionsstabilität von einem Modell aus Epoxidharz, Polyurethan, gefrästem Gips und einem Typodont-Modell untersucht.

Die Ergebnisse des Polyurethan-Modells (siehe Abbildung 19) decken sich mit den Ergebnissen des Vorversuchs. In beiden Versuchen konnte zu Beginn des Versuchszeitraums eine Größenzunahme festgestellt werden. Das Typodont-Modell konnte im Vorversuch nicht berücksichtigt werden, weshalb keine Vergleichsdaten vorliegen. Da die überprüften Bereiche auf die Stümpfe und Approximalkontakte

beschränkt wurden, konnte bei dem Typodont-Modell eine Veränderung der Werte durch die leicht bewegliche Gingiva-Maske ausgeschlossen werden. Die Dimensionsstabilität von Gips und Epoxidharz konnte im Hauptversuch nicht über den gesamten Versuchszeitraum bestätigt werden. Eine mögliche Ursache hierfür könnte der längere Zeitraum im Hauptversuch sein, da die maßgebliche Veränderung zwischen Tag zehn und Tag 39 stattfand.

Bei der letzten Messung ist, wie in Abbildung 19 ersichtlich, bei allen Modellen eine stärkere Streuung der Werte festzustellen. Hierbei könnte es sich um einen systematischen Fehler handeln. Somit sollte die Dimensionsstabilität von Epoxidharz und Gips in weiteren Studien überprüft werden, da die letzte Messung maßgeblich war für den Ausschluss dieser Modelle. Diese Untersuchung zeigt wie sich die Materialien unter konstanten Lagerungsbedingungen verhielten. Ohne konstante Lagerungsbedingungen wären die Veränderungen möglicherweise ausgeprägter.

Zusammenfassend wurden das Epoxidharz-Modell und das Gips-Modell als bedingt dimensionsstabil eingestuft. Sie können bis Tag zehn als dimensionsstabil erachtet werden. Das Typodont-Modell und das Polyurethan-Modell können nicht als dimensionsstabil eingestuft werden.

7.2.4 Versuch Scan-Eignung

Es wurden die von den Modellen erstellten Intraoralscans mit der jeweiligen Referenz des Mikro-CTs verglichen und hinsichtlich Richtigkeit und Präzision untersucht. Eine genaue Darstellung der Oberfläche durch den Intraoralscanner setzt zum einen die detaillierte Erfassung der Oberfläche und zum anderen die korrekte Zusammensetzung der einzelnen Bilder voraus.

Das Epoxidharz-, Gips-, Polyurethan- und Titan-Modell zeigen die größten Abweichungen in den Bereichen von 15 und 25 vestibulär bzw. palatinal. Dies lässt den Rückschluss zu, dass die Scanner-Software bei diesen Modellen die Bilder nicht korrekt zu einer dreidimensionalen Oberfläche zusammengesetzt hat. Durch den spitzen Winkel der Inzisalkanten ist die Überlagerung von gleichen Bildelementen in den Einzelbildern kleiner als im Seitenzahnbereich. Somit hatte die Scanner-Software

weniger Anhaltspunkte, was ein gewisses Fehlerpotential barg. Durch die Zick-Zack-Bewegung im Frontzahnbereich wurde versucht dieses Fehlerpotential zu minimieren.

Bei Kobalt-Chrom-Molybdän und Zirkonoxid liegen die Fehler an für den Stitching-Prozess untypischen Stellen. Die Ursache könnte ein Fehler im Referenz-Datensatz von Kobalt-Chrom-Molybdän und Zirkonoxid sein. Im Vergleich zu den Ungenauigkeiten bei den anderen Materialien zeigen sich die Fehler hier hauptsächlich zwischen 120 und 140µm und auf kleine Bereiche begrenzt. Bei anderen Materialien mit ähnlich großen Abweichungen sind die Bereiche größer und es findet ein Verlauf innerhalb dieser Bereiche von kleineren Abweichungen hin zu größeren Abweichungen statt. Der Absorptionskoeffizient von Zirkonoxid und Kobalt-Chrom-Molybdän ist wie in Absatz 7.1.2 beschrieben höher als bei den anderen Materialien. Dadurch liegt nicht nur eine höhere Absorption der Röntgenstrahlung vor, sondern auch eine stärkere Streuung der Strahlung. Dies könnte zu Ungenauigkeit im generierten Mikro-CT-Datensatz und damit im Referenz-Datensatz geführt haben. Aus diesem Grund wurden das Zirkonoxid- und das Kobalt-Chrom-Molybdän-Modell als Hohlform gestaltet. Bei Kobalt-Chrom-Molybdän sind diese Bereiche sehr klein und können vernachlässigt werden.

