# Jonas Adrian Helmut Vogler

# Eine neue Methode zur Bestimmung der Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen mittels Intraoralscanner



## INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen



Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

#### Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei dem Autoren dieses Werkes.

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung der Autoren oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2020

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Authors or the Publisher.

1<sup>st</sup> Edition 2020

© 2020 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen Printed in Germany





STAUFENBERGRING 15, 35396 GIESSEN, GERMANY Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890 email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

# Eine neue Methode zur Bestimmung der Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen mittels Intraoralscanner

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

# Vogler, Jonas Adrian Helmut

aus Gießen

Gießen 2020

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

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik,

unter der Leitung von Prof. Dr. B. Wöstmann,

des Fachbereichs Medizin der JLU Gießen.

Gutachter: Prof. Dr. B. Wöstmann Gutachter: Prof. Dr. U. Lotzmann Betreuer: Dr. M. Schlenz

Tag der Disputation: 10.11.2020

Meinen Eltern, meinem Bruder und meiner Großmutter gewidmet.

# Inhaltsverzeichnis

1	Ein	leitung1
2	Ziel	der Arbeit
3	Lite	raturübersicht4
	3.1	Digitale Abformung4
	3.2	Methoden zur Untersuchungen der Passgenauigkeit von festsitzendem Zahnersatz
	3.3	Prüfmaterialien zur Herstellung von Messkappen21
		3.3.1 CAD/CAM-Komposit: LuxaCam Composite
		3.3.2 Zirkoniumdioxid: Lava Plus
		3.3.3 Nichtedelmetall: Finoframe CoCr25
4	Mat	zerial und Methode
	4.1	Methodikübersicht
	4.2	Entwicklung der Methodik im Laborversuch
	4.3	Klinische Untersuchung41
		4.3.1 Stichprobengröße
		4.3.2 Rahmenbedingungen43
		4.3.3 Ein- und Ausschlusskriterien
		4.3.4 Präparation der Zahnstümpfe
		4.3.5 Retraktionsmaßnahmen und Trockenlegung44
		4.3.6 Intraoralscan
		4.3.7 Datenaustausch und Kappenherstellung

	4.4	Untersuchung der Passgenauigkeit bei den Laborversuchen und der klinise	chen
		Untersuchung	49
		4.4.1 Konventionelle Replikatechnik	51
		4.4.2 Systemimmanente Trios 3 Software	52
		4.4.3 Externe digitale Analysesoftware	53
	4.5	Statistische Auswertung	54
5	Erg	ebnisse	56
	5.1	Ergebnisse der Laborversuche	56
	5.2	Ergebnisse der klinischen Untersuchung	62
	5.3	Zusammenfassung der Ergebnisse	69
6	Dis	kussion	70
	6.1	Methodikdiskussion	70
		6.1.1 Versuchsaufbau der Laborstudie	70
		6.1.2 CAD/CAM-Materialauswahl	71
		6.1.3 Probandenauswahl	72
		6.1.4 Digitale Abformung der Zahnstümpfe	73
		6.1.5 Herstellung der Messkappen	74
		6.1.6 Zementspaltabformung	75
		6.1.7 Überlagerung der STL-Datensätze	76
		6.1.8 Überabformung für die konventionelle Replikatechnik	77
		6.1.9 Erhebung der Passgenauigkeitsmesswerte	77
		6.1.10 Statistische Auswertung	80
	6.2	Ergebnisdiskussion	80
		6.2.1 Laborversuche	80

	6.2.2 Klinische Untersuchung
	6.2.3 Gegenüberstellung der Ergebnisse aus Laborversuchen und klinischer Untersuchung
	6.3 Schlussfolgerung und klinische Relevanz
7	Zusammenfassung
8	Summary
9	Darstellungsverzeichnis
	9.1 Abbildungsverzeichnis
	9.2 Tabellenverzeichnis
1(	) Literaturverzeichnis
11	l Anhang108
	11.1 Verwendete Materialien und Geräte108
	11.2 SPSS Syntax für Prozedur MIXED111
	11.3 Votum der Ethikkommission112
	11.4 Patientenaufklärungsbogen116
12	2 Erklärung
13	3 Danksagung
14	4 Lebenslauf126

# 1 Einleitung

In der Zahnmedizin ist für den Langzeiterfolg einer Restauration ihre Passgenauigkeit entscheidend.<sup>56, 131</sup> Diese wird beschrieben als Spalt (*Zementspalt*) zwischen dem präparierten Zahnstumpf und der Innenseite der Restauration. Dabei kann zwischen der *marginalen* Passgenauigkeit, welche am unteren Rand der Restauration gemessen wird, und der *internen* Passgenauigkeit, die den gesamten Spalt beschreibt, unterschieden werden.<sup>142</sup> Ein zu großer marginaler Zementspalt kann zu Plaqueakkumulation, Pulpairritationen und Parodontopathien führen,<sup>29, 48, 80, 87, 138</sup> während eine mangelhafte interne Passgenauigkeit einen Haftverlust bis hin zur Fraktur der Restauration verursachen kann.<sup>75, 99, 156</sup> Jedoch darf der Zementspalt eine gewisse Dimension auch nicht unterschreiten, da dieser Platz für das Befestigungsmaterial der Restauration unerlässlich ist.<sup>134</sup> Zahnärztlich besteht somit die Herausforderung, den Zementspalt so klein wie möglich und so groß wie nötig zu gestalten. Zur Erfüllung dieser Anforderungen bedarf es einer praktikablen und kostengünstigen Methode zur Bestimmung der Passgenauigkeit.

Durch die Weiterentwicklung im Bereich der digitalen Zahnheilkunde erreichen heute kleinere, digital hergestellte Restaurationen (z.B. Einzelzahnkronen oder dreigliedrige Brücken) klinisch vergleichbare Passgenauigkeiten wie konventionell hergestellter Zahnersatz.<sup>21, 58, 59</sup> Studien, welche die Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen untersuchten, verwendeten jedoch hauptsächlich die konventionelle, etablierte Replikatechnik als Messmethode.<sup>123</sup> Bei dieser Technik wird der Spalt zwischen Restauration und Zahnstumpf durch ein niedrig visköses Abformmaterial dargestellt. Hierfür wird meistens eine Kappe aus Zirkoniumdioxid nach Vorgabe der konventionellen oder digitalen Abformung hergestellt. Das Silikonreplika verbleibt nach dem Aushärten in der Kappe und wird anschließend mit einem höher viskösen Abformmaterial fixiert. Im Anschluss wird die Probe manuell geschnitten und die Ausdehnung des Zementspaltes unter einem Lichtmikroskop vermessen.<sup>21</sup> Aufgrund der manuellen und komplexen Prozesskette, die nur mit speziellen Gerätschaften und einem hohen Zeit- und Kostenaufwand durchgeführt werden kann, ergeben sich bei dieser Methode eine Reihe von Fehlerquellen, die sich negativ auf die Reproduzierbarkeit der Messwerte auswirken.<sup>96</sup> Des

Weiteren sind die Messpunkte auf die Schnittfläche limitiert, wodurch keine Aussage über die Abweichung des gesamten Randspaltes getroffen werden kann. <sup>28, 57</sup>

Aus diesem Grund wurde die Replikatechnik digital weiter entwickelt.<sup>91</sup> Hierbei wird die Silikonprobe nicht manuell geschnitten, sondern verbleibt auf dem Stumpf, wird optisch mittels Intraoralscanner abgeformt und mit einem Basisdatensatz durch eine spezielle Software überlagert. Es entsteht ein virtuelles, dreidimensionales Modell, welches in allen Ebenen vermessen werden kann.<sup>79, 89, 93, 178, 177</sup> Für Restaurationen, die auf Grundlage eines Intraoralscans hergestellt wurden, benötigt man für die Passgenauigkeitsmessung mit dieser Methode keine weiteren Gerätschaften. Vor dem Hintergrund der steigenden Akzeptanz von Intraoralscannern in den Praxen, ermöglicht diese Methode eine kostengünstige und schnelle Messung der gesamten Passgenauigkeit.<sup>92, 175</sup> Einige Materialien, wie zum Beispiel Zirkoniumdioxid oder computer-aided-design/ computer-aided-manufacturing (CAD/CAM)-Komposit, sind ohnehin auf eine zumindest teilweise digitale Herstellungskette angewiesen,<sup>136, 135</sup> weshalb eine digitale Auswertungsmethode dieser Materialien zweckmäßig ist.

Die vorliegende Arbeit verfolgt somit das Ziel, eine solche Auswertungsmethode zu entwickeln und zu überprüfen.

# 2 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, eine neue, digitale Messmethode zur Bestimmung der Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen mittels Intraoralscanner zu entwickeln und diese sowohl der etablierten, konventionellen Replikatechnik als auch einer digitalen, externen Analysesoftware vergleichend gegenüberzustellen. Um unterschiedliche Restaurationsmaterialien zu untersuchen, wurden Messkappen stellvertretend aus allen drei CAD/CAM-Werkstoffgruppen (Polymere, Keramiken, Metalle) in Form von CAD/CAM-Komposit, Zirkoniumdioxid und Nichtedelmetall hergestellt. Darüber hinaus sollte analysiert werden, inwieweit der bei der Kappenherstellung in der Software einzustellende Zementspalt und die Messposition einen Einfluss auf die Passgenauigkeit haben.

Folgende Nullhypothesen wurden untersucht:

- Die drei untersuchten Messmethoden (externe Analysesoftware, konventionelle Replikatechnik und systemimmanente Trios 3 Software) zeigen einen signifikanten Unterschied in den Messwerten f
  ür die Passgenauigkeit.
- Die drei untersuchten CAD/CAM-Materialien (CAD/CAM-Komposit, Zirkoniumdioxid und Nichtedelmetall) zeigen keinen signifikanten Unterschied in den Messwerten f
  ür die Passgenauigkeit.
- Die beiden in der Software eingestellten Zementspaltparameter (50 µm und 80 µm) korrelieren in den Laborversuchen mit den Messwerten f
  ür die Passgenauigkeit.

Die Versuche wurden zunächst im Labor anhand von zwei unterschiedlichen Modellen durchgeführt. Anschließend wurde die klinische Anwendung derselben Methodik an 30 Patienten überprüft.

# 3 Literaturübersicht

# 3.1 Digitale Abformung

Den Grundstein für die CAD/CAM-Technologie in der Zahnheilkunde legte *Duret* in den 1970er Jahren mit seiner Idee eines digitalen Abformverfahrens in Form eines Intraoralscanners.<sup>21, 39</sup> Er war jedoch seiner Zeit voraus, so dass eine technische Umsetzung zunächst nicht möglich war. Ende der 1980er Jahre waren es dann *Mörmann und Brandestini*, denen es mit ihrem CEREC-System (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) erstmals gelang Keramikteilkronen anhand eines Intraoralscans direkt am Patientenstuhl (*Chairside*) zu fräsen.<sup>21, 107</sup> Seit dem wurden große Fortschritte im Bereich der Restaurationsmaterialien und deren Passgenauigkeit erzielt.<sup>127, 150</sup> In den letzten Jahren zeigten verschiedene Studien, dass die digitale Abformung innerhalb eines Quadranten mit der Genauigkeit der konventionellen Abformung vergleichbar ist.<sup>21, 58, 59, 77, 162</sup> In einer aktuellen Übersichtsarbeit wird sogar beschrieben, dass die digitale Abformung in Bezug auf die marginale Passgenauigkeit in Laborstudien der konventionellen Abformung überlegen ist. Bei klinischen Studien zeigte sich jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen der digitalen und analogen Abformung.<sup>61</sup>

Die Überlagerung der durch den Intraoralscanner aufgenommenen Einzelbilder führt zu einer Verzerrung der räumlichen Dimension des Gesamtdatensatzes.<sup>58, 76</sup> Daher ist die digitale Ganzkieferabformung, wie sie beispielsweise bei großspannigen Implantatrestaurationen oder herausnehmbarem und kombiniert festsitzend-herausnehmbarem Zahnersatz notwendig ist, zurzeit hinsichtlich der Genauigkeit der konventionellen Herstellungstechnik unterlegen.<sup>127</sup> Hierbei haben die Hersteller jedoch in den letzten Jahren große Fortschritte durch die Implementierung neuer Rechenalgorithmen in die Scannersoftware erzielt.<sup>68, 76</sup> So zeigten *Mennito et al.* in einer aktuellen Studie eine deutliche Verbesserung der digitalen Systeme hinsichtlich der Ganzkieferabformung. Es wurden sieben Intraoralscanner und eine Doppelmischabformung mittels additionsvernetzenden Silikons (A-Silikon) mit einem Laborscan einer resezierten Maxilla verglichen. Dies ist die erste Studie, die einen solchen Versuchsaufbau an humanem, oralem Gewebe und nicht an Kunststoff- oder Gipsmodellen durchgeführt hat. Es zeigte sich, dass lediglich ein Intraoralscanner einen signifikanten Unterschied zu dem Referenzscan der resezierten Maxilla, in Bezug auf drei präparierte Stümpfe im Molaren-, Prämolaren- und Frontzahngebiet, aufwies.<sup>102</sup> *Wulfman et al.* folgerten aus einer Übersicht über die relevante Literatur, dass die digitale Abformung von mit Implantaten versorgten, unbezahnten Kiefern hinsichtlich der Genauigkeit mindestens genauso gut ist, wie die konventionelle Abformung.<sup>172</sup> Die Autoren bezogen allerdings überwiegend Laborstudien in ihre Übersichtsarbeit mit ein und stellten fest, dass die Datenlage klinischer Studien sehr limitiert ist. Andriessen et al. führten eine klinische Pilotstudie an 25 unbezahnten und mit Implantaten versorgten Unterkiefern durch.<sup>10</sup> Sie stellten fest, dass die digitale Abformung hinsichtlich der Genauigkeit signifikant schlechter war als die konventionelle Abformung. Als Grund hierfür gaben sie das Fehlen von festen anatomischen Strukturen an, die für den Intraoralscanner zum Überlagern der Einzelbilder notwendig sind.<sup>102</sup> Die Genauigkeit von digitalen Ganzkieferabformungen ist bereits heute für kieferorthopädische Zwecke ausreichend, da die Zähne eine geeignete Geometrie für die Überlagerung der Einzelbilder bieten.<sup>110, 115, 165</sup> Transparente Schienen für die kieferorthopädische Therapie, so genannte "Aligner", können in einer digitalen Herstellungskette hergestellt werden.<sup>92</sup> Hierbei werden die Zähne digital schrittweise positioniert und eine Modellserie im dreidimensionalen (3D)-Druckverfahren hergestellt. Auf diesen Modellen werden im Anschluss die therapeutischen Schienen tiefgezogen.<sup>95</sup> Für den Behandlungserfolg dieser Schienen, speziell bei parodontal geschädigten Gebissen, ist es wichtig, dass die Interdentalräume dargestellt werden. Konventionelle Abformungen zeigen hier Defizite, da das Abformmaterial bei der Entnahme aus dem Mund häufig ausreist. Schlenz et al. zeigten, dass mittels digitaler Abformung Interdentalräume signifikant besser dargestellt werden können als durch konventionelle Abformungen.<sup>143</sup> Somit ermöglicht die digitale Abformung auch neue Behandlungsmethoden, die zuvor nicht möglich waren.

Heute gibt es hauptsächlich drei verschiedene physikalische Technologien der digitalen, optischen Abformung: *optische Triangulation, konfokale Mikroskopie* und *Wavefront Sampling*.<sup>21, 76, 127</sup>

#### **Optische Triangulation**

Das Messprinzip der Triangulation zählt zu einer der ältesten Methoden zur Bestimmung der Position eines definierten Punktes im Raum. Es beruht auf dem Satz des *Thales von Milet*, der besagt, dass der Eckpunkt eines Dreiecks eindeutig bestimmt werden kann, wenn die Länge der gegenüberliegenden Seite und die angrenzenden Winkel bekannt sind. In der digitalen Zahnheilkunde wird diese Methode jedoch erst seit Anfang der 1990erJahre eingesetzt.<sup>145</sup> Bei der *optischen Triangulation* wird ein Streifenlichtmuster durch einen Streifenlichtprojektor im bekannten Winkel auf die zu scannende Oberfläche emittiert, an der Zahnoberfläche entsprechend der Geometrie verzerrt und zur Kamera reflektiert. Abhängig von der gescannten Oberflächengeometrie kommt es zu einer Verschiebung des Reflexionswinkels, aus der die Dreidimensionalität des Zahnes errechnet wird.<sup>126,</sup> <sup>167</sup> Um möglichst alle Punkte der Oberfläche zu erfassen, wird das Streifenlichtmuster variiert und die unterschiedlichen Muster in schneller Folge emitiert.<sup>145</sup> Einige Systeme, die die Streifenlichtprojektion nutzen, benötigen keine Konditionierung der Oberfläche durch Puderung, obwohl es durch die spiegelnde Zahnoberfläche zu Störsignalen kommen kann.<sup>145</sup> Abbildung 3.1 zeigt eine Schemazeichnung der beschriebenen Technik. Diese wird beispielsweise von der Omnicam (Dentsply Sirona) oder dem CS 3500 (Carestream) verwendet.<sup>127, 145, 150</sup>



Abbildung 3.1 Schematische Darstellung der optischen Triangulation.

#### Konfokale Mikroskopie

Bei der *konfokalen Mikroskopie* wird von einer Lichtquelle Laserlicht (gelbe Pfeile) ausgesendet, durch eine Apparatur ein Lichtmuster erzeugt und an der zu scannenden Oberfläche reflektiert (rote Pfeile). Durch einen Strahlenteiler wird das reflektierte Licht auf den Bildsensor umgeleitet. Die Position der Schärfeebene ergibt die Z-Koordinate des dargestellten Punktes. Abhängig von der Darstellung des reflektierten Punktes auf dem Bildsensor in X- und Y-Achsenrichtung, ergibt sich durch alle drei Koordinaten die genaue Position im Raum.<sup>21, 126, 127, 145</sup> Durch Verschiebung der Schärfeebene in Z-Achsenrichtung wird die Oberfläche schichtweise gescannt.<sup>145</sup> Der Vorteil bei dieser Technik ist, dass vor dem Scanvorgang keine Konditionierung in Form eines Puderns der Zahnoberfläche durchgeführt werden muss, wie es beispielsweise beim Wavefront Sampling notwendig ist.<sup>72, 127</sup> Der Intraoralscanner Trios 3 (3Shape), welcher in der vorliegenden Studie verwendet wurde, arbeitet mit dieser Technik, genauso wie der iTero (Align Technology, Inc.).<sup>145</sup> Die Abbildung 3.2 zeigt die Funktionsweise der beschriebenen Technik.



Abbildung 3.2 Schematische Darstellung der Funktionsweise der konfokalen Mikroskopie.

#### Wavefront Sampling

Beim *Wavefront Sampling* ist der Kamerakopf in Bewegung und es werden 20 Bilder pro Sekunde aufgenommen.<sup>145</sup> Das Licht trifft während der Bewegung aus verschiedenen Richtungen auf die zu scannenden Oberflächen und wird von drei unterschiedlichen Kamerasystemen registriert. Aus den gewonnenen Daten wird anschließend eine räumliche Dimension errechnet.<sup>145</sup> Vergleichbar ist diese Technik mit dem Stereosehen beim Menschen.<sup>21, 126, 127</sup> Beim *Wavefront Sampling* muss jedoch, anders als bei den vorgenannten Technologien, eine Puderung der zu scannenden Oberfläche mit Titaniumdioxidpulver vorgenommen werden.<sup>72</sup> Die Abbildung 3.3 zeigt eine Schemazeichnung der beschriebenen Technik, welche von den Intraoralscannern Lava COS (3M Espe) und TrueDefinition (3M Espe) verwendet wird.<sup>145</sup>



Abbildung 3.3 Schematische Darstellung des Wavefront Samplings.

Alle drei Technologien sind optische Systeme, weshalb nur direkt sichtbare Strukturen erfasst werden können.<sup>21, 127</sup> Somit müssen für eine digitale Abformung infragingival gelegene Präparationsgrenzen durch geeignete Retraktionsmaßnahmen dargestellt werden.<sup>169</sup> Praca et al. untersuchten in einer Laborstudie die Möglichkeit einer digitalen Abformung von infragingival gelegenen Präparationsgrenzen mittels Ultraschall. Sie stellten fest, dass die marginale Passgenauigkeit von Kronen, die auf Basis der Ultraschallabformung hergestellt wurden, signifikant schlechter war, als diese nach konventioneller, optischer Abformung mit Retraktion der Gingiva. Außerdem musste für den Ultraschallscanner Kontaktgel in den Sulkus und auf den Zahn appliziert werden, was klinisch nicht möglich ist.<sup>120</sup> Boldt et al. stellten in einer Studie einen Patientenfall vor, bei dem eine Brücke vom Zahn 15 auf 17 mit Hilfe einer Magnetresonanztomographie (MRT)-Aufnahme hergestellt wurde.<sup>20</sup> Bei dieser Technologie entfällt die Retraktion der Gingiva im Bereich der Präparationsgrenze, da die Phasengrenzen zwischen den Geweben nicht optisch dargestellt werden.<sup>67</sup> Sie stellten fest, dass mit dieser Technologie Restaurationen mit klinisch allgemein akzeptierter Passgenauigkeit hergestellt werden können.<sup>21, 28, 100</sup> Allerdings beschrieben sie auch, dass der Patient keine sonstigen Restaurationen haben durfte, die zu Artefaktbildung bei der MRT-Aufnahme führen könnten.<sup>20</sup> Da insbesondere prothetisch zu versorgende Patienten häufig bereits Zahnersatz haben, ist die Technologie noch nicht ubiquitär anwendbar.<sup>41, 161</sup> Des Weiteren wurde die Passgenauigkeit nur mittels Sonde und

einer Randspaltabformung überprüft, eine Quantifizierung der Passgenauigkeit wurde nicht durchgeführt, weshalb der Vergleich mit anderen Studien nicht möglich ist.<sup>20</sup>

*Kale et al.* untersuchten in einer klinischen Studie die marginale Passgenauigkeit von Kronen, die auf Basis einer digitalen Volumentomographie (DVT) hergestellt wurden. Hierbei ist eine Retraktion der Gingiva ebenfalls nicht notwendig, da die Röntgenstrahlen die Gingiva durchdringen und die darunterliegende Präparationsgrenze darstellen können. Sie stellten keinen signifikanten Unterschied der marginalen Passgenauigkeit zur Kontrollgruppe (Kronen auf Grundlage eines Laborscans des extrahierten Zahnes) fest.<sup>71</sup> Klinisch ist diese digitale Abformtechnik jedoch nicht anwendbar, da es zu einer nicht vertretbaren Strahlenbelastung für den Patienten kommt, welche das deutsche Strahlenschutzgesetz verbietet.<sup>25</sup> Darüber hinaus kommt es durch etwaige vorhandene Metallrestaurationen zur Artefaktbildung, welches sich negativ auf die Aufnahmequalität auswirken würde.<sup>78</sup> Somit eignet sich die DVT-Technologie ebenso wie die MRT-Technologie nicht als Abformung in bereits prothetisch versorgten Gebissen.

Als nützliche, anwendungsbezogene Errungenschaft zeigten sich die entwickelten Kontrollverfahren, die viele Intraoralscanner in ihrer Software beinhalten. So kann die Präparationsgrenze direkt überprüft und gegebenenfalls nachgescannt werden. Außerdem ist es möglich, den erforderlichen Substanzabtrag und die Einschubrichtung für die geplante Restauration zu kontrollieren.<sup>127</sup> Für die kieferorthopädische Aligner-Therapie ist es zudem wichtig, den Behandlungsfortschritt zu dokumentieren. Einige Intraoralscanner bieten hierfür eine Monitoring-Funktion an, die das Herstellen von kieferorthopädischen Situationsmodellen ersetzt.<sup>108</sup> Reich erwartet auf diesem Gebiet in naher Zukunft noch Einiges mehr.<sup>127</sup> Beispielsweise wird die Kopplung der intraoralen Datensätze mit extraoralen Scans und radiologischen Daten zurzeit intensiv weiterentwickelt.<sup>85, 127</sup> Dies kann gerade in Hinblick auf größere kombiniert kieferchirurgisch-prothetische Fälle einen erheblichen Mehrgewinn für die Patientenversorgung bringen. Implantate können durch die Verknüpfung von Standard Tesselation Language (STL)-Daten der Mundsituation und Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM)-Daten aus DVT- oder CT-Aufnahmen geplant an die aus prothetischer Sicht sinnvolle und aus anatomischer Sicht mögliche Position gesetzt werden. Die beiden Datensätze werden dabei über kongruente Strukturen in einer Dreipunktüberlagerung einander zugeordnet.<sup>147</sup> Beim sogenannten "Backward Planning" erfolgt zunächst digital die Planung des Zahnersatzes und sekundär die Positionierung des Implantates an die prothetisch korrekte Position. Durch Einbeziehung des 3D-Druckverfahrens kann auf Grundlage der digitalen Implantatplanung eine Bohrschablone hergestellt werden, die während des chirurgischen Eingriffs die korrekte Implantatposition vorgibt.36, 147

Darüber hinaus wurde in der Vergangenheit kritisiert, dass bei einer bis zum Frässtück rein digitalen Herstellungskette die Überprüfung der dynamischen Okklusion im Artikulator entfällt. Deshalb werden zurzeit virtuelle Programmfunktionen in die Scansoftware implementiert und weiterentwickelt, die bei diesem Problem Abhilfe schaffen sollen.<sup>127</sup> Das Prinzip eines virtuellen Artikulators wurde bereits im Jahr 1999 durch *Kordaβ* beschrieben,<sup>83</sup> jedoch ist es erst seit Kurzem möglich die dynamischen Kaubewegungen in die Software der Intraoralscanner zu implementieren.<sup>140</sup> Hierzu werden in der Literatur die Unterkieferbewegungen in Echtzeit mittels einer ultraschallbasierten Apparatur digitalisiert. Die Systeme verfügen über eine Schnittstelle, worüber die Scandatensätze von Ober- und Unterkiefer mit den Bewegungsdaten gekoppelt werden können.<sup>27, 140</sup> Die Genauigkeit der so genannten "digitalen Okklusion" wird in der Literatur mit ± 76 µm angegeben.<sup>55</sup> Zur Bestimmung der digitalen Okklusion werden bei den meisten Systemen die Scandatensätze von Ober- und Unterkiefer durch einen Scan der Vestibulärflächen einander zugeordnet.<sup>111</sup> *Jaschouz und Mehl* untersuchten in einer Studie die Reproduzierbarkeit der digitalen Okklusion

der zugehörigen Gipsmodelle. Sie stellten fest, dass die digitale Okklusion signifikant besser zu reproduzieren ist, als die analoge Okklusion der Gipsmodelle über Bissregistrate.<sup>69</sup>

In Zukunft ist damit zu rechnen, dass die konventionellen Abformtechniken schrittweise durch digitale Abformmethoden ersetzt werden können. Einen erheblichen Beitrag hierzu wird vermutlich auch der Generationenwechsel der Zahnmedizinstudierenden leisten, in deren Ausbildung die neuen, digitalen Technologien zunehmend Einzug finden.<sup>103</sup> Beispielsweise existieren schon heute Systeme, mit denen die Studierenden ihre Modellpräparationen mittels Intraoralscannern anhand einer Idealpräparation vergleichen können. Hierbei wird der Umgang mit der neuen Technologie bereits früh in der Ausbildung erlernt.<sup>168</sup>

Im Vergleich zum digitalen Intraoralscan ist der größte Nachteil der konventionellen Abformung, dass diese nur begrenzt korrigiert werden kann.<sup>127</sup> Zudem birgt jeder Schritt in der manuellen Prozesskette von der Abformung bis zur fertigen Restauration einen methodischen Fehler.<sup>170</sup> Aktuelle klinische Studien belegen, dass beide Verfahren bisher noch gleichwertig in Bezug auf die Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen sind.<sup>21</sup> Allerdings wurden die digitalen Abformungen in den letzten Jahren erhebliche verbessert, während davon auszugehen ist, dass bei konventionellen Verfahren wesentliche Optimierungen nicht mehr möglich sind. In der Literatur ist darüber hinaus beschrieben, dass heute nur 5-10% aller Zahnärzte in Deutschland mit Intraoralscannern arbeiten.<sup>175</sup> Um die digitale Technik im Markt zu etablieren, werden daher günstigere, portable Geräte entwickelt, die aktuell von Zahnarztpraxen stark nachgefragt werden.<sup>124</sup>

# 3.2 Methoden zur Untersuchungen der Passgenauigkeit von festsitzendem Zahnersatz

In der Literatur werden zahlreiche Methoden beschrieben, um sowohl die marginale als auch die interne Passgenauigkeit<sup>142</sup> von festsitzendem Zahnersatz zu untersuchen.<sup>18, 113</sup> Viele Untersuchungen betrachten nur die marginale Passgenauigkeit an der Präparationsgrenze, also den Randspalt, da es hier durch Plaqueakkumulation zu Sekundärkaries, Pulpairritationen und Parodontopathien kommen kann.<sup>29, 48, 80, 87, 138</sup> Die Angaben hinsichtlich der Größe eines tolerablen Randspalts werden in der Literatur kontrovers diskutiert. In einigen Studien sind Werte  $< 80 \ \mu m^{17}$  als klinisch akzeptabel beschrieben, wohingegen in anderen Studien höhere Werte von  $< 120 \,\mu m^{28, 100}$  postuliert werden. Im Jahr 1999 veröffentlichte die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) eine Stellungnahme, in der ein Randspalt von < 100 µm gefordert wurde.<sup>166</sup> Aufgrund der genannten Heterogenität der Datenlage ist jedoch in der aktuellsten S1-Leitlinie "Festsitzender Zahnersatz für zahnbegrenzte Lücken" der DGZMK keine Aussage mehr zur Größe des Randspalts enthalten.<sup>63</sup> Moldovan et al. erklären sogar, dass es unmöglich ist, eine Aussage über den Zusammenhang zwischen marginaler Passgenauigkeit von festsitzenden Restaurationen und deren klinischem Erfolg zu treffen.<sup>104</sup> Grund hierfür sei die Notwenigkeit von mindestens 50 Messpunkten an verschiedenen Stellen der Präparationsgrenze, was jedoch in keiner klinischen Studie erreicht wurde.<sup>28, 57, 104</sup> Groten et al. führte hierzu eine Laborstudie durch und stellte fest, dass bei einer Anzahl von > 50 Messstellen keine statistisch signifikante Änderung mehr zu verzeichnen ist.<sup>57</sup> Mit digitalen Messverfahren ließen sich in Laborstudien sogar mehr als 40.000 Messwerte analysieren.<sup>79, 93</sup> Bisher liegen hierzu jedoch keine klinischen Ergebnisse vor.

Neben der Heterogenität der Messwerte ist auch die Nomenklatur und Messwertgewinnung der marginalen Passgenauigkeit uneinheitlich.<sup>18</sup> *Holmes et al.*<sup>64</sup> versuchten deshalb einen Vorschlag zur Vereinheitlichung der Nomenklatur zu etablieren, welcher von vielen Folgestudien akzeptiert wurde.<sup>21, 54, 81, 82, 84</sup> Sie postulierten darüber hinaus, dass neben des Spaltes zwischen Zahnstumpf und Krone, auch ein über- oder unterkonturierter Kronenrand bei der marginalen Passgenauigkeit berücksichtigt werden muss.<sup>64</sup> Die Abbildung 3.4 veranschaulicht die Terminologie zur marginalen Passgenauigkeit, die von *Holmes et al.* etabliert wurde.



