

**Diplomarbeit**

**Das Bruchverhalten von Stiften zur Versorgung  
wurzelbehandelter Zähne: Eine vergleichende Untersuchung  
von Chrom-Kobalt-, Zirkonoxid- und Quarzfaser-Stiften**  
**Eine In-vitro-Materialstudie**

eingereicht von

**Lukas Seebacher**

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der Zahnheilkunde**

**(Dr. med. dent.)**

an der

**Medizinischen Universität Graz**

ausgeführt an der

**Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit**

Klinische Abteilung für Zahnerhaltung, Parodontologie und  
Zahnersatzkunde

unter der Anleitung von

Univ. FA DDDr. Armin Sokolowski

Priv.-Doz. Dr. Lumnije Kqiku-Biblekaj

Graz, 06.07.2023

### ***Eidesstattliche Erklärung***

*Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.*

*Graz, am 06.07.2023*

*Lukas Seebacher eh.*

## Vorwort

An dieser Stelle möchte ich mich bei meinem Betreuer\*innen-Team, Herrn **DDDr. Armin Sokolowski** & Frau **Priv.-Doz. Dr. Lumnije Kqiku-Biblekaj**, recht herzlich bedanken.

Durch ihre wegweisende und fachkundige Hilfestellung wurde mir das wissenschaftliche Arbeiten vertrauensvoll nähergebracht. Sie standen mir bei jeder noch so komplexen Fragestellung problemlösend und kompetent zur Seite.

Weiteres möchte ich den Zahntechnikern der Zahnklinik Graz, **Stefan Huber** und **Philipp Tepesch**, danken. Sie waren am Entstehungsprozess der Prototypen und an der Durchführung meiner Forschung maßgeblich beteiligt.

**Dentsply Sirona Inc.** hat die faserverstärkten Kunststoffstifte mit der Produktbezeichnung X-Post kostenfrei zur Verfügung gestellt und somit die Analyse möglich gemacht.

Vielen Dank an Frau **Dipl.-Ing. Irene Mischak** und **Erich Häupl** für die statistische und technische Hilfestellung.

Danke **Line Hilbert** für die fotografische Dokumentation.

Zu guter Letzt möchte ich mich von ganzem Herzen bei meiner Familie bedanken.

Sie haben mich im Laufe des gesamten Studiums emotional und finanziell unterstützt.

# Inhaltsverzeichnis

<b>VORWORT</b>	<b>II</b>
<b>INHALTSVERZEICHNIS</b>	<b>III</b>
<b>ABKÜRZUNGEN UND DEREN ERKLÄRUNG</b>	<b>V</b>
<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS</b>	<b>VI</b>
<b>TABELLENVERZEICHNIS</b>	<b>VII</b>
<b>ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>VIII</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>X</b>
<b>1 EINLEITUNG</b>	<b>12</b>
1.1 HISTORISCHES	12
1.2 THEMENEINFÜHRUNG	13
1.3 HERSTELLUNGSVERFAHREN	14
1.3.1 Direkte Verfahren	14
1.3.2 Indirekte Verfahren	14
1.3.3 Halbkonfektionierter Stumpfaufbau	15
1.3.4 Halbkonfektionierter Aufbau	16
1.3.5 Individuell gefertigter Stiftkernaufbau	16
1.4 CAD/CAM ZUR HERSTELLUNG VON INDIVIDUELLEN STIFTKERNAUFBAUTEN	17
1.4.1 Additive Fertigungsverfahren	18
1.4.1.1 Selective Laser Melting (SLM)	18
1.4.2 Subtraktive Fertigungsverfahren	20
1.4.2.1 Dentale Fräsmaschinen	20
1.5 INDIKATIONEN	21
1.6 AKTUELLE EMPFEHLUNGEN	22
1.7 WERKSTOFFE	25
1.7.1 Stifte aus Metall	25
1.7.2 Stifte aus Keramik	26
1.7.3 Stifte aus faserverstärktem Kunststoff	28
1.8 BEFESTIGUNG	29
1.8.1 Mechanisch-retentive Verankerung	30

1.8.2	Mikromechanisch-chemische Verankerung	30
1.9	VORBEHANDLUNG DER STIFTE	32
1.10	HINTERGRUND DER ARBEIT	34
<b>2</b>	<b>ZIELSETZUNG</b>	<b>34</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN</b>	<b>35</b>
3.1	ABLAUF UND STUDIENDESIGN	35
3.2	MATERIAL	37
3.2.1	Stifte	37
3.2.1.1	Quarzfaser-Stifte	37
3.2.1.2	Zirkonoxid-Stifte	38
3.2.1.3	Chrom-Kobalt-Stifte	39
3.2.2	Probenhalterung	40
3.2.2.1	Das primäre Gerüst	40
3.2.2.2	Das sekundäre Gerüst	41
3.3	METHODEN	43
3.3.1	Frakturbelastung	43
3.3.2	Datenauswertung	45
3.3.3	Statistische Auswertung	46
<b>4</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>47</b>
4.1	KRAFT-AUSLENKUNGS-DIAGRAMM	50
4.2	BOX-PLOT	52
<b>5</b>	<b>DISKUSSION</b>	<b>55</b>
<b>6</b>	<b>KONKLUSION</b>	<b>61</b>
	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>63</b>

## Abkürzungen und deren Erklärung

°C	Grad Celsius
3D	Dreidimensional
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Bortrioxid
CAD	Computer-Aided-Design
CAM	Computer-Aided-Manufacturing
CaO	Calciumoxid
cm	Zentimeter
Cr-Co	Chrom-Kobalt
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
GPa	Gigapascal
kN	Kilonewton
kW	Kilowatt
min	Minute
mm	Millimeter
N	Newton
NEM	Nichtedelmetall
nm	Nanometer
SiO <sub>2</sub>	Siliziumdioxid
SLM	Selective Laser Melting
STL	Standard Triangle Language
Vol. %	Volumenprozent
YAG-Laser	Yttrium, Aluminium und Granat-Laser
µm	Mikrometer

## Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Stiftaufbaus [56]</i> .....	14
<i>Abbildung 2: SLM-Metalldrucker Funktionsweise [11]</i> .....	19
<i>Abbildung 3: Ferrule-Effekt [16]</i> .....	23
<i>Abbildung 4: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus [32]</i> .....	36
<i>Abbildung 5: STL-Datei der Proben</i> .....	37
<i>Abbildung 6: Dentsply X-Post Quarzfaser-Stift [43]</i> .....	38
<i>Abbildung 7: Zirkonoxid-Stift</i> .....	39
<i>Abbildung 8: Chrom-Kobalt-Stift</i> .....	39
<i>Abbildung 9: Primäres Gerüst, frontale Ansicht</i> .....	40
<i>Abbildung 10: Primäres Gerüst, seitliche Ansicht</i> .....	41
<i>Abbildung 11: Primäres Gerüst, schräge Ansicht</i> .....	41
<i>Abbildung 12: STL-Datei, Sekundäres Gerüst</i> .....	42
<i>Abbildung 13: Sekundäres Gerüst, schräge Ansicht</i> .....	42
<i>Abbildung 14: Versuchsaufbau Chrom-Kobalt-Stift</i> .....	43
<i>Abbildung 15: Versuchsaufbau Zirkonoxid-Stift</i> .....	44
<i>Abbildung 16: Versuchsaufbau Quarzfaser-Stift</i> .....	44
<i>Abbildung 17: Versuchsaufbau eingespannt in der Zug- und Druckprüfmaschine</i> .....	45
<i>Abbildung 18: Graphische Darstellung der Kraft-Auslenkungs-Kurve sowie Erläuterung von Steifigkeit, Elastizitätsgrenze und Bruchfestigkeit [25]</i> .....	46
<i>Abbildung 19: Chrom-Kobalt-Stift nach der Frakturbelastung</i> .....	47
<i>Abbildung 20: Zirkonoxid-Stift nach der Frakturbelastung</i> .....	48
<i>Abbildung 21: Quarzfaser-Stift nach der Frakturbelastung</i> .....	48
<i>Abbildung 22: Kraft-Auslenkungs-Diagramm, Gruppe 1</i> .....	50
<i>Abbildung 23: Kraft-Auslenkungs-Diagramm, Gruppe 2</i> .....	51
<i>Abbildung 24: Kraft-Auslenkungs-Diagramm, Gruppe 3</i> .....	52
<i>Abbildung 25: Box-Plot, Steifigkeit (N)</i> .....	53
<i>Abbildung 26: Box-Plot: Elastizitätsgrenze (N)</i> .....	54
<i>Abbildung 27: Box-Plot, Bruchfestigkeit (N)</i> .....	54

## **Tabellenverzeichnis**

<i>Tabelle 1: Ergebnisse der Frakturbelastung</i> .....	49
<i>Tabelle 2: Ergebnisse von E. Asmussen et al. [25]</i> .....	60
<i>Tabelle 3: Ergebnisse H. Lambjerg-Hansen et al. [55]</i> .....	61

## Zusammenfassung

**Ziel:** Das Ziel dieser Arbeit war es, die mechanischen Parameter unterschiedlicher postendodontischer Versorgungskonzepte zu analysieren. Eine sehr häufige Komplikation bei Restaurationen dieser Art ist die Stiftfraktur. Nachdem ein mit einem Wurzelstift versorgter Zahn sehr hohen okklusalen Belastungen standhalten muss, ist es von großer Bedeutung die Materialeigenschaften und Grenzwerte unterschiedlicher Materialien zu eruieren und zu vergleichen.