Kobalt-Chrom-Molybdän und Zirkonoxid lassen sich präzise scannen. Ein Grund dafür könnte sein, dass diese Materialien auch In-vivo häufig gescannt werden müssen, da es sich um gängige Materialien zur Fertigung von festsitzendem Zahnersatz handelt. Somit könnte die Scanner-Software auf die Darstellung dieser Materialien kalibriert sein. Titan kommt intraoral hauptsächlich als Implantatmaterial zum Einsatz und hat für den Scanprozess in der Mundhöhle keine Relevanz. Alle anderen verwendeten Materialien finden ausschließlich extraoral Anwendung.

Renne et al. merkten in ihrer Studie an, dass für die Evaluierung der Genauigkeit von Intraoralscannern oft Modellmaterialien verwendet werden, deren Brechungsindex sich von dem der Zahnhartsubstanzen unterscheidet (30). Jedoch wies ein Intraoralscanner beim Vergleich dreier Modellmaterialien bei einem Modell mit ähnlichem Brechungsindex wie Zahnschmelz strukturelle Fehler auf (29). Der in dieser Studie verwendete Intraoralscanner arbeitet mit belichteten Einzelbildern. Somit könnte der Brechungsindex der Materialien eine Rolle spielen. Der Brechungsindex liegt für Zahnschmelz bei 1,623 bei einer Wellenlänge von 577nm (71). Tabelle 11 gibt eine

Auswahl von Brechungsindizes der verwendeten Materialien an. Die Ergebnisse dieser Studie lassen keinen Rückschluss auf einen Zusammenhang zwischen Brechungsindex und Präzision der digitalen Abformung erkennen.

Tabelle 11: Brechungsindizes bei $577\pm 20\text{nm}$ für Elemente und Materialien (71-73)

Element bzw. Material	Brechungsindex bei $577\pm 20\text{nm}$
Zahnschmelz	1,623
Yttrium-stabilisiertes Zirkonium	2,166
Kobalt	2,13
Chrom	3,22
Titan	2,60

Die Präzision der Intraoralscans des Zirkonoxid-Modells ist zufriedenstellend. Die Scan-Eignung des Zirkonoxid-Modells sollte hinsichtlich der Richtigkeit mit einer anderen Referenz-Methode überprüft werden. Die Scan-Eignung der Materialien sollte mit Intraoralscannern anderer Bauart und Oberflächenerkennung überprüft werden.

Ergebnis dieser Untersuchung ist, dass Kobalt-Chrom-Molybdän, Epoxidharz, Polyurethan und das Typodont-Modell das Kriterium der Richtigkeit erfüllen. Kobalt-Chrom-Molybdän und Zirkonoxid erfüllen das Kriterium der Präzision. Schlussfolgernd erfüllt Kobalt-Chrom-Molybdän als einziges Modell sowohl das Kriterium der Richtigkeit als auch das der Präzision. Dieses Modell kann als scangeeignet eingestuft werden.

7.2.5 Versuch Abriebfestigkeit

An allen Modellen wurde durch mehrfaches Aufsetzen von Brückengerüsten die Abriebfestigkeit untersucht. Da der Abriebversuch wie in 7.1.9 beschrieben unmittelbar mit dem Versuch der Scan-Eignung korreliert und das Ausmaß der Sinterungsschrumpfung nicht für jedes Gerüst einzeln bestimmt wurde, ist ein Vergleich der Modelle untereinander nur bedingt möglich.