Abbildung 3.4 Terminologie der marginalen Passgenauigkeit nach Holmes et al.64

*Contrepois et al.* stellten in einer Übersicht über die relevante Literatur fest, dass die meisten Studien, die die marginale Passgenauigkeit von vollkeramischen Restaurationen untersuchten, die von *Holmes et al.* definierte "marginale Diskrepanz" ermittelt haben.<sup>29</sup>

Auf die Langlebigkeit - insbesondere einer vollkeramischen Einzelzahnrestauration wirkt sich jedoch nicht nur der marginale, sondern der gesamte Spalt zwischen Zahnstumpf und Restauration (Zementspalt) aus, was als interne Passgenauigkeit definiert wird.<sup>18, 74, 75, 97, 142</sup> Neben den oben beschriebenen Folgen können zusätzlich bei einer zu großen Diskrepanz auch ein Haftungsverlust bis hin zur partiellen oder totalen Restaurationsfraktur entstehen.<sup>75, 99, 156</sup> In der Literatur ist vielfach beschrieben, dass speziell bei vollkeramischen Restaurationen für den Langzeiterfolg der internen Passgenauigkeit eine Schlüsselrolle zukommt.<sup>18, 74, 75, 97, 142</sup> Dies spielt insbesondere bei glaskeramischen Restaurationsmaterialien eine Rolle, wo der adhäsive Haftverbund zur Stabilisierung beiträgt.<sup>105, 122</sup> Jedoch kann der Zementspalt nicht beliebig klein gestaltet werden, da das Befestigungsmaterial der Restauration ausreichend Platz benötigt.<sup>134</sup> Es muss also für jede Kombination aus Restaurations- und Befestigungsmaterial der Zementspalt so klein wie möglich und so groß wie nötig gewählt werden. Einfluss hierauf haben sowohl die physikalischen Eigenschaften des Befestigungsmaterials, als auch die Beschaffenheit der zu benetzenden Flächen (Restaurationsinnenseite und Stumpfoberfläche), sowie die Verarbeitungstemperatur und die Stumpfgeometrie.<sup>134</sup> Bereits im Jahr 1958 publizierte Drever Jorgensen eine Studie, in der er einen optimalen Zementspalt von 50 µm postulierte.<sup>38</sup> Die Autoren untersuchten hierbei die Passgenauigkeit metallischer Restaurationen, die im Gussverfahren hergestellt wurden. In der jüngeren Literatur ist jedoch beschrieben, dass dieser Wert nicht für alle Restaurations-/Befestigungsmaterial-Kombinationen gelten kann. *Rojpaibool et al.* stellten fest, dass ein Zementspalt von 50 µm sowohl bei adhäsiv befestigten, als auch bei konventionell zementierten (Zinkphosphat Zement) glaskeramischen Restaurationen zu einer Erhöhung des Bruchrisikos bei Belastung führt.<sup>133</sup> In der Literatur wird allgemein für adhäsiv befestigte, glaskeramische Restaurationen ein optimaler Zementspalt von 100-300 µm beschrieben.<sup>99, 105, 133</sup> Bei Werten >300 µm kommt es bei dieser Restaurations-/Befestigungsmaterial-Kombination zu einer Erniedrigung der Bruchfestigkeit. Grund hierfür sind Zugspannungen, die durch die Polymerisationsschrumpfung des Befestigungsmaterials ausgelöst werden.<sup>8</sup> Des Weiteren wirken sich auch die größere Elastizität und die Wasseraufnahme des adhäsiven Befestigungsmaterials negativ auf die Bruchfestigkeit aus.<sup>33, 47</sup>

Gressler May et al. untersuchten in einer Laborstudie die Frakturresistenz von adhäsiv befestigten Restaurationen aus Feldspatkeramik mit Zementspalten zwischen 50 und 500 µm.<sup>56</sup> Sie zeigten, dass die Kraftdosis, welche zu einer Restaurationsfraktur bei der Gruppe mit 500 µm führte, um bis zu 53% geringer war, als bei den Gruppen mit geringerem Zementspalt. Dies steht im Gegensatz zu den Ergebnissen von Rojpaibool et al., die wie oben beschrieben, ein höheres Frakturrisiko bei 50 µm Zementspalt mit einem anderen adhäsiven Befestigungsmaterial festgestellt hatten.<sup>133</sup> Die Diskrepanz der beiden Studienergebnisse zeigt, dass es bei der Definition der optimalen Stärke des Zementspaltes auf die Kombination zwischen Restaurations- und Befestigungsmaterial ankommt und, dass selbst innerhalb der Gruppe adhäsiver Befestigungsmaterialien Unterschiede bestehen.<sup>134</sup> Zur optimalen Stärke des Zementspaltes konventionell zementierter Restaurationen ist die Datenlage in der Literatur sehr limitiert.<sup>14, 53</sup> Behr et al. stellten keinen Einfluss der Schichtstärke von Glasionomerzement auf die Bruchfestigkeit von auf Dentin befestigten Zirkoniumdioxidprüfkörpern fest. Lediglich Verunreinigungen im Zement zeigten einen negativen Einfluss.<sup>14</sup> Fleming und Narayan beschrieben, dass es bei der konventionellen Zementierung von vollkeramischen Restaurationen zu keiner Rissausbreitungshemmung durch den adhäsiven Verbund zwischen Befestigungsmaterial und Restauration kommt. Da es beim Fräsen vollkeramischer CAD/CAM-Materialien unweigerlich zu Mikrorissen in der Restauration kommt, empfohlen sie für diese Materialien generell die adhäsive Befestigung.<sup>53</sup>

Die Methoden zur Untersuchung der internen und marginalen Passgenauigkeit können in zerstörungsfreie und solche, die mit einer Zerstörung der Restauration und des Stumpfes einhergehen, eingeteilt werden.<sup>18, 142</sup> Folglich können auch nur die zerstörungsfreien Methoden eine klinische Anwendung finden.<sup>152</sup>

*Boitelle et al.* publizierten eine Übersicht über die relevante Literatur, in der alle Verfahren zur Passgenauigkeitsmessung von festsitzendem Zahnersatz aufgeführt wurden.<sup>18</sup> *Nawafleh et al.* werteten in einer weiteren Übersicht über die relevante Literatur aus, wie häufig die verschiedenen Verfahren angewendet wurden.<sup>113</sup> Das meist verwandteste der dort genannten Verfahren eignet sich jedoch nur für die Untersuchung der marginalen Passgenauigkeit und nicht zur Analyse des gesamten Zementspalts, da die eingesetzten Restaurationen im Munde des Patienten durch Mikrofotografie oder mithilfe eines Auflichtmikroskops bewertet wurden.<sup>6, 12</sup> *Biscaro et al.* und *Vigolo et al.* wendeten diese Technik in klinischen Studien an, konnten die marginale Passgenauigkeit jedoch unter Laborbedingungen extraoral mit einem Rasterelektonenmikroskop messen, da die Zähne nach dem zementieren der Restauration aufgrund einer geplanten Implantation extrahiert wurden.<sup>15, 164</sup> *Wöstmann et al.* wendeten diese Technik ebenfalls in einer klinschen Studie an, verwendeten für die Auswertung der Passgenauigkeit der extrahierten Zähne jedoch ein digitales Auflichtmikroskop.<sup>171</sup>

Zur Bestimmung der internen Passgenauigkeit wird in Studien am häufigsten die analoge Replikatechnik<sup>28, 73, 77, 121, 162</sup> verwendet.<sup>113</sup> Hierbei wird der Zementspalt mit einem dünnfließenden Abformmaterial abgeformt und die Probe nach dem Aushärten mit der Restauration vom Stumpf entfernt. Durch Stabilisieren der Abformung mittels andersfarbigen Abformmaterials und anschließendem Schneiden, kann die Diskrepanz zwischen Stumpf und Restauration unter einem Mikroskop vermessen werden.<sup>21, 120, 123, 153,</sup> <sup>162</sup> Limitation dieser Technik ist die begrenzte Anzahl der Messpunkte, da nur auf der Schnittfläche der Probe gemessen werden kann.<sup>28, 57</sup>

*Laurent et al.* validierten diese Messtechnik in einer Laborstudie. Sie verwendeten für die Zementspaltabformung zwei dünnfließende A-Silikone und Zink-Phosphatzement. Es wurde weder okklusal, axial noch marginal ein signifikanter Unterschied für die Passgenauigkeit zwischen den drei verwendeten Materialien festgestellt.<sup>88</sup>

Ein weiteres Verfahren, welches ausschließlich in Laborstudien Anwendung findet, ist das Schneiden der auf dem Zahnstumpf befestigten Restauration mit anschließend direkter, optischer Analyse des Zementspaltes.<sup>70, 113, 117</sup> Wie auch bei der analogen Repli-

katechnik, kann hier jedoch nur die Schnittfläche vermessen werden. Die Anzahl der Messpunkte ist somit begrenzt und erlaubt keine vollständige Untersuchung des Spalts zwischen Restauration und Zahnstumpf.<sup>28, 57</sup>

In anderen Studien wurde die interne Passgenauigkeit mit Hilfe eines Mikro-Computertomographen (Mikro-CT) vermessen.<sup>84, 109, 119, 141</sup> Hierbei wird die Restauration auf dem Stumpf befestigt und die Diskrepanz anschließend mittels Röntgenstrahlung dargestellt. Aufgrund der hohen Strahlenbelastung eignet sich diese Methode ebenfalls ausschließlich für Laborstudien.<sup>109, 152</sup> Zudem kann es durch metallische Restaurationen zu Artefaktbildung kommen, die eine genaue Analyse beeinflusst.<sup>141</sup>

Des Weiteren wurde in der Literatur die interne Passgenauigkeit mit einer quantitativen, optischen Analysemethode bestimmt.<sup>141</sup> Hierbei wird der Zementspalt wie bei der konventionellen Replikatechnik abgeformt, geschnitten und die Probe eingebettet. Je dicker der Zementspalt, desto mehr Licht wird durch die Probe transmittiert. Nach Kalibrierung des Sensors kann so die Stärke des Zementspaltes errechnet werden. Die Limitationen dieser Methoden sind jedoch dieselben wie bei der analogen Replikatechnik und beim Schneiden der zementierten Restauration.<sup>28, 57</sup>

*Al-Imam et al.* publizierten eine Studie bei der die interne Passgenauigkeit von Polymethylmethacrylat (PMMA)-Brücken mit Hilfe der optischen Kohärenztomographie (OCT) bestimmt wurde.<sup>5</sup> Die Funktionsweise dieser Technik ähnelt dem Ultraschall, nur dass hier anstatt Schallwellen, Lichtwellen verwendet werden. Diese dringen in die eingesetzte Restauration ein und werden an den Phasengrenzen (Restauration-Zementspalt/Zementspalt-Zahnstumpf) gestreut, gebrochen und reflektiert.<sup>106</sup> Über den Anteil des reflektierten Lichtes (Graustufen) kann die interne Passgenauigkeit bestimmt werden.<sup>5, 106</sup> Dies geschieht über die Anzahl der Pixel zwischen den Graustufenspitzen, welche die Phasengrenzen darstellen. Die Größe eines Pixels ist hierbei bekannt und erlaubt somit eine Umrechnung in Mikrometer.<sup>5</sup> Limitation bei dieser Methode ist jedoch, dass keine metallischen Restaurationen analysiert werden können, da die Reflexionen an der spiegelnden Oberfläche zu hoch sind.<sup>5, 152</sup> Zudem ist auch eine Bestimmung der internen Passgenauigkeit im Bereich der Präparationsgrenze nicht möglich, da es hierbei durch zurückgestreutes Licht zu Fehlmessungen kommt.<sup>5</sup> Die Abbildung 3.5 zeigt eine schematische Darstellung der Passgenauigkeitsuntersuchung mittels OCT.



Abbildung 3.5 Passgenauigkeitsmessung mittels OCT.

Da mit Hilfe von analogen Untersuchungsmethoden eine vollständige Darstellung des Spalts zwischen Restauration und Zahnstumpf nicht möglich ist,<sup>19, 28, 57</sup> haben sich mehrere Arbeitsgruppen mit der Entwicklung neuer Verfahren auf Grundlage dentaler Scanner beschäftigt.<sup>19, 79, 89, 91, 177, 176</sup>

Bei der sogenannten "Triple-Scan-Methode" wird der Stumpf, die Krone und die auf den Zahn aufgesetzte Restauration (Abschlussscan) gescannt.<sup>19, 30, 97</sup> Anschließend werden alle drei Scans überlagert und durch Subtraktion die Diskrepanz zwischen Stumpf und Restauration errechnet. Anhand von Schnittebenen kann die Passgenauigkeit digital ausgewertet werden. Nachteilig an diesem Verfahren ist, dass die interne Passgenauigkeit keit rein digital errechnet wird und kein Material in den Zementspalt eingebracht wird,

wie es beim tatsächlichen Einsetzen der Fall ist.<sup>19</sup> *Mc Lean und Fraunhofer* beschrieben, dass es beim Einsetzen durch das Befestigungsmaterial zu einer anderen Stumpf-Restaurationsrelation als beim Anprobieren des Zahnersatzes ohne Befestigungsmaterial kommen kann. Aus diesem Grund sollte zur Überprüfung der internen Passgenauigkeit ein Material verwendet werden, welches sich von seinen werkstoffkundlichen Eigenschaften ähnlich wie ein Befestigungsmaterial verhält.<sup>100</sup> Die Abbildung 3.6 zeigt den Ablauf der Triple-Scan-Methode anhand eines exemplarischen Patientenfalls.



Abbildung 3.6 Ablauf der "Triple-Scan-Methode" anhand eines Patientenfalls.

Aufgrund der oben genannten Limitationen, wurde von anderen Arbeitsgruppen die etablierte, konventionelle Replikatechnik dahingehend weiterentwickelt, dass der Silikonfilm mit dentalen Scannern digital abgeformt wird.<sup>79, 89, 91, 177, 176</sup> Mai et al. benannten diese Technik als "Computer-Aided replica technique" (CART).<sup>93</sup> Im Gegensatz zur analogen Replikatechnik muss die Abformung des Randspalts bei diesem Verfahren komplett auf dem Stumpf verbleiben und darf beim Ablösen der Restauration nicht zerstört oder mit entfernt werden. Mai et al. lösten dieses Problem durch Sandstrahlen des Zahnstumpfes und erzielten damit eine Retentionserhöhung des Silikonfilmes auf dem Stumpf.<sup>93</sup> Da es sich hierbei um ein invasives Verfahren handelt, wobei es zu einem nicht medizinisch indizierten Aufrauen und Entfernen von Zahnhartsubstanz kommt, eignet sich diese Technik nicht für den klinischen Einsatz. Zimmermann et al. isolierten die Restauration daher mit Vaseline<sup>178, 177, 176</sup> und Moldovan et al., sowie Rudolph et al. verwendeten Silikonöl<sup>104, 139</sup>. Beide Verfahren führen jedoch zu einer Dimensionsänderung des Silikonfilmes, sobald Rückstände des Isoliationsmaterials in der Restauration verbleiben. Somit können die Messergebnisse der internen Passgenauigkeit beeinflusst werden.

Ein weiteres Problem bei allen Varianten der CART ist die exakte Überlagerung des Basisdatensatzes (nur Zahnstumpf) mit dem Datensatz der Zementspaltabformung, um durch Subtraktion die interne Passgenauigkeit zu ermitteln. Lee überlagerte die Datensätze in einer Laborstudie über eine Kerbe im Modellsockel.<sup>89</sup> Hingegen wurde in anderen Laborstudien über ein scanübergreifend, identisches Koordinatensystem überlagert, welches über die Achsen des Modells aufgespannt wurde.<sup>79, 91, 104, 139</sup> Die genannten Techniken lassen sich folglich nicht auf eine klinische Studie mit digitalen, intraoralen Abformungen übertragen. Lediglich Zimmermann et al. verwendeten in ihren Laborstudien eine klinisch übertragbare Überlagerungstechnik.<sup>178, 177, 176</sup> Dort wurden die kompletten Datensätze nach dem Best-Fit Algorithmus überlagert. Klinisch stößt man hierbei jedoch auf das Problem, dass es beim zweimaligen Scannen von unbefestigter Schleimhaut unweigerlich zu Inkongruenzen zwischen den Datensätzen kommt.<sup>62, 102</sup> Es ist also nicht zweckmäßig klinisch über bewegliche Strukturen zu überlagern.<sup>102</sup> Die Tabelle 3.1 zeigt eine Auflistung der beschriebenen Verfahren zur Messung der internen Passgenauigkeit. Es wurde zwischen Methoden unterschieden, die ausschließlich in Laborstudien Anwendung finden können und solchen, die auch am Patienten anwendbar sind.<sup>152</sup> Zudem wurde eine Gliederung in analoge und digitale Methoden vorgenommen.

	Messmethode	in vitro	in vivo
analog	Replikatechnik <sup>28, 73, 77, 121, 162</sup>	+	+
	Zersägen der zementierten Restauration <sup>57, 70</sup>	+	-
digital	Quantitative optisch Analyse <sup>141</sup>	+	+
	Mikro-CT <sup>40, 84, 109, 114, 119</sup>	+	-
	Optische Kohärenztomographie <sup>5, 152</sup>	+	+
	Triple-Scan-Methode <sup>19, 31, 30, 97, 118</sup>	+	+
	CART-Methode <sup>79, 89, 93, 178, 177</sup>	+	+

Tabelle 3.1 Verfahren zur Messung der internen Passgenauigkeit (+ = Verfahren anwendbar, - = Verfahren nicht anwendbar).

*Son et al.* verglichen in einer aktuellen Studie fünf verschiedene Verfahren zur Messung der internen Passgenauigkeit (Schneiden der zementierten Restauration, analoge Replikatechnik, Triple-Scan-Methode, Mikro-CT und optische Kohärenztomographie).<sup>152</sup> Sie stellten signifikante Unterschiede zwischen den gemessenen Werten aller Methoden, in allen Bereichen des Zahnes (marginal, axial, Kantenpunkt, okklusal) fest. Dies zeigt, dass die absoluten Werte der internen Passgenauigkeit studienübergreifend kaum miteinander zu vergleichen sind, da sich die Versuchsaufbauten und verwendeten Messmethoden signifikant voneinander unterscheiden.<sup>152</sup>

## 3.3 Prüfmaterialien zur Herstellung von Messkappen

Nach materialwissenschaftlichen Kriterien kann man die Restaurationsmaterialien allgemein in folgende drei Werkstoffgruppen einteilen:<sup>137, 148</sup>

#### 1) Polymere

- 2) Keramiken
- 3) Metalle

Für die subtraktive CAD/CAM-Technologie werden aus diesen Werkstoffen Rohlinge und Blöcke hergestellt, die in Fräsmaschinen eingespannt werden können.

Bei den Polymeren für die CAD/CAM-Technologie handelt es sich um Kunststoffe, die industriell unter hohem Druck und hohen Temperaturen aus Monomeren polymerisiert werden. Durch die industrielle Herstellung werden die mechanischen Eigenschaften der Kunststoffe verbessert. Durch das Ausfräsen der Restauration aus dem polymerisierten Werkstoff kommt es zu keiner Dimensionsänderung des Zahnersatzes durch Polymerisationsschrumpfung.<sup>148</sup> Darüber hinaus ist der Restmonomergehalt signifikant geringer als bei Kunststoffen, die nicht industriell polymerisiert wurden. Ein hoher Restmonomergehalt kann zu Pulpairritationen und allergischen Reaktionen der Schleimhaut führen.<sup>125</sup> Die CAD/CAM-Komposite, zu denen auch das LuxaCam Composite zählt, ist eine Untergruppe, die zu den Polymeren gehört. Diese Untergruppe kann erst seit der Einführung der CAD/CAM-Technologie sinnvoll zur Herstellung von Zahnersatz verwendet werden, da die Restauration direkt aus dem Rohling oder Block gefräst werden muss.<sup>148</sup> Polymere im Allgemeinen besitzen ein breites Indikationsspektrum von definitivem, festsitzenden Zahnersatz über provisorisch, festsitzenden Zahnersatz bis hin zu herausnehmbaren Prothesen. Definitiver festsitzender Zahnersatz aus Polymeren lässt sich jedoch erst seit Einführung der CAD/CAM-Komposite herstellen.<sup>174</sup> Die früher entwickelten Polymere, wie beispielsweise das PMMA (Polymethylmethacrylat), sind nicht abrasionsbeständig und eignen sich deshalb nur für temporären, festsitzenden Zahnersatz.34, 154

Bei den *Keramiken* handelt es sich um Restaurationsmaterialien, die sich vor allem durch ihre sehr gute Ästhetik auszeichnen. Allgemein kann man bei dieser Werkstoffgruppe in Bezug auf die dentalen Restaurationsmaterialien zwischen Silikatkeramik, Oxidkeramik und Hybridkeramik unterscheiden.<sup>135</sup> Gemeinsam haben diese Untergruppen, dass sie mindestens zu 30% aus kristalliner Struktur bestehen.<sup>148</sup> Das Zirkoniumdioxid, welches wie oben beschrieben die meistens Studien zur Passgenauigkeitsmessung mit der konventionellen Replikatechnik verwendeten, gehört zu den Oxidkeramiken.<sup>148</sup> Wie die CAD/CAM-Komposite, kann auch das Zirkoniumdioxid erst seit Einführung der CAD/CAM-Technologie sinnvoll zur Herstellung von Zahnersatz verwendet werden.<sup>149</sup> Der Zahnersatz wird bei diesem Material ebenfalls direkt aus dem Rohling oder Block gefräst. Zudem muss das Werkstück aus Zirkoniumdioxid in seiner Dimension um circa 20% (linear) größer gefräst werden, als die Dimension des fertigen Zahnersatzes. Grund hierfür ist die Sinterschrumpfung, die das Material während der thermischen Nachbearbeitung erfährt.<sup>24, 148</sup> Diese digitale Vergrößerung des konstruierten Zahnersatzes ist nur mittels CAD-Technologie möglich.

Das Indikationsspektrum *Keramiken* erstreckt sich von hochästhetischen Frontzahnrestaurationen, die in der Regel aus Silikatkeramiken hergestellt werden, bis zu Gerüsten von festsitzendem Zahnersatz oder monolithischen Seitenzahnrestaurationen (Restauration aus einem Stück ohne Verblendung), für die sich Oxidkeramiken aufgrund ihrer hohen Festigkeit eignen.<sup>148</sup>

Bei den *Metallen* unterscheidet man zwischen edelmetallhaltigen und nichtedelmetallhaltigen Legierungen, wobei für die CAD/CAM-Technologie eigentlich nur die nichtedelmetallhaltigen Legierungen Verwendung finden. Grund hierfür ist der sehr hohe Materialabtrag während des Fräsens und, vor dem Hintergrund der hohen Edelmetallpreise, die damit verbundene Unwirtschaftlichkeit der edelmetallhaltigen CAD/CAM-Legierungen.<sup>148</sup> Bei den nichtedelmetallhaltigen CAD/CAM-Legierungen unterscheidet man Kobalt-Chrom Legierungen und Titanlegierungen beziehungsweise reines Titan. *Metalle* zeichnen sich im Allgemeinen durch hohe Festigkeit und Verwindungssteifigkeit aus. Anders als zum Beispiel *Keramiken*, reagieren sie auf Überbelastung nicht spröde, sondern zeigen eine plastische Verformung mit Festigkeitssteigerung.<sup>148</sup> *Metalle* haben ihre Indikation als Gerüstwerkstoffe, welche im Nachgang keramisch verblendet werden können, oder als Vollmetallkronen im ästhetisch nicht relevanten Seitenzahnbereich.<sup>148, 174</sup>

In der Literatur werden Restaurationen außerdem nach zahnfarbenen und nicht zahnfarbenen Materialien unterteilt.<sup>45, 135</sup> Vor dem Hintergrund steigender ästhetischer Patientenansprüche, konnte in der jüngeren Vergangenheit ein Trend hin zu zahnfarbenen Werkstoffen verzeichnet werden.<sup>96</sup> Jedoch haben auch die metallischen, nicht zahnfarbenen Materialien weiterhin ihre Indikation.<sup>148, 174</sup> Darüber hinaus eignen sich vollkeramische, zahnfarbene Restaurationen nur bedingt für Patienten mit Parafunktionen (wie z.B. Bruxismus), da hier ein erhöhtes Frakturrisiko aufgrund hoher Krafteinwirkung besteht.<sup>23, 35</sup>

Im Folgenden sind die in der vorliegenden Studie verwendeten Messkappenmaterialien beschrieben.

## 3.3.1 CAD/CAM-Komposit: LuxaCam Composite

Bei diesem Material handelt es sich um ein industriell polymerisiertes Komposit, welches für die Herstellung von definitiven Einzelzahnrestaurationen entwickelt wurde. *LuxaCam Composite* wird der Gruppe der *Polymere* zugeordnet. Nach den Herstellerangaben besteht es aus einer Verbundmatrix aus Polymeren in die circa 70% Silikatglasfüllstoffe eingebettet sind.<sup>37</sup> Eine thermische Nachbearbeitung ist nicht notwendig, da der Werkstoff in seinem finalen Zustand gefräst wird. Die Tabelle 3.2 zeigt die geforderten Mindestschichtstärken für Einzelzahnrestaurationen, welche vom Hersteller vorgeschrieben werden, sowie die werkstoffkundlichen Parameter.<sup>37</sup>

Mindestschichtstärke zervikal	≥ 0,6 mm
Mindestschichtstärke okklusal	≥ 1,2 mm
Biegefestigkeit	130 MPa
Elastizitätsmodul	8 GPa
Dichte	6,08 g/cm <sup>3</sup>
Wärmeausdehnungkoeffizient	20 µg/mm <sup>3</sup>
Wasserlöslichkeit	5 μg/mm³

Tabelle 3.2 Mindestschichtstärken und werkstoffkundliche Parameter von LuxaCam Composite

Bisher wurden keine Studien publiziert, die dieses Material untersucht haben. Die einzigen publizierten Daten für dieses Material sind die veröffentlichten Ergebnisse der vorliegenden Laborversuche.<sup>144</sup>

## 3.3.2 Zirkoniumdioxid: Lava Plus

Bei dem CAD/CAM-Material *Lava Plus* (3M ESPE GmbH, Seefeld, Deutschland) handelt es sich um ein mit 3 mol%-Yttriumoxid teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (3Y-TZP), welches zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz verwendet wird. *Lava Plus* wird der Gruppe der *Keramiken* zugeordnet. Das Material kann sowohl für monolithische Restaurationen, als auch als Gerüstwerkstoff verwendet werden. Laut Herstellerangaben ist der Aluminiumoxidgehalt gegenüber dem Vorgängermaterial (*Lava Frame Zirconia*) auf 0,1% reduziert worden, um eine bessere Transluzenz und damit Ästhetik zu erreichen.<sup>2</sup> Die Mindestschichtstärke, sowie die werkstoffkundlichen Parameter sind in Tabelle 3.3 dargestellt.<sup>2, 3</sup>

Mindestschichtstärke	≥ 0,5 mm
Biegefestigkeit	>1000 MPa
Elastizitätsmodul	210 GPa
Dichte	1,89 g/cm <sup>3</sup>
Wasseraufnahmefähigkeit	$10,5 \ge 10^{-6} \mathrm{K}^{-1}$
Vickerhärte	> 1200

Tabelle 3.3 Mindestschichtstärken und werkstoffkundliche Parameter von Lava Plus

*Freire et al.* führten mit diesem Material eine Laborstudie zur marginalen Passgenauigkeit durch und ermittelten Werte von 58,05  $\pm$  16,6 µm. Als Messmethode wurde die direkte Inspektion unter einem Lichtmikroskop nach Zementierung der hergestellten Krone angewendet.<sup>54</sup> *Meirowitz et al.* untersuchten in einer aktuellen Studie ebenfalls die marginale Passgenauigkeit von Zahnersatz aus *Lava Plus*. Sie untersuchten inwieweit die marginale Passgenauigkeit von der Herstellungsart (Chairside: Cerec MCXL / Labside: LAVA milling center) abhängt. Sie erhielten Ergebnisse zwischen 85  $\pm$  2 µm für die Chairside-Herstellung und 133  $\pm$  4 µm für die Labside-Herstellung. Als Messmethode wurde das Schneiden der zementierten Restauration angewendet.<sup>101</sup>

## 3.3.3 Nichtedelmetall: Finoframe CoCr

Bei diesem Material handelt es sich um eine Metalllegierung, die zum Fräsen von Zahnersatz verwendet wird. Diese kann sowohl für Zahnersatz aus Vollmetall, als auch als Gerüstwerkstoff für keramisch verblendete Kronen und Brücken verwendet werden. Die vom Hersteller geforderte Mindestschichtstärke, sowie die werkstoffkundlichen Parameter sind in Tabelle 3.4 dargestellt.<sup>49</sup>

Mindestschichtstärke	$\geq$ 0,3 mm
Biegefestigkeit	360 MPa
Elastizitätsmodul	190 GPa
Dichte	8,30 g/cm <sup>3</sup>
Wärmeausdehnungskoeffizient	14,1 x 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup> (20-600°C)
Vickerhärte	285

Tabelle 3.4 Mindestschichtstärken und werkstoffkundliche Parameter von Finoframe CoCr

Wie auch für *LuxaCam Composite* existieren zurzeit keine Studien, die dieses Material untersucht haben. Die einzigen publizierten Daten für dieses Material sind ebenfalls ausschließlich die Ergebnisse der vorliegenden Laborversuche.<sup>144</sup>

Grundsätzlich werden drei verschiedene Herstellungsarten von festsitzendem Zahnersatz unterschieden.<sup>79</sup> Bei der konventionellen "Lost-Wax-Methode" wird die Restauration zunächst auf dem Modell in Wachs modelliert und anschließend in Metall gegossen. Da es sich hierbei um eine rein analoge Herstellungskette handelt, ist diese Technik sehr zeitintensiv und birgt aufgrund der vielen Einzelschritte einen hohen methodischen Fehler.<sup>96</sup> Der Zementspalt wird bei dieser Technik durch Auftragen eines Stumpflacks zwischen Modellstumpf und Wachsmodellation generiert. Ein gezieltes Einstellen der Dimension des Zementspaltes und der damit verbundenen Passgenauigkeit ist aufgrund des manuellen Arbeitsschrittes nicht möglich.<sup>31</sup>

Bei den CAD/CAM-Herstellungsverfahren unterscheidet man zwischen der additiven und der subtraktiven Methode. Bei beiden Methoden ist der Zementspalt durch Einstellen des entsprechenden Parameters in der Software frei wählbar.<sup>65, 79</sup> Bei der additiven

Methode entsteht die Restauration sukzessive aus einem Ausgangsstoff. Dieser kann beispielweise in Form eines Pulvers oder einer Flüssigkeit vorliegen und mit Hilfe eines starken Lasers aufgebaut werden. An der Stelle, wo der Laserstrahl auf das Rohmaterial trifft, wird dieses zusammengeschmolzen und so entsteht Schicht für Schicht die Restauration.<sup>65, 66, 79</sup> Unter subtraktiver Methode versteht man das Schleifen oder Fräsen der Restauration aus einem Block. Hierbei kann der Zahnersatz zum einen aus einem Material, welches bereits seine Endhärte besitzt hergestellt werden, oder zum anderen aus einem Block gefräst werden, der noch in einem thermischen Prozess ausgehärtet werden muss.<sup>79</sup> Bei diesem sogenannten Sintern kommt es jedoch zu Dimensionsänderungen, die bereits beim Fräsen eingerechnet werden müssen.<sup>24, 104, 132, 158</sup> Rezende et al. führten hierzu eine Studie durch, in der sie untersuchten, inwieweit sich die interne Passgenauigkeit von Zirkoniumdioxidrestaurationen durch den Sinterprozess verändert. Es zeigte sich, dass der tatsächliche Zementspalt signifikant unterschiedlich war, als der beim Fräsen eingestellte und ebenfalls signifikant unterschiedlich, als die interne Passgenauigkeit nach dem Sintern.<sup>40</sup> Wird das Werkstück aus einem Zirkoniumdioxidblock gefräst, welcher bereits seine Endhärte besitzt und keine thermische Nachbearbeitung benötigt, treten die genannten Dimensionsänderungen nicht auf. Es erhöht sich jedoch die Fräszeit erheblich und es kommt zu einem höheren Verschleiß der Schleifkörper.<sup>79, 170</sup> Die Studienlage zum Vergleich der internen und marginalen Passgenauigkeit verschie-

bie Studieniage Zuhl Vergleich der internen und inarginaten Passgenaufgkeit Verschiedener CAD/CAM-Dentalmaterialien untereinander, ist sehr limitiert. Ein Vergleich der Ergebnisse verschiedener Studien wird aus den oben genannten Gründen (Heterogenität der Mess- und Herstellungsverfahren) erschwert.<sup>18, 29, 113</sup> Bisher wurden nur zehn Studien publiziert, die die Passgenauigkeit verschiedener CAD/CAM-Dentalmaterialien in einem identischen Versuchsaufbau untersucht haben.<sup>15, 31, 43, 60, 66, 77, 119, 132, 162, 178</sup> Sieben Studien untersuchten die interne Passgenauigkeit <sup>31, 43, 60, 66, 77, 119, 162, 178</sup>, wohingegen zwei Studien nur die marginale Passgenauigkeit auswerteten<sup>15, 132</sup>. Nur zwei der genannten Studien untersuchte ebenfalls die Materialklasse der CAD/CAM-Komposite, wie sie auch in dieser Studie untersucht wurde.<sup>43, 178</sup> Außerdem handelt es sich nur bei zwei der genannten Studien um in vivo Untersuchungen.<sup>15, 66</sup> Die Tabellen 3.5 und 3.6 zeigt eine Übersicht zur aktuellen Studienlage. Die Daten zeigen eine große Varianz der Messwerte zwischen den einzelnen Materialien.<sup>178</sup> Die Passgenauigkeit von CAD/CAM-Kompositen variiert zwischen 88,9 µm<sup>178</sup> und 224,7 µm<sup>43</sup>. Studien, die Zirkoniumdioxid untersuchten, zeigten Passgenauigkeiten zwischen 34,18 µm<sup>15</sup> und 276,74 µm<sup>66</sup>. Für Metalllegierungen werden Werte zwischen 32,05  $\mu m^{162}$  und 314,43  $\mu m^{66}$  angegeben.