**Material und Methoden:** Die Studie untersuchte das Bruchverhalten von konfektionierten Quarzfaserverstärkten (X-post Gr. 4, *Dentsply Sirona Inc.*, Charlotte, North Carolina, USA) ( $n=10$ ) sowie selbst hergestellten Zirkondioxid- ( $n=10$ ) und Chrom-Kobalt-Stiften ( $n=10$ ). Länge, Durchmesser und Form waren ident. Die Stifte wurden in einem standardisierten Verfahren mit einer Länge von 20 mm hergestellt. Das Freie Ende der Stifte ragte 5 mm aus der primären Metallfassung heraus und wurde einer Druckbelastung von  $45^\circ$  zur Stiftachse ausgesetzt. Die Ergebnisse wurden deskriptiv mithilfe von Einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) und dem Tukey-post-hoc-Test ausgewertet. Die Zirkondioxid-Stifte wurden mit einer Fünf-Achs-Fräse aus einer hochfesten Zirkonoxid-Ronde (*Copran-Zirkonoxid-Blank, Whitepeaks Dental Solutions GmbH*, Hamminkeln, Deutschland) gefertigt. Die Chrom-Kobalt-Stifte wurden mittels Laser-Cusing aus Remanium® star CL (*Dentaurum-GmbH & Co. KG*, Senden, Deutschland) hergestellt. Eine spezielle 3D-gedruckte, sekundäre Halterung wurde zur Fixierung der Stifte verwendet. Die Untersuchung zielt darauf ab, Unterschiede im Bruchverhalten der verschiedenen Stiftmaterialien zu identifizieren und Empfehlungen für ihre klinische Anwendung abzuleiten.

**Ergebnisse:** Die untersuchten Stifte unterschieden sich signifikant in ihren mechanischen Eigenschaften. Aus den erhobenen Daten der Frakturanalyse wurden die Steifigkeit, die Elastizitätsgrenze und die Bruchfestigkeit der Materialien ausgelesen. Es zeigten sich drei signifikante Unterschiede in der maximal möglichen Belastung der drei Stift-Arten: Abknicken der Quarzfaserverstärkten (Gruppe 1,  $n=10$ ,  $143,47 \pm 9,50$  N), Totalbruch der Keramik-Stifte (Gruppe 2,  $n=10$ ,  $211,06 \pm 40,97$  N), Verformen der Metall-Stifte (Gruppe 3,  $n=10$ ,  $320,60 \pm 12,05$  N). Bei den Zirkonoxid-Stiften zeigte sich kein plastisches Verhalten. Sie zeichneten sich durch eine hohe Steifigkeit und Bruchfestigkeit aus, wobei sie spröde waren und ohne plastische Verformung brachen. Die Gruppe 3 erzielte die

höchsten Bruchfestigkeitswerte bei einer vergleichbaren Steifigkeit ( $20,49 \pm 3,87$  N) wie Gruppe 2 ( $18,98 \pm 6,91$  N). Die niedrigsten Werte hinsichtlich der drei Untersuchungsparameter wurden in der Gruppe 1 festgestellt.

**Konklusion:** Ästhetische und moderne Stiftmaterialien wie Zirkonoxidkeramik oder Quarzfaser liefern die notwendigen mechanischen Eigenschaften, um einen wurzelbehandelten Frontzahn suffizient zu versorgen. Die korrekte Wahl der Stiftmaterialien ist von sehr vielen Kriterien abhängig. Es gilt auf die individuelle Indikationsstellung zu achten.

## Abstract

**Aim:** The aim of this study was to analyze the mechanical parameters of different post-endodontic restoration concepts. A very common complication in restorations of this kind is post fracture. Since a tooth restored with a post must withstand high occlusal loads, it is of great importance to investigate and compare the material fatigue properties and limits of the commonly used systems.

**Material and methods:** This study investigated the fracture behavior of prefabricated quartz fiber posts (X-post Gr. 4, Dentsply Sirona Inc., Charlotte, North Carolina, USA) (n=10), as well as custom-made zirconia (n=10) and cobalt-chromium (n=10) posts. The length, diameter, and shape of the posts were identical. The posts were fabricated using a standardized procedure with a length of 20 mm. The free end of the posts extended 5 mm from the primary metal core and was subjected to a compressive load at a 45° angle to the post axis. The results were analyzed descriptively using one-way analysis of variance (ANOVA) and the Tukey post hoc test. The zirconia posts were milled using a five-axis milling machine from a high-strength zirconia blank (Copran-Zirconia-Blank, Whitepeaks Dental Solutions GmbH, Hamminkeln, Germany). The cobalt-chromium posts were produced using laser curing from Remanium® star CL (Dentaurum-GmbH & Co. KG, Senden, Germany). A specially designed 3D-printed secondary holder was used to secure the posts. The study aims to identify differences in the fracture behavior of the different post materials and derive recommendations for their clinical application.

**Results:** The investigated posts exhibited significant differences in their mechanical properties. The collected data from the fracture analysis revealed the stiffness, elastic limit, and fracture strength of the materials. Three significant differences in the maximum load capacity were observed among the three types of posts: buckling of the quartz fiber posts (Group 1, n=10,  $143.47 \pm 9.50$  N), complete fracture of the ceramic posts (Group 2, n=10,  $211.06 \pm 40.97$  N), and deformation of the metal posts (Group 3, n=10,  $320.60 \pm 12.05$  N). The zirconia posts did not exhibit plastic behavior and were characterized by high stiffness and fracture strength, breaking in a brittle manner without plastic deformation. Group 3 achieved the highest fracture strength values with a comparable stiffness ( $20.49 \pm 3.87$  N)

to Group 2 ( $18.98 \pm 6.91$  N). The lowest values for the three investigated parameters were found in Group 1.

**Conclusion:** Aesthetic and modern post materials such as zirconia ceramic or quartz-fiber provide the necessary mechanical parameters to adequately restore a root-treated front tooth. The correct choice of post materials depends on various criteria. It is important to consider the individual indications for each case.

# 1 Einleitung

## 1.1 Historisches

In der Zahnmedizin werden bereits seit dem 18. Jahrhundert koronal destruierte Zähne mit Stiften versorgt, um ein stabiles Fundament für einen Aufbau zu schaffen. Im Jahr 1728 dokumentierte der französische Zahnarzt Pierre Fauchard in seinem Lehrbuch: *Le chirurgien dentiste où traité des dents* die damaligen Methoden in der Zahnmedizin, beschrieb sehr detailliert die orale Anatomie, Pathologie und Funktion. Er beschäftigte sich auch mit Zahnersatz und möglichen Restaurationsmethoden. In diesem Segment untermauerte er die Notwendigkeit der Retention [1]. Pierre Fauchard erkannte das Potenzial von Zahnwurzeln für restaurative Arbeiten und integrierte sie in das prothetische Behandlungskonzept. Die Auswahl der Werkstoffe hatte auch damals schon großen Stellenwert. Der Wurzelkanal wurde beispielsweise mit Blei verstärkt und darauf eine zurechtgeschnittene Rinder- oder Pferdekronen befestigt. Für einen besseren Halt waren auch Holzstifte im Gebrauch. Im feuchten Milieu der Mundhöhle absorbierte das Holz jedoch Flüssigkeit, was zu einer Ausdehnung und in weiterer Folge zur Wurzelfraktur führen konnte. Schließlich haben sich die Metallstifte aus Gold, Silber, Platin, Messing oder Kupfer durchgesetzt [2,3]. Damals wurde angenommen, dass der Stift in der Wurzel den Zahn stabilisiert und stärkt. Diese Annahme ist inzwischen widerlegt, da durch eine Stiftpräparation und Kraftübertragung die Zahnwurzeln erheblich geschwächt werden [2–4].