Das Typodont-Modell zeigte in diesem Versuch die besten Ergebnisse. Im Gegensatz zu den anderen Modellen weisen die einzelnen Zähne des Typodont-Modells durch ihre separierte Verschraubung im Modell eine gewisse Eigenbeweglichkeit auf. Dadurch könnten sich die Stümpfe bei der Aufpassung minimal bewegt haben, was in diesem

Bereich zu weniger Druck und folglich zu einem reduzierten Abrieb führte. Durch die horizontale Fraktur diverser Stümpfe konnte das Gips-Modell eindeutig ausgeschlossen werden. Das Ergebnis für das Kobalt-Chrom-Molybdän- und das Zirkonoxid-Modell könnte durch die in Absatz 7.2.4 erläuterten Ungenauigkeiten im Referenz- bzw. im Kontroll-Datensatz beeinflusst sein. Aufgrund der guten Scan-Eignung des Kobalt-Chrom-Molybdän-Modells konnte vermutlich ein passgenaues Brückengerüst erstellt werden. Dennoch ist der Abrieb höher als bei dieser Art Material zu erwarten wäre. Eine mögliche Ursache könnte eine ungleiche Sinterungsschrumpfung des Brückengerüsts und damit ein höherer Abrieb sein, wie unter 7.1.9 beschrieben. Welche Gerüste des Versuches davon betroffen sind und in welchem Ausmaß lässt sich nicht abschätzen.

Die Materialien Epoxidharz, Polyurethan und Titan können nicht reproduzierbar mit dem Scanner abgeformt werden, was der Versuch Scan-Eignung zeigte (siehe 6.4). Die daraus resultierenden ungenauen Brückengerüste könnten eine Erklärung dafür sein, warum Titan trotz ähnlicher Materialeigenschaften wie Kobalt-Chrom-Molybdän mehr Abrieb zeigte. Der Abrieb am Epoxidharz-Modell erfolgte, wie in Abbildung 24 zu sehen, vermutlich ungleichmäßig, was sich in den zwei Maxima des Histogramms widerspiegelt.

Das Typodont-Modell zeigte die beste Abriebfestigkeit. Die Abriebfestigkeit von Kobalt-Chrom-Molybdän, Polyurethan und Titan kann nicht zuverlässig bestätigt werden. Gips, Zirkonoxid und Epoxidharz können nicht als abriebfest eingestuft werden. Die Abriebfestigkeit der Materialien sollte mit anderen Methoden überprüft werden.

8 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit hat Modelle unterschiedlicher Materialien auf Dimensionsstabilität, Scan-Eignung und Abriebfestigkeit untersucht. Unter den evaluierten Modellen können Epoxidharz und Gips nur bis zehn Tage als dimensionsstabil erachtet werden. Folglich können diese Materialien aufgrund der Dauer von Studien zur marginalen und internen Passung nicht als Referenzmodell empfohlen werden. Der Isolationsversuch hat außerdem gezeigt, dass Epoxidharz als Basis für das Echtzahn-Modell nicht geeignet ist.

Das Kriterium der Scan-Eignung wurde unterteilt in Richtigkeit und Präzision (26, 28, 33). Epoxidharz, Kobalt-Chrom-Molybdän, Polyurethan und das Typodont-Modell erfüllen das Kriterium der Richtigkeit der Intraoralscans und Kobalt-Chrom-Molybdän und Zirkonoxid lassen sich reproduzierbar mit dem Intraoralscanner erfassen. Somit erfüllt das Kobalt-Chrom-Molybdän-Modell als einziges der untersuchten Materialien beide Anforderungen für die Scan-Eignung und kann für CAD/CAM-In-vitro-Studien für die Evaluierung der Genauigkeit von Intraoralscannern empfohlen werden.

Das Kriterium der Abriebfestigkeit wird von dem Typodont-Modell erfüllt. Die Abriebfestigkeit von Kobalt-Chrom-Molybdän, Polyurethan und Titan kann nicht zuverlässig bestätigt werden. Eine Untersuchung der marginalen Passung mit der Replika-Technik kann somit nur für das Typodont-Modell empfohlen werden.