Autor (Jahr)	in vivo/ in vitro	Mess- stelle		Materialien/ Mess	swerte [µm]
Biscaro et al.	in vivo		Edelmetall	1.Zirkoniumdioxid	2.Zirkoniumdioxid
(2013) <sup>15</sup>		marginal	33.42	35,32	34,18
Huang et al. (2014) <sup>66</sup>	in vivo		Kobalt-Chrom Legierung	Zirkoniumdioxid	Lithium- disilikatkeramik
		marginal	69,89	89,93	87,41
		achsial	125,59	150,29	147,35
		okklusal	314,43	276,74	266,87
Keul et al. (2014) <sup>77</sup>	in vitro		Kobalt-Chrom Legierung	Zirkoniumdioxid	
		marginal	56,90	127,23	
		Hohlkehle	67,01	88,59	
		axial	81,43	96,08	
		okklusal	198,10	275,96	
<i>Pimenta et al.</i> (2015) <sup>119</sup>	in vitro		Nickel-Chrom Legierung	Zirkoniumdioxid	Lithium- disilikatkeramik
		marginal	34,05	35,5	76,19
		Interne Passgen.	117,88	86,95	73,36
Ueda et al. (2016) <sup>162</sup>	in vitro		Kobalt-Chrom Legierung	Zirkoniumdioxid	
		marginal	32,05	62,85	
		Hohlkehle	39,86	57,45	
		axial	43,71	47,35	
		okklusal	96,65	99,46	

	••							
T 1 11 2 6	T T1 1	0 (1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1	1 D		1 1	CAD/CANANA.	4	r
I abelle 1 1	I inersiont	711r Mildieniage	der Pa	assgenalligkeiten	verschiedener	(AD/(AN)-Na)	rerialien	IIImi
rubene 5.5	Oberbient	Lui Diudiomugo		abbgonaufghonon	verbeineuener	CI ID/ CI IIII IIIu	torranon.	IMIII
		U		0 0				

$\begin{array}{llllllllllllllllllllllllllllllllllll$	in vitro		Kobalt-Chrom Legierung	Zirkonium- dioxid	Lithium- disilikatkeramik	
		marginal	76	90	82	
		Interne Passgen.	112,5	161,5	105,5	
<i>Rödiger et al.</i> (2018) <sup>132</sup>	in vitro		Kobalt-Chrom Legierung	Zirkonium- dioxid	Leuzitverstärkte Glaskeramik	Titan
		marginal	48,37	65,25	58,73	46,92
Zimmermann et al. (2018) <sup>178</sup>	in vitro		Zirkonverstärkte Lithiumsilikat- keramik	CAD/CAM- Komposit	Leuzitverstärkte Glaskeramik	
		marginal	131,0	88,9	99,6	
		axial	160,8	133,9	123,8	
		okklusal	182,3	158,0	177,0	
El Ghoul et al. (2019) <sup>43</sup>	in vitro		Zirkonverstärkte Lithiumsilikat- keramik	Hybrid- keramik	Lithium- disilikatkeramik	CAD/CAM- Komposit
		marginal	114,7	143,0	104,8	196,7
		Hohlkehle	92,8	119,9	83,8	168,0
		achial				
		aciliai	60,7	83,9	90,5	92,0
		okklusal	60,7 179,1	83,9 144,5	90,5 141,6	92,0 224,7
Hasanzade et al. (2019) <sup>60</sup>	in vitro	okklusal	60,7 179,1 Zirkonverstärkte Lithiumsilikat- keramik	83,9 144,5 Hybrid- keramik	90,5 141,6 Lithium- disilikatkeramik	92,0 224,7
Hasanzade et al. (2019) <sup>60</sup>	in vitro	okklusal marginal	60,7 179,1 Zirkonverstärkte Lithiumsilikat- keramik 60,56	83,9 144,5 Hybrid- keramik 61,75	90,5 141,6 Lithium- disilikatkeramik 59,27	92,0 224,7
Hasanzade et al. (2019) <sup>60</sup>	in vitro	okklusal marginal Kantenp.	60,7 179,1 Zirkonverstärkte Lithiumsilikat- keramik 60,56 40,68	83,9 144,5 Hybrid- keramik 61,75 51,70	90,5 141,6 Lithium- disilikatkeramik 59,27 53,58	92,0 224,7
Hasanzade et al. (2019) <sup>60</sup>	in vitro	okklusal marginal Kantenp. achsial	60,7 179,1 Zirkonverstärkte Lithiumsilikat- keramik 60,56 40,68 67,93	83,9 144,5 Hybrid- keramik 61,75 51,70 75,89	90,5 141,6 Lithium- disilikatkeramik 59,27 53,58 68,12	92,0 224,7

Tabelle 3.6 Fortsetzung Übersicht zur Studienlage der Passgenauigkeiten verschiedener CAD/CAM-Materialien. [µm]
# 4 Material und Methode

# 4.1 Methodikübersicht

Die vorliegende Studie unterteilt sich in einen Laborversuchsteil und einen klinischen Untersuchungsabschnitt.

Zur Durchführung der Passgenauigkeitsbestimmung erfolgte im Anschluss an die Präparation des Zahnstumpfes eine digitale Abformung mit dem Intraoralscanner *Trios 3 POD* (Eine genaue Aufstellung der verwendeten Materialien und Geräte einschließlich Softwareversionen findet sich im Anhang in der Tabelle 11.1 und der Tabelle 11.2). Auf Basis des erzeugten (STL)-Datensatzes wurde jeweils eine Kappe aus einem CAD/CAM-Komposit, Zirkoniumdioxid und gefrästem Nichtedelmetall durch einen externen Zulieferer hergestellt. Mit jeder Kappe wurde die interne Passgenauigkeit sowohl mit der konventionellen Replikatechnik<sup>21, 123</sup>, als auch mit zwei neu entwickelten digitalen Auswertungsmethoden bestimmt. Die Abbildung 4.1 zeigt eine schematische Darstellung der Methodik.

In den folgenden Kapiteln soll zunächst die Entwicklung der Methodik in Laborversuchen (Kapitel 4.2) und die Durchführung der klinischen Untersuchung (Kapitel 4.3) beschrieben werden. Kapitel 4.4 beschreibt die drei Auswertungsmethoden, die sowohl bei den Laborversuchen, als auch bei der klinischen Untersuchung zur Anwendung kamen. In Kapitel 4.5 wird die statistische Auswertung der Ergebnisse beschrieben.



Abbildung 4.1 Schematische Darstellung der Methodik. Analoge Schritte sind in blau und digitale Schritte in rot dargestellt.

## 4.2 Entwicklung der Methodik im Laborversuch

Zur Entwicklung der digitalen Messmethoden für die Bestimmung der internen Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen wurden zunächst zwei Modelle aus humanen Zähnen und Prothesenkunststoff (Palapress) hergestellt. In beiden Modellen wurde eine marginale Hohlkehlpräparation am ersten Molar (Zahn 26) zur Aufnahme einer Krone durchgeführt. Das Modell A simulierte eine zahnbegrenzende Situation mit den Zähnen 25 und 27. Hingegen wurde im Modell B eine Freiendsituation mit den Nachbarzähnen 24 und 25 dargestellt. (Abbildung 4.2).





Abbildung 4.2 Modell A zahnbegrenzte Situation (oben) und Modell B Freiendsituation (unten) mit den zugehörigen Kappen aus CAD/CAM-Komposit, Zirkoniumdioxid und Nichtedelmetall.

Um eine ausreichende Retention und Schichtstärke der Kappen zu gewährleisten, wurde eine Mindeststumpfhöhe von vier Millimetern und eine Zahnhartsubstanz Reduktion von mindestens einem Millimeter durchgeführt.<sup>96</sup> Anschließend erfolgte die digitale Abformung des Modells mittels Intraoralscan. Die erzeugten Daten wurden im STL-Format zur Herstellung von jeweils zwei Kappen (50µm und 80µm eingestellter Zementspaltparameter) aus CAD/CAM-Komposit (LuxaCam), Zirkoniumdioxid (Lava Plus) und gefrästem Nichtedelmetall (Finoframe CoCr) an den externen Zulieferer (*Zahntechnik Zentrum Einsenach GmbH & Co. KG, Eisenach, Deutschland*) übermittelt. Die Herstellung erfolgte bei allen drei Materialien anhand der in Tabelle 4.1 aufgelisteten Fräsparameter auf den vom Hersteller empfohlenen Computer Numerical Control (CNC)-Fräsmaschinen mit einer Wiederholgenauigkeit von mindestens drei Mikrometern (Tabelle 4.2). In der Abbildung 4.3 sind zur besseren Veranschaulichung, die in Tabelle 4.1 genannten Fräsparameter schematisch dargestellt. Ein exemplarisches Beispiel der gefrästen Kappen zeigt die Abbildung 4.4.

Zementspalt	50 μm bzw. 80 μm
Wandstärke	600 μm
Randverstärkung	200 µm
Passungsparameter	15 μm
Passungsparameterhöhe	500 μm
Übergangsbreite	200 µm

Tabelle 4.1 Fräsparameter der Kappen

Tabelle 4.2 Fräsmaschinen und Wiederholgenauigkeiten laut Herstellerangaben.<sup>32, 50, 52</sup>

	Fräsmaschine	Wiederholgenauigkeit
CAD/CAM-Komposit	FinoCAM W (4 Achsen)	3 µm
Zirkoniumdioxid	FinoCAM CA (5 Achsen)	3 µm
Nichtedelmetall	Datron D5 (5 Achsen)	< 2 µm



Abbildung 4.3 Schematische Darstellung der Fräsparameter.



Abbildung 4.4 Exemplarische Darstellung der Kappen aus CAD/CAM-Komposit, Zirkoniumdioxid, und Nichtedelmetall (von links nach rechts).

Die CAD/CAM-Komposit Kappen wurden aus einem Block (Länge: 14 mm, Abbildung 4.5) gefräst und bedurften keiner thermischen Nachbehandlung, da die Herstellung im finalen Materialzustand erfolgte.



Abbildung 4.5 LuxaCam Composite Fräsblock

Die Zirkoniumdioxidkappen wurden aus einer Ronde (Durchmesser: 98 mm, Höhe 14 mm, Abbildung 4.6) gefräst und anschließend nach dem vom Hersteller beschriebenen Programm in einem Brennofen (Dekema Austromat µSiC) gesintert (Tabelle 4.3).



Abbildung 4.6 Lava Plus Ronde

	Sinterprogramm					
1.	Trocknen	120 Min. bei Raumtemperatur				
2.	Aufheizen	20°C Temperaturerhöhung/ Min. auf 800°C				
3.	Aufheizen	10°C Temperaturerhöhung/ Min. auf 1450°C				
4.	Haltezeit	120 Min. Haltezeit bei 1450°C				
5.	Abkühlen	Max. 15°C Temperaturerniedrigung/ Min. auf 800°C				
6.	Abkühlen	Max. 20°C Temperaturerniedrigung/ Min. auf 250°C				
7.	Abkühlen	Temperaturerniedrigung von 250°C auf Raumtemperatur				

Tabelle 4.3 Sinterprogramm Lava Plus, laut Herstellerangaben<sup>3</sup>.

Die Kappen aus Nichtedelmetall wurden aus einer Ronde mit dem Durchmesser 98 mm und einer Höhe von 13,5 mm gefräst (Abbildung 4.7). Wie auch bei dem CAD/CAM-Komposit war eine thermische Nachbearbeitung nicht notwendig, da der Werkstoff in seinem finalen Zustand gefräst wurde. Laut Hersteller besteht der Werkstoff aus folgenden in Tabelle 4.4. beschriebenen Elementen.<sup>51</sup>

Tabelle 4.4 Zusammensetzung	Finoframe	CoCr. laut	Herstellerangaben <sup>5</sup>	۱.
			B	

Finoframe CoCr						
>10% 1-10% 0,1-1%						
Cobalt, Chrom Wolfram, Silicium,		Kohlenstoff				
	Mangan, Eisen					



Abbildung 4.7 Finoframe CoCr Ronde.

Durch den Prüfzahnarzt erfolgte anschließend eine visuelle Kontrolle der Passgenauigkeit der Kappen auf dem jeweiligen Modellstumpf. Zur Darstellung des Zementspaltes wurde ein niedrig-visköses, additionsvernetzendes, blaues A-Silikon verwendet, welches speziell zur Passungskontrolle prothetischer Restaurationen entwickelt, streng nach Herstellerangaben gelagert und verwendet wurde. Ein Verbleiben des Silikonreplika auf dem Zahnstumpf wurde durch vorherige Applikation eines Pudersprays in das Kappenlumen sichergestellt. Die vorbereitete Messkappe wurde mit einer konstanten Krafteinwirkung von 20 N für drei Sekunden auf den Zahnstumpf gedrückt. Hierfür wurde eine selbstentwickelte Apparatur (Abbildung 4.8) verwendet, die nach Kalibrierung eine definierte Kraft auf den Prüfkörper ausübt.



Abbildung 4.8 Apparatur zum Ausüben einer definierten Kraft von 20 N auf den Prüfkörper

Nach einer Abbindezeit von zehn Minuten wurde die Kappe vorsichtig vom Zahnstumpf abgenommen und das vollständige Verbleiben des Silikonreplika auf dem Stumpf kontrolliert. Zudem wurde überprüft, ob keine Reste des Puders auf der Innenseite der Kappe verblieben waren. Traf einer der beiden vorgenannten Punkte nicht zu, wurde der Versuch wiederholt. Anschließend erfolgte die digitale Abformung des Zahnstumpfes mit dem Silikonreplika. Zum Vergleich der digitalen mit der konventionellen Replikatechnik, wurde eine Überabformung nach Vorgabe des Doppelmischprotokolls mit einem hoch-viskösen grünen und niedrig-viskösen rosa A-Silikon (EXA lence Putty und light body) durchgeführt. Als Abformlöffel wurde ein modifizierter Baustein (Unico Plus) verwendet, welcher auf einer Trägerplatte mittels Matrize-/Patrizesystem exakt zum Modell positioniert werden konnte.<sup>120</sup> Nach einer zehn minütigen Abbindezeit wurde die Abformung vom Modell abgenommen und die Verbindung zwischen Silikonfilm und Überabformung kontrolliert. Das Lumen der Abformung wurde anschließend mit einem niedrig-viskösen, gelben Silikon (EXA'lence extra light body) aufgefüllt. Eine standardisierte Durchführung der Schnitte konnte durch Führungsrillen in mesio-distaler und oro-vestibulärer Richtung in den Löffelwänden sichergestellt werden. Somit wurden alle Proben reproduzierbar in derselben Ebene geschnitten.<sup>120</sup> Die Führungsrillen im Abformlöffel stimmten mit den Referenzmarkierungen auf den beiden Modellen überein, sodass auch die Schnittebenen der beiden virtuellen Methoden mit denen der konventionellen übereinstimmten. Alle verwendeten Verbrauchsmaterialien wurden streng nach Herstellerangaben gelagert und verwendet.

Die Abbildung 4.9 zeigt den Ablauf der Laborversuche für die konventionelle Auswertungsmethode mittels Replikatechnik und die Abbildung 4.10 zeigt die beiden digitalen Auswertungsmethoden.



Abbildung 4.9 Ablauf der Laborversuche mit konventioneller Auswertung (Replikatechnik).



Abbildung 4.10 Ablauf der Laborversuche mit den beiden digitalen Auswertungsmethoden. Analoge Schritte sind in blau und digitale Schritte in rot dargestellt.

# 4.3 Klinische Untersuchung

Nach Abschluss der Laborversuche, erfolgte die Durchführung der Studie am Patienten. Die Untersuchung erfolgte an Patienten der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen, die im Rahmen ihrer zahnärztlichen Behandlung eine Kronen- oder Brückenrestauration erhielten. Für die vorliegende Studie wurden insgesamt 30 Zahnstümpfen untersucht. Anders als in den Laborversuchen wurden für die klinische Untersuchung lediglich Kappen mit einem eingestellten Fräsparameter von 80 µm hergestellt. Die Abbildung 4.11 zeigt die Silikonreplika Herstellung bei der klinischen Untersuchung exemplarisch anhand der Zirkoniumdioxidkappe.



Abbildung 4.11 Silikonreplikaherstellung bei der klinischen Untersuchung mit der Zirkoniumdioxidkappe.

Die Abbildung 4.12 zeigt die Auswertung der Passgenauigkeit mit der systemimmanenten Trios 3 Software für die in Abbildung 4.11 dargestellte klinische Untersuchung.



Abbildung 4.12 Auswertung einer klinischen Untersuchung mit der systemimmanenten Trios 3 Software.

#### 4.3.1 Stichprobengröße

Zur Berechnung der benötigten Fallzahl wurde eine Power-Analyse durchgeführt.<sup>46</sup> Der gewählte Alphafehler lag bei 5% und die angestrebte Power bei 95%. Hierfür wurden die Daten von Bosniac et al. verwendet.<sup>21</sup> Die Fallzahlberechnung beruht auf der in Kapitel 2 formulierten Nullhypothese, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den untersuchten Messmethoden besteht. Der Unterschied der mittleren Messwerte zwischen den Gruppen betrug 27 µm bei einer Standardabweichung von 60 µm. Die Messmethode in der Software des Intraoralscanners konnte nicht mit in die Fallzahlberechnung einbezogen werden, da hierzu noch keine Daten in der Literatur vorlagen. Zudem wurde berücksichtigt, dass die Werte an 16 Stellen pro Zahn erhoben und verglichen wurden. Die statistische Berechnung ergab die Anforderung von 130 Beobachtungen pro Methode, was bei 16 Messstellen pro Zahn und angenommener statistischer Unabhängigkeit der einzelnen Beobachtungen voneinander einer Fallzahl von 9 Zähnen entsprach. Da vor der Durchführung der klinischen Untersuchung der Einfluss der drei verschiedenen Messkappenmaterialien nicht bekannt war, wurde eine Verdreifachung der geforderten Fallzahl angestrebt, um die erforderliche Fallzahl für jedes Material separat zu erreichen. Unter Berücksichtigung möglicher Fehlmessungen wurde die Stichprobe auf 30 aufgerundet.

#### 4.3.2 Rahmenbedingungen

Ein positives Votum der Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen, zur klinischen Durchführung der Replikatechnik am Patienten lag bereits vor (AZ 267/13). In einem Schreiben vom 25.03.2019 hat die Ethikkommission einer Erweiterung mittels digitalem Intraoralscan ohne Einwände zugestimmt (siehe Anhang Kapitel 11.3). Die vorliegende Studie wurde im Deutschen Register Klinischer Studien (DRKS00017049) registriert. Die in die Studie eingeschlossenen Patienten wurden in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Universitätsklinikums Gießen zur Versorgung mit einer Kronen- oder Brückenrestauration im Zeitraum April bis November 2019 behandelt. Vor Beginn der Untersuchung wurden alle Teilnehmer durch den Prüfzahnarzt Jonas Vogler (J.V.) über den Inhalt und Ablauf der Studie anhand eines durch die Ethikkommission genehmigten Aufklärungsbogens (siehe Anhang Kapitel 11.3) im persönlichen Gespräch informiert. Das Einverständnis der Studienteilnehmer wurde durch Unterschrift dokumentiert. Ein Widerruf konnte zu jedem Zeitpunkt der Untersuchung ohne Angabe von Gründen durch den Studienteilnehmer erfolgen. Alle Schritte der Studie wurden durch den Prüfzahnarzt durchgeführt. Unter Berücksichtigung des Datenschutzes wurden alle persönlichen Daten der Studienteilnehmer ausschließlich anonymisiert gespeichert.

#### 4.3.3 Ein- und Ausschlusskriterien

In der vorliegenden Studie wurden diejenigen Patienten berücksichtigt, welche bereits eine Planung zur Kronen- oder Brückenversorgung erhalten hatten. Hierbei war es irrelevant, ob es sich um eine Vollguss-, Verblend- oder Vollkeramikversorgung handelte. Allerdings musste die Präparationsgrenze optisch sichtbar sein, um eine fehlerfreie Anwendung des Intraoralscanners sicherzustellen. Darüber hinaus mussten mindesten zwei unmittelbar an den präparierten Zahnstumpf angrenzende Zähne für die Auswertung der digitalen Messmethoden vorhanden sein.

#### 4.3.4 Präparation der Zahnstümpfe

Vor der Präparation zur Aufnahme einer Kronen- oder Brückenversorgung wurden alle eventuell vorhandenen Füllungen oder kariösen Läsionen entfernt und durch Kompositaufbauten (Rebilda LC) versorgt. Die marginale Hohlkehlpräparation erfolgte mit einem modifizierten Präparationsset nach *Marxkors*.<sup>129</sup> Im Anschluss wurde die Abformung des Zahnstumpfes durchgeführt. Sofern es durch die Präparation zu einer Traumatisierung des Weichgewebes gekommen ist, wurde erst nach einer Wundheilung von 7-10 Tagen abgeformt.<sup>96</sup>

#### 4.3.5 Retraktionsmaßnahmen und Trockenlegung

Bei einer subgingivalen Präparationsgrenze musste die Gingiva soweit verdrängt werden, dass die Präparationsgrenze optisch dargestellt wurde. Zur Retraktion wurde die Doppelfadentechnik angewendet, indem zuerst ein dünner Retraktionsfaden (Medi-Kord) im Sulkus positioniert und ein dickerer Retraktionsfaden darübergelegt wurde. Die Fadengrößen wurden anhand der individuellen Sulkusanatomie am Patienten ausgewählt. Kurz vor dem Scan wurde der dickere Faden entfernt, während der dünne Faden im Sulkus verblieb.<sup>169</sup> Bei hoher Blutungsneigung der umgebenden Weichgewebe wurde bei unauffälliger Anamnese des Patienten eine intrapapilläre Anästhesie mit einem adrenalinhaltigen Präparat (Ultracain D-S forte) durchgeführt.

Darüber hinaus wurde der zu scannende Bereich mit Speichelabsorbern (Dry-Tips) und Watterollen relativ trockengelegt.<sup>86</sup> Zum Abhalten der Wangen und Lippen des Patienten wurden ein Wangenretraktor (OptraGate) und Holzspatel verwendet.

#### 4.3.6 Intraoralscan

In der vorliegenden Studie wurde der Intraoralscanner Trios 3 in der portablen POD-Version verwendet (Abbildung 4.13).



Abbildung 4.13 Intraoralscanner Trios 3 in der portablen POD Version.

Vor jedem Scan wurde das Handstück nach Herstellerangaben durch Aufstecken eines Kalibrieraufsatzes kalibriert.<sup>126</sup> Um ein optimales Scanergebnis zu erhalten, wurde vor Durchführung der digitalen Abformungen abgewartet bis das Handstück auf Betriebstemperatur geheizt hatte. Dies wurde in der Software angezeigt. Um ein bestmögliches Scanergebnis unter standardisierten Bedingungen zu erhalten, wurde die Umgebungsbeleuchtung konstant bei 500 Lux gehalten. Zur Messung der Beleuchtungsstärke wurde ein elektronisches Luxmeter (HT 309) verwendet (Abbildung 4.14). Außerdem wurde die Untersuchungsleuchte der Dentaleinheit während des Scanvorgangs ausgeschaltet.



Abbildung 4.14 Elektronisches Luxmeter (HT 309)

Pro Patient wurden wie oben beschrieben durch den Prüfzahnarzt zwei digitale Abformungen durchgeführt. Eine nach der Präparation zur Messkappenherstellung und als Basisdatensatz für die Überlagerung in den digitalen Auswertungsmethoden (e*xterne digitale Analysesoftware* und *systemimmanente Trios 3 Software*), und eine weitere nach Darstellung des Zementspaltes mittels Silikonreplika. Um ein optimales Ergebnis zu erhalten, wurden alle Abformungen gemäß den Herstellerangaben durchgeführt. Der vom Hersteller empfohlene Scanpfad<sup>112, 130</sup> wurde eingehalten, indem zuerst die okklusalen und oralen Flächen des abzuformenden Gebietes von distal nach mesial gescannt wurden. Danach wurden, nach einem Wechsel auf die vestibuläre Seite, die vestibulären Flächen von mesial nach distal gescannt. Die Abbildung 4.15 zeigt den verwendeten Scanpfad anhand eines Modells der Laborversuche aus der Blickrichtung des Scanbeginns.



Abbildung 4.15 Verwendeter Scanpfad aus Blickrichtung des Scanbeginns.

Nach Abschluss der intraoralen Aufnahme wurde am Bildschirm die Vollständigkeit des Scans und Sichtbarkeit der gesamten Präparationsgrenze überprüft. Im Falle einer Fehlstelle konnte die Aufnahme entsprechend ergänzt werden. Es wurden dieselben Materialien und Apparaturen verwendet, die auch schon in den Laborversuchen zum Einsatz kamen. Lediglich der Baustein wurde durch einen Abformlöffel aus Kunststoff (Inlay Tray) ersetzt. Die Schnittebenen konnten anders als in den Laborversuchen nur näherungsweise gleich gelegt werden, da eine Referenzmarkierung wie an den Modellen klinisch nicht möglich ist. Für die mesio-distale Ebene wurde in Richtung der Zentralfissuren der unpräparierten Nachbarzähne parallel zur Zahnachse des präparierten Stumpfes geschnitten. Der oro-vestibuläre Schnitt wurde senkrecht durch die mesiodistale Ebene in Richtung der Zahnachse und durch den Mittelpunkt des Stumpfes gelegt.

#### 4.3.7 Datenaustausch und Kappenherstellung

Die STL-Datensätze der Patienten wurden nach dem Scan durch eine Fallnummer anonymisiert. Die Weiterleitung der Daten an den externen Zulieferer (*Zahntechnik Zentrum Einsenach GmbH & Co. KG, Eisenach, Deutschland*) erfolgte über einen verschlüsselten USB-Speicherstick. Die Dateien bedurften keiner weiteren Formatierung und konnten direkt zur Herstellung der Kappen verwendet werden. Aufgrund der Ergebnisse der Laborversuche wurden für die klinische Untersuchung lediglich Kappen mit einem eingestellten Fräsparameter von 80 µm hergestellt. Es wurden dieselben Materialien und Fräsmaschinen verwendet, die auch schon für die Laborversuche zum Einsatz kamen (siehe Kapitel 4.2).

# 4.4 Untersuchung der Passgenauigkeit bei den Laborversuchen und der klinischen Untersuchung.

Bei allen drei Auswertungsmethoden erfolgte die Auswertung der internen Passgenauigkeit an acht definierten Messstellen pro Schnittfläche und somit an insgesamt 16 pro Prüfkörper (siehe Abbildung 4.16). Dieselben drei Auswertungsmethoden wurden sowohl für die Laborversuche, als auch für die klinische Untersuchung durchgeführt.



Abbildung 4.16 Schematische Darstellung der 16 Messstellen pro Schnittfläche.

Die Abbildung 4.17 zeigt exemplarisch für jede Auswertungsmethode eine Schnittfläche mit der entsprechenden Messstellenkonstruktion.



Abbildung 4.17 Exemplarische Darstellung des Schnittbildes mit Messstellenkonstruktion der analogen Replikatechnik (oben), der systemimmanenten Trios 3 Software (mitte) und der externen digitalen Analysesoftware (unten)

- 1. 0,5 mm koronal der Präparationsgrenze
- 2. Mitte der Axialfläche
- 3. Schnittpunkt der Winkelhalbierenden aus der Tangente an die Okklusal- und Axialfläche
- 4. 0,5 mm entfernt von der Mitte des Stumpfes

In den Laborversuchen wurde das Versuchsprotokoll mit jedem Messkappenmaterial (CAD/CAM Komposit, Zirkoniumdioxid und gefrästes Nichtedelmetall) jeweils fünf Mal durchgeführt.

Zur Messwertgewinnung wurden im Anschluss sowohl für die Laborversuche, als auch für die klinische Untersuchung die beiden STL-Datensätze (mit und ohne Silikonreplika) in der systemimmanenten Trios 3 Software und einer externen, digitalen Analysesoftware (GOM-Inspect 3D) über die nicht präparierten Nachbarzähne überlagert. Bei der konventionellen, analogen Replikatechnik wurde die Dimension des Silikonreplika anhand der Schnittflächen der Probe unter einem digitalen Lichtmikroskop (Smartzoom 5) untersucht.

#### 4.4.1 Konventionelle Replikatechnik

Für die analoge Methode wurde die Vergrößerung individuell zwischen 30-fach bis 250-fach (Objektiv: PlanApo D) gewählt. Die Messstellen wurden auf dem durch das gelbe Silikon dargestellten Stumpf markiert. Hierzu kamen die Konstruktionstools der Mikroskopsoftware zum Einsatz. Die interne Passgenauigkeit wurde anschließend durch Messung der Dicke des blauen Silikonfilms mit der Funktion "Distanz" ermittelt.

#### 4.4.2 Systemimmanente Trios 3 Software

Für die digitale Methode in der systemimmanenten Software des Intraoralscanners Trios 3 POD wurde die Funktion des "Patientenmonitorings" verwendet. Hierbei wurde wie bei der anderen digitalen Methode eine Best-Fit Überlagerung über die unpräparierten Zähne durchgeführt. Die überlagerten Datensätze wurden anschließend durch die Funktion "Querschnitt" in mesio-distaler und oro-vestibulärer Richtung geschnitten. Die Werte wurden durch messen der Diskrepanz zwischen den beiden Scans erhoben. Die Messstellen wurden durch eine transparente Schablone markiert, welche auf den Computerbildschirm gelegt wurde. Die Abbildung 4.18 zeigt einen Screenshot der beschriebenen Auswertungsmethode.



Abbildung 4.18 Screenshot der digitalen Auswertungsmethode in der systemimmanenten Software des Intraoralscanners Trios 3 POD.

#### 4.4.3 Externe digitale Analysesoftware

Für die digitale Auswertungsmethode in der externen Analysesoftware wurden die Messstellen auf dem CAD-Datensatz (STL-Basisdatensatz ohne Silikonreplika) in der entsprechenden Ebene (mesial-distal und oro-vestibulär) markiert. Hierzu wurden die softwareimmanenten Konstruktionstools verwendet und die Diskrepanz zwischen den beiden Datensätzen nach Best-Fit Überlagerung über die unpräparierten Zähne mit der Funktion "Messfähnchen setzen" ermittelt. Die Abbildung 4.19 zeigt die Überlagerung der beiden Scandatensätze über die unpräparierten Nachbarzähne in der externen, digitalen Analysesoftware.



Abbildung 4.19 Überlagerung der Scandatensätze über die unpräparierten Nachbarzähne in der externen, digitalen Analysesoftware

(blau = STL-Basisdatensatz ohne Silikonreplika, hellgrau = STL-Datensatz mit Silikonreplika, dunkelgrau/rot = selektierte Überlagerungsflächen der unpräparierten Nachbarzähne).

#### 4.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte in Zusammenarbeit mit Dr. Johannes Herrmann (Statistikberatung, Gießen). Alle Messdaten der Laborversuche, sowie der klinischen Untersuchung wurden mithilfe der Software SPSS Statistics ausgewertet. Die Dokumentation der Messergebnisse erfolgte in der Software Microsoft Excel.

