

**LOUISE ANNA NICOLE BILLEN**

---

Ein digitaler Workflow zur einzeitigen  
Versorgung mit individuellen Stiftaufbauten



**INAUGURALDISSERTATION**

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



*edition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

**Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.**

**Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei der Autorin dieses Werkes.**

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

1. Auflage 2023

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 2023

© 2023 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen  
Printed in Germany



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

STAUFENBERGRING 15, 35396 GIESSEN, GERMANY  
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890  
email: [redaktion@doktorverlag.de](mailto:redaktion@doktorverlag.de)

[www.doktorverlag.de](http://www.doktorverlag.de)

# **Ein digitaler Workflow zur einzeitigen Versorgung mit individuellen Stiftaufbauten**

## **Inauguraldissertation**

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

**Billen, Louise Anna Nicole**

aus Aachen

Gießen 2022

Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Gutachter: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachter: Priv.-Doz. Dr. M. Roggendorf

Tag der Disputation: 25.07.2023

*Meinen Eltern, meiner Schwester und meinem Mann gewidmet.*

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Ziel der Arbeit.....	2
3	Literaturübersicht.....	4
3.1	Grundlegende Überlegungen zu Stiftaufbauten .....	4
3.1.1	Historie.....	4
3.1.2	Stiftaufbauten in der modernen Zahnmedizin .....	4
3.1.3	Indikation und Behandlung mit Stiftaufbauten .....	5
3.2	Einteilung der Stiftaufbauten .....	7
3.2.1	Konfektionierte Stiftaufbauten .....	7
3.2.2	Individuelle Stiftaufbauten .....	9
3.3	Digitaler Workflow .....	12
3.3.1	Scanner.....	13
3.3.2	CAD-Software.....	18
3.3.3	Fertigungseinheit.....	18
3.3.4	Studienlage zu digitalen Stiftaufbauten.....	20
3.4	Materialien .....	29
3.4.1	Metalle.....	30
3.4.2	Keramiken .....	31
3.4.3	Kunststoffe .....	31
3.4.4	Befestigungsmaterialien für Stiftaufbauten.....	35
4	Material und Methode.....	38
4.1	Methodikübersicht.....	38

4.2	Entwicklung der Methodik im Laborversuch.....	41
4.2.1	Vorbereitung der extrahierten Zähne .....	41
4.2.2	Stiftaufbereitung .....	42
4.2.3	Konventionelle Stiftabformung und -herstellung.....	42
4.2.4	Digitale Stiftabformung und -herstellung .....	45
4.2.5	Befestigung der Stiftaufbauten im Wurzelkanal .....	48
4.2.6	Modellherstellung.....	50
4.2.7	Künstliche Alterung in vitro.....	51
4.2.8	Analyse der Prüfkörper nach der mechanischen Belastungsprobe .....	54
4.2.9	Auswertung .....	55
4.3	Klinische Versuche .....	60
4.3.1	Stichprobengröße .....	60
4.3.2	Rahmenbedingungen.....	61
4.3.3	Ein- und Ausschlusskriterien .....	61
4.3.4	Aufbereitung des Wurzelkanals .....	61
4.3.5	Konventionelle Stiftabformung und -herstellung.....	62
4.3.6	Digitale Stiftabformung und -herstellung .....	62
4.3.7	Digitalisierung des konventionellen Gipsmodells.....	62
4.3.8	Klinische Bewertung der Passgenauigkeit .....	63
4.3.9	Auswertung .....	64
4.4	Statistische Verfahren .....	64
4.4.1	Statistische Auswertung der Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung.....	65
4.4.2	Statistische Auswertung des standardisierten Fragebogens .....	66
4.4.3	Statistische Auswertung nach Belastung im Kausimulator.....	67
5	Ergebnisse.....	68

5.1	Ergebnisse der Laborversuche .....	68
5.1.1	Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung ...	68
5.1.2	Ergebnisse der mechanischen Belastungsprobe .....	69
5.1.3	Ergebnisse des standardisierten Fragebogens .....	71
5.2	Ergebnisse der klinischen Untersuchung .....	74
5.2.1	Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung ...	76
5.2.2	Ergebnisse des standardisierten Fragebogens .....	77
5.2.3	Bewertung weiterer Einflussparameter des klinischen Untersuchungs- abschnittes.....	80
5.3	Zusammenfassung der Ergebnisse .....	82
6	Diskussion.....	84
6.1	Methodikdiskussion der Laborversuche.....	84
6.1.1	Vorbereitung der extrahierten Zähne .....	84
6.1.2	Konventionelle Stiftabformung.....	86
6.1.3	Digitale Stiftabformung.....	86
6.1.4	Materialauswahl .....	87
6.1.5	Stiftdesign und Stiftherstellung.....	89
6.1.6	Mechanische Belastungsprobe im Laborversuch .....	90
6.2	Methodikdiskussion der klinischen Untersuchung .....	92
6.2.1	Versuchsaufbau der klinischen Versuche .....	92
6.2.2	Datenerhebung anhand des Fragebogens .....	93
6.2.3	Überlagerung der STL-Datensätze.....	93
6.3	Statistische Auswertung .....	95
6.4	Ergebnisdiskussion.....	98

7	Klinische Relevanz und Fazit .....	103
8	Zusammenfassung .....	104
9	Summary .....	106
10	Darstellungsverzeichnis .....	108
10.1	Abbildungsverzeichnis .....	108
10.2	Tabellenverzeichnis.....	111
11	Literaturverzeichnis .....	113
12	Anhang.....	133
12.1	Ergebnistabellen.....	133
12.1.1	Ergebnistabellen der Laborversuche .....	133
12.1.2	Ergebnistabellen des klinischen Untersuchungsabschnittes.....	136
12.2	Verwendete Materialien und Geräte .....	144
12.3	Votum der Ethikkommission .....	154
12.4	Patientenaufklärungsbogen .....	160
12.5	Standardisierter Fragebogen.....	170
12.5.1	Laborversuche .....	170
12.5.2	Klinischer Untersuchungsabschnitt .....	174
13	Erklärung .....	176
14	Danksagung .....	177
15	Lebenslauf.....	179

\*In der vorliegenden Arbeit wird das generische Maskulin verwendet. Die Personenbezeichnungen beziehen sich – sofern nicht anders kenntlich gemacht – auf alle Geschlechter.

# 1 Einleitung

Unerlässlich für die Versorgung eines Zahnes mit einer Krone – einzeln oder als Teil einer größeren festsitzenden Restauration – ist eine ausreichend hohe und breite zirkuläre Retentionsfläche von drei bis vier Millimetern.<sup>168</sup> Bei Zähnen mit einem hohen Zerstörungsgrad ist dies oftmals nicht gegeben, sodass ein Stiftaufbau notwendig ist.<sup>161</sup> Dieser kann in ein konfektioniertes und individuelles System unterteilt werden.<sup>50</sup> Individuelle Stiftaufbauten werden entweder auf Grundlage einer konventionellen Abformung gegossen oder nach Digitalisierung des Kanallumens in einem CAD/CAM-Workflow gefertigt. Trotz eines zusätzlichen Behandlungstermins und der Gefahr der Reinfektion des Wurzelkanalsystems durch Undichtigkeiten des provisorischen Verschlusses<sup>242</sup> haben die individuellen Stiftaufbauten zwei wichtige Vorteile gegenüber den konfektionierten. Zum einen führt die exakte Anpassung des Stiftaufbaus an die Wurzelmorphologie zu einer besseren Passgenauigkeit und somit zu einer höheren Retention.<sup>51, 194</sup> Zum anderen ist die Schnittstelle zwischen Stift- und Stumpfanteil stabiler, da durch die monolithische Herstellung eine mechanische Schwachstelle vermieden wird.<sup>7</sup> Konfektionierte Stiftversorgungen zeichnen sich dagegen dadurch aus, dass sie unmittelbar nach Aufbereitung des Wurzelkanals eingebracht werden können (*chair-side*). Hierdurch verringert sich die Gesamtzeit der Behandlung, was diese Systeme in der zahnärztlichen Praxis und bei Patienten sehr beliebt macht.<sup>111</sup>

Darüber hinaus wird in der Literatur allgemein gefordert, dass das verwendete Material nahezu dieselben mechanischen Eigenschaften aufweisen sollte wie das Wurzel dentin.<sup>50, 105, 191, 194</sup> Dies wird aktuell nur von konfektionierten Glasfaserstiftaufbauten erfüllt. Individuelle Stiftaufbauten werden dagegen aus Metall gegossen oder aus CAD/CAM-Materialien, wie Zirkoniumdioxid, geätzt.<sup>7</sup> Diese Materialien besitzen ein deutlich höheres Elastizitätsmodul als das Wurzel dentin, was die Gefahr von Wurzelfrakturen erhöht.<sup>103, 159</sup>

Individuelle Stiftaufbauten, die in einem *chairside* Workflow aus einem Material mit mechanischen Eigenschaften, ähnlich dem Wurzel dentin, hergestellt und unmittelbar nach der Aufbereitung des Wurzelkanals eingesetzt werden, könnten die Vorteile beider Stiftaufbausysteme vereinen und die klinische Langlebigkeit dieser Therapieoption erheblich verbessern.

## 2 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, einen Workflow zu entwickeln, der die Herstellung eines individuellen Stiftaufbaus in einer Sitzung ermöglicht. Voraussetzung hierfür ist die exakte Digitalisierung des aufbereiteten Wurzelkanallumens mittels Intraoralscanner sowie die Konstruktion und Fertigung eines Stiftaufbaus in einem System für die Herstellung von *chairside* gefertigtem Zahnersatz. Die Studie gliedert sich in einen Laborversuchsteil und einen anschließenden klinischen Untersuchungsabschnitt.

Zunächst sollte ein geeigneter Workflow in dem Laborversuchsteil entwickelt werden, der auf die klinische Situation übertragbar ist. Hierzu wurden Stiftaufbauten aus glasfaserverstärktem CAD/CAM-Kunststoff gefräst, in einem Kausimulator mit Thermowechselbad zyklisch belastet und anschließend auf Frakturen und Dezementierungen untersucht. Zur Einordnung der Ergebnisse diente eine Vergleichsgruppe mit individuell gegossenen Stiftaufbauten aus Nichtedelmetall.

Im anschließenden klinischen Untersuchungsabschnitt erfolgte die Beurteilung der Passgenauigkeit der gefrästen und der gegossenen Stiftaufbauten im Mund des Patienten durch die Verfasserin der vorliegenden Arbeit. Zusätzlich wurde die Genauigkeit der konventionellen und digitalen Abformung durch optische Überlagerung der STL-Datensätze (Standard Tessellation Language) des gescannten Gipsmodells der konventionellen Stiftabformung und der direkten Digitalisierung des Wurzelkanallumens im Mund des Patienten verglichen.

Folgende Nullhypothesen wurden für den Laborversuchsteil (1, 2 und 3) beziehungsweise den klinischen Untersuchungsabschnitt (1 und 2) überprüft:

- 1.) Die Abweichungen der koronalen, mittleren und apikalen Messpositionen der STL-Datensätze, der intraoralen digitalen Abformung des aufbereiteten Wurzelkanals und des digitalisierten Gipsmodells der konventionellen Stiftabformung weisen keine Unterschiede auf.
- 2.) Die Bewertung der gefrästen Stiftaufbauten mittels standardisierten Fragebogens unterscheidet sich nicht von der Bewertung der konventionell gegossenen Stiftaufbauten im Hinblick auf die Passgenauigkeit und Schwierigkeit der Abformung.

- 3.) Das verwendete glasfaserverstärkte CAD/CAM-Material eignet sich für individuelle Stiftaufbauten und führt zu keinem Unterschied bezogen auf das Wurzelfraktur- oder Retentionsverlustrisiko, verglichen mit konventionell gegossenen Stiftaufbauten aus Nichtedelmetall.

## 3 Literaturübersicht

### 3.1 Grundlegende Überlegungen zu Stiftaufbauten

#### 3.1.1 *Historie*

Die Idee, Zahnersatz an noch vorhandener Zahnhartsubstanz mithilfe von Stiftaufbauten zu befestigen, geht auf *Pierre Fauchard* im Jahr 1728 zurück.<sup>7</sup> Er beschrieb die Verwendung von Metallstiften aus Gold und Silber, welche durch ein Kittmaterial und Naturstoffe im Wurzelkanal befestigt wurden.<sup>293</sup> Im 18. Jahrhundert begannen Zahnärzte ebenfalls Holzstifte zu nutzen,<sup>178</sup> welche aufquollen und somit für Festigkeit sorgen sollten. In der Folge wurden jedoch mit diesem Werkstoff viele Misserfolge durch Wurzelfrakturen beobachtet, weshalb diese Stiftaufbauten in der späteren dentalen Literatur keine Erwähnung mehr fanden.<sup>7</sup> Erst wieder im Jahre 1880 beschrieb der amerikanische Zahnarzt C. M. Richmond die nach ihm benannte „Richmond-Krone“, welche aus einem Stiftanteil und einer teilweise verblendeten Krone bestand.<sup>271</sup> Als Weiterentwicklung dieser Technik wurden in den 1930er Jahren die individuell gegossenen Stiftaufbauten entwickelt, die noch heute als Goldstandard in der Versorgung tief zerstörter Zähne gelten.<sup>7</sup>

#### 3.1.2 *Stiftaufbauten in der modernen Zahnmedizin*

In früheren Studien wird beschrieben, dass Stiftversorgungen den endodontisch behandelten Zahn zusätzlich stärken würden.<sup>35</sup> Neuere Studien dagegen zeigten das Problem der Schwächung des Zahnes aufgrund der Stiftaufbereitung und dem damit einhergehenden Zahnhartsubstanzverlust, weshalb eher von einer Schwächung des Zahnes auszugehen ist.<sup>50, 116</sup> Stiftaufbauten dienen folglich heutzutage nur noch der Rekonstruktion verlorengegangener Zahnhartsubstanz und damit der Generierung einer ausreichenden Friktion für den Zahnersatz.<sup>67</sup> Da die Überlebenswahrscheinlichkeit des stiftversorgten Zahnes mit der vorhandenen Zahnhartsubstanz korreliert,<sup>63</sup> sollte eine zusätzliche Schwächung des Zahnes durch die Präparation möglichst gering gehalten werden.<sup>18</sup>

Die Angaben hinsichtlich der Aufbereitungslänge für die Aufnahme eines Stiftaufbaus werden in der Literatur kontrovers diskutiert und variieren von der Hälfte der Wurzellänge<sup>20</sup> oder der Hälfte der noch im Knochen stehenden Wurzel<sup>198</sup> über zwei Drittel der

Zahlänge<sup>156</sup> bis zur einfachen Kronenlänge.<sup>219, 251</sup> Auch der notwendige Aufbereitungsdurchmesser wird in der Literatur kontrovers diskutiert. *Stern* und *Hirshfeld* postulierten einen anzustrebenden Durchmesser von einem Drittel der natürlichen Zahnwurzel,<sup>256</sup> während *Pilo* und *Tamse* den geringstmöglichen Zahnhartsubstanzabtrag und damit einen Durchmesser entsprechend der Wurzelfüllung forderten.<sup>201</sup> *Wegner et al.* untersuchten Stiftaufbauten mit Durchmessern von ISO 50, 90 und 110 und zeigten die besten klinischen Überlebensraten für Stiftaufbauten der Stärke ISO 90.<sup>291</sup> Das Ziel der Aufbereitung ist in allen Fällen, ausreichend Retentionsfläche zu schaffen,<sup>249</sup> wobei jedoch eine Restwurzelfüllung von mindestens vier Millimetern belassen werden muss, um eine Reinfektion des Wurzelkanalsystems zu verhindern.<sup>209, 309</sup> Durch den Fortschritt der Adhäsivtechnik muss die Retention nicht mehr einzig über Friktion und Verkeilung des konventionellen Einsetzzementes erreicht werden und ermöglicht dadurch geringere Stiftaufbereitungslängen.<sup>249</sup> In Laborversuchen zeigten *Zicari et al.*, dass adhäsiv befestigte Stiftaufbauten mit kürzeren Aufbereitungslängen zu besseren Ergebnissen hinsichtlich der Frakturresistenz führen können.<sup>304</sup>

Viele Autoren fordern, dass der Restaurationsrand mindestens zwei Millimeter apikal des Stiftaufbaus liegen muss, um eine Stabilisierung durch den sogenannten „Ferrule-Effekt“ zu erzielen.<sup>3, 197, 268</sup> Bei der Versorgung eines tief zerstörten Zahnes muss daher der Abstand von der Kante des Defektes bis zum krestalen Knochen mit berücksichtigt werden, da bei einer Unterschreitung der sogenannten „biologischen Breite“ eine chronische Entzündung der Gingiva begünstigt wird.<sup>188</sup> Um eine Kronenversorgung mit Ferrule-Effekt zu gewährleisten, ohne die biologische Breite zu unterschreiten, muss daher häufig bei stark zerstörten oder auf Gingivaniveau frakturierten Zähnen dieser Abstand zunächst vergrößert werden.<sup>67, 85</sup> Dies kann durch chirurgische Kronenverlängerung,<sup>141</sup> chirurgische Extrusion,<sup>135</sup> kieferorthopädische Maßnahmen<sup>292</sup> oder Magnetextrusion erfolgen.<sup>44</sup>

### **3.1.3 Indikation und Behandlung mit Stiftaufbauten**

Um die Reststumpfhöhe von drei bis vier Millimetern mittels Stiftversorgung erreichen zu können,<sup>81</sup> ist eine erfolgreiche Wurzelkanalbehandlung mit Wurzelkanalfüllung eine notwendige Voraussetzung.<sup>261</sup> Die sich anschließende Stiftversorgung kann in drei Schritte unterteilt werden: Zunächst wird mit speziellen Bohrern ein Teil der Wurzelfül-

lung entfernt, um eine leicht konische oder parallele Retentionsfläche für die Stiftversorgung im Wurzelkanal zu schaffen.<sup>261</sup> Anschließend kann im zweiten Schritt entweder direkt ein konfektionierter Stiftaufbau in den Wurzelkanal befestigt oder mittels Abformung des Wurzelkanals im zahntechnischen Labor ein individueller Stiftaufbau hergestellt werden.<sup>50</sup> Abschließend beschreibt der dritte Schritt die Rekonstruktion der verlorengegangenen Zahnhartsubstanz zur Stumpfdimension für die Verankerung des Zahnersatzes. Bei konfektionierten Stiftversorgungen wird der Stumpfteil im Patientenmund mit Füllungsmaterialien modelliert. Individuelle Stiftaufbauten bestehen dagegen in der Regel aus einem einzigen Werkstück mit einem Stift- und Stumpfaufbauanteil.<sup>50</sup>

### **Sonderformen der postendodontischen Stumpfrekonstruktion**

Aufgrund des Fortschrittes der Adhäsivtechnik wird nicht mehr bei allen Zähnen mit koronalem Zahnhartsubstanzverlust ein Stiftaufbau benötigt.<sup>67, 185</sup> Die in der Literatur beschriebenen Sonderformen postendodontischer Rekonstruktionsformen sind die „Endokrone“ und der „gepinnte Kompositaufbau“.<sup>56</sup>

Die „Endokrone“ kombiniert das Retentionselement und die Kronenversorgung in einem einzigen Werkstück.<sup>5</sup> Als Retentionselement dient hierbei der zentrale Anteil, der die Trepanationskavität ausfüllt. Der gepinnte Kompositaufbau beschreibt einen aus Komposit modellierten Aufbau, welcher zusätzlich wenige Millimeter in den Wurzelkanal ausgedehnt wird.<sup>263</sup>

Eine Stiftaufbereitung mit speziellen Bohrern ist bei den beschriebenen Sonderformen postendodontischer Stumpfrekonstruktionen nicht notwendig, was mit einer kürzeren Behandlungszeit und der Reduktion des Risikos einer iatrogenen Perforation einhergeht. Nachteilig ist das eingeschränkte Indikationsspektrum, da bei stark zerstörten oder auf Gingivaniveau frakturierten Zähnen diese Versorgungsmöglichkeiten keine ausreichende Retention bieten.<sup>67</sup> Folglich konnte sowohl in Laborstudien,<sup>157, 158</sup> als auch bei randomisiert klinischen Studien<sup>85, 102</sup> ein Zusammenhang von vorhandener Zahnhartsubstanz und dem Erfolg der prothetischen Versorgungen gezeigt werden. Bereits bei einer fehlenden Dentinwand beschreiben *Ferrari et al.* eine klinische Komplikationsrate von 30 % bei Zähnen ohne Stiftaufbauten.<sup>85</sup>

## 3.2 Einteilung der Stiftaufbauten

Je nach Indikationsspektrum kann die Versorgung mit konfektionierten oder individuellen Stiftaufbauten erfolgen.<sup>7</sup> Während konfektionierte Stiftaufbausysteme mit plastischen Aufbauten bei kleineren Defekten verwendet werden,<sup>40, 261</sup> kommen individuelle Stiftaufbauten bei größeren Zahnhartsubstanzdefekten zum Einsatz.<sup>7, 261</sup> Aufgrund des einteiligen Aufbaus individueller Stiftaufbauten aus Stift- und Stumpfanteil wird eine höhere Stabilität erreicht.<sup>284</sup>

### 3.2.1 Konfektionierte Stiftaufbauten

Ein Vorteil der konfektionierten Stiftaufbauten ist die Möglichkeit der unmittelbaren Stiftinsertion nach der Aufbereitung des Wurzelkanals, was eine Versorgung in nur einer Behandlungssitzung ermöglicht (*chairside*).<sup>7</sup> Die daraus resultierende Verringerung der Gesamtbehandlungszeit ist ein Grund, weshalb diese Stiftaufbausysteme in der zahnärztlichen Praxis weit verbreitet sind.<sup>184</sup>

Die konfektionierten Stiftsysteme unterscheiden sich nicht nur hinsichtlich ihres Materials,<sup>51, 261</sup> sondern auch hinsichtlich ihrer Verankerung im Wurzelkanal.<sup>227, 261</sup> Schraubenförmige Stiftversorgungen werden in das Dentin eingedreht (aktive Stiftaufbauten).<sup>83, 180</sup> Durch das Einschrauben wird bei diesen Systemen Stress auf das umliegende Wurzelndentin ausgeübt, was zu Spannungsspitzen im Bereich der Gewindegänge führt.<sup>254</sup> Hierdurch können Mikrorisse entstehen, die vor allem im Frontzahnbereich durch die nichtaxiale Kaubelastung in Wurzelfrakturen resultieren können.<sup>234</sup> Trotz der durch den kraftschlüssigen Verbund zwischen Gewinde und Wurzelndentin bedingten hohen Retentionswerte<sup>255, 254</sup> werden geschraubte Stiftversorgungen aufgrund der erhöhten Gefahr von Wurzelfrakturen<sup>308</sup> generell nicht mehr empfohlen.<sup>261</sup>

Die Retention konfektionierter Stiftsysteme ohne Gewinde kommt durch das Befestigungsmaterial und die Passgenauigkeit des Stiftanteils im aufbereiteten Kanal zustande (passive Stiftaufbauten).<sup>83</sup> Aufgrund des Fortschrittes der Adhäsivtechnik können auch mit passiven Stiftaufbauten Haftwerte erreicht werden, die mit denen von aktiven Stiftversorgungen vergleichbar sind.<sup>68</sup> Aus diesem Grund werden in der zahnärztlichen Praxis heutzutage fast ausschließlich passive Stiftversorgungen verwendet.<sup>184</sup>

Die passiven konfektionierten Stiftaufbauten lassen sich hinsichtlich der Form in konische und parallele Systeme einteilen.<sup>308</sup> Das konische Design ist der natürlichen Wur-

zelform nachempfunden und führt somit zu einem optimalen Erhalt der Zahnschubstanz im apikalen Abschnitt.<sup>83</sup> Allerdings wird beschrieben, dass diese Form in einer Keilwirkung mit Spannungskonzentrationen im koronalen Anteil sowie einer verringerten Retention resultieren kann.<sup>308</sup> *Peutzfeld et al.* zeigten ein höheres Aufkommen von Wurzelfrakturen bei konischen Stiftversorgungen verglichen mit parallelen Systemen.<sup>200</sup> Das parallele Design erhöht die Retention und führt zu einer gleichmäßigen Spannungsverteilung über die gesamte Stiftlänge.<sup>96, 119</sup> Nachteilig hierbei ist jedoch der erhöhte Schubstanzabtrag bei der Aufbereitung im apikalen Bereich, was mit einer erhöhten Perforationsgefahr einhergeht.<sup>273</sup> *Santos-Filho et al.* beschrieben, dass konfektionierte Stiftversorgungen mit parallelem Design höhere Spannung auf das umliegende Dentin ausüben, als solche mit einem konischen Design.<sup>227</sup> Klinisch retrospektive Untersuchungen dagegen zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen parallelen und konischen Stiftaufbausystemen.<sup>181, 245</sup>

In einer prospektiven klinischen Studie zu diesem Thema untersuchten *Schmitter et al.* die Überlebenszeit von aktiven und passiven Stiftversorgungen über einen Beobachtungszeitraum von fünf Jahren.<sup>234</sup> Es zeigten sich signifikant schlechtere Überlebenszeiten für geschraubte Stiftaufbausysteme im Vergleich zu konfektionierten Glasfaserstiftaufbauten.<sup>234</sup>

Allen konfektionierten Stiftaufbausystemen ist gemein, dass diese als Retention für den direkten Stumpfaufbau aus Amalgam, Komposit oder Zementfüllungsmaterialien dienen.<sup>166</sup> Durch die plastische Modellierbarkeit dieser Materialien kann auf die Entfernung von Unterschnitten im koronalen Bereich verzichtet werden und somit der Abtrag von Zahnhartsubstanz möglichst gering gehalten werden.<sup>161</sup> Aufgrund der hohen Bruchfestigkeit und guten Haftung an der Zahnoberfläche ist Komposit heutzutage das bevorzugte Stumpfaufbaumaterial.<sup>299</sup> Außerdem bieten dentinfarbene Komposite ästhetische Vorteile, speziell bei der Versorgung mit vollkeramischem Zahnersatz.<sup>173</sup> *Kurbad und Müller* beschrieben hierzu, dass durch den Einsatz von konfektionierten Glasfaserstiftaufbauten unter vollkeramischen Kronen Licht in den kristallinen Wurzelbereich eingeleitet werden kann, was die Gingiva im Bereich von wurzelkanalbehandelten Zähnen natürlicher erscheinen lässt.<sup>137</sup> Ein Nachteil der konfektionierten Stiftaufbauten im Vergleich zu den individuellen ist die schlechtere Passgenauigkeit in konisch aufbereiteten oder ovalen Wurzelkanälen.<sup>7</sup> Eine konventionelle Zementierung von konfektionierten Stiftaufbauten mit Zementen ohne chemischen Haftverbund ist in diesem Fall kritisch

zu sehen, da durch die mangelnde Passgenauigkeit keine ausreichende Friktion des Stiftaufbaus im Wurzelkanal erreicht wird.<sup>186</sup> In diesem Zusammenhang beschrieben verschiedene Autoren den Retentionsverlust konfektionierter Stiftsysteme als häufigste Misserfolgsursache.<sup>68, 163, 183</sup> Bei der Verwendung eines adhäsiven Befestigungssystems wird die Retentionskraft zwar erhöht, jedoch kommt es zu höheren Spannungen auf die Zahnwurzel, da die vergrößerte Klebefuge mit einer größeren Polymerisationsschrumpfung korreliert.<sup>68</sup> *Monticelli et al.* untersuchten in Laborversuchen die Vorbehandlung von Glasfaserstiften mit Wasserstoffperoxid, um die Glasfasern freizulegen und somit die mechanische Retention zu erhöhen.<sup>175</sup> Eine Vorbehandlung mit Wasserstoffperoxid erhöhte die Verbundstärke signifikant gegenüber keiner Vorbehandlung.<sup>175</sup> Ein weiterer Nachteil der konfektionierten Stiftversorgungen im Vergleich zu den individuellen ist der zweiteilige Aufbau aus konfektioniertem Stift- und intraoral modelliertem Stumpfanteil. Die daraus resultierende Phasengrenze zwischen den Materialien beider Anteile stellt eine mechanische Schwachstelle bei der Belastung dar.<sup>174, 284</sup>

### **3.2.2 Individuelle Stiftaufbauten**

Individuelle Stiftaufbauten werden auf der Grundlage von konventionellen oder digitalen Abformungen des stiftaufbereiteten Wurzelkanals entweder aus einer metallischen Dentallegierung gegossen,<sup>7</sup> aus einem CAD/CAM-Material gefräst<sup>16</sup> oder additiv im 3D-Druckverfahren<sup>124</sup> hergestellt. Der hieraus resultierende Hauptvorteil der individuellen Stiftaufbauten liegt in der sehr guten Passgenauigkeit im Wurzelkanal mit einem schmalen Zementspalt, wodurch die Belastungsspannungen gleichmäßig auf die Wurzel verteilt werden und geringe Spannungen durch die Polymerisationsschrumpfung entstehen.<sup>194</sup> Durch die Herstellung, die in der Regel im zahntechnischen Labor erfolgt, ist jedoch eine Insertion in derselben Behandlungssitzung wie die Kanalaufbereitung bisher nicht möglich.<sup>7</sup> Folglich ist ein Nachteil der Versorgung mit individuellen Stiftaufbauten der notwendige provisorische Verschluss zwischen den Behandlungssitzungen, der durch mangelnde Stabilität und Undichtigkeiten zu einer Reinfektion der Wurzelfüllung oder einer Fraktur des Zahnes führen kann.<sup>88, 229, 242</sup> Da temporäre Stiftversorgungen zwischen den Behandlungssitzungen mit einer erhöhten Frakturgefahr des Zahnes einhergehen, wird hiervon in einer Stellungnahme der DGZMK (*Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde e. V.*) abgeraten.<sup>67</sup> Hierdurch entstehen ästhetische

und funktionelle Beeinträchtigungen für die Patienten, was die Akzeptanz der individuellen Stiftaufbauten als Therapieoption in der zahnärztlichen Praxis verringert.<sup>67</sup>

Die Aufbereitung des Wurzelkanals für individuelle Stiftaufbauten ist mit der von konfektionierten Stiftaufbauten vergleichbar.<sup>285</sup> Allerdings wird beschrieben, dass aufgrund des einteiligen Aufbaus aus Stift- und Stumpfanteil eventuell vorhandene Unterschnitte an der verbliebenen koronalen Zahnhartsubstanz entfernt oder vorher mittels Aufbaufüllung korrigiert werden müssen. Dies ist mit einem höheren Abtrag an Zahnhartsubstanz oder einem höheren Behandlungsaufwand verbunden.<sup>161</sup> Zu beachten ist jedoch in diesem Zusammenhang, dass individuelle Stiftaufbauten in der Regel indiziert sind, wenn bereits ein massiver koronaler Zahnhartsubstanzdefekt vorliegt.<sup>291</sup> Mit zu entfernenden Unterschnitten ist bei korrekter Indikationsstellung folglich selten zu rechnen. Individuelle Stiftaufbauten bieten dagegen bei stark zerstörten Zähnen durch ihre einteilige Herstellung den Vorteil, dass keine Schwachstelle an der Verbindung zwischen Stift- und Stumpfanteil vorliegt, die bei Belastung eine Prädilektionsstelle für Stiftfrakturen darstellt.<sup>7, 148</sup>

In der Literatur werden individuelle Stiftaufbauten in der Regel aus metallischen Dentalliegierungen gegossen<sup>7</sup> oder aus hochfestem Zirkoniumdioxid gefräst.<sup>164</sup> Aufgrund des im Vergleich zu Wurzeldentin weitaus höheren Elastizitätsmoduls werden Stiftaufbauten aus diesen Materialien von verschiedenen Autoren mit einem höheren Wurzelfrakturrisiko<sup>103</sup> und häufigeren Dezementierungen<sup>224</sup> assoziiert. Zwar stellten *Figueiredo et al.* in einer Metaanalyse zu dieser Fragestellung keine signifikante Erhöhung des Wurzelfrakturrisikos fest, wiesen jedoch aufgrund der Heterogenität der eingeschlossenen Studien auf die eingeschränkte Aussagekraft der Ergebnisse hin.<sup>86</sup>

### **Stiftabformung**

Die Stiftabformung bildet den aufbereiteten Wurzelkanal ab und ist die Grundlage für die Herstellung des individuellen Stiftaufbaus im zahntechnischen Labor. Es lässt sich hierbei ein direktes und indirektes Verfahren unterscheiden.<sup>6</sup>

Bei der direkten Stiftabformung wird der individuelle Stiftaufbau im Mund des Patienten modelliert und anschließend im zahntechnischen Labor in Metall gegossen.<sup>259</sup> Bei der indirekten Stiftabformung wird der aufbereitete Wurzelkanal abgeformt.

Als Abformtechnik verwenden Autoren in der Literatur sowohl die Monophasen- als auch die Doppelmischabformung.<sup>58, 277</sup> Bei der Monophasenabformung wird ausschließlich ein Material verwendet.<sup>87</sup> Die Doppelmischabformung dagegen beruht auf Abformmassen unterschiedlicher Konsistenzen, die sich während des Abbindevorgangs verbinden.<sup>87</sup> Die Monophasenabformung wird in der Literatur häufig mit niedrigviskosen Polyether-Abformmaterialien durchgeführt, die sich durch die materialspezifische Hydrophilie in Verbindung mit der hohen Adhäsion für eine detailgetreue Abformung des aufbereiteten Wurzelkanals besonders eignen.<sup>295</sup> Das aus der Abformung gewonnene Gipsmodell dient dem zahntechnischen Labor als Modellationsgrundlage für den Stiftaufbau.<sup>114, 148</sup>

Für die Modellation kann sowohl im Patientenmund (direkt) als auch auf dem Gipsmodell (indirekt) Wachs oder ausbrennbarer Kunststoff verwendet werden.<sup>261</sup> Für beide Verfahren kann ein Hilfsstift passend zur Aufbereitungsgröße verwendet werden, der in der Abformung verbleibt und das Abformmaterial im Kanallumen stabilisiert.<sup>58</sup>

Vergleichsstudien zwischen der direkten und der indirekten Stiftabformung ergaben kontroverse Ergebnisse hinsichtlich der Passgenauigkeit und Retention der hergestellten individuellen Stiftaufbauten: Einige Autoren beschrieben keinen Unterschied,<sup>6, 58, 211</sup> während andere Autoren eine bessere Passgenauigkeit mit dem direkten Verfahren zeigen konnten.<sup>12</sup> Eine prospektive randomisierte klinische Studie ergab, dass sowohl bei den direkten als auch den indirekten Stiftabformungen die hergestellten Stiftaufbauten kürzer waren, als die dargestellten Lumina in der Abformung.<sup>58</sup> *Balkenhol et al.* untersuchten in einer retrospektiven Studie die Überlebenszeit von gegossenen Stiftaufbauten über einen Zeitraum von neun Jahren und zeigten, dass die Überlebenszeit für Stiftaufbauten, die mit der indirekten Methode hergestellt wurden, höher war als mit der direkten Methode.<sup>19</sup> Als Grund hierfür gaben die Autoren an, dass das direkte Verfahren ein besonderes Geschick des Behandlers voraussetzt und die Stiftaufbauten im indirekten Verfahren nach einem standardisierten Laborprozess hergestellt werden können.<sup>19</sup> Darüber hinaus unterscheidet sich der Behandlungsaufwand signifikant mit einem zeitlichen Mehraufwand beim direkten Verfahren.<sup>58</sup>

Durch den Fortschritt der digitalen Zahnmedizin und der Entwicklung neuer Aufnahmetechniken der dentalen Scanner beschreiben neuere Studien eine dritte mögliche Abformtechnik für die Herstellung von Stiftaufbauten.<sup>16, 46, 148</sup> Durch die digitale Abfor-

mung können Stiftaufbauten rein virtuell konstruiert und im CAD/CAM-Verfahren hergestellt werden.<sup>7</sup>

### 3.3 Digitaler Workflow

Bereits 1971 legte *Duret* mit seiner Idee der digitalen Abformtechnik den Grundstein für die virtuelle Konstruktion (CAD = Computer Aided Design) und computergestützte Fertigung (CAM = Computer Aided Manufacturing) in der Zahnmedizin.<sup>239</sup> Die technische Umsetzung war zu dieser Zeit noch nicht möglich, gelang aber *Mörmann* und *Brandestini* Ende der 1980er Jahre mit am Patientenstuhl (*chairside*) gefrästen Keramikeilkronen.<sup>37</sup> Aufgrund der Weiterentwicklung der Intraoralscanner wurde das Indikationsspektrum in den letzten Jahren stetig vergrößert.<sup>301</sup> Die CAD/CAM-Technologie wird heutzutage erfolgreich zur Herstellung von Inlays, Teilkronen, Einzelzahnkronen, Brücken, Abutments und klammerverankerten Prothesen in der zahnärztlichen Prothetik verwendet.<sup>27, 89</sup>

Alle CAD/CAM-Systeme bestehen aus drei Komponenten:<sup>26</sup>

1. Einem Scanner, welcher Geometrien in digitale Daten umwandelt, die wiederum von einem Computer verarbeitet werden können.
2. Einer Software, die Daten verarbeitet und mit der ein Datensatz für die CAM-Herstellung konstruiert werden kann.
3. Einer Fertigungsmaschine, die den konstruierten Datensatz in das gewünschte Produkt umsetzt.

Je nach Standort der Komponenten der CAD/CAM-Systeme stehen in der Zahnmedizin grundsätzlich zwei verschiedene Fertigungskonzepte zur Verfügung: die Herstellung im zahntechnischen Labor (*labside*) oder aber in der zahnärztlichen Praxis (*chairside*).<sup>26</sup>

Das *labside* Konzept entspricht dem in der Zahnarztpraxis etablierten Arbeitsablauf zwischen Zahnarzt und zahntechnischem Labor.<sup>237</sup> Die Abformung im Patientenmund erfolgt konventionell mit Abformmaterialien oder digital mit einem Intraoralscanner. Anschließend wird entweder die Abformung an das zahntechnische Labor übersandt und dort mit einem Laborscanner digitalisiert oder der Datensatz des Intraoralscans übermittelt.<sup>237</sup> Auf Grundlage der generierten Datensätze werden anschließend alle weiteren Konstruktions- und Fertigungsprozesse im zahntechnischen Labor durchgeführt.<sup>26</sup>

Der Zahnarzt erhält anschließend das fertige Produkt zur Eingliederung in den Patientenmund. Dieses Konzept ist für den Zahnarzt mit dem geringsten Aufwand verbunden, da die meisten Arbeitsschritte im zahntechnischen Labor erfolgen.<sup>26</sup> Hierdurch ist jedoch eine Eingliederung des Zahnersatzes in derselben Behandlungssitzung in der Regel nicht möglich.

Bei dem *chairside* Konzept befinden sich alle Komponenten des CAD/CAM-Systems in der zahnärztlichen Praxis und werden durch das Praxispersonal selbst bedient.<sup>237</sup> Zur Digitalisierung der Mundsituation dient ein Intraoralscanner, der die konventionelle Abformung ersetzt.<sup>26</sup> Die Konstruktions- und Fertigungsprozesse sind vergleichbar mit denen bei dem *labside* Konzept, jedoch sind die Systeme kompakter und für eine kleinere Stückzahl ausgelegt.<sup>307</sup> Vorteil des *chairside* Konzeptes ist die verkürzte Behandlungszeit, da Patienten in nur einer Sitzung mit einer indirekten Restauration versorgt werden können.<sup>53</sup> Nachteilig sind der höhere Arbeitsaufwand für den Zahnarzt und die Investitionskosten für zusätzliche Geräte in Verbindung mit der notwendigen Expertise des Praxispersonals, was bei dem *labside* Konzept von dem zahntechnischen Labor geleistet wird.<sup>301</sup>

Im nachfolgenden Abschnitt werden die Komponenten der CAD/CAM-Systeme näher betrachtet und in einen wissenschaftlichen Kontext gestellt.

### **3.3.1 Scanner**

Unter dem Begriff „Scanner“ werden in der Zahnmedizin Datenerfassungsgeräte zusammengefasst, die die dreidimensionalen Kiefer- und Zahnstrukturen in digitale Oberflächendatensätze umwandeln.<sup>238</sup> Das in der Literatur am häufigsten verwendete Dateiformat ist hierbei STL (Standard Tessellation Language).<sup>236</sup> Der Datensatz besteht aus einer Punktwolke, bei der jeder Punkt im Raum die Ecken mehrerer Dreiecke und die Verbindungslinien der Punkte die Dreiecksschenkel bilden.<sup>236</sup> Die Oberfläche der gescannten Struktur wird durch die Flächen der Dreiecke dargestellt.<sup>307</sup> Je dichter die Punktwolke und kleiner die Dreiecke, desto genauer ist die Darstellung, da der Scanner pro Fläche mehr Bildpunkte registriert hat.<sup>236</sup> Richert *et al.* stellten fest, dass eine geringe Anzahl an Dreiecken zur Glättung von Kanten und somit zu verfälscht dargestellten Konturen führen kann.<sup>217</sup> Dieses Phänomen wird als „Sekantenfehler“ beschrieben, denn je größer die Dreiecke sind, desto größer ist auch die Abweichung von der tatsäch-

lichen Oberfläche.<sup>236</sup> Um den Sekantenfehler gering zu halten, sollten die Dreiecke möglichst klein gewählt werden, was jedoch in einem großen Datensatz resultiert. Moderne Algorithmen der Scannersoftware passen die Dreiecksgrößen an die jeweiligen Anforderungen an, sodass an restaurationsrelevanten Oberflächen kleinere Dreiecke errechnet werden als an allen übrigen Oberflächen.<sup>236</sup>

Die Abbildung 3.1 zeigt die aus der Punktwolke generierten Dreiecke zur Abbildung eines aufbereiteten Wurzelkanals für einen Stiftaufbau. Die Dreiecksgröße ist hierbei im Wurzelkanallumen deutlich kleiner (grüner Pfeil) als auf der den Zahn umgebenden Gingiva (roter Pfeil).

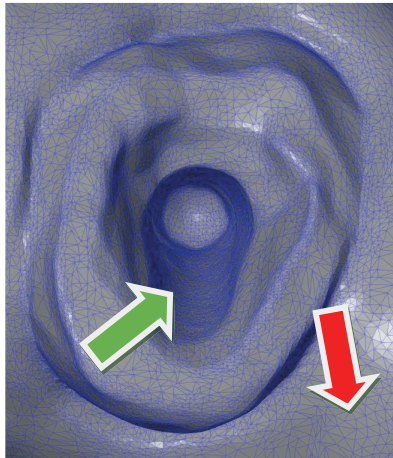


Abbildung 3.1: Darstellung der Oberfläche mittels Dreiecken in der *GOM Inspect* Software: Kleine Dreiecke (grüner Pfeil) an restaurationsrelevanten Oberflächen und größere an übrigen Arealen (roter Pfeil).

Grundsätzlich lassen sich lichtoptische von taktilen Scannern unterscheiden.<sup>26</sup> Die Digitalisierung bei taktilen Scannern erfolgt durch Abtastung der Oberfläche und wird in der Regel im zahntechnischen Labor durchgeführt, da zuvor ein Modell auf Grundlage einer konventionellen Abformung hergestellt werden muss.<sup>238</sup> Die taktile Digitalisierung zeichnet sich durch eine hohe Genauigkeit aus.<sup>307</sup> Nachteile sind jedoch mögliche Dimensionsveränderungen durch die Modellherstellung sowie die relativ lange Dauer des Abtastvorgangs.<sup>26</sup> Diese Technologie eignet sich folglich nicht für das *chairside* Konzept.