Schlussfolgernd kann Kobalt-Chrom-Molybdän als Modellmaterial für CAD/CAM-In-vitro-Studien zur Genauigkeit von Intraoralscannern und der Evaluierung der Passung empfohlen werden. Um die Replika-Technik verwenden zu können, sollte die Abriebfestigkeit dieses Materials mit einer weiteren Methode überprüft werden.

9 Literaturverzeichnis

1. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11.
2. Beuer F, Neumeier P, Naumann M. Marginal fit of 14-unit zirconia fixed dental prosthesis retainers. *J Oral Rehabil.* 2009;36(2):142-9.
3. Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, Ortorp A. Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *Int J Dent.* 2014;2014:534382.
4. Ahlholm P, Sipila K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont.* 2018;27(1):35-41.
5. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont.* 2013;22(5):419-28.
6. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araujo E, Stimmelmayer M, Vieira LC, Guth JF. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):515-23.
7. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Guth JF. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study. *Dent Mater.* 2014;30(4):400-7.
8. Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Guth JF. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clin Oral Investig.* 2016;20(2):283-9.
9. Shim JS, Lee JS, Lee JY, Choi YJ, Shin SW, Ryu JJ. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *J Appl Oral Sci.* 2015;23(5):515-22.
10. Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig.* 2013;17(4):1201-8.
11. Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Investig.* 2015.
12. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2009;13(3):343-9.

13. Beuer F, Korczynski N, Rezac A, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Marginal and internal fit of zirconia based fixed dental prostheses fabricated with different concepts. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2010;2:5-11.
14. Kane LM, Chronaios D, Sierraalta M, George FM. Marginal and internal adaptation of milled cobalt-chromium copings. *J Prosthet Dent*. 2015;114(5):680-5.
15. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):554-9.
16. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *J Dent*. 2009;37(5):374-82.
17. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2011;27(11):1119-26.
18. Borba M, Miranda WG, Jr., Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res*. 2013;27(5):396-402.
19. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent*. 2014;112(2):249-56.
20. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancoppe K, Davi LR, Mendonca G, Cooper LF, Soares CJ. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1134-40.
21. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, Qian F. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthodont*. 2014;23(8):610-7.
22. Rajan BN, Jayaraman S, Kandhasamy B, Rajakumaran I. Evaluation of marginal fit and internal adaptation of zirconia copings fabricated by two CAD - CAM systems: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2015;15(2):173-8.
23. Bindl AM, W. H. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(6):441-7.
24. Seelbach P, Brueckel C, Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*. 2013;17(7):1759-64.
25. Gold SA, Ferracane JL, da Costa J. Effect of Crystallization Firing on Marginal Gap of CAD/CAM Fabricated Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthodont*. 2018;27(1):63-6.

26. Muller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence International*. 2016;47(4):343-9.
27. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent*. 2011;14(1):11-21.
28. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(2):121-8.
29. Nedelcu RG, Persson AS. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1461-71.
30. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, Lauer A. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent*. 2017;118(1):36-42.
31. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*. 2014;18(6):1687-94.
32. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015;46(1):9-17.
33. Guth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig*. 2017;21(5):1445-55.
34. Vecsei B, Joos-Kovacs G, Borbely J, Hermann P. Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems - An in vitro study. *J Prosthodont Res*. 2017;61(2):177-84.
35. Nedelcu R, Olsson P, Nystrom I, Thor A. Finish line distinctness and accuracy in 7 intraoral scanners versus conventional impression: an in vitro descriptive comparison. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):27.
36. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*. 2016;115(3):313-20.
37. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*. 2013;16(1):11-21.
38. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*. 2010;38(7):553-9.
39. Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 2007;51(3):629-42, vi.

40. International Organization for Standardization. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results - Part 1: General principles and definitions (ISO 5725-1:1994). Berlin: Beuth Verlag GmbH; 1997.
41. Su TS, Sun J. Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *J Prosthodont Res.* 2015;59(4):236-42.
42. Lim JH, Park JM, Kim M, Heo SJ, Myung JY. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):225-32.
43. Guth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.* 2016;20(7):1487-94.
44. <http://support.3shape.com/media/201603/TRIOS-2013-1-1.2.1> (letzter Zugriff 5. September 2016) [Internet].
45. Patzelt SB, Vonau S, Stampf S, Att W. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc.* 2013;144(8):914-20.
46. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989;62(4):405-8.
47. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns: An in vitro and clinical study. *Acta Odontologica Scandinavica.* 2009;51(3):129-34.
48. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand.* 1993;51(4):201-6.
49. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131(3):107-11.
50. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J.* 1995;40(1):17-21.
51. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater.* 2006;22(2):125-32.
52. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4(3):278-92.
53. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil.* 2008;35(2):116-22.
54. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract.* 2008;9(2):25-32.