Für die Auswertung der Laborversuche wurden die Daten beider Modelle (zahnbegrenzte Situation und Freiendsituation), aller Kappenmaterialien (CAD/CAM-Komposit, Zir*koniumdioxid* und *Nichtedelmetall*), beider Fräsparameter ( $50\mu m$  und  $80\mu m$ ), sowie aller drei Auswertungsmethoden (externe Analysesoftware, konventionelle Replikatechnik und systemimmanente Trios 3 Software) verwendet. Unter Berücksichtigung der 16 Messstellen pro Kappe ergab sich somit eine Datenmenge von 576 Werten in der Einheit Mikrometer [µm]. Durch Analyse der Messwerte ließen sich sowohl über die Reliabilität der beiden digitalen Messmethoden (paarweiser Vergleich der Messwerte innerhalb einer Materialgruppe), als auch über die Passgenauigkeit der verschiedenen CAD/CAM-Materialien (paarweiser Vergleich der Messwerte zwischen den Materialgruppen) eine Aussage treffen. Zudem erlaubte der paarweise Vergleich der Laborversuchsergebnisse zwischen beiden Modellen eine Bewertung der Eignung der Methode bei verschiedenen zahnärztlichen Befunden (zahnbegrenzte Einzelzahnrestauration und Freiendsituation). Durch paarweisen Vergleich der Ergebnisse zwischen den Gruppen mit unterschiedlichem Zementspaltparameter, konnte eine Aussage über die Realisierbarkeit des eingestellten Zementspaltes getroffen werden.

Die erhobenen Passgenauigkeitswerte wurden einer multifaktoriellen ANOVA-Analyse unterzogen. Hierbei wurden die Einflussfaktoren Messposition, Kappenmaterial, Auswertungsmethode und, für die klinische Untersuchung, die Zahnkategorie berücksichtigt. Die Passgenauigkeitswerte wurden entsprechend der marginalen, axialen und okklusalen Passgenauigkeit in drei Kategorien eingeteilt und separat ausgewertet. Für die zahnbegrenzte sowie die Freiendsituation wurden getrennte Modelle gerechnet.

Für die genannten paarweisen Vergleiche wurden die Mittelwerte auf signifikante Unterschiede getestet. Das Signifikanzniveau wurde bei p < 0,05 festgesetzt und es erfolgte eine Anpassung des genannten p-Wertes mit der Bonferroni-Methode.

Aus Gründen der Modellsparsamkeit wurden überflüssige Interaktionen und Parameter aus den Modellen herausgenommen. Bei Vorliegen von Varianzheterogenität (LeveneTest der Residuen) wurden die Modelle mit Prozedur MIXED gerechnet und dabei die Varianzheterogenität mitmodelliert und so zugelassen. Der relevante Auszug aus der SPSS-Syntax für diese Berechnung befindet sich im Anhang unter Kapitel 11.2.

Für die Auswertung der klinischen Untersuchung wurden die Daten aller 30 in die Studie aufgenommenen Zahnstümpfe einbezogen. Unter Berücksichtigung der drei untersuchten Auswertungsmethoden, der drei Kappenmaterialien und der 16 Messstellen pro Zahn, ergab sich eine Datenmenge von 4320 Werten in der Einheit Mikrometer [µm]. Zusätzlich zu den paarweisen Vergleichen, die auch bei den Laborversuchen durchgeführt wurden, wurde bei der klinischen Untersuchung eine Kategorisierung nach Zahntypen (Molar, Prämolar und Frontzahn) vorgenommen. Eine Unterscheidung zwischen verschiedenen Zementspaltparametern wurde bei der klinischen Untersuchung nicht mehr vorgenommen, da aufgrund der Ergebnisse der Laborversuche nur noch Kappen mit 80µm Zementspalt hergestellt wurden. Durch den paarweisen Vergleich der Messwerte innerhalb einer Materialgruppe konnte die Reliabilität der digitalen Auswertungsmethoden auch klinisch untersucht werden. Der paarweise Vergleich zwischen den Materialgruppen erlaubte eine Bewertung der Passgenauigkeit der Kappenmaterialien. Der paarweise Vergleich zwischen zahnbegrenzter Situation und Freiendsituation, sowie zwischen den einzelnen Zahnkategorien erlaubte eine Bewertung der Eignung der digitalen Auswertungsmethoden in vivo, sowie eine Passgenauigkeitsbewertung zwischen den Zahntypen.

Bei der klinischen Untersuchung wurden dieselben statistischen Tests durchgeführt, wie bei den Laborversuchen.

# 5 Ergebnisse

Die Auswertungen der Studiendaten sind in den folgenden Kapiteln 5.1 und 5.2 aufgeführt. Dabei werden zunächst die Ergebnisse der Laborversuche dargestellt, in denen die Methodik entwickelt wurde. Anschließend sind die Ergebnisse der klinischen Untersuchung von insgesamt 30 präparierten Zahnstümpfen aufgeführt.

## 5.1 Ergebnisse der Laborversuche

Die in vitro Passgenauigkeit von insgesamt 12 Messkappen wurde an zwei verschiedenen Modellen (A = zahnbegrenzte Situation und B = Freiendsituation) mit drei unterschiedlichen Auswertungsmethoden (externe Analysesoftware, konventionelle Replikatechnik und systemimmanente Trios 3 Software) untersucht. Hierzu wurden für jedes Modell jeweils eine Messkappe aus CAD/CAM-Komposit (KOM), Zirkoniumdioxid (ZIR) und Nichtedelmetall (NEM) mit zwei unterschiedlichen Zementspaltparametern (50  $\mu$ m und 80  $\mu$ m) hergestellt. Die Untersuchung der Passgenauigkeit jeder Kappe erfolgte an 16 definierten Messstellen und wurde mit jeder Messmethode fünf Mal wiederholt. Zur besseren Übersicht wurden die einzelnen Messstellen im Folgenden drei Messpositionen (okklusal, axial und marginal) zugeordnet.

Die Ergebnisse der Laborversuche sind in Tabelle 5.1 dargestellt.

	Kannon					Konfidenzintervall	
Auswertungs- methode	material	Modell	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Untere Grenze	Obere Grenze
		А	131,1	71,6	117,8	105,3	157,0
	KOM	В	158,1	94,0	152,8	124,2	191,9
externe		А	140,8	72,8	145,0	114,5	167,0
Analyse- software	ZIR	В	160,0	78,4	161,7	131,8	188,3
		А	190,0	144,8	144,0	137,8	242,2
	NEM	В	195,5	121,4	200,0	151,7	239,3
	KOM	А	135,0	73,9	123,0	108,4	161,7
		В	153,9	89,8	153,2	121,5	186,3
Konventionelle	ZIR	А	144,9	75,7	150,8	117,6	172,2
Replikatechnik		В	154,6	75,3	160,1	127,5	181,8
	NEM	А	194,1	150,2	143,8	139,9	248,3
		В	191,4	117,7	198,5	148,9	233,8
		А	132,9	72,8	120,0	106,6	159,1
System- immanente Trios 3	KOM	В	153,8	91,4	152,0	120,9	186,8
		А	141,8	73,3	151,0	115,3	168,2
	ZIR	В	156,0	76,4	161,0	128,4	183,6
Sonware		А	189,3	147,2	141,0	136,2	242,4
	NEM	В	178,1	121,1	167,0	134,5	221,8

Tabelle 5.1 Ergebnisse der Laborversuche für beide Modelle (KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall; A = zahnbegrenzte Situation / B = Freiendsituation) [ $\mu$ m].

In den Boxplotdiagrammen der Abbildung 5.1 sind die Werte für die interne Passgenauigkeit aus der Tabelle 5.1 für beide Modelle (A und B) grafisch dargestellt. Auf der y-Achse ist die interne Passgenauigkeit für die drei Kappenmaterialien (KOM, ZIR und NEM) aufgeführt. Die x-Achse zeigt die drei unterschiedlichen Auswertungsmethoden (externe Analysesoftware, konventionelle Replikatechnik und systemimmanente Trios 3 Software).



Abbildung 5.1: Boxplot-Diagramme der Laborversuche für beide Modelle (A = zahnbegrenzte Situation / B = Freiendsituation; KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall).

Alle drei untersuchten Auswertungsmethoden (externe Analysesoftware, konventionelle Replikatechnik und systemimmanente Trios 3 Software) waren bei beiden Modellen (A und B) anwendbar. Anhand der Ergebnisse aus Tabelle 5.1 und Abbildung 5.1 wird deutlich, dass für beide Modelle (A und B) kein signifikanter Unterschied in Bezug auf die Auswertungsmethode festgestellt werden konnte (p= 0,866). Zudem bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den Mittelwerten für die gesamte interne Passgenauigkeit der drei untersuchten Materialien (p=0,456). Jedoch zeigten die Ergebnisse für die drei verschiedenen Messpositionen (okklusal, axial und marginal) signifikante Unterschiede in den Daten (p< 0,001). Unabhängig vom Kappenmaterial wurden für die axiale und marginale Passgenauigkeit signifikant kleinere Werte als für die okklusale Passgenauigkeit gemessen (p < 0,001). Am deutlichsten ist die Diskrepanz in den Daten des NEM Kappenmaterials sichtbar, welches im Vergleich zu KOM und ZIR signifikant höhere Werte für die okklusale Passgenauigkeit zeigte (p < 0.001). In den Tabellen 5.2 und 5.3 sind die Ergebnisse für Modell A bzw. B nach Messposition für beide Fräsparameter (50 µm und 80 µm) aufgelistet. Die Abbildung 5.2 veranschaulicht die Daten aus den Tabellen 5.2 und 5.3 graphisch in Form eines Liniendiagramms. Auf der yAchse ist die interne Passgenauigkeit für die drei Kappenmaterialien (KOM, ZIR und NEM) aufgeführt. Die x-Achse zeigt die drei verschiedenen Messpositionen (marginal, axial und okklusal).

Mess-	Zement- spaltpa-	Int (N	erne Passgenaui Iittelwert (SD) [µ	gkeit 1m])	Interne Passgenauigkeit – Fräsparameter = Absolute Diskrepanz (Mittelwert (SD) [µm])			
position	rameter	КОМ	ZIR	NEM	КОМ	ZIR	NEM	
marginal	50 µm	49,4 (18,3)	78,9 (14,4)	84,4 (9,5)	-0,6 (18,3)	28,9 (14,4)	34,4 (9,8)	
(n=20)	80 µm	55,0 (32,2)	32,5 (11,3)	43,1 (23,7)	-25,0 (32,2)	-47,6 (11,3)	-36,9 (23,7)	
axial (n=20)	50 µm	79,5 (11,3)	91,8 (4,2)	64,4 (15,3)	29,5 (11,3)	41,8 (4,2)	14,4 (15,3)	
	80 µm	92,2 (8,9)	120,7 (32,1)	75,9 (9,7)	12,2 (8,9)	40,7 (32,1)	-4,1 (9,7)	
okklusal (n=40)	50 µm	196,2 (46,5)	202,4 (41,4)	407,1 (63,9)	146,2 (46,5)	152,4 (41,4)	357,1 (63,9)	
	80 µm	198,1 (28,6)	207,0 (43,9)	227,3 (30,4)	118,1 (28,6)	127,0 (43,9)	147,3 (30,4)	

Tabelle 5.2 Ergebnisse der internen Passgenauigkeitsmessung (zusammengefasst aus allen drei Auswertungsmethoden) für das Modell A.

Tabelle 5.3 Ergebnisse der internen Passgenauigkeitsmessung (zusammengefasst aus allen drei Auswertungsmethoden) für das Modell B

Mess-	Zement- spaltpa-	Int (N	erne Passgenaui Iittelwert (SD) [J	gkeit 1m])	Interne Passgenauigkeit – Fräsparameter = Absolute Diskrepanz (Mittelwert (SD) [µm])			
position	rameter	КОМ	ZIR	NEM	КОМ	ZIR	NEM	
marginal	50 µm	82,9 (17,9)	69,5 (23,7)	111,1 (24,1)	32,9 (17,9)	19,5 (23,7)	61,1 (24,1)	
(n=20)	80 µm	45,0 (15,5)	73,2 (20,7)	71,1 (9,4)	-35,0 (15,5)	-6,8 (20,7)	-8,9 (9,4)	
axial (n=20)	50 µm	82,9 (23,7)	83,2 (41,1)	67,0 (23,8)	32,9 (23,7)	33,2 (41,1)	17,0 (23,8)	
	80 µm	105,1 (33,6)	139,7 (10,6)	92,1 (48,8)	25,1 (33,6)	59,7 (10,6)	12,1 (48,8)	
okklusal (n=40)	50 µm	270,0 (60,7)	229,9 (37,8)	344,6 (46,9)	220,0 (60,7)	179,9 (37,8)	294,6 (46,9)	
	80 µm	196,0 (31,3)	216,6 (35,9)	258,6 (26,6)	116,0 (31,3)	136,6 (35,9)	178,6 (26,6)	

Die Tabelle 5.4 zeigt die p-Werte der paarweisen Vergleiche der internen Passgenauigkeit zwischen den Kappenmaterialien für Modell A und B. Für den paarweisen Vergleich wurden die Passgenauigkeitswerte der 50 und 80 µm Messkappen zusammengefasst. Tabelle 5.4 **Laborversuche (Modell A und B):** P-Werte der paarweisen Vergleiche der internen Passgenauigkeit zwischen den Kappenmaterialien (zusammengefasst für 50 und 80µm Zementspalt).

		Mod	ell A	Modell B		
Messposition		ZIR NEM		ZIR	NEM	
	КОМ	p< 0,001	p=0,032	p= 0,018	p= 0,002	
marginal	ZIR		p= 0,015		p= 0,034	
	КОМ	p= 0,011	p=0,002	p=0,012	p= 0,044	
axial	ZIR		p< 0,001		p= 0,001	
	KOM	p< 0,001	p< 0,001	p< 0,001	p< 0,001	
okklusal	ZIR		p< 0,001		p< 0,001	



Abbildung 5.2: Liniendiagramm zur Veranschaulichung der Relation zwischen Messposition und Kappenmaterial für Modell A und B mit 50  $\mu$ m und 80  $\mu$ m Zementspaltparameter (KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall).

Des Weiteren zeigen die Daten, dass der in der Software eingestellte Zementspaltparameter bei keiner der Kappen mit dem gemessenen Wert korreliert. Lediglich die Kappe aus KOM für die zahnbegrenzte Situation (Model A) mit einem eingestellten Zementspalt von 50  $\mu$ m wies mit 48,9 ± 6,5  $\mu$ m einen Wert auf, der nahe dem Sollbereich lag. Bei einem eingestellten Zementspalt von 80  $\mu$ m zeigten sich für die marginalen und okklusalen Messpositionen tendenziell kleinere Messwerte, als bei einem voreingestellten Zementspalt von 50  $\mu$ m. Daher sind in den Tabellen 5.2. und 5.3 zusätzlich die Werte für die absolute Diskrepanz aufgeführt, welche sich aus dem gemessenen Wert subtrahiert mit dem voreingestellten Zementspalt (50  $\mu$ m bzw. 80  $\mu$ m) ergibt.

### 5.2 Ergebnisse der klinischen Untersuchung

An der klinischen Untersuchung haben insgesamt 21 Patienten teilgenommen, die im Rahmen einer prothetischen Versorgung in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität zwischen dem 10.04.2019 und 15.11.2019 behandelt wurden. Insgesamt konnten 31 mit einer Einzelzahnrestauration zu versorgende Zähne anhand der Einschlusskriterien (siehe Kapitel 4.3) in der Studie untersucht werden. Es wurde, wie bereits in den Laborversuchen, zwischen einer Freiend- und einer zahnbegrenzten Situation unterschieden. Somit wiesen 15 Stümpfe eine zahnbegrenzte und 16 Stümpfe eine Freiendsituation auf. Darüber hinaus wurden die Zähne nach Zahnkategorien in Molaren, Prämolaren und Frontzähne unterteilt, so dass die verschiedenen Auswertungsmethoden an zehn Molaren, elf Prämolaren und neun Frontzähne untersucht wurden. Im Laufe der Studie kam es zum Ausschluss eines Patienten mit einem zu versorgenden Molaren, da für diesen die Messkappen hergestellt werden konnten, dieser jedoch für die Passgenauigkeitsmessung nicht mehr zu erreichen war. Deshalb sind im Folgenden die Ergebnisse der Untersuchungen von 30 Zahnstümpfen aufgeführt. Zur besseren Übersicht zeigt die Abbildung 5.3 ein Flussdiagramm zur Patientenrekrutierung und Einteilung der Zahnstümpfe.



Abbildung 5.3 Flussdiagramm zur Patientenrekrutierung und Einteilung der Zahnstümpfe.

Analog zu den oben beschriebenen Laborversuchen wurde die interne Passgenauigkeit für alle Messkappen mit drei verschiedenen Auswertungsmethoden (externe Analysesoftware, konventionelle Replikatechnik und systemimmanente Trios 3 Software) untersucht. Hierzu wurden für jeden Zahnstumpf jeweils eine Messkappe aus CAD/CAM-Komposit (KOM), Zirkoniumdioxid (ZIR) und Nichtedelmetall (NEM) hergestellt. Im Gegensatz zur Laborstudie wurden die Kappen jedoch nur mit einem Zementspaltparameter von 80 µm hergestellt. Grund hierfür waren die tendenziell kleineren Messwerte bei diesem Zementspaltparameter. Die Untersuchung der Passgenauigkeit jeder Kappe erfolgte an 16 definierten Messstellen, welche zur besseren Übersicht im Folgenden drei Messpositionen (okklusal, axial und marginal) zugeordnet wurden.

Die Ergebnisse der klinischen Untersuchung sind in Tabelle 5.5 dargestellt.

						Konfidenzintervall	
Auswertungs- methode	Material	Zahnposition	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Untere Grenze	Obere Grenze
		Zahnbegrenzt	144,9	63,7	120,0	107,0	161,0
	KOM	Freiendsituation	150,3	69,9	118,0	104,0	161,0
externe		Zahnbegrenzt	182,4	100,5	160,0	105,0	213,5
Analyse- software	ZIR	Freiendsituation	184,5	105,8	116,0	107,5	203,0
		Zahnbegrenzt	275,1	201,3	194,0	118,0	295,0
	NEM	Freiendsituation	277,0	213,8	165,5	126,6	245,0
	KOM	Zahnbegrenzt	141,8	62,7	115,5	104,0	155,0
		Freiendsituation	148,7	69,6	117,5	102,0	156,5
Konventionelle	ZIR	Zahnbegrenzt	179,3	99,3	151,5	105,0	204,0
Replikatechnik		Freiendsituation	183,3	104,9	115,0	105,0	197,0
	NEM	Zahnbegrenzt	271,8	199,9	197,0	118,0	293,9
		Freiendsituation	275,3	212,9	169,5	124,0	242,0
		Zahnbegrenzt	145,5	65,3	120,0	100,0	160,0
System- immanente Trios 3	КОМ	Freiendsituation	154,2	72,3	125,0	100,0	170,0
		Zahnbegrenzt	183,4	101,7	160,0	110,0	210,0
	ZIR	Freiendsituation	188,9	107,5	120,0	110,0	200,0
Software		Zahnbegrenzt	275,8	201,9	200,0	120,0	295,0
	NEM	Freiendsituation	281,0	215,2	175,0	130,0	250,0

Tabelle 5.5: Ergebnisse der klinischen Untersuchung (KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall) [ $\mu$ m].

In den Boxplotdiagrammen der Abbildung 5.4 sind die Werte für die interne Passgenauigkeit aus der Tabelle 5.5 für die zahnbegrenzte Situation und Freiendsituation grafisch dargestellt. Auf der y-Achse ist die interne Passgenauigkeit für die drei Kappenmaterialien (KOM, ZIR und NEM) aufgeführt. Die x-Achse zeigt die drei unterschiedlichen Auswertungsmethoden (externe Analysesoftware, konventionelle Replikatechnik und systemimmanente Trios 3 Software).


Abbildung 5.4 Boxplot-Diagramme der klinischen Untersuchung (KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall).

Die Ergebnisse der klinischen Untersuchung zeigten analog zu den Ergebnissen der Laborversuche, dass alle drei untersuchten Auswertungsmethoden (externe Analysesoftware, konventionelle Replikatechnik und systemimmanente Trios 3 Software) auch klinisch anwendbar sind. Zwischen den Ergebnissen der Auswertungsmethoden besteht kein signifikanter Unterschied (p=0,475). Zudem weisen die Daten keinen signifikanten Unterschied zwischen den Ergebnissen der untersuchten Zahnpositionen (zahnbegrenzte Situation und Freiendsituation) auf (p=0,410). Ebenfalls kein statistisch signifikanter Unterschied konnte zwischen den Zahnkategorien (Frontzahn, Prämolar und Molar) festgestellt werden (p=0,148). Anders als bei den Laborversuchen zeigen sich jedoch signifikante Unterschied zwischen den Mittelwerten für die gesamte inter-

ne Passgenauigkeit der untersuchten Kappenmaterialen (Abbildung 5.4) (p< 0,001). Entsprechend der Laborversuchsergebnisse zeigen sich auch klinisch unabhängig vom Kappenmaterial (KOM, ZIR, NEM) signifikante Unterschiede zwischen den drei Messpositionen (marginale, axiale und okklusale) (p< 0,001). Okklusal wurden signifikant höhere Werte gemessen als an den axialen und marginalen Messpositionen. Zudem nimmt die Streuung in den Daten nach okklusal stark zu. Wie auch schon in den Laborversuchen zeigte sich dies insbesondere bei dem Kappenmaterial NEM, konnte jedoch auch für KOM und ZIR gezeigt werden. In den Tabellen 5.6 und 5.7 sind die Ergebnisse für die zahnbegrenzte Situation und die Freiendsituation nach Messposition und Zahnkategorien für die drei untersuchten Kappenmaterialien aufgeführt. Die Abbildung 5.5 veranschaulicht die Daten graphisch in Form eines Liniendiagramms. Auf der y-Achse ist die interne Passgenauigkeit für die drei Kappenmaterialien (KOM, ZIR und NEM) aufgeführt. Die x-Achse zeigt die drei verschiedenen Messpositionen (marginal, axial und okklusal).

Der in der Software eingestellte Zementspalt von 80  $\mu$ m korrelierte marginal bei allen drei untersuchten Kappenmaterialien mit dem tatsächlich gemessenen Wert für die Passgenauigkeit. Die Abweichung zum Sollwert von 80  $\mu$ m lag bei KOM, ZIR und NEM bei <5  $\mu$ m. Wie bereits bei der Auswertung der Laborversuche wurden in den Tabelle 5.6 und 5.7 ebenfalls die absolute Diskrepanz für die in der klinischen Studie gemessenen Werte angegeben.

Die Tabelle 5.8 zeigt die p-Werte der paarweisen Vergleiche der internen Passgenauigkeit zwischen den Kappenmaterialien für die klinische Untersuchung. Für den paarweisen Vergleich wurden die Passgenauigkeitswerte der Freiend- und zahnbegrenzte Situation, sowie aller drei Zahnkategorien (Molar, Prämolar, Frontzahn) zusammengefasst.

Messposi-	Zahn- kategorie	Interne Passgenauigkeit (Mittelwert (SD) [µm])			Interne Passgenauigkeit – Fräsparameter = Absolute Diskrepanz (Mittelwert (SD) [µm])		
tion		КОМ	ZIR	NEM	КОМ	ZIR	NEM
marginal (n=120)	Molar	75,3 (9,4)	79,4 (12,0)	83,4 (19,4)	-4,8 (9,4)	-0,6 (12,0)	3,4 (19,4)
	Prämolar	78,5 (10,6)	74,4 (8,6)	81,7 (9,7)	-1,5 (10,6)	-5,6 (8,6)	1,7 (9,7)
	Frontzahn	78,8 (7,7)	78,8 (8,1)	75,6 (11,3)	-1,2 (7,7)	-1,3 (8,1)	-4,4 (11,3)
axial (n=120)	Molar	99,0 (14,9)	102,3 (13,7)	121,5 (27,0)	19,0 (14,9)	22,3 (13,7)	41,5 (27,0)
	Prämolar	98,5 (9,2)	97,9 (8,1)	107,1 (11,3)	18,5 (9,2)	17,9 (8,1)	27,1 (11,3)
	Frontzahn	93,3 (7,7)	104,9 (12,6)	102,3 (9,1)	13,3 (7,7)	24,9 (12,6)	22,3 (9,1)
okklusal (n=240)	Molar	208,4 (37,9)	279,1 (41,2)	457,8 (142,2)	128,4 (37,9)	199,1 (41,2)	377,8 (142,2)
	Prämolar	199,7 (33,3)	273,7 (53,1)	450,9 (130,9)	119,7 (33,3)	193,7 (53,1)	370,9 (130,9)
	Frontzahn	188,0 (43,6)	267,6 (60,9)	441,3 (87,3)	108,0 (43,6)	187,6 (60,9)	361,3 (87,3)

Tabelle 5.6 **Zahnbegrenzte Situation**: Ergebnisse der internen Passgenauigkeitsmessung (zusammengefasst aus allen drei Auswertungsmethoden) (KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirko-niumdioxid / NEM = Nichtedelmetall).

Tabelle 5.7 **Freiendsituation**: Ergebnisse der internen Passgenauigkeitsmessung (zusammengefasst aus allen drei Auswertungsmethoden) (KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall).

Messposi-	Zahn- kategorie	Interne Passgenauigkeit (Mittelwert (SD) [µm])			Interne Passgenauigkeit – Fräsparameter = Absolute Diskrepanz (Mittelwert (SD) [µm])		
tion		КОМ	ZIR	NEM	КОМ	ZIR	NEM
marginal (n=120)	Molar	78,8 (10,6)	78,8 (7,5)	81,2 (9,5)	-1,2 (10,6)	-1,6 (7,5)	1,2 (9,5)
	Prämolar	77,0 (9,2)	77,9 (8,4)	80,1 (10,1)	-3,0 (9,2)	-2,1 (8,4)	0,2 (10,1)
	Frontzahn	75,0 (8,2)	80,4 (7,7)	76,5 (9,5)	-5,0 (8,2)	0,4 (7,7)	-3,5 (9,5)
axial (n=120)	Molar	98,6 (9,8)	101,8 (8,2)	117,6 (22,5)	18,6 (9,8)	21,8 (8,2)	37,7 (22,5)
	Prämolar	101,8 (9,2)	102,7 (7,0)	128,4 (26,2)	21,8 (9,2)	22,7 (7,0)	48,4 (26,2)
	Frontzahn	94,8 (8,1)	104,1 (8,5)	109,4 (12,9)	14,8 (8,1)	24,1 (8,5)	28,4 (12,9)
okklusal (n=240)	Molar	220,1 (35,0)	290,6 (82,4)	447,4 (175,4)	140,1 (35,0)	210,6 (82,4)	367,4 (175,4)
	Prämolar	210,2 (43,1)	271,5 (64,7)	463,9 (175,0)	130,2 (43,1)	191,5 (64,7)	383,9 (175,0)
	Frontzahn	214,0 (40,9)	277,3 (52,2)	461,5 (141,1)	134,0 (40,9)	197,3 (52,2)	381,5 (141,1)

Tabelle 5.8 **Klinische Untersuchung:** p-Werte der paarweisen Vergleiche der internen Passgenauigkeit zwischen den Kappenmaterialien (zusammengefasst für Freiend- und zahnbegrenzte Situation, sowie für Molar, Prämolar und Frontzahn)

Messposition		ZIR	NEM	
	KOM	p= 0,037	p< 0,001	
marginal	ZIR		p=0,040	
	KOM	p< 0,001	p< 0,001	
axial	ZIR		p< 0,001	
	KOM	p< 0,001	p< 0,001	
okklusal	ZIR		p< 0,001	



Abbildung 5.5 Liniendiagramm zur Veranschaulichung der Relation zwischen Messposition und Kappenmaterial für die zahnbegrenzte Situation und die Freiendsituation (KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall).

# 5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Ergebnisse der Laborversuche und der klinischen Untersuchung zeigten keinen signifikanten Unterschied in den Messwerten für die Passgenauigkeit zwischen den drei untersuchten Auswertungsmethoden (externe Analysesoftware, konventionelle Replikatechnik und systemimmanente Trios 3 Software). Somit muss die erste aufgestellte Nullhypothese, dass es einen Unterschied zwischen den Auswertungsmethoden gibt, abgelehnt werden.

Die drei untersuchten CAD/CAM-Materialien zeigten, sowohl in den Ergebnissen der Laborversuche als auch bei der klinischen Untersuchung, einen signifikanten Unterschied in den Messwerten für die Passgenauigkeit. Lediglich die Mittelwerte der Laborversuche für die gesamte interne Passgenauigkeit der drei untersuchten CAD/CAM-Materialien unterschieden sich nicht signifikant. Die Ergebnisse für die verschiedenen Messpositionen zeigten, sowohl bei den Laborversuchen als auch bei der klinischen Untersuchung, einen signifikanten Unterschied zwischen den Materialien. Somit muss die zweite aufgestellte Nullhypothese, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den drei Messkappenmaterialien gibt, teilweise abgelehnt werden.

Die in der Software eingestellten Zementspaltparameter in den Laborversuchen korrelierten weder bei 50  $\mu$ m noch bei 80  $\mu$ m mit den Messwerten für die Passgenauigkeit. Lediglich die Messwerte einer Messkappe aus CAD/CAM-Komposit korrelierten marginal mit dem eingestellten Zementspalt von 50  $\mu$ m. Somit muss die dritte aufgestellte Nullhypothese, dass es eine Korrelation zwischen den voreingestellten Zementspaltparametern und den tatsächlich gemessenen Werten gibt, ebenfalls teilweise abgelehnt werden.

# 6 Diskussion

## 6.1 Methodikdiskussion

Entsprechend der bisherigen Gliederung wird im Folgenden zunächst die Entwicklung der Methodik in Laborversuchen (Kapitel 6.1.1 und 6.1.2) und danach die Methodik der klinischen Untersuchung diskutiert. Eine Entwicklung der Methodik in Laborversuchen war notwendig, da in der Literatur keine Methode beschrieben ist, die die gesamte Passgenauigkeit digital, sowohl unter Laborbedingungen, als auch unter klinischen Bedingungen, bestimmen kann. Die Notwendigkeit der Entwicklung einer solchen Methodik, sowie die Erhebung klinischer Daten wird in der Literatur häufig beschrieben.<sup>79, 91, 141, 177, 176</sup>

## 6.1.1 Versuchsaufbau der Laborstudie

Um die Eignung der digitalen Auswertungsmethoden (systemimmanente Trios 3 Software und externe, digitale Analysesoftware) für verschiedene klinische Situationen zu untersuchen, wurden eine zahnbegrenzte Situation und eine Freiendsituation in zwei Modellen simuliert. Die Best-Fit Überlagerung der Scandatensätze erfolgte für beide digitalen Auswertungsmethoden über die Nachbarzähne, weshalb die Position dieser Zähne relevanten Einfluss auf die Methodik haben. *Zimmermann* überlagerte in einem ähnlichen in vitro Versuchsaufbau über die gesamten dem Zahnstumpf angrenzenden Strukturen. Er untersuchte jedoch lediglich eine zahnbegrenzte Situation.<sup>176</sup> Andere Laborstudien verwendeten Modelle ohne Nachbarzähne und überlagerten über eine Kerbe im Modellsockel<sup>89</sup> oder ein scanübergreifend identisches Koordinatensystem<sup>79, 91, <sup>104, 139</sup>. Keine der bisher in der Literatur beschriebenen Methoden ist jedoch auf eine klinische Situation übertragbar, weshalb in der vorliegenden Studie eine Überlagerung über die Nachbarzähne durchgeführt wurde, was sowohl im Labor als auch klinisch durchführbar ist.</sup>

Eine Eignung der ebenfalls untersuchten und als Referenzmethode definierten konventionellen Replikatechnik wurde sowohl für Laborversuche<sup>44, 123</sup>, als auch für klinische Untersuchungen<sup>88</sup> in der Literatur bereits beschrieben. Zwar wurde die konventionelle Replikatechnik nicht speziell für die Eignung bei einer zahnbegrenzten Situation und einer Freiendsituation untersucht, jedoch sind die Nachbarzähne für die Durchführung dieser Technik irrelevant. Aus diesem Grund kann von einer Eignung der konventionellen Replikatechnik für die Versuchsaufbauten dieser Studie ausgegangen werden.