Optische 3D-Scanner nutzen dagegen Licht zur Abtastung.<sup>307</sup> Durch die zeitgleiche Erfassung mehrerer Punkte auf einer Fläche (Aufnahmefeld) ist der Scanvorgang bei optischen 3D-Scannern deutlich kürzer.<sup>307</sup> Sie können sowohl zur Digitalisierung von Modellen im zahntechnischen Labor (Laborscanner) als auch zur direkten Digitalisierung im Patientenmund (Intraoralscanner) verwendet werden.<sup>307</sup> Bei ihrer Verwendung als Intraoralscanner wird eine konventionelle Abformung und Modellherstellung entbehrlich. Diese Technologie hat das *chairside* Konzept erst möglich gemacht.<sup>239</sup>

Alle am Markt erhältlichen Intraoralscanner beruhen auf der optischen Digitalisierung und werden folgenden technischen Prinzipien zugeordnet:<sup>213</sup>

### Optische Triangulation

Das Prinzip der optischen Triangulation beruht auf dem Satz des *Thales von Milet*, welcher besagt, dass der Eckpunkt eines Dreiecks bestimmt werden kann, wenn die Länge der gegenüberliegenden Seite sowie die angrenzenden Winkel bekannt sind.<sup>238</sup> Übertragen auf den Scanvorgang ist der zu ermittelnde Eckpunkt des Dreiecks einer von vielen Messpunkten auf der zu erfassenden Oberfläche. Die beiden anderen bekannten Eckpunkte sind der Projektor, von dem der Lichtstrahl ausgesandt wird, sowie der Detektor, der den von der Oberfläche reflektierten Strahl erkennt. Der Abstand zwischen Projektor und Detektor, welcher der gegenüberliegenden Seite des zu ermittelnden Eckpunktes entspricht, sowie der angrenzende Ausfallwinkel des Lichtstrahls, sind bekannt. Der Einfallswinkel des reflektierten Lichtstrahls variiert je nach Abstand zum Objekt und kann auf dem Detektor gemessen werden. Durch die bekannten Parameter kann die Länge beider Peilstrahlen und somit der Abstand von der Basislinie zum Punkt auf der Objektoberfläche eindeutig bestimmt (trianguliert) werden.<sup>94, 150, 213</sup> Das Prinzip der Triangulation findet in Abwandlung auch bei Streifenlichtscannern Anwendung.<sup>213</sup> Da eine punktweise Detektion der Objektoberfläche sehr lange dauern würde, kann ebenfalls eine Streifenlicht- anstatt einer Punktprojektion verwendet werden.<sup>217</sup> Dazu wird ein Lichtstreifenmuster, bestehend aus beleuchteten und unbeleuchteten Streifen, auf das Objekt projiziert. Durch Unebenheiten auf der Objektoberfläche wird das Licht unterschiedlich gebrochen und führt zu einer Verzerrung des Lichtstreifens. Durch die Verzerrung wird die Dreidimensionalität des Objektes wiedergegeben und anhand der Triangulation das Höhenprofil des Objektes errechnet.<sup>213, 238</sup>

### Wavefront Sampling

Das Wavefront Sampling ist vergleichbar mit dem Stereosehen beim Menschen und kombiniert zwei Prinzipien: das „depth-from-focus“-Prinzip und das Triangulationsprinzip.<sup>213</sup> Die Größenänderung eines Puderpartikels auf dem Sensor wird mit dem Abstand zur Fokusebene in Abhängigkeit gebracht und somit das Höhenprofil auf Basis der sogenannten „Defokussierung“ errechnet.<sup>267</sup> Das vom Messobjekt reflektierte Licht fällt durch ein Objektiv auf den Sensor. Liegt der Messpunkt in der Fokusebene des Objektivs, wird dieser als scharfer Punkt auf dem Sensor abgebildet. Liegt der Bildpunkt außerhalb der Fokusebene, entsteht ein unscharfer Punkt, dessen Durchmesser sich messen lässt. Durch eine Lochblende mit dezentraler Öffnung wird nach einer 360 °-Drehung der Lochblende der Durchmesser des unscharfen Punktes beschrieben, welcher durch Kenntnis genauer Parameter, wie der Linsenbrennweite und des Radius der Blendenöffnung, errechnet werden kann.<sup>150, 176</sup> Ein und derselbe Punkt wird aus verschiedenen Perspektiven aufgenommen, um die genaue Position aus unterschiedlichen Winkeln berechnen zu können.<sup>42</sup> Dieses Prinzip bedarf einer genauen Zuordnung identischer Punkte, weshalb eine leichte Puderung zur genauen Wiedererkennung unerlässlich ist.<sup>176</sup> Dieses Prinzip zeichnet sich durch sehr exakte Oberflächenaufnahmen aus, wobei *Reich* gezeigt hat, dass die Ergebnisse signifikant vom verwendeten Puder abhängen.<sup>213</sup>

### Konfokale Mikroskopie

Das Prinzip der konfokalen Mikroskopie ist mit dem eines optischen Entfernungsmessers vergleichbar.<sup>213</sup> Dazu wird ein Lichtstrahl ausgesandt, der nach Reflexion vom Objekt über einen Strahlenleiter auf einen Bildsensor fällt. Dem Sensor ist eine Lochblende vorgeschaltet, die alle Streustrahlen, die durch Reflexion außerhalb der Fokusebene entstehen, eliminiert.<sup>108, 289</sup> Eine dreidimensionale Ansicht des Objektes wird durch Verschiebung der Fokusebene (konfokales Verfahren) erreicht.<sup>150</sup> Die Höhe des Punktes (z-Koordinate) wird durch das konfokale Verfahren bestimmt, die x- und y-Koordinaten ergeben sich durch die Position des Bildpunktes auf dem Bildsensor.<sup>238</sup> Um Bewegungsartefakte zu minimieren, werden Bilder mit einer hohen Frequenz erfasst. Die daraus resultierenden hohen Datenmengen werden durch einen Bildprozessor im Scankopf verarbeitet, was in einem vergleichsweise großen Handstück resultiert.<sup>213</sup> Ein Vorteil dieses Messprinzips ist, dass in der Regel keine Konditionierung der Zahn-

oberflächen in Form von Puderung notwendig ist.<sup>213</sup> Bei stark reflektierenden Metalloberflächen kann eine dünne Puderschicht jedoch notwendig sein.<sup>289</sup>

### Optische Hochfrequenz Kontrastanalyse

#### *Primescan*

Der in dieser Studie verwendete Intraoralscanner (*CEREC Primescan*) verfügt über die neuartige Oberflächenerfassungstechnologie der „optischen Hochfrequenz Kontrastanalyse“, welche von der Firma Dentsply Sirona patentiert wurde.<sup>272</sup> Das genaue technische Prinzip ist in der Literatur bisher nicht beschrieben worden und gilt beim Hersteller als Betriebsgeheimnis. Aus der Patentanmeldung kann jedoch abgeleitet werden, dass zwei Messprinzipien kombiniert werden: Die konfokale Mikroskopie und die Streifenlichtprojektion mit kurzwelligem Licht.<sup>272</sup> Der verbaute Smart-Pixel-Sensor in Verbindung mit der dynamischen Tiefenscantechnologie (Dynamic Depth Scan) ermöglichen laut Herstellerangaben die Erfassung von einer Million 3D-Bildpunkten pro Sekunde mit einer Tiefenschärfe von bis zu 20 Millimetern.<sup>62</sup> *Elter et al.* untersuchten diese Tiefenschärfe an stiftaufbereiteten Zähnen mit Aufbereitungslängen von bis zu 20 Millimeter.<sup>74</sup> Sie propagierten, dass bei einer Aufbereitungslänge von bis zu 14 Millimetern klinisch gute Ergebnisse erzielt werden könnten.<sup>74</sup> Artefakte oder irrelevante Bereiche, wie beispielsweise die Wange, werden durch einen Algorithmus bereits während des Scanvorgangs in Echtzeit herausgerechnet.<sup>247</sup>

*Zimmermann et al.* untersuchten die lokale Genauigkeit von sechs verschiedenen Intraoralscannern in vitro an Inlay- und Kronenpräparationen verglichen mit einer konventionellen Doppelmischabformung.<sup>306</sup> Die besten Ergebnisse erzielte die konventionelle Abformung mit statistisch signifikanten Unterschieden zu allen Intraoralscanner mit Ausnahme der *Primescan* (Softwareversion 5.0.0).<sup>306</sup> *Schmidt et al.* untersuchten die Übertragungsgenauigkeit von Intraoralscannern in vivo für Ganzkieferscans und verglichen diese mit einer konventionellen Monophaseabformung.<sup>233</sup> Die *Primescan* zeigte die geringsten Abweichungen in der Gruppe der Intraoralscanner zu den Referenzwerten. Insgesamt erzielte die konventionelle Abformung die signifikant besten Ergebnisse mit Ausnahme der kurzen Anfangsdistanz, bei der die *Primescan* (Softwareversion 5.0.1) signifikant bessere Ergebnisse bezüglich der Richtigkeit aufwies.<sup>233</sup> *Ender et al.* beschrieben ebenfalls die höhere Genauigkeit kurzer Spannen im Laborversuch.<sup>75</sup> Die

konventionelle Teilabformung lieferte die besten Ergebnisse gefolgt von der *Primescan* (Softwareversion 5.0.0) als digitale Abformmethode.<sup>75</sup> *Waldecker et al.* stellten mit einer neueren Softwareversion (5.1.1) der *Primescan* bessere in vitro Werte für Segment-scans als für die konventionelle Teilabformung fest.<sup>287</sup> In einer aktuellen Studie beschrieben *Keul* und *Güth* für die *Primescan* (Softwareversion 5.0.2) vergleichbare Genauigkeitsparameter für Ganzkieferscandaten in Laborversuchen und klinischen Untersuchungen in Bezug auf die Referenzwerte.<sup>129</sup> Die einfache Handhabung der *Primescan* wurde von *Schimmel et al.* bezüglich Scangenaugigkeit zwischen erfahrenen und unerfahrenen Nutzern bezüglich der Genauigkeit untersucht. Einzig die Dauer des Ganzkieferscans war beim erfahrenen Behandler signifikant kürzer. *Ochoa-López et al.* stellten für die *Primescan* die kürzeste Scanzeit bei allen untersuchten Lichtverhältnissen fest verglichen mit sechs anderen Intraoralscannern.<sup>190</sup>

### **3.3.2 CAD-Software**

Eine CAD-Software ermöglicht die virtuelle Konstruktion des Zahnersatzes auf der Grundlage des Datensatzes der intraoralen Situation.<sup>236</sup> Hierzu werden durch den Bediener die Ränder der Restauration auf dem Datensatz eingezeichnet und durch die Softwarealgorithmen ein Entwurf der Restauration errechnet.<sup>31</sup> Dieser kann im Anschluss durch den Bediener in allen Raumrichtungen betrachtet und modifiziert werden. Abschließend wird durch die CAD-Software eine CAM-Strategie errechnet, die die genauen Befehle für die Fertigungseinheit enthält.<sup>1</sup>

### **3.3.3 Fertigungseinheit**

Die errechnete CAM-Strategie wird zur Produktion des Zahnersatzes an die Fertigungseinheit geschickt und dort in die Bewegungsbefehle für die einzelnen Bauteile der Maschine übertragen.<sup>1</sup> Der CAD/CAM-Fertigungsprozess kann additiv oder subtraktiv erfolgen.<sup>1, 27</sup> Bei der additiven Fertigung wird der Zahnersatz durch schichtweises Drucken hergestellt.<sup>7</sup> Seit den 1990er Jahren wird das additive Verfahren in der Medizin und seit einigen Jahren auch in der Zahnmedizin vor allem für herausnehmbaren Zahnersatz verwendet.<sup>264, 290</sup> Bei der subtraktiven Fertigungstechnik wird der Zahnersatz in einer CNC-Maschine (Computerized Numerical Control) aus einem Block ausgefräst.<sup>27</sup> Die subtraktive Fertigungstechnik wird in der Literatur zum digitalen Workflow von

den meisten Autoren beschrieben und stellt ein etabliertes Verfahren zur Herstellung von Einzelzahnrestorationen dar.<sup>9, 34, 55, 100</sup> Moderne CNC-Fräseinheiten sind heute in der Lage, Zahnersatz herzustellen, der hinsichtlich seiner Passgenauigkeit mindestens der in der konventionellen Gusstechnik hergestellter Einzelzahnrestorationen entspricht.<sup>34, 37</sup> Allerdings wird bei der subtraktiven Herstellung bis zu 90 % des Blockmaterials verschliffen, was unter ökonomischen und ökologischen Gesichtspunkten zu kritisieren ist.<sup>262</sup> Jedoch haben Laborstudien gezeigt, dass die mechanischen Eigenschaften der Werkstücke beim subtraktiven Herstellungsverfahren besser sind als beim additiven.<sup>207, 269</sup> Da in der vorliegenden Studie die subtraktive Herstellung verwendet wurde, wird im Folgenden hierauf detaillierter eingegangen.

Nachdem die CAM-Software die CAD-Strategie an die Fertigungseinheit übertragen hat, setzt diese die Informationen in einen Werkzeugweg für die CNC-Maschine um. Die Berechnungen legen hierbei die Richtung und Größe der Werkzeugbewegung fest.<sup>27</sup> Ebenso enthalten die Berechnungen Kompensationsschritte, die den Durchmesser der Fräsen berücksichtigen, um keinen zu großen Abtrag zu generieren, was die Passgenauigkeit des Zahnersatzes negativ beeinflussen würde.<sup>214</sup> Durch Kombination unterschiedlich großer Fräsen können anatomische Feinheiten von bis zu zehn Mikrometern dargestellt werden.<sup>214</sup> Die dentalen CNC-Maschinen bestehen aus mehrachsigen Fräsvorrichtungen, die das dreidimensionale Fräsen zahntechnischer Werkstücke erlauben.<sup>1</sup> Es wird zwischen 3-Achs-, 4-Achs- und 5-Achs-Fräsmaschinen unterschieden.<sup>26</sup> Bei den 4-Achs-Fräsmaschinen, die vor allem bei der *chairside* Behandlung Anwendung finden,<sup>307</sup> bewegen sich die Fräsen entsprechend den berechneten Bahnwerten in drei Linearachsen (x-, y-, und z-Achse) mit einer zusätzlichen Rotationsachse des Werkstückes (3+1-Achsen).<sup>26</sup>

Eine Laborstudie verglich die Passgenauigkeit von Zahnersatz, der mit einer 3-Achs- und einer 5-Achs-Fräsmaschine hergestellt wurde, und stellte ausschließlich an zwei von sechs Messpositionen einen signifikanten Unterschied fest.<sup>9</sup> Die Passgenauigkeit für den durch beide Fräsmaschinen hergestellten Zahnersatz lag an allen sechs Messpositionen im klinisch akzeptablen Bereich.<sup>9</sup> Im zahntechnischen Labor werden Unterschnitte mit Wachs und in der CAD-Software digital ausgeblockt, da der Zahnersatz sonst nicht einsetzbar wäre. Mit 5-Achs-Fräsmaschinen können folglich lediglich Unterschnitte ausgefräst werden, die bei indirekt hergestelltem Zahnersatz zu einer marginalen Verbesserung der Passgenauigkeit führen. Die Autoren beschrieben, dass Zahner-

satz mit klinisch ausreichender Passgenauigkeit auch auf 3-Achs-Fräsmaschinen in signifikant geringerer Zeit hergestellt werden kann, die Erweiterung um eine zusätzliche Rotationsachse (4-Achs-Fräsmaschine) die Passgenauigkeit jedoch zusätzlich verbessern könnte.<sup>9</sup>

### 3.3.4 Studienlage zu digitalen Stiftaufbauten

Die Verwendung der CAD/CAM-Technologie zur Herstellung von gefrästen Stiftaufbauten wurde erstmals 2007 von *Awad und Marghalani* und später von *Streaker und Geissberger* beschrieben.<sup>16, 258</sup> *Chen et al.* berichteten, dass die Verwendung der CAD/CAM-Technologie zur Herstellung individueller Stiftaufbauten klinische und ökonomische Vorteile bei der Versorgung von Patienten haben könnte.<sup>49</sup> Verschiedene Arbeitsgruppen beschäftigten sich in der Folge in Laborstudien sowie in klinischen Fallberichten und klinischen Studien mit unterschiedlichen Herstellungstechniken und Stiftaufbaumaterialien, die im Folgenden näher erläutert werden. Tabelle 3.1 zeigt eine Literaturübersicht der bisher publizierten Studien zu CAD/CAM-gefertigten Stiftaufbauten.

Tabelle 3.1: Literaturübersicht zu CAD/CAM-gefertigten Stiftaufbauten.

Autor, Jahr	Studien Design	Aufberei- tungs- länge	CAD-Technologie (Intraoralcanner)	CAM- Techno- logie	Material
<i>Awad und Marghalani (2007)</i> <sup>16</sup>	Fallbericht	k.A.	Scan direkte Stift- abformung (k.A.)	Fräsen	Zirkoniumdioxid
<i>Streaker und Geissberger (2007)</i> <sup>258</sup>	Fallbericht	k.A.	Scan direkte Stift- abformung (k.A.)	Fräsen	Zirkoniumdioxid
<i>Bittner et al. (2010)</i> <sup>29</sup>	in vitro Studie	10 mm	Scan direkte Stift- abformung (k.A.)	Fräsen	Zirkoniumdioxid
<i>Liu et al. (2010)</i> <sup>148</sup>	Fallbericht	8 mm	indirekte Stiftab- formung, Wachs- modellation, Scan (k. A.)	Fräsen	glasfaserverstärk- ter Kunststoff

<b>Autor, Jahr</b>	<b>Studien Design</b>	<b>Auf- berei- tungs- länge</b>	<b>CAD-Technologie (Intraoralcanner)</b>	<b>CAM- Techno- logie</b>	<b>Material</b>
<i>Sipahi et al. (2011)</i> <sup>246</sup>	in vitro Studie	10 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	Zirkoniumdioxid
<i>Kumar et al. (2012)</i> <sup>136</sup>	Fallbericht	k. A.	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	Zirkoniumdioxid
<i>Marghalani et al. (2012)</i> <sup>164</sup>	in vitro Studie	k. A.	Scan direkte Stiftabformung (k. A.)	Fräsen	Zirkoniumdioxid
<i>Kaya und Ergun (2013)</i> <sup>127</sup>	in vitro Studie	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ 10 mm</li> <li>▪ 15 mm</li> </ul>	k. A.	Fräsen	Zirkoniumdioxid
<i>Ozcan und Sahin (2013)</i> <sup>192</sup>	in vitro Studie	k. A.	Scan indirekte Stiftabformung	Fräsen	Zirkoniumdioxid
<i>Chen et al. (2014)</i> <sup>49</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ in vitro Studie</li> <li>▪ Fallberichte</li> </ul>	k. A.	Scan indirekter Stiftabformung	Fräsen	Glasfaser
<i>Lee et al. (2014)</i> <sup>144</sup>	Technischer Artikel	k. A.	indirekte Stiftabformung, Gipsmodell, Scan	Fräsen	Zirkoniumdioxid
<i>Chen et al. (2015)</i> <sup>46</sup>	in vitro Studie	k. A.	k. A.	Fräsen	Glasfaser
<i>Chen et al. (2015)</i> <sup>45</sup>	in vitro Studie	k. A.	k. A.	Fräsen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Zirkoniumdioxid</li> <li>▪ Glasfaser</li> </ul>
<i>Kalyoncuoğlu et al. (2015)</i> <sup>122</sup>	in vitro Studie	10 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ direkte Stiftabformung (Digitalisierung k. A.)</li> <li>▪ direkter Scan</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Fräsen</li> <li>▪ 3D-Druck</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Kobalt-Chrom-Legierung</li> <li>▪ Zirkoniumdioxid</li> </ul>
<i>Bilgin et al. (2016)</i> <sup>28</sup>	in vitro Studie	8 mm	Scan indirekter Stiftabformung	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ 3D-Druck</li> <li>▪ Fräsen</li> </ul>	Kobalt-Chrom-Legierung
<i>Falcão Spina et al. (2017)</i> <sup>79</sup>	in vitro Studie	9 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Hybridkeramik</li> <li>▪ Kunststoff-Nanokeramik</li> <li>▪ glasfaserverstärkter Kunststoff</li> </ul>

<b>Autor, Jahr</b>	<b>Studien Design</b>	<b>Auf- berei- tungs- länge</b>	<b>CAD-Technologie (Intraoralcanner)</b>	<b>CAM- Techno- logie</b>	<b>Material</b>
<i>Pinto et al. (2017)</i> <sup>202</sup>	in vitro Studie	8,5 mm - 9,8 mm	direkter Scan (Trios, 3Shape)	Keine Herstellung	Keine Herstellung
<i>Falcão Spina et al. (2018)</i> <sup>78</sup>	Fallbericht	k.A.	indirekte Stiftabformung, Stiftanteil herausgeschnitten, Scan	Fräsen	Kunststoff- Nanokeramik
<i>Garcia et al. (2018)</i> <sup>90</sup>	in vitro Studie	9 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	Glasfaser
<i>Lee (2018)</i> <sup>143</sup>	Fallbericht	k.A.	Scan indirekte Stiftabformung	Fräsen	Zirkoniumdioxid
<i>Tsintsadze et al. (2018)</i> <sup>277</sup>	in vitro Studie	10 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ direkter Scan</li> <li>▪ Scan indirekte Stiftabformung</li> <li>▪ indirekte Stiftabformung, Gipsmodell, Scan</li> </ul>	Fräsen	glasfaserverstärker Kunststoff
<i>Alkhatri et al. (2019)</i> <sup>10</sup>	in vitro Studie	11 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Zirkoniumdioxid</li> <li>▪ polymerinfiltrierte Keramik (PICN)</li> <li>▪ Wachs, anschließend konventioneller Guss</li> </ul>
<i>Borzangy et al. (2019)</i> <sup>36</sup>	in vitro Studie	10 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	Hybridkeramik
<i>Campanella et al. (2019)</i> <sup>41</sup>	Fallbericht	k. A.	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Scan indirekte Stiftabformung</li> <li>▪ direkter Scan (Trios)</li> </ul>	Fräsen	Metalllegierung
<i>Eid et al. (2019)</i> <sup>71</sup>	in vitro Studie	9 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ glasfaserverstärkter Kunststoff</li> <li>▪ Hybridkeramik</li> </ul>
<i>Eid et al. (2019)</i> <sup>68</sup>	in vitro Studie	9 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	glasfaserverstärkter Kunststoff

Autor, Jahr	Studien Design	Aufberei- tungs- länge	CAD-Technologie (Intraoralcanner)	CAM- Techno- logie	Material
<i>Eid et al. (2019)</i> <sup>69</sup>	in vitro Studie	9 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ glasfaserverstärkter Kunststoff</li> <li>▪ Hybridkeramik</li> </ul>
<i>Hendi et al. (2019)</i> <sup>110</sup>	in vitro Studie	10 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Scan indirekte Stiftabformung</li> <li>▪ direkter Scan mit Scan-Post (<i>Trios</i>)</li> </ul>	Fräsen	Kobalt-Chrom-Legierung
<i>Liu et al. (2019)</i> <sup>149</sup>	in vitro Studie	8 mm	Scan indirekte Stiftabformung	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Fräsen</li> <li>▪ 3D-Druck</li> </ul>	Kobalt-Chrom-Legierung
<i>Moustapha et al. (2019)</i> <sup>179</sup>	in vitro Studie	10 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ direkter Scan mit Scan-Post (<i>Trios 3</i>)</li> <li>▪ Scan direkte Stiftabformung</li> <li>▪ Scan indirekte Stiftabformung</li> </ul>	Fräsen	glasfaserverstärkter Kunststoff
<i>Pang et al. (2019)</i> <sup>194</sup>	in vitro Studie	10 mm	k.A.	Fräsen	Glasfaserverstärker Kunststoff
<i>Farah et al. (2020)</i> <sup>80</sup>	Fallbericht	k.A.	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	Wachs, anschließend konventionell gegossen
<i>Libonati et al. (2020)</i> <sup>147</sup>	Fallbericht	9 mm	direkter Scan ( <i>Trios</i> )	Fräsen	glasfaserverstärkter Kunststoff
<i>Teixeira et al. (2020)</i> <sup>270</sup>	in vitro Studie	10 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Kunststoff-Nanokeramik</li> <li>▪ Polyetheretherketon</li> </ul>
<i>Eid et al (2021)</i> <sup>70</sup>	in vitro Studie	8 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ glasfaserverstärkter Kunststoff</li> <li>▪ zwei Hybridkeramiken</li> </ul>
<i>Kanduti et al. (2021)</i> <sup>124</sup>	in vitro Studie	10 mm	direkter Scan mit Scan-Post ( <i>Trios</i> )	3D-Druck	Kobalt-Chrom-Legierung

Autor, Jahr	Studien Design	Aufberei- tungs- länge	CAD-Technologie (Intraoralcanner)	CAM- Techno- logie	Material
<i>Mostafa et al. (2021)</i> <sup>178</sup>	in vitro Studie	9 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Scan direkte Stiftabformung</li> <li>▪ Scan indirekte Stiftabformung</li> <li>▪ direkter Scan (<i>Trios</i>)</li> </ul>	Fräsen	glasfaserverstärkter Kunststoff
<i>Perucelli et al. (2021)</i> <sup>199</sup>	in vitro Studie	k.A.	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Scan direkte Stiftabformung</li> <li>▪ Scan indirekte Stiftabformung</li> <li>▪ indirekte Stiftabformung, Wachsmodellation, Scan</li> </ul>	Fräsen	Glaskeramik-Komposit
<i>Suzaki et al. (2021)</i> <sup>266</sup>	in vitro Studie	10 mm	indirekte Stiftabformung, Wachsmodellation, Scan	Fräsen	glasfaserverstärkter Kunststoff
<i>Vaddamanu et al. (2021)</i> <sup>279</sup>	in vitro Studie	10 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ direkter Scan</li> <li>▪ Scan indirekte Stiftabformung</li> <li>▪ indirekte Stiftabformung, Gipsmodell, Scan</li> </ul>	Fräsen	glasfaserverstärkter Kunststoff
<i>Attia et al. (2022)</i> <sup>15</sup>	in vitro Studie	10 mm	direkter Scan ( <i>Primescan</i> )	Fräsen	Polyetheretherketon
<i>Altinchi et al. (2022)</i> <sup>11</sup>	in vitro Studie	9 mm	Scan indirekte Stiftabformung	Fräsen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Zirkoniumdioxid</li> <li>▪ faserverstärkter Kunststoff (<i>Trinia</i>)</li> </ul>
<i>de Souza Guimarães et al. (2022)</i> <sup>60</sup>	in vitro Studie	10 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	Glasfaser
<i>Elter et al. (2022)</i> <sup>74</sup>	in vitro Studie	10-, 12-, 14-, 16-, 18-, 20 mm	direkter Scan ( <i>Primescan</i> )	Keine Herstellung	keine Herstellung
<i>Iemsaengchairat und Aksornmuang(2022)</i> <sup>115</sup>	in vitro Studie	9 mm	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	Hybridkeramik

Autor, Jahr	Studien Design	Aufberei- tungs- länge	CAD-Technologie (Intraoralcanner)	CAM- Techno- logie	Material
<i>Lalama et al. (2022)</i> <sup>140</sup>	in vitro Studie	k. A.	Scan direkte Stiftabformung	Fräsen	Polyetheretherketon
<i>Leven et al. (2022)</i> <sup>146</sup>	in vitro Studie	12 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ direkter Scan mit und ohne Scan-Post (<i>Trios 4</i>)</li> <li>▪ direkter Scan (<i>Primescan</i>)</li> </ul>	Fräsen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Zirkoniumdioxid</li> <li>▪ Hochleistungs-komposit</li> </ul>
<i>Ying et al. (2022)</i> <sup>298</sup>	Retrospek- tive Studie	k. A.	Scan indirekte Stiftabformung	Fräsen	Zirkoniumdioxid

Bei den Studien zu CAD/CAM-gefertigten Stiftaufbauten handelt es sich vornehmlich um Laborstudien und Fallberichte. Es konnte nur eine klinische Studie mit dieser Thematik identifiziert werden.<sup>298</sup> Als Aufbereitungslängen wurden meist neun bis zehn Millimeter gewählt und die Mehrzahl der Autoren nutzte Laborscanner zur Digitalisierung sowie das subtraktive Verfahren zur Fertigung der Stiftaufbauten. Die am häufigsten verwendeten Materialien waren Zirkoniumdioxid und glasfaserverstärkte Kunststoffe.

Eine Studie, die sich der Finite-Element-Analyse bediente, verglich den Einfluss von individuell gefrästen CAD/CAM-Stiftaufbauten aus Zirkoniumdioxid mit dem von gegossenen Stiftaufbauten hinsichtlich der Spannungsverteilung in den Bereichen der Krone, des Stiftaufbaus, der Wurzel und des darunterliegenden Knochens.<sup>164</sup> Die Autoren beschrieben keinen signifikanten Unterschied zwischen den untersuchten Gruppen und postulierten individuelle CAD/CAM-Stiftaufbauten aus Zirkoniumdioxid als eine Alternative zu dem Goldstandard von gegossenen Stiftaufbauten insbesondere im ästhetisch relevanten Bereich.<sup>164</sup>

Eine weitere Laborstudie ergab, dass digital hergestellte Glasfaserstiftaufbauten eine höhere Bruchfestigkeit aufweisen als konfektionierte Glasfaserstifte sowie ein vergleichbares Bruchverhalten wie der Goldstandard (gegossene Stiftaufbauten) zeigen.<sup>194</sup> Darüber hinaus zeigten die CAD/CAM-gefertigten Stiftaufbauten günstigere Frakturlinien, welche – anders als bei den gegossenen und konfektionierten Stiftaufbauten – überwiegend als „reparabel“ eingestuft wurden.<sup>194</sup> *Eid et al.* untersuchten die Retentionskraft sowie das Versagensmuster bei Stiftaufbauten, die mit der CAD/CAM-

Technologie hergestellt wurden, und konfektionierten Glasfaserstiftaufbauten.<sup>71</sup> Sie zeigten eine höhere Retentionskraft für CAD/CAM-gefertigte Stiftaufbauten.<sup>71</sup> Einige Autoren zeigten jedoch auch bessere Ergebnisse für konventionell hergestellte, gegossene Stiftaufbauten als für solche, die im CAD/CAM-Prozess hergestellt wurden:

Eine Studie beschreibt, dass gefräste CAD/CAM-Komposit Stiftaufbauten eine klinisch ausreichende Passgenauigkeit in dem aufbereiteten Wurzelkanal bieten und weniger Zeit für die Herstellung benötigen, jedoch die Passgenauigkeit im mittleren und apikalen Bereich bei gegossenen Stiftaufbauten besser ist.<sup>199</sup> Ähnliches wird von den Autoren einer anderen Laborstudie beschrieben, bei der ein geringerer Spalt zwischen Stiftaufbau und Wurzelfüllung bei konventionell gegossenen Stiftaufbauten als bei gefrästen Stiftaufbauten beobachtet wurde.<sup>110</sup> Der Spalt wurde jedoch als „klinisch akzeptabel“ bezeichnet.<sup>177</sup> Diese Ergebnisse stimmen mit denen einer anderen Studie überein, in der konventionell gegossene Stiftaufbauten eine bessere apikale Passgenauigkeit aufweisen als 3D-gedruckte Cobalt-Chrom-Stiftaufbauten.<sup>124</sup> Die Datenlage weist darauf hin, dass vor allem die Passgenauigkeit der CAD/CAM-gefertigten Stiftaufbauten dem Goldstandard der gegossenen Stiftaufbauten unterlegen ist. Einschränkend hierbei ist jedoch, dass die Scanner, die in den genannten Studien verwendet wurden, nicht mehr dem neuesten Stand der Technik entsprechen. *Hazanzadeh et al.* postulierten in einer Übersichtsarbeit, dass durch den Fortschritt in der Scannertechnologie heute schon Passgenauigkeiten möglich sind, die den konventionellen Workflow übertreffen.<sup>106</sup> Studien, die die Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefertigten Stiftaufbauten unter Verwendung eines modernen Intraoralscanners untersucht haben, sind in der Literatur nicht zu finden.

### **Herstellung digitaler Stiftaufbauten**

Analog zu den Ausführungen in Kapitel 3.2.2 können auch CAD/CAM-Stiftaufbauten „indirekt“ und „direkt“ hergestellt werden.<sup>279</sup>

#### Indirekte (halbdigitale) Technik

Bei der indirekten Technik wird eine konventionelle Abformung<sup>69, 71, 178, 179, 277</sup> oder das daraus gewonnene Gipsmodell<sup>202, 277</sup> in einem weiteren Schritt digitalisiert. Auf der Grundlage des so gewonnenen Datensatzes wird der Stiftaufbau, wie in Kapitel 3.3.2

und 3.3.3 beschrieben, zunächst konstruiert und anschließend in einem CAD/CAM-Prozess hergestellt.<sup>80</sup>

Diese Technik geht auf *Awad* und *Marghalani* zurück, die als Erste einen individuellen Zirkoniumdioxid-Stiftaufbau gefräst und eingesetzt haben.<sup>16</sup> Zunächst führten sie eine direkte Stiftabformung mit Kunststoff im Patientenmund durch, die anschließend gescannt, aus Zirkoniumdioxid gefräst und durchgesintert wurde.<sup>16, 258</sup>

Eine Modifikation dieser Vorgehensweise wurde von *Liu et al.* vorgestellt, die eine indirekte Stiftabformung am Patienten durchführten und diese mit Gips ausgossen.<sup>148</sup> An dem Modell wurde anschließend ein Stiftaufbau mittels Wachs modelliert, mit einem Laborscanner digitalisiert und aus glasfaserverstärktem Kunststoff gefräst.<sup>148</sup> Eine weitere Variante der indirekten Technik ist die Digitalisierung einer konventionellen Stiftabformung mittels Abformmaterial, welche von *Falcao Spina et al.* publiziert wurde.<sup>78</sup> Der Bereich des stiftaufbereiteten Zahnes wurde hierfür aus der Polyvinylsiloxan-Abformung herausgeschnitten, digitalisiert, unter Beachtung einer Reduktion des Volumens für eine ausreichende Zementfuge konstruiert und anschließend aus einem CAD/CAM-Material ausgefräst.<sup>78</sup> Eine Alternative zu den beschriebenen Vorgehensweisen ist die Digitalisierung des Gipsmodells einer konventionellen Stiftabformung mit anschließender virtueller Konstruktion (siehe Kapitel 3.3.2) und Fertigung in einem CAD/CAM-Prozess (siehe Kapitel 3.3.3).<sup>284</sup> Um eine kritische Evaluation dieser unterschiedlichen indirekten Methoden durchzuführen, verglichen *Perucelli et al.* die Passgenauigkeit von Stiftaufbauten, die auf Grundlage der Digitalisierung einer Polyvinylsiloxan-Abformung, einer direkten Kunststoffabformung und einer indirekten Kunststoffabformung am Modell hergestellt wurden.<sup>199</sup> Die gemessenen Passgenauigkeitswerte waren nicht signifikant unterschiedlich und lagen alle innerhalb des als klinisch akzeptabel definierten Bereichs.<sup>199</sup> All diesen Verfahren ist jedoch gemein, dass zumindest Teile des Workflows analog durchgeführt werden müssen und somit jeder zusätzliche Teilschritt zu einem unvermeidlichen Dimensionsfehler führt, der die Passgenauigkeit des Stiftaufbaus beeinträchtigen kann. Darüber hinaus eignen sich diese Verfahren nicht für die *chairside* Anwendung.<sup>295</sup>

### Direkte (volldigitale) Technik

Die direkte oder volldigitale Technik beschreibt die direkte optische Abformung des für einen Stiftaufbau aufbereiteten Wurzelkanals.<sup>7</sup> Dabei wird eine digitale Abformung des Zahnes mit einem speziellen „Scan-Post“ überlagert oder eine direkte Digitalisierung des aufbereiteten Wurzelkanals im Mund des Patienten durchgeführt.<sup>124, 202</sup>

Bei der direkten Digitalisierung mittels Scan-Posts werden zwei separate Datensätze des Intraoralscanners – einer mit und einer ohne Scan-Post – durch die Scannersoftware überlagert und somit ein vollständiger Datensatz des aufbereiteten Wurzelkanals errechnet.<sup>179</sup> Durch die bekannte Dimension des Scan-Posts werden die nicht erfassten Bereiche des Kanallumens durch die Software korrigiert.<sup>124</sup> Voraussetzung bei dieser Technik ist, dass der Scan-Post spaltfrei im aufbereiteten Wurzelkanal sitzt, da keinerlei Korrektur wie bei der konventionellen Stiftabformung durch das Abformmaterial erfolgt.<sup>146</sup> Dies ist speziell bei konisch aufbereiteten Wurzelkanälen oder solchen mit ovalem Querschnitt nicht möglich, weshalb das System hierbei limitiert ist.

Bei der direkten Digitalisierung ohne Scan-Post wird der aufbereitete Wurzelkanal in nur einem Scan digitalisiert.<sup>147</sup> Mit dieser Technik können auch Aufbereitungen mit nicht runden Querschnitten gescannt werden. Jedoch benötigt man hierfür einen Intraoralscanner mit einer sehr hohen Tiefenschärfe, da ansonsten die apikalen Bereiche des Wurzelkanals nicht abgeformt werden können und der hergestellte Stiftaufbau zu kurz wäre.<sup>146, 202</sup>

Bei beiden Techniken wird nach der Digitalisierung mithilfe einer CAD-Software ein Restaurationsentwurf erstellt und dieser anschließend in einem CAD/CAM-Prozess gefertigt (siehe Kapitel 3.3.2 und 3.3.3). Durch die direkte volldigitale Abformtechnik kann der aufbereitete Wurzelkanal ohne analoge Teilschritte digitalisiert werden. Hierdurch kommt es zu keinem Dimensionsfehler durch Volumenänderungen der Abformmassen oder des Modellgipses. Auch potenzielle Fehler durch manuelle Herstellungsprozesse im zahntechnischen Labor werden vermieden.<sup>179</sup>

### Vergleich der indirekten (halbdigitalen) mit der direkten (volldigitalen) Technik

*Moustapha et al.* untersuchten in einer Laborstudie die Passgenauigkeit gefräster Stiftaufbauten nach Herstellung mittels direkter und indirekter Digitalisierungstechniken.<sup>179</sup> Eine volldigitale Stiftabformung mittels Intraoralscanner ohne Scan-Post führte hierbei

zu besseren Passgenauigkeitswerten als die indirekte Digitalisierung einer Stiftmodellation oder der Stiftabformungen mit Abformmaterialien.<sup>179</sup> Eine weitere Studie zeigte darüber hinaus, dass die Retention bei Stiftaufbauten im volldigitalen Workflow höher war als bei anderen Techniken.<sup>277</sup> Obwohl die direkte Digitalisierung Vorteile gegenüber der indirekten Technik zu haben scheint,<sup>37, 277, 279</sup> bevorzugen manche Autoren dennoch die indirekte oder die direkte Technik mit einem Scan-Post, da eine digitale Abformung eines schmal und tief aufbereiteten Wurzelkanals schwierig sein kann.<sup>202</sup> In den meisten Studien wird daher eine maximale Aufbereitungslänge von neun bis zehn Millimetern für die direkte Digitalisierung ohne Scanpost beschrieben, wobei der verwendete Intraoralscanner einen bedeutenden Einfluss darstellt.<sup>15, 41, 147, 178, 202</sup> *Leven et al.* verglichen digitale Stiftabformungen mit und ohne Scanposts.<sup>146</sup> Sie postulierten, dass eine Verwendung von Scanposts mit aktuellem Intraoralscanner nicht erforderlich ist und außerdem in einer geringeren Passgenauigkeit der im CAD/CAM-Prozess hergestellten Stiftaufbauten resultierte.<sup>146</sup> *Elter et al.* untersuchten die Genauigkeit der direkten Digitalisierung bei Aufbereitungslängen über zehn Millimetern.<sup>74</sup> Sie fassten zusammen, dass ein digitaler Workflow bei einer Aufbereitungslänge von bis zu 14 mm und einem Durchmesser von mindestens 2,2 mm eine gute Alternative zur konventionellen Herstellung bietet.<sup>74</sup>

### 3.4 Materialien

Grundsätzlich können die Materialien für Stiftaufbauten wie auch jeder andere Zahnersatz den drei Werkstoffgruppen *Metalle*, *Keramiken* und *Kunststoffe* zugeordnet werden.<sup>167, 228</sup> Alle drei Werkstoffgruppen können hierbei als konfektionierte oder individuelle Stiftaufbauten verwendet werden,<sup>96, 107, 193</sup> wobei individuelle Kunststoff- oder Keramikstiftaufbauten sich nur im CAD/CAM-Verfahren herstellen lassen.<sup>16, 49</sup>

In der Literatur wird gefordert, dass das Stiftaufbaumaterial einen ähnlichen Elastizitätsmodul wie das Dentin aufweisen sollte, um eine gleichmäßige Kraftverteilung auf die gesamte Wurzel zu gewährleisten.<sup>194</sup> Einige Autoren beschrieben hierbei einen Zusammenhang zwischen höheren Belastungsspannungen und daraus resultierenden Wurzelfrakturen bei höheren Elastizitätsmodulen der Stiftversorgungen.<sup>7, 103</sup>

### 3.4.1 *Metalle*

Vor allem bei der Versorgung stark zerstörter Zähne sind individuell gegossene Stiftaufbauten insbesondere dann indiziert,<sup>19</sup> wenn kein Ferrule-Effekt erreicht werden kann.<sup>282</sup> Die Herstellung ist neben edelmetallhaltigen Legierungen auch aus edelmetallfreien Legierungen als kostengünstige Alternative möglich.<sup>92, 187</sup> Die Einteilung der Dentallegierungen erfolgt hierbei anhand des werkstoffkundlichen Hauptbestandteils: Edelmetalllegierungen weisen eine Gold-, Palladium- oder Silberbasis auf, während edelmetallfreie Legierungen auf Kobalt, Nickel, Eisen, Titan oder Kupfer basieren.<sup>260</sup> Eine häufig beschriebene Legierung für Stiftaufbauten ist die Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung, die sich aus 60-75 m % Kobalt, 24-30 m % Chrom und 3-6 m % Molybdän, sowie weiteren Elementen in geringen Anteilen (< 1 m %) zusammensetzt.<sup>153</sup> Die Härte der Legierung wird durch die hexagonale Kristallgitterform erreicht.<sup>72</sup> Der Chrom- und Molybdänanteil verleiht der Legierung eine hohe Korrosionsfestigkeit, welche mit der von edelmetallhaltigen Legierungen vergleichbar ist.<sup>153</sup> In der Regel werden Legierungen gegossen, können jedoch auch durch CAD/CAM-Fertigungseinheiten gedruckt oder gefräst werden. *Liu et al.* untersuchten in einer Studie die Passgenauigkeit von Stiftaufbauten, die mit diesen drei Techniken aus einer edelmetallfreien Legierung hergestellt wurden. Die CAD/CAM-gefertigten Stiftaufbauten wiesen weniger Porositäten auf und zeigten eine höhere Bruchlast als die gegossenen Stiftaufbauten.<sup>149</sup>

Metallisch konfektionierte Stiftversorgungen bestehen meist aus Titan,<sup>96</sup> das zu den Nicht-Edelmetallen zählt.<sup>260</sup> Seine hohe Korrosionsbeständigkeit und damit verbundene Biokompatibilität beruhen auf der spontanen Ausbildung einer Oxidschicht bei Kontakt mit Sauerstoff, was als Passivierung bezeichnet wird.<sup>134, 154</sup> Konfektionierte Stiftaufbauten aus Metall sind am Markt als aktive Systeme mit Schraubengewinde oder als passive Systeme, die mit Befestigungsmaterialien eingesetzt werden, verfügbar.<sup>184</sup>

Ein Nachteil aller metallischen Stiftversorgungen ist der im Vergleich zu Dentin wesentlich höhere Elastizitätsmodul.<sup>54, 191</sup> Studien konnten zeigen, dass die einwirkenden Kräfte bei der Belastung eines metallischen Stiftaufbaus nicht gleichmäßig auf die Wurzel übertragen werden.<sup>194</sup> Dies führt zu Spannungen zwischen dem Stiftaufbau und dem Dentin, was Dezentrierungen begünstigt oder im schlimmsten Fall zu Wurzelfrakturen führen kann.<sup>191, 204</sup> Ebenso bekommt die Ästhetik einen immer höheren Stellenwert bei der prothetischen Versorgung eines Zahnes.<sup>30</sup> Metallische Stiftaufbauten können in diesem Zusammenhang zu einer Verdunkelung des Zahnes und der umgebenden

Gingiva führen und damit das ästhetische Erscheinungsbild beeinträchtigen.<sup>57, 173</sup> Untersuchungen haben gezeigt, dass mit metallischen Stiftaufbauten die Transluzenz von Keramikronen signifikant abnimmt.<sup>43, 283</sup>

### **3.4.2    *Keramiken***

Der gestiegene ästhetische Anspruch der Patienten führte Mitte der 1990er Jahre zur Weiterentwicklung zahnfarbener Stiftaufbauten, die ein dunkles Durchschimmern bei vollkeramischen Restaurationen verhindern sollten.<sup>172, 300</sup> Es wurden Stiftaufbausysteme auf Glaskeramikbasis vorgestellt, die gute ästhetische Ergebnisse zeigten,<sup>139</sup> jedoch aufgrund der geringen Bruchfestigkeit nicht geeignet waren.<sup>120</sup> In der Folge zeigten Stiftaufbauten aus Zirkoniumdioxid dagegen sowohl in Laborversuchen<sup>172</sup> als auch in der klinischen Anwendung gute Resultate.<sup>21, 121</sup> Zirkoniumdioxid zeichnet sich durch seine gute Biokompatibilität und Röntgenopazität<sup>193</sup> sowie durch seine hohe Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit aus.<sup>302</sup> *Drummond* und *Bapna* untersuchten die mechanischen Eigenschaften vor und nach thermozyklischer Wechselbelastung im Laborversuch und stellten bei Zirkoniumdioxid keine Veränderungen fest.<sup>65</sup> Trotz der Möglichkeit, individuelle Stiftaufbauten konventionell durch Pressverfahren aus Glaskeramik herzustellen,<sup>151</sup> hat erst die CAD/CAM-Technologie die Herstellung keramischer Stiftaufbauten aus Zirkoniumdioxid sinnvoll möglich gemacht.<sup>7</sup> Der Grund hierfür ist, dass Zirkoniumdioxid durch den notwendigen Sinterprozess um circa 20 Volumenprozent schrumpft und diese Dimensionsänderung im Herstellungsprozess eingerechnet werden muss.<sup>151</sup> Dies ist erst seit Einführung der CAD/CAM-Technologie möglich geworden.<sup>240</sup> Wie auch bei den metallischen Stiftaufbauten ist bei Zirkoniumdioxid der hohe Elastizitätsmodul (100-250 GPa)<sup>91</sup> im Vergleich zu dem von Dentin zu beachten. Dieser erhöht die Gefahr von Wurzelfrakturen und Dezementierungen des Stiftaufbaus.<sup>193</sup> Zusätzlich wird die schlechte Entfernbarkeit bei eventuell notwendigen Nachsorgemaßnahmen in der Literatur als Nachteil von Stiftaufbauten aus Zirkoniumdioxid beschrieben.<sup>235</sup>

### **3.4.3    *Kunststoffe***

Für die Verwendung als Stiftaufbaumaterial wird der Kunststoffmatrix in der Regel ein Anteil aus Karbon-, Quarz- oder Glasfasern hinzugefügt.<sup>220</sup> Bei faserverstärkten Kunst-

stoffen handelt es sich um Verbundwerkstoffe, welche mindestens zwei Werkstoffkomponenten kombinieren, um die gewünschten Materialeigenschaften zu erzielen.<sup>155</sup> Die Faserlänge sowie deren Durchmesser, aber auch die Faseranordnung und der Anteil können zwischen den Materialien variieren und somit die mechanischen Eigenschaften beeinflussen.<sup>220</sup> Der chemische Verbund von Faser und Kunststoffmatrix kommt durch eine raue Faseroberfläche und eine Silanisierung der Fasern zustande.<sup>162</sup>

### **Karbonfaser**

Anfang der 1990er Jahre wurden karbonfaserverstärkte Kunststoffe als Alternative zu metallischen Stiftaufbauten von *Duret* beschrieben.<sup>17, 132</sup> Die Karbonfasern mit einem Durchmesser von circa acht Micrometern waren in dieser Studie unidirektional parallel zur Stift-Längsachse in einer Epoxidharz-Basis eingebettet.<sup>66, 152</sup> Je nach Winkel der auftreffenden Kraft auf die Fasern beschreiben *Duret et al.* unterschiedliche Elastizitätsmodule mit einem Mittelwert von 21 GPa, welcher nahe dem von radikulärem Dentin liegt (18,6 GPa).<sup>66</sup> Laborversuche zur Biegefestigkeit und dem Elastizitätsmodul der kohlefaserverstärkten Stiftaufbauten zeigten jedoch signifikant höhere Werte und somit größere Abweichungen zum Wurzelentfernt.<sup>208, 274</sup> Der Elastizitätsmodul sowie die Bruchfestigkeit steigen mit zunehmender Faseranzahl, wobei Faserstränge einen deutlichen Anstieg bewirken als Faserplatten.<sup>296</sup> Die Befestigung faserverstärkter Kunststoffstiftaufbauten erfolgt in der Literatur in der Regel adhäsiv. *Spazzin et al.* stellten im Laborversuch ein höheres adhäsives Versagen bei karbonfaserverstärkten Kunststoffstiftaufbauten als bei glasfaserverstärkten Materialien fest.<sup>253</sup> Karbonfaserverstärkte Kunststoffe zeichnen sich durch eine gute Biokompatibilität,<sup>160, 274</sup> eine hohe Zugfestigkeit<sup>208</sup> sowie günstigere Frakturmuster im Vergleich zu metallischen Stiftpfropfen aus.<sup>132</sup> Die Biegefestigkeit und der Elastizitätsmodul von konfektionierten Stiftpfropfen aus karbonfaserverstärkten Kunststoffen wurden durch *Torbjörner et al.* in einem Dreipunktbiegeversuch vor und nach thermozyklischer Wechsellast untersucht.<sup>274</sup> Die Autoren stellten in der Studie einen deutlichen Rückgang der mechanischen Festigkeit nach Belastung fest.<sup>274</sup> *Vichi et al.* beobachteten darüber hinaus ein dunkles Durchschimmern bei vollkeramischen Restaurationen durch die schwarzen Karbonfasern, was den ästhetischen Vorteil der Kunststoffe gegenüber den Metallen relativierte.<sup>283</sup> Aufgrund der alternativen Faserverstärkungen in Form von Glas oder Quarz und deren Vorteile in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften und das ästhetische Erscheinungs-

bild werden karbonfaserverstärkte Stiftaufbauten heute kaum noch in der Literatur beschrieben.<sup>57</sup>

### **Glas- und Quarzfaser**

Glas- und Quarzfasern können unter dem Begriff „Silikatfasern“ zusammengefasst werden.<sup>22</sup> Anders als Karbonfasern verhalten sich Silikatfasern isotrop, was bedeutet, dass sie in allen Richtungen dieselben mechanischen Eigenschaften (Bruchdehnung, Elastizitätsmodul) aufweisen.<sup>257</sup>

### Glasfaserverstärkte Kunststoffe

Glasfaserverstärkte Kunststoffe wurden ursprünglich für die Luftfahrtindustrie entwickelt und werden dort seit Jahrzehnten erfolgreich eingesetzt.<sup>23</sup> Die zunehmende Verwendung von glasfaserverstärkten Kunststoffen in der Zahnmedizin begründen viele Autoren in der Literatur mit den günstigen mechanischen und ästhetischen Werkstoffeigenschaften.<sup>49, 46, 97, 250</sup> Eine bundesweite Umfrage unter Zahnärzten in Deutschland zeigt den deutlichen Trend von individuell gegossenen Stiftversorgungen (55 %) im Jahr 2006 hin zu konfektionierten Glasfaserstiftsystemen (69 %) im Jahr 2016.<sup>182, 184</sup>