-
55. Falk A, Vult von Steyern P, Fransson H, Thoren MM. Reliability of the impression replica technique. *Int J Prosthodont.* 2015;28(2):179-80.
56. Schonberger J, Erdelt KJ, Baumer D, Beuer F. Evaluation of Two Protocols to Measure the Accuracy of Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study. *J Prosthodont.* 2017;28(2):e599-e603.
57. das Neves FD, de Almeida Prado Naves Carneiro T, do Prado CJ, Prudente MS, Zancoppe K, Davi LR, Mendonca G, Soares CJ. Micrometric precision of prosthetic dental crowns obtained by optical scanning and computer-aided designing/computer-aided manufacturing system. *J Biomed Opt.* 2014;19(8):088003.
58. Alfaro DP, Ruse ND, Carvalho RM, Wyatt CC. Assessment of the Internal Fit of Lithium Disilicate Crowns Using Micro-CT. *J Prosthodont.* 2015;24(5):381-6.
59. Kim JH, Cho BH, Lee JH, Kwon SJ, Yi YA, Shin Y, Roh BD, Seo DG. Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(2):107-13.
60. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent.* 2015;114(2):223-8.
61. Holst S, Karl M, Wichmann M, Matta RE. A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. *Quintessence Int.* 2011;42(8):651-7.
62. Kamegawa M, Nakamura M, Kitahara K, Ohtomo H, Hasegawa T, Nakakura T, Tsutsumi S. 3D morphological assessment of occlusal treatment by measuring dental casts with a micro-focus X-ray CT. *J Oral Rehabil.* 2008;35(5):382-9.
63. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent.* 2014;8(4):437-44.
64. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater J.* 2008;27(6):814-20.
65. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int.* 2009;40(3):243-50.
66. Datenblätter Rost-, säure- und hitzebeständige Stähle. Witten, Deutschland: Deutsche Edelstahlwerke Services GmbH (Accessed June 6, 2018, at <https://www.dew-stahl.com/leistungsspektrum/rsh-stahl>) [Internet].
67. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J.* 2008;27(3):362-7.

68. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients (version 1.4). Gaithersburg, MD: National Institute of Standards and Technology, 2004 (Accessed April 8, 2018, at <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>) [Internet].
69. Wexler A, Hasegawa S. Relative Humidity-Temperature Relationships of Some Saturated Salt Solutions in the Temperature Range 0-Degree to 50-Degrees-C. *J Res Nat Bur Stand.* 1954;53(1):19-26.
70. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J.* 2007;26(6):820-6.
71. Meng Z, Yao XS, Yao H, Liang Y, Liu T, Li Y, Wang G, Lan S. Measurement of the refractive index of human teeth by optical coherence tomography. *J Biomed Opt.* 2009;14(3):034010.
72. Johnson PB, Christy RW. Optical-Constants of Transition-Metals - Ti, V, Cr, Mn, Fe, Co, Ni, and Pd. *Phys Rev B.* 1974;9(12):5056-70.
73. Wood DL, Nassau K. Refractive-Index of Cubic Zirconia Stabilized with Yttria. *Applied Optics.* 1982;21(16):2978-81.