Um die Messstellen der Passgenauigkeitswerte aller drei untersuchten Auswertungsmethoden vergleichen zu können, musste gewährleistet werden, dass die Schnittebenen immer gleich gewählt wurden. Hierzu wurde für die Laborversuche ein Aufbau entwickelt, durch den der Abformlöffel für die konventionelle Replikatechnik mittels Matrize-/ Patrizesystem dem Modell eindeutig zugeordnet werden konnte. Durch Sägeschnitte in der Löffelwand, die kongruent zu Markierungen auf dem Modell waren, konnte die Übereinstimmung der Schnittebenen aller drei Auswertungsmethoden gewährleistet werden. *Praca et al.* verwendeten ein ähnliches Matrize-/ Patrizesystem, jedoch bestimmten sie die Passgenauigkeit, im Gegensatz zur vorliegenden Studie, lediglich mit der konventionellen Replikatechnik.<sup>120</sup>

## 6.1.2 CAD/CAM-Materialauswahl

Um eine Eignung der untersuchten Auswertungsmethoden (konventionelle Replikatechnik, systemimmanente Trios 3 Software und externe, digitale Analysesoftware) für unterschiedliche CAD/CAM-Restaurationsmaterialien zu bestätigen, wurden Messkappen aus drei verschiedenen Werkstoffen (CAD/CAM-Komposit, Zirkoniumdioxid und Nichtedelmetall) hergestellt. In der Literatur ist beschrieben, dass heute zur Verfügung stehende CAD/CAM-Materialien im wesentlichen drei Werkstoffgruppen (Polymere, Keramiken und Metalle) zugeordnet werden können.<sup>137, 148</sup> Bei der Materialauswahl in der vorliegenden Studie wurde jeweils ein Material aus allen drei Werkstoffgruppen gewählt, um eine Eignung der drei Auswertungsmethoden für alle Werkstoffgruppen zu bestätigen. Zimmermann et al. untersuchten in einer Laborstudie die Passgenauigkeit von zwei Keramiken und einem Polymer mit einer vergleichbaren digitalen Auswertungsmethode. Die Werkstoffgruppe der Metalle war in dieser Studie jedoch nicht enthalten.<sup>178</sup> Andere Autoren, die vergleichbare digitale Auswertungsmethoden verwendeten, untersuchten jeweils lediglich nur ein Material aus der Werkstoffgruppe der Keramiken<sup>91, 104, 176</sup> oder der Metalle<sup>79, 93, 139</sup>. *Rödiger et al.* bestimmten in einer Laborstudie die Passgenauigkeit von zwei Keramiken und einem Metall mit der konventionellen

Replikatechnik.<sup>132</sup> Ebenfalls in einer Laborstudie wurden von *El Ghoul et al.* die Passgenauigkeitswerte von drei Keramiken und einem Polymer mit der konventionellen Replikatechnik erhoben.<sup>43</sup> *Huang et al.* verwendeten auch die konventionelle Replikatechnik und bestimmten die klinische Passgenauigkeit von zwei Keramiken und einem Metall.<sup>66</sup>

Keine der genannten Studien untersuchte jedoch alle drei Werkstoffgruppen mit derselben Auswertungsmethode in einem Versuchsaufbau. Die mangelhafte Vergleichbarkeit von Passgenauigkeitsergebnissen verschiedener Studien mit unterschiedlichen Materialien und Auswertungsmethoden, ist in der Literatur beschrieben.<sup>18, 29, 113, 152</sup>

#### 6.1.3 Probandenauswahl

Die klinische Untersuchung erfolgte an Patienten der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen, welche im Rahmen ihrer zahnärztlichen Behandlung eine prothetische Restauration erhielten. Aufgrund der manuellen Präparation der Zahnstümpfe durch verschiedene Behandler und der individuellen Anatomie humaner Zähne, unterschieden sich die Zahnstümpfe voneinander.<sup>128</sup> Jedoch wurde eine standardisierte Vorgehensweise bei der Präparation durch einheitliche Präparationsrichtlinien und -diamanten gewährleistet.<sup>129</sup> Zudem wurden alle Präparationen durch denselben Prüfzahnarzt (J. V.) kontrolliert.

*Huang et al.* publizierten eine Studie in der die marginale und interne Passgenauigkeit von 270 Einzelzahnkronen untersucht wurde.<sup>66</sup> *Biscaro et al.* untersuchten in einer Studie die marginale Passgenauigkeit von 30 Einzelzahnkronen.<sup>15</sup> In beiden Studien wurden die Präparationen durch nur einen Behandler unter gleichbleibenden Bedingungen durchgeführt. Allerdings waren die Untersuchungszeiträume der Studien deutlich länger. Um eine ausreichende Anzahl an Probanden in kurzer Zeit zu akquirieren, war dieses Vorgehen in der vorliegenden Studie nicht möglich, da die Behandlungen in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik vor allem im Rahmen des Studentenkurses stattfinden. *Bosniac et al.* führten ebenfalls eine Studie im Rahmen des Studentenkurses durch. Sie untersuchten die marginale Passgenauigkeit von Zirkoniumdioxidkappen auf 63 Zahnstümpfen bei insgesamt 23 Patienten.<sup>21</sup> Die Präparation der Zähne wurde, wie in der vorliegenden Studie, durch mehrere verschiedene Behandler durchgeführt.

# 6.1.4 Digitale Abformung der Zahnstümpfe

Zur digitalen Abformung wurde immer dieselbe Hart- und Software des Intraoralscanners (Trios 3 POD, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) verwendet, um mögliche Unterschiede in den Ergebnissen auf die jeweilige Methodik und nicht auf das Gerät zurückführen zu können. Somit wurde im Untersuchungszeitraum auf eine Softwareaktualisierung verzichtet. Vor jedem Intraoralscan wurde eine Kalibrierung der Aufnahmeeinheit nach dem Aufheizen auf Betriebstemperatur mit der vom Hersteller vorgesehenen Kalibrierspitze durchgeführt, da in der Literatur beschrieben ist, dass die Genauigkeit des Scandatensatzes signifikant von der Kalibrierung abhängig ist.<sup>126</sup>

Um die Abweichung des STL-Datensatzes von der tatsächlichen, intraoralen Situation durch Überlagerung der durch die Aufnahmeeinheit erzeugten Einzelbilder zu minimieren, wurde die Scanzeit so kurz wie möglich gehalten.<sup>76</sup> Somit wurden ausschließlich Segmentscans der Präparation und der für die optische Überlagerung notwendigen unpräparierten Nachbarzähne angefertigt.

Für die Segmentscans wurde der vom Hersteller empfohlene Scanpfad eingehalten.<sup>112,</sup> <sup>130</sup> *Müller et al.* konnten in einer Laborstudie mit dem Intraoralscanner Trios 3 in der portablen POD Version zeigen, dass bei diesem Scanpfad die höchste Präzision und Richtigkeit zu erzielen ist.<sup>112</sup>

Die Umgebungsbeleuchtung wurde während des Scans konstant bei 500 Lux gehalten. In der Literatur ist beschrieben, dass bei diesem Wert die Scanqualität hinsichtlich Präzision, Richtigkeit und Dauer am besten ist.<sup>11</sup> Des Weiteren ist durch *Blanco et al.* publiziert worden, dass sich neben der Raumhelligkeit auch eine geringe Lichtintensität positiv auf das Scanergebnis auswirkt.<sup>16</sup> Aus diesem Grund wurde die Untersuchungsleuchte der Dentaleinheit während des Scanvorgangs ausgeschaltet.

Für die Dauer des Scanvorgangs wurde das abzuformende Gebiet mit Hilfe von Dry Tips und Optragate trockengehalten, da Flüssigkeit (z.B. Speichel) auf der Zahnoberfläche reflektieren kann und zu einer Dimensionsänderung des Scan-Datensatzes führt.<sup>76, 86</sup> Dies stellt eine übliche in der Literatur beschriebene Vorgehensweise dar.<sup>17, 21, 130</sup>

### 6.1.5 Herstellung der Messkappen

Zur Herstellung der Messkappen aus CAD/CAM-Komposit (KOM), Zirkoniumdioxid (ZIR) und Nichtedelmetall (NEM) wurde für jeden Zahnstumpf ein individueller CAD-Datensatz anhand identischer Zementspaltparameter angefertigt. Eine gestaltungsbedingte Abweichung der Kappen beziehungsweise der Passgenauigkeitsmesswerte konnte somit ausgeschlossen werden. Die Kappen wurden auf den vom Hersteller empfohlenen CNC-Fräsmaschinen (Kapitel 4.2, Tabelle 4.2) in einer standardisierten Herstellungskette durch einen externen Zulieferer gefertigt. Aufgrund der unterschiedlichen werkstoffkundlichen Eigenschaften war es somit nicht möglich, alle drei CAD/CAM-Materialien auf einer Maschine zu schleifen. Da *Hasanzade et al.*<sup>60</sup> beschrieben, dass eine manuelle Nachbearbeitung einen signifikanten Einfluss auf die interne und marginale Passgenauigkeit von CAD/CAM gefrästen Kronen hat, wurde in der vorliegenden Studie auf eine manuelle Nachbearbeitung der Messkappen verzichtet. Vor der Durchführung der Passgenauigkeitsuntersuchung wurde jede Kappe auf eine etwaige Beschädigung unter einem digitalen Lichtmikroskop (Smartzoom 5, Zeiss) untersucht.

Studien, die die Passgenauigkeit von CAD/CAM gefertigten Einzelzahnrestaurationen untersuchten, verwendeten eingestellte Zementspaltparameter zwischen 30  $\mu$ m<sup>66, 79</sup> und 500  $\mu$ m<sup>56, 99</sup>. Der Zementspaltparameter in der vorliegenden Studie wurde für die Laborversuche auf 50  $\mu$ m beziehungsweise 80  $\mu$ m festgesetzt. Ein Zementspalt von 50  $\mu$ m wurde von *Dreyer-Jorgensen* als optimaler Zementspalt für metallische Restaurationen postuliert.<sup>38</sup> Diesen Zementspaltparameter haben in der Folge viele weitere Studien verwendet.<sup>56, 99, 98</sup> Einen eingestellten Zementspaltparameter von 80  $\mu$ m, wie er auch in dieser Studie verwendet wurde, beschrieben ebenfalls viele Studien.<sup>131, 151</sup> Aufgrund der Ergebnisse der Laborversuche, bei denen mit einem Zementspaltparameter von 80  $\mu$ m, tendenziell kleinere Werte gemessen wurden als mit 50  $\mu$ m, wurden in der klinischen Untersuchung lediglich Kappen mit diesem Zementspalt hergestellt.

### 6.1.6 Zementspaltabformung

In der vorliegenden Studie wurde der Zementspalt mit Hilfe eines A-Silikons - dem Silikonreplika – simuliert, welches ein etabliertes Verfahren darstellt.<sup>44, 94, 120, 123, 162</sup> Die Herausforderung hierbei war es, eine Methodik zu entwickeln, bei der das Silikonreplika ohne Beschädigung auf dem Zahnstumpf verbleibt. Zudem sollte die Methode auch klinisch an vitalen Zahnstümpfen anwendbar sein, wodurch sich in anderen Studien verwendeten Methoden wie z.B. ein Aufrauen der Zahnoberfläche durch Pulverstrahlen nicht eigneten.<sup>93</sup> Somit wurde in der vorliegenden Studie vor der Zementspaltabformung ein Puderspray in das Lumen der Messkappen appliziert, welches als Isolationsmittel diente und vollständig auf dem Silikon haften blieb. Dies konnte durch die bläuliche Farbe des Puders kontrolliert werden, von dem nach der Abformung keine Reste mehr auf der Innenseite der Kappe verbleiben durften. War dies doch der Fall, wurde die Zementspaltabformung wiederholt. Ebenso führte eine Zerstörung oder Ablösung des Silikonreplikas vom Zahnstumpf zu einer Wiederholung der Zementspaltabformung. Moldovan et al. zeigten in einer Laborstudie, dass die Puderschichtdicke des CEREC Optispray (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) eine Stärke von 20-40 µm hat.<sup>104</sup> Ein Verbleiben des Puders in der Kappe hätte somit signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse gehabt, da die Schichtdicke des Silikonreplikas um die Stärke der Puderschicht geringer wäre.

Durch *Yu et al.* wurde publiziert, dass die angewandte vertikale Kraft während des Einsetzens einer Restauration einen signifikanten Einfluss auf die Zementspaltdicke und damit die Passgenauigkeit einer Restauration hat.<sup>173</sup> Aus diesem Grund wurden die Messkappen für die Zementspaltabformung mit einer konstanten Kraft von 20 N auf den Stumpf gedrückt. In der Literatur wird diese Kraft in vielen Studien zur Passgenauigkeitsmessung angewandt.<sup>44, 91, 104, 120, 139</sup> In den meisten Studien zur Passgenauigkeitsmessung wird die Restauration mit maximalem Fingerdruck auf den Stumpf gedrückt.<sup>7, 9, 28, 57, 77</sup> Hierbei handelt es sich jedoch um keine reproduzierbare, standardisierte Kraft, da der maximale Fingerdruck von Untersucher zu Untersucher unterschiedlich ist.

Durch das beschriebene Vorgehen konnte eine dimensionsgetreue, reproduzierbare Darstellung der Diskrepanz zwischen Kappeninnenseite und Zahnstumpf gewährleistet werden. Die Kappen konnten mithilfe der integrierten Abnehmhilfen vestibulär und oral schonend entfernt werden.

#### 6.1.7 Überlagerung der STL-Datensätze

Im Rahmen der Passgenauigkeitsmessung mit den beiden digitalen Messmethoden mussten die beiden STL-Datensätze (mit und ohne Silikonreplika) digital überlagert werden. Die meisten Studien verwenden hierzu einen Best-Fit Algorithmus, bei dem die STL-Datensätze automatisch durch die Software so überlagert werden, dass mittelwertig die geringste Abweichung besteht.<sup>19, 89, 93, 177</sup> *Mennito et al.* konnten in einer Studie zeigen, dass die Überlagerung über bewegliche Schleimhaut zu signifikant schlechteren Ergebnissen führt, als wenn unbewegliche Areale zur Deckung gebracht werden.<sup>102</sup> Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Studie über die unpräparierten Nachbarzähne überlagert, welche ihre Geometrie und Position zwischen den Scans nicht verändert haben. Sichergestellt wurde dies durch eine temporäre Krone mit korrekt dimensionierten Approximalkontakten zur interdentalen Fixierung. In der Literatur stellt die temporäre Versorgung präparierter Stümpfe eine übliche Vorgehensweise dar.<sup>13, 26, 90</sup>

Ein weiterer Grund für dieses Vorgehen war die Tatsache, dass zwischen den beiden Scans mindestens fünf Tage lagen, in denen die Kappen hergestellt wurden. Wie Einarsdottir et al. in einer Studie zeigen konnten, kann es in dieser Zeit zu signifikanten Dimensionsveränderungen der oralen Weichgewebe kommen.<sup>42</sup> Sie untersuchten die Dimensionsveränderung des oralen Weichgewebes nach Kronenpräparation und Anwendung der Doppelfadentechnik und fanden heraus, dass es zu einer durchschnittlichen Gingivarezession von  $49 \pm 13 \,\mu\text{m}$  kommt. In 21% der Fälle kam es sogar zu einer Rezession von mehr als 100µm.<sup>42</sup> Würde man die Bereiche, in denen die Dimensionsveränderungen der oralen Weichgewebe stattfinden, in die Best-Fit Überlagerung mit einbeziehen, hätte dies signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse. In der Literatur ist beschrieben, dass die Anwendung eines Best-Fit Algorithmus zu Überlagerungsabweichung  $< 5 \ \mu m$  zwischen den Scan-Datensätzen führen kann.<sup>155</sup> O'Toole et al. führten eine Studie durch, in der sie die Genauigkeit der Überlagerung zweier Scans durch einen Best-Fit Algorithmus, ein scanübergreifend gleiches Koordinatensystem und eine Dreipunktüberlagerung verglichen. Sie zeigten, dass eine Überlagerung über ein scanübergreifend gleiches Koordinatensystem zu den geringsten Überlagerungsabweichungen führt.<sup>116</sup> Dies ist jedoch klinisch nicht umsetzbar, da man hierfür auf eine Referenzstruktur angewiesen ist, über die das Koordinatensystem aufgespannt werden kann. Die Anwendung eines Best-Fit Algorithmus zeigte geringere Abweichungen als die Dreipunktüberlagerung.<sup>116</sup> Somit stellte die Best-Fit Überlagerung die Methode der Wahl für die vorliegende Studie dar.

#### 6.1.8 Überabformung für die konventionelle Replikatechnik

Um die Passgenauigkeit mit der konventionellen Replikatechnik zu messen, musste das Silikonreplika, welches vorher auf dem Stumpf gescannt wurde, zerstörungsfrei abgenommen und stabilisiert werden. Hierzu kam eine Überabformung nach dem Doppelmischprotokoll zum Einsatz. Bei diesem Abformverfahren entstehen die geringsten Rückstellkräfte, weshalb die Stumpfdimension bei der Doppelmischabformung am exaktesten dem Original entspricht.<sup>94</sup> Daraus resultiert, dass es bei diesem Abformverfahren zu der geringsten Dimensionsänderung des Silikonreplikas kommt. Nach der Entnahme aus dem Mund, wurde die Abformung in einem Tauchbad desinfiziert. Hierbei wurde darauf geachtet, dass eine Liegezeit von zehn Minuten nicht überschritten wurde, da es sich bei dem gewählten Abformmaterial um ein Vinylpolyethersilikon handelte, welches durch Wasseraufnahme quellen und seine Dimension verändern kann.<sup>96, 160</sup>

## 6.1.9 Erhebung der Passgenauigkeitsmesswerte

Mit digitalen Auswertungsmethoden ist es möglich mehr als 40.000 Messwerte zu erheben, was die Auswertung jedoch sehr unübersichtlich gestaltet.<sup>79</sup> Aus diesem Grund verwendeten einige Autoren Farbschemata um die gesamte Passgenauigkeit grafisch darzustellen.<sup>79, 89, 91, 104</sup> In der vorliegenden Studie sollten die neuen, digitalen Auswertungsmethoden mit der konventionellen Replikatechnik vergleichend gegenüber gestellt werden. Bei der konventionellen Replikatechnik sind die Messstellen auf die Schnittflächen beschränkt, weshalb eine Bestimmung der gesamten Passgenauigkeit, durch Erhebung ausreichend vieler Werte, nicht möglich ist.<sup>18, 19, 28</sup> Um einen Vergleich der drei untersuchten Auswertungsmethoden zu ermöglichen, wurden die Messwerte aller drei Methoden an 16 definierten Stellen verglichen. Es wäre jedoch bei den untersuchten digitalen Auswertungsmethoden ohne weiteres möglich, beliebig viele Messwerte an allen Stellen der Präparation zu erheben. Ziel der vorliegenden Studie war es jedoch die drei Auswertungsmethoden zu vergleichen, weshalb hierauf verzichtet wurde. Die Passgenauigkeitswerte wurden bei allen drei untersuchten Methoden an den gleichen 16 definierten Stellen erhoben. Hierzu wurden Untersuchungsebenen in vestibulooraler und mesio-distaler Richtung gelegt (siehe Kapitel 4.4) Bei den Laborversuchen konnte die Übereinstimmung der Ebenen durch die Kongruenz der Führungsrillen im Abformlöffel und die Referenzmarkierungen auf dem Modell gewährleistet werden. Bei der klinischen Untersuchung konnte dies nur annährend realisiert werden, da eine Standardisierung wie in den Laborversuchen nicht möglich war. Aus diesem Grund wurde die Ebene in mesio-distaler Richtung durch die Zentralfissuren beziehungsweise die Schneidekanten der Nachbarzähne parallel zur Zahnachse des Stumpfes gelegt. Die vestibulo-orale Ebene wurde senkrecht auf diese Ebene durch den Mittelpunkt des Stumpfes gelegt. Die Schnittebenpositionierung in mesio-distaler und vestibulo-oraler Richtung, sowie senkrecht zur Stumpfachse stellt ein in der Literatur häufig angewendetes Verfahren dar.<sup>21, 120, 152, 162</sup> Bei den beiden digitalen Methoden waren die Ebenen leichter zu positionieren, da die Scans am Computerbildschirm in allen Raumrichtungen gedreht werden konnten. Bei der konventionellen Replikatechnik mussten die Schnittebenen in der Negativform der Abformung positioniert werden. Speziell die Richtung der Stumpfachse konnte nur näherungsweise bestimmt werden, da das Lumen des Silikonreplikas an der Stelle des Stumpfes mit gelber Abformmasse aufgefüllt wurde (Selektionsbias der Schnittebenen). Abbildung 6.1 verdeutlicht diese Problematik.



Abbildung 6.1 Problematik der Bestimmung der Stumpfachsenrichtung.

Aus diesem Grund wurden zuerst die Schnittebenen für die konventionelle Replikatechnik gesetzt und anschließend die Ebenenpositionen für die digitalen Messmethoden daran visuell angepasst. Die Messpunkte konnten, wie auch bei den Laborversuchen, exakt anhand der standardisierten Konstruktionsgeometrie (siehe Abbildung 4.17) für alle untersuchten Verfahren gleich positioniert werden. Eine vergleichbare Messpunktauswahl ist vielfach in der Literatur beschrieben,<sup>88, 152, 153</sup> jedoch verwenden die Autoren keine standardisierte Konstruktionsgeometrie wie in der vorliegenden Studie, sondern setzen die Messpunkte manuell. Lediglich *Praca et al.* verwendeten eine ähnliche standardisierte Konstruktionsgeometrie zur Messstellenpositionierung.<sup>30</sup> Die Passgenauigkeitsmesswerte (Dicke des Silikonreplikas beziehungsweise Abstand zwischen den Scans) wurden senkrecht auf die Oberfläche des Stumpfes erhoben. So konnte gewährleistet werden, dass die Ergebnisse nicht durch unterschiedliche Richtungen der Abstands- beziehungsweise Dickenmessung beeinflusst werden. Abbildung 6.2 veranschaulicht diese Problematik (Selektionsbias bei unterschiedlicher Richtungsmessung).



Abbildung 6.2 Richtungsproblematik der Dicken- beziehungsweise Abstandsmessung

Grün: Messung senkrecht zum Zahnstumpf, wie in der vorliegenden Studie.

Rot: Messung nicht senkrecht zum Zahnstumpf.

### 6.1.10 Statistische Auswertung

Für die Laborversuche wurde die Zementspaltabformung mit jeder Messkappe fünf Mal wiederholt und die Messwerte für jede Abformung mit allen drei Auswertungsmethoden erhoben. Ein vergleichbares Vorgehen ist in der Literatur beschrieben.<sup>19, 88, 114</sup>

Für die klinische Untersuchung wurde eine Stichprobenzahl von 30 definiert. Zur Ermittlung dieser Fallzahl wurde eine Power-Analyse auf Grundlage der Daten einer vergleichbaren Voruntersuchung durchgeführt.<sup>21, 46</sup> *Bosniac et al.* und *Boeddinghaus et al.* führten ebenfalls eine Power-Analyse durch, um die statistisch notwendigen Fallzahlen zu bestimmen.<sup>17, 21</sup>

In der Literatur ist die Problematik der Interpretation von Signifikanzen bei multiplen Testungen ohne Korrektur beschrieben.<sup>163</sup> Um eine mögliche Kumulation der Alphafehler zu berücksichtigen, wurden die p-Werte nach der Bonferoni-Methode korrigiert. Die beschriebene Korrektur wird ist in der Literatur auch von anderen Autoren verwendet.<sup>120, 132</sup>

Die statistische Analyse der Messergebnisse erfolgte durch eine multifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA). Dieses Vorgehen ist in der Literatur auch von anderen Autoren beschrieben worden.<sup>17, 120</sup> Die Varianzhomogenität der Residuen wurde für die Laborversuche und die klinische Untersuchung durch einen Levene-Test überprüft. *Boitelle et al.* verwendeten diesen Test ebenfalls, um die Varianzhomogenität zu überprüfen.<sup>19</sup> Der Levene-Test stellt den Standardtest zur Analyse der Varianzhomogenität der verwendeten Software dar.

# 6.2 Ergebnisdiskussion

Entsprechend der bisherigen Gliederung werden im Folgenden auch die Ergebnisse getrennt nach Laborversuchen und klinischer Untersuchung diskutiert.

### 6.2.1 Laborversuche

Die Ergebnisse der Laborversuche in der vorliegenden Studie lassen sich nur bedingt mit den Ergebnissen anderer Studien vergleichen, da die Versuchsaufbauten, Kappenmaterialien und verwendeten Scanner stark variieren.<sup>152</sup> Trotzdem soll versucht werden,

die Ergebnisse dieser Studie mit denen von anderen Autoren in Bezug zu setzen. Falk et.al führten eine Studie zur Validierung der konventionellen Replikatechnik durch. Sie verwendeten diese Technik zehn Mal mit derselben Zirkoniumdioxidkrone und verglichen die gemessenen Werte an neun Stellen. Es konnte festgestellt werden, dass sich diese Technik zur Messung der internen und marginalen Passgenauigkeit in vitro eignet.<sup>44</sup> Die Anwendbarkeit der konventionellen Replikatechnik wurde darüber hinaus in der Literatur für Laborstudien von vielen Autoren bestätigt.<sup>7, 77, 120, 159</sup> Diese Erkenntnisse decken sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie, in der die konventionelle Replikatechnik keine signifikanten Unterschiede zu den beiden anderen untersuchten Auswertungsmethoden zeigte. Mai et al. führten eine Studie durch, um die von ihnen beschriebene "CART" mit der konventionellen Replikatechnik zu vergleichen. Sie stellten keine signifikanten Unterschiede in den gemessenen Werten für die Passgenauigkeit fest.93 Da es sich bei den untersuchten digitalen Auswertungsmethoden (externe Analysesoftware und systemimmanente Trios 3 Software) um Modifikationen der beschriebenen "CART" handelt, decken sich die Ergebnisse mit den Ergebnissen der Laborversuche der vorliegenden Studie. Rudolph et al. untersuchten in einer Studie die Reliabilität der konventionellen Replikatechnik und der "Computer-Assisted replica measurement technique", wobei es sich ebenfalls um eine Modifikation der in dieser Studie verwendeten, digitalen Auswertungsmethoden handelt. Sie stellten keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden untersuchten Auswertungsmethoden fest, jedoch war die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei der digitalen Methode höher.<sup>139</sup> Als Grund hierfür gaben sie an, dass die manuelle Distanzmessung zweier Punkte unter dem Lichtmikroskop nicht objektiv ist. In der Literatur wurden Modifikationen der in dieser Studie untersuchten digitalen Auswertungsmethoden erfolgreich angewendet und zeigten vergleichbar konstante Ergebnisse wie in der vorliegenden Laboruntersuchung.<sup>79, 89,</sup> 104, 178, 177

Die meisten Studien, die sich mit der Messung der marginalen oder internen Passgenauigkeit beschäftigten verwendeten Zirkoniumdioxidkappen.<sup>9, 28, 44, 150, 153</sup> Vergleichsstudien zur Messung der Passgenauigkeit zwischen verschiedenen Kappenmaterialien in einem Versuchsaufbau sind, wie in Kapitel 3.3 beschrieben, sehr limitiert. Die Materialkombination, wie sie in dieser Studie untersucht wurde (*CAD/CAM-Komposit, Zirkoniumdioxid und Nichtedelmetall*), wurde noch in keiner publizierten Studie untersucht. *Zimmermann et al.* untersuchten in einer Studie die interne Passgenauigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit, sowie einer gefrästen, zirkonverstärkten Lithiumsilikatkeramik und einer leuzitverstärkten Glaskeramik.<sup>178</sup> Sie maßen die kleinsten Werte für CAD/CAM-Komposit, was sich mit den Ergebnissen dieser Laborstudie deckt. El Ghoul et al. verwendeten ebenfalls unter anderem ein CAD/CAM-Komposit, welches jedoch die schlechtesten Ergebnisse aller untersuchten Materialien zeigte. Allerdings ist in dieser Studie beschrieben, dass viele der Kappen aus diesem Material eine manuelle Nachbearbeitung benötigten.<sup>43</sup> Dies kann, wie Hasanzade et al. beschrieben, zu Änderungen der Passgenauigkeitsergebnisse führen.<sup>60</sup> Es zeigte sich jedoch bei allen vier untersuchten Materialien eine Zunahme der gemessenen Werte von marginal nach okklusal, was den Ergebnissen der vorliegenden Studie entspricht. Ueda et al. untersuchten in einer Studie die Passgenauigkeit eines gefrästen Nichtedelmetalls und eines Zirkoniumdioxids. Sie ermittelten beim Nichtedelmetall eine bessere marginale Passgenauigkeit als beim Zirkoniumdioxid. Die Werte für die interne Passgenauigkeit unterschieden sich nicht signifikant.<sup>162</sup> In dieser Studie wurden die Kappen beider Materialien in derselben CNC-Fräsmaschine hergestellt. Diese ist jedoch nicht für das Nichtedelmetall zugelassen, weshalb keine Aussage über die Passgenauigkeit der klinisch anwendbaren Herstellungskette für das Material getroffen werden kann.<sup>1</sup> Darüber hinaus ist in der Studie keine nähere Angabe über die Art des Zirkoniumdioxds getroffen worden und das Sinterprotokoll unterscheidet sich von dem in der vorliegenden Studie durchgeführten. In der Literatur ist beschrieben, dass sich beides signifikant auf die Passgenauigkeit der Zirkoniumdioxidkappe auswirken kann.<sup>4, 22</sup> Die genannten Unterschiede im Versuchsprotokoll könnten der Grund für die ungleichen Ergebnisse der vorliegenden Studie und der Untersuchung von Ueda et al. sein. Pimenta et al. untersuchten die Passgenauigkeit von gefrästem Nichtedelmetall, Zirkoniumdioxid und Lithiumdisilikatkeramik. Die Kappen aus Nichtedelmetall zeigten die höchsten Werte für die interne Passgenauigkeit, was sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie deckt.

*Rezende et al.* stellten in einer Laborstudie fest, dass sich die gemessene interne Passgenauigkeit von Zirkoniumdioxidkappen sowohl vor als auch nach dem Sintervorgang signifikant von dem in der Software eingestellten Zementspaltparameter unterscheidet.<sup>40</sup> Diese Ergebnisse decken sich zum großen Teil mit denen der vorliegenden Studie. Lediglich bei der Kappe aus CAD/CAM-Komposit und einem eingestellten Zementspaltparameter von 50 µm zeigte der gemessene Mittelwert keinen signifikanten Unterschied zu dem eingestellten Wert. Alle anderen 35 Mittelwerte (siehe Tabellen 5.2 und 5.3) korrelierten nicht mit dem Sollwert, sodass davon auszugehen ist, dass es sich hierbei um eine zufällige Übereinstimmung handelt. Ein Grund für die Diskrepanz zwischen eingestelltem Zementspaltparameter und tatsächlicher Passgenauigkeit könnte die Fräsradiuskorrektur sein, die in vielen CAM-Strategien integriert ist. Die Fräsradiuskorrektur beschreibt das überhöhte Ausfräsen eines Radius auf der Innenseite der Krone, wenn der kleinste Radius des verwendeten Fräsers nicht mehr klein genug ist, um die gewünschte Geometrie auszufräsen.<sup>146</sup> Um zu verhindern, dass die Restauration an dieser Stelle den Zahnstumpf berührt bevor die Restauration ihre Sollposition erreicht hat, wird die Krone an dieser Stelle zu Ungunsten der Passgenauigkeit größer ausgefräst. Die CAM-Strategie beschreibt die Laufbahn, die der Fräser der CNC-Maschine während des Fräsvorganges abfährt.<sup>146</sup> Je enger diese Bahnen nebeneinander liegen, desto genauer wird die Restaurationsgeometrie ausgefräst. Anderseits verlängert sich jedoch auch die Fertigungszeit mit steigender Anzahl der Fräsbahnen.<sup>157</sup> Zimmermann et al. untersuchten in einer Studie die Passgenauigkeit von vollkeramischen Kronen, gefräst nach verschiedenen CAM-Strategien. Sie stellten einen signifikanten Unterschied zwischen den CAM-Strategien hinsichtlich der Passgenauigkeit fest.<sup>177</sup>

## 6.2.2 Klinische Untersuchung

Die Ergebnisse lassen sich mit der Literatur nur bedingt vergleichen, da die vorliegende Studie die erste ist, die drei verschiedene Auswertungsmethoden der internen und marginalen Passgenauigkeit klinisch miteinander vergleicht.