Neben den in der Praxis etablierten konfektionierten, glasfaserverstärkten Kunststoffstiftaufbauten werden in der neueren Literatur auch individuelle, CAD/CAM-gefräste Stiftaufbauten beschrieben (siehe Tabelle 3.1).<sup>7, 105</sup> Der klinische Fallbericht von *Liu et al.* beschreibt die Herstellung eines Stiftaufbaus für die Versorgung eines tief frakturierter Oberkieferfrontzahnes und kombiniert somit die materialbedingten Vorteile des glasfaserverstärkten Kunststoffes, der mit 30-40 GPa nahe dem von Wurzeldentin (18,6 GPa) liegt, mit einem einteiligen Aufbau.<sup>148</sup> *Chen et al.* untersuchten in vitro anhand einer Finite-Element Analyse die Spannungsverteilung von Stiftaufbauten aus demselben Material in koronal stark zerstörten Oberkieferfrontzähnen und kamen zu dem Ergebnis, dass die Verwendung dieses Materials für Stiftaufbauten bis zu einem knöchernen Attachmentverlust von 2/3 der Wurzel empfohlen werden kann.<sup>46</sup> In einer Laborstudie verglichen *Pang et al.* die Frakturresistenz von CAD/CAM-gefertigten Stiftaufbauten aus glasfaserverstärktem Kunststoff mit konfektionierten Stiftsystemen sowie mit gegossenen Stiftaufbauten. Die Verwendung CAD/CAM-gefertigter, glasfa-

serverstärkter Kunststoffstiftaufbauten zeigte eine signifikante Steigerung der Frakturre-sistenz gegenüber den beiden anderen Stiftaufbausystemen.<sup>194</sup>

Im folgenden Absatz wird das in der vorliegenden Studie verwendete Material (*Trinia*) näher beschrieben:

Die Glasfasern bei einigen glasfaserverstärkten Kunststoffen sind nicht zufällig in die Kunststoffmatrix eingebettet, sondern unidirektional oder multidirektional im Fräsblock oder der Ronde angeordnet.<sup>224</sup> Außerdem besteht der Glasfaseranteil nicht aus kurzen, sondern aus längeren Fasern, die in Matten oder Fäden angeordnet sind. Dies führt zu einer besseren Spannungsverteilung bei der Belastung des Materials.<sup>265</sup> Darüber hinaus wirken die langen Fasern wie ein Lichtleiter, der die Transluzenz und damit das ästheti-sche Erscheinungsbild der Restauration verbessern kann.<sup>137</sup> *Prachasujit* und *Urapepon* verglichen CAD/CAM-gefräste Stiftversorgungen im Drei-Punkt-Biegeversuch mit uni-direktional und multidirektional verlaufenden Fasern bezüglich Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul.<sup>206</sup> Die Faserrichtung beeinflusst die mechanischen Eigenschaften, sodass für den unidirektionalen Faserverlauf höhere Werte als für den multidirektiona-len festgestellt wurden.<sup>206</sup> *Libonati et al.* verwendeten in einem klinischen Fallbericht einen glasfaserverstärkten Kunststoff (*Trilor, Bioloren, Soronno, Italien*), bei dem die Fasern multidirektional angeordnet sind.<sup>147</sup> *Ruschel et al.* verglichen die mechanischen Eigenschaften von gefrästen Stiftaufbauten aus einem CAD/CAM-Material mit konfek-tionierten Glasfaserstiftaufbauten, bei denen die Fasern unidirektional in Achsenrich-tung angeordnet sind.<sup>224</sup> Sie zeigten ebenfalls, dass die mechanischen Eigenschaften der gefrästen Stiftaufbauten signifikant von der Orientierung des Faserverlaufes zur Kraft-achse abhängen. Sie beschrieben außerdem, dass der Faseranteil im Verhältnis zur Kunststoffmatrix nicht zu hoch sein darf, da die Bruchlinien hauptsächlich entlang der Faser-Matrixgrenzen verlaufen.<sup>224</sup> In einer materialwissenschaftlichen Vergleichsstudie wurde *Trilor* mit einem anderen multidirektional orientierten glasfaserverstärkten CAD/CAM-Kunststoff (*Trinia*, Bicon Europe Ltd., Büchenbeuren, Deutschland) vergli-chen. Die Autoren beschrieben, dass *Trinia* einen um 20 % geringeren Glasfaseranteil besitzt, durch seine Struktur die Funktion der Sharpeyschen Fasern imitieren und damit ein natürliches Kaugefühl erzeugen kann.<sup>23</sup> Darüber hinaus hat das Material eine sehr geringe Wasserabsorptionsrate von 0,03 %.<sup>77</sup> Der signifikante Einfluss des Faserverlau-fes zur Kraftachse wurde auch für dieses Material in der Literatur beschrieben: Wird

*Trinia* senkrecht zum Faserverlauf belastet, steigt die Biegefestigkeit im Vergleich zur parallelen Belastung um den Faktor 2,5 an.<sup>265</sup>

#### **3.4.4 Befestigungsmaterialien für Stiftaufbauten**

Ältere Studien beschreiben standardmäßig eine Befestigung mit Zink-Phosphat- oder Glasionomer-Zementen,<sup>182</sup> deren Haftmechanismus auf einer mechanischen Verkeilung des Befestigungsmaterials zwischen Stiftaufbau und Dentinwand beruht.<sup>25</sup> Die konventionelle Zementierung konfektionierter Stiftaufbauten zeigt jedoch häufigere Komplikationen als adhäsive Befestigung.<sup>186, 278</sup> *Mendoza et al.* beobachteten in Laborversuchen ein Lösen des Zementes bei Belastung mit einhergehenden Dezementierungen der Stiftaufbauten und Wurzelfrakturen. Weiterhin zeigten sie, dass Befestigungskomposite die Frakturresistenz erhöhen können.<sup>169</sup>

#### **Konventionelle Zementierung**

Im Folgenden wird genauer auf Glasionomerzemente eingegangen, da diese in jüngeren Studien bei der konventionellen Zementierung beschrieben werden.<sup>41, 80</sup>

Der Abbindevorgang von Glasionomerzementen beruht auf einer Säure-Base-Reaktion mit einer Polycarbonsäure und einem mit Kalzium und Fluorid versetzten Aluminiumsilikatglas.<sup>248</sup> Glasionomerzemente binden an das Hydroxylapatit oder das kollagene Netzwerk der Zahnhartsubstanzen.<sup>76</sup> In der Literatur beschriebene Vorteile der Glasionomerzemente sind der dentinähnliche Wärmeausdehnungskoeffizient, die hohe Biokompatibilität sowie eine kontinuierliche Fluoridabgabe und eine damit einhergehende kariesprotektive Wirkung.<sup>112</sup> Die guten Fließeigenschaften erleichtern die Handhabung mit vergleichsweise niedrigen Kosten im Vergleich zu anderen Einsetzzementen.<sup>95</sup> Da bei der Aushärtungsreaktion keine Polymerisation stattfindet, zeigt das Material auch keine Polymerisationsschrumpfung und keine damit verbundene Randspaltbildung.<sup>112</sup> Die Empfindlichkeit gegenüber Feuchtigkeit innerhalb der ersten Stunde und die damit einhergehende weichere Oberfläche sowie die geringere Stabilität bei Belastung wurden in der Literatur als Nachteil beschrieben.<sup>39, 112</sup>

### **Adhäsive Befestigung**

Bei der adhäsiven Befestigung kommt der Haftverbund zwischen Wurzelzementin, Stiftaufbau und dem Befestigungskomposit durch chemische Bindungen zustande.<sup>165</sup> Das flüssige Adhäsiv benetzt hierbei die Oberflächen, sodass eine chemische Verbindung zwischen zwei nicht chemisch aktiven Oberflächen entsteht.<sup>286</sup> Während der Abbindereaktion des Befestigungskomposites kommt es durch Neuordnung der Moleküle zu einer Verkürzung der molekularen Abstände mit einhergehender Polymerisationschrumpfung.<sup>131</sup> Diese liegt bei dentalen Befestigungskompositen zwischen zwei und fünf Prozent.<sup>73, 133, 142</sup>

Aufgrund des techniksensitiven Einsatzvorganges und der Feuchtigkeitssensibilität des Komposites werden Dezementierungen auch bei der adhäsiven Befestigung als häufigste Komplikation beschrieben.<sup>4, 210</sup> Bei Stiftaufbauten, die eine breite Klebefuge aufgrund einer schlechten Passgenauigkeit aufweisen, entsteht ein höherer Polymerisationsschrumpf und damit einhergehend Spaltbildungen zwischen Zahn und Stiftaufbau.<sup>98</sup>

Der Haftverbund kann ebenfalls durch Hohlräume und Blasen im Befestigungskomposit<sup>263</sup> sowie eine unzureichende Polymerisation<sup>218</sup> beeinträchtigt werden. Der Abbindemechanismus beginnt mit der Bildung von Radikalen, welche photosensitiv oder chemisch initiiert werden können und resultiert in einer Kettenpolymerisation.<sup>117</sup> Bei der photosensitiven Reaktion fungiert Kampherchinon als Photoinitiator und wird durch Licht der Wellenlängen 450-490 nm aktiviert.<sup>109</sup> Nachteilig in Bezug auf Stiftaufbauten sind die niedrige Durchhärtungstiefe und eine damit einhergehende ungleichmäßige Polymerisation.<sup>93</sup> Bei der chemischen Reaktion kommt es durch den Kontakt zweier Komponenten, dem Initiator (meist Benzoylperoxid) und dem Akzelerator (z.B. tertiär aromatisches Amin), zu einer Redoxreaktion mit Radikalbildung.<sup>109</sup> Vorteilhaft gegenüber der photosensitiven Reaktion ist die Polymerisation über die gesamte Schichtstärke, jedoch sind der geringere Polymerisationsgrad sowie die längere Aushärtungsphase, welche nicht steuerbar ist, als Nachteile zu nennen.<sup>109</sup> Die Kombination der photoenergetischen und chemischen Startreaktionen wird als dualhärtend bezeichnet und eignet sich aufgrund der nicht möglichen Lichthärtung in tiefen Bereichen des Wurzelkanals besonders für die Befestigung von Stiftaufbauten.<sup>93</sup> Durch die dualhärtenden Komposite werden die Vorteile beider Abbindemechanismen kombiniert. Die besseren mechanischen Eigenschaften dualhärtender Befestigungskomposite gegenüber rein

chemischen oder photosensitiven Reaktionen werden von vielen Autoren in der Literatur beschrieben.<sup>14, 113, 253</sup>

## 4 Material und Methode

### 4.1 Methodikübersicht

Bei der im folgenden Kapitel erwähnten Prüfzahnärztin handelte es sich stets um die Autorin der vorliegenden Arbeit. Ein positives Votum der Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen lag vor (siehe Kapitel 4.3.2).

Im Laborversuchsteil – wie auch im klinischen Untersuchungsabschnitt – wurden dieselben Abformtechniken, Materialien und Herstellungsabläufe angewendet. Zur Herstellung von individuellen Stiftaufbauten erfolgte nach der Stiftaufbereitung eine konventionelle (Impregum™ Penta, Polyether Abformmaterial, 3M, Neuss, Deutschland) und eine digitale Stiftabformung (*Primescan*, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland). Anhand der konventionellen Abformung wurde im zahntechnischen Labor (*Zahntechnik Zentrum Eisenach GmbH & Co. KG, Eisenach, Deutschland*) ein Stiftaufbau aus einer edelmetallfreien Legierung gegossen (*Wirobond C*, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland). Auf Basis des erzeugten STL-Datensatzes des Intraoralscanners wurde *chairside* ein individueller Stiftaufbau gefräst (CEREC MC XL, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland).

In den Laborversuchen und dem klinischen Untersuchungsabschnitt erfolgte die Bewertung der Passgenauigkeit mit einem standardisierten Fragebogen. Darüber hinaus wurden durch Überlagerung der STL-Datensätze des gescannten Gipsmodells der konventionellen Abformung und der direkten Digitalisierung des aufbereiteten Wurzelkanals mittels Intraoralscanner die Abweichungen quantifiziert.

In den Laborversuchen wurden die individuellen Stiftaufbauten in einem Kausimulator (Kausimulator Typ CS-4.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) einer zyklischen Wechselbelastung von 1,2 Millionen Zyklen im Thermowechselbad unterzogen. Dies entspricht einer simulierten Tragedauer von fünf Jahren im Mund.<sup>223, 222</sup> Die eingestellten Rahmenparameter sind in Tabelle 4.1 beschrieben. Mittels digitaler Lichtmikroskopie (Smartzoom 5, Version 1.1, Zeiss, Jena, Deutschland) wurden die Proben zu vorher definierten Zeitpunkten (T0 vor der Belastung, T1 nach 240.000 Zyklen, T2 nach 480.000 Zyklen, T3 nach 720.000 Zyklen, T4 nach 960.000

Zyklen, T5 nach 1.200.000 Zyklen) auf eventuell entstandene Wurzelfrakturen oder Dezentrierungen des Stiftaufbaus untersucht.

Die Abbildungen 4.1 und 4.2 zeigen eine schematische Darstellung der Methodik im Laborversuchsteil sowie im klinischen Untersuchungsabschnitt.

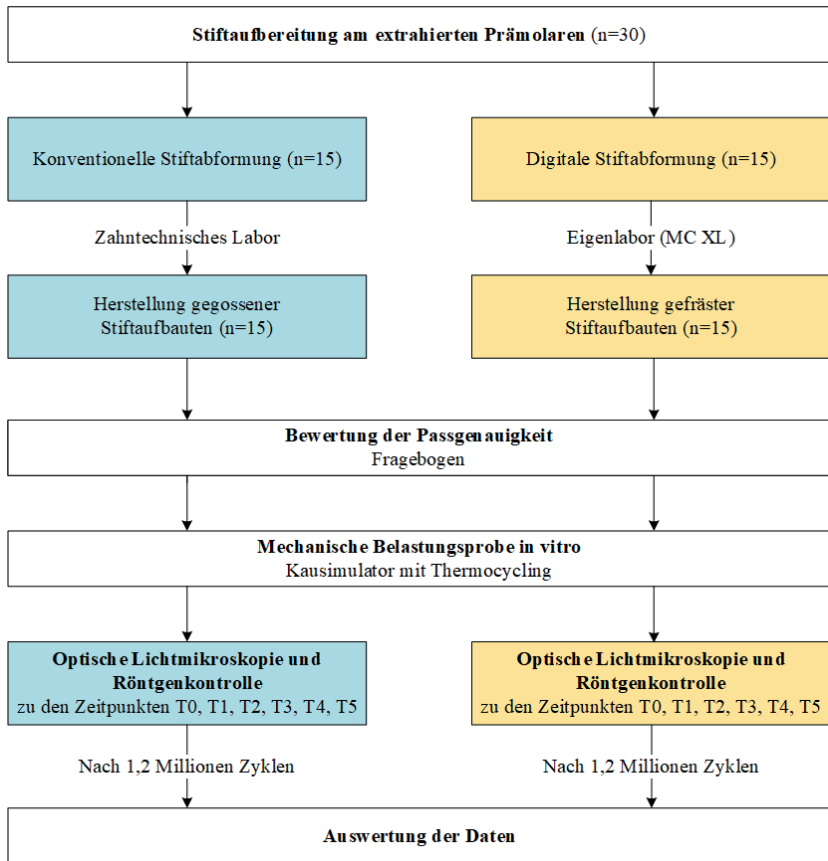


Abbildung 4.1: Schematische Darstellung der Methodik des Laborversuchsteils. Die Teilschritte der konventionellen Stiftherstellung sind in Blau, die des CAD/CAM-Workflows in Orange abgebildet.

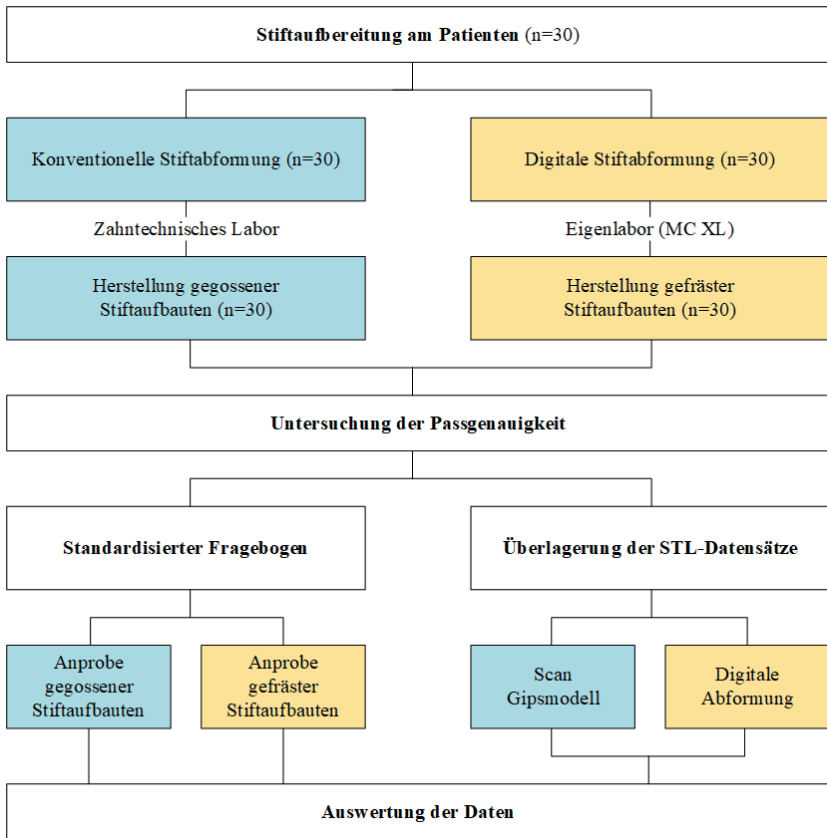


Abbildung 4.2: Schematische Darstellung der Methodik des klinischen Untersuchungsabschnittes. Die Teilschritte der konventionellen Stiftherstellung sind in Blau, die des CAD/CAM-Workflows in Orange abgebildet.

In den nachfolgenden Kapiteln soll zunächst die Methodik der Laborversuche (Kapitel 4.1) und anschließend die Übertragung auf die klinische Behandlung (Kapitel 4.2) beschrieben werden. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wird in Kapitel 4.3 explizit auf die Unterschiede in der Methodik zwischen Laborversuchen und klinischer Untersuchung eingegangen. In Kapitel 4.4 wird die statistische Auswertung der Ergebnisse beschrieben.

## 4.2 Entwicklung der Methodik im Laborversuch

### 4.2.1 *Vorbereitung der extrahierten Zähne*

Die vorliegende Laborstudie wurde mit humanen extrahierten Prämolaren durchgeführt. Die Zähne wurden mittels Schallscaler (SONICflex quick 2008L, KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) von Weichgewebe und Knochenfragmenten befreit. Die Lagerung der Zähne erfolgte in physiologischer Kochsalzlösung bei  $8\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$ . Einmal wöchentlich wurde die Lösung erneuert. Bis zur Verwendung der Zähne in den Laborversuchen lag der Zeitpunkt der Extraktion nicht länger als sechs Monate zurück. Zähne mit dünnen und gekrümmten Wurzeln, mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum oder mit einer Wurzellänge von weniger als 15 Millimetern wurden ausgeschlossen. Entsprechend anderer Studien in der Literatur wurden Maße in mesio-distaler (5,0-6,5 mm) und oro-vestibulärer (6,5-8,5 mm) Richtung als weiteres Einschlusskriterium für die extrahierten Zähne festgelegt.<sup>18, 115</sup> Die prothetische Wertigkeit der Zähne wurde untersucht, wobei Infrakturen, Risse und Wurzelkaries zum Ausschluss führten. Die optische Analyse erfolgte unter einem digitalen Lichtmikroskop sowie anhand eines röntgenologischen Zahnfilmes.

An den 30 selektierten Prämolaren wurde eine Wurzelkanalbehandlung mit anschließender Wurzelfüllung durchgeführt. Die Aufbereitung erfolgte bis zur ISO Größe 20 (Kerr-Feile, FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Schweiz) mittels Handinstrumenten und anschließend maschinell bis ISO 45 (F360-Feile, 0.04, Kommet Dental, Lemgo, Deutschland). Für jede Wurzelkanalbehandlung wurden neue Feilen verwendet. Während der Aufbereitung des Wurzelkanalsystems erfolgten Zwischenspülungen mit 3 %iger Natriumhypochloritlösung, um den gelösten Detritus zu entfernen. Die Aufbereitung erfolgte bis 1 mm vor den röntgenologischen Apex. Als Wurzelfüllmaterial wurden Guttapercha-Spitzen (ISO 45, 0.04, Coltène/ Whaledent AG, Altstätten, Schweiz) und ein eugenolfreier Versiegler (AH Plus, Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA) verwendet. Die Wurzelfüllung wurde mit der Zentralstiftmethode durchgeführt.<sup>61</sup> Die Homogenität und Wandständigkeit der Wurzelfüllung wurden röntgenologisch kontrolliert.

#### **4.2.2    *Stiftaufbereitung***

Die Zahnkronen der wurzelkanalbehandelten Prämolaren wurden bis zwei Millimeter koronal der Schmelz-Zement-Grenze mittels Tellerschleifmaschine (Knuth-Rotor, Struers, Willich, Deutschland) unter Wasserkühlung mit einem Schleifblatt der Körnung P 120 (Grit 120, Leco Corporation, St. Joseph, USA) abgetragen.

Die Stiftaufbereitung erfolgte maschinell mit dem Erlanger Wurzelstift-Aufbausystem (ER System, Komet Dental/ Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) bis auf zehn Millimeter Länge mit einer apikalen Restwurzelfüllung von mindestens fünf Millimetern. In den Laborversuchen wurde einheitlich mit Pilotbohrern (183LB.204.090) und Erweiterern (196L.204.090) der ISO-Größe 90 gearbeitet.

#### **4.2.3    *Konventionelle Stiftabformung und -herstellung***

Der stiftaufbereitete Zahn wurde vor der konventionellen Stiftabformung mittels Papier spitzen getrocknet. Die Stiftabformung erfolgte mithilfe eines roten Hilfsstiftes (ER CAST-Stift, 090, 58L16, Komet Dental/ Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland), welcher der Aufbereitungsgröße entsprach und ausreichend Friktion aufwies. Dieser Stift wurde zuvor mit Korundpulver (50 µm/ 2 bar) sandgestrahlt, auf eine Länge von 15 mm gekürzt sowie mit Haftlack (Polyether Adhesive, 3M GmbH, Neuss, Deutschland) versehen. Ein glatter halber Löffel (403C 1/2R/2, Carl Martin GmbH, Solingen, Deutschland) wurde ebenfalls mit Haftlack vorbereitet. Die Stiftabformung erfolgte mit der Monophasentechnik mit einem Polyether-Abformmaterial (*Impregum*) (siehe Kapitel 3.3). Das Anmischen des Abformmaterials erfolgte mittels automatischen Mischgeräts (Pentamix™ 3, 3M GmbH, Neuss, Deutschland) und wurde anschließend durch einen rotierenden Lentulo (Root Filler „L“, ANTÆOS®, 21 mm, ISO 25, VDW GmbH, München, Deutschland) in den Kanal eingebracht. Außerdem wurde der Hilfsstift mit Abformmaterial beschickt und durch Einführen in den Kanal bis auf die Sollposition vorgeschoben. Nach Umspritzen des Zahnstumpfes mit Abformmaterial wurde der Löffel für die Überabformung des Hilfsstiftes eingebracht. Zur Kontrolle der Abformung wurde der Kanal auf verbleibendes Abformmaterial untersucht, die Länge des Abformstiftes in der Abformung mit der Aufbereitungslänge verglichen sowie die Abformung auf Blasenfreiheit hin untersucht. Bestand die Abformung eines der genannten

Kriterien nicht, wurde die Abformung wiederholt. Die Abbildung 4.3 zeigt eine konventionelle Abformung für die Laborversuche.



Abbildung 4.3: Konventionelle Stiftabformung.

Die Herstellung der gegossenen Stiftaufbauten erfolgte in einem kommerziellen zahn-technischen Labor (Zahntechnik Zentrum Eisenach GmbH & Co. KG) nach einem etablierten vollanalogen Herstellungsprozess. Zur Modellherstellung wurde Superhartgips (Implantat-rock® Typ 4, picodent® Dental-Produktions- und Vertriebs GmbH, Wipperfürth, Deutschland) im Mischungsverhältnis 100:21 verwendet. Nach Versiegelung des Modells wurde es anschließend isoliert (YETI LUBE, Yeti Dentalprodukte GmbH, Engen, Deutschland). Die Stiftmodellation im Kanal erfolgte mit einem konfektionierten Hilfsstift (CAST Stift, Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) und weichem Unterziehwachs (Dentaurum GmbH & Co. KG, Inspringen, Deutschland). Für die Wachsmodellation des koronalen Aufbaus wurde härteres Fräswachs (GEO Classic Fräswachs, Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland) verwendet. Im vollanalogen Herstellungsprozess wurden für die Laborversuche in der scannerimmanenten Konstruktionssoftware zwei Stiftaufbauten mit einer Höhe von 5 mm als Prototypen designt und gefräst (siehe Abbildung 4.4). Ein Prototyp wurde an das kommerzielle zahntechnische Labor übermittelt, anhand dessen die nachfolgenden Stumpfanteile der gegossenen Stiftaufbauten gestaltet wurden. Das zweite Exemplar des Prototyps wurde für die Konstruktion der digitalen Stiftabformung und -herstellung genutzt (siehe Kapitel 4.2.5).

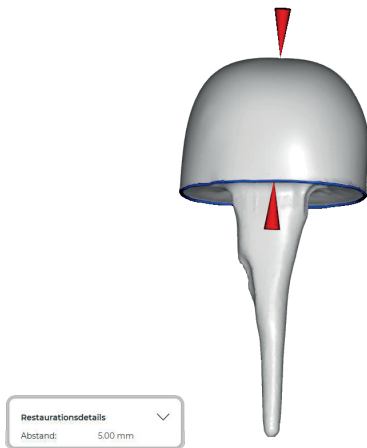


Abbildung 4.4: Stiftaufbaudesign als Prototyp für die Laborversuche (Höhe 5 mm).

In Verlängerung des modellierten Stiftaufbaus wurde Wachsdraht (FINOWAX, hart, Ø 3,5 mm, blau, FINO GmbH, Bad Bocklet, Deutschland) angebracht sowie ein Gussreservoir mit Wachs modelliert. Die Muffel wurde zunächst mit Vlies ausgekleidet. Mit der vom Hersteller vorgegebenen Flüssigkeit (HERA Investment BS Liquid 1, Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) wurde die feinkörnige Einbettmasse (Heravest® Onyx, Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) im Mischungsverhältnis von 23:12 unter Vakuum angerührt. Die Vorwärmtemperatur lag bei 850 °C. Die verwendete Kobalt-Chrom-Legierung *Wirobond C* mit der Zusammensetzung von 63,3 % Kobalt, 24,8 % Chrom, 5,3 % Wolfram, 5,1 % Molybdän, 1,0 % Silizium und 0,5 % Cer wurde bei einer Gießtemperatur von 1470 °C im Vakuumguss bei 3,2 bar verarbeitet. Nach Ausbettung wurde der Stiftaufbau mit Edelkorund von Einbettmasseresten befreit. Unter einem Stereomikroskop mit 6-facher Vergrößerung wurden Gussperlen entfernt sowie unter Verwendung von Okklusiv-Spray (Okklusol, Dentalligent, Regmagen, Deutschland) der Stiftaufbau mit leichter Eigenfraktion auf dem Arbeitsmodell aufgespitzt. Die Abtrennung des Gusskanals erfolgte ebenfalls unter dem Mikroskop. Der Aufbau wurde anschließend ausgearbeitet und der Stiftanteil mit Korundpulver (50 µm/2 bar) abgestrahlt. Abbildung 4.5 visualisiert den oben beschriebenen Prozess.

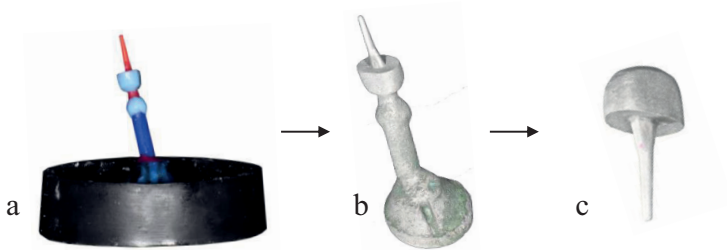


Abbildung 4.5: a) Der modellierte Stiftaufbau mit angebrachtem Wachsdraht und Gussreservoir, b) Der in Nicht-Edelmetall-Legierung überführte Stiftaufbau mit Gusskanal, c) Der fertige konventionell gegossene Stiftaufbau.

#### 4.2.4 Digitale Stiftabformung und -herstellung

In der vorliegenden Studie wurde der Intraoralscanner CEREC *Primescan* (siehe Tabelle 12.15) verwendet. Der stiftaufbereitete Zahn wurde vor der digitalen Stiftabformung mittels Papierspitzen getrocknet.

Um ein optimales Scanergebnis zu erzielen, wurde der Intraoralscanner standardmäßig vor jedem Scan nach Herstellerangaben kalibriert. Eine Kalibrierung ist erst möglich, sobald das Handstück auf Betriebstemperatur aufgeheizt ist. Dies wird vom Intraoralscanner angezeigt. Die Kalibrierung erfolgte mittels Kalibrieraufsatz, welcher nach Herstellerangaben durch Aufstecken und anschließend schrittweises Herausdrehen angewendet wurde. Während des Scans wurde die Untersuchungsleuchte der Dentaleinheit ausgeschaltet und die Umgebungsbeleuchtung konstant bei 500 Lux gehalten. Dies wurde mit einem digitalen Luxmeter (HT 309, dataTec AG, Reutlingen, Deutschland) überprüft (Abbildung 4.6).



Abbildung 4.6: Digitales Luxmeter (HT 309).

Der vom Hersteller empfohlene Scanpfad, aufgeteilt in vier aufeinanderfolgende Sequenzen, wurde angewendet: Dabei wurde distal mit der Aufnahme der Okklusalfäche des Nachbarzahnes begonnen, mit einer Drehung anschließend die Aufnahme der Oralflächen bis nach mesial fortgeführt. Mit einer Drehung des Scanners wurden die Okklusalfächen von mesial nach distal und anschließend die Vestibulärflächen von distal nach mesial aufgenommen. Die Approximalflächen sowie der aufbereitete Wurzelkanal wurden von okklusal gescannt, indem der Scankopf nach mesial und distal geschwenkt wurde. Nach Abschluss der Aufnahme wurde am Bildschirm die Vollständigkeit des Scans überprüft und gegebenenfalls ergänzt.

Zusätzlich wurde ein zweiter Scan mit der Funktion „biogenerische Kopie“ des Zahnstumpfes mit dem zuvor gefrästen Prototyp durchgeführt. Nach Einzeichnen der Präparationsgrenze sowie der Kopierlinie konnte der standardisierte Aufbau als biogenerische Kopie auf den Zahnstumpf übertragen werden (Abbildung 4.7).

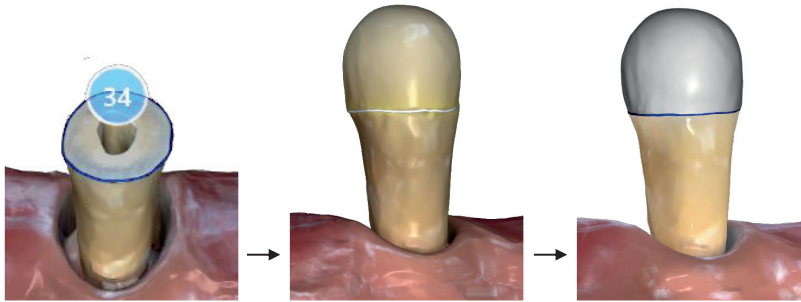


Abbildung 4.7: a) Scan des Zahnes mit eingezeichnete Präparationsgrenze, b) Scan des Zahnes mit aufgesetztem Prototyp und eingezeichnete Kopierlinie, c) Errechnetes Design anhand des Prototyps als biogenerische Kopie.

Das Fräsen der digitalen Stiftaufbauten erfolgte an der CEREC Fräseinheit. Als Material wurde ein glasfaserverstärkter CAD/CAM-Kunststoff *Trinia* verwendet. Als Darreichungsform wurde der standardisierte Block 55 mit den Abmessungen 55 x 19 x 15 mm verwendet (Abbildung 4.8).



Abbildung 4.8: *Trinia* Fräsblock.

Die Herstellung erfolgte mittels Nassfräsung (Abbildung 4.9) im finalen Materialzustand. Die für dieses Material empfohlenen CAD/CAM-Fräswerkzeuge (Finisher 10, Shaper 25RZ) wurden ausschließlich für die Laborstudie verwendet und durch neue ersetzt, sobald die Fräseinheit dies anzeigte. Die Abnutzung der Instrumente wurde vor jedem Fräsvorgang durch Abtasten des Blockes in einem standardisierten und automatisierten Kalibriervorgang durch die Software der Fräsmaschine kontrolliert.

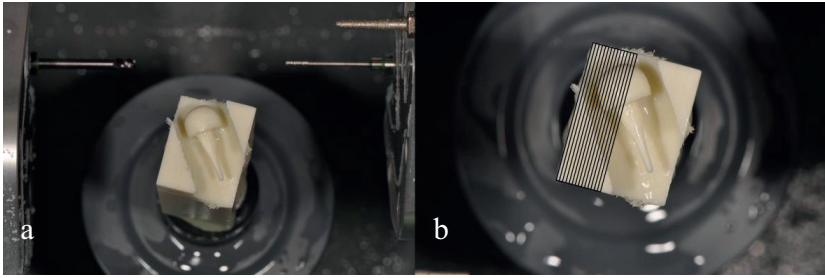


Abbildung 4.9: a) Gefräster Stiftaufbau in Fräsmaschine (CEREC MC XL) nach abgeschlossenem Fräsvorgang, b) Ausrichtung des Stiftaufbaus im 45° Winkel zu den Glasfasermatten (in Schwarz angedeutet).

#### 4.2.5 *Befestigung der Stiftaufbauten im Wurzelkanal*

Vor der Befestigung des Stiftaufbaus im Wurzelkanal wurde der exakte und eindeutige Sitz durch die Prüfzahnärztin kontrolliert. Hierzu wurde ein standardisierter Fragebogen verwendet (siehe Anhang Kap. 11.5.1). Im Falle eines mangelhaften Sitzes wurde die jeweilige Abformung wiederholt und ein neuer Stiftaufbau hergestellt.

Die gegossenen und gefrästen Stiftaufbauten wurden mit Korundpulver (50  $\mu\text{m}/2$  bar) abgestrahlt und anschließend im Ultraschallbad mit Ethanol (Ethanol 70 % (V/V) Hofmann's, Hofmann & Sommer GmbH und Co. KG, Königsee-Rottenbach, Deutschland) gereinigt. Der Wurzelkanal wurde mithilfe des diamantbeschichteten Handinstrumentes (Aufrauinstrument 196D.644.090, ER System, Komet Dental/ Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) angeraut. Zur Entfernung der entstandenen Späne erfolgte eine Spülung mit 3%iger Natriumhypochloritlösung. Anschließend wurde der Wurzelkanal mit Papierspitzen getrocknet.

Die konventionell gegossenen Stiftaufbauten wurden mit Glasionomer-Befestigungszement (3M™ Ketac™ Cem Aplicap™, 3M GmbH, Neuss, Deutschland) eingesetzt. Es wurden Kapselprodukte verwendet, die nach Aktivierung der vordosierten Flüssigkeits- und Pulvermenge in einem Anmischgerät (3M ESPE CapMix™, Seefeld, Deutschland) für zehn Sekunden durchmischt wurden. Der Zement wurde mit einer Sonde in den Kanal eingeführt und auf den Stiftaufbau appliziert. Unter stetigem Druck wurde der Stiftaufbau in Sollposition gedrückt und dort sieben Minuten lang gehalten. Nach der Abbindezeit wurden die Zementüberschüsse entfernt.

Die gefrästen Stiftaufbauten wurden mit einem Befestigungskomposit (PANAVIA V5, Kuraray Noritake, Hattersheim am Main, Deutschland) eingesetzt. Der Stiftanteil wurde mit dem vom Hersteller empfohlenen Primer (CLEARFIL™ CERAMIC PRIMER PLUS, Kuraray Noritake, Hattersheim am Main, Deutschland) benetzt. Die Klebeflächen des Zahnstumpfes und des Wurzelkanales wurden für 20 Sekunden mit einem in Primer getränkten Mikrobrush (PANAVIA V5 Tooth Primer, Kuraray Noritake, Hattersheim am Main, Deutschland) touchiert. Der überschüssige Primer im Kanal wurde mittels Papierspitzen entfernt und anschließend durch leichten Luftstrom getrocknet. Das Befestigungskomposit (PANAVIA V5 Paste, Kuraray Noritake, Hattersheim am Main, Deutschland) wurde am Stiftaufbau appliziert. Unter stetigem Druck wurde der Stiftaufbau in Sollposition gedrückt und dort für sieben Minuten gehalten. Grobe Überschüsse wurden mit einem Schaumstoffpellet entfernt. Außerdem wurde zur Vermeidung der Ausbildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht ein Gel (OXYGUARD™, Kuraray Noritake, Hattersheim am Main, Deutschland) zirkulär auf die Ränder aufgetragen. Nach der Abbindezeit fand eine Lichthärtung aller Flächen für 20 Sekunden statt. Überschüssiges Befestigungsmaterial sowie das Oxyguard™ wurden anschließend entfernt.

Nach einer eventuellen Dezementierung der gegossenen Stiftaufbauten während der mechanischen Belastungsprobe wurden die Stiftaufbauten und die stiftaufbereiteten Zähne von Zementresten befreit und gereinigt. Die Stiftaufbauten wurden anschließend mit Korundpulver (50 µm/ 2 bar) sandgestrahlt und äquivalent zum oben beschriebenen Ablauf adhäsiv wiederbefestigt.

Bevor die Prämolaren in den Modellblöcken fixiert wurden, wurden sie mittels digitaler Lichtmikroskopie auf Rissbildungen an der Wurzel untersucht und fotografisch dokumentiert (T0).

Anschließend wurde die Zahnwurzel in einen Schrumpfschlauch aus Polyvinylidenfluorid (DERAY®-KY 175 – 9,5 mm/ 4,8 mm, SHAWCOR, DSG-Canusa, Toronto, Kanada) mit einem Durchmesser von 9,5 mm fixiert. Mittels Heißluftföhn wurde dieser mit 175°C gleichmäßig erhitzt, sodass die Zahnwurzel vollständig bedeckt war. Der Schrumpfschlauch lag der Wurzel nach Erhitzung spaltfrei an und wurde anschließend auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze abgetrennt (Abbildung 4.10). Die vom Hersteller angegebenen mechanischen Eigenschaften des Schrumpfschlauches sind mit denen des parodontalen Ligamentes vergleichbar.<sup>243</sup>



Abbildung 4.10: a) Extrahierter Zahn mit eingesetztem, konventionell gegossenem Stiftaufbau sowie Schrumpfschlauch vor und nach dem Erhitzen vor der Abtrennung auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze, b) Extrahierter Zahn mit eingesetztem, digital gefrästem Stiftaufbau sowie Schrumpfschlauch vor und nach dem Erhitzen vor der Abtrennung auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze.

#### 4.2.6 Modellherstellung

Die Laborversuche wurden an 30 Modellen mit jeweils einem extrahierten Prämolaren durchgeführt. Als Modellbasis wurde ein PMMA-Block mit den Maßen 23 mm x 18,5 mm x 14,5 mm genutzt. Eine hergestellte Silikonform mit den genannten Maßen diente als Modellschablone. Die Modellbasis wurde nach Herstellerangaben mit Prothesenkunststoff (Palapress®, Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) für 20 Minuten bei zwei bar und einer Wassertemperatur von 55 °C im Drucktopf angefertigt. Zur Insertion des extrahierten Zahnes wurde eine 18 mm tiefe, zentrale Bohrung gesetzt. Die Bohrung erfolgte mittig mit einem acht Millimeter Spiralbohrer (Makita Spiralbohrer 8 x 115 mm, 1/4" D-15908, Makita Werkzeug GmbH, Ratingen, Deutschland). Der mit einem Stiftaufbau versorgte Prämolare wurde bis zwei Millimeter unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze in Prothesenkunststoff einpolymerisiert (Abbildung 4.11). Es folgten drei Messungen mittels Periotest (Periotest Classic type 3218, Medizintechnik Gulden e.K., Modautal, Deutschland). Lag der Mittelwert außerhalb des Wertebereichs von -08 bis +09, so führte dies zum Ausschluss des Modells aus den Laborversuchen.

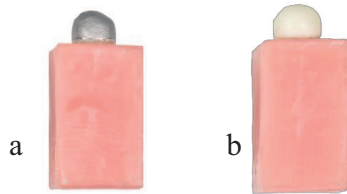


Abbildung 4.11: a) Zahn mit konventionell gegossenem Stiftaufbau in einem PMMA Modell fixiert, b) Zahn mit digital gefrästem Stiftaufbau in einem PMMA Modell fixiert.

#### 4.2.7 Künstliche Alterung *in vitro*

Zur Simulation der Tragedauer wurde ein Kausimulator mit zyklischer Belastung und Thermocycling verwendet. Abbildung 4.12 zeigt eine schematische Zeichnung des verwendeten Kausimulators.

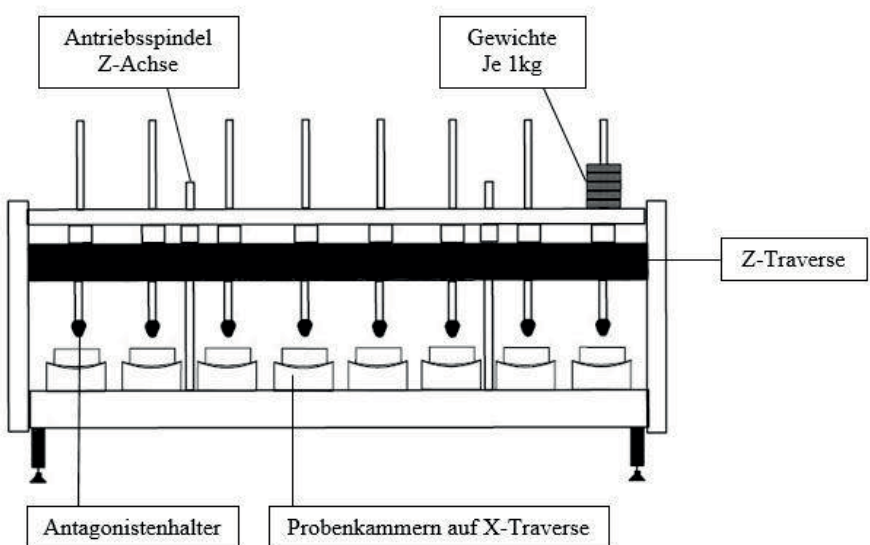


Abbildung 4.12: Schematische Zeichnung des Kausimulators CS-4.8.

Die installierte Betriebssoftware ermöglichte das Einstellen der Versuchsparameter. Die Gewichte wurden auf die Traverse montiert, die durch den Servomotor gehoben und

gesenkt wurden. Der eingestellte „Minimale Impuls beim Auftreffen“ gewährleistet ein Reduzieren der Geschwindigkeit kurz vor dem Auftreffen des Antagonisten auf die Proben. Die Tabellen 4.1 und 4.2 geben die eingestellten Rahmenparameter des Kausimulators an.

Tabelle 4.1: Eingestellte Versuchsparameter in der Z-Achse (vertikal).

<b>Versuchsparameter Z-Achse (vertikal)</b>	<b>Werte</b>
Anzahl der Zyklen insgesamt (T1-T5)	1.200.000
Anzahl der Zyklen pro Durchgang	240.000
Gewicht	5 kg
Aufwärtshub	0,5 mm
Abwärtshub	0,5 mm
Aufwärtsgeschwindigkeit	60 mm/s
Abwärtsgeschwindigkeit	60 mm/s
Frequenz	1,6 Hz

Tabelle 4.2: Eingestellte Thermocycling Parameter.

<b>Thermocycling Parameter</b>	<b>Werte</b>
Sollwert Kaltbad	5 °C
Sollwert Warmbad	55 °C
Spüldauer kalt	95 s
Spüldauer warm	95 s
Ablaufdauer kalt	12 s
Ablaufdauer warm	8 s

Vor der Prüfung wurde der Modellblock in einer Probenhalterung mit einem Winkel von 45 ° zur Belastungsachse eingespannt. Um eine Positionsänderung des PMMA-Blockes während der Prüfung ausschließen zu können, wurde eine Bohrung mit einem

Durchmesser von drei Millimetern vorgenommen, sodass die Schraube der Halterung exakt dort hineintraf und den PMMA-Block eindeutig positionierte. Die Probenhalterung mit Modellblock wurde in der Probenkammer mittels Flügelschraube an der X-Traverse fixiert. Abbildung 4.13 zeigt eine schematische Zeichnung einer Probenkammer.

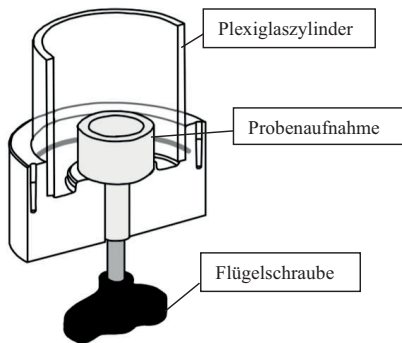


Abbildung 4.13: Aufbau einer Probenkammer.

Als Antagonist diente ein an der Spitze abgerundeter Kegel aus Edelstahl mit einem Spitzenwinkel von  $30^\circ$  und einem Spitzenradius von einem Millimeter (R1, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland), der eine Vickers-Härte von 385 HV aufwies (Abbildung 4.14).<sup>230</sup> Für jeden Prüfkörper wurde ein neuer Antagonist verwendet.

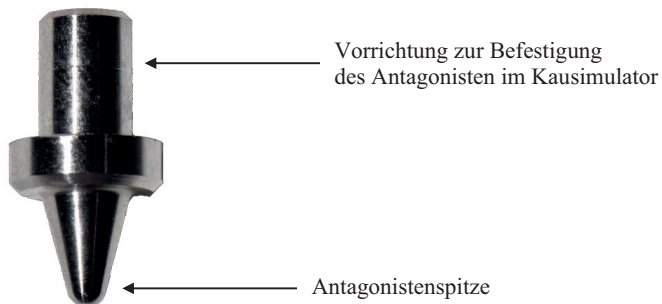


Abbildung 4.14: Antagonist.

Während der gesamten Kausimulation von 1,2 Millionen Zyklen bestand ein alternierender Ein-Punkt-Kontakt zwischen dem Antagonisten und dem Prüfkörper, der zu Beginn als Nullpunkt definiert wurde. Zur genauen Positionierung der Antagonistenspitze und Definition des Kontaktpunktes diente eine Bohrung am koronalen Stiftaufbau mit einem Durchmesser von zwei Millimetern (siehe Abbildung 4.15). Abbildung 4.16 zeigt einen eingesetzten, gefrästen Stiftaufbau unter thermozyklischer Wechselbelastung.



Abbildung 4.15: Zahn mit konventionell gegossenem Stiftaufbau in PMMA-Modell eingebettet und in Kausimulator eingespannt, Kontrolle der Positionierung anhand der Einkerbung am Stiftaufbau und der Antagonistenspitze.