Bei der Richmond-Krone (1880) und Logan-Krone (1885) werden Stift und Krone aus einem Stück gefertigt. Die Wurzel wird dabei zirkulär umfasst, ein Merkmal, welches heute noch besteht und sich als Ferrule-Effekt etabliert hat. Ein 1,5 mm bis 2 mm breiter zirkulär präparierter Fassreifen trägt erheblich zur Stabilität der Zahnwurzel bei [2]. Um 1900 wurde die Logan-Krone von Leger-Dorez weiterentwickelt. Der Stift wurde dabei mit Wachs umhüllt und in den präparierten Wurzelkanal inseriert. Dadurch wurde eine Abformung hergestellt, die in Gold ausgegossen werden konnte. Diese Herstellungstechnik kennt man unter dem Begriff „individueller, gegossener Stiftaufbau“.

State of the art ist heute eine Trennung des postendodontischen Aufbaus von der eigentlichen Krone. Mit dem Vorteil, dass bei einer Beschädigung die Krone jederzeit entfernt und erneuert werden kann. Die Trennung dient auch als „stressbreaker“, somit werden Spannungen besser verteilt [2,3].

Durch Ruetz wurde 1946 nachgewiesen, dass die Stift-Form und -Oberfläche relevante Faktoren der Retention darstellen [2]. Er konstruierte einen zylindrischen Gewindestift. Stifte mit einem Gewinde werden als aktive Stifte bezeichnet. Ihrer Retention in der Zahnwurzel ist besonders hoch. Allerdings treten vermehrt Spannungen an der Gewindespitze auf, welche zur Stift- oder Wurzelfraktur führen können. Dieses Problem ist bei selbstschneidenden, aber auch vorgeschrittenen Gewindestiften evident. Nach heutigem Kenntnisstand werden passive, zylindrisch-konische Stifte empfohlen, welche sich in die Wurzelkontur eingliedern und die Kräfte gleichmäßig verteilen [2,4].

## 1.2 Themeneinführung

Stiftaufbauten werden für endodontisch behandelte Zähne, die wenig koronales Gewebe vorweisen und die funktionellen oder ästhetischen Kriterien einer Restauration erfüllen, empfohlen [5]. Faktoren, welche zu dieser Art der prothetischen Restauration führen, sind ausgedehnte kariöse Läsionen, Zahnfrakturen, Traumata sowie ein iatrogenen Verlust der Zahnschubstanz. Die Voraussetzung für eine Stiftversorgung ist eine endodontische Vorbehandlung [6]. Ein devitaler Zahn wird aufgrund seiner mangelnden Nährstoffversorgung mit der Zeit spröde [7]. Außerdem ist er nach dem endodontischen Eingriff durch die Präparation der Zugangskavität, die Erweiterung der Kanäle und Anwendung unterschiedlicher Chemikalien strukturell geschwächt. Aber auch das Einsetzen eines Stiftes verringert die Festigkeit des Zahnes erheblich und erhöht das Risiko einer iatrogenen Wurzelfraktur [7]. Ein Stift ist allerdings notwendig, um eine ausreichende Retention für den Aufbau zu gewährleisten. Der Aufbau dient als Ersatz der fehlenden Zahnhartsubstanz und wird in weiterer Folge prothetisch überkront oder mit plastischem Komposit rekonstruiert.

Das System gliedert sich nun grob in Wurzelbehandlung, Stift, Befestigungsmaterial sowie Aufbau, und darauf wird die prothetische Krone befestigt. Im Fokus dieses Versorgungskonzeptes steht der Schutz der restlichen Zahnhartsubstanz vor Frakturen und bakterieller Mikroleckage. Bei der Restaurierung eines devitalen Zahns stehen Zahnärzt\*innen verschiedene Materialien, Techniken und Stiftformen zur Auswahl, um eine ausreichende Wiederherstellung zu erreichen. Prinzipiell unterscheidet man zwischen dem direkten und indirekten Herstellungsverfahren, die im folgenden Kapitel näher beschrieben werden.

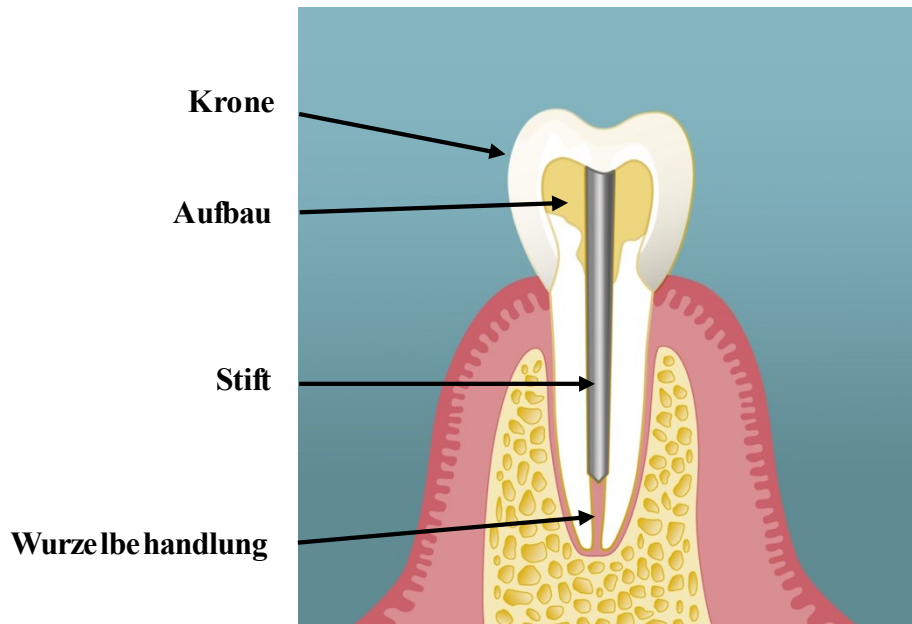


Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Stiftaufbaus [56]

## 1.3 Herstellungsverfahren

### 1.3.1 Direkte Verfahren

Das direkte Herstellungsverfahren hat sich auch als Chairside-Konzept etabliert. Alle Schritte der Prozesskette kommen ohne Beteiligung eines zahntechnischen Labors aus. Hierbei werden Substanzdefekte zeit- und kostengünstig mit vorgefertigten Materialien behandelt. Eine definitive Versorgung kann in nur einem Termin durchgeführt werden. Der konfektionierte Wurzelkanalstift wird in den vorbehandelten sowie präparierten Wurzelkanal eingebracht und adhäsiv oder mit einem klassischen Zement befestigt. Er ragt über den Wurzelstumpf und schafft ausreichend Retention für das plastische Aufbaumaterial [8].

### 1.3.2 Indirekte Verfahren

Das indirekte Herstellungsverfahren ist zweizeitig und wird für individuell gefertigte Stiftkernaufbauten und halbkonfektionierte Aufbauten herangezogen. Nach der Vorbehandlung und Wurzelkanalpräparation wird ein Abformstift in den Kanal inseriert. Von dieser Situation wird ein Abdruck genommen, wobei der Stift in der Abformmasse

verbleibt. Das zahntechnische Labor stellt in unterschiedlichen Fertigungsverfahren ein exaktes Werkstück her. Dieses kann in der darauffolgenden Sitzung befestigt werden. Als Nachteil ist der erhöhte Zeit- und Kostenaufwand zu nennen [8].

### **1.3.3 Halbkonfektionierter Stumpfaufbau**

Der halbkonfektionierte Stumpfaufbau besteht aus einem industriell vorgefertigten, genormten Stift mit einem plastischen Aufbau, welcher aus Komposit modelliert werden kann. Diese Kategorie teilt sich in unterschiedliche Systeme und Materialien. Zum einen gibt es aktive, mit einem Schraubengewinde versehene Stifte und zum anderen die passiven Stifte, welche kein Schraubengewinde vorweisen, sondern über die Friktion paralleler Wände sowie mittels Befestigungsmaterial halten. Zweiteres wird dabei empfohlen, da bei den aktiven Stiften vermehrt Spannungen an den Gewindespitzen, Spannungsrisse und somit Wurzelfrakturen auftreten [2]. Dies ist unabhängig davon, ob das Gewinde vorgeschritten wird oder selbstschneidend ist. Zusätzlich zu den vielfältigen Materialien wie Glasfaser, Quarzfaser, Kohlefaser, Zirkonoxidkeramik, Titan, NEM und Edelmetall, werden unterschiedliche Silhouetten wie zylindrisch, konisch und zylindrisch-konisch eingesetzt. Diese Silhouetten haben einen variierenden Einfluss auf die Retentionsfähigkeit [2,3].