*Huang et al.* untersuchten in einer klinischen Studie die marginale und interne Passgenauigkeit von 270 Einzelzahnkronen aus drei verschiedenen Materialien (Kobalt-Chrom Legierung, Zirkoniumdioxid und Lithiumdisilikatkeramik) mit der konventionellen Replikatechnik.<sup>66</sup> Sie stellten für die Kobalt-Chrom Legierung marginal und axial eine signifikant bessere Passgenauigkeit, als für Zirkoniumdioxid und Lithiumdisilikatkeramik fest. Okklusal zeigte sich für die Kobalt-Chrom-Legierung ein signifikant größerer Wert als für die beiden anderen Materialien, was sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie deckt. Allerdings unterschieden sich bei dieser Studie die Herstellungsarten und eingestellten Zementspaltparameter der verschiedenen CAD/CAM-Materialien, was die Passgenauigkeitsergebnisse der einzelnen Herstellungsketten und CAD/CAM-Materialien nur bedingt vergleichbar macht. Es zeigte sich außerdem bei keinem der Materialien eine Korrelation zum eingestellten Zementspaltparameter. Darüber hinaus bestand kein Unterschied zwischen den Zahnkategorien (Frontzahn, Prämolar und Molar). Die beiden letztgenannten Punkte decken sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie.

*Biscaro et al.* untersuchten in einer klinischen Studie die marginale Passgenauigkeit von konventionell hergestellten Edelmetallverblendkronen mit Zirkoniumoxidkronen, hergestellt mit zwei verschiedenen CAD/CAM-Systemen.<sup>15</sup> Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den drei verschiedenen Gruppen, was sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie deckt. Allerdings unterschieden sich bei der Studie von *Biscaro et al.* die Herstellungsarten, was eine Aussage über die Passgenauigkeit der Materialien nur bedingt zulässt. Darüber hinaus wurde in dieser Studie nur die marginale und nicht die interne Passgenauigkeit untersucht.

*Bosniac et al.* untersuchten in einer klinischen Studie die marginale Passgenauigkeit von Zirkoniumdioxidkappen hergestellt auf Grundlage digitaler Abformungen mit zwei unterschiedlichen Intraoralscannern und einer laborseitig digitalisierten konventionellen Abformung.<sup>21</sup> Sie stellten zwar bei einem der beiden untersuchten Intraoralscanner einen signifikanten Unterschied zwischen den erzielbaren marginalen Passgenauigkeiten der verschiedenen Zahnkategorien (Frontzahn, Prämolar und Molar) fest, erklärten dies aber mit der Größe des Handstücks. Die Ergebnisse für die untersuchten Molaren waren mit diesem Intraoralscanner signifikant schlechter, da der Platz für das Handstück im Molarengebiet geringer ist, als im Prämolaren und Frotzahngebiet. Bei dem anderen untersuchten Intraoralscanner, mit kleinerem Handstück, trat dieser Effekt nicht auf. Sie stellten fest, dass grundsätzlich kein Unterschied zwischen den erzielbaren marginalen Passgenauigkeiten zwischen den Zahnkategorien besteht. Diese Erkenntnis deckt sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie, wenn auch von *Bosniac et al.* nur die marginale und nicht die interne Passgenauigkeit untersucht wurde.

# 6.2.3 Gegenüberstellung der Ergebnisse aus Laborversuchen und klinischer Untersuchung

Der Vergleich der Ergebnisse aus den Laborversuchen und der klinischen Untersuchung zeigt, dass sich die Ergebnisse in den meisten Punkten decken. Aus Gründen der Übersichtlichkeit soll im Folgenden nur auf die Unterschiede in den Ergebnissen eingegangen werden und diese kritisch hinterfragt werden. Die deckungsgleichen Ergebnisse wurden in den Kapiteln 6.2.1 und 6.2.2 diskutiert.

Anders als bei den Laborversuchen zeigten sich bei der klinischen Untersuchung signi-

fikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten für die gesamte interne Passgenauigkeit der einzelnen Kappenmaterialien. Dieser Unterschied lässt sich durch die höhere Anzahl der untersuchten Kappen (Laborversuche: 12 Kappen, klinische Untersuchung: 90 Kappen) erklären. Bei den Laborversuchen wurde die Passgenauigkeit derselben 12 Kappen fünf Mal untersucht, während bei der klinischen Untersuchung nur einmal bei allen 90 Kappen gemessen wurde. Die klinischen Ergebnisse liefern folglich die statistisch aussagekräftigeren Ergebnisse bezüglich des Passgenauigkeitsvergleichs der untersuchten Kappenmaterialien.

Bei den Laborversuchen zeigte sich lediglich bei einer Kappe (*CAD/CAM-Komposit*, 50µm) und einer Messposition (marginal) eine Korrelation mit dem eingestellten Zementspaltparameter. Bei der klinischen Untersuchung zeigte sich bei allen Kappenmaterialien an der Messposition marginal eine Korrelation mit dem eingestellten Passungsparameter. Dies lässt sich ebenfalls mit der höheren Kappenanzahl bei der klinischen Untersuchung erklären, weshalb den klinischen Ergebnissen die höhere statistische Relevanz zugeschrieben werden muss. Es lässt sich also festhalten, dass die tatsächliche Dimension des Zementspaltes marginal am wenigsten vom eingestellten Fräsparameter abweicht und der Zementspalt nach okklusal bei allen Materialien größer wird. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von Mai et al. <sup>93</sup> und anderen Autoren in der Literatur.<sup>40,</sup> <sup>66, 77, 162, 178</sup> In künftigen Studien wäre es von hoher klinischer Relevanz zu untersuchen, weshalb die Diskrepanz zwischen eingestelltem Zementspalt und tatsächlich gemessener interner Passgenauigkeit von marginal nach okklusal so stark zunimmt.

# 6.3 Schlussfolgerung und klinische Relevanz

Im Folgenden sollen die Ergebnisse der vorliegenden Studie in einen größeren Zusammenhang zur Literatur gestellt werden. In der Vergangenheit haben sich viele Autoren mit Methoden zur Messung der internen und marginalen Passgenauigkeit beschäftigt und diese untereinander verglichen (siehe Kapitel 3.2 und 6.2.1). Allerdings handelt es sich bei allen Studien um Laborversuche, die nur bedingt auf die tatsächliche, klinische Situation im Munde des Patienten übertragbar sind. In der Literatur ist beschrieben, dass Versuche unter Laborbedingungen durch das Fehlen von Einflussfaktoren, wie Speichel und Bewegungen des Patienten, zu signifikant anderen Ergebnissen führen können, als klinische Studien.<sup>61, 177, 176</sup> Die vorliegende Studie ist die erste, die verschiedene Methoden zur Messung der gesamten internen Passgenauigkeit anhand derselben Messkappen in einer klinischen Situation verglichen hat. Bisher wurde in der Literatur klinisch meist die konventionelle Replikatechnik verwendet, die keine komplette Untersuchung der Passgenauigkeit erlaubt.<sup>28, 57</sup> Wie Moldovan et al. postulierten war somit klinisch noch keine Studie in der Lage einen Bezug zwischen marginaler Passgenauigkeit von festsitzendem Zahnersatz und parodontaler Gesundheit herzustellen.<sup>104</sup> Grund hierfür sind die notwendigen mindestens 50 Messstellen um statistisch den Zementspalt komplett zu betrachten.<sup>57</sup> Die entwickelten digitalen Auswertungsmethoden (externe Analysesoftware und systemimmanente Trios 3 Software) könnten es somit ermöglichen, erstmals den Zusammenhang zwischen marginaler Passgenauigkeit und parodontaler Gesundheit zu untersuchen. Dieser Fortschritt ist für die klinische Praxis von großer Relevanz, da die parodontale Gesundheit für den Erhalt der Zähne und den Kaukomfort von entscheidender Bedeutung ist.48,80,87

Darüber hinaus spielt speziell die okklusale und interne Passgenauigkeit eine entscheidende Rolle für den Langzeiterfolg von vollkeramischen Restaurationen.<sup>56, 131</sup> Mit den entwickelten digitalen Auswertungsmethoden wäre eine Kontrolle der gesamten internen Passgenauigkeit vor dem Einsetzen von vollkeramischem Zahnersatz möglich. Hierdurch könnte es zu einer Reduktion von Restaurationsfrakturen aufgrund von mangelnder okklusaler Integrität kommen. Dieser Punkt hat ebenfalls eine hohe klinische Relevanz, da es durch das Neuanfertigen von Einzelzahnrestaurationen nach Fraktur zu einem erhöhten Zeit- und Kostenaufwand sowohl für den Behandler als auch für den Patienten kommt. Der Zeitaufwand für eine Neuanfertigung der Restauration würde den Zeitaufwand für die Durchführung der Passgenauigkeitsmessung um ein Vielfaches übersteigen.

Bei der Auswertungsmethode mit der *systemimmanenten Trios 3 Software* handelt es sich zudem um eine Methode, die ohne zusätzliches Messinstrumentarium, Messsoftware und Expertenwissen auskommt. Dies ermöglicht eine für den Behandler sehr zeitund kostengünstig durchzuführende Passgenauigkeitsmessung, da lediglich der Intraoralscanner und die Software verwendet wird, die ohnehin für das Herstellen des CAD/CAM gefertigten Zahnersatzes benötigt wird.

Aufgrund der Tatsache, dass in der vorliegenden Studie verschiedene CAD/CAM-Materialien aus allen Werkstoffgruppen für die Kappenherstellung verwendet wurden, ist davon auszugehen, dass sich die entwickelten digitalen Methoden für die Passgenauigkeitsmessung aller Restaurationswerkstoffe eignen. Aus Gründen der Vergleichbarkeit von Ergebnissen ist es wichtig, in der klinischen Praxis eine einheitliche Methode zur Passgenauigkeitsmessung von festsitzendem Zahnersatz zu verwenden. *Son et al.* stellten in einer Studie signifikante Unterschiede zwischen allen fünf in der Studie untersuchten Methoden zur internen Passgenauigkeitsmessung fest. Sie postulierten, dass die Diskrepanz in den Ergebnissen einen Vergleich der Ergebnisse erschwert, wenn nicht sogar unmöglich macht.<sup>152</sup>

# 7 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, eine neue, digitale Messmethode zur Bestimmung der Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen mittels Intraoralscanner zu entwickeln und diese sowohl einer etablierten, konventionellen Replikatechnik als auch einer digitalen, externen Analysesoftware vergleichend gegenüberzustellen. Um unterschiedliche Restaurationsmaterialien hinsichtlich ihrer Eignung als Messkappen zu untersuchen, wurden diese aus verschiedenen CAD/CAM-Werkstoffgruppen hergestellt. Darüber hinaus sollte analysiert werden, inwieweit der bei der Kappenherstellung in der Software einzustellende Zementspaltparameter und die Messposition einen Einfluss auf die Passgenauigkeit haben.

Zunächst erfolgten Laborversuche an zwei Modellen (zahnbegrenzte Situation, Freiendsituation), welche unterschiedliche klinische Situationen simulierten. Hierzu wurde die Präparationen des ersten Molaren mittels Intraoralscanner (Trios 3) gescannt und anhand des Datensatzes jeweils eine Kappe aus CAD/CAM-Komposit (KOM), Zirkoniumdioxid (ZIR) und Nichtedelmetall (NEM) mit einem eingestellten Zementspaltparameter von 50 µm und 80 µm hergestellt. Anschließend erfolgte die Untersuchung der Passgenauigkeit aller zwölf Messkappen mit der konventionellen Replikatechnik und den beiden digitalen Messmethoden an 16 definierten Messpunkten. Die Auswertung wurde mit jeder Messkappe fünf Mal wiederholt.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Auswertungsmethoden und drei Messkappenmaterialien (p> 0.05). Jedoch zeigten sich im Bereich der okklusalen Messpositionen signifikant höhere Passungenauigkeiten als im axialen und marginalen Bereich (p< 0,05). Die Korrelation zwischen voreingestelltem Zementspaltparameter und den tatsächlich gemessenen Werten war bei 80  $\mu$ m höher, als bei 50  $\mu$ m, weshalb für die klinische Untersuchung lediglich 80  $\mu$ m Kappen hergestellt wurden.

Zur Validierung der Laborversuche wurde die klinische Untersuchung an 30 Zähne durchgeführt, die im Rahmen einer prothetischen Versorgung eine Restauration benötigten. Die Präparationen wurden ebenfalls gescannt und auf Grundlage des Datensatzes wurden für jeden Zahn jeweils eine Kappe aus KOM, ZIR und NEM hergestellt. Anschließend erfolgte analog zu den Laborversuchen die Untersuchung der Passgenauigkeit mit allen drei Messmethoden an 16 definierten Messstellen. Die statistische Auswertung der klinischen Ergebnisse zeigte ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen den drei Auswertungsmethoden (p> 0.05). Jedoch zeigten die NEM Messkappen eine signifikant höhere Passgenauigkeit im Vergleich zu ZIR und KOM (p< 0,05). Die okklusalen Messpositionen zeigten bei allen Materialien signifikant höhere Passgenauigkeiten, als die axialen und marginalen Bereiche (p< 0,05). Eine Korrelation zwischen voreingestelltem Zementspalt und tatsächlich gemessenem Spalt konnte im marginalen Bereich bei allen Messkappen festgestellt werden.

Die Untersuchungen zeigten, dass die neue Intraoralscanner-basierte Messmethode sowohl in Laborversuchen, als auch klinisch anwendbar ist und zu keinen signifikant abweichenden Ergebnissen führt, als die herkömmliche, konventionelle Replikatechnik bzw. die digitale, externe Analysesoftware (p > 0.05). Dies ermöglicht eine breite Anwendung der Methodik ohne spezielles Expertenwissen oder einen aufwendigen Versuchsaufbau.

# 8 Summary

The aim of the present study was to develop a new, digital measuring method for determining the fitting accuracy of single-tooth restorations using an intraoral scanner as well as to compare it with both an established, conventional replication technique and a digital, external analysis software. In order to examine different restorative materials with regard to their suitability as measuring caps, these caps were manufactured from different CAD/CAM material groups. In addition, it had to be analyzed to what extent the set cement gap in the software and the measuring position have an influence on the accuracy of fit.

Initially, laboratory tests were carried out on two models (tooth-bounded situation, freeend situation), which simulated different clinical situations. For this purpose, the preparations of the first molar were scanned using an intraoral scanner (Trios 3). On the basis of the generated data set, three copings of CAD/CAM composite (KOM), zirconium dioxide (ZIR) and non-precious alloy (NEM) with an adjusted cement gap parameter of 50  $\mu$ m and 80  $\mu$ m were produced. Subsequently, the fitting accuracy of all twelve measuring caps was examined with the conventional replica technique and the two digital measuring methods at 16 defined measuring points. The evaluation was repeated five times for each measuring cap.

The statistical evaluation of the results showed no significant deviations between the three evaluation methods and three measuring cap materials (p> 0.05). However, significantly higher accuracy of fit was found in the occlusal measurement positions compared to the axial and marginal areas (p< 0.05). The correlation between the set cement gap parameter and the actual measured value was higher at 80  $\mu$ m than at 50  $\mu$ m, resulting in the fabrication of only 80  $\mu$ m caps for the clinical examination.

To validate the laboratory tests, the clinical examination was carried out on 30 teeth that required a single-tooth restoration as part of a prosthetic restoration. The preparations were scanned and, based on the data set, a cap was fabricated from KOM, ZIR and NEM for each tooth. Subsequently, the accuracy of fit was examined with all three measuring methods at 16 defined measuring points.

The statistical evaluation of the clinical results also showed no significant difference between the three evaluation methods (p> 0.05). However, the NEM measuring caps

showed a significantly higher accuracy of fit compared to ZIR and KOM (p < 0.05). The occlusal measuring positions showed significantly higher fitting accuracy for all materials compared to the axial and marginal areas (p < 0.05). A correlation between the set cement gap and the actual measured gap was found in the marginal area for all measuring caps.

The investigations showed that the new intraoral scanner-based measuring method is applicable in laboratory tests as well as clinically and does not lead to significantly different results than the conventional replica technique or the digital, external analysis software (p > 0.05). This allows a broad application of the method without special expert knowledge or a complex test setup.

# 9 Darstellungsverzeichnis

# 9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 3.1 Schematische Darstellung der optischen Triangulation
Abbildung 3.2 Schematische Darstellung der Funktionsweise der konfokalen
Mikroskopie
Abbildung 3.3 Schematische Darstellung des Wavefront Samplings
Abbildung 3.4 Terminologie der marginalen Passgenauigkeit nach Holmes et al. <sup>64</sup> 13
Abbildung 3.5 Passgenauigkeitsmessung mittels OCT 17
Abbildung 3.6 Ablauf der "Triple-Scan-Methode" anhand eines Patientenfalls
Abbildung 4.1 Schematische Darstellung der Methodik. Analoge Schritte sind in blau und digitale Schritte in rot dargestellt
Abbildung 4.2 Modell A zahnbegrenzte Situation (oben) und Modell B Freiendsituation (unten) mit den zugehörigen Kappen aus CAD/CAM-Komposit, Zirkoniumdioxid und Nichtedelmetall
Abbildung 4.3 Schematische Darstellung der Fräsparameter
Abbildung 4.4 Exemplarische Darstellung der Kappen aus CAD/CAM-Komposit,
Zirkoniumdioxid, und Nichtedelmetall (von links nach rechts)
Abbildung 4.5 LuxaCam Composite Fräsblock
Abbildung 4.6 Lava Plus Ronde
Abbildung 4.7 Finoframe CoCr Ronde
Abbildung 4.8 Apparatur zum Ausüben einer definierten Kraft von 20 N auf den Prüfkörper
Abbildung 4.9 Ablauf der Laborversuche mit konventioneller Auswertung (Replikatechnik)
Abbildung 4.10 Ablauf der Laborversuche mit den beiden digitalen Auswertungsmethoden. Analoge Schritte sind in blau und digitale Schritte in rot dargestellt

Abbildung 4.11 Silikonreplikaherstellung bei der klinischen Untersuchung mit der Zirkoniumdioxidkappe
Abbildung 4.12 Auswertung einer klinischen Untersuchung mit der systemimmanenten Trios 3 Software
Abbildung 4.13 Intraoralscanner Trios 3 in der portablen POD Version
Abbildung 4.14 Elektronisches Luxmeter (HT 309)
Abbildung 4.15 Verwendeter Scanpfad aus Blickrichtung des Scanbeginns 47
Abbildung 4.16 Schematische Darstellung der 16 Messstellen pro Schnittfläche 49
Abbildung 4.17 Exemplarische Darstellung des Schnittbildes mit Messstellenkonstruktion der analogen Replikatechnik (oben), der systemimmanenten Trios 3 Software (mitte) und der externen digitalen Analysesoftware (unten)
Abbildung4.18ScreenshotderdigitalenAuswertungsmethodeindersystemimmanentenSoftwaredesIntraoralscannersTrios3 POD.52
Abbildung 4.19 Überlagerung der Scandatensätze über die unpräparierten Nachbarzähne in der externen, digitalen Analysesoftware (blau = STL-Basisdatensatz ohne Silikonreplika, hellgrau = STL-Datensatz mit Silikonreplika, dunkelgrau/rot = selektierte Überlagerungsflächen der unpräparierten Nachbarzähne)
Abbildung 5.1: Boxplot-Diagramme der Laborversuche für beide Modelle (A = zahnbegrenzte Situation / B = Freiendsituation; KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall)
Abbildung 5.2: Liniendiagramm zur Veranschaulichung der Relation zwischen Messposition und Kappenmaterial für Modell A und B mit 50 $\mu$ m und 80 $\mu$ m Zementspaltparameter (KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall)
Abbildung 5.3 Flussdiagramm zur Patientenrekrutierung und Einteilung der Zahnstümpfe
Abbildung 5.4 Boxplot-Diagramme der klinischen Untersuchung (KOM = CAD/CAM- Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall)
Abbildung 5.5 Liniendiagramm zur Veranschaulichung der Relation zwischen Messposition und Kappenmaterial für die zahnbegrenzte Situation und die

Freiendsituation (KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM =
Nichtedelmetall)
Abbildung 6.1 Problematik der Bestimmung der Stumpfachsenrichtung
Abbildung 6.2 Richtungsproblematik der Dicken- beziehungsweise Abstandsmessung
Grün: Messung senkrecht zum Zahnstumpf, wie in der vorliegenden Studie Rot:
Messung nicht senkrecht zum Zahnstumpf

# 9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 3.1 Verfahren zur Messung der internen Passgenauigkeit (+ = Verfahren
anwendbar, - = Verfahren nicht anwendbar)
Tabelle 3.2 Mindestschichtstärken und werkstoffkundliche Parameter von LuxaCam
Composite
Tabelle 3.3Mindestschichtstärken und werkstoffkundliche Parameter von Lava Plus.24
Tabelle 3.4 Mindestschichtstärken und werkstoffkundliche Parameter von
Finoframe CoCr
Tabelle 3.5 Übersicht zur Studienlage der Passgenauigkeiten verschiedener CAD/CAM- Materialien [µm]
Tabelle 3.6 Fortsetzung Übersicht zur Studienlage der Passgenauigkeiten verschiedener
CAD/CAM-Materialien [µm]
Tabelle 4.1 Fräsparameter der Kappen. 32
Tabelle 4.2 Fräsmaschinen und Wiederholgenauigkeiten laut Herstellerangaben. <sup>32, 50, 52</sup>
Tabelle 4.3 Sinterprogramm Lava Plus, laut Herstellerangaben. <sup>3</sup> 35
Tabelle 4.4 Zusammensetzung Finoframe CoCr, laut Herstellerangaben. <sup>51</sup>
Tabelle 5.1 Ergebnisse der Laborversuche für beide Modelle (KOM = CAD/CAM-
Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall; A = zahnbegrenzte
Situation / B = Freiendsituation) [ $\mu$ m]
Tabelle 5.2 Ergebnisse der internen Passgenauigkeitsmessung (zusammengefasst aus
allen drei Auswertungsmethoden) für das Modell A 59

Tabelle 5.3 Ergebnisse der internen Passgenauigkeitsmessung (zusammengefasst aus
allen drei Auswertungsmethoden) für das Modell B
Tabelle 5.4 Laborversuche (Modell A und B): P-Werte der paarweisen Vergleiche der
internen Passgenauigkeit zwischen den Kappenmaterialien (zusammengefasst für 50
und 80µm Zementspalt)
Tabelle 5.5: Ergebnisse der klinischen Untersuchung (KOM = CAD/CAM-Komposit /
ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall) [µm]
Tabelle5.6ZahnbegrenzteSituation:Ergebnissederinternen
Passgenauigkeitsmessung (zusammengefasst aus allen drei Auswertungsmethoden)
(KOM = CAD/CAM-Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall). 67
Tabelle      5.7      Freiendsituation:      Ergebnisse      der      internen      Passgenauigkeitsmessung
(zusammengefasst aus allen drei Auswertungsmethoden) (KOM = CAD/CAM-
Komposit / ZIR = Zirkoniumdioxid / NEM = Nichtedelmetall)
Tabelle 5.8 Klinische Untersuchung: p-Werte der paarweisen Vergleiche der internen
Passgenauigkeit zwischen den Kappenmaterialien (zusammengefasst für Freiend- und
zahnbegrenzte Situation, sowie für Molar, Prämolar und Frontzahn)
Tabelle 11.1 Verwendete Materialien mit Chargennummern. 108
Tabelle 11.2 Verwendete Geräte mit Softwareversionen (falls vorhanden).    109

# 10 Literaturverzeichnis

- 1. 3M ESPE. Lava CNC 500 technisches Datenblatt. http://multimedia.3m.com/mws/media/563205.0/lavatm-cnc-500-millingmachine.pdf (abgerufen am 20.01.2020); 2009.
- 2. 3M ESPE. Technisches Produktprofil Lava Plus. http://multimedia.3m.com/mws/media/860548.0/lava-plus-tpp-d.pdf (abgerufen am 20.01.2020); 2014.
- 3. 3M ESPE. Hinweis für das Fräsen von Lava Plus hochtransluzentem Zirkoniumoxid. http://multimedia.3m.com/mws/media/1034225.0/lava-plus-handling-guideline-d.pdf (abgerufen am 20.01.2020); 2015.
- 4. Ahmed W. M., Abdallah M. N., McCullagh A. P., Wyatt C. C. L., Troczynski T., Carvalho R. M. Marginal Discrepancies of Monolithic Zirconia Crowns: The Influence of Preparation Designs and Sintering Techniques. *J Prosthodont*; 28: 288-298; 2019.
- 5. Al-Imam H., Michou S., Benetti A. R., Gotfredsen K. Evaluation of marginal and internal fit of acrylic bridges using optical coherence tomography. *J Oral Rehabil*; 46: 274-281; 2019.
- 6. Alghazzawi T. F., Liu P. R., E. Essig M. The effect of different fabrication steps on the marginal adaptation of two types of glass-infiltrated ceramic crown copings fabricated by CAD/CAM technology. *J Prosthodont* 21: 167-172; 2012.
- 7. Almeida e Silva J. S., Erdelt K., Edelhoff D., Araujo E., Stimmelmayr M., Vieira L. C., Güth J. F. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*; 18: 515-523; 2014.
- 8. Alster D., Feilzer A. J., De Gee A. J., Mol A., Davidson C. L. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *J Dent Res*; 71: 1619-1622; 1992.
- 9. An S., Kim S., Choi H., Lee J. H., Moon H. S. Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent*; 112: 1171-1175; 2014.
- 10. Andriessen F. S., Rijkens D. R., van der Meer W. J., Wismeijer D. W. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*; 111: 186-194; 2014.
- 11. Arakida T., Kanazawa M., Iwaki M., Suzuki T., Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *J Prosthodont Res*; 62: 324-329; 2018.
- 12. Baig MR Tan KB-C, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent*; 104: 216-227; 2010.

- 13. Balkenhol M., Knapp M., Ferger P., Heun U., Wöstmann B. Correlation between polymerization shrinkage and marginal fit of temporary crowns. *Dent Mater*; 24: 1575-1584; 2008.
- 14. Behr M., Meier S., Hahnel S., Burgers R., Handel G., Rosentritt M. Glass ionomer layer thickness and its influence on zirconia failure. *J Mech Behav Biomed Mater*; 4: 1567-1570; 2011.
- 15. Biscaro L., Bonfiglioli R., Soattin M., Vigolo P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *J Prosthodont*; 22: 36-41; 2013.
- 16. Blanco D Fernámdez P, Cuesta E, Suárez CM Influence of Ambient Light on the Quality of Laser digitalized surfaces; In: Proceedings of the world congress on engineering. *IAENG*; 1: 32-37; 2008.
- 17. Boeddinghaus M., Breloer E. S., Rehmann P., Wöstmann B. Accuracy of singletooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig*; 19: 2027-2034; 2015.
- 18. Boitelle P., Mawussi B., Tapie L., Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil*; 41: 853-874; 2014.
- 19. Boitelle P., Tapie L., Mawussi B., Fromentin O. Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: Comparison of 2D and 3D measurement methods. *J Prosthet Dent*; 119: 75-81; 2018.
- 20. Boldt J., Rottner K., Schmitter M., Hopfgartner A., Jakob P., Richter E. J., Tymofiyeva O. High-resolution MR imaging for dental impressions: a feasibility study. *Clin Oral Investig*; 22: 1209-1213; 2018.
- 21. Bosniac P., Rehmann P., Wöstmann B. Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo. *Clin Oral Investig*; 23: 2421-2427; 2019.
- 22. Bousnaki M., Chatziparaskeva M., Bakopoulou A., Pissiotis A., Koidis P. Variables affecting the fit of zirconia fixed partial dentures: A systematic review. *J Prosthet Dent*: 3041-3047; 2019.
- 23. Brignardello-Petersen R. Insufficient evidence about sleep bruxism being a risk factor for ceramic restoration failure. *J Am Dent Assoc*; 149: e34; 2018.
- 24. Bugurman B. B., Turker S. B. Clinical gap changes after porcelain firing cycles of zirconia fixed dentures. *J Adv Prosthodont*; 6: 177-184; 2014.
- 25. Bundesamt für Strahlenschutz. Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzgesetz StrlSchG). *https://www.gesetze-im-internet.de/strlSchG/StrlSchG.pdf (abgerufen am 14.01.2020)*; 2017.
- 26. Burke F. J., Murray M. C., Shortall A. C. Trends in indirect dentistry: 6. Provisional restorations, more than just a temporary. *Dental update*; 32: 443-444, 447-448, 450-442; 2005.
- 27. Busch M., Kordass B. Optical stereo matching for digitizing edentulous jaws. *Int J Comput Dent*; 11: 159-167; 2008.
- 28. Coli P., Karlsson S. L. Fit of a New Pressure-Sintered Zirconium Dioxide Coping. *Int J Proth*; 17: 59-64; 2004.

- 29. Contrepois M., Soenen A., Bartala M., Laviole O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*; 110: 447-454 e410; 2013.
- 30. Dahl B. E., Dahl J. E., Ronold H. J. Internal fit of three-unit fixed dental prostheses produced by computer-aided design/computer-aided manufacturing and the lost-wax metal casting technique assessed using the triple-scan protocol. *Eur J Oral Sci*; 126: 66-73; 2018.
- 31. Dahl B. E., Ronold H. J., Dahl J. E. Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *J Prosthet Dent*; 117: 400-404; 2017.
- 32. Datron AG. Datron D5 Gebrauchsinformation. https://www.datronde.de\_de/dental-cadcam/dental-fraesmaschinen/d5-linearscales.html (abgerufen am 20.01.2020); 2015.
- 33. Davidson C. L., Feilzer A. J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*; 25: 435-440; 1997.
- 34. Dayan C., Kiseri B., Gencel B., Kurt H., Tuncer N. Wear resistance and microhardness of various interim fixed prosthesis materials. *J Oral Sci*; 61: 447-453; 2019.
- 35. De Souza Melo G., Batistella E. A., Bertazzo-Silveira E., Simek Vega Goncalves T. M., Mendes de Souza B. D., Porporatti A. L., Flores-Mir C., De Luca Canto G. Association of sleep bruxism with ceramic restoration failure: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*; 119: 354-362; 2018.
- 36. Derksen W., Wismeijer D., Flugge T., Hassan B., Tahmaseb A. The accuracy of computer-guided implant surgery with tooth-supported, digitally designed drill guides based on CBCT and intraoral scanning. A prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*; 30: 1005-1015; 2019.
- 37. DMG. Gebrauchsinformation LuxaCam Composite. *https://dedmg-dentalcom.de/produkte/product/luxacam-composite (abgerufen am 18.12.2019)*; 2016.
- 38. Dreyer Jorgensen K. Prüfergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z*; 1: 461-469; 1958.
- 39. Duret F. Dental CAD/CAM. J Am Dent Assoc; 123: 11-12, 14; 1992.
- 40. Edwards Rezende C. E., Sanches Borges A. F., Macedo R. M., Rubo J. H., Griggs J. A. Dimensional changes from the sintering process and fit of Y-TZP copings: Micro-CT analysis. *Dent Mater*; 33: e405-e413; 2017.
- 41. Eggers G., Rieker M., Kress B., Fiebach J., Dickhaus H., Hassfeld S. Artefacts in magnetic resonance imaging caused by dental material. *Magma*; 18: 103-111; 2005.
- 42. Einarsdottir E. R., Lang N. P., Aspelund T., Pjetursson B. E. A multicenter randomized, controlled clinical trial comparing the use of displacement cords, an aluminum chloride paste, and a combination of paste and cords for tissue displacement. *J Prosthet Dent*; 119: 82-88; 2018.
- 43. El Ghoul W. A., Ozcan M., Ounsi H., Tohme H., Salameh Z. Effect of different CAD-CAM materials on the marginal and internal adaptation of endocrown restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent*; 123: 128-134; 2020.