Abbildung 4.16: Zahn mit gefrästem Stiftaufbau in PMMA-Modell eingebettet unter thermozyklischer Wechsellast.

#### **4.2.8 Analyse der Prüfkörper nach der mechanischen Belastungsprobe**

Mittels digitalen Lichtmikroskops (Smartzoom 5, Zeiss, Jena, Deutschland) und des Objektivs PlanApo D 1.6x/0.1 FWD 36 mm sowie mittels röntgenologischen Zahnfilms (Abb. 4.17) wurden die Proben jeweils nach 240.000 Zyklen (T1-T4) untersucht. Von jedem Zahn wurden vier mikroskopische Aufnahmen (oral, vestibulär, mesial, distal)

und ein Röntgenbild angefertigt. Eventuell auftretende Frakturen am Stiftaufbau oder dem Zahn wurden hierbei fotografisch dokumentiert und mit dem Ausgangsbild (T0) verglichen. Zur Optimierung der Bildqualität wurde das Scharfzeichnen in der Software des Lichtmikroskops auf 100 % eingestellt.

Die Abschlussuntersuchung (T5) erfolgte äquivalent zu der beschriebenen Vorgehensweise mithilfe der digitalen Lichtmikroskopie (zwölf mikroskopische Aufnahmen) sowie durch einen röntgenologischen Zahnfilm (Abbildung 4.17).

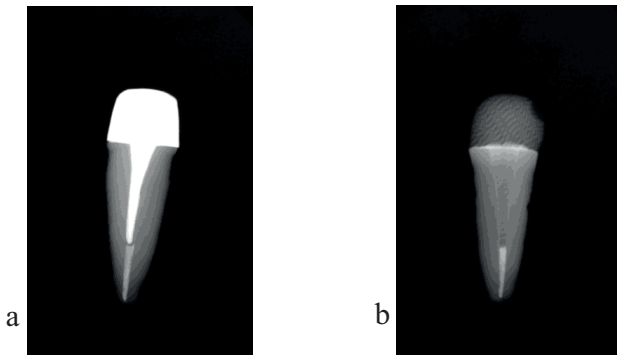


Abbildung 4.17: a) Röntgenbild mit eingesetztem, konventionell gegossenem Stiftaufbau zum Zeitpunkt T0, b) Röntgenbild mit eingesetztem, digital gefrästem Stiftaufbau zum Zeitpunkt T0.

#### 4.2.9 Auswertung

##### Abweichung zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung

Zur Messwertgewinnung der Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Stiftabformung wurden die STL-Datensätze des digitalisierten Gipsmodells der konventionellen Stiftabformung und der direkten Digitalisierung des Wurzelkanals in einer externen Analysesoftware (*GOM Inspect*) überlagert (Abbildung 4.18).

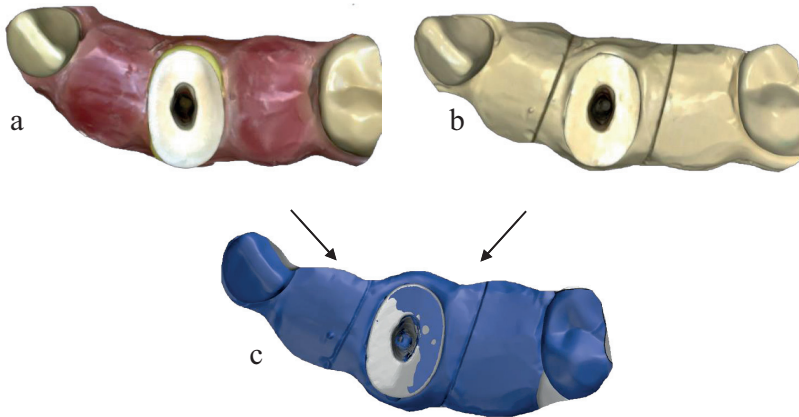


Abbildung 4.18: a) Direkte, digitale Abformung des stiftaufbereiteten Zahnes mittels Intraoralscanner (*Primescan*), b) Digitalisierung des Gipsmodells mittels Intraoralscanner (*Primescan*), c) Überlagerung beider Datensätze in externer Analyse-Software (*GOM Inspect*).

Als initiale Ausrichtung beider Datensätze wurde die „3-Punkt-Ausrichtung“ der Software genutzt, wobei zwei markante Punkte am Wurzelkanaleingang und der tiefste Punkt der Aufbereitung gewählt wurden. Die Hauptausrichtung erfolgte anschließend mittels Best-Fit Algorithmus. Es wurden zwei „3-Punkt-Ebenen“ konstruiert für die mesio-distale Ausrichtung (Ebene 1) und die vestibulo-orale Ausrichtung (Ebene 2) mit jeweils zwei Punkten am Wurzelkanaleingang und einem am tiefsten Punkt der Aufbereitung (siehe Abbildung 4.19). Zusätzlich wurde eine „Ebene in Blickrichtung“ (Ebene 3) von vestibulär aus konstruiert. Der Schnittpunkt der Ebenen 1 und 2 ergab eine Linie (Linie 1), die zur Bestimmung der Aufbereitungslänge genutzt wurde. Somit wurde der Schnittpunkt der Linie 1 mit der Ebene 3 als Punkt 1 gespeichert und der Schnittpunkt der Linie 1 mit dem Bauteil (CAD-Datensatz) als Punkt 2. Der „konstruierte Abstand“ zwischen Punkt 1 und Punkt 2 ergab somit die Aufbereitungslänge des CAD-Datensatzes (Digitalisierung des Modells). Punkt 3 wurde äquivalent als Schnittpunkt zwischen Linie 1 und dem Bauteil (Netz-Datensatz) konstruiert, sodass der Abstand zwischen Punkt 1 und Punkt 3 die Aufbereitungslänge des Netz-Datensatzes (direkte Digitalisierung) ergab. Um einheitliche Messpositionen für die Mitte des Wurzelkanals zu gewährleisten, wurde die Ebene 4 als „parallele Ebene“ mit der Hälfte der Aufbereitungslänge des CAD-Datensatzes als Abstand zu Ebene 3 konstruiert. Durch den Flächenvergleich des CAD- und des Netz-Datensatzes wurden die Abweichungen des

Netz-Datensatzes zum CAD-Datensatz festgestellt. Pro Zahn wurden die Abweichungen an neun Messpositionen notiert. Pro Ebene in mesio-distaler und vestibulo-oraler Richtung (Ebene 1 und Ebene 2) wurde koronal an den beiden Wurzelkanaleingängen im Bereich der Krümmung gemessen (siehe Abbildung 4.20) und an zwei Messpositionen auf der Mitte des Wurzelkanals. Die mittleren Messpositionen wurden definiert durch den Schnittpunkt der Ebene 4 mit den beiden Ebenen (Ebene 1 und Ebene 2). Die apikale Abweichung ergab sich durch die Differenz beider Aufbereitungslängen, beziehungsweise durch die Differenz der Abstände von Punkt 1 und Punkt 2 sowie dem Abstand von Punkt 1 und Punkt 3.

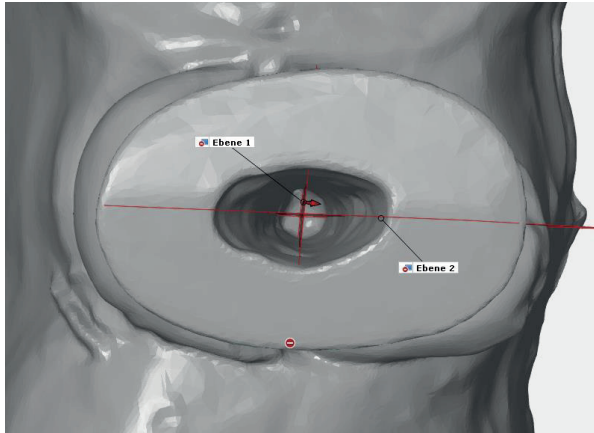


Abbildung 4.19: Darstellung der Ebene in mesio-distaler Richtung (Ebene 1) und der Ebene in vestibulo-oraler Richtung (Ebene 2) in der externen Analysesoftware (*GOM Inspect*).



Abbildung 4.20: Inspektionsschnitt auf Ebene 2 (vestibulo-orale Ausrichtung) mit dargestellter Ebene 3 auf Höhe des Wurzelkanaleingangs und der dazu parallelen Ebene 4 auf der Hälfte der Aufbereitungslänge: Mithilfe des Flächenvergleichs wurden die Abweichungen an beiden koronalen und mittleren Punkten pro Ebene (Ebene 1 und Ebene 2) erhoben. Der Abstand zwischen Ebene 3 und dem apikalsten Punkt beschreibt die Aufbereitungslänge, wobei Rot den Wert für den CAD-Datensatz (Modell) und Grün den Wert für den Netz-Datensatz (direkte Digitalisierung) angibt.

### Auswertung des standardisierten Fragebogens

Bei beiden Abformmethoden sowie bei der Anprobe der gefrästen und gegossenen Stiftaufbauten wurde durch die zuvor kalibrierte Prüfzahnärztin mithilfe eines standardisierten Fragebogens die Durchführbarkeit der Abformungen und die Passgenauigkeit der Stiftaufbauten (siehe Anhang Kapitel 12.5) bewertet. Um die Passgenauigkeit präziser untersuchen zu können, wurden zusätzlich die Friktion, die eindeutige Fixierung sowie der Zeitbedarf für notwendige Korrekturen vor dem Einsetzen in Minuten dokumentiert. Die Bewertung erfolgte anhand einer visuellen Analogskala (VAS) ohne Referenzstriche.<sup>2</sup> Die zehn Zentimeter lange VAS ermöglichte die Skalierung von 0 (sehr einfach/sehr gut) bis 100 (sehr schwierig/sehr schlecht) in Millimetern. Die Angaben für die eindeutige Fixierung und ob Korrekturen vor dem Einsetzen notwendig waren, wurden mit „ja“ oder „nein“ beantwortet.

### Auswertung nach Belastung im Kausimulator

Bei der Auswertung der lichtmikroskopischen und röntgenologischen Bilder wurden nach jedem simulierten Jahr (240.000 Zyklen) hinzugekommene Risse, Frakturen sowie Dezementierungen notiert. Durch die Ausgangsaufnahmen konnten hinzugekommene Risse veranschaulicht werden sowie deren Fortschritt durch nachfolgende Aufnahmen kontrolliert werden. Dezementierungen wurden dokumentiert, der Zahn und die Restauration auf Frakturen hin untersucht und anschließend mit einem adhäsiven Befestigungsmaterial (PANAVIA V5) wieder eingesetzt. Der Zeitpunkt (T1-T5) sowie das Ereignis (Dezementierung, Riss, Fraktur) wurden ebenfalls dokumentiert.

### 4.3 Klinische Versuche

Im Anschluss an die Laborversuche erfolgte der klinische Untersuchungsabschnitt. Patienten der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen, die im Rahmen ihrer zahnärztlichen Behandlung eine gegossene Stiftversorgung erhielten, wurden in die Untersuchung aufgenommen. Die Studie wurde an 30 stiftaufbereiteten Zähnen durchgeführt. Anders als in den Laborversuchen wurde lediglich die Passgenauigkeit der gegossenen mit denen der gefrästen Stiftaufbauten verglichen, da eine Vergleichsuntersuchung hinsichtlich des Belastungsverhaltens von gefrästen und gegossenen Stiftaufbauten *in vivo* nicht möglich war. Die gefrästen Stiftaufbauten wurden daher lediglich anprobiert und auf ihre Passgenauigkeit hin untersucht. Der Herstellungsprozess für die gegossenen und gefrästen Stiftaufbauten entsprach dem der Laborversuche. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wird in den Kapiteln 4.3.4 bis 4.3.6 nur auf die Unterschiede zwischen den Laborversuchen und den klinischen Versuchen eingegangen.

#### 4.3.1 Stichprobengröße

Die Fallzahlberechnung wurde anhand einer Power-Analyse durchgeführt.<sup>82</sup> Die angestrebte Power lag bei 95 % mit einem gewählten Alphafehler von 5 %. Die Berechnung der Fallzahl beruht auf der Nullhypothese, dass ein Unterschied zwischen der konventionellen und der digitalen Abformmethoden besteht (siehe Kapitel 2). Anhand der Daten von *Pinto et al.* wurde ein Mittelwert der Abweichungen von 1,83 mm zwischen beiden Gruppen bei einer Standardabweichung von 1,20 mm als Berechnungsgrundlage gewählt.<sup>202</sup> Die statistische Berechnung ergab, dass pro Gruppe ein Zahn mit 13 Messstellen ausreichen würde. Aufgrund der vergleichsweise geringen Datenlage zu dieser Thematik in der Literatur konnte eine Abhängigkeit der Stichproben nicht ausgeschlossen werden. Aus diesem Grund wurde die Stichprobenanzahl auf 15 pro Gruppe festgesetzt. Dies ermöglichte eine statistische Analyse der Abhängigkeit nach der Datenerhebung.

#### **4.3.2 Rahmenbedingungen**

Ein positives Votum der Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Bestimmung der Passgenauigkeit von Einzelzahnrestorationen am Patienten lag bereits vor (AZ 267/13). Die Ethikkommission stimmte in einem Schreiben vom 05.03.2021 einer Erweiterung des Projektes mit dem Schwerpunkt auf Stiftaufbauten zu (siehe Anhang Kapitel 12.3). Die vorliegende Studie wurde im Deutschen Register Klinischer Studien registriert (DRKS00025126). Die in die Studie eingeschlossenen Patienten wurden im Zeitraum von März 2021 bis April 2022 in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Universitätsklinikums Gießen mit einem gegossenen Stiftaufbau versorgt. Die Aufklärung der Patienten über Inhalt und Ablauf der Studie erfolgte zu Beginn der Behandlung im persönlichen Gespräch mit der Prüfzahnärztin. Hierzu wurde der von der Ethikkommission genehmigte Aufklärungsbogen verwendet (siehe Kapitel 12.4). Das Einverständnis der Studienteilnehmer wurde durch eine Unterschrift dokumentiert. Ein Widerruf durch den Studienteilnehmer war jederzeit und ohne Angabe von Gründen möglich. Alle ergebnisrelevanten Schritte der klinischen Studie führte die Prüfzahnärztin durch. Die persönlichen Daten der Studienteilnehmer wurden unter Berücksichtigung der Datenschutzrichtlinien ausschließlich in anonymisierter Form gespeichert.

#### **4.3.3 Ein- und Ausschlusskriterien**

In die vorliegende Studie wurden Patienten eingeschlossen, bei denen ein gegossener Stiftaufbau geplant war. Zähne, bei denen während der Stiftaufbereitung Schmerzen oder eine Perforation der Wurzel auftraten, wurden in die Studie nicht miteinbezogen.

#### **4.3.4 Aufbereitung des Wurzelkanals**

Die Abbindezeit des verwendeten Wurzelfüllmaterials (AH Plus, Dentsply Sirona) beträgt 24 Stunden, weshalb die Aufbereitung des Wurzelkanals für den Stiftaufbau frühestens nach dieser Zeit erfolgte. Außerdem wurde die Symptomfreiheit des Zahnes sowie röntgenologische Unauffälligkeit vorausgesetzt.

#### **4.3.5 Konventionelle Stiftabformung und -herstellung**

Die konventionelle Stiftabformung und -herstellung im klinischen Untersuchungsabschnitt war Bestandteil der zahnärztlichen Behandlung in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen und wurden entsprechend der Beschreibung in Kapitel 4.2.3 durchgeführt.

#### **4.3.6 Digitale Stiftabformung und -herstellung**

Auch im klinischen Untersuchungsabschnitt wurde der Intraoralscanner *Primescan* von Dentsply Sirona verwendet. Die Scannervorbereitung sowie die Einhaltung und Überprüfung der Lichtintensität während des Scanvorgangs erfolgte analog zu den Laborversuchen. Zusätzlich zur Trocknung des aufbereiteten Wurzelkanals mittels Papierspitzen wurde im klinischen Abschnitt der zu scannende Bereich mit Watterollen und Speichelabsorbent (Dry Tips) relativ trockengelegt.<sup>138</sup> Das Abhalten der Wangen und Zunge erfolgte mittels Wangenretraktor (OptraGate) und Holzspateln. Unter Berücksichtigung des Scanpfades wurde – anders als in den Laborversuchen – ausschließlich eine intraorale Abformung angefertigt, die sich auf den stiftaufbereiteten Zahn und dessen direkte Nachbarzähne beschränkte. Der Scan eines Prototyps als Schablone für die Konstruktion des koronalen Aufbaus wurde nicht durchgeführt, da eine Vergleichsstudie zum mechanischen Belastungsverhalten der beiden untersuchten Gruppen in-vivo nicht möglich war.

#### **4.3.7 Digitalisierung des konventionellen Gipsmodells**

Beim Herstellungsprozess des konventionell gegossenen Stiftaufbaus wurden zwei Modelle angefertigt. Eines fungierte als Arbeitsmodell zur Modellation für die Herstellung des gegossenen Stiftaufbaus. Das Meistermodell hingegen wurde lediglich als Kontrollmodell genutzt und spiegelt deshalb die abgeformte intraorale Situation ohne manuelle Veränderung wider. Das Meistermodell wurde mit demselben Intraoralscanner digitalisiert, der auch für die digitale intraorale Abformung benutzt wurde (Abbildung 4.21).

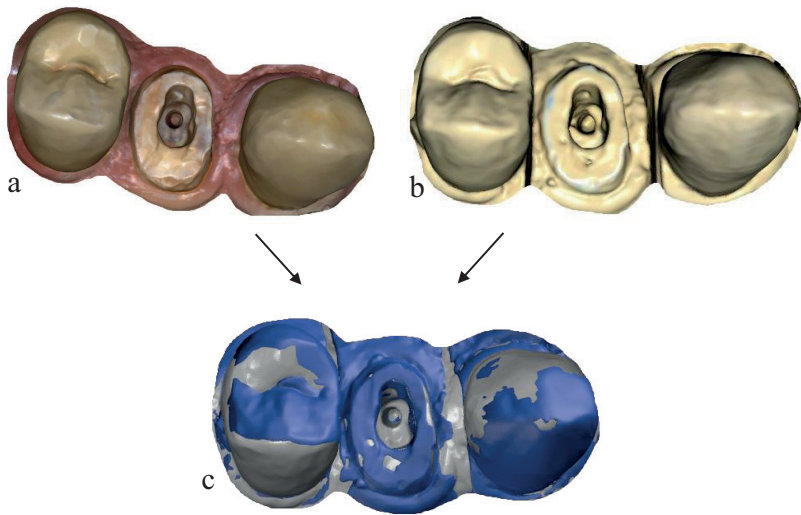


Abbildung 4.21: a) Direkte digitale Abformung des stiftaufbereiteten Zahnes mittels Intraoralscanner (*Primescan*), b) Digitalisierung des Gipsmodells mittels Intraoralscanner (*Primescan*), c) Überlagerung beider Datensätze in externer Analyse-Software (*GOM Inspect*).

#### 4.3.8 Klinische Bewertung der Passgenauigkeit

Bei der Anprobe des gefrästen und des gegossenen Stiftaufbaus bewertete die Prüfzahnärztin klinisch die Passgenauigkeiten mithilfe eines standardisierten Fragebogens (siehe Anhang Kapitel 12.5.2). Als Bewertungskriterien wurden die Passgenauigkeit, die Friktion, die eindeutige Fixierung sowie der Zeitbedarf für notwendige Korrekturen vor dem Einsetzen definiert. Die Bewertung erfolgte anhand einer visuellen Analogskala (VAS) ohne Referenzstriche.<sup>2</sup> Zur numerischen Analyse der Passgenauigkeit wurden die beiden STL-Datensätze (Gipsmodell der konventionellen Stiftabformung und die digitale Stiftabformung) in einer externen, digitalen Analysesoftware (*GOM Inspect*) überlagert und vermessen. Zusätzlich wurden im klinischen Untersuchungsabschnitt weitere Einflussparameter wie die Behandler (Zahnarzt, Student), die Zahnkategorie (Frontzahn, Prämolare, Molar) und die Aufbereitungslänge in Millimetern notiert.

### **4.3.9 Auswertung**

#### Abweichung zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung

Die Überlagerung der STL-Datensätze der konventionellen und digitalen Stiftabformung erfolgte analog zu den Laborversuchen in einer externen Analysesoftware (siehe Kapitel 4.2.9).

#### Auswertung des standardisierten Fragebogens

Derselbe standardisierte Fragebogen aus den Laborversuchen wurde für den klinischen Untersuchungsabschnitt von der Prü fzahnärztin zur Bewertung der beiden Abformmethoden sowie der gegossenen und gefrästen Stiftaufbauten verwendet (siehe Anhang Kapitel 12.5). Anders als bei den Laborversuchen wurde im klinischen Untersuchungsabschnitt pro Probanden jeweils der konventionelle und der digitale Arbeitsablauf bewertet. Die Auswertung erfolgte analog zu den Laborversuchen (siehe Kapitel 4.2.9).

#### Auswertung weiterer Einflussparameter

Die Einflussparameter Behandler (Zahnarzt, Student) und Zahnkategorie (Frontzahn, Prämolare, Molare) wurden notiert. Die Aufbereitungslänge wurde klinisch von der Prü fzahnärztin in Millimetern mit einer Parodontalsonde (Sonde XP3A/UNC15, Hu-Friedy, Frankfurt am Main, Deutschland) gemessen und dokumentiert.

## **4.4 Statistische Verfahren**

Die Dokumentation der Daten der Laborversuche sowie des klinischen Untersuchungsabschnittes erfolgte in der Software Microsoft Excel. Die statistische Datenauswertung mittels Software IBM SPSS Statistics, Version 26 erfolgte in Zusammenarbeit mit Herrn Dr. Johannes Herrmann als externem Statistiker (Gießen, Deutschland).

#### **4.4.1 Statistische Auswertung der Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung**

##### Laborversuche (n = 15)

Für die Auswertung der Laborversuche und des klinischen Untersuchungsabschnittes wurden die Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung aus der Überlagerung der STL-Datensätze in Mikrometern [ $\mu\text{m}$ ] auf eine Nachkommastelle gerundet verwendet. Mit jeweils neun Messstellen pro Zahn ergab sich mit 15 untersuchten Zähnen eine Datenmenge von 135 Werten.

Für die statistische Auswertung der Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung wurde der Median-Test angewendet. Durch den paarweisen Vergleich der Messpositionen konnte eine Aussage über die Abweichungen der drei Messpositionen zueinander getroffen werden.

##### Klinischer Untersuchungsabschnitt (n = 30)

Für die Auswertung des klinischen Untersuchungsabschnittes wurden die Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung aus der Überlagerung der STL-Datensätze analog zu den Laborversuchen in Mikrometern [ $\mu\text{m}$ ] auf eine Nachkommastelle gerundet verwendet. Mit jeweils neun Messstellen pro Zahn ergab sich mit 30 untersuchten Zähnen eine Datenmenge von 270 Werten. Die Datengewinnung für die zusätzlichen Einflussparameter (Behandler, Zahnkategorie, Aufbereitungslänge), welche ausschließlich im klinischen Untersuchungsabschnitt erhoben wurden, erfolgte pro Zahn (n = 30).

Für die statistische Auswertung der Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung wurde der Median-Test angewendet. Durch den paarweisen Vergleich der Messpositionen konnte eine Aussage über die Abweichungen der drei Messpositionen zueinander getroffen werden.

Zur Untersuchung des statistischen Einflusses der zusätzlich erhobenen Einflussparameter in Bezug auf die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Abformung wurde für den Parameter „Behandler“ der Mann-Whitney-Test, für die „Zahnkategorie“ der Kruskal-Wallis-Test und für die „Aufbereitungslänge“ der Spearman-Rho-Test angewendet.

#### **4.4.2     *Statistische Auswertung des standardisierten Fragebogens***

##### Laborversuche (n = 30)

In den Laborversuchen wurde für die Hälfte der Zähne (n = 15) der digitale Herstellungsprozess mit gefrästem Stiftaufbau mittels standardisierten Fragebogens bewertet und für die andere Hälfte der Zähne (n = 15) der konventionelle Herstellungsprozess mit gegossenem Stiftaufbau. Daraus ergaben sich 30 Beobachtungen pro Parameter.

Bei den Werten der visuellen Analogskala (Schwierigkeit der Abformung, Passgenauigkeit, Friktion) und den Angaben in Minuten (Zeitbedarf für notwendige Korrekturen vor dem Einsetzen) wurde mit dem Levene-Test die Varianzheterogenität festgestellt und der Median-Test angewendet.

Für die Bewertung der eindeutigen Fixierung des Stiftaufbaus sowie der Notwendigkeit von Korrekturen an den Stiftaufbauten vor dem Einsetzen wurde der Chi-Quadrat-Test (Exakter Test nach Fisher) angewendet.

##### Klinischer Untersuchungsabschnitt (n = 30)

Für den klinischen Untersuchungsabschnitt wurde pro Zahn sowohl der konventionelle als auch der digitale Herstellungsprozess bewertet, sodass bei 30 untersuchten Zähnen 60 Beobachtungen pro Parameter festgestellt wurden. Aufgrund der Nichteinsetzbarkeit eines konventionell gegossenen Stiftaufbaus wurde dieser Zahn für die Bewertungskriterien Friktion, eindeutige Fixierung und Zeitbedarf für notwendige Korrekturen in Minuten aus der statistischen Berechnung ausgeschlossen, sodass sich für diese drei Kriterien eine Datenmenge von jeweils 58 Beobachtungen ergab. Alle übrigen Bewertungskriterien wurden mit der Datenmenge von jeweils 60 Werten in die statistische Berechnung eingeschlossen. Die zusätzlichen Einflussparameter (Behandler, Zahnkategorie, Aufbereitungslänge) wurden pro Zahn (n = 30) notiert.

Für den klinischen Untersuchungsabschnitt wurde bei den Werten der visuellen Analogskala (Schwierigkeit der Abformung, Passgenauigkeit, Friktion) der Wilcoxon-Test angewendet und für die notwendigen Korrekturen vor dem Einsetzen (Angaben in Minuten) der Vorzeichentest.

Für die Bewertung der eindeutigen Fixierung des Stiftaufbaus sowie der Notwendigkeit von Korrekturen an den Stiftaufbauten vor dem Einsetzen wurde der McNemar-Test durchgeführt.

Zur Untersuchung des statistischen Einflusses der zusätzlich erhobenen Einflussparameter in Bezug auf die Bewertungskriterien des Fragebogens (Schwierigkeit der Abformung, Passgenauigkeit, Friktion, Korrekturen in Minuten) wurde für den Parameter „Behandler“ der Mann-Whitney-Test, für die „Zahnkategorie“ der Kruskal-Wallis-Test und für die „Aufbereitungslänge“ der Spearman-Rho-Test angewendet. Der statistische Zusammenhang zwischen der Schwierigkeit der Abformung und der jeweiligen Zahnkategorie (Frontzahn, Prämolare, Molare) wurde zusätzlich mittels Mann-Whitney-Test untersucht. Für die Bewertung der Kriterien der eindeutigen Fixierung und der notwendigen Korrekturen wurde für den Parameter „Behandler“ sowie „Zahnkategorie“ der Chi-Quadrat-Test (exakter Test nach Fisher) und für die „Aufbereitungslänge“ der Spearman-Rho-Test angewendet.

#### ***4.4.3 Statistische Auswertung nach Belastung im Kausimulator***

Diese Untersuchung fand ausschließlich in den Laborversuchen ( $n = 30$ ) statt. Als mögliche Zielereignisse wurden Dezementierungen, hinzugekommene Risse und Frakturen festgelegt.

Für den Vergleich der digitalen und der konventionellen Herstellungsart bezüglich hinzugekommener Risse und Dezementierungen wurde der Chi-Quadrat-Test (Exakter Test nach Fisher) angewendet. Die simulierte 5-Jahres-Überlebensrate der Stiftaufbauten unter thermozyklischer Wechsellast wurde mittels Kaplan-Meier-Kurve graphisch dargestellt.

## 5 Ergebnisse

In den nachfolgenden Kapiteln 5.1 und 5.2 sind die Ergebnisse der Laborstudie und des klinischen Untersuchungsabschnitts beschrieben. Zunächst sind die Ergebnisse der Laborversuche, in denen die Methodik an 30 extrahierten Zähnen entwickelt wurde und danach die Ergebnisse der klinischen Untersuchung anhand von 30 stiftaufbereiteten Zähnen aufgeführt. Die vollständigen Ergebnistabellen sind aus Gründen der Übersichtlichkeit im Anhang (Kapitel 12.1.) dargestellt.

### 5.1 Ergebnisse der Laborversuche

#### 5.1.1 *Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung*

Im nachfolgenden Box-Plot-Diagramm (Abbildung 5.1) sind die Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Abformung grafisch dargestellt. Auf der x-Achse sind die Messpositionen aufgeführt. Die y-Achse zeigt die Abweichungen in Millimetern.

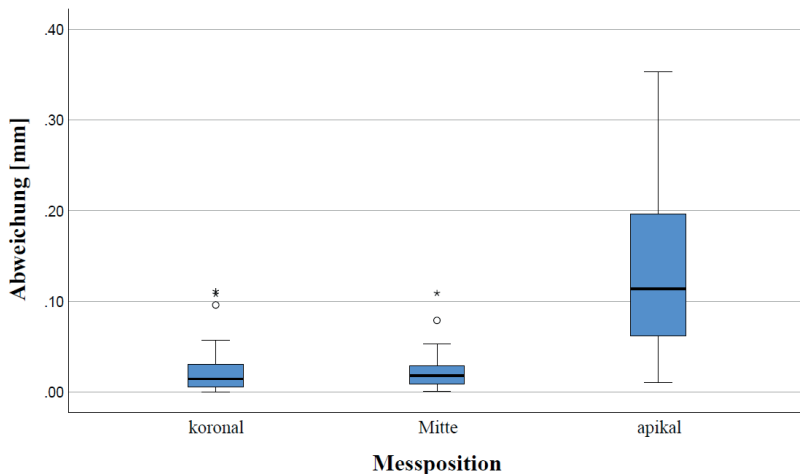


Abbildung 5.1: Box-Plot-Diagramm mit den Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Stiftabformung in den Laborversuchen.

Anhand der Ergebnisse aus den Tabellen 12.1, 12.2 und 12.3 sowie aus der Abbildung 5.1 wird deutlich, dass die Abweichungen der Messwerte von koronal nach apikal zunahmen und sich die höchste Streubreite an dem apikalen Messpunkt zeigte. Der errechnete Median der koronalen Messpositionen lag bei  $14,5 \mu\text{m}$ , der der mittleren Messpositionen bei  $18 \mu\text{m}$  und der der apikalen Messposition bei  $113,7 \mu\text{m}$ . Die Ergebnisse des paarweisen Vergleiches zwischen der koronalen und der mittleren Messposition zeigte keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0,465$ ). Jedoch konnte ein hoch signifikanter Einfluss beim paarweisen Vergleich der koronalen mit der apikalen Messposition ( $p < 0,001$ ), sowie der mittleren mit der apikalen Messposition ( $p < 0,001$ ) festgestellt werden.

### 5.1.2 Ergebnisse der mechanischen Belastungsprobe

Die nachfolgende Kaplan-Meier Kurve (Abbildung 5.2) zeigt die Überlebensrate der Stiftaufbauten nach der Belastung im Kausimulator unter Thermowechselast.

Die x-Achse beschreibt die Zeit in simulierten Jahren intraoraler Tragezeit, wobei ein Jahr 240.000 Zyklen entspricht.<sup>223</sup> Die durchgeführte Kaplan-Meier Analyse beschreibt folglich eine simulierte 5-Jahres-Überlebenskurve. Auf der y-Achse ist die kumulierte Überlebensrate angegeben.

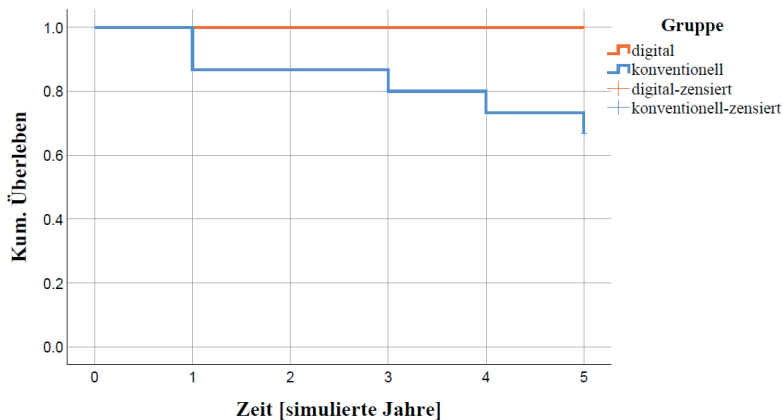


Abbildung 5.2: Kaplan-Meier Kurve für die Überlebensrate der Stiftaufbauten unter thermozyklischer Wechsellast in den Laborversuchen.

Bei keinem der 15 mit einem gefrästen Stiftaufbau versorgten extrahierten Zähne wurde eine Fraktur beobachtet. Zwei der 15 Zähne aus der konventionellen Gruppe (gegossene Stiftaufbauten) zeigten nach zwei beziehungsweise drei simulierten Jahren einen hinzugekommenen Riss.

Die Überlebensrate nach 1,2 Millionen Zyklen, also nach fünf Jahren simulierter introraler Tragedauer, lag hinsichtlich der Retention des Stiftaufbaus für die digitale Gruppe bei 100 % und für die konventionelle Gruppe bei 66,7 %. Somit zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen der digitalen und der konventionellen Gruppe ( $p = 0,042$ ). Nach adhäsiver Wiederbefestigung der fünf dezementierten gegossenen Stiftaufbauten lag die Überlebensrate nach 1,2 Millionen Zyklen bei 100 %.

### 5.1.3 Ergebnisse des standardisierten Fragebogens

Die Ergebnisse des standardisierten Fragebogens der Laborversuche lassen sich in die Bewertungskategorien Abformung, Passgenauigkeit, Friktion und Korrekturmaßnahmen einteilen.

In den nachfolgenden Box-Plot-Diagrammen (Abbildungen 5.3, 5.4, 5.5 und 5.6) sind die Ergebnisse anhand dieser Bewertungskategorien dargestellt. Auf der x-Achse sind die Vergleichsgruppen (digital und konventionell) dargestellt. Die y-Achse beschreibt die Werte der visuellen Analogskala [mm VAS] beziehungsweise den Zeitbedarf für notwendige Korrekturen [min].

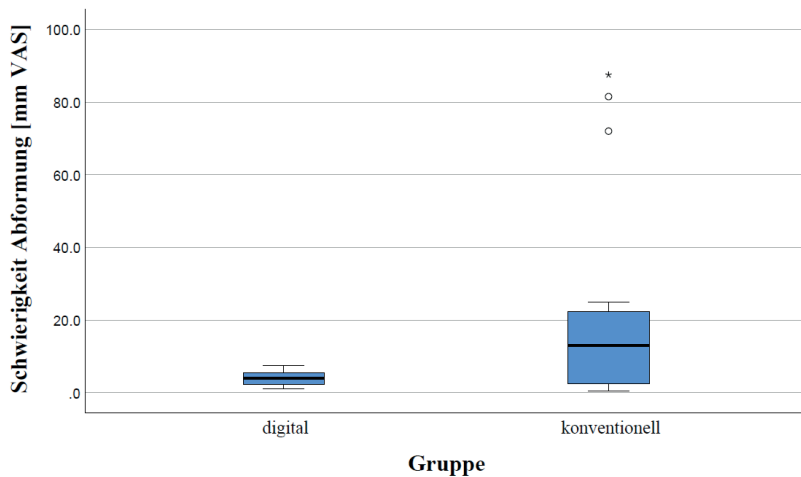


Abbildung 5.3: Box-Plot-Diagramm für die Schwierigkeit der Abformungen in den Laborversuchen.

Die Ergebnisse aus den Tabellen 12.4 und 12.5 sowie der Abbildung 5.3 zeigen, dass die digitale Abformung weniger fehleranfällig und vorhersagbarer durchzuführen war als die konventionelle. Der Unterschied war jedoch nicht signifikant ( $p = 0,139$ ). Die Schwierigkeit der Abformung wurde in der Vergleichsgruppe „digital“ im Median mit einem Wert von 4,0 mm VAS auf der visuellen Analogskala bewertet, die Schwierigkeit der konventionellen Abformung mit 13,0 mm VAS. Bei drei konventionellen Abformungen wurde die Schwierigkeit als sehr hoch bewertet, da es mehrfach zu einem Aus-

reißen des Abformmaterials im apikalen Bereich kam und die Abformung deshalb wiederholt werden musste.

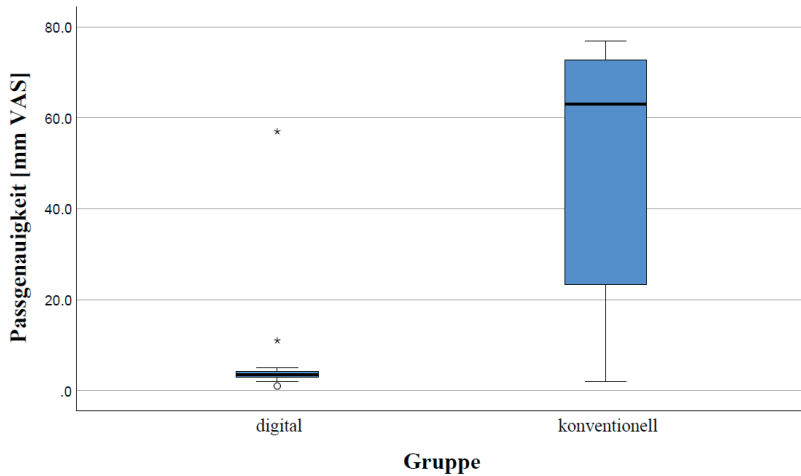


Abbildung 5.4: Box-Plot-Diagramm für die Passgenauigkeit der Stiftaufbauten in den Laborversuchen.

Die gefrästen Stiftaufbauten (digital) wiesen gegenüber den gegossenen Stiftaufbauten (konventionell) eine höchst signifikant bessere Passgenauigkeit auf ( $p < 0,001$ ) (Abbildung 5.4). Die Passgenauigkeit der Stiftaufbauten wurde im Median für die digitale Gruppe mit 3,5 mm VAS auf der visuellen Analogskala und mit 63,0 mm VAS für die konventionelle Gruppe bewertet. Ebenso zeigte sich eine höhere Streubreite bei den gegossenen Stiftaufbauten.

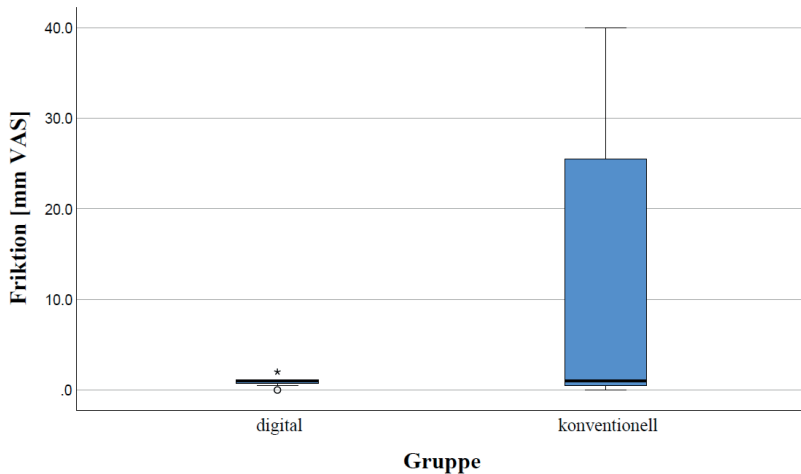


Abbildung 5.5: Box-Plot-Diagramm für die Friktion der Stiftaufbauten in den Laborversuchen.

Die Friktion der Stiftaufbauten beider Untersuchungsgruppen wies im paarweisen Vergleich keinen signifikanten Unterschied auf ( $p = 0,215$ ) (Abbildung 5.5). Es zeigte sich jedoch eine höhere Streubreite in der Gruppe der konventionellen Stiftaufbauten sowie eine bessere Vorhersagbarkeit der Friktion in der digitalen Gruppe.

Alle gefrästen Stiftaufbauten (digital) wiesen eine eindeutige Sollposition auf. In der konventionellen Gruppe (gegossene Stiftaufbauten) waren zwei der 15 Stiftaufbauten nicht eindeutig fixiert, da in der Sollposition eine Rotation um die Längsachse des Stiftaufbaus möglich war.

Die Notwendigkeit von Korrekturen vor dem Einsetzen war in den Laborversuchen quantitativ für beide Gruppen gleich. Jeweils zwei der 15 gefrästen als auch zwei der 15 gegossenen Stiftaufbauten benötigten keine Korrekturen. Qualitativ unterschieden sich die Gruppen jedoch. Das Box-Plot-Diagramm (Abbildung 5.6) stellt den Zeitbedarf für Korrekturmaßnahmen in Minuten grafisch dar, die notwendig waren, um den Stiftaufbau in Sollposition zu bringen.

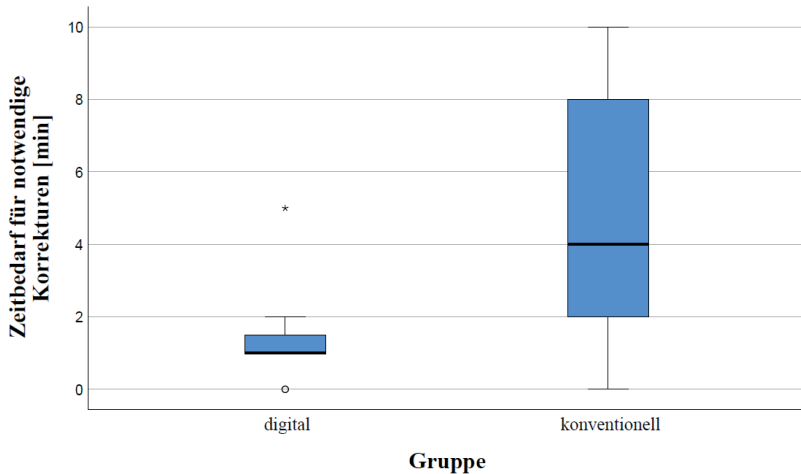


Abbildung 5.6: Box-Plot-Diagramm für den Zeitbedarf notwendiger Korrekturen in Minuten in den Laborversuchen.

Die Korrekturen, die notwendig waren, um den Stiftaufbau in Sollposition zu bringen, waren in der Gruppe „konventionell“ signifikant höher ( $p = 0,005$ ). Die Korrekturzeit bei den gefrästen Stiftaufbauten (digital) lag im Median bei einer Minute und bei den gegossenen Stiftaufbauten (konventionell) bei vier Minuten.

## 5.2 Ergebnisse der klinischen Untersuchung

Der klinische Untersuchungsabschnitt wurde im Zeitraum vom 15.03.2021 bis 14.04.2022 an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen durchgeführt. In die Studie konnten primär 29 Probanden mit insgesamt 34 Stiftaufbauten einbezogen werden. Bei vier Stiftaufbauten kam es im Verlauf der Behandlung zum Ausschluss aus der Studie, da zwei Probanden nachträglich der Teilnahme widersprachen. In einem Fall wurde eine alternative Behandlungsoption gewählt und in einem anderen Fall musste der Zahn aufgrund einer Perforation der Zahnwurzel extrahiert werden. Insgesamt konnten somit 30 Zähne nach Prüfung der Einschlusskriterien (siehe Kapitel 4.3.3) in die Datenerhebung miteinbezogen werden. Anders als in den Laborversuchen, bei denen ausschließlich Prämolaren verwendet wurden, wurden die Zähne im klinischen Untersuchungsabschnitt nach Zahnkategorien in Frontzähne,

Prämolaren und Molaren unterteilt. Es konnten 16 Frontzähne, acht Prämolaren und sechs Molaren in die Studie einbezogen werden. Das Flussdiagramm in Abbildung 5.7 gibt eine Übersicht über die Rekrutierung der Probanden für den klinischen Untersuchungsabschnitt.

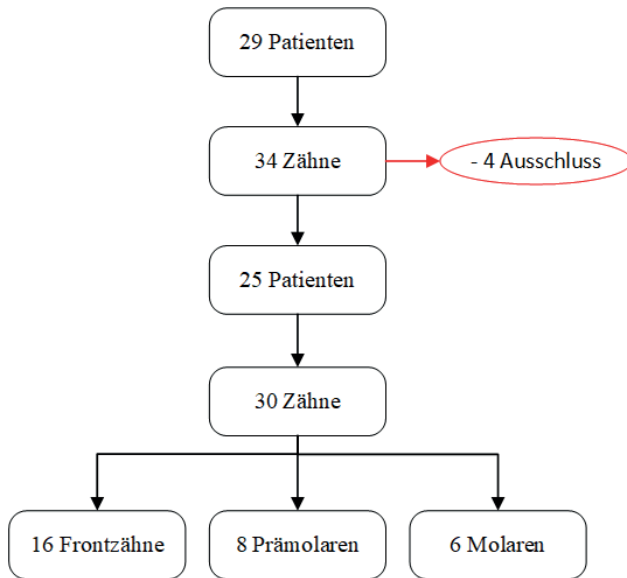


Abbildung 5.7: Flussdiagramm zur Patientenrekrutierung und Einteilung der in den klinischen Untersuchungsabschnitt eingeschlossenen Zähne.

Im Folgenden werden zunächst die Ergebnisse der externen Analysesoftware (*GOM Inspect*) für die Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Stiftabformung dargestellt (Kapitel 5.2.1). In Kapitel 5.2.2 sind die Ergebnisse des standardisierten Fragebogens aufgeführt. Die Ergebnisse der zusätzlich im klinischen Untersuchungsabschnitt erhobenen Einflussparameter (Zahnkategorie, Behandler und Aufbereitungslänge) werden in Kapitel 5.2.3 beschrieben.

### 5.2.1 Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung

Das nachfolgende Box-Plot-Diagramm (Abbildung 5.8) zeigt die Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Abformung. Auf der x-Achse sind die Messpositionen aufgeführt. Die y-Achse zeigt die Abweichungen in Millimetern.

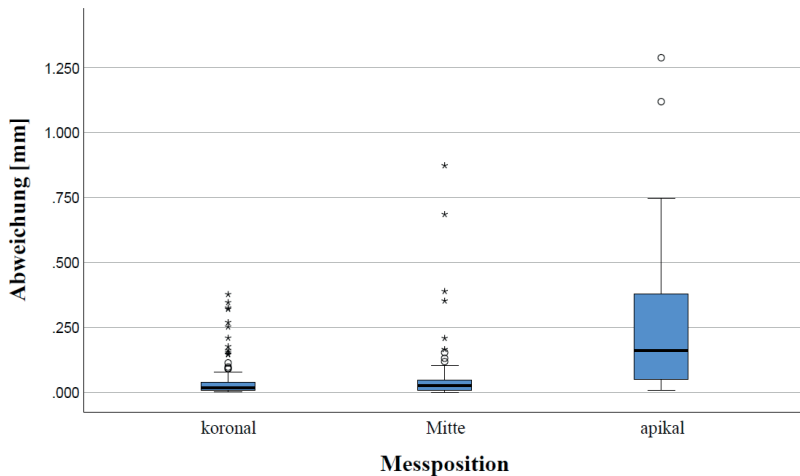


Abbildung 5.8: Box-Plot-Diagramm mit den Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Stiftabformung im klinischen Untersuchungsabschnitt.

Die Ergebnisse des klinischen Untersuchungsabschnittes zeigten analog zu den Laborversuchen eine Zunahme der Abweichungen von koronal nach apikal mit der höchsten Streubreite bei den apikalen Messwerten. Der Median der koronalen Messpositionen lag bei 18  $\mu\text{m}$ , der der mittleren Messpositionen bei 27  $\mu\text{m}$  und der der apikalen Messposition bei 161  $\mu\text{m}$ . Anders als in den Laborversuchen zeigten sich im klinischen Untersuchungsabschnitt auch Ausreißer-Werte an den mittleren und koronalen Messpositionen.