10 Anhang

10.1 Abkürzungsverzeichnis

bzw.	beziehungsweise
CAD/CAM	computer-aided design/ computer-aided manufacturing
CoCr	Kobalt-Chrom-Molybdän
et al.	et alii = und andere
ID	Identifikation
Mikro-CT	Mikro-Computertomographie
PMMA	Polymethylmethacrylat
PU	Polyurethan
SD	Standardabweichung
sog.	sogenannt
STL	Surface Tessellation Language

10.2 Einheiten

μA	Mikroampere
C	Celsius
g	Gramm
K	Kelvin
ml	Milliliter
cm, mm, μm , nm	Zentimeter, Millimeter, Mikrometer, Nanometer
min	Minute
mmHg	Millimeter-Quecksilbersäule
N	Newton
s, ms	Sekunde, Millisekunde
kV	Kilovolt
mW	Milliwatt

10.3 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Typodont-Modell.....	23
Abbildung 2: gegossenes Gips-Modell.....	24
Abbildung 3: Epoxidharz-Modell.....	24
Abbildung 4: Polyurethan-Modell.....	25
Abbildung 5: Titan-Modell.....	25
Abbildung 6: Zirkonoxid-Modell.....	26
Abbildung 7: Kobalt-Chrom-Molybdän-Modell.....	27
Abbildung 8: Gedrucktes Modell.....	27
Abbildung 9: Epoxidharzblock mit Zähnen.....	29
Abbildung 10: Prüfblöcke Bonding Halbtrocken und Komposit Halbtrocken mit Kofferdam.....	30
Abbildung 11: Unterseite des Prüfkörpers aus Kobalt-Chrom-Molybdän mit Keramikkugeln zur 3-Punkt-Auflage.....	32
Abbildung 12: Darstellung eines Prüfkörpers mit Messpunkten am Beispiel Zirkonoxid.....	32
Abbildung 13: Zirkonoxid-Modell.....	36
Abbildung 14: Schema Scanstrategie; Beginn vestibulär-okklusal an 15 (1), folgend vestibulär-okklusal bis 25 mit einer Zick-Zack-Bewegung im Frontzahnbereich über die Inzisalkanten und weiter okklusal-palatinal zurück zu 15 unter Berücksichtigung der Erfassung der Approximalräume; danach okklusaler Scan von 16 und 17 (2), folgend bukkal und palatinal; anschließend Erfassung 26 und 27 mit gleichem Schema (3).....	36
Abbildung 15: Zirkonoxidbrücke in situ am Beispiel des Kobalt-Chrom-Molybdän- Modells.....	39
Abbildung 16: Ergebnisse Vorversuch Isolation: Boxplot-Diagramme der Abweichungen der Epoxidharzblöcke mit eingebetteten Echtzähnen für Tag 8, 15 und 27 im Vergleich zum Herstellungstag.....	42
Abbildung 17: Ergebnisse Vorversuch Dimensionsstabilität: Boxplot-Diagramme der Abweichungen der Prüfblöcke Epoxidharz, Polyurethan, Kobalt-Chrom-Molybdän (CoCr) und Titan für Tag 1, 2, 5, 8, 16, 23 und 35 im Vergleich zum Herstellungstag.....	44