- 44. Falk A., Vult von Steyern P., Fransson H., Thoren M. M. Reliability of the impression replica technique. *Int J Prosthodont*; 28: 179-180; 2015.
- 45. Fasbinder D. J. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent*; 33: 50, 52-58; 2012.
- 46. Faul F., Erdfelder E. GPower 3 A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Beh Res Meth*; 39: 175-191; 2007.
- 47. Feilzer A. J., de Gee A. J., Davidson C. L. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res*; 69: 36-39; 1990.
- 48. Felton D.A. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prost Dent*; 65: 357-364; 1991.
- 49. FINO GmbH. FINOFRAME CoCr Gebrauchsanweisung. https://www.dtcadcam.com/support/filephp?key=ye6dSJnYYeGs6eSK5U1W70Q18K3I-KHM&expires=1582848000&signature=3adc8688ead69fdb9f4596ea9347b9d1 ab9cfe51 (abgerufen am 14.12.2019); 2006.
- 50. FINO GmbH. FINOCAM W Gebrauchsinformation. http://datadtshop.com/fileadmin/media/ga/06246de\_ga\_deu.pdf (abgerufen am 14.12.2019); 2010.
- 51. FINO GmbH. Technisches Datenblatt FINOFRAME CoCr. https://www.dtcadcam.com/support/filephp?key=0UjMmdM7tTXqFFTdU38Fu92jWBWdBI\_U &expires=1582848000&signature=6365d7439b60f457e95008bbdcb4e2e23dc1 d782 (abgerufen am 14.12.2019); 2010.
- 52. FINO GmbH. FINOCAM CA Gebrauchsinformation. http://datalaboshop.com/fileadmin/media/ga/06245de\_ga\_deu.pdf (abgerufen am 14.12.2019); 2012.
- 53. Fleming G. J., Narayan O. The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs. *Dent Mater*; 19: 69-76; 2003.
- 54. Freire Y., Gonzalo E., Lopez-Suarez C., Suarez M. J. The Marginal Fit of CAD/CAM Monolithic Ceramic and Metal-Ceramic Crowns. *J Prosthodont*: 299-304; 2017.
- 55. Gartner C., Kordass B. The virtual articulator: development and evaluation. *Int J Comput Dent*; 6: 11-24; 2003.
- 56. Gressler May L., Kelly J. R., Bottino M. A., Hill T. Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dent Mater*; 31: 895-900; 2015.
- 57. Groten M., Axmann D., Probster L., Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent*; 83: 40-49; 2000.
- 58. Güth J. F., 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*; 20: 1487-1494; 2016.
- 59. Güth J. F., Runkel C., Beuer F., Stimmelmayr M., Edelhoff D., Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig*; 21: 1445-1455; 2017.

- 60. Hasanzade M., Moharrami M., Alikhasi M. Evaluation of Marginal and Internal Adaptation of Endocrowns Fabricated from Three Different CAD/CAM Materials. *Eur J Prosth Rest Dent*; 27: 164-171; 2019.
- 61. Hasanzade M., Shirani M., Afrashtehfar K. I., Naseri P., Alikhasi M. In Vivo and In Vitro Comparison of Internal and Marginal Fit of Digital and Conventional Impressions for Full-Coverage Fixed Restorations: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Evi Dent Prac*; 19: 236-254; 2019.
- 62. Hayama H., Fueki K., Wadachi J., Wakabayashi N. Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible. *J Prosthodont Res*; 62: 347-352; 2018.
- 63. Heydecke G. Seedorf H., Kern M., Edelhoff D., Yildirim M. S1-Empfehlung: Festsitzender Zahnersatz für zahnbegrenzte Lücken. https://www.dgzmk.de/uploads/tx\_szdgzmkdocuments/festsitzzezahnbegrlueckela ng.pdf (abgerufen am 10.09.2019); 2012.
- 64. Holmes J.R., Bayne S., Holland G., Sulik W.D. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*; 62: 405-408; 1989.
- 65. Huang Z., Zhang L., Zhu J., Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent*; 113: 623-627; 2015.
- 66. Huang Z., Zhang L., Zhu J., Zhao Y., Zhang X. Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *J Prosthodont*; 24: 291-295; 2015.
- 67. Idiyatullin D., Corum C., Moeller S., Prasad H. S., Garwood M., Nixdorf D. R. Dental magnetic resonance imaging: making the invisible visible. *J Endo*; 37: 745-752; 2011.
- 68. Inokoshi S., Van Meerbeek B., Willems G., Lambrechts P., Braem M., Vanherle G. Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and the updated software. *J Dent*; 20: 171-177; 1992.
- 69. Jaschouz S., Mehl A. Reproducibility of habitual intercuspation in vivo. *J Dent*; 42: 210-218; 2014.
- 70. Ji M. K., Park J. H., Park S. W., Yun K. D., Oh G. J., Lim H. P. Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *J Adv Prosthodont*; 7: 271-277; 2015.
- 71. Kale E., Cilli M., Ozcelik T. B., Yilmaz B. Marginal fit of CAD-CAM monolithic zirconia crowns fabricated by using cone beam computed tomography scans. *J Prosthet Dent*: 3402-3410; 2019.
- 72. Kämpe H., Rehmann P., Wöstmann B. Digitale Abformsysteme *Bay Zahnärztebl*; 3: 56-57; 2014.
- 73. Kauling A. E. C., Keul C., Erdelt K., Kuhnisch J., Güth J. F. Can lithium disilicate ceramic crowns be fabricated on the basis of CBCT data? *Clin Oral Investig*: 2019.
- 74. Kelly J. R. Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses. *J Prosthet Dent*; 61: 368-373; 1989.
- 75. Keshvad A., Hooshmand T., Asefzadeh F., Khalilinejad F., Alihemmati M., Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont*; 20: 535-540; 2011.
- 76. Keul C., Güth J-F. Digitale Abformung. *Fr Zahnarzt*; 63: 88-92; 2019.
- 77. Keul C., Stawarczyk B., Erdelt K. J., Beuer F., Edelhoff D., Güth J. F. Fit of 4unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study. *Dent Mater*; 30: 400-407; 2014.
- 78. Kim J. E., Park Y. B., Shim J. S., Moon H. S. The Impact of Metal Artifacts Within Cone Beam Computed Tomography Data on the Accuracy of Computer-Based Implant Surgery: An In Vitro Study. *Int J Oral Max Impl*; 34: 585-594; 2019.
- 79. Kim K. B., Kim J. H., Kim W. C., Kim J. H. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *J Prosthet Dent*; 112: 1432-1436; 2014.
- 80. Knoernschild K. L. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*; 84: 492-498; 2000.
- 81. Kohorst P., Brinkmann H., Dittmer M. P., Borchers L., Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil*; 37: 283-291; 2010.
- 82. Kokubo Y., Nagayama Y., Tsumita M., Ohkubo C., Fukushima S., Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil*; 32: 753-758; 2005.
- 83. Kordass B. The temporomandibular joint in video motion--noninvasive image techniques to present the functional anatomy. *Annals Anat*; 181: 33-36; 1999.
- 84. Krasanaki M. E., Pelekanos S., Andreiotelli M., Koutayas S. O., Eliades G. Xray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CADCAM alumina copings a pilot study. *Int J Prosthodont*; 25: 170-172; 2012.
- 85. Kühnöl C., Kordass B. Digital workflow for TMD diagnostics and bite alteration: description of a case treated using Sicat Function. *Int J Comput Dent*; 22: 283-292; 2019.
- 86. Kurz M., Attin T., Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig*; 19: 2035-2043; 2015.
- 87. Lang P. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Perio*; 10: 563-578; 1983.
- 88. 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*; 35: 116-122; 2008.
- 89. Lee D. H. Digital approach to assessing the 3-dimensional misfit of fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*; 116: 836-839; 2016.
- 90. Libecki W., Elsayed A., Freitag-Wolf S., Kern M. Reducing the effect of polymerization shrinkage of temporary fixed dental prostheses by using different materials and fabrication techniques. *Dent Mater*; 32: 1464-1471; 2016.

- 91. Luthardt R., Bornemann G., Lemelson S., Walter M., A. Hüls. An innovative Method for Evaluation of the 3-D Internal Fit of CAD/CAM Crowns Fabricated After Direct Optical Versus Indirect Laser Scan Digitizing. *Int J Prosthodont*; 17: 680-685; 2004.
- 92. Mackay M. M., Fallah M., Danyal T. Acquisition of a Digital Intraoral Scanning Device: An Examination of Practice Volume Changes and the Economic Impact via an Interrupted Time Series Analysis. *The Journal of clinical dentistry*; 28: S1-5; 2017.
- 93. Mai H. N., Lee K. E., Lee K. B., Jeong S. M., Lee S. J., Lee C. H., An S. Y., Lee D. H. Verification of a computer-aided replica technique for evaluating prosthesis adaptation using statistical agreement analysis. *J Adv Prosthodont*; 9: 358-363; 2017.
- 94. Manoj S. S., Cherian K. P., Chitre V., Aras M. A Comparative Evaluation of the Linear Dimensional Accuracy of Four Impression Techniques using Polyether Impression Material. *J Ind Prosth Soc*; 13: 428-438; 2013.
- 95. Martorelli M., Gerbino S., Giudice M., Ausiello P. A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques. *Dent Mater*; 29: e1-10; 2013.
- 96. Marxkors R. Kronen; In: Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. *Deutscher Zahnärzte Verlag*; 5. Auflage: 1-73; 2010.
- 97. Matta R. E., Schmitt J., Wichmann M., Holst S. Circumferential fit assessment of CAD/CAM single crowns–a pilot investigation on a new virtual analytical protocol. *Quintessence Int*; 43: 801-809; 2012.
- 98. May L. G., Kelly J. R. Influence of resin cement polymerization shrinkage on stresses in porcelain crowns. *Dent Mater*; 29: 1073-1079; 2013.
- 99. May L. G., Kelly J. R., Bottino M. A., Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater*; 28: e99-109; 2012.
- 100. Mc Lean J.W., Fraunhofer J.A. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Brit Dent J*; 131: 107-111; 1971.
- 101. Meirowitz A., Bitterman Y., Levy S., Mijiritsky E., Dolev E. An in vitro evaluation of marginal fit zirconia crowns fabricated by a CAD-CAM dental laboratory and a milling center. *BMC Oral Health*; 19: 103-108; 2019.
- 102. Mennito A. S., Evans Z. P., Nash J., Bocklet C., Lauer Kelly A., Bacro T., Cayouette M., Ludlow M., Renne W. G. Evaluation of the trueness and precision of complete arch digital impressions on a human maxilla using seven different intraoral digital impression systems and a laboratory scanner. J Esthet Restor Dent: 2019.
- 103. Miyazono S., Shinozaki Y., Sato H., Isshi K., Yamashita J. Use of Digital Technology to Improve Objective and Reliable Assessment in Dental Student Simulation Laboratories. *J Dent Educ*: 1224-1232; 2019.
- 104. Moldovan O., Luthardt R. G., Corcodel N., Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater*; 27: 1273-1278; 2011.

- Molin M. K., Karlsson S. L., Kristiansen M. S. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent Mater*; 12: 245-249; 1996.
- 106. Monteiro G. Q., Montes M. A., Gomes A. S., Mota C. C., Campello S. L., Freitas A. Z. Marginal analysis of resin composite restorative systems using optical coherence tomography. *Dent Mater*; 27: e213-223; 2011.
- 107. Mörmann W. H., Brandestini M., Lutz F., Barbakow F., Gotsch T. CAD-CAM ceramic inlays and onlays: a case report after 3 years in place. *J Am Dent Assoc*; 120: 517-520; 1990.
- 108. Morris R. S., Hoye L. N., Elnagar M. H., Atsawasuwan P., Galang-Boquiren M. T., Caplin J., Viana G. C., Obrez A., Kusnoto B. Accuracy of Dental Monitoring 3D digital dental models using photograph and video mode. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 156: 420-428; 2019.
- 109. Mostafa N. Z., Ruse N. D., Ford N. L., Carvalho R. M., Wyatt C. C. L. Marginal Fit of Lithium Disilicate Crowns Fabricated Using Conventional and Digital Methodology: A Three-Dimensional Analysis. J Prosthodont; 27: 145-152; 2018.
- 110. Muallah J., Wesemann C., Nowak R., Robben J., Mah J., Pospiech P., Bumann A. Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation. *Int J Comput Dent*; 20: 151-164; 2017.
- 111. Muller H. C. Registration of occlusion by buccal scan in Cerec software version 3.80. *Int J Comput Dent*; 13: 265-273; 2010.
- 112. Müller P., Ender A., Joda T., Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pos scanner. *Quintessence Int*; 47: 343-349; 2016.
- 113. Nawafleh N. A., Mack F., Evans J., Mackay J., Hatamleh M. M. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont*; 22: 419-428; 2013.
- 114. Neves F. D., Prado C. J., Prudente M. S., Carneiro T. A., Zancope K., Davi L. R., Mendonca G., Cooper L. F., Soares C. J. 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*; 112: 1134-1140; 2014.
- 115. Nowak R., Wesemann C., Robben J., Muallah J., Bumann A. An in-vitro study comparing the accuracy of full-arch casts digitized with desktop scanners. *Quintessence Int*: 667-676; 2017.
- O'Toole S., Osnes C., Bartlett D., Keeling A. Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment. *Dent Mater*; 35: 495-500; 2019.
- 117. Ortorp A., Jonsson D., Mouhsen A., Vult von Steyern P. The fit of cobaltchromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*; 27: 356-363; 2011.
- 118. Park J. M., Hammerle C. H. F., Benic G. I. Digital technique for in vivo assessment of internal and marginal fit of fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*; 118: 452-454; 2017.

- 119. Pimenta M. A., Frasca L. C., 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*; 114: 223-228; 2015.
- 120. Praca L., Pekam F. C., Rego R. O., Radermacher K., Wolfart S., Marotti J. Accuracy of single crowns fabricated from ultrasound digital impressions. *Dent Mater*: 280-288; 2018.
- Pradies G., Zarauz C., Valverde A., Ferreiroa A., Martinez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent*; 43: 201-208; 2015.
- Prakki A., Cilli R., Da Costa A. U., Goncalves S. E., Mondelli R. F., Pereira J. C. Effect of resin luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin. *J Prosthodont*; 16: 172-178; 2007.
- 123. Rahme H. Y., Tehini G. E., Adib S. M., Ardo A. S., Rifai K. T. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract*, 9: 25-32; 2008.
- 124. Rajshekar M., Julian R., Williams A. M., Tennant M., Forrest A., Walsh L. J., Wilson G., Blizzard L. The reliability and validity of measurements of human dental casts made by an intra-oral 3D scanner, with conventional hand-held digital callipers as the comparison measure. *Forensic Sci Int*; 278: 198-204; 2017.
- 125. Rashid H., Sheikh Z., Vohra F. Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *Eur J Dent*; 9: 614-619; 2015.
- 126. Rehmann P., Sichwardt V., Wostmann B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int J Prosthodont*; 30: 27-29; 2017.
- 127. Reich S. Conventional versus virtual--it's the perspective that counts. *Int J Comput Dent*; 17: 271-272; 2014.
- 128. Renne W., Wolf B., Kessler R., McPherson K., Mennito A. S. Evaluation of the Marginal Fit of CAD/CAM Crowns Fabricated Using Two Different Chairside CAD/CAM Systems on Preparations of Varying Quality. J Esthet Restor Dent; 27: 194-202; 2015.
- 129. Reuter A. Extent and localization of substance loss in the case of a stump preparation with defined outline using Marxkors' special diamond method. *Stomat DDR*; 30: 798-806; 1980.
- 130. Revilla-Leon M., Subramanian S. G., Ozcan M., Krishnamurthy V. R. Clinical Study of the Influence of Ambient Light Scanning Conditions on the Accuracy (Trueness and Precision) of an Intraoral Scanner. *J Prosthodont*: 107-113; 2019.
- 131. Rezende C. E., Borges A. F., Gonzaga C. C., Duan Y., Rubo J. H., Griggs J. A. Effect of cement space on stress distribution in Y-TZP based crowns. *Dent Mater*; 33: 144-151; 2017.
- 132. Rodiger M., Schneider L., Rinke S. Influence of Material Selection on the Marginal Accuracy of CAD/CAM-Fabricated Metal- and All-Ceramic Single Crown Copings. *Biomed Res Int*: 214-221; 2018.

- 133. Rojpaibool T., Leevailoj C. Fracture Resistance of Lithium Disilicate Ceramics Bonded to Enamel or Dentin Using Different Resin Cement Types and Film Thicknesses. *J Prosthodont*; 26: 141-149; 2017.
- 134. Rosentritt M., Ilie N., Lohbauer U. Dentale Befestigungsmaterialien; In: Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. *Thieme*; 1. Auflage: 92-118; 2018.
- 135. Rosentritt M., Ilie N., Lohbauer U. Keramische Materialien; In: Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. *Thieme*; 1. Auflage: 239-305; 2018.
- 136. Rosentritt M., Ilie N., Lohbauer U. Kunststoffbasierte CAD/CAM-Materialien; In: Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. *Thieme*; 1. Auflage: 212-221; 2018.
- 137. Rosentritt M., Ilie N., Lohbauer U. Materialauswahl und grundlegende Unterscheidungen; In: Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. *Thieme*; 1. Auflage: 17-19; 2018.
- 138. Rossetti P. H., do Valle A. L., de Carvalho R. M., De Goes M. F., Pegoraro L. F. Correlation between marginal fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *J Appl Oral Sci*; 16: 64-69; 2008.
- 139. Rudolph H., Ostertag S., Ostertag M., Walter M. H., Luthardt R. G., Kuhn K. Reliability of light microscopy and a computer-assisted replica measurement technique for evaluating the fit of dental copings. *J Appl Oral Sci*; 26: e20160590; 2018.
- 140. Ruge S., Kordass B. 3D-VAS--initial results from computerized visualization of dynamic occlusion. *Int J Comput Dent*; 11: 9-16; 2008.
- 141. Rungruanganunt P., Kelly J. R., Adams D. J. Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. *J Dent*; 38: 995-1000; 2010.
- 142. Schaefer O., Watts D. C., Sigusch B. W., Kuepper H., Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dent Mater*; 28: 320-326; 2012.
- 143. Schlenz M. A., Schmidt A., Wöstmann B., Ruf S., Klaus K. In vitro comparison of analog versus digital impressions of the periodontally compromised dentition focused on interdental areas. *Int J Comput Dent*; 22: 131-138; 2019.
- 144. Schlenz M. A., Vogler J. A. H., Schmidt A., Rehmann P., Wöstmann B. Chairside measurement of the marginal and internal fit of crowns: a new intraoral scan-based approach. *Clin Oral Investig*: 2019.
- 145. Schweiger J., Kieschnick A. Datenerfassung; In: CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. *Teamwork Media*; 1. Auflage: 15-32; 2017.
- 146. Schweiger J., Kieschnick A. Dentale Anwendung von CAD-Konstruktionssoftware; In: CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. *Teamwork Media*; 1. Auflage: 54-67; 2017.
- 147. Schweiger J., Kieschnick A. DICOM meets STL-Die Vernetzung von Datenformaten; In: CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. *Teamwork Media*; 1. Auflage: 162-168; 2017.
- 148. Schweiger J., Kieschnick A. Materialien; In: CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. *Teamwork Media*; 1. Auflage: 119-134; 2017.

- 149. Schweiger J., Kieschnick A. Warum CAD/CAM; In: CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. *Teamwork Media*; 1. Auflage: 7-8; 2017.
- 150. Seelbach P., Brueckel C., Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*; 17: 1759-1764; 2013.
- 151. Shim J. S., Lee J. S., Lee J. Y., Choi Y. J., Shin S. W., Ryu J. J. 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*; 23: 515-522; 2015.
- 152. Son K., Lee S., Kang S. H., Park J., Lee K. B., Jeon M., Yun B. J. A Comparison Study of Marginal and Internal Fit Assessment Methods for Fixed Dental Prostheses. *J Clin Med*; 8: 313-320 2019.
- 153. Su T. S., Sun J. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression. *J Prosthet Dent*; 116: 362-367; 2016.
- 154. Takamizawa T., Barkmeier W. W., Tsujimoto A., Scheidel D., Erickson R. L., Latta M. A., Miyazaki M. Mechanical Properties and Simulated Wear of Provisional Resin Materials. *Oper Dent*; 40: 603-613; 2015.
- 155. Tan F. B., Wang C., Dai H. W., Fan Y. B., Song J. L. Accuracy and reproducibility of 3D digital tooth preparations made by gypsum materials of various colors. *J Adv Prosthodont*; 10: 8-17; 2018.
- 156. Thompson V. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J Appl Oral Sci*; 12: 26-36; 2004.
- 157. Tinschert J. Hardware, CAM; In: Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. *Deutscher Zahnärzte Verlag*; 1. Auflage: 75-76; 2007.
- 158. Torabi K., Vojdani M., Giti R., Taghva M., Pardis S. The effect of various veneering techniques on the marginal fit of zirconia copings. *J Adv Prosthodont*; 7: 233-239; 2015.
- 159. Tsitrou E. A., Northeast S. E., van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent*; 35: 68-73; 2007.
- 160. Tullner J. B., Commette J. A., Moon P. C. Linear dimensional changes in dental impressions after immersion in disinfectant solutions. *J Prosthet Dent*; 60: 725-728; 1988.
- 161. Tymofiyeva O., Vaegler S., Rottner K., Boldt J., Hopfgartner A. J., Proff P. C., Richter E. J., Jakob P. M. Influence of dental materials on dental MRI. *Dento max Radio*; 42: 20120271; 2013.
- 162. Ueda K., Beuer F., Stimmelmayr M., Erdelt K., Keul C., Güth J. F. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clin Oral Investig*; 20: 283-289; 2016.
- 163. Victor A., Elsasser A., Hommel G., Blettner M. Judging a plethora of p-values: how to contend with the problem of multiple testing--part 10 of a series on evaluation of scientific publications. *Dtsch Ärztebl Int*; 107: 50-56; 2010.
- 164. Vigolo P., Mutinelli S., Biscaro L., Stellini E. An In Vivo Evaluation of the Fit of Zirconium-Oxide Based, Ceramic Single Crowns with Vertical and Horizontal Finish Line Preparations. *J Prosthodont*; 24: 603-609; 2015.

- 165. Wesemann C., Muallah J., Mah J., Bumann A. Accuracy and efficiency of fullarch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence Int*; 48: 41-50; 2017.
- 166. Wichmann M. Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z; 54: 469-470; 1999.
- Willomitzer F., Ettl S., Arold O., Häusler G. Flying triangulation A motionrobust optical 3D sensor for the real-time shape acquisition of complex objects. *Appl Opt*: 19-26; 2013.
- 168. Wolgin M., Frank W., Kielbassa A. M. Development of an analytical prepCheck-supported approach to evaluate tutor-based assessments of dental students' practical skills. *Int J Comput Dent*; 21: 313-322; 2018.
- 169. Wöstmann B. Influence of different retraction techniques on crevicular fluid flow. *Int J Prosthodont*; 21: 215-216; 2008.
- 170. Wöstmann B. Standardisierung bei der Versorgung mit festsitzendem Zahnersatz; In: Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. *Deutscher Zahnärzte Verlag*; 5. Auflage: 85-96; 2010.
- 171. Wöstmann B., Blosser T., Gouentenoudis M., Balkenhol M., Ferger P. Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *J Dent*; 33: 611-618; 2005.
- 172. Wulfman C., Naveau A., Rignon-Bret C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent*: 3426-3433; 2019.
- 173. Yu Z., Strutz J. M., Kipnis V., White S. N. Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro. *J Prosthodont*; 4: 251-255; 1995.
- 174. Zimmermann M. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comput Dent*; 16: 173-181; 2013.
- 175. Zimmermann M. Intraoral scanning systems a current overview. *Int J Comput Dent*; 18: 101-129; 2015.
- 176. Zimmermann M. Digital evaluation of the fit of zirconia-reinforced lithium silicate crowns with a new three-dimensional approach. *Quintessence Int*; 49: 9-15; 2018.
- 177. Zimmermann M., Valcanaia A., Neiva G., Mehl A., Fasbinder D. Influence of Different CAM Strategies on the Fit of Partial Crown Restorations: A Digital Three-dimensional Evaluation. *Oper Dent*; 43: 530-538; 2018.
- 178. Zimmermann M., Valcanaia A., Neiva G., Mehl A., Fasbinder D. Three-Dimensional Digital Evaluation of the Fit of Endocrowns Fabricated from Different CAD/CAM Materials. *J Prosthodont*: 504-509; 2018.

# 11 Anhang

## 11.1 Verwendete Materialien und Geräte

Tabelle 11.1 Verwendete Materialien mit Chargennummern	Tabelle 11.1	Verwendete	Materialien	mit Chargennum	mern
--	--------------	------------	-------------	----------------	------

Material	Name	ne Hersteller		Chargen-
				nummer
Adrenalinhaltiges Anästhetikum	Ultracain D-S forte 1:100.000	Sanofi-Aventis, Frankfurt, Deutschland		D2043
CAD/CAM-Komposit	LuxaCam Composite	DMG, Hamburg, Deutschland	A2	798014
Hochvisköses A-Silikon für Doppel- mischabformung	EXA'lence Putty Base	GC, Tokyo, Japan	grün	1711091
Hochvisköses A-Silikon für Doppel- mischabformung	EXA'lence Putty Katalysator	GC, Tokyo, Japan	grün	1711091
Kompositstumpf- aufbaumaterial	Rebilda LC	Voco, Cuxhaven, Deutschland	blau	1810453
Niedrigvisköses A-Silikon für Zement- spaltabformung	Fit Test C&B	Voco, Cuxhaven, Deutschland	blau	1841465
Niedrigvisköses A-Silikon für Doppel- mischabformung	EXA'lence Extra Light Body	GC, Tokyo, Japan	gelb	1806261
Niedrigvisköses A-Silikon für Doppel- mischabformung	EXA'lence Light Body	GC, Tokyo, Japan	rosa	1806221

Nichtedelmetall	Finoframe CoCr	Fino GmbH,		K10062
		Bad Bocklet,		
		Deutschland		
Prothesenkunststoff	Palapress®	Kulzer GmbH,	rosa	K010080/
		Hanau, Deutschland		R010055
Puderspray	CEREC	Dentsply Sirona,	weiß	S50868
	Optispray	Bensheim,		
		Deutschland		
Retraktionsfaden	Medi-Kord	La Maison Dentaire		020221
		SA, Balzers,		
		Lichtenstein		
Speichelabsorber	Dry-Tips	Microbrush, Grafton,		291542
		USA		
Wangenretraktor	OptraGate	Ivoclar Vivadent,		XL3181
		Schaan, Lichtenstein		
Zirkoniumdioxid	Lava Plus	3M, Seefeld,		4525742
		Deutschland		

Tabelle 11.2 Verwendete Geräte mit Softwareversionen (falls vorhanden)

Gerät	Name	Hersteller	Softwareversion
Abformlöffel	Inlay Tray	Detax, Ettlingen, Deutschland	
Brennofen	Dekema Austromat µSiC	Dental-Keramiköfen GmbH, Freilassing, Deutschland	
Digitales Lichtmikroskop	Smartzoom 5	Zeiss, Jena, Deutsch- land	Version 1.1

Dokumentationssoftware	Microsoft	Microsoft Corporation,	Version 2010
der Messergebnisse	Excel	Redmond, USA	
Elektronisches Luxmeter	HT 309 Professional Luxmeter	HT Instruments GmbH, Korschenbroich, Deutschland	
Externe, digitale Analysesoftware	GOM- Inspect 3D	GOM GmbH, Braunschweig,	V8SR1
		Deutschland	
Fräsmaschine CAD/CAM-Komposit	FinoCAM W	FINO GmbH, Bad Bocklet, Deutschland	
Fräsmaschine Nichtedelmetall	Datron D5	Datron AG, Mühltal, Deutschland	
Fräsmaschine Zirkoniumdioxid	FinoCAM CA	FINO GmbH, Bad Bocklet, Deutschland	
Intraoralscanner	Trios 3 POD	3 Shape, Koppenhagen, Dänemark	Version 1.6.4.5
Modifizierter Baustein	Unico Plus	Simba Dickie Group, Fürth, Deutschland	
Objektiv	PlanApo D 1,6x/0,1 FWD 36 mm	Zeiss, Jena, Deutsch- land	
Statistische Auswertungssoftware	SPSS Statistics	IBM Statistics, Armionk, USA	Version 25

### 11.2 SPSS Syntax für Prozedur MIXED

Da für die paarweisen Vergleiche bei Varianzheterogenität der Residuen verschiedene Möglichkeiten der Auswertung existieren, sind nachfolgend, auf Anraten des statistischen Beraters Dr. Herrmann, die relevanten Teile der Syntax für die Prozedur MIXED aufgeführt. Dies soll zur wissenschaftlichen Klarheit der statistischen Auswertung beitragen.

MIXED Passgenauigkeit BY Kappenmaterial Messposition

/FIXED= Kappenmaterial Messposition Kappenmaterial\*Messposition | SSTYPE(3)

/METHOD=REML

/REPEATED=Kappenmaterial\*Messposition | SUBJECT(Zeilennummer) COVTYPE(DIAG)

/EMMEANS=TABLES(Kappenmaterial\*Messposition) COMPARE(Kappenmaterial) ADJ(BONFERRONI)

/EMMEANS=TABLES(Kappenmaterial\*Messposition) COMPARE(Messposition) ADJ(BONFERRONI)

### 11.3 Votum der Ethikkommission

### JUSTUS-LIEBIG UNIVERSITÄT GIESSEN

Ethik-Kommission, Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie), D-35385 Gießen

Prof. Dr. B. Wöstmann Poliklinik für zahnärztliche Prothetik Schlangenzahl 14 35385 Gießen FACHBEREICH 11



ETHIK-KOMMISSION am Fachbereich Medizin Vorsitz: Prof. H. Tillmanns

Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie) D-35385 Gießen Tel.: (0641)99-42470 ethik.kommission@pharma.med.uni-giessen.de

Gießen, 25. März 2019 Dr. Kr./

### AZ.: 267/13

Titel: Vergleichsstudie zur Abformgenauigkeit von intraoralen Scannern und A-Silikonen.

### Ihr Schreiben vom 14.02.2019

Erweiterungsantrag: Eine neue Methode zur Bestimmung der Paßgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen.

Sehr geehrter Herr Prof. Wöstmann,

die oben genannten Unterlagen wurden gemeinsam mit einem weiteren Mitglied der Kommission, Herrn Apotheker Brumhard, am 25.03.2019 besprochen. Im Vordergrund des erweiterten Projektes (Promotionsarbeit von Herrn Zahnarzt Jonas Vogler) sollen die Meßmethoden zur Bestimmung der Paßgenauigkeit der Einzelzahnrestaurationen stehen. Die sonstige Methodik der Studie ändert sich nicht. Die Ethik-Kommission hat keine Einwände und stimmt der Erweiterung zu.

Allerdings müssen die neuen Datenschutzregularien der seit 25.05.2018 in Kraft getretenen DS-GVO ergänzt werden. Hierzu hat die Ethikkommission ein Formblatt unter "Aufklärungsunterlagen" auf der Homepage bereitgestellt, welches an die Studie angepaßt werden muß und in die Einwilligungserklärung eingefügt werden kann (Herausnahme aller Bezüge auf Studien vor dem 25.05.18)

Mit freundlichen Grüßen

Prof. Dr. H. Tillmanns

Vorsitzender

JUSTUS-LIEBIG UNIVERSITÄT GIESSEN

Ethik-Kommission, Klinikstr. 32 (Alte Frauenklinik), D-35385 Gießen

Prof. Dr. B. Wöstmann Poliklinik für zahnärztliche Prothetik Schlangenzahl 14 35385 Gießen FACHBEREICH 11

MEDIZIN



ETHIK-KOMMISSION am Fachbereich Medizin Vorsitz: Prof. H. Tillmanns

Klinikstr. 32 (Alte Frauenklinik) D-35385 Gießen Tel.: (0641)99-42470 / 47660 ethik.kommission@pharma.med.uni-giessen.de

Gießen, 18. März 2014 Dr. Kr./erb

### AZ.: 267/13

Titel: Vergleichsstudie zur Abformgenauigkeit von intraoralen Scannern und A-Silikonen.