Die paarweisen Vergleiche zwischen den Abweichungen der drei Messpositionen zeigten – wie auch in den Laborversuchen – einen hoch signifikanten Unterschied zwischen den koronalen und apikalen Messpositionen ( $p < 0,001$ ) sowie einen signifikanten Einfluss zwischen den mittleren und apikalen Messpositionen ( $p = 0,002$ ). Kein signifikanter Einfluss zeigte sich zwischen den koronalen und mittleren Messpositionen ( $p = 0,158$ ).

### 5.2.2 Ergebnisse des standardisierten Fragebogens

Derselbe standardisierte Fragebogen, der in den Laborversuchen angewendet wurde, kam auch in dem klinischen Untersuchungsabschnitt zum Einsatz. Anders als in den Laborversuchen konnte im klinischen Untersuchungsabschnitt bei jedem stiftaufbereiteten Zahn sowohl ein gegossener als auch ein gefräster Stiftaufbau bewertet werden.

In den nachfolgenden Box-Plot-Diagrammen (Abbildungen 5.9, 5.10 und 5.11) sind die Ergebnisse des standardisierten Fragebogens in Bezug auf die Schwierigkeit der Abformung, die Passgenauigkeit der Stiftaufbauten und deren Friktion für die konventionelle und digitale Herstellung dargestellt. Auf der x-Achse sind die Untersuchungsgruppen (digital und konventionell) und auf der y-Achse die Werte der visuellen Analogskala [mm VAS] aufgeführt.

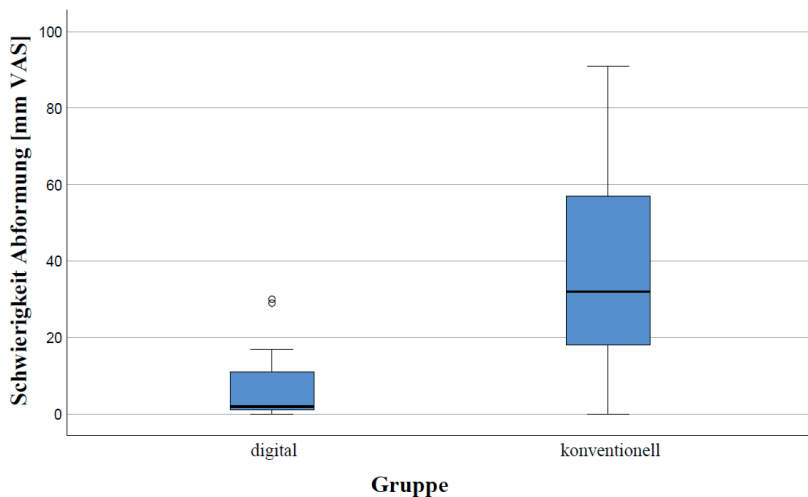


Abbildung 5.9: Box-Plot-Diagramm für die Schwierigkeit der Abformungen im klinischen Untersuchungsabschnitt.

Die Ergebnisse aus den Tabellen 12.9 und 12.10 sowie der Abbildung 5.9 zeigen einen höchst signifikanten Unterschied zwischen den Abformmethoden, wobei die digitale Abformung weniger fehleranfällig und vorhersehbarer durchzuführen war als die konventionelle ( $p < 0,001$ ). Der mittlere Wert auf der visuellen Analogskala lag für die di-

gitale Abformung bei 2 mm VAS und für die konventionelle Abformung bei 32 mm VAS.

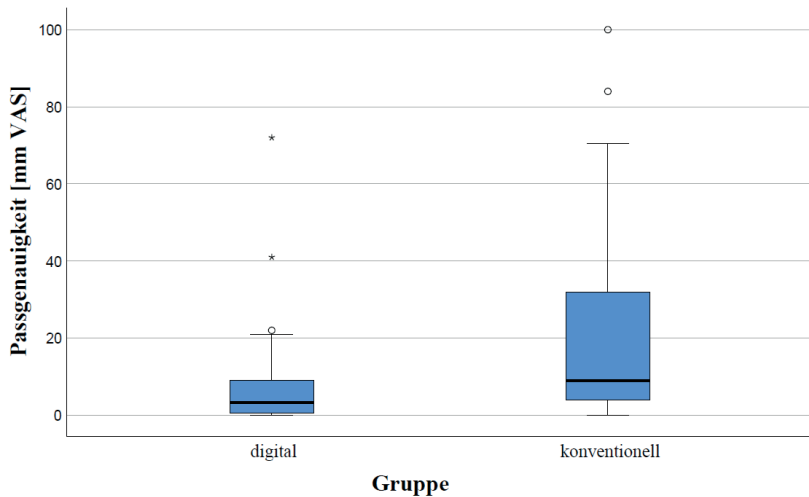


Abbildung 5.10: Box-Plot-Diagramm für die Passgenauigkeit der Stiftaufbauten im klinischen Untersuchungsabschnitt.

Die gefrästen Stiftaufbauten (digital) wiesen – wie auch in den Laborversuchen – eine signifikant bessere Passgenauigkeit auf als die gegossenen Stiftaufbauten (konventionell) ( $p = 0,009$ ) (Abbildung 5.10). Darüber hinaus zeigte sich eine höhere Streubreite der Messwerte bei den gegossenen Stiftaufbauten. Der mittlere Wert auf der visuellen Analogskala lag für die gefrästen Stiftaufbauten bei 3,25 mm VAS und für die gegossenen Stiftaufbauten bei 9 mm VAS.

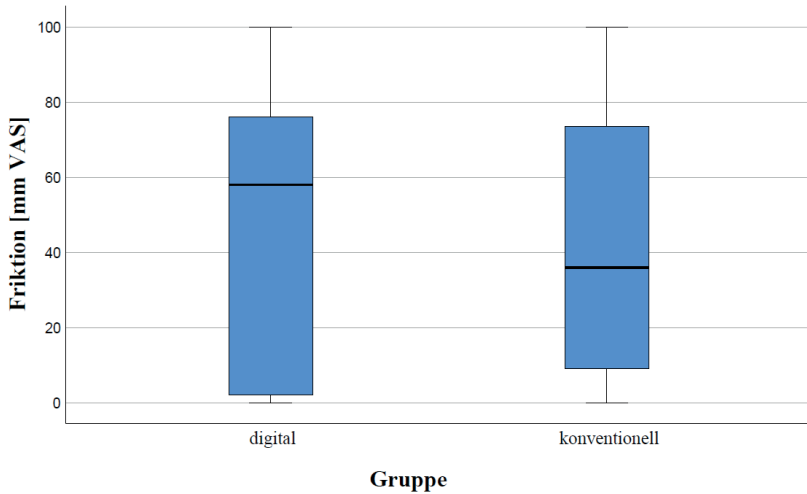


Abbildung 5.11: Box-Plot-Diagramm für die Friktion der Stiftaufbauten im klinischen Untersuchungsabschnitt.

Die Ergebnisse der klinischen Untersuchung zeigten analog zu den Ergebnissen der Laborversuche keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Friktion der Stiftaufbauten ( $p = 0,750$ ) (Abbildung 5.11).

Ebenso zeigte sich kein signifikanter Unterschied in Bezug auf die eindeutige Fixierung der Stiftaufbauten ( $p = 0,070$ ) und die notwendigen Korrekturen ( $p = 0,219$ ).

Das nachfolgende Box-Plot-Diagramm (Abbildung 5.12) stellt den Zeitbedarf für die notwendigen Korrekturmaßnahmen grafisch dar [min], die notwendig waren, um den Stiftaufbau in Sollposition zu bringen. Die x-Achse zeigt hierbei die Untersuchungsgruppen (konventionell und digital). Die notwendigen Korrekturen sind auf der y-Achse in Minuten angegeben.

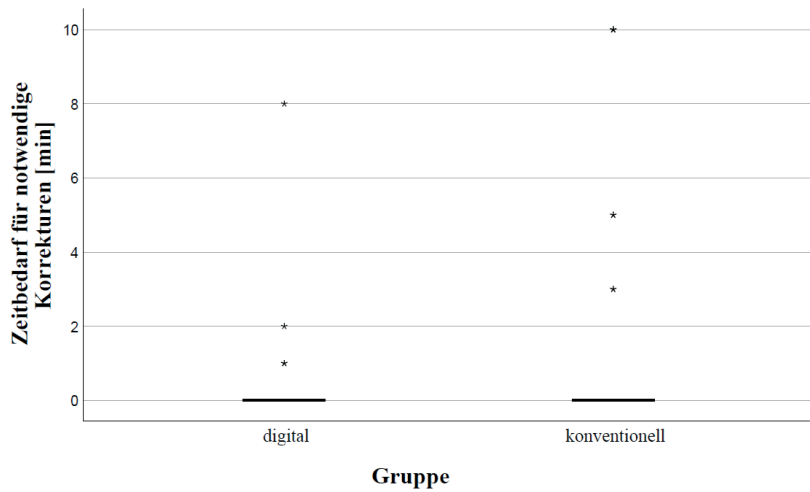


Abbildung 5.12: Box-Plot-Diagramm für den Zeitbedarf notwendiger Korrekturen in Minuten im klinischen Untersuchungsabschnitt.

Die Korrekturen, die vor dem Einsetzen der Stiftaufbauten erforderlich waren, zeigten anders als in den Laborversuchen keinen signifikanten Einfluss zwischen den Vergleichsgruppen (digital, konventionell) bezogen auf den zeitlichen Aufwand ( $p = 0,070$ ).

### 5.2.3 *Bewertung weiterer Einflussparameter des klinischen Untersuchungsabschnittes*

Im klinischen Untersuchungsabschnitt wurden zusätzlich die potenziellen Einflussfaktoren Zahnkategorie, Behandler und Aufbereitungslänge dokumentiert und ausgewertet. Die Tabellen mit den p-Werten der statistischen Tests sind aus Gründen der Übersichtlichkeit im Anhang in Kapitel 12.1.2 dargestellt.

### Einflussparameter und Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung

Der Einflussparameter Zahnkategorie zeigte bei einer der neun Messpositionen (koronal-oral) einen signifikanten Unterschied ( $p < 0,05$ ). Die geringste Abweichung wurde hierbei für die Gruppe „Prämolaren“ dokumentiert.

Ebenfalls zeigte der Parameter „Behandler“ dieser Messposition (koronal-oral) einen signifikanten Einfluss ( $p < 0,05$ ). Die geringeren Abweichungen wurden hierbei für die Gruppe „Zahnarzt“ dokumentiert.

### Einflussparameter und Ergebnisse des standardisierten Fragebogens

Die Zahnkategorie hatte in Bezug auf die Schwierigkeit der digitalen Abformung einen signifikanten Einfluss ( $p < 0,05$ ), wobei die Abformung von Prämolaren verglichen mit den anderen beiden Zahnkategorien als signifikant weniger fehleranfällig und vorhersehbarer durchzuführen bewertet wurde. Ein zusätzlicher Vergleich der drei Zahnkategorien (Frontzahn, Prämolar, Molar) wurde mittels Mann-Whitney-Test durchgeführt. Der Vergleich der Kategorien „Frontzahn“ und „Prämolar“ zeigte einen signifikanten Unterschied ( $p = 0,007$ ), wie auch der Vergleich der Kategorien „Molar“ und „Prämolar“ ( $p = 0,029$ ) mit einer weniger fehleranfälligen und vorhersehbareren Durchführbarkeit bei „Prämolaren“.

Der Einflussparameter „Behandler“ zeigte ebenfalls einen signifikanten Unterschied in Bezug auf die Schwierigkeit der digitalen Abformung ( $p < 0,05$ ). Die digitale Abformung war hierbei weniger fehleranfällig und vorhersehbarer durchzuführen, wenn der Wurzelkanal durch einen Zahnarzt und nicht durch einen Studierenden aufbereitet wurde. Bei der konventionellen Abformung zeigten die Werte auf der visuellen Analogskala keinen signifikanten Unterschied zwischen der Aufbereitung durch einen Zahnarzt oder einen Studierenden.

### 5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Abweichungen zwischen der digitalen und der konventionellen Stiftabformung zeigten sowohl in den Laborversuchen als auch bei der klinischen Untersuchung keinen signifikanten Unterschied im koronalen und mittleren Wurzelbereich.

Die Ergebnisse der apikalen Messpositionen zeigten dagegen signifikante Unterschiede. Die paarweisen Vergleiche zwischen den Abweichungen der drei Messpositionen zeigten in den Laborversuchen und im klinischen Untersuchungsabschnitt einen hoch signifikanten Unterschied zwischen den koronalen und apikalen Messpositionen ( $p < 0,001$ ), einen hoch signifikanten Unterschied zwischen den mittleren und apikalen Messpositionen in den Laborversuchen ( $p < 0,001$ ) sowie einen signifikanten Einfluss zwischen den mittleren und apikalen Messpositionen im klinischen Untersuchungsabschnitt ( $p = 0,002$ ). Somit muss die erste aufgestellte Nullhypothese, dass die drei Messpositionen der STL-Datensätze beider Abformmethoden keine signifikanten Unterschiede aufweisen, teilweise abgelehnt werden.

Durch den standardisierten Fragebogen wurde für die gefrästen Stiftaufbauten eine hoch signifikant bessere Passgenauigkeit in den Laborversuchen ( $p < 0,001$ ) und eine signifikant bessere Passgenauigkeit im klinischen Untersuchungsabschnitt ( $p = 0,005$ ) erhoben. Die Korrekturen, die in den Laborversuchen notwendig waren, um den Stiftaufbau in Sollposition zu bringen, waren für die gegossenen Stiftaufbauten signifikant höher ( $p = 0,005$ ) als für die gefrästen. Im klinischen Untersuchungsabschnitt wurde ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den Abformmethoden festgestellt, wobei die digitale Abformung weniger fehleranfällig und vorhersehbarer war als die konventionelle ( $p < 0,001$ ). Die zweite Nullhypothese, dass die Bewertung der gefrästen Stiftaufbauten mittels standardisierter Fragebögen sich nicht signifikant von der Bewertung der konventionell gegossenen Stiftaufbauten unterscheiden, muss ebenfalls teilweise abgelehnt werden.

Die Ergebnisse der Laborversuche zeigten für das verwendete CAD/CAM-Material verglichen mit den konventionell gegossenen Stiftaufbauten aus Nichtedelmetall einen signifikanten Unterschied bei der mechanischen Belastungsprobe ( $p = 0,014$ ). Die Überlebensrate nach fünf simulierten Jahren, bezogen auf die Retention der gefrästen Stiftaufbauten, lag mit 100 % höher als für die gegossenen (66,7 %). Nach adhäsiver Wiederbefestigung der dezementierten, gegossenen Stiftaufbauten lag die Überlebensrate

nach fünf simulierten Jahren ebenfalls bei 100 %, was die Überlegenheit der adhäsiven Befestigung unterstreicht.

In Bezug auf hinzugekommene Risse zeigten sich bei zwei der 15 gegossenen Stiftaufbauten eine Wurzelfraktur. In der Gruppe der gefrästen Stiftaufbauten zeigte sich keine Wurzelfraktur. Somit muss auch die dritte aufgestellte Nullhypothese, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den gefrästen und den gegossenen Stiftaufbauten bezogen auf das Wurzelfraktur- oder Retentionsverlustrisiko besteht, teilweise abgelehnt werden.

## 6 Diskussion

Im Nachfolgenden wird entsprechend der bisherigen Gliederung zunächst die Entwicklung des digitalen Workflows im Laborversuch (Kapitel 6.1) und anschließend die Übertragung der Methodik auf die klinische Situation (Kapitel 6.2) diskutiert.

### 6.1 Methodikdiskussion der Laborversuche

Um die Eignung des digitalen Workflows zur einzeitigen Versorgung mit einem individuellen Stiftaufbau zu untersuchen, wurden die Abweichungen beider Abformmethoden (konventionell und digital) verglichen und die Passgenauigkeiten der im jeweiligen Workflow hergestellten Stiftaufbauten bewertet. Darüber hinaus wurden sowohl die gegossenen als auch die CAD/CAM-gefrästen Stiftaufbauten anschließend im Kausimulator belastet. *Chen et al.* untersuchten ebenfalls zunächst in Laborversuchen die Anwendbarkeit eines Workflows zur Herstellung von CAD/CAM-gefertigten Stiftaufbauten und übertrugen diesen Herstellungsprozess auf zwei klinische Fallberichte.<sup>49</sup> Sie beschrieben, dass die angefertigten Stiftaufbauten den allgemein akzeptierten klinischen Voraussetzungen für diese Restaurationen entsprachen. Der von den Autoren vorgestellte Workflow eignete sich jedoch nicht für die *chairside* Herstellung von Stiftaufbauten, da der aufbereitete Wurzelkanal zunächst abgeformt und anschließend im zahntechnischen Labor digitalisiert wurde.<sup>49</sup>

#### 6.1.1 *Vorbereitung der extrahierten Zähne*

In der vorliegenden Studie wurden für die Laborversuche extrahierte humane Prämolaren verwendet. Die Lagerung der Zähne bis zur Verwendung in den Laborversuchen erfolgte in physiologischer Kochsalzlösung bei  $8\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$  im Kühlschrank. Diese Lagerbedingungen werden von mehreren Autoren angegeben.<sup>29, 49, 70, 110</sup> Ebenfalls wird die Verwendung von extrahierten Prämolaren in der Literatur bei ähnlichen Belastungsprüfungen beschrieben.<sup>11, 118, 281, 305</sup> Die Methodik der vorliegenden Studie ist folglich mit den bereits publizierten Ergebnissen vergleichbar und wissenschaftlich etabliert. Im Folgenden wird die Vorgehensweise der Probenherstellung für die klinische Belastungsprobe diskutiert und kritisch hinterfragt:

**Wurzelkanalbehandlung**

Die in der vorliegenden Studie verwendeten F360-Feilen zeigten in Laborversuchen eine zentrierte Aufbereitung unter Beibehaltung der Kanalkrümmung.<sup>38, 225</sup> *Karatas et al.* untersuchten die Dentinrissbildung bei Verwendung verschiedener maschineller Aufbereitungssysteme mit der geringsten Rissbildung bei F360 Feilen, die sich als einzige nicht signifikant von unaufbereiteten Zähnen unterschieden.<sup>125</sup> Durch die verwendete Zentralstiftmethode zur Wurzelfüllung wird darüber hinaus – verglichen mit der lateralen Kondensationstechnik – weniger Stress auf die Wurzelkanalwände ausgeübt.<sup>244</sup> Durch die Verwendung des F360 Aufbereitungssystems und der Zentralstiftmethode konnte die Gefahr einer Rissbildung, die die Ergebnisse der mechanischen Belastungsprobe der Stiftaufbauten im Kausimulator beeinflussen könnte, minimiert werden.

**Stiftaufbereitung**

Die Zahnkronen der wurzelkanalbehandelten Prämolaren wurden zwei Millimeter oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze unter Wasserkühlung mittels Tellerschleifmaschine abgetrennt. Dies ermöglichte die Simulation eines gleichmäßigen Zerstörungsgrades aller eingeschlossenen Zähne und wird von vielen Autoren in der Literatur für Laborversuche zu Stiftaufbauten beschrieben.<sup>29, 36, 124, 146</sup>

Die Stiftaufbereitung erfolgte maschinell mit dem Erlanger Wurzelstiftaufbausystem der ISO-Größe 90 bis auf zehn Millimeter Länge mit einer apikalen Restwurzelfüllung von mindestens fünf Millimetern. *Wegner et al.* stellten eine signifikant bessere Überlebensrate bei der Verwendung der Aufbereitungsgröße ISO 90 verglichen mit kleineren und größeren Durchmessern fest.<sup>291</sup> Auch die Frakturresistenz war bei dieser Größe signifikant höher<sup>281</sup> und wird als Aufbereitungsgröße in Laborversuchen von vielen Autoren beschrieben.<sup>29, 146, 192, 204</sup> Die Aufbereitungslänge von zehn Millimetern wird für CAD/CAM-gefertigte Stiftaufbauten<sup>29, 36, 246, 266</sup> wie auch bei der direkten Digitalisierung in der Literatur beschrieben.<sup>15, 110, 124, 179</sup>

### **6.1.2 Konventionelle Stiftabformung**

In der vorliegenden Studie wurde im konventionellen Herstellungsprozess die Monophasentechnik zur indirekten Stiftabformung genutzt.

Gegossene Stiftaufbauten, die mittels indirekter Abformmethode hergestellt wurden, zeigten bessere Überlebenszeiten als solche, bei denen die direkte Methode angewendet wurde.<sup>19</sup>

Aufgrund der materialspezifischen Hydrophilie in Verbindung mit der hohen Adhäsion wurde niedrigvisköses Polyether-Material zur Abformung des aufbereiteten Wurzelkanals verwendet.<sup>295</sup> *Tsintsadze et al.* verwendeten zur Herstellung CAD/CAM-gefertigter Stiftaufbauten ebenfalls die Monophasentechnik mit einem Polyether-Material und konnten hiermit sehr gute Ergebnisse erzielen.<sup>277</sup>

### **6.1.3 Digitale Stiftabformung**

Für die digitale Stiftabformung wurde immer dieselbe Soft- und Hardware des Intraoralscanners (*Primescan*) verwendet, um mögliche Abweichungen in den Ergebnissen auf die Vergleichsgruppen und nicht auf das Gerät selbst zurückführen zu können. Aus diesem Grund wurde im Untersuchungszeitraum auf eine Softwareaktualisierung verzichtet, da diese einen signifikanten Einfluss auf die Präzision einer digitalen Abformung haben kann.<sup>280</sup> Vor jedem Intraoralscan erfolgte darüber hinaus eine Kalibrierung der Aufnahmeeinheit mit der vom Hersteller vorgesehenen Kalibrierspitze, da auch dies einen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit der digitalen Abformung haben kann.<sup>212</sup>

Es wurden ausschließlich Segmentsscans des stiftaufbereiteten Zahnes durchgeführt, da durch die Verkürzung der Aufnahmezeit und der Scanstrecke die Abweichungen, die durch Überlagerung der von der Aufnahmeeinheit erzeugten Einzelbilder entstehen, auf ein Minimum reduziert werden.<sup>128, 288</sup> *Chen et al.* beschrieben im Laborversuch, dass eine Reduktion der Scanspanne auf drei Zähne einen signifikanten Einfluss auf die Richtigkeit und Präzision hat.<sup>48</sup> Die *Primescan* zeigte in diesem Versuch für den Scan des Gipsmodells mit drei Zähnen – verglichen mit einem anderen Intraoralscanner und zwei Laborscannern – die höchste Richtigkeit.<sup>48</sup>

Für den Segmentscan des stiftaufbereiteten Zahnes wurde der vom Hersteller empfohlene Scanpfad eingehalten, da hierfür die höchste Präzision und Genauigkeit beschrieben wurde.<sup>195</sup> Weiterhin zeigte der in dieser Studie verwendete Intraoralscanner die geringsten Abweichungen verglichen mit sieben anderen Intraoralscannern.<sup>75</sup>

Zum Zeitpunkt der Durchführung der Studie lagen keine wissenschaftlichen Daten für die optimalen Lichtverhältnisse während des Scanvorgangs für den Intraoralscanner *Primescan* vor. Aus diesem Grund wurden die Lichtverhältnisse entsprechend der etablierten Empfehlungen aus der Literatur für ein anderes Scansystem auf 500 Lux festgesetzt.<sup>13</sup> Eine neuere Laborstudie ergab, dass die Scanqualität für die *Primescan* hinsichtlich Richtigkeit, Genauigkeit und Dauer bei 10.000 Lux die besten Werte aufwies.<sup>190</sup> Nach Veröffentlichung dieser Daten wurde mittels digitalen Luxmeters (siehe Abbildung 4.6) versucht, den Wert von 10.000 Lux klinisch zu erreichen. Trotz Lupenbrillenbeleuchtung sowie angeschaltetem Decken- und Behandlungslichtes wurde lediglich ein Wert von 8.000 Lux außerhalb des Patientenmundes erreicht. Eine Beleuchtung von 10.000 Lux im Patientenmund erscheint deshalb als klinisch nicht realisierbar.

Vor dem Scanvorgang wurde der Zahn von außen mit einem Luftpüster getrocknet sowie der aufbereitete Wurzelkanal anschließend durch Papierspitzen. Das abzuformende Gebiet während des Scanvorgangs wurde mittels Dry Tips und Optragate trocken gehalten. Flüssigkeiten auf der Zahnoberfläche können zu Reflektionen und zu Dimensionsänderungen des Scan-Datensatzes führen.<sup>47, 128</sup> Diese Vorgehensweise ist klinisch etabliert und in der Literatur beschrieben.<sup>37, 216</sup>

Bisher wurden zwei Laborstudien publiziert, die die *Primescan* zur direkten Digitalisierung stiftaufbereiteter Zähne verwendeten.<sup>15, 146</sup> Klinische Daten sind bisher nicht publiziert worden.

#### **6.1.4 Materialauswahl**

Als Material für den konventionellen Herstellungsprozess der Stiftaufbauten wurde eine edelmetallfreie Legierung (*Wirobond C*) verwendet. Für den digitalen Herstellungsprozess wurde ein CAD/CAM-Block aus glasfaserverstärktem Kunststoff (*Trinia*) eingesetzt, bei dem die Fasern in multidirektionaler Richtung in gewebten Fasernetzen vorliegen.

Kobalt-Chrom-Legierungen zeigten sich in Laborversuchen korrosionsbeständiger als vergleichbare unedle Legierungen.<sup>171</sup> Kobalt-Chrom-Legierungen weisen zudem eine gute Biokompatibilität auf, sind nicht magnetisch und besitzen eine hohe Festigkeit.<sup>8</sup> Die hohe Festigkeit resultiert aus einem hohen Elastizitätsmodul (180 GPa für *Wiro-bond C*),<sup>24</sup> das deutlich über dem von Dentin liegt und einen Nachteil aller metallischen Stiftversorgungen darstellt.<sup>54, 191</sup>

Der glasfaserverstärkte CAD/CAM-Kunststoff *Trinia* zeigte in Laborversuchen eine Anisotropie mit signifikant höheren Werten bezüglich der Bruchzähigkeit und Biegefestigkeit des Materials bei Senkrechtbelastung der longitudinal angeordneten Fasern.<sup>265</sup> Die Belastung parallel zum Faserverlauf führte dagegen zum Bruch entlang der Matten. Bei senkrechter Belastung zeigte sich kein Bruch, sondern lediglich eine Dehnung mit Auffächerung.<sup>265</sup> Aufgrund dieser Ergebnisse wurden die Stiftaufbauten in der vorliegenden Studie im 45 ° Winkel gefräst, sodass die Belastung im Kausimulator im rechten Winkel auf die Glasfasermatten traf. *Ruschel et al.* verglichen die mechanischen Eigenschaften gefräster Stiftaufbauten aus einem ähnlichen CAD/CAM-Material und zeigten, dass die mechanischen Eigenschaften der gefrästen Stiftaufbauten signifikant von der Orientierung des Faserverlaufes zur Kraftachse abhängen.<sup>224</sup> Sie beschrieben darüber hinaus, dass der Faseranteil im Verhältnis zur Kunststoffmatrix nicht zu hoch sein darf, da die Bruchlinien hauptsächlich entlang der Faser-Matrixgrenzen verlaufen.<sup>224</sup> Der um fast 20 % geringere Glasfaseranteil von *Trinia*, verglichen mit dem von *Ruschel et al.* verwendeten CAD/CAM-Material, wurde in einer materialwissenschaftlichen Vergleichsstudie beschrieben.<sup>23</sup> Folglich eignet sich *Trinia* bezüglich der nominellen Materialeigenschaften sehr gut für die Herstellung von Stiftaufbauten.

*Suzaki et al.* verwendeten *Trinia* zur Herstellung gefräster Stiftaufbauten im Laborversuch mit einem zur Zahnachse parallelen Faserverlauf und einer Aufbereitungslänge von zehn Millimetern.<sup>266</sup> Sie beschrieben *Trinia* als überlegenes Restaurationsmaterial, vorausgesetzt man beachtet die Belastungsrichtung in Bezug zum Faserverlauf.<sup>266</sup> Darüber hinaus wird eine sehr geringe Wasserabsorptionsrate von 0,03 % beschrieben, was speziell bei der Herstellung von Stiftaufbauten entscheidend ist, da ein Quellen des Materials zu Spannungen in der Wurzel führen und die Gefahr von Wurzelfrakturen erhöhen würde.<sup>77</sup> Zusätzlich liegt das Elastizitätsmodul von *Trinia* mit 18,8 GPa<sup>276</sup> nahe dem von Dentin.<sup>226</sup> Die damit verbundene gleichmäßigere Kraftverteilung auf das Wurzelentin minimiert das Risiko von Wurzelfrakturen.<sup>54, 266</sup> Die Versorgung eines Zahnes

mit einem individuellen Stiftaufbau und einem glasfaserverstärkten Kunststoff ist ausschließlich durch einen CAD/CAM-Workflow umsetzbar, da dieses Material nur gefräst werden kann.

Die Befestigung der Stiftaufbauten in der vorliegenden Studie erfolgte für die konventionell gegossenen Stiftaufbauten mit Glasionomerzement (*Ketac Cem*) und für die digital gefrästen Stiftaufbauten adhäsiv (PANAVIA V5). Eine Ausnahme stellten fünf der gegossenen Stiftaufbauten dar, die sich während der Kausimulation dezementierten. Diese wurden nach Reinigung ebenfalls adhäsiv wiederbefestigt und erneut thermozyklischer Wechsellast unterzogen. Entscheidend bei der Frage der Befestigungsmethode war das Stiftmaterial, sodass die Stiftaufbauten aus *Trinia* gemäß Herstellerangaben immer adhäsiv befestigt wurden.<sup>275</sup> Dieses Vorgehen wird ebenso in der Literatur beschrieben, sodass bei Verwendung faserverstärkter Kunststoffe in der Literatur eine adhäsive Befestigung beschrieben wurde.<sup>71, 79, 148, 266, 277</sup> Die als Kontrollgruppe eingesetzten gegossenen Stiftaufbauten aus Kobalt-Chrom-Legierung werden bei guter Passung im klinischen Alltag im konventionellen Workflow mit Glasionomerzement zementiert, sodass dies ebenfalls für die Laborversuche angewendet wurde. In der Literatur beschriebene CAD/CAM-gefräste Stiftaufbauten aus Kobalt-Chrom-Legierungen sowie im Laser-Sinter-Verfahren hergestellte Stiftaufbauten aus diesem Material wurden in Laborversuchen sowohl konventionell<sup>110</sup> als auch adhäsiv befestigt.<sup>147, 149</sup> *Campanella et al.* stellten einen metallischen Stiftaufbau mittels digitalen Herstellungsprozesses her und setzten den gefrästen Stiftaufbau klinisch konventionell mit Glasionomerzement ein.<sup>41</sup> Neuere Studien beschreiben auch bei metallischen Stiftaufbauten eine adhäsive Befestigung,<sup>10, 11, 122, 149, 270</sup> sodass auch die adhäsive Rezementierung der gegossenen Stiftaufbauten wissenschaftlich diskutiert werden kann.

### **6.1.5 Stiftdesign und Stiftherstellung**

Das Stiftaufbaudesign war für beide Herstellungsarten (konventionell und digital) gleich und wurde mittels hergestellter Prototypen gewährleistet (siehe Abbildung 4.4). Auch *Teixeira et al.* stellten einen Prototyp für die Standardisierung des Stiftaufbaus im Laborversuch her.<sup>270</sup> Das resultierende Verhältnis von Stift- und Aufbauanteil lag mit zehn und fünf Millimetern bei 2:1. Dieses Verhältnis wurde ebenfalls von *Zicari et al.* im Laborversuch verwendet.<sup>304</sup> Die Herstellung aller konventionell gegossenen Stiftaufbau-

ten erfolgte im zahntechnischen Labor immer durch den gleichen Zahntechniker (T. L.). Sämtliche Stiftaufbauten der digitalen Vergleichsgruppe wurden von nur einer Prüfzahnärztin (L. B.) designt und gefräst. Somit konnte ein einheitliches Vorgehen in beiden Workflows gewährleistet werden.

In Vorversuchen wurden Stiftaufbauten mit verschiedenen Zementspaltgrößen gefräst und am Patienten anprobiert. Die besten Ergebnisse zeigten sich bei einem eingestellten Fräsparameter von 40  $\mu\text{m}$ . In der Literatur variieren die Werte hierfür zwischen 5  $\mu\text{m}$  und 80  $\mu\text{m}$ , wobei die Datenlage für die entstehende Friktion sehr inhomogen ist.<sup>15, 110, 146</sup>

Die Herstellungsdauer unterschied sich in beiden Gruppen deutlich, da durch die einzuhaltenden Abbindezeiten des Gipses und der Einbettmasse mindestens drei Tage benötigt wurden. Der Fräsvorgang der glasfaserverstärkten Stiftaufbauten dagegen benötigte zwischen drei und zwölf Minuten, womit der gesamte Herstellungsprozess von der digitalen Abformung über die Konstruktion bis zum Ausarbeiten weniger als 20 Minuten dauerte. Dieser zeitliche Vorteil ermöglicht die Versorgung mittels individuellen Stiftaufbaus in nur einer Behandlungssitzung.<sup>301</sup>

### **6.1.6 Mechanische Belastungsprobe im Laborversuch**

Zähne und deren Restaurationen sind im klinischen Gebrauch kontinuierlichen Belastungen durch Kaubewegungen und Parafunktionen ausgesetzt.<sup>11</sup> Das feuchte Milieu und die wechselnden Temperaturen innerhalb der Mundhöhle beeinträchtigen die Befestigung der Stiftaufbauten wie auch das Stiftmaterial selbst.<sup>59, 205</sup> Deshalb ist die Simulation der klinischen Situation durch einen Kausimulator, bezogen auf Materialermüdung und Erprobung neuer Techniken, essentiell.<sup>11</sup> Obwohl keine standardisierte Vorgehensweise zur Überprüfung der klinischen Eignung im Laborversuch vorliegt,<sup>221</sup> werden Kausimulatoren vielfach in der Literatur verwendet.<sup>11, 204, 252, 281</sup> *Zhou* und *Wang* untersuchten drei verschiedene in vitro Testungen und verglichen diese mit klinischen Überlebensdaten.<sup>303</sup> Sie analysierten die thermozyklische Wechsellast, die statische Belastungsprüfung und eine statische Prüfung mit gesteigerter Kraftanwendung und schlussfolgerten, dass die thermozyklische Wechsellast der klinischen Belastung am nächsten kommt.<sup>303</sup>

*Rosentritt et al.* postulierten, dass eine Simulation des parodontalen Ligaments bei thermozyklischer Wechselbelastung notwendig ist, da durch den Verzicht hierauf eine dreifach geringere Bruchanfälligkeit resultierte, die nicht mit der klinischen Situation vergleichbar ist.<sup>221</sup> Die Dicke des parodontalen Ligaments variiert zwischen 0,1 und 0,4 mm.<sup>64</sup> Um eine gleichmäßige Schichtdicke zu gewährleisten, wurde in der vorliegenden Studie ein elektrischer Schrumpfschlauch verwendet, der über die Zahnwurzeln gestülpt und anschließend auf die Wurzeloberfläche aufgeschrumpft wurde. Laut Herstellerangaben beträgt die Dicke des Schlauches 0,2 mm sowie im geschrumpften Zustand 0,4 mm und entspricht damit der Stärke des parodontalen Ligamentes. Die mechanischen Eigenschaften, die der Hersteller in dem technischen Datenblatt angegeben hat,<sup>243</sup> sind darüber hinaus mit den Werten, die für das parodontale Ligament in der Literatur beschrieben sind, vergleichbar.<sup>52, 203, 294</sup> Andere Autoren verwendeten Abformmaterialien wie Polyvenylsiloxan<sup>36, 266</sup> oder Polyether<sup>79, 127</sup>, die in der Dicke dem parodontalen Ligament entsprachen, nicht aber in deren mechanischen Eigenschaften. Um eine möglichst realistische Simulation des parodontalen Ligamentes zu verifizieren, wurden in dieser Studie die Proben mittels Periotest überprüft. Es wurden ausschließlich Zähne mit einem Lockerungsgrad von 0 (Werte zwischen -08 und +09)<sup>101</sup> in die Untersuchung einbezogen. Es bleibt jedoch festzuhalten, dass auch diese Simulation des parodontalen Ligamentes nur eine Annäherung an die intraorale Situation darstellt, jedoch wurde nach bestem Wissen der Autorin bisher keine realistischere Methode in der Literatur beschrieben. Dies sollte Ziel zukünftiger Studien sein, um die präklinische Materialforschung im Kausimulator noch aussagekräftiger zu machen.

Viele Autoren führten aufgrund der positiven Effekte des Ferrule-Effektes die Ermüdungs- und Belastungstests von Stiftaufbauten mit Kronenversorgungen durch.<sup>11, 36, 115, 127, 194</sup> In der vorliegenden Studie wurde bewusst darauf verzichtet, um den direkten Einfluss auf das Material zu untersuchen. *Bilgin et al.*, *Eid et al.*, *Falcão Spina et al.* und *Teixeira et al.* führten ebenfalls Ermüdungs- und Belastungstests ohne Kronenversorgungen mit Ferrule-Effekt durch.<sup>28, 69, 79, 270</sup>

In der vorliegenden Studie wurden alle 30 Prüfkörper mit thermozyklischer Wechsellast für jeweils 1,2 Millionen Zyklen pro Prüfkörper belastet. Diese Zyklenanzahl simuliert eine ungefähre Belastungsdauer von fünf Jahren.<sup>223</sup> Die Anzahl von 240.000 Zyklen entspricht demnach einer Simulation der klinischen Belastung von einem Jahr. *Altinchi et al.* verglichen ebenfalls CAD/CAM-gefräste Stiftaufbauten aus faserverstärktem

Kunststoff (*Trinia*) mit konventionell gegossenen Stiftaufbauten und unterzogen sie einer thermozyklischen Wechsellast.<sup>11</sup> Sie nutzten den gleichen Kausimulator wie in der vorliegenden Studie (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.8; SD Mechatronik GmbH) mit ebenfalls 1,2 Millionen Zyklen bei Temperaturen von 5 °C und 55 °C.<sup>11</sup>

Die Bewertung nach thermozyklischer Wechselbelastung erfolgte in der vorliegenden Studie sowohl äußerlich durch lichtmikroskopische Analyse zur Detektion von Frakturen als auch röntgenologisch, um Stiftfrakturen ausschließen zu können. *Iemsaengchai-rat* und *Aksornmuang* belasteten CAD/CAM-gefräste und konventionell gegossene Stiftaufbauten thermozyklisch und untersuchten die Proben ebenfalls visuell auf Rissbildungen und nutzten die röntgenologische 2D-Untersuchung zur Detektion von Stiftfrakturen.<sup>115</sup>

## 6.2 Methodikdiskussion der klinischen Untersuchung

### 6.2.1 Versuchsaufbau der klinischen Versuche

Der in den Laborversuchen entwickelte Workflow wurde anschließend auf die klinische Situation übertragen. Im Folgenden wird aus Gründen der Übersichtlichkeit ausschließlich auf die Unterschiede zwischen beiden Untersuchungsabschnitten eingegangen.

Die gefrästen Stiftaufbauten wurden nicht eingesetzt, sondern lediglich anprobiert. Somit lag der Fokus des klinischen Untersuchungsabschnittes auf der klinischen Durchführbarkeit des digitalen Workflows, der Bewertung der Passgenauigkeiten der Stiftaufbauten beider Herstellungsarten sowie auf der Auswertung von Abweichungen beider Abformmethoden, da eine gute Passgenauigkeit die Voraussetzung für den klinischen Erfolg individueller Stiftaufbauten darstellt.

Aufgrund der individuellen Anatomie humaner Zähne, deren unterschiedlichem Zerstörungsgrad und der damit verbundenen variierenden Aufbereitungslänge sowie der Stiftaufbereitung durch verschiedene Behandler unterschieden sich die aufbereiteten Zähne voneinander. Eine standardisierte Vorgehensweise wurde jedoch durch das verwendete, gleiche Stiftaufbereitungssystem sowie einheitliche Aufbereitungsrichtlinien gewährleistet.<sup>19</sup> Zudem wurden alle Aufbereitungen durch dieselbe Prüfzahnärztin (L. B.) kontrolliert und alle weiteren Schritte der Stiftaufbauerstellung ebenfalls nur durch dieselbe Prüfzahnärztin durchgeführt. Der Einfluss der verschiedenen Aufbereitungslängen,

der unterschiedlichen Zahnkategorien und Behandler wurde als zusätzlicher Einflussparameter statistisch analysiert.

### **6.2.2 Datenerhebung anhand des Fragebogens**

Um die Abformmethoden und die Passgenauigkeiten der Stiftaufbauten beider Herstellungsarten bewerten zu können, wurde ein Fragebogen entwickelt und die Daten damit standardisiert erhoben (siehe Anhang 12.5). Hierbei handelt es sich um eine etablierte Methode zur Datenerhebung bei klinischen Beobachtungsstudien, die von vielen Autoren verwendet wurde.<sup>104, 196</sup> Die in der vorliegenden Studie verwendete visuelle Analogskala (VAS) wurde 1921 durch *Hayes* und *Patterson* entwickelt<sup>297</sup> und ist als Bewertungsmaßstab in klinischen Studien weit verbreitet.<sup>32, 126</sup> Durch die fehlende Skalierung sind kleinste Unterschiede im Gegensatz zu Ordinalskalen feststellbar.<sup>2</sup>

Die Objektivierbarkeit ist bei Fragebögen im Allgemeinen kritisch zu betrachten. Um dieser Problematik zu begegnen, wurden die Bewertungen aller Stiftaufbauten in beiden Studienabschnitten von nur einer Prü fzahnärztin (L. B.) durchgeführt. Durch dieses Vorgehen konnten einheitliche Bewertungsstandards gewährleistet werden.<sup>99</sup>

Zur Validierung der Daten wurde im Rahmen der Studienplanung die Bewertung durch mehrere Prü fzahnärzte diskutiert. Da die Verfügbarkeit der immer gleichen Untersucher im klinischen Ablauf nicht gewährleistet werden konnte, wurde aus Praktikabilitätsgründen hiervon Abstand genommen. Stattdessen erfolgte eine initiale Eigenkalibrierung. Hierzu nutzte die Prü fzahnärztin (L. B.) in Vorversuchen 10 Zähne mit gegossenen ( $n = 5$ ) und gefrästen ( $n = 5$ ) Stiftaufbauten an aufeinanderfolgenden Tagen über einen Zeitraum von zwei Wochen. Die erreichte Reproduzierbarkeit nach abgeschlossener Kalibrierung betrug  $5 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$  auf der visuellen Analogskala (VAS). Durch die notwendige visuelle Überprüfung der Passgenauigkeit war eine Verblindung nicht möglich.

### **6.2.3 Überlagerung der STL-Datensätze**

Für die Messung der Abweichungen zwischen digitaler und konventioneller Stiftabformung mussten die STL-Datensätze digital überlagert werden. Die digitale Abformung wurde mit dem Intraoralscanner *Primescan* durchgeführt, die konventionelle Abfor-

mung mit einem Polyether-Material, die mit Superhartgips ausgegossen wurde. Die Gewinnung der Datensätze beider Herstellungsarten (konventioneller und digitaler *chairside* Workflow) erfolgte mit demselben Intraoralscanner (*Primescan*) durch dieselbe Prüfzahnärztin (L. B.). Hierdurch wurden geräte- und anwenderabhängige Abweichungen minimiert. *Keul* und *Güth* digitalisierten ebenfalls mit der *Primescan* die intraorale Situation am Patienten und das Gipsmodell einer konventionellen Abformung.<sup>129</sup> Beide durch den Intraoralscanner erzeugten STL-Datensätze wurden in einer externen Analysesoftware überlagert.<sup>129</sup> *Schlenz et al.* untersuchten die Genauigkeit der *Primescan* mit der von Gipsmodellen, die anhand von Polyether-Abformungen ausgegossen wurden.<sup>231</sup> Sie stellten fest, dass die Ergebnisse beider Herstellungswege nicht signifikant voneinander abwichen und diese somit vergleichbar waren.<sup>231</sup> Die Überlagerung beider Datensätze in der externen Analysesoftware (*GOM Inspect*) erfolgte über den aufbereiteten Zahn mittels Best-Fit Algorithmus. Die Best-Fit-Überlagerung nutzt einen Algorithmus, der die STL-Datensätze automatisch so überlagert, dass mittelwertig die geringste Abweichung resultiert.<sup>215</sup> Viele Autoren nutzten diesen Algorithmus zur objektiven Messung von Abweichungen verschiedener Abformmethoden.<sup>123, 130, 145, 146</sup> *O'Toole et al.* untersuchten die Genauigkeit der Überlagerung zweier Datensätze mittels Best-Fit Algorithmus, einer Dreipunktüberlagerung und scanübergreifendem gleichen Koordinatensystem.<sup>189</sup> Die Überlagerung über das scanübergreifend gleiche Koordinatensystem zeigte die geringsten Überlagerungsabweichungen, ist jedoch klinisch durch fehlende Referenzstrukturen nicht umsetzbar. Die Verwendung des Best-Fit Algorithmus führte – verglichen mit der Dreipunktüberlagerung – zu geringeren Abweichungen.<sup>189</sup> Zu diesem Ergebnis kamen ebenfalls *Revilla-León et al.*, die die höchste Richtigkeit und Präzision für die Überlagerung mittels Best-Fit feststellten.<sup>215</sup> Da der entwickelte Workflow auf die klinische Situation übertragbar sein sollte, stellte die Überlagerung mittels Best-Fit Algorithmus die Methode der Wahl in dieser Studie dar. *Memmito et al.* beschrieben in einer klinischen Studie signifikant bessere Ergebnisse bei der Überlagerung von Zahnhartsubstanz als über die bewegliche Schleimhaut.<sup>170</sup> Außerdem kommt es bei der konventionellen Abformung zur Kompression der Schleimhaut, wodurch sich diese als Referenzobjekt nicht eignet.<sup>170</sup> Aus diesen Gründen wurden ausschließlich die aufbereiteten Zähne mittels Best-Fit Algorithmus überlagert. *Schlenz et al.* überlagerten in einer externen Analysesoftware (*GOM Inspect*) ebenfalls ausschließlich über die Zahnhartsubstanz.<sup>232</sup>

### 6.3 Statistische Auswertung

#### Statistische Auswertung der Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung

Die im Folgenden genannten Tests wurden für die Laborversuche ( $n = 15$ ) und den klinischen Untersuchungsabschnitt ( $n = 30$ ) gleichermaßen durchgeführt. Zunächst wurde mithilfe einer zweifaktoriellen ANOVA mit den beiden Faktoren Messposition (koral, Mitte, apikal) und Vorzeichen (positiv, negativ) die Fragestellung analysiert, ob die positiven Abweichungen signifikant größer oder kleiner waren als die negativen. In der Interaktion Messposition mal Vorzeichen wurde geprüft, ob der Zusammenhang Messposition und die Höhe der absoluten Abweichung bedeutend vom Vorzeichen abhängt. Beides war nicht der Fall. Deshalb konnte das Vorzeichen aus allen folgenden Analysen herausgelassen werden. Es wurde ein einfaktorielles Modell gerechnet. Als abhängige Variable wurden die absoluten Abweichungen modelliert. Da diese sehr schief verteilt waren, wurden sie vor Analyse mittels natürlichen Logarithmus transformiert. Dadurch wurden eine weitgehende Normalverteilung sowie Varianzhomogenität im Modell erreicht. Drei Beobachtungen fielen bei der Transformation heraus, da diese keine Abweichungen aufwiesen und der Logarithmus von Null nicht definiert ist. Für die Analyse der Fragestellung bezüglich der Vorzeichen (negativ, positiv) war dies unbedeutend, sodass eine zweifaktorielle ANOVA angewendet werden konnte, um den Faktor zu interpretieren. Für die Fragestellung „Messposition“ war das Herausfallen der drei Werte ungünstig. Da sich der Faktor „Vorzeichen“ ohnehin als nicht informativ erwies, konnte ein einfaktorielles Modell mit Messposition angewendet werden. Es wurde ein Mediantest gerechnet. Als abhängige Variable bei der Berechnung des Mediantests des Faktors Messposition wurden die untransformierten Werte (Absolutwerte) verwendet. Da die Daten deutlich schief verteilt waren und eine erhebliche Varianzheterogenität vorlag, wurde der Mediantest verwendet und nicht die ANOVA nach Kruskal-Wallis als Alternative. Der Kruskal-Wallis-Test hat die Testvoraussetzung, dass die Verteilungen der drei Gruppen ähnlich sind. Dies war hier verletzt mit deutlich größeren Streuungen im apikalen Bereich. Für die Abweichungen im apikalen Bereich wurde der Median mit Standardabweichung angewendet.