- Abbildung 18:** Ergebnisse Vorversuch Dimensionsstabilität: Boxplot-Diagramme der Abweichungen der Prüfblöcke gefräster Gips (*Gips-CAD*), gegossener Gips, Zirkonoxid und des gedruckten Prüfkörpers (*Print*) für Tag 1, 2, 5, 8, 16, 23 und 35 im Vergleich zum Herstellungstag.....**45**
- Abbildung 19:** Histogramme zur Dimensionsstabilität des Epoxidharz-, Typodont-, Gips- und Polyurethan-Modells; Oberflächenanteil in Prozent über die Abweichungen in μm für die Tage 4, 10 und 39 im Vergleich zu Tag 1; grauer Bereich markiert $\pm 15\mu\text{m}$ Abweichung..... **47**
- Abbildung 20:** Ergebnisse Scan-Eignung Richtigkeit: mittlere positive (hellgraue Balken) und negative (dunkelgraue Balken) Abweichungen in μm mit Standardabweichungen (vertikale schwarze Linien) zwischen Intraoralscan und Referenz-CT für die Materialien Kobalt-Chrom-Molybdän (*CoCr*), Epoxidharz (*Epox.*), Gips, Polyurethan (*PU*), Titan, Typodont (*Typo.*) und Zirkonoxid (*Zirkon*).....**49**
- Abbildung 21:** Scan-Eignung Richtigkeit: Differenzdiagramme zwischen erstem Intraoralscan und Referenz-CT für Kobalt-Chrom-Molybdän (A), Epoxidharz (B), Gips (C), Polyurethan (D), Titan (E), Typodont (F) und Zirkonoxid (G); Abweichung (*Deviation*) in μm **51**
- Abbildung 22:** Histogramme Scan-Eignung Präzision: Vergleich dreier Intraoralscans eines Modells; Abweichungen in μm bezogen auf den Oberflächenanteil in Prozent im Vergleich zum Referenz-Datensatz des Mikro-CTs.....**53**
- Abbildung 23:** Ergebnisse Scan-Eignung Präzision: Schnittmenge der Intraoralscans eines Materials in Prozent; die gepunktete, horizontale Linie markiert eine Schnittmenge von 90%; Materialien Epoxidharz (*Epox.*), Typodont (*Typo.*), Gips, Polyurethan (*PU*), Kobalt-Chrom-Molybdän (*CoCr*), Titan und Zirkonoxid (*Zirkon*).....**54**
- Abbildung 24:** Ergebnisse Abriebfestigkeit: Histogramme der Abweichungen zum Referenz-Datensatz nach Aufsetzen der Gerüste; gezeigt ist der Oberflächenanteil in Prozent über die Abweichungen in μm im Vergleich zum Ausgangs-Datensatz; der graue Bereich markiert $\pm 15\mu\text{m}$ Abweichung.....**56**

Abbildung 25: Abriebfestigkeit gefräster Gips: links logarithmische Darstellung der Abweichungen zur Referenz in μm ; das Differenzdiagramm rechts zeigt die Lokalisation der Abweichung (*Deviation*) in μm zum Referenz-Datensatz..... **57**

Abbildung 26: Versuchsaufbau Folgestudie: Vergleich fünf- bzw. zehngliedriger Brückengerüste, die mit konventioneller bzw. digitaler Abformung hergestellt werden; bei konventioneller Abformung sollen zusätzlich Polyether mit additionsvernetzenden Silikonen verglichen werden; zudem findet für jedes Verfahren ein Vergleich zwischen Gerüsten aus Zirkonoxid und Kobalt-Chrom-Molybdän statt.....**66**

10.4 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Überblick der Prüfkörper im Isolationsversuch..... **30**

Tabelle 2: Parameter für die CT-Messungen..... **37**

Tabelle 3: Ergebnisse Vorversuch Isolation; Medianwert (*Median*), Mittelwert (*Mean*), Standardabweichung (*SD*) der Veränderung von Tag 8, 15 und 27 im Vergleich zu Tag 1 in μm **42**

Tabelle 4: Ergebnisse Vorversuch Dimensionsstabilität: Kobalt-Chrom-Molybdän (*CoCr*), gefräster Gips (*Gips-CAD*), gegossener Gips (*Gips geg.*), gedruckter Prüfkörper (*Print*); Medianwert (*Median*), Mittelwert (*Mean*) und Standardabweichung (*SD*) der Veränderung der Prüfkörper im Verlauf des Beobachtungszeitraumes in μm **46**

Tabelle 5: Ergebnisse Dimensionsstabilität Hauptversuch: Mittelwerte der Abweichungen vom Referenzdatensatz in μm einschließlich Standardabweichungen (in Klammern) an den unterschiedlichen Messtagen..... **48**

Tabelle 6: Ergebnisse Dimensionsstabilität Hauptversuch: Prozentsatz der Werte innerhalb von $\pm 15\mu\text{m}$ an unterschiedlichen Messtagen (grauer Bereich in **Abbildung 19**)..... **48**

Tabelle 7: Ergebnisse Scan-Eignung Richtigkeit: Vergleich zwischen Intraoralscan und Referenz-CT; negativer und positiver Mittelwert in μm mit Standardabweichung in Klammern **50**

Tabelle 8: Ergebnisse Scan-Eignung Präzision: Schnittmenge der Intraoralscans eine Materials in Prozent..... **52**

Tabelle 9: Ergebnisse Abriebfestigkeit: Mittelwerte der Abweichungen vom Referenzdatensatz in μm einschließlich Standardabweichungen in Klammern; Oberflächenanteil der Abweichungen innerhalb von $\pm 15\mu\text{m}$ in Prozent..... **55**