### Sitzung am 05.12.2013

Sehr geehrte(r) Antragsteller/Antragstellerin, Liebe, Ver Wörtmanny

wir bedanken uns für die Vorstellung Ihres Forschungsprojektes. Im Folgenden erhalten Sie das Votum der Gießener Ethik-Kommission zur oben genannten Studie:

Es handelt sich um eine Erstbegutachtung für den Leiter der Klinischen Prüfung (LKP) Es handelt sich um eine Anschlussbegutachtung Ř

Eingesandte Unterlagen:

- Formalisierter Antrag
- Ausführliche Darstellung des Vorhabens (inkl. Beschreibung und Begründung)
- Patienteninformation und Einwilligungserklärung
- Betriebshaftpflichtversicherung

Der Antrag wurde unter ethischen, medizinisch-wissenschaftlichen und rechtlichen Gesichtspunkten geprüft. Soweit betreffend, wurde **das auf Seite 2 wiedergegebene Protokoll** unter Berücksichtigung des Good Clinical Practice for Trials on Medicinal Products in the European Community (ICH-GCP) erstellt. Es bezieht sich auf die vorgelegte Fassung des Antrags.

Forderungen der Ethik-Kommission, soweit darin aufgeführt, wurden inzwischen erfüllt.	
Sie stimmt dem Vorhaben zu.	R
Sie stimmt dem Vorhaben unter Auflagen zu (siehe S. 2).	
Sie stimmt dem Vorhaben nicht zu (siehe S. 2).	

Die Ethik-Kommission erwartet, dass ihr bis 2.1.2. II ohne Aufforderung ein kurzer Bericht auf beigefügtem (roten) Formblatt übermittelt wird. Er soll mitteilen, ob das Ziel der Studie erreicht wurde, ob ethische, medizinisch-wissenschaftliche oder rechtliche Probleme aufgetreten sind, und ob das Ergebnis publiziert ist/wird. Unabhängig davon ist die Ethik-Kommission über alle Änderungen des Prüfplans zu unterrichten. Ihr sind alle schweren unerwünschten Wirkungen mitzuteilen, soweit sie im Bereich der Zuständigkeit dieser Ethik-Kommission aufgetreten sind. Bei überregionalen Studien sind sie auch dem LKP mitzuteilen.

Die ärztliche und juristische Verantwortung des Leiters der klinischen Prüfung und der an der Prüfung teilnehmenden Ärzte bleibt entsprechend der Beratungsfunktion der Ethik-Kommission durch unsere Stellungnahme unberührt.

### Auszug aus dem Protokoll der Kommissionsitzung vom 05.12.2013

Herr Dr. med. dent. Peter Rehmann trägt vor, unterstützt durch die Doktoranden Frau Zahnärztin Eva Breloer und Herrn Zahnarzt Moritz Boeddinghaus. Hintergrund und Ziel der Studie: Die Anfertigung von Zahnersatz kann grundsätzlich nicht direkt im Mund erfolgen. Daher muß diese Situation auf ein Modell übertragen werden. Um die intraorale Situation abzugreifen, gibt es eine Vielzahl von verschiedenen Abformtechniken und Materialien. Die konventionelle Abformung ist mittlerweile durch die digitale Abformung ergänzt worden. Seit dem ersten Einsatz der digitalen Abformtechnik am Patienten im Jahr 1985 (Mörmann, W.H., Dtsch. Zahnärztl. Z. 1988; 43: 900 – 903) wurde das System immer weiter verbessert, und es kamen – gerade in den letzten Jahren – einige neue Systeme von verschie-denen Herstellern hinzu. Durch die digitale Abformung wird mittels einer Videoaufnahme die intraorale Situation direkt auf den Computer übertragen. Hier wird dann der Zahnersatz über die CAD (computer-aided design)/CAM (computer-aided manufacturing)-Verfahrenskette geplant und anschließend hergestellt. Ein großer Unterschied zwischen den beiden Abformtechniken ist die Anzahl der Arbeitsschritte. Bei der digitalen Abformtechnik können einige Zwischenschritte eingespart werden. Die Daten der intraoralen Scans dienen dem Gerät zur Herstellung des virtuellen Modells/Stumpfes, ohne daß es eines real vorhandenen Modells bedarf. Durch die Verringerung der Zwischenschritte kann eine Reduktion möglicher Fehlerquellen erreicht werden. Dieser virtuelle Stumpf wird an das zahntechnische Labor weitergeleitet, und hier kann am Computer ohne Herstellung eines Modells die Versorgung geplant werden. Der Entwurf der geplanten Versorgung wird dann im Fräsprozeß umgesetzt. Da gerade die in vivo-Studienlage in ihrem Umfang ergänzungswürdig ist, sollen in dieser Studie in vivo zwei verschiedene digitale Abformtechniken mit der konventionellen Abformtechnik verglichen werden. Diese Studie baut auf bereits anderen an der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik des UKGM, Standort Gießen durchgeführten Studien zu diesem Thema auf (Noack, T., In-vivo-Abformgenauigkeit von A-Silikonen, 2011; Sichwardt, V., Comparative Study to investigate the accuracy of three different intraoral scanning systems, 2013). - Ziel dieser Studie ist es, die Abformgenauigkeit von intraoralen Scannern und A-Silikonen zu vergleichen. Bezüglich dieser Fragestellung gibt es so gut wie keine in vivo-Studien. Es stehen 3 verschiedene Scanner zur Verfügung: Der Lava true definition-Scanner von 3M ESPE, der Cara trios von Heraeus und die CEREC bluecam von Sirona. Am Patienten werden jeweils 3 Scans und eine Korrekturabformung mit einem A-Silikon von einem präparierten Zahn gemacht. Der Scanvorgang ist mit einer Videoaufnahme der Zähne vergleichbar. Daraufhin werden jeweils Käppchen im Labor angefertigt. Diese Käppchen werden auf ihre Paßgenauigkeit hin verglichen. Das Käppchen mit der besten Paßgenauigkeit wird dem Patienten zur Weiterversorgung zur Verfügung gestellt.

Bei dem Vorhaben handelt es sich um eine monozentrische, explorative therapeutische Prüfung (3 digitale Abformungen). Leiter der klinischen Studie sind Prof. Dr. med. dent. Bernd Wöstmann und Dr. med. dent. Peter Rehmann, Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, Zentrum für Mund-, Zahn- und Kieferheilkunde, UKGM, Standort Gießen. Hiesige Prüfärzte sind Frau Zahnärztin Eva Breloer und Herr Zahnarzt Boeddinghaus, Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, UKGM, Standort Gießen (Abteilungsleiter: Prof. Dr. med. dent. Bernd Wöstmann). Die biometrische Bearbeitung erfolgt durch Dr. Johannes Herrmann (Institut für Ernährungswissenschaft). Die Studie soll baldmöglichst nach dem Erhalt des positiven Votums unserer Ethik-Kommission beginnen, sie wird voraussichtlich 1 Jahr dauern. Insgesamt sollen 50 Patienten beiderlei Geschlechts (Alter: mindestens 18 Jahre) in die Studie eingeschlossen werden. Einschlußkriterium: Die Präparationsgrenze des betreffenden Zahnes muß äqui- bzw. supragingival gelegen sein. Ausschlußkriterium: Die Präparationsgrenze des betreffenden Zahnes muß äqui- bzw. supragingival gelegen sein Ausschlußkriterium: Die Präparationsgrenze des betreffenden Zahnes muß

In der Diskussion berichtet Herr Dr. Rehmann, daß die konventionelle Abformung eine etablierte Methode bei der Herstellung von Zahnersatz darstelle: Sie diene der Übermittlung der intraoralen Situation an das zahntechnische Labor. Nachdem der Zahn für eine Krone/Brücke präpariert worden sei, werde ein mit Silikon beschichteter Metalllöffel in den Mund des Patienten eingebracht. Dann müsse der Abformlöffel solange im Mund des Patienten verweilen, bis die Abformmasse ausgehärtet sei. Herr Dr. Rehmann weist darauf hin, daß der in den Mund eingeführte Metalllöffel bei vielen Patienten Würgereiz, Atemnot und Beklemmungsgefühl hervorrufe. Die Abformung werde dann in das zahntechnische Labor geschickt und diene dem Zahntechniker zur Herstellung des Zahnersatzes. Herr Dr. Rehmann betont, daß die Qualität der Abformung über die Paßgenauigkeit des Zahnersatzes entscheide: Je höher die Paßgenauigkeit des Zahnersatzes sei, desto geringer sei die Wahrscheinlichkeit einer Kronenrandkaries oder einer Parodontitis. Zudem fördere eine gut passende Zahnkrone die Mundgesundheit des Patienten. - Seit einigen Jahren sei es ebenfalls möglich, die Abformung digital mit Hilfe eines intraoralen Scanners durchzuführen. Der intraorale Scan sei mit einer Videoaufnahme zu vergleichen. Er weist darauf hin, dass die in vivo-Studienlage bezüglich intraoraler Scanner auf

2

sehr wenige Studien beschränkt sei und daß die Studien, die es gebe, sich lediglich auf ältere Scanner-Modelle beziehen würden. Zu den neuen intraoralen Scannern, welche in dieser Studie eingesetzt würden, seien noch keine Studiendaten vorhanden. Herr Dr. Rehmann erläutert, daß in der vorliegenden Studie die Paßgenauigkeit intraoraler Scanner gegenüber einem Abformmaterial (A-Silikonen) verglichen werden solle. Es seien jeweils 3 digitale Abformungen mit den intraoralen Scannern und eine konventionelle Abformung vorgesehen. Zur Verfügung stünden der Scanner Lava true definition von 3M ESPE, der Scanner Cara trios von Heraeus und die Cerec bluecam von Sirona. Im Labor würden aus den gewonnenen Daten von jedem Scan und von der konventionellen Abformung Zirkoniumoxid-Käppchen hergestellt, d.h. daß pro Zahn 4 Käppchen hergestellt würden. An einem weiteren Termin würden diese Käppchen im Mund des Patienten ausprobiert. Herr Dr. Rehmann beschreibt, daß zur Feststellung der Paßgenauigkeit ein Meßsondensatz der Firma AESCULAP (100 bis 500 μm/Abstand 100 μm) verwendet werde; zusätzlich werde noch ein Silikonabdruck angefertigt. Hierzu werde in das Käppchen dünnfließendes Silikon appliziert und mit maximalem Fingerdruck auf dem Stumpf positioniert. Nach Erhärtung des Silikons werde das Käppchen wieder vom Stumpf entfernt, und das Lumen werde mit zähfließendem Silikon aufgefüllt, damit die zuvor angebrachte dünne Silikonschicht stabilisiert werde. Nach Abbindung des Silikons könne das Käppchen abgezogen werden, wodurch ein Silikonabdruck entstehe. Dieser Abdruck werden an zwei definierten Stellen geschnitten; an diesen Schnittstellen werde an definierten Punkten die Dicke des dünnfließenden Silikons mit Hilfe eines Mikroskops gemessen. Schließlich werde das Käppchen mit der besten Passung als Zahnkrone definitiv eingesetzt. Im weiteren Verlauf der Diskussion werden 1) die Vorteile der digitalen Abformtechnik (u.a. der fehlende Würgereiz, der sonst bei der konventionellen Abformtechnik oft beim Patienten aufritt); 2) die Zielgrößen der Studie (a) die in vivo ermittelte marginale Paßgenauigkeit (bestimmt mit einem µm-Meßsondensatz der Firma AESCULAP, Tuttlingen und mit einer Light Body Silikon-Abformung) von Zirkoniumoxid-Käppchen auf den präparierten Pfeilerzähnen, b) die Beurteilung der Stumpfdimensionen der verschiedenen Abformungen (digital und konventionell) durch virtuelle Überlagerung mit der GOM Inspect-Software V 7.5 (Braunschweig) durch virtuellen Vergleich anhand des (jeweils eine halbe Stunde); 4) die Patienten-Information und -Einwilligung sowie 5) der Datenschutz (Pseudonymisierung der Daten) erörtert.

Die Kommission hat keine fachlichen Einwände gegen das geplante Vorhaben. Die Kommission stimmt der explorativen therapeutischen Prüfung der zahnmedizinischen Arbeitsgruppe der Justus-Liebig-Universität Gießen ohne Einwände zu und wünscht den Antragstellern gutes Gelingen.

Prof. Dr. H. Tillmanns Vorsitzender

Die Namen der bei dieser Sitzung anwesenden Mitglieder sind durch Unterstreichung hervorgehoben. Mitglieder: Frau Dr. Dr. <u>Blütters-Sawatzki</u> (Pädiatrie); Dr. <u>Bödeker</u> (Informatik); Herr <u>Brumhard</u> (Pharmazie); Dr. Degenhardt (Gynäkologie/Pränatalmedizin); Prof. Dr. Dr. Dettmeyer (Rechtsmedizin); Prof. Dr. Krämer (Zahnheilkunde); Prof. Dr. <u>Kretschmer</u> (Rechtswissenschaften); Dr. <u>Repp</u> (Pharmakologie); Prof. <u>Tillmanns</u>, Vorsitzender (Innere Med).

Vertreter: Prof. <u>Drever</u> (Pharmakologie); Frau Prof. Kemkes-Matthes (Innere Medizin); Frau Kreckel (Pharmazie); Prof. Künzel (Gynäkologie); Dr. Pons-Kühnemann (Informatik); Prof. <u>Riße</u> (Rechtsmedizin); Dr. Röhrig (Chirurgie); Prof. <u>Schmidt</u>, (Rheumatologie), Frau Schneider (Rechtswissenschaften).

P.S.: Bitte informieren Sie die Ethik-Kommission unter Benutzung des beigefügten Formulars über den Beginn der Studie!

3

### 11.4 Patientenaufklärungsbogen

### ZZMK Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Patienten-Information und –Einwilligung zur Durchführung einer klinischen Studie mit volljährigen einwilligungsfähigen Patienten

Prüfstelle: Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik Schlangenzahl 14 35392 Gießen Tel.: 0641-99-46150

Prüfärzte: Dr. Maximiliane Schlenz, ZA Jonas Vogler

### Eine neue Methode zur Bestimmung der Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen.

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

wir möchten Sie fragen, ob Sie bereit sind, an der nachfolgend beschriebenen klinischen Studie teilzunehmen.

Klinische Studien sind notwendig, um Erkenntnisse über die Wirksamkeit und Verträglichkeit von medizinischen Behandlungsmethoden zu gewinnen oder zu erweitern. Die klinische Studie, die wir Ihnen hier vorstellen, wurde von der zuständigen Ethikkommission zustimmend bewertet. Diese klinische Prüfung wird in der Poliklinik der zahnärztlichen Prothetik durchgeführt; es sollen insgesamt ungefähr 50 Personen daran teilnehmen. Die Studie wird veranlasst, organisiert und finanziert durch die Poliklinik für zahnärztliche Prothetik in Gießen.

Ihre Teilnahme an dieser klinischen Studie ist freiwillig. Sie werden in diese Prüfung also nur dann einbezogen, wenn Sie dazu schriftlich Ihre Einwilligung erklären. Sofern Sie nicht an der klinischen Studie teilnehmen oder später aus ihr ausscheiden möchten, erwachsen Ihnen daraus keine Nachteile.

Sie wurden bereits auf die geplante Studie angesprochen. Der nachfolgende Text soll Ihnen die Ziele und den Ablauf erläutern. Anschließend wird ein Prüfarzt das Aufklärungsgespräch mit Ihnen führen. Bitte zögern Sie nicht, alle Punkte anzusprechen, die Ihnen unklar sind. Sie werden danach ausreichend Bedenkzeit erhalten, um über Ihre Teilnahme zu entscheiden.

### 1. Warum wird diese Studie durchgeführt?

Bislang hat man zur Kontrolle der Passung von Zahnersatz (z.B. eine Krone bzw. Brücke) eine konventionelle Messmethode (Replikatechnik) verwendet. Dieses Verfahren ist sehr aufwendig und kann nicht sehr genau durchgeführt werde. Daher ist es das Ziel der vorgesehenen klinischen Prüfung, eine neue digitale Messmethode anzuwenden, um zum einen ein angenehmeres und standardisiertes Verfahren zu entwickeln und zum anderen eine bessere Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen zu erreichen.

Probanden-Information und -Einwilligung

Seite 1 von 10

### 2. Wie ist der Ablauf der Studie und was muss ich bei Teilnahme beachten?

Nach der Präparation wird von Ihrem Zahn eine digitale Abformung mit einem Intraoralscanner durchgeführt. Dies ist vergleichbar mit einer Videoaufnahme der Zähne. Am Termin der Kronenanprobe werden zusätzlich Käppchen, die vorher im Labor aus den Daten des Scans hergestellt wurden, anprobiert.

Für die Studie ist es von großer Wichtigkeit, dass die Termine die im Vorfeld vergeben werden auch eingehalten werden bzw. rechtzeitig umgelegt werden.

### 3. Welchen persönlichen Nutzen habe ich von der Teilnahme an der Studie?

Wenn sie bei der Studie mitmachen, können wir für Sie die Krone mit der bestmöglichen Passgenauigkeit herstellen.

#### 4. Welche Risiken sind mit der Teilnahme an der Studie verbunden?

Für Sie bestehen keine Risiken, wenn Sie an der Studie teilnehmen.

### 5. Wer darf an dieser klinischen Studie nicht teilnehmen?

Jeder Patient bei dem eine Kronen- oder Brückenversorgung indiziert ist, darf an der Studie teilnehmen.

## 6. Entstehen für mich Kosten durch die Teilnahme an der wissenschaftlichen Studie? Erhalte ich eine Aufwandsentschädigung?

Durch die Teilnahme an dieser Studie entstehen für Sie keine Kosten.

### 7. Bin ich während der klinischen Prüfung versichert?

Bei der klinischen Studie sind Sie gemäß der Betriebshaftpflichtversicherung des Klinikums versichert. Der Umfang des Versicherungsschutzes ergibt sich aus den Versicherungsunterlagen, die Sie auf Wunsch ausgehändigt bekommen.

Wenn Sie vermuten, dass durch die Teilnahme an der klinischen Prüfung Ihre Gesundheit geschädigt oder bestehende Leiden verstärkt wurden, müssen Sie dies unverzüglich dem Versicherer

Probanden-Information und -Einwilligung

Seite 2 von 10

Name und Anschrift der Versicherung:	
Telefon:	
Fax:	
Versicherungsnummer:	

direkt anzeigen, gegebenenfalls mit Unterstützung durch Ihren Prüfarzt, um Ihren Versicherungsschutz nicht zu gefährden. Sofern Ihr Prüfarzt Sie dabei unterstützt, erhalten Sie eine Kopie der Meldung. Sofern Sie Ihre Anzeige direkt an den Versicherer richten, informieren Sie bitte zusätzlich Ihren Prüfarzt.

Bei der Aufklärung der Ursache oder des Umfangs eines Schadens müssen Sie mitwirken und alles unternehmen, um den Schaden abzuwenden und zu mindern.

Auf Wunsch erhalten Sie ein Exemplar der Versicherungsbedingungen.

Wir weisen Sie ferner darauf hin, dass Sie auf dem Weg von und zur Prüfstelle nicht unfallversichert sind.

## 8. Werden mir neue Erkenntnisse während der wissenschaftlichen Studie mitgeteilt?

Sie werden über neue Erkenntnisse, die in Bezug auf diese klinische Studie bekannt werden und die für Ihre Bereitschaft zur weiteren Teilnahme wesentlich sein können, informiert. Auf dieser Basis können Sie dann Ihre Entscheidung zur weiteren Teilnahme an dieser klinischen Prüfung überdenken.

### 9. Wer entscheidet, ob ich aus der klinischen Studie ausscheide?

Sie können jederzeit, auch ohne Angabe von Gründen, Ihre Teilnahme beenden, ohne dass Ihnen dadurch irgendwelche Nachteile entstehen.

Unter gewissen Umständen ist es aber auch möglich, dass der Prüfarzt oder der für die Studie Verantwortliche entscheidet, Ihre Teilnahme an der wissenschaftlichen Prüfung vorzeitig zu beenden, ohne dass Sie auf die Entscheidung Einfluss haben. Die Gründe hierfür können z.B. sein:

- Die Präparationsgrenze ist nicht scanbar.
  - Es wird die gesamte klinische Studie abgebrochen.

### 10. Was geschieht mit meinen Daten?

.

Während der klinischen Studie werden medizinische Befunde und persönliche Informationen von Ihnen erhoben und in der Prüfstelle in Papierform und elektronisch gespeichert. Die für die klinische Studie wichtigen Daten werden zusätzlich in pseudonymisierter Form gespeichert, ausgewertet und gegebenenfalls weitergegeben.

Probanden-Information und -Einwilligung

Seite 3 von 10

Pseudonymisiert bedeutet, dass keine Angaben von Namen oder Initialen verwendet werden, sondern nur ein Nummern- und/oder Buchstabencode.

Die Daten sind gegen unbefugten Zugriff gesichert.

## 11. Was geschieht mit den Käppchen, den Aufnahmen meiner Zähne und den Fragebögen?

Die Käppchen, die Aufnahmen ihrer Zähne (Intraoralscans) und Fragebögen werden nach Abschluss der Studie gelöscht bzw. vernichtet.

### 12. An wen wende ich mich bei weiteren Fragen?

### Beratungsgespräche an der Prüfstelle

Sie haben stets die Gelegenheit zu weiteren Beratungsgesprächen mit dem auf Seite 1 genannten oder einem anderen Prüfarzt.

Seite 4 von 10

Probanden-Information und -Einwilligung

Prüfstelle: Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik Schlangenzahl 14 35392 Gießen Tel.: 0641-99-46150

Prüfärzte: Dr. Maximiliane Schlenz, ZA Jonas Vogler

### Eine neue Methode zur Bestimmung der Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen.

### Einwilligungserklärung

Name des Probanden in Druckbuchstaben

geb. am .....

Teilnehmer-Nr. .....

Ich bin in einem persönlichen Gespräch durch den Prüfarzt

Name der Ärztin/des Arztes

ausführlich und verständlich über die zu prüfende Behandlungsmethode und die Vergleichsmethode sowie über Wesen, Bedeutung, Risiken und Tragweite der klinischen Studie aufgeklärt worden. Ich habe darüber hinaus den Text der Probandeninformation sowie die hier nachfolgend abgedruckte Datenschutzerklärung gelesen und verstanden. Ich hatte die Gelegenheit, mit dem Prüfarzt über die Durchführung der klinischen Prüfung zu sprechen. Alle meine Fragen wurden zufrieden stellend beantwortet.

Möglichkeit zur Dokumentation zusätzlicher Fragen seitens des Probanden oder sonstiger Aspekte des Aufklärungsgesprächs:

Ich hatte ausreichend Zeit, mich zu entscheiden.

Mir ist bekannt, dass ich jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Einwilligung zur Teilnahme an der Prüfung zurückziehen kann (mündlich oder schriftlich), ohne dass mir irgendwelche Nachteile entstehen.

Probanden-Information und -Einwilligung

Seite 5 von 10

### Datenschutz:

Mir ist bekannt, dass bei dieser klinischen Prüfung personenbezogene Daten, insbesondere medizinische Befunde über mich erhoben, gespeichert und ausgewertet werden sollen. Die Verwendung der Angaben über meine Gesundheit erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor der Teilnahme an der klinischen Prüfung folgende freiwillig abgegebene Einwilligungserklärung voraus, das heißt ohne die nachfolgende Einwilligung kann ich nicht an der klinischen Prüfung teilnehmen.

- Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser klinischen Studie personenbezogene Daten, insbesondere Angaben über meine Gesundheit, über mich erhoben und in Papierform sowie auf elektronischen Datenträgern in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik aufgezeichnet werden. Soweit erforderlich, dürfen die erhobenen Daten pseudonymisiert (verschlüsselt) weitergegeben werden an den Verantwortlichen oder eine von diesem beauftragte Stelle zum Zwecke der wissenschaftlichen Auswertung.
- 2. Außerdem erkläre ich mich damit einverstanden, dass autorisierte und zur Verschwiegenheit verpflichtete Beauftragte des Verantwortlichen sowie die zuständigen Überwachungsbehörden in meine beim Prüfarzt vorhandenen personenbezogenen Daten, insbesondere meine Gesundheitsdaten, Einsicht nehmen, soweit dies für die Überprüfung der ordnungsgemäßen Durchführung der Studie notwendig ist. Für diese Maßnahme entbinde ich den Prüfarzt von der ärztlichen Schweigepflicht.
- 3. Ich bin bereits darüber aufgeklärt worden, dass ich jederzeit die Teilnahme an der klinischen Prüfung beenden kann. Im Fall eines solchen Widerrufs meiner Einwilligung, an der Studie teilzunehmen, erkläre ich mich damit einverstanden, dass die bis zu diesem Zeitpunkt gespeicherten Daten weiterhin verwendet werden dürfen, soweit dies erforderlich ist, um sicherzustellen, dass meine schutzwürdigen Interessen nicht beeinträchtigt werden. Falls ich meine Einwilligung, an der Studie teilzunehmen, widerrufe, müssen alle Stellen, die meine personenbezogenen Daten, insbesondere Gesundheitsdaten, gespeichert haben, unverzüglich prüfen, inwieweit die gespeicherten Daten zu dem vorgenannten Zweck noch erforderlich sind. Nicht mehr benötigte Daten sind unverzüglich zu löschen.
- 4. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten nach Beendigung oder Abbruch der Studie zehn Jahre aufbewahrt werden. Danach werden meine personenbezogenen Daten gelöscht, soweit nicht gesetzliche, satzungsmäßige oder vertragliche Aufbewahrungsfristen entgegenstehen.

Seite 6 von 10

Probanden-Information und -Einwilligung

#### Recht auf Berichtigung

Sie haben das Recht Sie betreffende unrichtigen personenbezogene Daten berichtigen zu lassen (Artikel 16 und 19 DS-GVO).

#### Recht auf Löschung

Sie haben das Recht auf Löschung Sie betreffender personenbezogener Daten, z. B. wenn diese Daten für den Zweck, für den sie erhoben wurden, nicht mehr notwendig sind (Artikel 17 und 19 DS-GVO).

### Recht auf Einschränkung der Verarbeitung

Unter bestimmten Voraussetzungen haben Sie das Recht auf Einschränkung der Verarbeitung zu verlangen, d.h. die Daten dürfen nur gespeichert, nicht verarbeitet werden. Dies müssen Sie beantragen. Wenden Sie sich hierzu bitte an ihren Prüfer oder an den Datenschutzbeauftragten des Prüfzentrums (Artikel 18 und 19 DS-GVO).

**Im Falle der Berichtigung, Löschung, Einschränkung der Verarbeitung** werden zudem all jene benachrichtigt, die Ihre Daten erhalten haben (Artikel 17 (2) und Artikel 19 DS-GVO).

### Recht auf Datenübertragbarkeit

Sie haben das Recht, die sie betreffenden personenbezogenen Daten, die sie dem Verantwortlichen für die klinische Studie / klinische Prüfung bereitgestellt haben, zu erhalten. Damit können Sie beantragen, dass diese Daten entweder Ihnen oder, soweit technisch

möglich, einer anderen von Ihnen benannten Stelle übermittelt werden (Artikel 20 DS-GVO).

### Widerspruchsrecht

Sie haben das Recht, jederzeit gegen konkrete Entscheidungen oder Maßnahmen zur Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten Widerspruch einzulegen (Art 21 DS-GVO). Eine solche Verarbeitung findet anschließend grundsätzlich nicht mehr statt.

### Einwilligung zur Verarbeitung personenbezogener Daten und Recht auf Widerruf dieser Einwilligung

Die Verarbeitung ihrer personenbezogenen Daten ist nur mit Ihrer Einwilligung rechtmäßig (Artikel 6 DS-GVO).

Sie haben das Recht, ihre Einwilligung zur Verarbeitung personenbezogener Daten jederzeit zu widerrufen. Es dürfen jedoch die bis zu diesem Zeitpunkt erhobenen Daten durch die in der Patienteninformation- und Einwilligungserklärung zu der jeweiligen klinischen Studie / Prüfung genannten Stellen verarbeitet werden (Artikel 7, Absatz 3 DS-GVO).

### Benachrichtigung bei Verletzung des Schutzes personenbezogener Daten ("Datenschutzpannen")

Hat eine Verletzung des Schutzes personenbezogener Daten voraussichtlich ein hohes Risiko für Ihre persönlichen Rechte und Freiheiten zur Folge, so werden Sie unverzüglich benachrichtigt (Artikel 34 DS-GVO).

**Möchten Sie eines dieser Rechte in Anspruch nehmen, wenden Sie sich bitte an** Ihren Prüfer oder an den Datenschutzbeauftragten Ihres Prüfzentrums. Außerdem haben Sie das **Recht, Beschwerde bei der/den Aufsichtsbehörde/n einzulegen,** wenn Sie der Ansicht sind, dass die Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten gegen die DS-GVO verstößt (siehe Kontaktdaten).

Probanden-Information und -Einwilligung

Seite 9 von 10

### Kontaktdaten

### Datenschutz: Kontaktdaten Prüfzentrum

Datenschutzbeauftragte/r		Datenschutz-Aufsichtsbehörde	
ggf. Name:	Prof. Dr. Bernd Wöstmann	ggf. Name:	Der Hessische Datenschutzbeauftragte
Adresse:	Schlangenzahl 14 35392 Gießen	Adresse:	Gustav-Stresemann-Ring 1 65189 Wiesbaden
Telefon:	0641-99-46141	Telefon:	0611-140 80
E-Mail	bernd.woestmann@dentist.med.uni -giessen.de	E-Mail	poststelle@datenschutz.hessen.d e

## Datenschutz: Kontaktdaten des Sponsors/der Studienleitung der klinischen Studie

Datenschutzbeauftragte/r		Datenschutz-Aufsichtsbehörde	
Name:	Datenschutzbeauftragter der	Name:	Der Hessische Datenschutzbeauftragte
	Gießen		Datenschutzbeauträgte
Adresse:	Ludwigstraße 23 35390 Gießen	Adresse:	Gustav-Stresemann-Ring 1 65189 Wiesbaden
Telefon:	0641-99 12230	Telefon:	Telefon: 0611-140 80
E-Mail	datenschutz@uni-giessen.de	E-Mail	poststelle@datenschutz.hessen.de

Für die Datenverarbeitung Verantwortliche/r		
ggf. Name	Justus-Liebig Universität Gießen	
Adresse:	Ludwigstraße 23 35390 Gießen	
Telefon:	0641-99 0	
E-Mail	praesident@uni-giessen.de	

Name in Druckschrift

Datum

Unterschrift

Seite 10 von 10

Probanden-Information und -Einwilligung

## 12 Erklärung

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

Giefen, 18. 11. 2020

). Vafn

Ort, Datum

Unterschrift

## 13 Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Prof. Dr. Bernd Wöstmann für die Unterstützung und Förderung dieser Dissertation.

In gleichem Maße möchte ich mich bei meiner Betreuerin Frau Dr. Maximiliane Schlenz für die großartige Unterstützung bedanken.

Für das Korrekturlesen dieser Arbeit und die Unterstützung bei wissenschaftlichen und organisatorischen Fragen gilt unserem leitenden Oberarzt Prof. Dr. Peter Rehmann mein besonderer Dank.

Für nützliche Anregungen und die konstruktive Zusammenarbeit danke ich meinen zahnärztlichen Kolleginnen Frau Leona Klußmann und Victoria Schubert.

Für die Unterstützung bei der Erstellung und Verarbeitung der Datensätze bedanke ich mich bei Herrn Thorsten Landgraf (Zahntechnikzentrum Eisenach).

Herrn Dr. Johannes Herrmann danke ich für die statistische Betreuung.

Bei allen Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik bedanke ich mich für die Unterstützung und Entlastung, bei meinen beruflichen Aufgaben in der Abteilung.

Meiner Lebensgefährtin Sarah Marie Reich danke ich für das Korrekturlesen dieser Arbeit, sowie die Unterstützung in der Vergangenheit.

Zu guter Letzt möchte ich mich in besonderem Maße bei meiner Familie bedanken, ohne die mein akademischer und beruflicher Werdegang bis zu diesem Punkt nicht möglich gewesen wäre.

# 14 Lebenslauf

Der Inhalt wurde aus Datenschutzgründen entfernt.