*Moustapha et al.* nutzten Mittelwerte mit Standardabweichungen zur Untersuchung der Zementspaldicke von CAD/CAM-Stiftaufbauten, die mittels direkter und indirekter Technik hergestellt wurden.<sup>179</sup> Wie in der vorliegenden Studie unterteilten sie dafür den

Wurzelkanal in definierte Messpositionen. Vorzeichen wurden nicht erhoben, da die Zementspaltdicke untersucht wurde, nicht aber die Abweichungen der verschiedenen Abformverfahren.<sup>179</sup>

### Statistische Auswertung des standardisierten Fragebogens

Durch die unterschiedliche Datenstruktur der Laborversuche und des klinischen Untersuchungsabschnittes werden diese im Folgenden getrennt diskutiert. In den Laborversuchen bestand eine Unabhängigkeit der Daten, da für jeden Zahn (n = 30) entweder ein konventionell gegossener Stiftaufbau (n = 15) oder ein digital gefräster Stiftaufbau (n = 15) hergestellt wurde. Im klinischen Untersuchungsabschnitt hingegen wurde für jeden Zahn (n = 30) ein konventionell gegossener Stiftaufbau und ein digital gefräster Stiftaufbau angefertigt und anprobiert, sodass die erhobenen Werte pro Zahn jeweils abhängig waren.

### *Laborversuche*

Die Daten der Laborversuche betrachteten die digitale Gruppe getrennt von der konventionellen. Bei den Werten der visuellen Analogskala (Schwierigkeit der Abformung, Passgenauigkeit, Friktion) und den Angaben in Minuten (Zeitbedarf für notwendige Korrekturen vor dem Einsetzen) wurde die Varianzhomogenität der Residuen durch einen Levene-Test überprüft. Der Levene-Test wird als Standardtest zur Analyse der Varianzhomogenität der verwendeten Software angewendet und wird ebenfalls in der Literatur von mehreren Autoren verwendet.<sup>15, 36, 79, 115, 199</sup> Aufgrund der Unabhängigkeit der Daten, jedoch deutlicher Varianzheterogenität, unterschiedlicher Verteilungsformen der Gruppen, erheblicher Ausreißer und einer teilweise schiefen Verteilung wurde der verteilungsfreie Mediantest verwendet. Für die binären Variablen des Fragebogens (eindeutige Fixierung, notwendige Korrekturen) wurde aufgrund der Unabhängigkeit der Daten und der kleinen Zellbesetzung der Chi-Quadrat-Test (Fishers exakter Test) durchgeführt.

*Klinischer Untersuchungsabschnitt*

Bei den Daten des klinischen Untersuchungsabschnittes bestand eine Abhängigkeit, sodass hinsichtlich der gepaarten Stichproben der Wilcoxon-Test für die Werte der visuellen Analogskala (Schwierigkeit der Abformung, Passgenauigkeit, Friktion) angewendet wurde. Für den Vergleich der beiden Herstellungsarten wurde im klinischen Test der Wilcoxon-Test und nicht der t-Test für verbundene Stichproben gewählt, da die Differenzvariablen teils erhebliche Ausreißer aufwiesen. Die Voraussetzungen der symmetrischen Verteilungsform der gepaarten Messungen waren für die Angaben der notwendigen Korrekturen in Minuten nicht gegeben, weshalb der Vorzeichentest für dieses Bewertungskriterium gewählt wurde. Für die binären Variablen des Fragebogens (eindeutige Fixierung, notwendige Korrekturen) wurde aufgrund der Abhängigkeit der Daten und der kleinen Zellbesetzung der McNemar-Test (exakter Test) angewendet.

Für die statistische Auswertung der zusätzlichen Einflussparameter, bezogen auf die Bewertungskriterien des Fragebogens (Schwierigkeit der Abformung, Passgenauigkeit, Friktion, Zeitbedarf für notwendige Korrekturen in Minuten) im klinischen Untersuchungsabschnitt, wurde für den Parameter „Behandler“ aufgrund der dichotomen Ausprägungen (Student, Zahnarzt) der Mann-Whitney-Test angewendet, da die Daten deutlich von einer Normalverteilung abwichen (schiefe Verteilung mit Ausreißern).

Die „Zahnkategorie“ hingegen mit drei Ausprägungen (Frontzahn, Prämolare, Molare) wurde mittels Kruskal-Wallis-Test auf signifikante Unterschiede hin untersucht. Dieser Test, auch als „nichtparametrische ANOVA“ bezeichnet, befolgt die ANOVA-Logik und analysiert zunächst ein Vorhandensein signifikanter Unterschiede zwischen allen drei Kategorien. Bei Feststellung signifikanter Unterschiede wurden diese paarweise mit Mann-Whitney-Tests geprüft, um zu ermitteln, welche der Kategorien sich von welcher unterschieden. In der vorliegenden Studie wurde ein signifikanter Unterschied bei der Schwierigkeit der Abformung für die Zahnkategorien festgestellt, sodass mit anschließendem Mann-Whitney-Test drei paarweise Vergleiche zwischen den einzelnen Zahnkategorien durchgeführt wurden. *Sipahi et al.* und *Hendi et al.* verwendeten ebenfalls bei ihren Studien zu CAD/CAM-gefrästen Stiftaufbauten dieses Vorgehen zur Ermittlung signifikanter Unterschiede mittels Kruskal-Wallis-Test mit anschließendem Mann-Whitney-Test, um einzelne Gruppen miteinander zu vergleichen.<sup>110, 246</sup> Für die nominalskalierten Variablen (eindeutige Fixierung, notwendige Korrekturen), wurde nur in einem Fall keine eindeutige Fixierung festgestellt, sodass auf einen statistischen

Test verzichtet wurde. Die Anzahl der notwendigen Korrekturen war ausgeglichen, so dass auch in diesem Fall kein statistischer Test durchgeführt wurde.

Alle Bewertungskriterien des Fragebogens in Bezug auf die Aufbereitungslänge wurden dem Spearman-Rho-Test unterzogen. Dieser Test kann zwischen zwei intervallskalierten oder ordinalskalierten Variablen als auch bei der Frage, ob sich zwei Gruppen in Bezug auf eine ordinale oder intervallskalierte Variable unterscheiden, verwendet werden. Der Spearman-Rho-Test ist im Gegensatz zur Pearson Korrelation robust gegen Verletzungen von Voraussetzungen, insbesondere gegen Ausreißer und moderate Nicht-linearität.

#### Statistische Auswertung nach Belastung im Kausimulator

Die Belastungen im Kausimulator wurden ausschließlich im Laborversuch ( $n = 15$ ) durchgeführt. Die statistische Auswertung nach thermozyklischer Wechsellast, bezogen auf hinzugekommene Risse und Dezementierungen, wurde mittels Chi-Quadrat-Test (Fishers exakter Test) aufgrund der kleinen Zellbesetzung durchgeführt. *Pang et al.* nutzten ebenfalls den Chi-Quadrat-Test nach angewendeter Ermüdungslast, um die Frakturmuster statistisch zu untersuchen.<sup>194</sup> Die Überlebensrate wurde mittels Kaplan-Meier-Kurve graphisch dargestellt. Zur Veranschaulichung von Überlebenszeiten ist dies eine etablierte Form der Veranschaulichung für klinische Studien, aber auch für Laborstudien. *Altinchi et al.* stellten die Ergebnisse der thermozyklischen Wechsellast von konventionell gegossenen und CAD/CAM-gefrästen Stiftaufbauten mittels Kaplan-Meier-Kurve graphisch dar.<sup>11</sup> *Ying et al.* nutzten die Kaplan-Meier-Kurve zur graphischen Darstellung der klinischen Überlebenszeiten digital hergestellter Zirkoniumdioxid-Stiftaufbauten in einem Zeitraum von sechs Jahren.<sup>298</sup>

## 6.4 Ergebnisdiskussion

Aufgrund der weitgehenden Übereinstimmung der Ergebnisse zwischen den Laborversuchen und der klinischen Untersuchung werden die Ergebnisse aus Gründen der Übersichtlichkeit gemeinsam diskutiert. Darüber hinaus ist ein Vergleich mit klinischen Untersuchungen schwierig, da bisher lediglich eine klinische Studie für individuelle CAD/CAM-gefertigte Stiftaufbauten publiziert wurde.<sup>298</sup> Die meisten Autoren be-

schreiben digital hergestellte Stiftaufbauten anhand von Fallberichten, bei denen der Fokus auf der Durchführbarkeit lag, jedoch wurde keine strukturierte Evaluierung der Passgenauigkeit anhand eines größeren Patientenkollektivs untersucht.<sup>16, 41, 49, 78, 80, 136, 143, 148, 258</sup> Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um die erste Untersuchung, in der ein digitaler *chairside* Workflow zur Herstellung von individuellen Stiftaufbauten entwickelt und anhand eines Patientenkollektivs auf seine klinische Anwendbarkeit überprüft wurde.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie lassen sich daher nur bedingt mit den Ergebnissen anderer Autoren vergleichen, da der Versuchsaufbau, das Material und der verwendete Scanner variieren.<sup>7</sup> Dennoch soll versucht werden, die Ergebnisse mit denen anderer Studien in Bezug zu setzen.

#### Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung

Die mittlere Differenz zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung in Bezug auf die Aufbereitungslänge betrug in den Laborversuchen der vorliegenden Studie 113,7 µm. Die Abweichungen bezüglich der Aufbereitungslänge im klinischen Untersuchungsabschnitt lagen im Median bei 161,1 µm. *Pinto et al.* untersuchten in Laborversuchen die Abweichungen von Stiftaufbauten bei einer Aufbereitungslänge von 8,5 mm – 9,8 mm.<sup>202</sup> Sie beschrieben, dass die direkte Digitalisierung des Wurzelkanallumens mittels Intraoralscanner im Durchschnitt eine um 1,83 mm kürzere Darstellungstiefe ergab als die indirekte konventionelle Stiftabformung. Die Autoren verwendeten jedoch ein älteres Intraoralscannersystem als in der vorliegenden Studie.<sup>202</sup> *Leven et al.* stellten mit der neuesten Generation des Intraoralscanners *Trios 4* eine um das Zehnfache geringere Abweichung in Laborversuchen fest<sup>146</sup> als die von *Pinto et al.* gemessenen Werte.<sup>202</sup> *Elter et al.* stellten bei einer Aufbereitungslänge von zehn Millimetern eine apikale Abweichung von 357,1 µm für die *Primescan* verglichen mit einer konventionellen Abformung fest.<sup>74</sup> Ein Grund für die höheren Abweichungen im Vergleich zu den vorliegenden Ergebnissen könnte die Umgebungsbeleuchtung während der digitalen Abformung sein. *Ochoa-Lopez et al.* beschrieben, dass dies bei Verwendung der *Primescan* einen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit hat.<sup>190</sup> *Elter et al.* beschrieben die Umgebungsbeleuchtung in ihrer Publikation nicht näher. *Mostafa et al.* unterteilten den Wurzelkanal in einen koronalen, einen mittleren und einen apikalen Anteil zur Untersuchung der Zementspaltdicke.<sup>178</sup> Die von den Autoren beschriebene, voll digi-

tale Technik mittels Intraoralscanner zeigte bei einer Aufbereitungslänge von 9 mm eine Zunahme des Zementspaltes von koronal nach apikal.<sup>178</sup> Die Ergebnisse sind jedoch ebenfalls aufgrund des von *Mostafa et al.* verwendeten älteren Systems nur bedingt mit der vorliegenden Studie vergleichbar. Eine Zunahme der Abweichung, wenn auch in deutlich kleinerem Umfang, konnte jedoch auch in den vorliegenden Ergebnissen gezeigt werden. *Leven et al.* verglichen die Abformgenauigkeit des Intraoralscanners (*Primescan*) mit Micro CT-Daten an stiftaufbereiteten Zähnen und überlagerten diese in einer externen Analysesoftware (*GOM Inspect*).<sup>146</sup> Die Ergebnisse sind vergleichbar mit denen der vorliegenden Studie und zeigen ebenfalls höhere Abweichungen im apikalen Anteil verglichen mit den mittleren und koronalen Messpositionen.<sup>146</sup>

### Ergebnisse des standardisierten Fragebogens

*Campanella et al.* stellten – wie auch in der vorliegenden Studie – zwei Stiftaufbauten her, wobei jeweils einer auf Grundlage einer konventionellen Abformung und anhand der Digitalisierung dieser Abformung hergestellt wurde.<sup>41</sup> Drei Behandler bewerteten anschließend die Passgenauigkeit im Wurzelkanal und gaben bessere Werte für die digital hergestellten Stiftaufbauten an.<sup>41</sup> Dies entspricht den Ergebnissen der vorliegenden Studie, bei der sowohl in den Laborversuchen als auch im klinischen Untersuchungsabschnitt für die digital hergestellten Stiftaufbauten eine signifikant bessere Passgenauigkeit festgestellt wurde. Im klinischen Untersuchungsabschnitt war ein geringerer Zeitaufwand für notwendige Korrekturen vor dem Einsetzen notwendig als in den Laborversuchen. Anders als im klinischen Abschnitt wurden die extrahierten Zähne im Laborversuch unter dem Mikroskop untersucht, sodass eine deutlich genauere Analyse der Randpassung durchgeführt werden konnte, als dies mit der Lupe intraoral möglich ist. Studien für die marginale Kronenrandpassung zeigten für *in vitro* Versuche deutlich geringere Randspaltwerte als für *in vivo* Versuche.<sup>33, 241</sup> Limitationen im klinischen Behandlungsablauf wie der Speichelfluss, die Behandlungsdauer oder die Belastbarkeit der Patienten könnten ebenfalls ursächlich für die kürzere Zeit der Korrekturmaßnahmen in den klinischen Versuchen sein.

### Belastung im Kausimulator

*Ferrari et al.* verglichen die klinische Überlebenszeit gegossener Stiftaufbauten mit der von Glasfaserstiftversorgungen.<sup>84</sup> Die Zähne mit metallischen Stiftaufbauten verzeichneten in neun von hundert Fällen eine Wurzelfraktur, wohingegen in der Gruppe der mit Glasfaserstiftaufbauten versorgten Zähne keine Fraktur auftrat.<sup>84</sup> Diese Ergebnisse lassen sich mit denen der vorliegenden Studie vergleichen, in der keine Risse und Frakturen in der Gruppe der faserverstärkten Kunststoffstiftaufbauten (*Trinia*) nach thermozyklischer Wechsellast detektiert wurden, jedoch wurde bei zwei der konventionell gegossenen Stiftaufbauten ein hinzugekommener Riss festgestellt.

Eine mögliche Limitation dieser Studie ist, dass der Schrumpfschlauch mit 175°C auf die Zahnwurzeln aufgeschrumpft wurde. Mikrorisse, die aufgrund dessen entstanden sind, sind nicht vollends auszuschließen. Jedoch zeigen die Ergebnisse, dass die Mikrofrakturen nur bei dem gegossenen Material aufgetreten sind. Da in beiden Gruppen der Schrumpfschlauch bei derselben Temperatur verwendet wurde, ist es höchst wahrscheinlich, dass die entstandenen Frakturen auf das Stiftmaterial zurückzuführen sind, da bei den gefrästen Stiftaufbauten keine Wurzelfrakturen beobachtet wurden.

Gegenteilig zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie stellten *Altinchi et al.* für individuell gefräste Stiftaufbauten aus *Trinia* eine hundertprozentige Ausfallquote in Form von Frakturen unter thermozyklischer Wechsellast fest.<sup>11</sup> Die Ausrichtung der Fasermatten in Bezug zur Kraftachse wird jedoch von den Autoren nicht beschrieben.<sup>11</sup> *Suzaki et al.* haben den signifikanten Einfluss der Faserausrichtung für die Bruchzähigkeit bei Stiftaufbauten beschrieben.<sup>265</sup> Dies könnte der Grund für die schlechten Ergebnisse der *Trinia* Stiftaufbauten bei der mechanischen Belastungsprobe in der Studie von *Altinchi et al.* sein.<sup>11</sup>

*Ying et al.* veröffentlichten im Jahr 2022 Daten zur 5-Jahres-Überlebensrate CAD/CAM-gefräster Stiftaufbauten aus Zirkoniumdioxid. Die Überlebenswahrscheinlichkeit wurde mit 96 % angegeben.<sup>298</sup> Sechs der 261 in die Studie eingeschlossenen Zähne mussten im Beobachtungszeitraum aufgrund von Wurzelfrakturen und apikalen Entzündungen extrahiert werden. Dagegen zeigten 14 Zähne Ereignisse, die als nicht katastrophal eingestuft wurden und lediglich einer Nachbearbeitung bedurften. In keinem der Fälle kam es zu Dezementierungen der adhäsiv eingesetzten Stiftaufbauten.<sup>298</sup> Die 5-Jahres-Simulation in den Laborversuchen der vorliegenden Studie zeigte eben-

falls, dass die adhäsive Befestigung bei individuellen Stiftaufbauten mit beiden verwendeten Materialien zu keiner Dezementierung führte.

## 7 Klinische Relevanz und Fazit

Die Ergebnisse der klinischen Untersuchung zeigten, dass der im Laborversuch entwickelte Workflow auch klinisch anwendbar ist.

Die Intention hinter der Entwicklung des neuen digitalen Workflows zur Herstellung eines individuellen Stiftaufbaus in einer Behandlungssitzung entstand aus dem Bestreben, die Vorteile der konfektionierten und individuellen Stiftaufbauten zu kombinieren. Individuell gegossene Stiftaufbauten lassen sich passgenau für jegliche Wurzelkanalmorphologie herstellen, benötigen jedoch mindestens zwei Behandlungssitzungen.<sup>194</sup> Konfektionierte Stiftaufbauten haben im Vergleich zu den individuellen dagegen in der Regel eine schlechtere Passgenauigkeit, speziell in Wurzelkanälen mit nicht rundem Querschnitt, werden jedoch in nur einer Behandlungssitzung inseriert.<sup>7</sup> Hierdurch wird sowohl das Risiko einer Reinfektion des Wurzelkanalsystems oder einer Wurzelfraktur durch Wegfallen des provisorischen Verschlusses verhindert als auch die Patientenzufriedenheit gesteigert.<sup>88, 229, 242</sup>

Durch die Weiterentwicklung der Intraoralscanner wurde eine direkte digitale Abformung des stiftaufbereiteten Wurzelkanals möglich und schaffte die Voraussetzung für den einzeitigen Workflow zur Herstellung eines individuellen Stiftaufbaus.<sup>146, 202</sup> Mit einer Tiefenschärfe von bis zu 20 Millimetern eignet sich die *Primescan* hierfür besonders,<sup>62</sup> sodass alle in die Studie eingeschlossenen Zähne mit Aufbereitungslängen von bis zu 15,4 Millimetern vollständig digitalisiert werden konnten.

Das verwendete CAD/CAM-Material (*Trinia*) hat einen Elastizitätsmodul (18,8 GPa)<sup>276</sup> nahe dem des Wurzelzements (18,6 GPa) und erfüllt dadurch bei Beachtung des Faserverlaufes der Glasfasern<sup>265</sup> die Anforderungen, die in der Literatur von vielen Autoren an Stiftaufbaumaterialien gestellt werden.<sup>7, 103, 194</sup>

Fasst man die wissenschaftliche Datenlage und die Ergebnisse der vorliegenden Studie zusammen, können mit *Trinia* individuelle Stiftaufbauten in einem digitalen *chairside* Workflow angefertigt werden, die unter Beachtung der Belastungsrichtung dem Goldstandard in Form von gegossenen Stiftaufbauten mindestens ebenbürtig sind sowie die genannten Vorteile einer einzeitigen Versorgung mit einschließen.

## 8 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, einen digitalen Workflow zur einzeitigen Versorgung mittels individuellen Stiftaufbaus aus einem glasfaserverstärkten Kunststoff im Laborversuch zu entwickeln und anschließend auf die klinische Situation zu übertragen.

Zunächst erfolgten die Laborversuche an 30 extrahierten Prämolaren, aufgeteilt auf zwei Gruppen (konventioneller und digitaler Herstellungsprozess), wobei der konventionelle Workflow als Kontrollgruppe für den entwickelten digitalen Workflow diente. Für den CAD/CAM-Workflow wurden die stiftaufbereiteten Zähne mittels Intraoralscanner (*Primescan*) digitalisiert und anhand des Datensatzes ein Stiftaufbau aus einem glasfaserverstärkten CAD/CAM-Kunststoff (*Trinia*) gefräst. Im konventionellen Workflow wurde eine indirekte Stiftabformung durchgeführt und zur Herstellung eines gegossenen Stiftaufbaus aus Nichtedelmetall an ein kommerzielles zahntechnisches Labor übermittelt. Die Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Abformung wurden in einer externen Analysesoftware an neun Stellen pro Zahn gemessen. Die Passgenauigkeit der Stiftaufbauten aus beiden Gruppen wurde mit einem standardisierten Fragebogen ermittelt. Die eingesetzten Stiftaufbauten wurden für insgesamt 1,2 Millionen Zyklen einer mechanischen Belastungsprobe im Thermowechselbad unterzogen.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse zeigte keinen signifikanten Unterschied bei den Abweichungen zwischen der digitalen und der konventionellen Stiftabformung im koronalen und mittleren Wurzelbereich ( $p > 0,05$ ). Jedoch zeigten sich im apikalen Bereich signifikant höhere Abweichungen zwischen den Abformmethoden als im koronalen und mittleren Wurzelbereich ( $p < 0,001$ ). Darüber hinaus wurde für die gefrästen Stiftaufbauten eine hoch signifikant bessere Passgenauigkeit ( $p < 0,001$ ) beschrieben. Die Korrekturen, die in den Laborversuchen notwendig waren, um den Stiftaufbau in Sollposition zu bringen, waren für die gegossenen Stiftaufbauten signifikant höher ( $p < 0,05$ ). Die Ergebnisse der Laborversuche zeigten hinsichtlich der Überlebensrate für das verwendete CAD/CAM-Material – verglichen mit den konventionell gegossenen Stiftaufbauten aus Nichtedelmetall – einen signifikanten Unterschied unter thermozyklischer Wechsellast ( $p < 0,05$ ).

Zur Validierung der Laborversuche wurde der entwickelte Workflow auf die klinische Situation übertragen und eine Untersuchung an 30 Zähnen durchgeführt, die im Rahmen einer prothetischen Versorgung eine Stiftversorgung benötigten. Für jeden Zahn wurden ein gegossener Stiftaufbau mittels indirekter Stiftabformung und ein gefräster Stiftaufbau mittels direkter Digitalisierung hergestellt. Die Untersuchung der Abweichungen beider Abformmethoden und die Bewertung der Passgenauigkeiten der Stiftaufbauten mittels Fragebogen erfolgte analog zu den Laborversuchen.

Die statistische Auswertung der klinischen Ergebnisse zeigte ebenfalls keine signifikanten Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Abformung im koronalen und mittleren Wurzelbereich ( $p > 0,05$ ). Die Abweichungen im apikalen Bereich zeigten – analog zu den Laborversuchen – einen signifikanten Unterschied zu den koronalen und apikalen Messpositionen ( $p < 0,001$  /  $p < 0,05$ ). Darüber hinaus zeigten die Ergebnisse bezüglich der gefrästen Stiftaufbauten eine signifikant bessere Passgenauigkeit ( $p < 0,05$ ). Anders als in den Laborversuchen wurde ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den Abformmethoden festgestellt, wobei die digitale Abformung weniger fehleranfällig und vorhersehbarer war als die konventionelle ( $p < 0,001$ ).

Die Untersuchungen zeigten, dass der digitale Workflow zur einzeitigen Versorgung mittels individuellen Stiftaufbaus sowohl in Laborversuchen als auch klinisch anwendbar ist.

## 9 Summary

Aim of this presented study was to develop a digital workflow for customized post and cores made of a glass-fibre reinforced resin to be able to be used in only one treatment session. Therefore, a CAD/CAM workflow was developed in an in-vitro setup and subsequently transferred to clinical situation.

For the in-vitro study 30 extracted premolars were divided in two groups (conventional and digital workflow). The conventional workflow served as the control group, in which indirect post impressions were taken and transferred to a commercial dental laboratory for the fabrication of cast post and cores made out of non-precious alloy (*Wirobond C*). For the digital workflow an intraoral scanner (*Primescan*) was used to scan the root canal and design the post and cores (CAD). Based on the data set, the post and cores were manufactured in a milling unit out of a glass fibre-reinforced resin block (*Trinia*) (CAM). The discrepancies between the conventional and the digital impressions were measured in an external analysis software (*GOM Inspect*) at nine defined positions per tooth. The fitting accuracy of both groups (cast and milled post and cores) was determined using a standardised questionnaire. The inserted post and cores were exposed to a mechanical stress test in a chewing simulator for a total of 1.2 million cycles.

The statistical results showed no significant difference in the discrepancies between the digital and conventional post impressions in the coronal and middle root region ( $p > 0.05$ ). However, there were significantly higher discrepancies between the impression methods in the apical region than in the coronal and middle root region ( $p < 0.001$ ). In addition, a highly significant better accuracy of fit ( $p < 0.001$ ) was described for the milled post and cores. In-vitro the required corrections to get the post and core in final position were significantly higher for the conventional cast group ( $p < 0.05$ ). Moreover, there were significant differences concerning the simulated survival rate of both investigated material groups under thermocycling ( $p < 0.05$ ).

To validate the results of the in-vitro study, the developed workflow was transferred to the clinical situation by conducting 30 teeth that required a post restoration as part of the prosthetic treatment. For each tooth, a cast post and core was fabricated following the conventional workflow and a milled post and core was fabricated following the digital workflow. The examination of the discrepancies between both impression methods and

the evaluation of the accuracy of fit of the post and cores by means of a questionnaire was carried out in line with the in-vitro study.

The statistical evaluation of the clinical results revealed no significant discrepancies between conventional and digital impressions in the coronal and middle root area ( $p > 0.05$ ). According to the in-vitro study the apical area showed a significant difference to the other measuring positions ( $p < 0.001$  /  $p < 0.05$ ). Furthermore, the milled post and core showed a significantly better accuracy of fit ( $p < 0.05$ ). In contrast to the in-vitro study, a highly significant difference was found between the impression methods, meaning that digital impression was less error-prone and more predictable than the conventional impression ( $p < 0.001$ ).

The study showed that the digital workflow for a customised post and core in one treatment session is appropriate in-vitro as well as in-vivo.

## 10 Darstellungsverzeichnis

### 10.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 3.1: Darstellung der Oberfläche mittels Dreiecken in der <i>GOM Inspect</i> Software: Kleine Dreiecke (grüner Pfeil) an restaurationsrelevanten Oberflächen und größere an übrigen Arealen (roter Pfeil).....	14
Abbildung 4.1: Schematische Darstellung der Methodik des Laborversuchsteils. Die Teilschritte der konventionellen Stiftherstellung sind in Blau, die des CAD/CAM-Workflows in Orange abgebildet.....	39
Abbildung 4.2: Schematische Darstellung der Methodik des klinischen Untersuchungsabschnittes. Die Teilschritte der konventionellen Stiftherstellung sind in Blau, die des CAD/CAM-Workflows in Orange abgebildet.....	40
Abbildung 4.3: Konventionelle Stiftabformung.....	43
Abbildung 4.4: Stiftaufbaudesign als Prototyp für die Laborversuche (Höhe 5 mm)....	44
Abbildung 4.5: a) Der modellierte Stiftaufbau mit angebrachtem Wachsdraht und Gussreservoir, b) Der in Nicht-Edelmetall-Legierung überführte Stiftaufbau mit Gusskanal, c) Der fertige konventionell gegossene Stiftaufbau.....	45
Abbildung 4.6: Digitales Luxmeter (HT 309).....	46
Abbildung 4.7: a) Scan des Zahnes mit eingezeichneter Präparationsgrenze, b) Scan des Zahnes mit aufgesetztem Prototyp und eingezeichneter Kopierlinie, c) Errechnetes Design anhand des Prototyps als biogenerische Kopie. ....	47
Abbildung 4.8: <i>Trinia</i> Fräsblock. ....	47
Abbildung 4.9: a) Gefräster Stiftaufbau in Fräsmaschine (CEREC MC XL) nach abgeschlossenem Fräsvorgang, b) Ausrichtung des Stiftaufbaus im 45 ° Winkel zu den Glasfasermatten (in Schwarz angedeutet). ....	48
Abbildung 4.10: a) Extrahierter Zahn mit eingesetztem, konventionell gegossenem Stiftaufbau sowie Schrumpfschlauch vor und nach dem Erhitzen vor der Abtrennung auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze, b) Extrahierter Zahn mit eingesetztem, digital	

gefrästem Stiftaufbau sowie Schrumpfschlauch vor und nach dem Erhitzen vor der Abtrennung auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze. ....	50
Abbildung 4.11: a) Zahn mit konventionell gegossenem Stiftaufbau in einem PMMA Modell fixiert, b) Zahn mit digital gefrästem Stiftaufbau in einem PMMA Modell fixiert. ....	51
Abbildung 4.12: Schematische Zeichnung des Kausimulators CS-4.8. ....	51
Abbildung 4.13: Aufbau einer Probenkammer. ....	53
Abbildung 4.14: Antagonist. ....	53
Abbildung 4.15: Zahn mit konventionell gegossenem Stiftaufbau in PMMA-Modell eingebettet und in Kausimulator eingespannt, Kontrolle der Positionierung anhand der Einkerbung am Stiftaufbau und der Antagonistenspitze. ....	54
Abbildung 4.16: Zahn mit gefrästem Stiftaufbau in PMMA-Modell eingebettet unter thermozyklischer Wechsellast. ....	54
Abbildung 4.17: a) Röntgenbild mit eingesetztem, konventionell gegossenem Stiftaufbau zum Zeitpunkt T0, b) Röntgenbild mit eingesetztem, digital gefrästem Stiftaufbau zum Zeitpunkt T0. ....	55
Abbildung 4.18: a) Direkte, digitale Abformung des stiftaufbereiteten Zahnes mittels Intraoralscanner ( <i>Primescan</i> ), b) Digitalisierung des Gipsmodells mittels Intraoralscanner ( <i>Primescan</i> ), c) Überlagerung beider Datensätze in externer Analyse-Software ( <i>GOM Inspect</i> ). ....	56
Abbildung 4.19: Darstellung der Ebene in mesio-distaler Richtung (Ebene 1) und der Ebene in vestibulo-oraler Richtung (Ebene 2) in der externen Analysesoftware ( <i>GOM Inspect</i> ). ....	58
Abbildung 4.20: Inspektionsschnitt auf Ebene 2 (vestibulo-orale Ausrichtung) mit dargestellter Ebene 3 auf Höhe des Wurzelkanaleingangs und der dazu parallelen Ebene 4 auf der Hälfte der Aufbereitungslänge: Mithilfe des Flächenvergleichs wurden die Abweichungen an beiden koronalen und mittleren Punkten pro Ebene (Ebene 1 und Ebene 2) erhoben. Der Abstand zwischen Ebene 3 und dem apikalsten Punkt beschreibt die Aufbereitungslänge, wobei Rot den Wert für den CAD-Datensatz (Modell) und Grün den Wert für den Netz-Datensatz (direkte Digitalisierung) angibt. ....	58

Abbildung 4.21: a) Direkte digitale Abformung des stiftaufbereiteten Zahnes mittels Intraoralscanner ( <i>Primescan</i> ), b) Digitalisierung des Gipsmodells mittels Intraoralscanner ( <i>Primescan</i> ), c) Überlagerung beider Datensätze in externer Analyse-Software ( <i>GOM Inspect</i> ). .....	63
Abbildung 5.1: Box-Plot-Diagramm mit den Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Stiftabformung in den Laborversuchen. ....	68
Abbildung 5.2: Kaplan-Meier Kurve für die Überlebensrate der Stiftaufbauten unter thermozyklischer Wechsellast in den Laborversuchen. ....	69
Abbildung 5.3: Box-Plot-Diagramm für die Schwierigkeit der Abformungen in den Laborversuchen. ....	71
Abbildung 5.4: Box-Plot-Diagramm für die Passgenauigkeit der Stiftaufbauten in den Laborversuchen. ....	72
Abbildung 5.5: Box-Plot-Diagramm für die Friktion der Stiftaufbauten in den Laborversuchen. ....	73
Abbildung 5.6: Box-Plot-Diagramm für den Zeitbedarf notwendiger Korrekturen in Minuten in den Laborversuchen. ....	74
Abbildung 5.7: Flussdiagramm zur Patientenrekrutierung und Einteilung der in den klinischen Untersuchungsabschnitt eingeschlossenen Zähne.....	75
Abbildung 5.8: Box-Plot-Diagramm mit den Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Stiftabformung im klinischen Untersuchungsabschnitt.....	76
Abbildung 5.9: Box-Plot-Diagramm für die Schwierigkeit der Abformungen im klinischen Untersuchungsabschnitt. ....	77
Abbildung 5.10: Box-Plot-Diagramm für die Passgenauigkeit der Stiftaufbauten im klinischen Untersuchungsabschnitt. ....	78
Abbildung 5.11: Box-Plot-Diagramm für die Friktion der Stiftaufbauten im klinischen Untersuchungsabschnitt.....	79
Abbildung 5.12: Box-Plot-Diagramm für den Zeitbedarf notwendiger Korrekturen in Minuten im klinischen Untersuchungsabschnitt. ....	80

## 10.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 3.1: Literaturübersicht zu CAD/CAM-gefertigten Stiftaufbauten.....	20
Tabelle 4.1: Eingestellte Versuchsparameter in der Z-Achse (vertikal). ....	52
Tabelle 4.2: Eingestellte Thermocycling Parameter.....	52
Tabelle 12.1: Ergebnisse der Laborversuche für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im koronalen Wurzelbereich, Angaben in Millimetern. ....	133
Tabelle 12.2: Ergebnisse der Laborversuche für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im mittleren Wurzelbereich, Angaben in Millimetern. ....	133
Tabelle 12.3: Ergebnisse der Laborversuche für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im apikalen Wurzelbereich, Angaben in Millimetern. ....	134
Tabelle 12.4: Ergebnisse der Laborversuche Bewertung der Passgenauigkeit anhand des standardisierten Fragebogens für die gegossenen Stiftaufbauten.....	135
Tabelle 12.5: Ergebnisse der Laborversuche Bewertung der Passgenauigkeit anhand des standardisierten Fragebogens für die gefrästen Stiftaufbauten.....	135
Tabelle 12.6: Ergebnisse der klinischen Untersuchung für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im koronalen Wurzelbereich, Angaben in Millimetern. ....	137
Tabelle 12.7: Ergebnisse der klinischen Untersuchung für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im mittleren Wurzelbereich, Angaben in Millimetern. ....	138
Tabelle 12.8: Ergebnisse der klinischen Untersuchung für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im apikalen Wurzelbereich, Angaben in Millimetern. ....	139
Tabelle 12.9: Ergebnisse des klinischen Untersuchungsabschnittes in Bezug auf die Bewertung der Schwierigkeit der Abformung, der Passgenauigkeit des Stiftaufbaus und der Friktion anhand des standardisierten Fragebogens (orange = digital, blau = konventionell).....	140

Tabelle 12.10: Ergebnisse des klinischen Untersuchungsabschnittes in Bezug auf die eindeutige Fixierung des Stiftaufbaus, sowie notwendigen Korrekturen anhand des standardisierten Fragebogens (rot = digital, blau = konventionell)..... 141

Tabelle 12.11: Ergebnisse der klinischen Untersuchung für die Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Stiftabformung unter Berücksichtigung der Parameter Zahnkategorie, Behandler und Aufbereitungslänge (a = Kruskal-Wallis-Test; b = Mann-Whitney-Test; c = Spearman-Rho-Test)..... 142

Tabelle 12.12: Ergebnisse des klinischen Untersuchungsabschnittes für den standardisierten Fragebogen unter Berücksichtigung der Parameter Zahnkategorie, Behandler und Aufbereitungslänge (a = Kruskal-Wallis-Test; b = Mann-Whitney-Test; c = Spearman-Rho-Test; d = exakter Test nach Fisher) ..... 143

Tabelle 12.13: Genauere Informationen bezüglich aller in der vorliegenden Studie verwendeten Materialien. .... 144

Tabelle 12.14: Verwendete Geräte mit Softwareversionen (falls vorhanden). .... 151

Tabelle 12.15: Informationen zum verwendetem Intraoralscanner. .... 153

## 11 Literaturverzeichnis

1. Abduo J., Lyons K., Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*; 2014: 1-15; 2014.
2. Aitken R. C. B. Measurement of feelings using visual analogue scales. *Proc roy Soc Med*; 62: 989-993; 1969.
3. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent*; 92: 155-162; 2004.
4. Aksornmuang J., Nakajima M., Senawongse P., Tagami J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. *J Dent*; 39: 422-429; 2011.
5. Al-Dabbagh R. A. Survival and success of endocrowns: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*; 125: 1.e1-1.e9; 2021.
6. Al-Omari W. M., Zagibeh A. M. The retention of cast metal dowels fabricated by direct and indirect techniques. *J Prosthodont*; 19: 58-63; 2010.
7. Al-Qarni F. D. Customized post and cores fabricated with CAD/CAM technology: a literature review. *Int J Gen Med*; 15: 4771-4779; 2022.
8. Al Jabbari Y. S. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *J Adv Prosthodont*; 6: 138-145; 2014.
9. Alajaji N. K., Bardwell D., Finkelman M., Ali A. Micro-CT evaluation of ceramic inlays: comparison of the marginal and internal fit of five and three axis CAM systems with a heat press technique. *J Esthet Restor Dent*; 29: 49-58; 2017.
10. Alkhatri R., Saleh A. R. M., Kheder W. Evaluating fracture resistance and failure modes of root filled teeth restored with CAD/CAM-fabricated post and core. *Clin Cosmet Investig Dent*; 11: 349-355; 2019.
11. Altintinchi A., Hussein A., Saemundsson S., Clark W., Culp L., Sulaiman T. A. Anatomic CAD-CAM post-and-core systems: a mastication simulation study. *J Prosthet Dent*; 1-6; 2022.
12. Antony S., Venkatesh K. V., Vahanaan D. S. Evaluation of accuracy of fit in cast metal post fabricated with direct and indirect techniques using micro-CT - an in vitro study. *Indian J Dent Res*; 32: 323-329; 2021.
13. 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.
14. Attar N., Tam L. E., McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent*; 89: 127-134; 2003.
15. Attia M. A., Shokry T. E., Abdel-Aziz M. Effect of different surface treatments on the bond strength of milled polyetheretherketone posts. *J Prosthet Dent*; 127: 866-874; 2022.
16. Awad M. A., Marghalani T. Y. Fabrication of a custom-made ceramic post and core using CAD-CAM technology. *J Prosthet Dent*; 98: 161-162; 2007.

17. Baba N. Z., Golden G., Goodacre C. J. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *J Prosthodont*; 18: 527-536; 2009.
18. Bacchi A., dos Santos M. B. F., Pimentel M. J., Caetano C. R., Sinhoreti M. A. C., Consani R. L. X. Influence of post-thickness and material on the fracture strength of teeth with reduced coronal structure. *J Conserv Dent*; 16: 139-143; 2013.
19. Balkenhol M., Wöstmann B., Rein C., Feger P. Survival time of cast post and cores: a 10-year retrospective study. *J Dent*; 35: 50-58; 2007.
20. Baraban D. J. Immediate restoration of pulpless teeth. *J Prosthet Dent*; 28: 607-612; 1972.
21. Bateli M., Kern M., Wolkewitz M., Strub J. R., Att W. A retrospective evaluation of teeth restored with zirconia ceramic posts: 10-year results. *Clin Oral Investig*; 18: 1181-1187; 2014.
22. Bateman G., Ricketts D. N. J., Saunders W. P. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J*; 195: 43-48; 2003.
23. Bechir F., Bataga S. M., Tohati A., Ungureanu E., Cotrut C. M., Bechir E. S., Suciuc M., Vranceanu D. M. Evaluation of the behavior of two CAD/CAM fiber-reinforced composite dental materials by immersion tests. *Materials*; 14: 1-18; 2021.
24. BEGO Bremer Golschlägerei Wilh. Herbst GmbH Co. KG. Datenblatt Wirobond® C. Die Kobalt-Chrom-Aufbrenn-Legierung. 2017.
25. Behr M., Rosentritt M. Dentale Befestigungsmaterialien. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U (Hrsg.). Werkstoffkunde in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien. *Georg Thieme Verlag*: 92-124; 2018.
26. Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*; 204: 505-511; 2008.
27. Bilgin M. S., Baytaroglu E. N., Erdem A., Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent*; 10: 286-291; 2016.
28. Bilgin M. S., Erdem A., Dilber E., Ersoy I. Comparison of fracture resistance between cast, CAD/CAM milling, and direct metal laser sintering metal post systems. *J Prosthodont Res*; 60: 23-28; 2016.
29. Bittner N., Hill T., Randi A. Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent*; 103: 369-379; 2010.
30. Blatz M. B., Chiche G., Bahat O., Roblee R., Coachman C., Heymann H. O. Evolution of aesthetic dentistry. *J Dent Res*; 98: 1294-1304; 2019.
31. Blatz M. B., Conejo J. The current state of chairside digital dentistry and materials. *Dent Clin North Am*; 63: 175-197; 2019.
32. Bodian C. A., Freedman G., Hossain S., Eisenkraft J. B., Beilin Y. The visual analog scale for pain. *Am Soc Anesthesiol*; 95: 1356-1361; 2001.
33. Boeddinghaus M., Breloer E. S., Rehmann P., Wostmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig*; 19: 2027-2034; 2015.

34. Boitelle P., Mawussi B., Tapie L., Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil*; 41: 853-874; 2014.
35. Bolla M., Muller-Bolla M., Borg C., Lupi-Pegurier L., Laplanche O., Leforestier E. Root canal posts for the restoration of root filled teeth (review). *Cochrane Database Syst Rev*: 1-21; 2007.
36. Borzangy S. S., Saker S. M., Al-Zordk W. A. Effect of restoration technique on resistance to fracture of endodontically treated anterior teeth with flared root canals. *J Biomed Res*; 33: 131-138; 2019.
37. 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.
38. Burklein S., Bente S., Schafer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*; 46: 590-597; 2013.
39. Burrowa M. F., Nopnakeeponga U., Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dental Materials Journal*; 18: 239-245; 2002.
40. Cagidiaco M. C., García-Godoy F., Vichi A., Grandini S., Goracci C., Ferrari M. Placement of fiber prefabricated or custom made posts affects the 3-year survival of endodontically treated premolars. *Am J Dent*; 21: 179-184; 2008.
41. Campanella V., Carosi P., Casella S., Pinto A., di Girolamo M. Clinical fitting of a cast metal post and core obtained by means of an intraoral optical scanning (IOS) and digital workflow. *J Biol Regul Homeost Agents*; 33: 43-50; 2019.
42. Cardelli P., Scotti R., Monaco C. Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *J Dent*: 1-8; 2011.
43. Carossa S., Lombardo S., Pera P., Corsalini M., Rastello M. L., Preti G. Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: spectrophotometric and clinical evaluation. *Int J Prosthodont*; 14: 9-14; 2001.
44. Casaponsa J., Abella F. Magnetic extrusion for restoring teeth with a negative ferrule effect: a 2-year follow-up case report. *Int J Esthet Dent*; 16: 186-201; 2021.
45. Chen A., Feng X., Zhang Y., Liu R., Shao L. Finite element analysis of stress distribution in four different endodontic post systems in a model canine. *Biomed Mater Eng*; 26 Suppl 1: S629-635; 2015.
46. Chen A., Feng X., Zhang Y., Liu R., Shao L. Finite element analysis to study the effects of using CAD/CAM glass-fiber post system in a severely damaged anterior tooth. *Biomed Mater Eng*; 26 Suppl 1: S519-S525; 2015.
47. Chen Y., Zhai Z., Li H., Yamada S., Matsuoka T., Ono S., Nakano T. Influence of liquid on the tooth surface on the accuracy of intraoral scanners: an in vitro study. *J Prosthodont*; 31: 59-64; 2022.
48. Chen Y., Zhai Z., Watanabe S., Nakano T., Ishigaki S. Understanding the effect of scan spans on the accuracy of intraoral and desktop scanners. *J Dent*; 124: 104220; 2022.