#### Zylindrische Stifte:

Zylindrische Stifte weisen eine sehr hohe Retention im Wurzelkanal auf. Aufgrund ihrer speziellen Form findet die Hauptbelastung vermehrt am apikalen Ende der Zahnwurzel statt. Das zeigen spannungsoptische Versuche [2]. Diese Silhouetten-Form weicht von der natürlichen Wurzelanatomie ab, was bei der Präparation das Risiko einer Perforation erhöht und zu einem signifikanten Verlust der Hartschubstanz führen kann [3].

#### Konische Stifte:

Konische Stifte sind der Wurzelform besser angepasst und verursachen eine wesentlich geringere Wurzelschwächung als zylindrische Stifte [2]. Es ist eine maximale Stifflänge möglich. Die Hauptbelastung findet vermehrt am koronalen Stiftenende statt und ist von dem Konizitätswinkel abhängig. Die konischen Stifte ermöglichen aufgrund ihrer Form eine gleichmäßige Verteilung des Zements, wobei jedoch das Fehlen einer koronalen Abstützung die Gefahr einer Keilwirkung birgt. Sie weisen im Vergleich zu den zylindrischen Stiften

eine geringere Retention auf [3]. Klinisch betrachtet relativiert sich das allerdings, da Zylindrische Stifte der anatomischen Zahnwurzel-Form nicht folgen und kürzer gesetzt werden müssen [2].

#### Zylindrisch-konische Stifte:

Zylindrisch-konische Stifte, deren Form der Anatomie der Zahnwurzel entspricht, welche apikal konisch und koronal parallel verläuft, führen dazu, dass die Kaukräfte gleichmäßig auf die Zahnwurzel verteilt werden [3].

### **1.3.4 Halbkonfektionierter Aufbau**

Das System des halbkonfektionierten Aufbaus besteht aus einem vorgefertigten, genormten Stift, allerdings mit einem angegossenen Aufbau, welcher direkt in dem Patient\*innen-Mund oder indirekt, im zahntechnischen Labor, hergestellt werden kann [3].

### **1.3.5 Individuell gefertigter Stiftkernaufbau**

Beim individuell gefertigten Stiftkernaufbau sind der Stift und sein Aufbau aus einem Stück gefertigt. Nachdem das gesamte Werkstück individuell hergestellt wird, ist die Passung sehr exakt und entspricht der gewünschten Kanalanatomie. Er ist für tief zerstörte Zähne, elliptische oder aufgeweitete Kanäle indiziert, in welchen sich die konfektionierten Stifte nicht ausreichend an den Kanal anpassen können. Die bessere Anpassungsfähigkeit der individuell hergestellten Stifte hilft bei der Widerstandsfähigkeit gegen Torsionsbelastungen, wodurch auch der Zementspalt minimiert wird. Der Nachteil liegt hierbei allerdings in einem zweizeitigen Herstellungsverfahren. Die möglichen Materialien umfassen in erster Linie Gold-Legierung, Chrom-Kobalt-Legierung, Titan und Zirkonoxidkeramik. Das Modellieren des Stiftes kann einerseits direkt im Patient\*innen-Mund oder indirekt im zahntechnischen Labor stattfinden [3,9].

#### Direkte Methode

Wählt man die direkte Methode, muss man eine längere Behandlungszeit einplanen. Nach der Vorbehandlung und Präparation werden Zahn und Kanal mit Vaseline isoliert. Daraufhin wird flüssiger Kunststoff in das Kanallumen eingebracht. Der Aufbau wird mit demselben

Kunststoff geformt und intraoral ausgearbeitet. Nach dem Entfernen kann der\*die Zahntechniker\*in daraus den gewünschten Stiftkernaufbau realisieren.

### Indirekte Methode

In der indirekten Methode wird ein effizienterer Prozessablauf beobachtet. Die Präzision des Abdrucks spielt eine entscheidende Rolle. Nach der Vorbehandlung und Wurzelkanalpräparation wird ein Abformstift in den Kanal eingebracht. Von dieser Situation wird der Abdruck genommen, wobei der Stift in der Abformmasse verbleibt. Das zahntechnische Labor hat nun die Möglichkeit, zwischen einem analogen oder digitalen Workflow zu wählen. Beim analogen Ansatz wird aus dem Abdruck ein Sägeschnittmodell erstellt, in dem der Stift und der Aufbau aus Wachs modelliert werden. Anschließend wird es eingebettet und mit Metall ausgegossen [3].

Im Zuge der Digitalisierung hat die Zahntechnik eine Modernisierung erfahren, wodurch individuelle Metall-Stiftkernaufbauten nicht mehr gegossen werden müssen. Dank der CAD/CAM-Technologie eröffnen sich neue Herstellungsprozesse, bei denen der analoge Abdruck des Zahns mittels eines Scanners digitalisiert wird. Anschließend erfolgt die Modellierung des Werkstücks in einer speziellen Software. Die indirekte Methode, welche von den Materialien Chrom-Kobalt und Zirkonoxidkeramik beherrscht wird, ermöglicht schließlich die Herstellung des individuellen Stiftkernaufbaus durch den 3D-Druck oder das Fräsen des CAD-modellierten Werkstücks [3].

## **1.4 CAD/CAM zur Herstellung von individuellen Stiftkernaufbauten**

CAD/CAM ist die Abkürzung für "Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing". Auf Deutsch: Computergestütztes Konstruieren und Fertigen. Es handelt sich um eine Technologie, bei welcher Computerprogramme verwendet werden, um Produkte zu entwerfen und zu produzieren. In der Zahnmedizin wird sie unter anderem bereits erfolgreich zur Herstellung von Einzelkronen, Onlays, Inlays, Brücken, herausnehmbaren Teilprothesen und Totalprothesen sowie festsitzende Implantatversorgungen eingesetzt. Dieser, sogenannte „digitale Workflow“ bietet mehrere Vorteile, darunter mehr Planungsmöglichkeit, wiederholbare Arbeiten, eine höhere Genauigkeit, weniger menschliches Versagen, ein standardisiertes Herstellungsverfahren,

eine einfachere und schnellere Möglichkeit zur Herstellung von Restaurationen in größerem Umfang, geringere Kosten und sie ist ein effizientes Mittel zur Qualitätskontrolle.

Die CAD-Daten in Form eines STL-Datensatzes stammen von einem herkömmlichen Abdruck, welcher mit Hilfe von einem Labor- oder Intraoralscanner digitalisiert wird. Der Stift wird samt Aufbau Software-gestützt designt und konstruiert. Um das digitale Werkstück herzustellen, wird entweder das additive oder subtraktive Fertigungsverfahren eingesetzt [9].

### **1.4.1 Additive Fertigungsverfahren**

In der additiven Fertigung werden Produkte durch schrittweises Drucken von Strukturen, Schicht für Schicht, hergestellt. In diesem Segment gibt es Drucktechnologien wie die Stereolithografie (SLA), Digital Light Processing (DLP), Fused Deposition Modeling (FDM), Selective Electron Beam Melting (SEBM), Inkjet printing und das Selective Laser Melting (SLM). Mit einer hohen Geschwindigkeit, Zuverlässigkeit und Genauigkeit ist die additive Fertigung bei der Herstellung von dentalen Werkstücken eine ernsthafte Konkurrenz für die traditionelle Herangehensweise. Ein Vorteil gegenüber anderen Herstellungsverfahren besteht darin, dass es weniger Materialverlust gibt. Abgesehen von essenziellen Stützstrukturen wird nur gedruckt, was auch gebraucht wird. Ein großer Teil der teuren und hochqualifizierten Arbeitskräfte, die bei der herkömmlichen Fertigung benötigt werden, entfällt. Außerdem kann eine höhere Anzahl komplexer Produkte gleichzeitig hergestellt werden [10].

#### **1.4.1.1 Selective Laser Melting (SLM)**

Individuelle Metallstifte haben neben der exakten Passung sehr gute mechanische Eigenschaften, doch das traditionelle Gussverfahren birgt eine unkontrollierbare Fehlerquelle und kann zu der sogenannten Lunkerbildung führen. Dabei handelt es sich um Lufteinschlüsse, welche in der erstarrten Masse vermehrt auftreten. Der Abkühlprozess führt zum Schwinden des Werkstoffvolumens und somit zur Instabilität [3].

Das selektive Laserschmelzen, kurz SLM, ist ein laserbasiertes, additives Schichtdruckverfahren, welches zur Gruppe der Stahlschmelzverfahren gehört.