Tabelle 10: Abschwächungskoeffizienten (μ/ρ) von Röntgenstrahlung auf verschiedene Elemente bei einer Spannung von 150 kV (68)..... **60**

Tabelle 11: Brechungsindizes bei $577\pm 20\text{nm}$ für Elemente und Materialien (71-73).... **74**

10.5 Liste der verwendeten Hilfsmaterialien

Material	Name und Hersteller
Supportmaterial	VisiJet S100 Supportmaterial, 3D Systems, Rock Hill, USA
Alkohol, 96%ig	Krankenhausapotheke der Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin
Phosphorsäure	Omni-Etch, Omnident Dental-Handelsgesellschaft m.b.H., Rodgau
Bonding	OptiBond FL, Kerr GmbH, Raststatt
Komposit	Tetric EvoCeram, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Kofferdam	Dental Dam „mittel“, Henry Schein, Langen
Magnesiumnitrat	Magnesiumnitrat-Hexahydrat 99.99 Suprapur, Merck KGaA, Darmstadt
Isolierfett	Lithelen Hochvakuum-Fett, Leybold Vakuum GmbH, Köln
Wachs	Modellierwachs Universal, Henry Schein, Langen
Dubliermasse	Dublisil 22 plus, Dreve Dentamid GmbH, Unna
Kalibriernormal	Kugelnormal 2-Fach Taster, Goekeler Messtechnik, Lenningen

10.6 Geräteliste

Gerät	Name und Hersteller
CAD/CAM 3D-Drucker	ProJet DP 3000, 3D Systems, Rock Hill, USA
Messuhr	Model-ID-H0530, Mitutoyo Deutschland GmbH, Neuss
Mikro-CT	CT-compact Metrology, ProCon X-Ray GmbH, Sarstedt
Intraoralscanner	Trios3 Pod, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark
Ultraschallscaler	PiezoLED, KaVo Dental GmbH, Biberach
Polimerisationslampe	Bluephase, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
digitales Hygrometer	174 H Set, Testo, Lenzkirch
Laborscanner	D850, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark

10.7 Bearbeitungsprogramme

Programm	Name und Hersteller
Volume Graphics	VG Studio Max 3.0, Heidelberg
Geomagic	Geomagic Wrap Version 2015, 3D Systems, Darmstadt

11 Eidesstattliche Versicherung

Ich, Jennifer Hamm, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Titel:

„Einfluss unterschiedlicher Modellmaterialien auf die Dimensionsstabilität, Scan-Eignung und Abriebfestigkeit im CAD/CAM-Herstellungsprozess mehrgliedriger Brücken“

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an den ausgewählten Publikationen entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.

Datum

Unterschrift

12 Curriculum Vitae

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

13 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen Dank nachstehenden Personen entgegenbringen, ohne deren Mithilfe die Anfertigung dieser Arbeit nicht zustande gekommen wäre:

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Florian Beuer für die Überlassung des Themas und die Betreuung dieser Arbeit.

Ich danke Dr. Christine Zachriat für die lange, intensive Freundschaft, die aufmunternden Worte, die Gesellschaft bei den zahlreichen Versuchen und die Zeit für viele Diskussionen. Danke auch für das Gegenlesen des Manuskripts.

Vielen Dank Herrn Dr. Ernst-Ulrich Berndt für die vielen Anmerkungen zum Versuchsaufbau, den konstruktiven Austausch und das physikalische Fachwissen. Danke auch für die viele Zeit, die ich bis spätabends im Labor verbringen durfte. Andreas Weinrich danke ich für die Unterstützung bei der Auswertung der unzähligen Daten. Ich danke der Firma Natural dental implants für die Bereitstellung der Untersuchungsinstrumente und der Software.

Dem Dentallabor Rübeling und Klar danke ich für die Herstellung der Prüfkörper, Modelle und Gerüste und die Bereitstellung des Intraoralscanners. Vielen Dank Zahntechnikermeister Sven Schober für die präzise Gestaltung und das zahntechnische Know-how.