49. Chen Z., Li Y., Deng X., Wang X. A novel computer-aided method to fabricate a custom one-piece glass fiber dowel-and-core based on digitized impression and crown preparation data. *J Prosthodont*; 23: 276-283; 2014.
50. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc*; 136: 611-619; 2005.
51. Choudhary S., Begum Z., Choudhary P., Tripathi S. Comparative evaluation of retention of prefabricated and conventional cast post: an in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent*; 4: 87-91; 2014.
52. Dal Piva A. M. O., Tribst J. P. M., Saavedra Gsfa, Souza R. O. A., de Melo R. M., Borges A. L. S., Ozcan M. Short communication: Influence of retainer configuration and loading direction on the stress distribution of lithium disilicate resin-bonded fixed dental prostheses: 3D finite element analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*; 100: 103389; 2019.
53. Davidowitz G., Kotick P. G. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*; 55: 559-570; 2011.
54. de Andrade G. S., Tribst J. P., Dal Piva A. O., Bottino M. A., Borges A. L., Valandro L. F., Ozcan M. A study on stress distribution to cement layer and root dentin for post and cores made of CAD/CAM materials with different elasticity modulus in the absence of ferrule. *J Clin Exp Dent*; 11: e1-e8; 2019.
55. de Carvalho I. F. A., Marques T. M. S., Araujo F. M., Azevedo L. F., Donato H., Correia A. Clinical performance of CAD/CAM tooth-supported ceramic restorations: a systematic review. *Int J Periodontics Restorative Dent*; 38: e68-e78; 2018.
56. de Carvalho M. A., Lazari P. C., Gresnigt M., Del Bel Cury A. A., Magne P. Current options concerning the endodontically-treated teeth restoration with the adhesive approach. *Braz Oral Res*; 32: 147-158; 2018.
57. de Moraes A. P., Cenci M. S., de Moraes R. R., Pereira-Cenci T. Current concepts on the use and adhesive bonding of glass-fiber posts in dentistry: a review. *Appl Adhes Sci*; 1: 1-12; 2013.
58. de Moraes A. P., Poletto Neto V., Boscatto N., Pereira-Cenci T. Randomized clinical trial of the influence of impression technique on the fabrication of cast metal posts. *J Prosthet Dent*; 116: 47-51; 2016.
59. de Oliveira Lino L. F., Machado C. M., de Paula V. G., Vidotti H. A., Coelho P. G., Benalcazar Jalkh E. B., Pegoraro T. A., Bonfante E. A. Effect of aging and testing method on bond strength of CAD/CAM fiber-reinforced composite to dentin. *Dent Mater*; 34: 1690-1701; 2018.
60. de Souza Guimarães M., da Silveira Bueno C. E., de Martin A. S., Fontana C. E., Pelegrine R. A., Pinheiro S. L., Pedro Rocha D. G. In vitro evaluation of bond strength to dentin of two post systems: computer-aided design and computer-aided manufacturing fiber posts vs splendor single adjustable post. *J Contemp Dent Pract*; 23: 388-392; 2022.
61. Deniz Sungur D., Moinzadeh A. T., Wesselink P. R., Calt Tarhan S., Ozok A. R. Sealing efficacy of a single-cone root filling after post space preparation. *Clin Oral Investig*; 20: 1071-1077; 2016.
62. Dentsply Sirona; Factsheet Primescan: Primescan - ein technologischer Meilenstein [aktualisiert am. Link:

63. Dietschi D., Duc O., Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature - Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int*; 38: 733-743; 2007.
64. Dinkelacker W. Aufbau und Blutversorgung der Alveole und des parodontalen Ligaments. In: Dinkelacker W (Hrsg.). Implantatprothetik. *Georg Thieme Verlag*; Kapitel 3.1: 52; 2014.
65. Drummond J. L., Bapna M. S. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. *Dent Mater*; 19: 226-231; 2003.
66. Duret B., Reynaud M., Duret F. Un nouveau concept de reconstruction coronaradiculaire: le composipost (1). *Chir Dent France*; 540: 131-141; 1990.
67. Edelhoff D., Heidemann D., Kern M., Weigl P. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ: Aufbau endodontisch behandelter Zähne. *Zahnärztl Mitt*; 93: 42-45; 2003.
68. Eid R., Azzam K., Skienhe H., Ounsi H., Ferrari M., Salameh Z. Influence of adaptation and adhesion on the retention of computer-aided design/computer-aided manufacturing glass fiber posts to root canal. *J Contemp Dent Pract*; 20: 1003-1008; 2019.
69. Eid R., Juloski J., Ounsi H., Silwaidi M., Ferrari M., Salameh Z. Fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with computer-aided design/ computer-aided manufacturing post and cores: a pilot study. *J Contemp Dent Pract*; 20: 56-63; 2019.
70. Eid R., Paulo J., Tribst M., Juloski J., Özcan M., Salameh Z. Effect of material types on the fracture resistance of maxillary central incisors restored with CAD/CAM post and cores. *Int J Comput Dent*; 24: 41-51; 2021.
71. Eid R. Y., Koken S., Baba N. Z., Ounsi H., Ferrari M., Salameh Z. Effect of fabrication technique and thermal cycling on the bond strength of CAD/CAM milled custom fit anatomical post and cores: an in vitro study. *J Prosthodont*; 28: 898-905; 2019.
72. Elbrecht H.-J. Kobalt-Chrom-Legierungen. In: Eichner K (Hrsg.). Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 1 Grundlagen imd Verarbeitung. 14. Kapitel 12.2: 235-243; 1981.
73. Ellakwa A., Cho N., Lee I. B. The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. *Dent Mater*; 23: 1229-1235; 2007.
74. Elter B., Diker B., Tak Ö. The trueness of an intraoral scanner in scanning different post space depths. *J Dent*; 127: 104352; 2022.
75. Ender A., Zimmermann M., Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent*; 22: 11-19; 2019.
76. Erickson R. L., Glasspoole E. A. Bonding to tooth structure: a comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. *J Esthet Dent*; 6: 227-244; 1994.
77. Ewers R., Perpetuini P., Morgan V. J., Marincola M., Wu R., Seemann R. TRINIA™— metal-free restorations. *implants*; 1: 22-29; 2017.

78. Falcao Spina D. R., da Costa R. G., Correr G. M., Rached R. N. Scanning of root canal impression for the fabrication of a resin CAD-CAM-customized post-and-core. *J Prosthet Dent*; 120: 242-245; 2018.
79. Falcao Spina D. R., da Costa R. G., Farias I. C., da Cunha L. G., Ritter A. V., Gonzaga C. C., Correr G. M. CAD/CAM post-and-core using different esthetic materials: Fracture resistance and bond strengths. *Am J Dent*; 30: 299-304; 2017.
80. Farah R. I., Aloraini A. S., Al-Haj Ali S. N. Fabrication of custom post-and-core using a directly fabricated silicone pattern and digital workflow. *J Prosthodont*; 29: 631-635; 2020.
81. Faria A. C., Rodrigues R. C., de Almeida Antunes R. P., de Mattos Mda G., Ribeiro R. F. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res*; 55: 69-74; 2011.
82. Faul F., Erdfelder E., Lang A.-G., Buchner A. G\*power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*; 39: 175-191; 2007.
83. Fernandes A. S., Shetty S., Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent*; 90: 556-562; 2003.
84. Ferrari M., Vichi A., García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent*; 13: 15B-18B; 2000.
85. Ferrari M., Vichi A., Polimeni A., Fadda G. M., Goracci C. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *JDR Clin Res Suppl*; 91: 72-78; 2012.
86. Figueiredo F. E., Martins-Filho P. R., Faria-e-Silva A. L. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod*; 41: 309-316; 2015.
87. Fischer J. Abformung. In: Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S (Hrsg.). Curriculum Prothetik Band II. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage. *Quintessenz Verlag*; Kapitel 19: 433-446; 2011.
88. Fox K., Gutteridge D. An in vitro study of coronal microleakage in root-canal-treated teeth restored by the post and core technique. *Int Endod J*; 30: 361-368; 1997.
89. Fueki K., Inamochi Y., Wada J., Arai Y., Takaichi A., Murakami N., Ueno T., Wakabayashi N. A systematic review of digital removable partial dentures. Part I: Clinical evidence, digital impression, and maxillomandibular relationship record. *J Prosthodont Res*; 66: 40-52; 2022.
90. Garcia P. P., da Costa R. G., Garcia A. V., Gonzaga C. C., da Cunha L. F., Rezende C. E., Correr G. M. Effect of surface treatments on the bond strength of CAD/CAM fiberglass posts. *J Clin Exp Dent*; 10: e591-e597; 2018.
91. Gautam C., Joyner J., Gautam A., Rao J., Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans*; 45: 19194-19215; 2016.
92. Gholami F., Kohani P., Aalaei S. Effect of nickel-chromium and non-precious gold color alloy cast posts on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Iran Endod J*; 12: 303-306; 2017.

93. Giachetti L., Scaminaci Russo D., Bertini F., Giuliani V. Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent*; 32: 629-634; 2004.
94. Gimenez B., Ozcan M., Martinez-Rus F., Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: effect of clinically relevant parameters. *Implant Dent*; 24: 498-504; 2015.
95. Goldman A. S., Chen X., Fan M., Frencken J. E. Cost-effectiveness, in a randomized trial, of glass-ionomer-based and resin sealant materials after 4 yr. *Eur J Oral Sci*; 124: 472-479; 2016.
96. Gomez-Polo M., Llido B., Rivero A., Del Rio J., Celemin A. A 10-year retrospective study of the survival rate of teeth restored with metal prefabricated posts versus cast metal posts and cores. *J Dent*; 38: 916-920; 2010.
97. Goracci C., Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J*; 56: 77-83; 2011.
98. Goracci C., Tavares A. U., Fabianelli A., Monticelli F., Raffaelli O., Cardoso P. C., Tay F., Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*; 112: 353– 361; 2004.
99. Grouven U., Bender R., Ziegler A., Lange S. Vergleich von Messmethoden. *Dtsch Med Wochenschr*; 132: e69-73; 2007.
100. Guess P. C., Strub J. R., Steinhart N., Wolkewitz M., Stappert C. F. All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent*; 37: 627-637; 2009.
101. Gulden Medizintechnik. Periotest classic - Elektrisches Messinstrument für Zahnheilkunde und dentale Implantate; Gebrauchsanweisung deutsch. Änderungsstand 2015-10-01. S.1-40.
102. Guldener K. A., Lanzrein C. L., Siegrist Guldener B. E., Lang N. P., Ramseier C. A., Salvi G. E. Long-term clinical outcomes of endodontically treated teeth restored with or without fiber post-retained single-unit restorations. *J Endod*; 43: 188-193; 2017.
103. Habibzadeh S., Rajati H. R., Hajmiragha H., Esmailzadeh S., Kharazifard M. Fracture resistances of zirconia, cast Ni-Cr, and fiber-glass composite posts under all-ceramic crowns in endodontically treated premolars. *J Adv Prosthodont*; 9: 170-175; 2017.
104. Haddadi Y., Bahrami G., Isidor F. Accuracy of crowns based on digital intraoral scanning compared to conventional impression-a split-mouth randomised clinical study. *Clin Oral Investig*; 23: 4043-4050; 2019.
105. Hamid N. F. A., Zulkefle N. J., Mohd Ariff T. F. T., Ghani Z., Ahmad R. Computer aided design/ computer aided manufacturing (CAD/ CAM) post and core - a review. *J Evol Med Dent Sci*; 10: 3143-3151; 2021.
106. Hasanzade M., Moharrami M., Alikhasi M. Evaluation of Marginal and Internal Adaptation of Endocrowns Fabricated from Three Different CAD/CAM Materials. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*; 27: 164-171; 2019.
107. Hedlund S. O., Johansson N. G., Sjogren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. *Br Dent J*; 195: 155-158; 2003.

108. Hellmuth T. Schwerpunkt Angewandte Optik - Neuere Methoden in der konfokalen Mikroskopie. *Phys Bl*; 49: 489-491; 1993.
109. Hellwig E., Klimek J., Attin T. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T (Hrsg.). Einführung in die Zahnerhaltung - Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. 6. überarb. Aufl. Köln: *Dt. Zahnärzte Verl.*: 193-232; 2013.
110. Hendi A. R., Moharrami M., Siadat H., Hajmiragha H., Alikhasi M. The effect of conventional, half-digital, and full-digital fabrication techniques on the retention and apical gap of post and core restorations. *J Prosthet Dent*: 1.e1-1.e6; 2018.
111. Heydecke G., Peters M. C. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent*; 87: 380-386; 2002.
112. Hill R. Glass ionomer polyalkenoate cements and related materials: past, present and future. *Br Dent J*; 232: 653-657; 2022.
113. Hofmann N., Papsthart G., Hugo B., Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil*; 28: 1022-1028; 2001.
114. Hofstede T. M., Ercoli C. An indirect technique for fabrication of a post and core wax pattern. *J Prosthet Dent*; 87: 341-342; 2002.
115. Iemsaengchairat R., Aksornmuang J. Fracture resistance of thin wall endodontically treated teeth without ferrules restored with various techniques. *J Esthet Restor Dent*; 34: 670-679; 2022.
116. Ikram O. H., Patel S., Sauro S., Mannocci F. Micro-computed tomography of tooth tissue volume changes following endodontic procedures and post space preparation. *Int Endod J*; 42: 1071-1076; 2009.
117. Ilie N., Stawarczyk B. Direkte und indirekte Komposite - Aufbau, Struktur, Zusammensetzung. In: Rosentritt M., Ilie N., U. L (Hrsg.). Werkstoffkunde in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien. *Georg Thieme Verlag*; Kapitel 7.2: 183-200; 2018.
118. Jensen A. L., Abbott P. V. Experimental model: dye penetration of extensive interim restorations used during endodontic treatment while under load in a multiple axis chewing simulator. *J Endod*; 33: 1243-1246; 2007.
119. Johnson J. K., Sakumura J. S. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent*; 40: 645-649; 1978.
120. Junge L. M. Klinische Erfahrungen mit zwei vollkeramischen Wurzelstiftsystemen. Medizinische Dissertation Aachen: *Medizinische Fakultät der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen*; 2002.
121. Kakehashi Y., Lüthy H., Naef R., Wohlwend A., Schärer P. A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results. *Int J Periodontics Restorative Dent*; 18: 586-593; 1998.
122. Kalyoncuoglu E., Ural C., Aydemir H., Aslan M. A., Balkaya V. Effect of 1-piece post and core fabrication techniques on fracture strength. *J Appl Biomater Funct Mater*; 13: e253-258; 2015.

123. Kamimura E., Tanaka S., Takaba M., Tachi K., Baba K. In vivo evaluation of inter-operator reproducibility of digital dental and conventional impression techniques. *PLoS One*; 12: e0179188; 2017.
124. Kanduti D., Korat L., Kosec T., Legat A., Ovsenik M., Kopac I. Comparison between accuracy of posts fabricated using a digital CAD/CAM technique and a conventional direct technique. *Int J Prosthodont*; 34: 212-220; 2021.
125. Karatas E., Gunduz H. A., Kirici D. O., Arslan H. Incidence of dentinal cracks after root canal preparation with ProTaper Gold, Profile Vortex, F360, Reciproc and ProTaper Universal instruments. *Int Endod J*; 49: 905-910; 2016.
126. Katz J., Melzack R. Measurement of pain. *Surg Clin North Am*; 79: 231-252; 1999.
127. Kaya B. M., Ergun G. The effect of post length and core material on root fracture with respect to different post materials. *Acta Odontol Scand*; 71: 1063-1070; 2013.
128. Keul C., Güth J.-F. Digitale Abformung. *Fr Zahnarzt*; 63: 88-92; 2019.
129. Keul C., Güth J.-F. Influence of intraoral conditions on the accuracy of full-arch scans by Cerec Primescan AC: an in vitro and in vivo comparison. *Int J Comput Dent*; 25: 17-25; 2022.
130. Keul C., Runkel C., Güth J.-F., Schubert O. Accuracy of data obtained from impression scans and cast scans using different impression materials. *Int J Comput Dent*; 23: 129-138; 2020.
131. Kim R. J., Kim Y. J., Choi N. S., Lee I. B. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent*; 43: 430-439; 2015.
132. King P. A. , Setchell D. J. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil*; 17: 599-609; 1990.
133. Kleverlaan C. J., Feilzer A. J. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*; 21: 1150-1157; 2005.
134. Könönen M., Rintanen J., Waltimo A., Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent*; 73: 4-7; 1995.
135. Krug R., Connert T., Soliman S., Syfrig B., Dietrich T., Krastl G. Surgical extrusion with an atraumatic extraction system: a clinical study. *J Prosthet Dent*; 120: 879-885; 2018.
136. Kumar R., Patil S. Forced orthodontic extrusion and use of CAD/CAM technique for reconstruction of a maxillary central incisor with a severely damaged crown: rehabilitation with a multidisciplinary approach. *Gen Dent*; 60: e32-e38; 2012.
137. Kurbad A., Müller T. Post and core build-ups as the basis of all-ceramic restorations. Stiftaufbauten als Basis vollkeramischer Restaurationen. *Int J Comput Dent*; 10: 199-216; 2007.
138. 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.

139. Kwiatkowski S., Geller W. A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. *Int J Prosthodont*; 2: 51-55; 1989.
140. Lalama M., Rocha M. G., O'Neill E., Zoidis P. Polyetheretherketone (PEEK) post and core restorations: a 3D accuracy analysis between heat-pressed and CAD-CAM fabrication methods. *J Prosthodont*; 31: 537-542; 2022.
141. Lanning S. K., Waldrop T. C., Gunsolley J. C., Maynard J. G. Surgical crown lengthening: evaluation of the biological width. *J Periodontol*; 74: 468-474; 2003.
142. Lee I. B., Cho B. H., Son H. H., Um C. M. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehabil*; 32: 304-314; 2005.
143. Lee J. H. Fabricating a custom zirconia post-and-core without a post-and-core pattern or a scan post. *J Prosthet Dent*; 120: 186-189; 2018.
144. Lee J. H., Sohn D. S., Lee C. H. Fabricating a fiber-reinforced post and zirconia core with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*; 112: 683-685; 2014.
145. Lee S. J., Betensky R. A., Gianneschi G. E., Gallucci G. O. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res*; 26: 715-719; 2015.
146. Leven R., Schmidt A., Binder R., Kampschulte M., Vogler J., Wostmann B., Schlenz M. A. Accuracy of digital impression taking with intraoral scanners and fabrication of CAD/CAM posts and cores in a fully digital workflow. *Materials*; 15: 4199, 4191-4116; 2022.
147. Libonati A., Di Taranto V., Gallusi G., Montemurro E., Campanella V. CAD/CAM customized glass fiber post and core with digital intraoral impression: a case report. *Clin Cosmet Investig Dent*; 12: 17-24; 2020.
148. Liu P., Deng X.-L., Wang X.-Z. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: a clinical report. *J Prosthet Dent*; 103: 330-333; 2010.
149. Liu W., Qing H., Pei X., Wang J. Internal adaptation of cobalt-chromium posts fabricated by selective laser melting technology. *J Prosthet Dent*; 121: 455-460; 2019.
150. Logozzo S., Zanetti E. M., Franceschini G., Kilpelä A., Mäkyänen A. Recent advances in dental optics – part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Lasers Eng*; 54: 203-221; 2014.
151. Lohbauer U., Belli R., Wendler M. Keramische Materialien - Herstellung und Formgebung. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U (Hrsg.). *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien. Georg Thieme Verlag*; Kapitel 8.4: 246-248; 2018.
152. Love R. M., Purton D. G. The effect of serrations on carbon fibre posts-retention within the root canal, core retention, and post rigidity. *Int J Prosthodont*; 9: 484-488; 1996.
153. Ludwig K. Colbaltlegierungen. In: Ludwig K (Hrsg.). *Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Quintessenz Verlag*; 57-58; 2005.
154. Ludwig K. Titan. In: Ludwig K (Hrsg.). *Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Quintessenz Verlag*; 270-279; 2005.

155. Ludwig K. Verbundwerkstoff. In: Ludwig K (Hrsg.). Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. *Quintessenz Verlag*; 287; 2005.
156. Macedo V. C., Faria e Silva A. L., Martins L. R. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod*; 36: 1543-1546; 2010.
157. Magne P., Goldberg J., Edelhoff D., Güth J.-F. Composite resin core buildups with and without post for the restoration of endodontically treated molars without ferrule. *Oper Dent*; 41: 64-75; 2016.
158. Magne P., Lazari P. C., Carvalho M. A., Johnson T., Del Bel Cury A. A. Ferrule-effect dominates over use of a fiber post when restoring endodontically treated incisors: an in vitro study. *Oper Dent*; 42: 396-406; 2017.
159. Malferrari S., Monaco C., Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fibre-reinforced epoxy resin post. *Int J Prosthodont*; 16: 39-44; 2003.
160. Malquarti G., Berruet R. G., Bois D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*; 63: 251-257; 1990.
161. Mannocci F., Bhuvu B., Roig M., Zarow M., Bitter K. European society of endodontology position statement: the restoration of root filled teeth. *Int Endod J*; 54: 1974-1981; 2021.
162. Mannocci F., Sherriff M., Watson T. F. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod*; 27: 758-761; 2001.
163. Marchionatti A. M. E., Wandscher V. F., Rippe M. P., Kaizer O. B., Valandro L. F. Clinical performance and failure modes of pulpless teeth restored with posts: a systematic review. *Braz Oral Res*; 31: e64, 61-14; 2017.
164. Marghalani T. Y., Hamed M. T., Awad M. A., Naguib G. H., Elragi A. F. Three-dimensional finite element analysis of custom-made ceramic dowel made using CAD/CAM technology. *J Prosthodont*; 21: 440-450; 2012.
165. Marshall S. J., Bayne S. C., Baier R., Tomsia A. P., Marshall G. W. A review of adhesion science. *Dent Mater*; 26: e11-16; 2010.
166. Martino N., Truong C., Clark A. E., O'Neill E., Hsu S. M., Neal D., Esquivel-Upshaw J. F. Retrospective analysis of survival rates of post-and-cores in a dental school setting. *J Prosthet Dent*; 123: 434-441; 2020.
167. Martins M. D., Junqueira R. B., de Carvalho R. F., Lacerda M. F. L. S., Fae D. S., Lemos C. A. A. Is a fiber post better than a metal post for the restoration of endodontically treated teeth? A systematic review and meta-analysis. *J Dent*; 112: 103750; 2021.
168. Marxkors R., Brehler R. Kronen. In: Marxkors R (Hrsg.). Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 5. Köln: *Dt. Zahnärzte Verlag*; 1-73; 2010.
169. Mendoza D. B., Eakle W. S., Kahl E. A., Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent*; 78: 10-15; 1997.
170. 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*; 31: 369-377; 2019.

171. Mercieca S., Conti M. C., Buhagiar J., Camilleri J. Assessment of corrosion resistance of cast cobalt- and nickel-chromium dental alloys in acidic environments. *J Appl Biomater Funct Mater*; 16: 47-54; 2018.

172. Meyenberg K. H., Luthy H., Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent*; 7: 73-80; 1995.

173. Michalakis K. X., Hirayama H., Sfolkos J., Sfolkos K. Light transmission of posts and cores used for the anterior esthetic region. *Int J Periodontics Restorative Dent* 24: 462-469; 2004.

174. Millstein P. L., Nathanson D. Retention between a serrated steel dowel and different core materials. *J Prosthet Dent*; 65: 480-482; 1991.

175. Monticelli F., Toledano M., Tay F. R., Sadek F. T., Goracci C., Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. *J Endod*; 32: 44-47; 2006.

176. Moreno A., Gimenez B., Ozcan M., Pradies G. A clinical protocol for intraoral digital impression of screw-retained CAD/CAM framework on multiple implants based on wavefront sampling technology. *Implant Dent*; 22: 320-325; 2013.

177. Moshonov J., Slutzky-Goldberg I., Gottlieb A., Peretz B. The effect of the distance between post and residual gutta-percha on the clinical outcome of endodontic treatment. *J Endod*; 31: 177-179; 2005.

178. Mostafa M., Shakal M., Seddik M. Adaptability of glass fiber posts fabricated by chair side versus in lab CAD/CAM technology. *J Med Dent Sci*; 20: 22-32; 2021.

179. Moustapha G., AlShwaimi E., Silwadi M., Ounsi H., Ferrari M., Salameh Z. Marginal and internal fit of CAD/CAM fiber post and cores. *Int J Comput Dent*; 22: 45-53; 2019.

180. Musikant B. L., Deutsch A. S. A new prefabricated post and core system. *J Prosthet Dent*; 52: 631-634; 1984.

181. Naumann M., Blankenstein F., Kießling S., Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci*; 113: 519-524; 2005.

182. Naumann M., Kiessling S., Seemann R. Treatment concepts for restoration of endodontically treated teeth: a nationwide survey of dentists in Germany. *J Prosthet Dent*; 96: 332-338; 2006.

183. Naumann M., Koelpin M., Beuer F., Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod*; 38: 432-435; 2012.

184. Naumann M., Neuhaus K. W., Kolpin M., Seemann R. Why, when, and how general practitioners restore endodontically treated teeth: a representative survey in Germany. *Clin Oral Investig*; 20: 253-259; 2016.

185. Naumann M., Schmitter M., Frankenberger R., Krastl G. "Ferrule comes first. Post is second!" Fake news and alternative facts? A systematic review. *J Endod*; 44: 212-219; 2018.

186. Naumann M., Sterzenbach G., Rosentritt M., Beuer F., Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod*; 34: 1006-1010; 2008.
187. Nitkin D. A., Asgar K. Evaluation of alternative alloys to type III gold for use in fixed prosthodontics. *J Am Dent Assoc*; 93: 622-629; 1976.
188. Nugala B., Kumar B. S., Sahitya S., Krishna P. M. Biologic width and its importance in periodontal and restorative dentistry. *Journal of conservative dentistry : JCD*; 15: 12-17; 2012.
189. 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.
190. Ochoa-López G., Cascos R., Antonaya-Martín J. L., Revilla-León M., Gómez-Polo M. Influence of ambient light conditions on the accuracy and scanning time of seven intraoral scanners in complete-arch implant scans. *J Dent*; 121: 104138; 2022.
191. Ona M., Wakabayashi N., Yamazaki T., Takaichi A., Igarashi Y. The influence of elastic modulus mismatch between tooth and post and core restorations on root fracture. *Int Endod J*; 46: 47-52; 2013.
192. Ozcan N., Sahin E. In vitro evaluation of the fracture strength of all-ceramic core materials on zirconium posts. *Eur J Dent*; 7: 455-460; 2013.
193. Özkurt Z., Iseri U., Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J*; 29: 233-245; 2010.
194. Pang J., Feng C., Zhu X., Liu B., Deng T., Gao Y., Li Y., Ke J. Fracture behaviors of maxillary central incisors with flared root canals restored with CAD/CAM integrated glass fiber post-and-core. *Dent Mater J*; 38: 114-119; 2019.
195. Passos L., Meiga S., Brigagão V., Street A. Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study. *Int J Comput Dent*; 22: 307-319; 2019.
196. Pei D. D., Meng Y. C., Fayed A. S., You Y. F., Wu Z. X., Lu Y. Comparison of crown fit and operator preferences between tooth preparation with electric and air-turbine handpieces. *J Prosthet Dent*; 125: 111-116; 2021.
197. Pereira J. R., de Ornelas F., Conti P. C., do Valle A. L. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *J Prosthet Dent*; 95: 50-54; 2006.
198. Perel M. L., Muroff F. I. Clinical criteria for posts and cores. *J Prosthet Dent*; 28: 405-411; 1972.
199. Perucelli F., Goulart da Costa R., Machado de Souza E., Rached R. N. Effect of half-digital workflows on the adaptation of custom CAD-CAM composite post-and-cores. *J Prosthet Dent*; 126: 756-762; 2021.
200. Peutzfeldt A., Sahafi A., Asmussen E. A survey of failed post-retained restorations. *Clin Oral Investig*; 12: 37-44; 2008.
201. Pilo R., Tamse A. Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with Gates Glidden and ParaPost drills. *J Prosthet Dent*; 83: 617-623; 2000.

202. Pinto A., Arcuri L., Carosi P., Nardi R., Libonati A., Ottria L., Campanella V. In vitro evaluation of the post-space depth reading with an intraoral scanner (IOS) compared to a traditional silicon impression. *Oral Implantol*; 4: 360-368; 2017.
203. Poiate I. A. V. P., de Vasconcellos A. B., Poiate E., Dias K. R. H. C. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Braz Oral Res*; 23: 161-168; 2009.
204. Pontius O., Nathanson D., Giordano R., Schilder H., Hutter J. W. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronaradicular reinforcement. *J Endod*; 28: 710-715; 2002.
205. Porto T. S., Roperto R. C., Akkus A., Akkus O., Teich S., Faddoul F., Porto-Neto S. T., Campos E. A. Effect of storage and aging conditions on the flexural strength and flexural modulus of CAD/CAM materials. *Dent Mater J*; 38: 264-270; 2019.
206. Prachasujit W., Urapepon S. Development of fibre-reinforced composite disk for computer-aided design-computer-aided manufacturing milled posts; Experimental composite disk using e-glass fibre in different fibre direction. *J Indian Prosthodont Soc*; 21: 425-429; 2021.
207. Prpic V., Schauerl Z., Catic A., Dulcic N., Cacic S. Comparison of mechanical properties of 3D-printed, CAD/CAM, and conventional denture base materials. *J Prosthodont*; 29: 524-528; 2020.
208. Purton D. G., Payne J. A. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int*; 27: 93-97; 1996.
209. Raiden G. C., Gendelman H. Effect of dowel space preparation on the apical seal of root canal fillings. *Endod Dent Traumatol*; 10: 109-112; 1994.
210. Rasimick B. J., Wan J., Musikant B. L., Deutsch A. S. A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *J Prosthodont*; 19: 639-646; 2010.
211. Rayyan M. R., Aldossari R. A., Alsadun S. F., Hijazy F. R. Accuracy of cast posts fabricated by the direct and the indirect techniques. *J Prosthet Dent*; 116: 411-415; 2016.
212. Rehmann P., Sichwardt V., Wostmann B. Intraoral scanning systems: need for maintenance. *Int J Prosthodont*; 30: 27-29; 2017.
213. Reich S., Wöstmann B. Digitale Abformmethoden. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U (Hrsg.). *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien*. Georg Thieme Verlag; Kapitel 14: 409-423; 2018.
214. Rekow E. D., Erdman A. G., Riley D. R., Klamecki B. CAD/CAM for dental restorations-some of the curious challenges. *IEEE Trans Biomed Eng*; 38: 314-318; 1991.
215. Revilla-Leon M., Gohil A., Barmak A. B., Zandinejad A., Raigrodski A. J., Alonso Perez-Barquero J. Best-fit algorithm influences on virtual casts' alignment discrepancies. *J Prosthodont*: 1-9; 2022.
216. 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*; 29: 107-113; 2020.

217. Richert R., Goujat A., Venet L., Viguie G., Viennot S., Robinson P., Farges J. C., Fages M., Ducret M. Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. *J Healthc Eng*; 2017: 8427595, 8427591-8427599; 2017.
218. Roberts H. W., Leonard D. L., Vandewalle K. S., Cohen M. E., Charlton D. G. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater*; 20: 617-622; 2004.
219. Rosen H. Operative procedures on multilatered endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*; 11: 973-986; 1961.
220. Rosentritt M. Faserverstärkte Kunststoffe. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U (Hrsg.). Werkstoffe in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien. *Georg Thieme Verlag*; Kapitel 6.6: 163-167; 2018.
221. Rosentritt M., Behr M., Gebhard R., Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater*; 22: 176-182; 2006.
222. Rosentritt M., Behr M., van der Zel J. M., Feilzer A. J. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*; 25: 348-352; 2009.
223. Rosentritt M., Siavikis G., Behr M., Kolbeck C., Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent*; 36: 1048-1053; 2008.
224. Ruschel G. H., Gomes E. A., Silva-Sousa Y. T., Pinelli R. G. P., Sousa-Neto M. D., Pereira G. K. R., Spazzin A. O. Mechanical properties and superficial characterization of a milled CAD-CAM glass fiber post. *J Mech Behav Biomed Mater*; 82: 187-192; 2018.
225. Saleh A. M., Vakili Gilani P., Tavanafar S., Schafer E. Shaping ability of 4 different single-file systems in simulated S-shaped canals. *J Endod*; 41: 548-552; 2015.
226. Sano H., Ciucchi B., Matthews W. G., Pashley D. H. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*; 73: 1205-1211; 1994.
227. Santos-Filho P. C. F., Soares P. V., Reis B. R., Veríssimo C., Soares C. J. Effects of threaded post placement on strain and stress distribution of endodontically treated teeth. *Braz Oral Res*; 27: 305-310; 2013.
228. Santos-Filho P. C., Verissimo C., Soares P. V., Saltarello R. C., Soares C. J., Marcondes Martins L. R. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. *J Endod*; 40: 119-123; 2014.
229. Saunders W. P., Saunders E. M. Coronal leakage as a cause of failure in root canal therapy: a review. *Endod Dent Traumatol*; 10: 105-108; 1994.
230. Schlenz M. A., Fiege C., Schmidt A., Wostmann B. Microleakage of thin-walled monolithic zirconia and polymer-containing CAD-CAM crowns. *J Prosthet Dent*; 125: 316-322; 2021.
231. Schlenz M. A., Stillersfeld J. M., Wostmann B., Schmidt A. Update on the accuracy of conventional and digital full-arch impressions of partially edentulous and fully dentate jaws in young and elderly subjects: a clinical trial. *J Clin Med*; 11: 3723, 3721-3713; 2022.

232. Schlenz M. A., Vogler J. A. H., Schmidt A., Rehmann P., Wostmann B. Chairside measurement of the marginal and internal fit of crowns: a new intraoral scan-based approach. *Clin Oral Investig*; 24: 2459-2468; 2020.
233. Schmidt A., Klussmann L., Wostmann B., Schlenz M. A. Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update. *J Clin Med*; 9: 988, 981-989; 2020.
234. Schmitter M., Rammelsberg P., Gabbert O., Ohlmann B. Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: a randomized clinical trial. *Int J Prosthodont*; 20: 173-178; 2007.
235. Schwartz R. S., Robbins J. W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*; 30: 289-301; 2004.
236. Schweiger J., Kieschnick A. CAD-Konstruktion. In: Schweiger J, Kieschnick A (Hrsg.). CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. *teamwork media GmbH*; Kapitel 2.1: 47-53; 2017.
237. Schweiger J., Kieschnick A. CAD/CAM: Prinzipien im Überblick. In: Schweiger J, Kieschnick A (Hrsg.). CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. *teamwork media GmbH*; Kapitel 1.3: 12-14; 2017.
238. Schweiger J., Kieschnick A. Datenerfassung auf Grundlage des 3D-Scannings und indirekte Datenerfassung. In: Schweiger J, Kieschnick A (Hrsg.). CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. *teamwork media GmbH*; Kapitel 2.1.1: 15-29; 2017.
239. Schweiger J., Kieschnick A. Die geschichtliche Entwicklung der CAD/CAM-Technik. In: Schweiger J, Kieschnick A (Hrsg.). CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. *teamwork media GmbH*; Kapitel 1.2: 9-11; 2017.
240. Schweiger J., Kieschnick A. Oxidkeramik. In: Schweiger J, Kieschnick A (Hrsg.). CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. *teamwork media GmbH*; Kapitel 2.4.2: 138-144; 2017.
241. Seelbach P., Brueckel C., Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*; 17: 1759-1764; 2013.
242. Shanmugam S., PradeepKumar A. R., Abbott P. V., Periasamy R., Velayutham G., Krishnamoorthy S., Mahalakshmi K. Coronal bacterial penetration after 7 days in class II endodontic access cavities restored with two temporary restorations: a randomised clinical trial. *Aust Endod J*; 46: 358-364; 2020.
243. SHAWCOR DSG-Canusa. DERAY®-KY 175: Technische Daten. 60-61; 01/2004.
244. Shemesh H., Bier C. A., Wu M. K., Tanomaru-Filho M., Wesselink P. R. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J*; 42: 208-213; 2009.
245. Signore A., Benedicenti S., Kaitsas V., Barone M., Angiero F., Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillaryanterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *J Dent*; 37: 115-121; 2009.
246. Sipahi C., Toksoy F., Ayyıldız S., Özcan M. Effect of physical and physicochemical surface treatment methods on the tensile strength of CAD/CAM

- fabricated zirconia posts and cores luted to root canals. *Int J Periodontics Restorative Dent*; 31: e64–e70; 2011.
247. Skramstad M. J. Welcome to Cerec Primescan AC. *International Journal of Computerized Dentistry* 22: 69–78; 2019.
248. Smith D. S. Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*; 19: 467–478; 1998.
249. Soares C. J., Rodrigues M. P., Faria E. Silva A. L., Santos-Filho P. C. F., Verissimo C., Kim H. C., Versluis A. How biomechanics can affect the endodontic treated teeth and their restorative procedures? *Braz Oral Res*; 32: e76, 169-183; 2018.
250. Soares C. J., Valdivia A. D. C. M., da Silva G. R., Santana F. R., Menezes M. . Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. *Braz Dent J*; 23: 135-140; 2012.
251. Sorensen J. A., Martinoff J. T. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent*; 52: 28-35; 1984.
252. Soriano-Valero S., Roman-Rodriguez J. L., Agustin-Panadero R., Bellot-Arcis C., Fons-Font A., Fernandez-Estevan L. Systematic review of chewing simulators: Reality and reproducibility of in vitro studies. *J Clin Exp Dent*; 12: e1189-e1195; 2020.
253. Spazzin A. O., de Moraes R. R., Cecchin D., Farina A. P., Carlini-Júnior B., Correr-Sobrinho L. Morphological analysis of glass, carbon and glass/carbon fiber posts and bonding to self or dual-cured resin luting agents. *J Appl Oral Sci*; 17: 476-480; 2009.
254. Standlee J. P., Caputo A. A. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent*; 68: 436-442; 1992.
255. Standlee J. P., Caputo A. A., Holcomb J., Trabert K. C. The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent*; 44: 398-404; 1980.
256. Stern N., Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *J Prosthet Dent*; 30: 162-165; 1973.
257. Stollwerk K. Postendodontischer Aufbau von Zähnen mit FRC-Stiften – Ergebnisse einer prospektiven klinischen Studie. Medizinische Dissertation Aachen: *Medizinischen Fakultät der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen*; 2009.
258. Streacker A. B., Geissberger M. The milled ceramic post and core: A functional and esthetic alternative. *J Prosthet Dent*; 98: 486-487; 2007.
259. Streacker A. B., Kenyon B. A simplified technique for fabricating an acrylic resin cast dowel and core pattern. *J Prosthet Dent*; 94: 404-405; 2005.
260. Strietzel R. Metalle. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U (Hrsg.). *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien. Georg Thieme Verlag*: 311-348; 2018.
261. Strub J. R., Kern M., Türp J. C., Witkowski S., Heydecke G., Wolfart S. Konservierende Vorbehandlung devitaler Pfeilerzähne. In: Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S (Hrsg.). *Curriculum Prothetik Band I 4., überarbeitete und erweiterte Auflage. Quintessenz Verlag; Kapitel 9.2.7: 220-232; 2011.*

262. Strub J. R., Rekow E. D., Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*; 137: 1289-1296; 2006.
263. Sturm R., Prates Soares A., Sterzenbach G., Bitter K. Interface analysis after fatigue loading of adhesively luted bundled fiber posts to human root canal dentin. *J Mech Behav Biomed Mater*; 119: 104385; 2021.
264. Sun J., Zhang F. Q. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont*; 21: 641-644; 2012.
265. Suzaki N., Yamaguchi S., Hirose N., Tanaka R., Takahashi Y., Imazato S., Hayashi M. Evaluation of physical properties of fiber-reinforced composite resin. *Dent Mater*; 36: 987-996; 2020.
266. Suzaki N., Yamaguchi S., Nambu E., Tanaka R., Imazato S., Hayashi M. Fabricated CAD/CAM post-core using glass fiber-reinforced resin shows innovative potential in restoring pulpless teeth. *Materials*; 14: 2021.
267. Syrek A., Reich G., Ranftl D., Klein C., Cerny B., Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*; 38: 553-559; 2010.
268. Tan P. L., Aquilino S. A., Gratton D. G., Stanford C. M., Tan S. C., Johnson W. T., Dawson D. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent*; 93: 331-336; 2005.
269. Tasin S., Ismatullaev A. Comparative evaluation of the effect of thermocycling on the mechanical properties of conventionally polymerized, CAD-CAM milled, and 3D-printed interim materials. *J Prosthet Dent*; 127: 173 e171-173 e178; 2022.
270. Teixeira K. N., Duque T. M., Maia H. P., Goncalves T. Fracture resistance and failure mode of custom-made post-and-cores of polyetheretherketone and nano-ceramic composite. *Oper Dent*; 45: 506-515; 2020.
271. Terry D. A., Swift E. J. Post-and-cores: past to present. *Dent Today*; 29: 134-135; 2010.
272. Tewes M., Berner M. Device, method and system for generating dynamic projection patterns in a confocal camera. 16/003,628. 12.12.2019.
273. Tinaz A. C., Alacam T., Topuz Ö., Er Ö., Maden M. Lateral perforation in parallel post space preparations. *J Contemp Dent Pract*; 5: 1-7; 2004.
274. Torbjørner A., Karlsson S., Syverud M., Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci*; 104: 605-611; 1996.
275. TRINIA. Die Lösung für metallfreie CAD/CAM-Restaurationen. Gebrauchsanweisung deutsch.
276. TRINIA. Technische Daten. <https://trinia.de/technical-data/> (abgerufen am 27.09.2022); 2022.
277. Tsintsadze N., Juloski J., Carrabba M., Goracci C., Vichi A., Grandini S., Ferrari M. Effects of scanning technique on in vitro performance of CAD/CAM-fabricated fiber posts. *J Oral Sci*; 60: 262-268; 2018.

278. Utter J. D., Wong B. H., Miller B. H. The effect of cementing procedures on retention of prefabricated metal posts. *J Am Dent Assoc*; 128: 1123-1127; 1997.
279. Vaddamanu S. K., Vyas R., Bavabeedu S. S., Arora S., Badiyani B. K., Kumar A. In vitro results of scanning technique on assessing cement thickness and interfacial nanoleakage of luted CAD/CAM-fabricated fiber posts. *J Pharm Bioallied Sci*; 13: S676-S678; 2021.
280. Vág J., Renne W., Revell G., Ludlow M., Mennito A., Teich S. T., Gutmacher Z. The effect of software updates on the trueness and precision of intraoral scanners. *Quintessence Int* 52: 636–644; 2021.
281. Veeraganta S. K., Samran A., Wille S., Kern M. Influence of post material, post diameter, and substance loss on the fracture resistance of endodontically treated teeth: a laboratory study. *J Prosthet Dent*; 124: 739 e731-739 e737; 2020.
282. Verri F. R., Okumura M. H. T., Lemos C. A. A., Almeida D. A. F., de Souza Batista V. E., Cruz R. S., Oliveira H. F. F., Pellizzer E. P. Three-dimensional finite element analysis of glass fiber and cast metal posts with different alloys for reconstruction of teeth without ferrule. *J Med Eng Technol*; 41: 644-651; 2017.
283. Vichi A., Ferrari M., Davidson C. L. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent*; 83: 412-417; 2000.
284. Vinothkumar T. S., Kandaswamy D., Chanana P. CAD/CAM fabricated single-unit all-ceramic post-core-crown restoration. *J Conserv Dent*; 14: 86-89; 2011.
285. Vogler J. A. H., Lehmann M., Rehmann P., Wostmann B. Survival time of post and cores: A 16 year retrospective follow-up study. *J Dent*; 117: 103923, 103921-103929; 2022.
286. von Fraunhofer J. A. Adhesion and cohesion. *Int J Dent*; 2012: 951324, 951321-951328; 2012.
287. Waldecker M., Rues S., Awounvo Awounvo J. S., Rammelsberg P., Bomicke W. In vitro accuracy of digital and conventional impressions in the partially edentulous maxilla. *Clin Oral Investig*; 1-12; 2022.
288. Waldecker M., Rues S., Behnisch R., Rammelsberg P., Bömicke W. Effect of scan-path length on the scanning accuracy of completely dentate and partially edentulous maxillae. *J Prosthet Dent*; 22: 22-39; 2022.
289. Waldecker M., Rues S., Rammelsberg P., Bomicke W. Accuracy of complete-arch intraoral scans based on confocal microscopy versus optical triangulation: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent*; 126: 414-420; 2021.
290. Webb P. A. A review of rapid prototyping (RP) techniques in the medical and biomedical sector. *J Med Eng Technol*; 24: 149-153; 2000.
291. Wegner P. K., Freitag S., Kern M. Survival rate of endodontically treated teeth with posts after prosthetic restoration. *J Endod*; 32: 928-931; 2006.
292. Wehr C., Roth A., Gustav M., Diedrich P. Forced eruption for preservation of a deeply fractured molar. *J Orofac Orthop*; 65: 343-354; 2004.
293. Weinbeck J. Pierre Fauchard - Sein Werk „Französischer Zahn-Arzt oder Tractat von den Zähnen“ und dessen Bedeutung für die moderne Zahnmedizin. Medizinische Dissertation: *Medizinische Fakultät der Universität zu Köln*; 2011.

294. Weinstein A. M., Klawitter J. J., Cook S. D. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. *J Biomed Mater Res*; 14: 23-29; 1980.
295. Wöstmann B. Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Medizinische Habilitation: *Westfälische Wilhelms-Universität Münster*; 1992.
296. Yazdanie N., Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent*; 54: 543-547; 1985.
297. Yeung A. W. K., Wong N. S. M. The historical roots of visual analog scale in psychology as revealed by reference publication year spectroscopy. *Front Hum Neurosci*; 13: 1-5; 2019.
298. Ying S., Chen S., Wang S., Xu L., Wang X., He F., Liu W. Outcome of teeth restored with CAD/CAM zirconium dioxide post-cores: a retrospective study with a follow-up period of 3-6 years. *BMC Oral Health*; 22: 1-9; 2022.
299. Yuzugullu B., Ciftci Y., Saygili G., Canay S. Diametral tensile and compressive strengths of several types of core materials. *J Prosthodont*; 17: 102-107; 2008.
300. Zalkind M., Hochman N. Esthetic considerations in restoring endodontically treated teeth with posts and cores. *J Prosthet Dent*; 79: 702-705; 1998.
301. Zaruba M., Mehl A. Chairside systems: a current review. *Int J Comput Dent*; 20: 123-149; 2017.
302. Zhang Y., Lawn B. R. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res*; 97: 140-147; 2018.
303. Zhou L., Wang Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature. *J Endod*; 39: 11-15; 2013.
304. Zicari F., Van Meerbeek B., Scotti R., Naert I. Effect of fibre post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent*; 40: 312-321; 2012.
305. Zicari F., Van Meerbeek B., Scotti R., Naert I. Effect of ferrule and post placement on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent*; 41: 207-215; 2013.
306. Zimmermann M., Ender A., Mehl A. Local accuracy of actual intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro. *J Am Dent Assoc*; 151: 127-135; 2020.
307. Zimmermann M., Mehl A. CAD/CAM-Technologie. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U (Hrsg.). *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien. Georg Thieme Verlag*; Kapitel 15: 425-446; 2018.
308. Zmener O. Adaptation of threaded dowels to dentin. *J Prosthet Dent*; 43: 530-535; 1980.
309. Zmener O. Effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. *J Endod*; 6: 687-690; 1980.

## 12 Anhang

### 12.1 Ergebnistabellen

#### 12.1.1 *Ergebnistabellen der Laborversuche*

##### Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung

Die Ergebnisse der Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Abformung des klinischen Untersuchungsabschnittes sind in den Tabellen 12.1, 12.2 und 12.3 aufgeführt mit Untergliederung in den koronalen, mittleren und apikalen Anteil des aufbereiteten Wurzelkanals.

Tabelle 12.1: Ergebnisse der Laborversuche für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im koronalen Wurzelbereich, Angaben in Millimetern.

Probennummer	koronal Ebene 1 distal	koronal Ebene 1 mesial	koronal Ebene 2 vestibulär	koronal Ebene 2 oral
38	0,019	0,052	0,111	-0,011
37	0,026	0,001	0	0,006
36	-0,014	0,031	0,036	-0,017
35	0,016	-0,003	-0,005	0,011
34	0,012	-0,006	0,001	0,096
33	-0,049	-0,024	-0,047	0,108
32	-0,001	-0,027	-0,055	-0,002
31	-0,029	-0,028	0,013	-0,048
41	-0,01	-0,005	-0,004	-0,057
42	0	0,048	-0,01	0,028
43	0,031	-0,011	0,01	-0,01
44	-0,017	0,034	-0,03	-0,007
45	0,004	0,038	-0,016	-0,003
46	-0,015	-0,003	-0,013	-0,008
47	0,007	-0,019	-0,005	-0,018

Tabelle 12.2: Ergebnisse der Laborversuche für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im mittleren Wurzelbereich, Angaben in Millimetern.

Probennummer	Mitte Ebene 1 distal	Mitte Ebene 1 mesial	Mitte Ebene 2 vestibulär	Mitte Ebene 2 oral
38	0,01	0,04	-0,007	0,042
37	0,022	0,012	0,006	0,019
36	0,037	0,019	0,035	0,079
35	-0,022	0,02	0,01	0,053
34	-0,005	0,014	0,033	0,008

Probennummer	Mitte Ebene 1 distal	Mitte Ebene 1 mesial	Mitte Ebene 2 vestibulär	Mitte Ebene 2 oral
33	0,001	-0,007	0,027	0,002
32	0,043	0,021	0,031	-0,04
31	-0,02	-0,005	-0,019	0,005
41	-0,021	0,003	0,016	0,018
42	-0,048	0,109	0,022	-0,01
43	-0,007	0,006	0,002	0,023
44	0,016	-0,016	-0,012	0,007
45	0,036	-0,009	-0,012	0,011
46	-0,018	-0,008	0,041	0,023
47	-0,009	0,014	-0,019	0,035

Tabelle 12.3: Ergebnisse der Laborversuche für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im apikalen Wurzelbereich, Angaben in Millimetern.