Hierbei wird ein metallischer pulverförmiger Werkstoff auf einer Grundplatte platziert. Ein Hochleistungslaser, meist ein Infrarot-YAG-Laser mit 1070 nm Wellenlänge, wird mit Hilfe von Spiegeln auf das feine metallische Pulver gelenkt. Der fokussierte Laserstrahl erhitzt das Substrat und verschmilzt die Partikel zu einer festen Materialschicht. Daraufhin wird die Basisplatte um eine Schichtdicke abgesenkt und erneut Pulver aufgetragen. Dieser Vorgang ist automatisiert und wiederholt sich so lange bis der gewünschte Festkörper hergestellt ist. Diese Technologie findet umfassende Anwendung, da sie in der Lage ist, komplexe Geometrien aus digitalen CAD-Daten herzustellen.

Zur Herstellung intraradikulärer Stifte eignet sich ein Pulvergemisch aus Co (60,5%), Cr (28%), W (9%) und Si (1,5%) sowie weiterer Elemente wie <1%: Mn, N, Nb, Fe. Es lassen sich auch andere Materialien wie Edelstahl, Aluminium, Reintitan, Titanlegierungen, Bronze, Gelbgold und Silber sintern. Als Vorteile der Chrom-Kobalt-Legierung sind der geringe Kostenfaktor und die hohe Biokompatibilität zu nennen. Ein attraktives Merkmal des additiven Verfahrens ist, dass es weniger Abfallprodukte gibt. Das nicht verschmolzene Pulver kann zum Großteil recycelt und in das System wieder eingespeist werden [10].

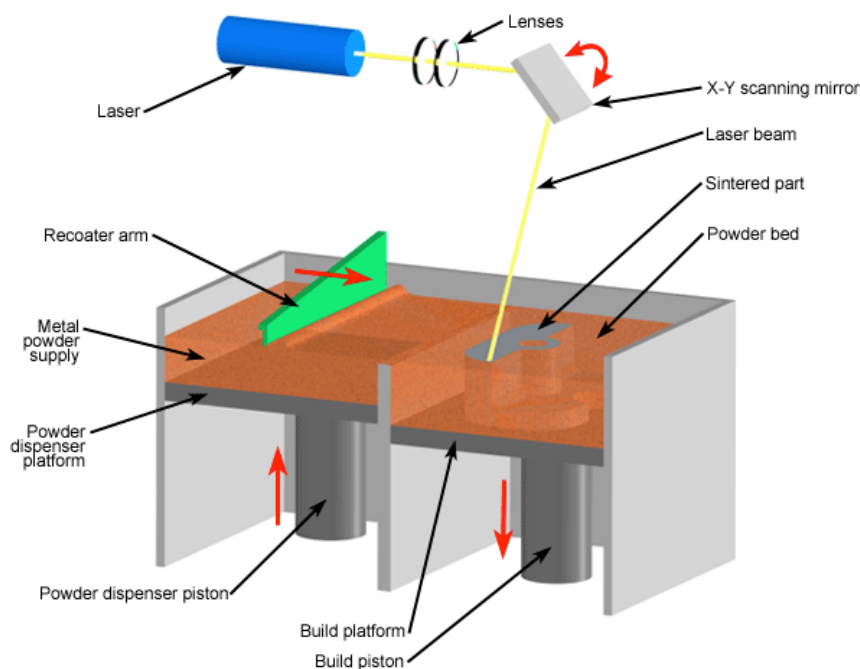


Abbildung 2: SLM-Metalldrucker Funktionsweise [11]

## **1.4.2 Subtraktive Fertigungsverfahren**

Bei der subtraktiven Methode wird Material aus einem Ausgangsprodukt abgetragen, um das gewünschte Werkstück herzustellen. Diese Ausgangsprodukte sind Blöcke oder Scheiben bzw. Ronden aus beispielsweise Metall, Kunststoff oder Keramik. Es steht eine umfangreiche Palette an Materialien zur Verfügung, die homogen sind und eine reproduzierbare Abtragung ermöglichen. Untersuchungen haben gezeigt, dass bei Verwendung der subtraktiven Methode mechanisch hochwertigere Restaurationen hergestellt werden können im Vergleich zur additiven Fertigungsmethode [9]. Allerdings werden mitunter 90% des vorgefertigten Blockmaterials bei der Herstellung der gewünschten Restauration verschwendet und können nicht wiederverwendet werden. Als weitere Nachteile sind die notwendige Fräsradiuskorrektur und der Instrumentenverschleiß zu nennen [9].

### **1.4.2.1 Dentale Fräsmaschinen**

Beim Herstellungsverfahren mittels dentaler Fräsmaschinen werden sämtliche Schritte von einem computergesteuerten Programm gesteuert. Nachdem die Software die Daten verarbeitet hat, erzeugt die Fräsmaschine die gewünschte Geometrie aus einem Materialblock. Die Maschine entfernt selektiv unerwünschte Teile. Meist handelt sich um fünfachsige Systeme, bei denen sich der Fräsbohrer in den drei Hauptachsen x, y und z bewegt. Der Materialblock kann zusätzlich in zwei Achsen gedreht werden. Um die Bearbeitungszeit zu beschleunigen, greifen einige Hersteller\*innen auf zwei getrennte Schleifkörper sowie auf zwei Motoren zurück. Somit kann eine Krone von manchen Fräsmaschinen in nur acht Minuten mit einer Genauigkeit von 25 µm hergestellt werden. Dank einem solchen kompakten Gerät ist eine prothetische Behandlung direkt, Chairside, in einer erheblich verkürzten Produktionszeit möglich [10,12].

Gefräste Stifte werden zumeist aus Zirkonoxidkeramik fabriziert, doch es besteht auch die Möglichkeit, glasfaserverstärkte Komposit-Blöcke zu fräsen. Sie sind finanziell günstiger und vereinen die Vorteile von den individuell gefertigten Stiften und den konfektionierten Faserstiften. Konfektionierte Faserstifte haben ein Elastizitätsmodul, welches dem Dentin sehr nahekommt. Es entstehen weniger Spannungen und somit seltener Wurzelfrakturen als

bei Metall-Stiften [9,13]. Außerdem müssen sie nach dem Fräsen nicht gesintert werden, was eine präzise Herstellung der Stiftkernaufbauten ermöglicht. Hybridkeramikblöcke sind ebenso eine wählbare Alternative. Sie bestehen aus Keramik und Komposit, haben sehr hohe mechanischen Eigenschaften und die Farbstabilität von Keramik gepaart mit der Elastizität von Komposit [9].

## 1.5 Indikationen

Basierend auf dem aktuellen Wissenstand und der jüngsten Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) lässt sich ableiten, dass Stiftaufbauten bei wurzelbehandelten Zähnen nicht als zwingend notwendig erachtet werden. Betrachtet man die Indikationen, so sind die verbleibende Resthartschubstanz aber auch die Zahnlokalisierung entscheidende Kriterien.

Bei einem geringen Destruktionsgrad in Form von einer zentralen Zugangskavität für eine endodontische Behandlung und bei 3-4 bestehenden zirkulären Kronenwänden, kann eine Restauration mit adhäsiv plastischen Kompositmaterialien erfolgreich durchgeführt werden, wobei auf eine zusätzliche Stiftversorgung verzichtet werden kann [3,14].

Ein mittlerer Destruktionsgrad, welcher zu seiner Trepanationseröffnung auch noch approximale, bukkale oder orale Kavitäten vorzuweisen hat und somit 1-2 Restwände aufweist, kann mit einem halbkonfektionierten Aufbau oder faserverstärkten Kunststoff-Stift behandelt werden [3,14].

Der starke Destruktionsgrad, beschrieben als großflächiger koronaler Defekt der klinischen Krone mit 0-1 vorhandenen Restwänden wird adäquat mit einem individuellen Stiftkernaufbau und festen Werkstoffen versorgt [3,14].

Für Frontzähne mit minimalem Zahnhartsubstanzdefekt, der durch die Präparation der Zugangskavität verursacht wurde, kann eine adhäsiv plastische Kompositfüllung verwendet werden. Wenn ein wurzelbehandelter Zahn im Frontzahnbereich mit einer Krone versorgt werden muss, kann, unter Berücksichtigung der Präparations-Kriterien, ein Stift eingesetzt

werden, um dem Zahn mehr Widerstandskraft gegen die dort herrschenden Kräfte zu geben [15].

Prämolaren benötigen häufiger einen Stift als Molaren, da sie weniger Zahnhartsubstanz haben, um eine Aufbauretention zu ermöglichen. In dieser Region existieren vermehrt seitliche Kräfte, welchen eine definitive Versorgung standhalten muss. Faktoren für den Einsatz eines Stiftes sind die verbleibende Zahnhartsubstanz und funktionelle Kräfte [15].

Molaren weisen eher selten einen Bedarf an Stiftaufbauten auf, insbesondere bei Zähnen mit nicht stark erweiterten koronalen Defekten. Die Reste des Pulpakavums und die Eingänge der Wurzelkanäle bieten in der Regel ausreichende Retention für einen adhäsiven oder individuellen Aufbau. Auf Molaren werden vorwiegend vertikale Kräfte ausgeübt. Unabhängig von der Krafrichtung ist es ratsam, einen Stift in den größten Kanal einzusetzen, was auch bei horizontalen Kräften offensichtlich ist [15].

## **1.6 Aktuelle Empfehlungen**

Nicht nur die Anzahl der Kavitätenwände, sondern auch die vertikale Wurzelumfassung des Aufbaus, der bereits erwähnte Ferrule-Effekt, verbessert die Prognose eines Zahnes erheblich und zählt zu den wichtigsten Voraussetzungen für einen Zahnerhalt und Versorgung mittels Stiftaufbau. Eine Höhe von 1,5 mm bis 2 mm und eine Schichtstärke von mindestens 1 mm werden dabei als Voraussetzungen für eine Stiftversorgung empfohlen. Der Begriff „Ferrule“ stammt von den lateinischen Wörtern „ferrum“ für Eisen und „viriola“ für Armband. Die Ferrule ist also das „Metallband“, welches die koronale Oberfläche des Zahns umgibt, stabilisiert und einen Schutz gegenüber Scherkräften gewährleistet. Klinische Studien haben gezeigt, dass präparierte Zähne ohne Ferrule vermehrt zu Stift- oder Zahnfrakturen führen. Außerdem schützt das spezielle Design die Zementfuge und hält die prothetische Krone länger dicht. Lassen die anatomischen Verhältnisse keine körperliche Umfassung der Wurzel zu, da der Defekt oder die Fraktur bis unter das gingivale Niveau reicht, so können als Erhaltungsversuch unter Berücksichtigung der biologischen Breite eine chirurgische Kronenverlängerung oder eine kieferorthopädische Extrusion in Betracht gezogen werden [16].

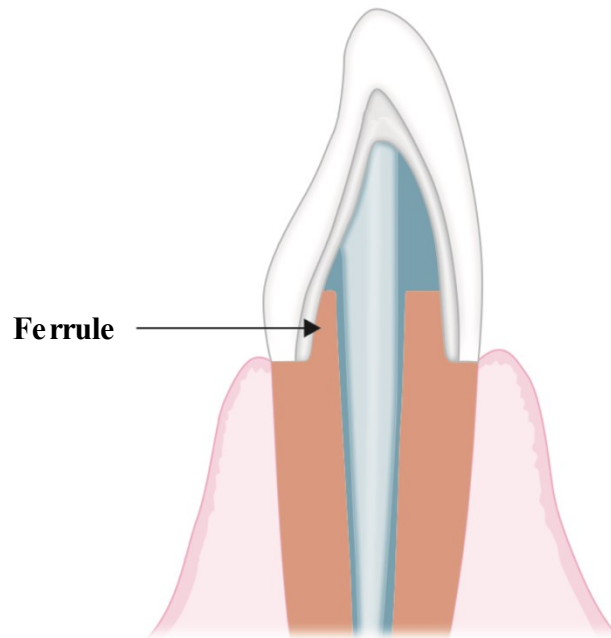


Abbildung 3: Ferrule-Effekt [16]

Die Dimension des Stiftes wird von der individuellen Wurzelanatomie vorgegeben. Es wurde nachgewiesen, dass die Retention und Spannungsverteilung umso besser sind, je länger der Stift ist. Betrachtet man das mechanische Hebelgesetz, so ist das Verhältnis von Hebel- zu Lastarm entscheidend. Es wird ein optimales Verhältnis von 1/3 Krone zu 2/3 Wurzellänge bei der Versorgung von Zähnen mit Stiftaufbauten angestrebt. Es ist wichtig, dass die Stiftlänge zumindest der Länge der klinischen Krone entspricht und nicht unterschritten wird, da zu kurze Stifte ein erhöhtes Risiko für Deszementierung aufweisen können. Im Falle einer zu langen Präparation besteht die Gefahr einer Wurzelfororation, bei der die Wurzelstruktur beeinträchtigt wird. Daher ist eine präzise Abwägung und korrekte Dimensionierung der Stiftlänge von großer Bedeutung. Des Weiteren sollte eine apikale Wurzelkanalversiegelung von mindestens 4 mm bestehen bleiben. Dies gewährleistet eine effektive Abdichtung des Apex-Bereichs und hilft, Mikroleckage zu verhindern [4,14].

Gemäß wissenschaftlichen Erkenntnissen sollte der Durchmesser des Stiftes etwa 1/3 des Wurzelquerschnittes entsprechen. Zusätzlich wird empfohlen, eine zirkuläre Restdentinwand mit einer Dicke von etwa 1 mm zu belassen. Eine angemessene Dimensionierung des Stiftdurchmessers ist von großer Bedeutung, um potenzielle Komplikationen zu vermeiden. Wenn der Stift zu dick gewählt wird, kann dies zu einer Überbeanspruchung der Wurzel führen und das Risiko einer Wurzelfraktur erhöhen. Auf der

anderen Seite besteht bei einem zu dünnen Stift die Gefahr einer Stiftfraktur, da er möglicherweise nicht ausreichend Festigkeit und Stabilität bietet [4,14].

Es wird empfohlen, die Stiftpräparation bei mehrwurzeligen Zähnen in der stärksten Wurzel durchzuführen [2]. Eine kompakte Knochenstruktur, welche die Wurzel umgibt, ist sehr wichtig. Außerdem wird immer ein gerader Wurzelverlauf bevorzugt. So ist bei den Oberkiefermolaren die palatinale Wurzel und bei den Unterkiefermolaren die distale Wurzel geeignet, da die restlichen Wurzelkonfigurationen aufgrund ihrer starken Krümmung eine artifizielle Perforation begünstigen würden.

Um einen Torsionsschutz der Versorgung zu gewährleisten, können parallel zur Hauptbohrung seichte Nebenbohrungen in den akzessorischen Kanälen durchgeführt werden. Bei Zähnen mit nur einem Wurzelkanal ist die Präparation einer Nut am Retentionskasten oder das Design eines ovalen Retentionskastens hilfreich. Hierbei gilt es die Einschubrichtung zu beachten und Unter-sich gehende Stellen zu vermeiden [2].

Wenn der Wurzelkanal von dem betroffenen Zahn stark gebogen, schmal oder kurz ist, kann eine umfangreiche Stiftpräparation die Wurzel schwächen. Daher wird bei solchen Zähnen die Verwendung eines faserverstärkten Stiftsystems bevorzugt. Bei diesem adhäsiv befestigten Stiftmaterial reicht eine Stiftlänge von 3 bis 6 mm im Wurzelkanal aus, um eine ausreichende Retention des Aufbaus und des Stiftes zu gewährleisten [15].

Im Gegensatz dazu erfordert die Insertion von metallischen Stiftten eine Entfernung von mehr Dentin, da die Stiftlänge  $\frac{2}{3}$  der Wurzellänge entsprechen sollte, um eine angemessene Retention des Stiftes in der Wurzel sicherzustellen. Ein großflächiger Kontakt des Stiftes mit dem Wurzelentin erhöht die Retention des Stiftes im Wurzelkanal, da die Befestigung durch Glasionomer- oder Zink-Phosphatzement weitgehend auf einer mikromechanischen Verbindung zum Dentin basiert [15].

Die Präparationsgrenze der prothetischen Krone sollte im gesunden Dentin liegen und idealerweise zirkulär harmonisch verlaufen. Dabei sollte ein Abstand von mindestens 2 mm zum Zementspalt eingehalten werden [14].

## 1.7 Werkstoffe

### 1.7.1 Stifte aus Metall

Sowohl individuelle als auch halbkonfektionierte Stift- oder Stiftkernaufbauten können gegossen, gefräst oder 3D-gedruckt werden. Sie bestehen aus Nichtedelmetall- oder Edelmetall-Legierungen. Metall-Stifte werden sehr oft eingesetzt und bieten vielseitige Eigenschaften. Sie zeichnen sich durch ihre Langlebigkeit, exzellente mechanische Stabilität und Röntgenopazität aus.