Probennummer	Aufbereitungslänge (konventionell)	Aufbereitungslänge (digital)	Abweichung apikal
38	10,1772	9,9153	0,2619
37	10,2752	10,1177	0,1575
36	9,9222	10,141	-0,2188
35	9,7818	9,8955	-0,1137
34	10,4394	10,0864	0,353
33	10,3182	9,9847	0,3335
32	10,0363	10,0078	0,0285
31	10,0441	9,9411	0,103
41	10,0098	9,941	0,0688
42	10,1399	10,0884	0,0515
43	10,1365	10,011	0,1255
44	10,289	10,2243	0,0647
45	10,0574	10,2314	-0,174
46	9,8951	9,8361	0,059
47	9,948	9,9378	0,0102

### Bewertung der Passgenauigkeit

Die Ergebnisse des Fragebogens sind in Tabelle 12.4 für gegossene Stiftaufbauten und in Tabelle 12.5 für gefräste Stiftaufbauten aufgeführt. Die Bewertung der Schwierigkeit der Abformung, die Passgenauigkeit, sowie die Friktion wurden anhand einer visuellen Analogskala vorgenommen und zeigen Werte von 0 (sehr einfach/ sehr gut) bis 100 (sehr schwierig/ sehr schlecht). Die eindeutige Fixierung, wie auch die notwendigen Korrekturen, wurden mit ja (ja = 1) oder nein (nein = 0) beantwortet. Falls Korrekturen vonnöten waren, wurden diese in Minuten notiert.

Tabelle 12.4: Ergebnisse der Laborversuche Bewertung der Passgenauigkeit anhand des standardisierten Fragebogens für die gegossenen Stiftaufbauten.

Probennummer	Schwierigkeit Abformung	Passgenauigkeit	Friktion	Eindeutig fixiert	Korrekturen nötig	Korrekturen in Minuten
38	72	37	33	1	1	2
37	4	26	40	1	1	2
36	4	73	14	1	1	8
35	81,5	72,5	37	1	1	8
34	87,5	20,5	22	1	1	2
33	17	73	1	1	1	5
32	19,5	68	0	1	1	8
31	25	73	0	0	1	10
41	18	66	0,5	0	1	8
42	13	2	0	1	0	0
43	10	3	0,5	1	0	0
44	0,5	77	1	1	1	3
45	1	63	0,5	1	1	4
46	1	6	29	1	1	1
47	1	50	1	1	1	4

Tabelle 12.5: Ergebnisse der Laborversuche Bewertung der Passgenauigkeit anhand des standardisierten Fragebogens für die gefrästen Stiftaufbauten.

Probennummer	Schwierigkeit Abformung	Passgenauigkeit	Friktion	Eindeutig fixiert	Korrekturen nötig	Korrekturen in Minuten
18	6	3	1	1	0	0
17	6	57	2	1	1	5
16	3,5	4	1	1	0	0
14	3	4,5	2	1	1	1
13	5	5	1	1	1	1
12	5	4	0	1	1	1
11	5	3	1	1	1	1
21	4	3,5	1	1	1	2
22	4	3	1	1	1	1
23	6,5	3	0,5	1	1	1
24	1,5	2	1	1	1	1
25	1	3	0,5	1	1	2
26	1,5	1	1	1	1	1
27	1	3,5	0	1	1	1
28	7,5	11	1	1	1	2

### ***12.1.2 Ergebnistabellen des klinischen Untersuchungsabschnittes***

#### **Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Stiftabformung**

Die Ergebnisse der Abweichungen zwischen konventioneller und digitaler Abformung des klinischen Untersuchungsabschnittes sind in den Tabellen 12.6, 12.7 und 12.8 aufgeführt mit Untergliederung in den koronalen, mittleren und apikalen Anteil des aufbereiteten Wurzelkanals.

Tabelle 12.6: Ergebnisse der klinischen Untersuchung für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im koronalen Wurzelbereich, Angaben in Millimetern.

Probandennummer	koronal Ebene 1 distal	koronal Ebene 1 mesial	koronal Ebene 2 vestibulär	koronal Ebene 2 oral
1	-0,008	-0,113	-0,252	0,03
2	-0,027	0,09	-0,011	-0,022
3	-0,041	-0,008	-0,062	-0,046
4	-0,006	-0,009	-0,014	-0,019
5	0,078	-0,011	-0,006	0,028
6	-0,01	0,078	-0,033	0,019
7	0,016	-0,006	0,004	0,018
8	0,269	-0,007	0,092	0,32
9	-0,008	-0,003	0,006	0,03
11	0,024	-0,005	-0,005	0,021
12	-0,02	0,021	-0,032	0,05
13	0,022	0,034	-0,022	-0,002
15	-0,017	-0,037	0,001	-0,05
16	-0,377	-0,325	-0,145	-0,346
17	-0,155	-0,048	0,005	-0,038
20	0,176	0,027	0,209	0,162
21	0,031	0,008	0,003	-0,036
22	-0,008	-0,011	-0,006	-0,001
23	-0,009	-0,003	-0,018	-0,001
24	-0,07	0,052	-0,02	-0,02
25	-0,042	0,001	-0,001	0,014
26	0,018	0,018	-0,011	0,039
27	-0,097	-0,051	0,014	-0,148
28	0,023	0,001	0,011	0,001
30	0,014	-0,014	-0,015	0,009
31	-0,015	-0,021	0,015	-0,009
32	-0,005	0,007	-0,035	-0,003
33	-0,014	0,001	-0,019	-0,016
34	0,062	0,011	0,016	0,026
35	0,017	0,035	-0,002	0,013

Tabelle 12.7: Ergebnisse der klinischen Untersuchung für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im mittleren Wurzelbereich, Angaben in Millimetern.

Probandennummer	Mitte Ebene 1 distal	Mitte Ebene 1 mesial	Mitte Ebene 2 vestibulär	Mitte Ebene 2 oral
1	0,013	0,028	0,026	0,006
2	0,001	0,029	0,045	0,06
3	0,034	0,082	0,025	0,043
4	-0,045	0,006	0,002	0,005
5	-0,071	0,013	-0,015	0,017
6	0,035	-0,039	-0,118	0,08
7	0,021	0,012	0,037	0,037
8	-0,017	-0,027	0,024	-0,008
9	0,02	0	0	0,003
11	-0,092	-0,001	-0,083	-0,032
12	0,046	-0,013	0,041	-0,015
13	-0,006	0,005	0,038	-0,046
15	0,208	0,077	0,056	0,165
16	-0,044	-0,017	-0,02	0,02
17	-0,011	0,045	-0,027	-0,036
20	0,033	0,131	0,026	0,069
21	0,044	0,024	-0,081	-0,021
22	0	0,007	-0,006	0,003
23	0,017	0,013	0,051	0,025
24	0,05	-0,001	-0,873	0,049
25	-0,012	0,153	0,056	0,004
26	0,389	0,021	0,034	0,088
27	-0,003	0,004	-0,019	-0,009
28	-0,002	-0,005	-0,045	0,014
30	-0,005	-0,091	-0,045	0,005
31	0,001	0,01	0,005	-0,001
32	0,087	0,054	0,008	-0,056
33	0,036	0,021	0,01	0,033
34	-0,104	-0,067	-0,352	-0,685
35	0,034	0,032	0,007	0,007

Tabelle 12.8: Ergebnisse der klinischen Untersuchung für die Abweichungen zwischen der konventionellen und digitalen Stiftabformung im apikalen Wurzelbereich, Angaben in Millimetern.

<b>Probandennummer</b>	<b>Aufbereitungslänge (konventionell)</b>	<b>Aufbereitungslänge (digital)</b>	<b>Abweichung apikal</b>
1	15,3964	14,9747	0,4217
2	8,7381	8,7119	0,0262
3	4,6678	5,1199	-0,4521
4	5,0783	5,0552	0,0231
5	11,5369	11,1574	0,3795
6	13,3605	13,294	0,0665
7	11,2574	11,288	-0,0306
8	6,8747	7,3612	-0,4865
9	12,6863	12,9504	-0,2641
11	9,5236	8,4044	1,1192
12	8,708	8,6905	0,0175
13	13,1859	13,0795	0,1064
15	7,1903	7,0559	0,1344
16	9,8109	9,8594	-0,0485
17	14,4244	13,8014	0,623
20	9,6059	10,8944	-1,2885
21	12,9843	13,079	-0,0947
22	6,0555	6,0712	-0,0157
23	13,3884	13,6562	-0,2678
24	11,5914	11,3342	0,2572
25	10,2434	9,9159	0,3275
26	11,3939	11,5903	-0,1964
27	9,3659	9,73	-0,3641
28	8,8333	8,8008	0,0325
30	7,1589	6,9951	0,1638
31	5,298	5,3067	-0,0087
32	9,4039	9,5623	-0,1584

Probandennummer	Aufbereitungslänge (konventionell)	Aufbereitungslänge (digital)	Abweichung apikal
33	6,5049	6,6341	-0,1292
34	10,3987	11,1448	-0,7461
35	5,2455	5,1543	0,0912

### Bewertung der Passgenauigkeit

Die Ergebnisse des standardisierten Fragebogens sind in den Tabellen 12.9 und 12.10 dargestellt. Die Bewertung der Schwierigkeit der Abformung, die Passgenauigkeit sowie die Friktion des Stiftaufbaus wurden anhand einer visuellen Analogskala vorgenommen und zeigen Werte von 0 (sehr einfach/ sehr gut) bis 100 (sehr schwierig/ sehr schlecht). Die eindeutige Fixierung, wie auch die notwendigen Korrekturen, wurden mit ja (ja = 1) oder nein (nein = 0) beantwortet. Falls Korrekturen vonnöten waren, wurden diese in Minuten notiert.

Tabelle 12.9: Ergebnisse des klinischen Untersuchungsabschnittes in Bezug auf die Bewertung der Schwierigkeit der Abformung, der Passgenauigkeit des Stiftaufbaus und der Friktion anhand des standardisierten Fragebogens (orange = digital, blau = konventionell).

Probandennummer	Schwierigkeit Abformung	Schwierigkeit Abformung	Passgenauigkeit	Passgenauigkeit	Friktion	Friktion
1	2	8	1	10	2	9
2	9	15	4,5	1	90	5
3	0	32	9	100	100	/
4	0	87	1	3	100	100
5	30	57	9	3,5	94	0
6	9	21	5	5	71	36
7	11	6	41	55,5	76	0
8	14,5	23	18	7	96	99,5
9	10	32	2	4	72	37
11	1	69	1	4	22	28
12	14	30,5	3,5	3	71	15
13	5,5	5	6	2,5	56	59
15	1	46	0	31	1	16,5
16	1	38	0,5	38	0,5	100
17	8	57	0,5	61	0	53
20	17	18	1	70,5	13	0,5
21	1,5	0	21	28,5	0	1
22	0,5	0,5	0,5	0	23	0
23	14	20	2	11	16	79
24	8	34	22	84	1	62,5
25	1	35,5	4	5	68	21
26	11	72	0,5	9	82	81,5

Probandennummer	Schwierigkeit Abformung	Schwierigkeit Abformung	Passgenauigkeit	Passgenauigkeit	Friktion	Friktion
27	29	34	18	17,5	72	73
28	0	5	0	4	71	42
30	0	22	3	9	88	73,5
31	0	90	12,5	8	1,5	96
32	1	18	0	0,5	58	0
33	0	76	6	10,5	24	36
34	2	91	0	61	94	100
35	2	78,5	72	32	0	28

Tabelle 12.10: Ergebnisse des klinischen Untersuchungsabschnittes in Bezug auf die eindeutige Fixierung des Stiftaufbaus, sowie notwendigen Korrekturen anhand des standardisierten Fragebogens (rot = digital, blau = konventionell).

Probandennummer	Eindeutig fixiert	Eindeutig fixiert	Korrekturen nötig	Korrekturen nötig	Korrekturen in Minuten	Korrekturen in Minuten
1	1	0	0	1	0	5
2	0	1	0	0	0	0
3	1	/	0	1	0	/
4	1	0	0	0	0	0
5	1	1	0	0	0	0
6	1	1	0	0	0	0
7	1	1	1	1	8	10
8	1	0	0	0	0	0
9	1	0	0	0	0	0
11	1	1	0	0	0	0
12	1	1	0	0	0	0
13	1	1	0	0	0	0
15	1	1	0	1	0	5
16	1	0	0	0	0	0
17	1	0	0	1	0	10
20	1	1	0	1	0	3
21	1	1	1	1	1	3
22	1	1	0	0	0	0
23	1	1	0	0	0	0
24	1	1	1	1	1	10
25	1	1	0	0	0	0
26	1	1	0	0	0	0
27	1	1	0	0	0	0
28	1	1	0	0	0	0
30	1	1	0	0	0	0
31	1	1	0	0	0	0
32	1	1	0	0	0	0
33	1	1	0	0	0	0
34	1	0	0	0	0	0
35	1	1	1	0	2	0

Bewertung weiterer Einflussparameter des klinischen Untersuchungsabschnittes

Die errechneten p-Werte für die Untersuchungen der weiteren Einflussparameter Zahnkategorie, Behandler und Aufbereitungslänge sind in den Tabellen 12.11 und 12.12 aufgeführt. Die Tabelle 12.11 zeigt den Zusammenhang der Parameter mit den Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Stiftabformung. Die Tabelle 12.12 stellt den Zusammenhang zwischen den Parametern und den Ergebnissen des standardisierten Fragebogens dar.

Tabelle 12.11: Ergebnisse der klinischen Untersuchung für die Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Stiftabformung unter Berücksichtigung der Parameter Zahnkategorie, Behandler und Aufbereitungslänge (a = Kruskal-Wallis-Test; b = Mann-Whitney-Test; c = Spearman-Rho-Test).

<b>Einflussparameter</b>	<b>Messposition</b>	<b>Zahnkategorie</b>	<b>Behandler</b>	<b>Aufbereitungslänge</b>
<b>distal</b> (Ebene 1)	<b>koronal</b>	p = 0,172 <sup>a</sup>	p = 0,189 <sup>b</sup>	p = 0,785 <sup>c</sup>
	<b>Mitte</b>	p = 0,624 <sup>a</sup>	p = 0,421 <sup>b</sup>	p = 0,849 <sup>c</sup>
<b>mesial</b> (Ebene 1)	<b>koronal</b>	p = 0,595 <sup>a</sup>	p = 0,385 <sup>b</sup>	p = 0,350 <sup>c</sup>
	<b>Mitte</b>	p = 0,310 <sup>a</sup>	p = 0,446 <sup>b</sup>	p = 0,918 <sup>c</sup>
<b>vestibulär</b> (Ebene 2)	<b>koronal</b>	p = 0,418 <sup>a</sup>	p = 0,539 <sup>b</sup>	p = 0,689 <sup>c</sup>
	<b>Mitte</b>	p = 0,178 <sup>a</sup>	p = 0,899 <sup>b</sup>	p = 0,608 <sup>c</sup>
<b>oral</b> (Ebene 2)	<b>koronal</b>	<b>p = 0,049<sup>a</sup></b>	<b>p = 0,002<sup>b</sup></b>	p = 0,260 <sup>c</sup>
	<b>Mitte</b>	p = 0,399 <sup>a</sup>	p = 0,751 <sup>b</sup>	p = 0,827 <sup>c</sup>
<b>apikal</b>	<b>Differenz konventionell und digital</b>	p = 0,510 <sup>a</sup>	p = 0,966 <sup>b</sup>	p = 0,497 <sup>c</sup>

Tabelle 12.12: Ergebnisse des klinischen Untersuchungsabschnittes für den standardisierten Fragebogen unter Berücksichtigung der Parameter Zahnkategorie, Behandler und Aufbereitungslänge (a = Kruskal-Wallis-Test; b = Mann-Whitney-Test; c = Spearman-Rho-Test; d = exakter Test nach Fisher).

<b>Einflussparameter</b>	<b>Workflow</b>	<b>Zahnkategorie</b>	<b>Behandler</b>	<b>Aufbereitungslänge</b>
<b>Schwierigkeit Abformung</b>	<b>digital</b>	<b>p = 0,018<sup>a</sup></b>	<b>p = 0,003<sup>b</sup></b>	<b>p = 0,003<sup>c</sup></b>
	<b>konventionell</b>	p = 0,805 <sup>a</sup>	p = 0,196 <sup>b</sup>	p = 0,084 <sup>c</sup>
<b>Passgenauigkeit</b>	<b>digital</b>	p = 0,958 <sup>a</sup>	p = 0,524 <sup>b</sup>	p = 0,709 <sup>c</sup>
	<b>konventionell</b>	p = 0,382 <sup>a</sup>	p = 0,641 <sup>b</sup>	p = 0,410 <sup>c</sup>
<b>Friktion</b>	<b>digital</b>	p = 0,286 <sup>a</sup>	p = 0,816 <sup>b</sup>	p = 0,201 <sup>c</sup>
	<b>konventionell</b>	p = 0,384 <sup>a</sup>	p = 0,088 <sup>b</sup>	p = 0,610 <sup>c</sup>
<b>Eindeutig fixiert</b>	<b>digital</b>	p = 1,000 <sup>d</sup>	p = 1,000 <sup>d</sup>	p = 0,733 <sup>c</sup>
	<b>konventionell</b>	p = 0,366 <sup>d</sup>	p = 1,000 <sup>d</sup>	p = 0,311 <sup>c</sup>
<b>Korrekturen notwendig</b>	<b>digital</b>	p = 0,381 <sup>d</sup>	p = 1,000 <sup>d</sup>	p = 0,567 <sup>c</sup>
	<b>konventionell</b>	p = 0,136 <sup>d</sup>	p = 0,678 <sup>d</sup>	p = 0,108 <sup>c</sup>
<b>Zeitbedarf für notwendige Korrekturen [min]</b>	<b>digital</b>	p = 0,444 <sup>a</sup>	p = 0,641 <sup>b</sup>	p = 0,618 <sup>c</sup>
	<b>konventionell</b>	p = 0,212 <sup>a</sup>	p = 0,315 <sup>b</sup>	<b>p = 0,021<sup>c</sup></b>

## 12.2 Verwendete Materialien und Geräte

Die in der vorliegenden Studie verwendeten Materialien und Geräte sind in den nachfolgenden Tabellen 12.13 und 12.14 aufgeführt.

Tabelle 12.13: Genauere Informationen bezüglich aller in der vorliegenden Studie verwendeten Materialien.

<b>Material</b>	<b>Name</b>	<b>Hersteller</b>	<b>Farbe</b>	<b>Chargennummer</b>	<b>Haltbarkeit</b>
Befestigungskomposit (Paste)	PANAVIA V5 Paste	Kuraray Noritake, Hattersheim am Main, Deutschland	clear	170050	2024-10-31
Befestigungskomposit (Primer, Keramik)	CLEARFIL CERAMIC PRIMER PLUS	Kuraray Noritake, Hattersheim am Main, Deutschland	/	160071	2024-10-31
Befestigungskomposit (Primer, Zahn)	PANAVIA V5 Tooth Primer	Kuraray Noritake, Hattersheim am Main, Deutschland	blau	150103	2024-10-31
CAD/CAM-Fräswerkzeug (klinischer Untersuchungsabschnitt)	Finisher 10	Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	/	H214701/A	/

<b>Material</b>	<b>Name</b>	<b>Hersteller</b>	<b>Farbe</b>	<b>Chargen- nummer</b>	<b>Haltbar- keit</b>
CAD/CAM-Fräswerkzeug (klinischer Untersuchungsabschnitt)	Shaper 25RZ	Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	/	H203602/A	/
CAD/CAM-Fräswerkzeug (Laborversuche)	Finisher 10	Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	/	H204603/A	/
CAD/CAM-Fräswerkzeug (Laborversuche)	Shaper 25RZ	Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	/	H195105/A	/
CAD/CAM-Kunststoff	TRINIA	Bicon Europe Ltd., Büchenbeuren, Deutschland	/	155820420	/
Edelmetallfreie Legierung	Wirobond C	BEGO GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland	/	4188	2023-03-08
Einbettmasse	HERAVEST® Onyx	Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland	/	5553087	2024-03

<b>Material</b>	<b>Name</b>	<b>Hersteller</b>	<b>Farbe</b>	<b>Chargen- nummer</b>	<b>Haltbar- keit</b>
Endo- Aufbereitungsfei- len (manuell)	Kerr-Feile ISO 10	FKG Den- taire, La Chaux-de- Fonds, Schweiz		374180	2026-10
Endo- Aufbereitungsfei- len (manuell)	Kerr-Feile ISO 15	FKG Den- taire, La Chaux-de- Fonds, Schweiz		355667	2026-04
Endo- Aufbereitungsfei- len (manuell)	Kerr-Feile ISO 20	FKG Den- taire, La Chaux-de- Fonds, Schweiz		372703	2026-10
Endo- Aufbereitungsfei- len (maschinell)	F360 Feile ISO 25, Ta- per.04	Komet Den- tal/ Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland		00324511	2026-11- 30
Endo- Aufbereitungsfei- len (maschinell)	F360 Feile ISO 35, Ta- per.04	Komet Den- tal/ Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland		00249403	2026-04- 30

Material	Name	Hersteller	Farbe	Chargennummer	Haltbarkeit
Endo-Aufbereitungsfeilen (maschinell)	F360 Feile ISO 45, Ta-per.04	Komet Dental/ Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland		00049166	2024-08-31
Ethanol	Ethanol 70 % (V/V) Hofmann's	Hofmann & Sommer GmbH und Co. KG, Königsee-Rottenbach, Deutschland		820419	2022-04
Extra-Liquid für Einbettmasse	INVESTMENT BS LIQUID 1	Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland		5553129	2024-05
Fräswachs	GEO Classic Fräswachs	Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland	blau-opak	20599	
Glasionomer-Befestigungsze-ment	3M Ketac Cem Aplicap	3M GmbH, Neuss, Deutschland	weiß	8204500	2024-08-30
Haftlack	Polyether Adhesive	3M GmbH, Neuss, Deutschland	rot	6774899	2021-12-12

<b>Material</b>	<b>Name</b>	<b>Hersteller</b>	<b>Farbe</b>	<b>Chargen- nummer</b>	<b>Haltbar- keit</b>
Isoliermittel	YETI LUBE	Yeti Dental- produkte GmbH, En- gen, Deutsch- land	farb- los	54334520	2023-11
Konfektionierter Kunststoffstift (Hilfsstift)	ER CAST Stift 090	Komet Den- tal/ Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	rot	00268746	
Korund	Spezial- Edelkorund, 50 µm Kör- nung	Harnisch + Rieth GmbH & Co. KG, Winterbach, Deutschland		75308	
Natriumhypoch- loritlösung (3 %)	Hypochlorite- SPEIKO 3%	SPEIKO-Dr. Speier GmbH, Bielefeld, Deutschland		164018	2023-09
Oxyguard™	PANAVIA F 2.0 Oxyguard II	Kuraray Nori- take, Hatters- heim am Main, Deutschland	grün	730080	2023-01- 31
Papierspitzen	Papierspitzen ISO-Größen 15-40	Pluradent AG Co KG, Of- fenbach, Deutschland		B17840217	2022-04

<b>Material</b>	<b>Name</b>	<b>Hersteller</b>	<b>Farbe</b>	<b>Chargen- nummer</b>	<b>Haltbar- keit</b>
Physiologische Kochsalzlösung	NaCl 0,9 %	B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland	/	21202454	2024-04
Polyether-Abformmaterial	Impregum™ Penta	3M GmbH, Neuss, Deutschland	violett	6813393/ 6819078	2022-09-09/ 2022-09-13
Prothesenkunststoff	Palapress	Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland	rosa	M010127/ K010099	2024-01-14/ 2023-07-29
Schrumpfschlauch aus Polyvenylidenfluorid	DERAY KY 175 – 9,5 mm / 4,8 mm	MCE Mauritz Electronis e.K.	farblos	404014	/
Speichelabsorber	Dry Tips small	Microbrush® International, Grafton, USA	/	183935-1	2025-04-01
Superhartgips	Implantatrock® Typ 4	picodent® Dental-Produktions- und Vertriebs GmbH	elfenbein	5451140	2023-07
Versiegelungslack	Versiegelung	Heimerle + Meule GmbH, Pforzheim, Deutschland	/	20201202	/

<b>Material</b>	<b>Name</b>	<b>Hersteller</b>	<b>Farbe</b>	<b>Chargen- nummer</b>	<b>Haltbar- keit</b>
Unterziehwachs	Spezialguss- wachs	Dentaurum GmbH & Co. KG, Insprin- gen, Deutsch- land	rot	0712	2022-07
Versiegler für Wurzelfüllung	AH Plus® Root Canal Sealer	Dentsply DeTrey GmbH, Kon- stanz, Deutschland	weiß	2110001069	2023-09- 30
Wachsdraht	FINOWAX, hart, Ø 3,5 mm	FINO GmbH, Bad Bocklet, Deutschland	blau	371422	/
Wangenretraktor	OpraGate	Ivoclar Viva- dent, Schaan, Lichtenstein	/	ZL01ZY	2024-10- 31
Wurzelfüllmate- rial	Roeko Gutta- percha-Spitzen ISO 45, Taper 0.04	Coltène/ Whaledent AG, Altstät- ten, Schweiz	oran- ge	L07558	2026-08- 31

Tabelle 12.14: Verwendete Geräte mit Softwareversionen (falls vorhanden).

Gerät	Name	Hersteller	Softwareversion
Abformlöffel	403C 1/2R/2	Carl Martin GmbH, Neuss, Deutschland	
Automatisches Mischgerät für Abformmaterialien	Pentamix™ 3	3M GmbH, Neuss, Deutschland	
Dentalmedizinisches Messgerät	Periotest Classic type 3218	Medizintechnik Gulden e.K., Modautal, Deutschland	
Digitales Lichtmikroskop	Smartzoom 5	Zeiss, Jena, Deutschland	Version 1.1
Digitales Luxmeter	HT 309	dataTec AG, Reutlingen, Deutschland	
Dokumentationssoftware der Messergebnisse	Microsoft Excel	Microsoft Corporation, Redmond, USA	Version 2016
Erlanger Wurzelstift-Aufbausystem	ER System Aufrauinstrument ISO 90	Komet Dental/ Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	
Erlanger Wurzelstift-Aufbausystem	ER System Erweiterer ISO 90	Komet Dental/ Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	
Erlanger Wurzelstift-Aufbausystem	ER System Pilotbohrer ISO 90	Komet Dental/ Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	

<b>Gerät</b>	<b>Name</b>	<b>Hersteller</b>	<b>Softwareversion</b>
Externe, digitale Analysesoftware	GOM Inspect	GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland	GOM Software 2019 (2019 Hotfix 8, Rev. 131186, Build 2020-09-10)
Fräseinheit	CEREC MC XL	Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	
Heißluftföhn	Würth Master HLG 2000 Compact	Adolf Würth GmbH & Co. KG, Künzelsau, Deutschland	
Kausimulator	Typ CS-4.8	SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland	
Lentulo	Wurzelfüller Typ „L“	Komet Dental/ Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	
Objektiv	PlanApo D 1.6x/0.1 FWD 36 mm	Zeiss, Jena, Deutschland	
Parodontalsonde	Sonden Parodontometer Kombination – UNC Figur XP3A/UNC1 5	Hu-Friedy Group, Frankfurt am Main, Deutschland	
Röntgensoftware	Sidexis XG	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland	Version 2.52


Gerät	Name	Hersteller	Softwareversion
Schallscaler	SONICflex quick 3008L	KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland	
Statistische Auswertungsoftware	SPSS Statistics	IBM Statistics, Armonk, USA	Version 26
Tellerschleifmaschine	KNUTH- ROTOR	K. u. B. Grubbs Instrument GmbH, Düsseldorf, Deutschland	
Tubus-Röntgengerät	HELIO-DENT DS	Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	
Zement-Anmischgerät	3M ESPE CapMix™	3M GmbH, Seefeld, Deutschland	

Die notwendigen Informationen bezüglich des in der Studie verwendeten Intraoralscanners (*Primescan*) sind in der nachfolgenden Tabelle 12.15 aufgeführt.

Tabelle 12.15: Informationen zum verwendeten Intraoralscanner.

Scanner	Hersteller	Seriennummer	Softwareversion
CEREC Primescan	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland	103813	5.2.3.264862

## 12.3 Votum der Ethikkommission

<p><b>JUSTUS-LIEBIG- UNIVERSITÄT GIESSEN</b></p> <p><small>Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Schlangenzahl 14, 35392 Gießen</small></p> <p>Ethik-Kommission des FB Medizin Klinikstr. 29 35392 Gießen</p>	<p><b>FACHBEREICH 11</b></p> <p> <b>Medizin</b></p> <p><b>Med. Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde</b></p> <p><b>Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik</b> Direktor: Prof. Dr. Bernd Wöstmann</p> <p><small>Schlangenzahl 14 D-35392 Gießen, 02.02.2021 Telefon: 0641/99-46150 Telefax: 0641/99-46139</small></p>
---	--

**Amendment zum Votum der Ethikkommission zur Abformgenauigkeit (AZ 267/13)**

Sehr geehrter Herr Prof. Tillmanns,  
Sehr geehrter Herr Dr. Krämer,  
Sehr geehrte Mitglieder der Ethikkommission,

bezugnehmend auf unser Schreiben vom 13.02.2019 und Ihr Antwortschreiben vom 25.03.2019 möchten wir Sie darüber informieren, dass wir eine Weiterführung des Projektes im Rahmen einer weiteren Promotionsarbeit planen. Der Fokus soll hierbei erneut auf der Abformgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen; diesmal mit dem Schwerpunkt in Form von Stiftaufbauten, liegen.

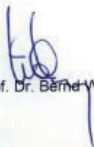
Die in Ihrem Schreiben vom 25.03.2019 angemerkten Änderungswünsche haben wir selbstverständlich vorgenommen.


Mit diesem Schreiben bitten wir um ein positives Votum der Ethikkommission für die Weiterführung des Projektes.

Anlagen:

- Unser Schreiben vom 13.02.2019
- Ihr Antwortschreiben vom 25.03.2019

Herzlichen Dank für Ihre Bemühungen,

  
Prof. Dr. Bernd Wöstmann

  
Dr. Jonas Vogler

JUSTUS-LIEBIG



UNIVERSITÄT  
GIESSEN

FACHBEREICH 11



MEDIZIN

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

Prof. Dr. B. Wöstmann  
Poliklinik für zahnärztliche Prothetik  
Schlangenzahl 14  
35385 Giessen

**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

FACHBEREICH 11



Medizin

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Schlangenzahl 14, 35392 Gießen

Ethik-Kommission des FB Medizin

z. Hd. Herrn Dr. H.-J. Krämer

Medizinisches Lehrzentrum 3. OG

Klinikstraße 29

35392 Gießen

**Med. Zentrum für Zahn-, Mund-  
und Kieferheilkunde**

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
Direktor: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Schlangenzahl 14  
D-35392 Gießen, 13.02.2019  
Telefon: 0641/99-46150  
Telefax: 0641/99-46139

### Votum der Ethikkommission zur Abformgenauigkeit (AZ 267/13)

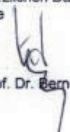
Sehr geehrter Herr Dr. Krämer,

Im Rahmen der Dissertation von Zahnarzt Jonas Vogler, möchten wir eine klinische Studie zum Thema Abformgenauigkeit durchführen. Bei der geplanten Studie handelt es sich um eine Erweiterung der Studie „Vergleichsstudie zur Abformgenauigkeit von intraoralen Scannern und A-Silikonem“ (AZ 267/13). Wie Sie dem Studienprotokoll entnehmen können, handelt es sich um den gleichen Versuchsaufbau. Lediglich soll bei dem geplanten Projekt der Fokus nicht auf den unterschiedlichen Abformtechniken, sondern der Messmethoden liegen. Anbei erhalten Sie

- Formalisierten Antrag
- Detaillierte Beschreibung des Vorhabens
- Kurze Begründung des Vorhabens
- Genaues, klinische Studienprotokoll
- Patienten- und Einverständnisaufklärung
- Versicherungspolice
- Votum und Protokoll der Kommissionssitzung der vorangegangenen Studie.

Herzlichen Dank für Ihre Bemühungen,

Ihre

  
Prof. Dr. Bernd Wöstmann

**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 Boedinghaus. **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 verschiedenen 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 zahn-technische 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-Silikon, 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-Silikon 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 Köppchen im Labor angefertigt. Diese Köppchen werden auf ihre Paßgenauigkeit hin verglichen. Das Köppchen 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 Prüfarztin sind Frau Zahnärztin Eva Breloer und Herr Zahnarzt Moritz Boedinghaus, 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 ist nicht einsehbar (infragingival) bzw. nicht trocken zulegen. Hauptzielkriterium ist, die Paßgenauigkeit der Köppchen auf dem Zahn zu vergleichen. Nebenzielkriterium ist der Vergleich der mit verschiedenen Verfahren erhaltenen Stumpfdimensionen.

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 zahn-technische Labor. Nachdem der Zahn für eine Krone/Brücke präpariert worden sei, werde ein mit Silikon beschichteter Metallöffel 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 Metallöffel bei vielen Patienten Würgereiz, Atemnot und Beklemmungsgefühl hervorrufe. Die Abformung werde dann in das zahn-technische 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

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 Zirkonoxid-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 Silikon-schicht stabilisiert werde. Nach Abbindung des Silikons könne das Käppchen abgezogen werden, wodurch ein Silikonabdruck entstehe. Dieser Abdruck werde 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 auftritt); 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 Zirkonoxid-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 intraoralen Scans und des gescannten Gipsmodells; 3) die erforderliche Zeitdauer für die 3 Scanner (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. Blüters-Sawatzki (Pädiatrie); Dr. Bödeker (Informatik); Herr Brumhard (Pharmazie); Dr. Degenhardt (Gynäkologie/Pränatalmedizin); Prof. Dr. Dr. Dettmeyer (Rechtsmedizin); Prof. Dr. Krämer (Zahnheilkunde); Prof. Dr. Kretschmer (Rechtswissenschaften); Dr. Repp (Pharmakologie); Prof. Tillmanns, Vorsitzender (Innere Med).

**Vertreter:** Prof. Dreyer (Pharmakologie); Frau Prof. Kemkes-Matthes (Innere Medizin); Frau Kreckel (Pharmazie); Prof. Künzel (Gynäkologie); Dr. Pons-Kühnemann (Informatik); Prof. Rißa (Rechtsmedizin); Dr. Röhrig (Chirurgie); Prof. Schmidt, (Rheumatologie); Frau Schneider (Rechtswissenschaften).

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

JUSTUS-LIEBIG



UNIVERSITÄT  
GIESSEN

FACHBEREICH 11



MEDIZIN

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

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

**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, 5. März 2021  
Dr. Kr./

**AZ.:** 267/13

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


**Ihr Schreiben vom 02.02.2019**

**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 Dr. Krämer, am 02.03.2021 besprochen. Im Vordergrund des erweiterten Projektes sollen die Meßmethoden zur Bestimmung der Paßgenauigkeit der Einzelzahnrestaurationen stehen (hier: Stiftaufbauten). Die sonstige Methodik der Studie ändert sich nicht. Die neuen Datenschutzregularien der seit 25.05.2018 in Kraft getretenen DS-GVO wurden ergänzt. Die Ethik-Kommission hat keine Einwände und stimmt der Erweiterung zu.

Mit freundlichen Grüßen

  
Prof. Dr. H. Tillmanns  
Vorsitzender

## 12.4 Patientenaufklärungsbogen

ZZMK Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

### **Patienten-Information und –Einwilligung zur Durchführung einer klinischen Studie mit volljährigen einwilligungsfähigen Patienten<sup>1</sup>**

---

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

**Prüfärzte:** Dr. Jonas Vogler, ZÄ Louise Billen

#### **Klinische Untersuchung zur digitalen Abformgenauigkeit von Einzelzahnrestorationen in Form von Stiftaufbauten.**

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 bei der Herstellung von Stiftaufbauten eine konventionelle Abformung mit Silikon oder einem anderen plastischen Abformmaterial gemacht. Von der Durchführung der vorgesehenen klinischen Prüfung, mit intraoralen Scannern, erhoffen wir uns eine bessere Passgenauigkeit der Stiftaufbauten, aber vor allem ein schonenderes und angenehmeres Abformverfahren für den Patienten.

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

Nach der Aufbereitung des Wurzelkanals für den Stiftaufbau wird eine digitale Abformung mit einem Intraoralscanner durchgeführt. Dies ist vergleichbar mit einer Videoaufnahme der Zähne. Am Termin der Stifanprobe wird zusätzlich das Gipsmodell, welches auf Grundlage der konventionellen Stiftabformung im zahntechnischen Labor hergestellt wurde, gescannt.

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 den Stiftaufbau 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 ein Stiftaufbau 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

**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 des Stiftaufbaus 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.

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 Gipsmodellen, den Aufnahmen meiner Zähne und den Fragebögen?**

Die Gipsmodelle, 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.

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

**Prüfärzte:** Dr. Jonas Vogler, ZÄ Louise Billen

**Klinische Untersuchung zur digitalen Abformgenauigkeit von Einzelzahnrestorationen in Form von Stiftaufbauten.**

**Einwilligungserklärung**

.....  
Name des Probanden in Druckbuchstaben

geb. am ..... Teilnehmer-Nr. ....

Ich bin in einem persönlichen Gespräch durch den Prüfärz

.....  
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 Prüfärz 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.

**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.

1. 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.

**Ich erkläre mich bereit,  
an der oben genannten klinischen Studie  
freiwillig teilzunehmen.**

Ein Exemplar der Probanden-Information und -Einwilligung habe ich erhalten. Ein Exemplar verbleibt im Prüfzentrum.

.....  
Name des Probanden in Druckbuchstaben

.....  
Datum

.....  
Unterschrift des **Probanden**

Ich habe das Aufklärungsgespräch geführt und die Einwilligung des Probanden eingeholt.

.....  
Name des Prüfarztes/der Prüffärztin in Druckbuchstaben

.....  
Datum

.....  
Unterschrift des aufklärenden **Prüfarztes/der Prüffärztin**

## Ergänzende Information für Studienteilnehmer gemäß Europäischer Datenschutz-Grundverordnung<sup>1</sup>

### Klinische Untersuchung zur digitalen Abformgenauigkeit von Einzelzahnrestorationen in Form von Stiftaufbauten.

Sehr geehrte/r Studienteilnehmer/in,

aufgrund des Wirksamwerdens der Europäischen Datenschutz-Grundverordnung = **DS-GVO** zum 25. Mai 2018, ändern sich die Datenschutzvorschriften in Europa. Daher ergeben sich dadurch neue Anforderungen an die Verarbeitung personenbezogener Daten.

Dies beinhaltet z. B. Informationen über die Erfassung, Speicherung und Weiterleitung ihrer personenbezogenen Daten sowie Ihre diesbezüglichen Rechte. Als mögliche/r neue/r Studienteilnehmer/in erhalten Sie diese Informationen im Rahmen des Aufklärungsgesprächs durch Ihren Prüfer und in der schriftlichen Patienteninformation- und Einwilligungserklärung zur klinischen Studie.

Der in der Patienteninformation- und Einwilligungserklärung zu der jeweiligen klinischen Studie beschriebene Umgang mit Ihren Daten gilt weiterhin.

**Zusätzlich werden Sie hiermit über die in der DS-GVO festgelegten Rechte informiert (Artikel 12 ff. DS-GVO):**

#### **Rechtsgrundlage**

Die Rechtsgrundlage zur Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten bilden bei klinischen Studien Ihre freiwillige schriftliche Einwilligung gemäß DS-GVO sowie der Deklaration von Helsinki (Erklärung des Weltärztebundes zu den ethischen Grundsätzen für die medizinische Forschung am Menschen) und der Leitlinie für Gute Klinische Praxis. Bei Arzneimittel-Studien ist zusätzlich das Arzneimittelgesetz Rechtsgrundlage, bei Medizinprodukte-Studien entsprechend das Medizinproduktegesetz anzuwenden.

**Bezüglich Ihrer Daten haben Sie folgende Rechte (Artikel 13 ff. DS-GVO):**

#### **Recht auf Auskunft**

Sie haben das Recht auf Auskunft über die Sie betreffenden personenbezogenen Daten, die im Rahmen der klinischen Studie erhoben, verarbeitet oder ggf. an Dritte übermittelt werden (Aushändigen einer *kostenfreien* Kopie) (Artikel 15 DS-GVO).

<sup>1</sup> Verordnung (EU) 2016/679 des Europäischen Parlaments und des Rates vom 27. April 2016 zum Schutz natürlicher Personen bei der Verarbeitung personenbezogener Daten, zum freien Datenverkehr und zur Aufhebung der Richtlinie 95/46/EG (Datenschutz-Grundverordnung)

**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).**

**Kontakt****Datenschutz: Kontaktdaten Prüfzentrum**

<b>Datenschutzbeauftragte/r</b>		<b>Datenschutz-Aufsichtsbehörde</b>	
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:	bemd.woestmann@dentist.med.uni-giessen.de	E-Mail:	poststelle@datenschutz.hessen.de

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

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

<b>Für die Datenverarbeitung Verantwortliche/r</b>	
ggf. Name:	Prof. Dr. Bernd Wöstmann
Adresse:	Schlangenzahl 14 35392 Gießen
Telefon:	0641-99-46141
E-Mail:	bemd.woestmann@dentist.med.uni-giessen.de

Name in Druckschrift \_\_\_\_\_

Datum \_\_\_\_\_

Unterschrift \_\_\_\_\_

## 12.5 Standardisierter Fragebogen

## 12.5.1 Laborversuche



Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

### Anwenderfragebogen – konventioneller Workflow

<b>Probennummer:</b>		
<b>Name des Prüfaznarztes:</b>		
<b>Datum der Untersuchung:</b>		

#### 1. Wie schwierig war die Abformung des aufbereiteten Wurzelkanals?

Konventionelle Stiftabformung:

sehr einfach |—————| sehr schwierig

#### 2. Wie gut ist die Passgenauigkeit des Stiftes?

Gegossener Stift:

sehr gut |—————| sehr schlecht

#### 3. Wie gut ist die Friktion des Stiftes?

Gegossener Stift:

sehr gut |—————| sehr schlecht

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

**4. Ist der Stift eindeutig fixiert?**

ja      Gegossener Stift:       nein

**5. Waren Korrekturen notwendig, um den Stift in Sollposition zu bringen?**

ja      Gegossener Stift:       nein

Zeitbedarf in Minuten: \_\_\_\_

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

## Anwenderfragebogen – digitaler Workflow

<b>Probennummer:</b>		
<b>Name des Prüfwahnarztes:</b>		
<b>Datum der Untersuchung:</b>		

### 1. Wie schwierig war die Abformung des aufbereiteten Wurzelkanals?

Digitale Abformung:

sehr einfach |—————| sehr schwierig

### 2. Wie gut ist die Passgenauigkeit des Stiftes?

Gefräster Stift:

sehr gut |—————| sehr schlecht

### 3. Wie gut ist die Friktion des Stiftes?

Gefräster Stift:

sehr gut |—————| sehr schlecht

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

**4. Ist der Stift eindeutig fixiert?**

ja

Gefräster Stift:

nein

**5. Waren Korrekturen notwendig, um den Stift in Sollposition zu bringen?**

ja

Gefräster Stift:

nein

Zeitbedarf in Minuten: \_\_\_\_\_

12.5.2 *Klinischer Untersuchungsabschnitt*

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

**Anwenderfragebogen**

<b>Probandennummer:</b>		
<b>Name des Prüfwaharztes:</b>		
<b>Datum der Untersuchung:</b>		

**1. Wie schwierig war die Abformung des aufbereiteten Wurzelkanals?**

Digitale Abformung:

sehr einfach |—————| sehr schwierig

Konventionelle Stiftabformung:

sehr einfach |—————| sehr schwierig

**2. Wie gut ist die Passgenauigkeit der Stifte?**

Gefräster Stift:

sehr gut |—————| sehr schlecht

Gegossener Stift:

sehr gut |—————| sehr schlecht

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

**3. Wie gut ist die Friktion der Stifte?**

Gefräster Stift:

sehr gut |—————| sehr schlecht

Gegossener Stift:

sehr gut |—————| sehr schlecht

**4. Sind die Stifte eindeutig fixiert?**

Gefräster Stift:

ja

nein

Gegossener Stift:

ja

nein

**5. Waren Korrekturen notwendig, um den Stift in Sollposition zu bringen?**

Gefräster Stift:

ja

nein

Zeitbedarf in Minuten: \_\_\_\_

Gegossener Stift:

ja

nein

Zeitbedarf in Minuten: \_\_\_\_

## 13 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, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Gießen, den 12.09.2023

Ort, Datum

Unterschrift

## 14 Danksagung

Allen voran möchte ich mich bei meinem Doktorvater *Prof. Dr. Bernd Wöstmann* für die Überlassung des Themas sowie die konstruktive Unterstützung bedanken.

Ein besonderer Dank gilt meinem Betreuer *Dr. Jonas Vogler* für die hervorragende Betreuung und die stets freundliche Unterstützung jeglicher Art. Du hast mir den Berufsanfang erleichtert sowie die Freude am wissenschaftlichen Arbeiten nähergebracht.

Gleicher Dank gilt *Prof. Dr. Peter Rehmann* für seine guten Ratschläge, ein immer offenes Ohr sowie die große Unterstützung in den Endzügen dieser Arbeit und das Korrekturlesen des Textes.

Für die tatkräftige Unterstützung bei Inbetriebnahme des Kausimulators danke ich *Priv.-Doz. Dr. Alexander Schmidt*, sowie *Antje Hübner* und *Dr. Thomas Niem* für die werkstoffkundliche Unterstützung im Labor.

Bei *Dipl.-Ing. Michael Köhl* möchte ich mich für die Lösung aller technischen Probleme bedanken.

Für das freundliche Miteinander und die Unterstützung von zahntechnischer Seite danke ich dem Zahntechnikzentrum Eisenach, allen voran Frau *Claudia Oehring* und Herrn *Thorsten Landgraf*.

Herrn *Dr. Johannes Herrmann* danke ich für die statistische Auswertung und die konstruktive Unterstützung bei statistischen Nachfragen.

Für die Bereitstellung des Periotest-Geräts danke ich der Poliklinik für Mund-Kiefer- und Gesichtschirurgie der Justus-Liebig-Universität Gießen sowie *Priv.-Doz. Dr. Sameh Attia* für die Einführung zur korrekten Durchführung.

Frau *Gudrun Hillenbrand*, Frau *Martina Schneider*, Herrn *Thomas Billen* und Herrn *Joel Hüsemann* danke ich für das Korrekturlesen dieser Arbeit.

Für das englische Korrekturlesen danke ich Frau *Ulrika Dadley*.

Ich danke allen Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen für die Unterstützung. Ein besonderer Dank gilt meinen Kolleginnen *Dr. Victoria Schubert* und *Marie Lehmann* sowie meinen Kollegen *Julius Döring* und *Marco Mersmann* für die schöne, gemeinsame Zeit in der Abteilung.

Meiner lieben Kollegin *Dr. Sarah Marie Reich* danke ich für die Aufmunterung und freundschaftliche Unterstützung jeglicher Art.

Zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden bedanken, insbesondere bei meiner Mama, meinem Papa, meiner Schwester Sophie und meinem Mann Jonas. Ich danke euch von Herzen für eure liebevolle und ausdauernde Unterstützung sowie euer Verständnis zu jeder Zeit. Ohne euch wäre ich nicht da, wo ich heute stehe.

## 15 Lebenslauf

Der Inhalt wurde aus Datenschutzgründen entfernt.



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**  
STAUFENBERGRING 15  
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890  
redaktion@doktorverlag.de  
www.doktorverlag.de

**ISBN: 978 3 8359 7148 6**