Die Festigkeit wird mit dem Elastizitätsmodul, kurz E-Modul, gemessen; ein Maß definiert durch den Widerstand eines Werkstoffes gegen seine elastische Formveränderung. Mit zunehmender Steigerung des Elastizitätsmoduls nimmt die Verformbarkeit eines Materials ab. Metallstifte weisen eine verringerte Frakturanfälligkeit auf, da ihr Elastizitätsmodul deutlich höher ist als der des menschlichen Dentins. Aufgrund dieser Diskrepanz können vereinzelt Spannungsspitzen auftreten, die zu Komplikationen wie Wurzelfrakturen führen können.

Ein weiterer Nachteil besteht in ihrer geringen ästhetischen Eigenschaft. Aufgrund ihrer silbernen Farbe scheinen sie durch vollkeramische Restaurationen hindurch und verleihen der marginalen Gingiva einen bläulich-grauen Farbton [3,17].

Nicht korrosionsbeständige Metalle können ebenfalls für eine beeinträchtigte ästhetische Erscheinung verantwortlich sein. Der Begriff Korrosion leitet sich vom lateinischen Wort *corrodere* ab, was „zersetzen“ bedeutet. Bei diesem chemischen Prozess sind Metall-Stifte und Aufbauten aus unterschiedlichen Legierungen, die mit Blut, Wasser oder Speichel - also Elektrolyten - in Kontakt kommen, betroffen. Dieser Vorgang wird durch Mikroleckage, Spaltbildung oder akzessorische Kanäle ausgelöst. Dadurch kann eine galvanische Reaktion ausgelöst werden, die zur Korrosion der weniger edlen Legierung führt. Die Korrosionsprodukte führen zu Volumenveränderungen des Stiftes, was in einer Wurzelfraktur resultieren kann. Darüber hinaus lagern sich diese Produkte in das Hartgewebe und die Gingiva ein, wodurch sie auch für die dunkle Verfärbung verantwortlich sind. Im sichtbaren Bereich ist es daher ratsam, auf Verblendmetallkronen, opake Zirkonoxid-Käppchen, eine Opakerschicht oder andere Stiftmaterialien zurückzugreifen [18].

Konfektionierte Metall-Stifte, die aus Reintitan oder Titanlegierungen bestehen, weisen eine hohe Biokompatibilität und Korrosionsbeständigkeit auf. Bei einer Wurzelspitzenresektion auf Stifthöhe bietet dieses Material optimale biologische Voraussetzungen. Titan ist jedoch nicht für den Gussprozess geeignet. In der klinischen Praxis werden daher konfektionierte Titan-Stifte mit plastischen Kompositaufbauten versorgt.

Reine Goldstifte sind nicht im Gebrauch, allerdings Stifte aus unterschiedlichen Gold-Legierungen. Die Edelmetall-Legierung Heraplat besteht aus Gold (61%), Platin (23,8%), Palladium (15%), Rhodium (0,2%), ist voll angussfähig und wird primär bei den halbkonfektionierten Stumpfaufbauten eingesetzt. Das E-Modul einer Titanlegierung ist so gering wie das der Goldlegierung und liegt bei 110 GPa. Diese Werkstoffe sind elastisch und chemisch inert [3].

Chrom-Kobalt ist ein häufiger Vertreter der Nichtedelmetall-Legierungen. Das E-Modul dieser Legierung liegt bei 220 GPa. Zu den wichtigen Eigenschaften gehören eine akzeptable Biokompatibilität, eine gute Korrosionsbeständigkeit, adäquate mechanische Eigenschaften, eine sehr hohe Härte und ausreichende Haftfestigkeit an der Keramik. Dank des hohen Elastizitätsmoduls ist das Risiko einer Stiftfraktur unter Kaubelastung signifikant reduziert [19].

### **1.7.2 Stifte aus Keramik**

Seit dem Jahr 1969 widmet sich die zahnmedizinische Prothetik intensiv der Erforschung und Anwendung von Keramikmaterialien. Besonders im Zentrum des Interesses steht dabei das Zirkonoxid. Dieser Werkstoff wird nicht zuletzt aufgrund seiner im Vergleich zu metallischen Werkstoffen deutlich verbesserten ästhetischen Eigenschaften in großem Umfang eingesetzt. Im Jahr 1995 berichteten Meyenberg et al. über den erfolgreichen Gebrauch von Stift und Kernsystemen aus Zirkonoxid. In einer Beobachtungszeit von 11 Monaten gab es dabei kein Versagen. Seitdem ist man auch von der hohen Biokompatibilität, fehlenden Korrosion sowie mechanischen und chemischen Stabilität überzeugt [20]. Die sehr gute Biokompatibilität ist bei einer folgenden Wurzelspitzenresektion von Vorteil. Biomechanisch handelt es sich um einen sehr harten, spröden, unelastischen Werkstoff.

Das E-Modul der Zirkonoxid-Stifte liegt bei >200 GPa und ist mit dem der NEM-Stifte vergleichbar [3]. Der Keramikern kann auch mit Aluminiumoxid oder kombiniert Aluminiumoxid-Magnesium im Schlickergussverfahren oder durch Fräsen hergestellt werden. Eine weitere Technik ist die Heißpresstechnik, bei der Glaskeramik unter großer Hitze über einen konfektionierten Zirkonoxid-Stift gepresst wird [21]. Eine verbesserte Überlebensrate kann durch den Einsatz eines geteilten, nicht angepressten, vollkeramischen Aufbaus erreicht werden. Dieses Material findet vor allem Anwendung im Bereich des individuellen Stiftkernaufbaus [3].

Die weiße Farbe von Zirkonoxid und eine sehr gute Verbundkraft sind leider ein zweischneidiges Schwert. So kann der Stift bei einer Fraktur nur sehr schwer entfernt und ausgetauscht werden. Ein weiterer Nachteil ergibt sich aus der Steifigkeit. Es ist erwähnenswert, dass Abnutzung, Retentionsverlust und Frakturen von Stiften leichter therapiert werden können und somit eher in Kauf genommen werden als die Spannungsspitzen und daraus resultierende Zahnfrakturen mit konsekutiver Extraktion [22].

Die Erfolgsraten von Zirkonoxid-Stiften, wie sie in den derzeit verfügbaren Studien dokumentiert sind, weisen bemerkenswerte Ergebnisse auf. Nach einer Untersuchung der Patient\*innen-Archive der Universitäten Freiburg und Kiel ergab die statistische Auswertung für Zähne, welche mit Zirkonoxid-Stiften versorgt wurden, eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 81,3% nach zehn Jahren. Hierbei waren die dokumentierten Misserfolge: Zahnfrakturen, Perkussionsempfindlichkeit, periapikale Radioluzenz, Verlust der Retention und Materialversagen des Stiftes [21].

In einer umfangreichen Recherchearbeit, von Zhang X. et al. aus dem Jahr 2018, wurden drei retrospektive Studien analysiert, die sich mit klinischen Erfolgsraten und Komplikationen von Zirkonoxid-Stiftsystemen befassten. In diesen Studien wurde eine beeindruckende durchschnittliche Überlebensrate von 97,4% festgestellt. Einschränkend ist dabei zu erwähnen, dass der Beobachtungszeitraum in diesen Studien lediglich bei drei Jahre lag [23].

### 1.7.3 Stifte aus faserverstärktem Kunststoff

Faserverstärkte Kunststoffstifte wurden in den 1990er-Jahren populär. Dabei werden Glas-, Quarz- oder Kohlefasern in eine Matrix basierend auf Epoxidharz oder Methacrylat eingebettet. Der Durchmesser einer Faser beträgt 7-10  $\mu\text{m}$ , sie können geflochten oder gewebt sein oder in Längsrichtung verlaufen. Die Glasfasern bestehen aus  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{B}_2\text{O}_3$  und  $\text{Al}_2\text{O}_3$ . Diese Wurzelkanalstifte sind industriell konfektioniert, in unterschiedlichen Längen und Durchmessern erhältlich. Ein maßgeblicher Vorteil der faserverstärkten Kunststoffstifte liegt in ihrer erhöhten Flexibilität im Vergleich zu den metallischen oder keramischen Stiften. Ihr Elastizitätsmodul, welches im Bereich von 30-50 GPa liegt, weist eine große Ähnlichkeit zum Elastizitätsmodul von Dentin auf, das zwischen 16,5 GPa und 18,5 GPa liegt. Das niedrige Elastizitätsmodul von faserverstärkten Stiften bedeutet außerdem, dass dieses Material eine geringe Festigkeit aufweist und unter geringer Belastung brechen kann. Es wird angenommen, dass durch die adhäsive Verbindung mit dem Dentin die biomechanischen Kräfte gleichmäßiger in der Wurzel verteilt und absorbiert werden. In der Verbundzone existieren kaum Scherspannungen; die Keilwirkung und Spannungsspitzen werden minimiert, somit entstehen seltener Wurzelfrakturen [7,24,25]. In-vitro- und In-vivo-Studien untermauern diese These. Faserverstärkte Kunststoffstifte zeichnen sich durch ihre metallfreie Eigenschaft aus, wodurch sie keine Metallallergien verursachen und nicht korrodieren. Zudem darf die ästhetische Komponente nicht außer Acht gelassen werden. Faserverstärkte Kunststoffstifte sind besonders transluzent, was ihnen ermöglicht, sich der Zahnfarbe anzupassen. Daher werden sie vor allem in Frontzähnen eingesetzt. Kohlefaserstifte bieten eine metallfreie Alternative, erfüllen jedoch aufgrund ihrer dunklen Farbe keine ästhetischen Anforderungen.

Schließlich lassen sich faserverstärkte Stifte, im Falle eines endodontischen Versagens oder einer Stift-Fraktur, wieder leicht revidieren. Dieses Phänomen nennt man ‚fail safe‘ also sicheres Versagen. Nachdem das Revidieren eines faserverstärkten Kunststoffstiftes keine große Herausforderung darstellt, steht einer Reparatur oder Erneuerung nichts im Weg. Mit speziellen Bohrern werden sie entlang dem Faserverlauf herausgebohrt, was zur Erhaltung des Restdentins beiträgt und das Risiko einer Perforation minimiert [3,26–29].

Klinische Studien zeigen teilweise höhere Misserfolgsraten als bei Stiften aus Keramik oder Metall [3]. In einer Studie von Naumann et al. wurden 144 Glasfaserstifte in den Zähnen

von 122 Patient\*innen adhäsiv befestigt und für 120 Monate observiert. Die Stifte wurden mit der herkömmlichen Etch-and-Rinse-Technik geklebt, während für den Aufbau Komposit verwendet wurde. Innerhalb von zehn Jahren wurde eine Misserfolgsrate von 46% beobachtet [30]. In einer anderen randomisierten Studie lag die 10-Jahres-Misserfolgsrate bei 41,3% [3]. Die häufigsten Misserfolge waren dabei Stiftbrüche und der Verlust der Stiftretention, seltener wurden endodontische Probleme und Dentinfrakturen mit folgender Zahnextraktion dokumentiert [3,31]. Ein Grund für die hohe Verlustrate könnte die rasche Alterung durch Wasseraufnahme sein. Die hydrophile Harzmatrix kann einen Prozess der Erweichung durchlaufen, was zu einer Verringerung der Härte und der Verschleißfestigkeit führt [32].

Kunststoff-Stifte reagieren mit der Umwelt, wobei einen negativen Einfluss Wasser, hohe Temperaturen oder Säuren haben können. Die Auswirkungen durch hydrolytische Degradation beinhalten eine Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften in Bezug auf die Festigkeit und das E-Modul.

In einer Untersuchung von Lassila et al. wurden 17 verschiedene Faserstifte äußeren Einflüssen ausgesetzt. Die Testreihe wurde unter multiplen Thermozyklen in Wasser geprüft. Nach dem Zyklus wurden die Proben vor der mechanischen Prüfung zwei Wochen lang in Wasser gelagert. Die Ergebnisse zeigten eine reduzierte Biegefestigkeit von 10% und eine Reduktion der Bruchfestigkeit von 18%. Fraglich ist, inwiefern sich die erhöhte Flexibilität auf die Versorgung auswirkt. Es könnte die Gefahr von Mikroleckage und Perkolation steigern und wohl auch in der Reinfektion der Wurzelspitze gipfeln [28,29,32].

## **1.8 Befestigung**

In der Zahnmedizin stehen verschiedene Befestigungsmethoden für Stift-Systeme zur Verfügung. Eine Unterscheidung erfolgt dabei zwischen den Verfahren des Zementierens und des Klebens. Die gängigsten Befestigungsmaterialien sind Zinkphosphat-, Glasionomer- und kunststoffmodifizierte Glasionomer-Zemente, aber auch adhäsive Klebesysteme auf Kompositbasis haben sich etabliert. Die Befestigungsmaterialien müssen den Stift nicht nur solide verankern, sondern auch biokompatibel und belastungsresistent sein.

### **1.8.1 Mechanisch-retentive Verankerung**

Die Befestigung gegossener Metall-Stifte erfolgte bereits vor vielen Jahren aufgrund ihrer effizienten und einfachen Handhabung hauptsächlich mithilfe von Zementen auf Zinkphosphatbasis, um eine mechanisch-retentive Verkeilung herzustellen. Die Zement- oder Klebefuge wird als eine Art Puffer angesehen, durch welchen die unterschiedlichen Elastizitätsmodule von Stift und Dentin ausgeglichen werden. Im abgebundenen Zustand existiert kaum Klebekraft. Die physikalische Retention wird in Form einer mechanischen Verkeilung von Stift und Dentin beschrieben, welche durch Oberflächenrauigkeiten und der Stiftgeometrie erzielt wird. Die maximale Friktion wird durch eine Zementfuge mit einer Breite von 30 µm bis 50 µm erzeugt. Zinkphosphat-Zement hat nicht nur eine längere Verarbeitungszeit, sondern ist auch mit Zinkoxid-Eugenol kompatibel, das in den meisten Wurzelkanalsealern enthalten ist. Biomechanische Studien haben gezeigt, dass Parameter wie die Stiftlänge und der Stiftdurchmesser entscheidende Faktoren bei der mechanisch-retentiven Verankerung darstellen [6,19,29,33].

Im Falle eines endodontischen Misserfolgs gestaltet sich die Entfernung eines Metall-Stifts, der im Wurzelkanal mit Zinkphosphat-Zement befestigt ist, im Vergleich zur Verwendung von Glasionomer-Zement einfacher. Bei der Verwendung von Glasionomer-Zement ist Mikroleckage das größte Problem. In einer Studie von Bachicha et al. wurde bei der Verwendung von adhäsiven Kompositssystemen im Vergleich zu Zinkphosphat- oder Glasionomer-Zementen deutlich seltener Leckage festgestellt. Um Leckage zu minimieren, müssen alle Reste von Guttapercha und Wurzelkanalsealer von den Dentinwänden entfernt werden [33,34].

### **1.8.2 Mikromechanisch-chemische Verankerung**

Adhäsive Befestigungssysteme charakterisieren sich durch eine hohe Resistenz gegenüber Druck- und Zugbelastungen und erhöhen die Retention der Stifte [28,29,35]. Sie bewirken die Bildung eines chemisch-mechanischen Haftverbunds mit dem Dentin und bestehen aus einer Polymermatrix sowie anorganischen Füllkörpern. Die Befestigungskomposite können in adhäsive Kleber, modifizierte Komposite und Komposite unterteilt werden. Die Komposite bestehen aus einem Monomer auf Dimethacrylat-Basis, das mit anorganischen Füllkörpern aus silanisierten Glas- oder Keramikpartikeln kombiniert wird. Modifizierte

Komposite sind ebenfalls auf Dimethacrylat- oder Bis-GMA-Basis (Bisphenol-Glycidyl-A-Methacrylat) erhältlich. Darüber hinaus gibt es Befestigungskomposite, die auf Methylmethacrylat basieren. Zum Befestigen von metallischen Restaurationen werden Kleber auf Bis-GMA-Basis mit aktivierten Phosphorestern empfohlen. Die Verwendung der Adhäsivtechnik im Wurzelkanal wird durch verschiedene Faktoren erschwert, darunter die Schwierigkeit, Feuchtigkeit zu kontrollieren, das Vorhandensein einer Schmierschicht, der Mangel an direkter Sicht in den Wurzelkanal sowie der Konfigurationsfaktor (C-Faktor). Provisorische Zemente, welche eugenolhaltig sind oder eugenolhaltige Sealer beeinflussen den Haftverbund negativ. Bei einem gewünschten dauerhaften Klebeverbund ist eine strikte Feuchtigkeitskontrolle mittels Watterollen und Kofferdam vorteilhaft, da die Haftung durch die im Speichel und Sulcusfluid enthaltenen Glykoproteine negativ beeinflusst werden kann. Das mikromechanische Ätzmuster aber auch die eröffneten Dentintubuli obliterieren und verhindern das tiefe Eindringen der Verbundstoffe. Dentin zeichnet sich durch seine tubuläre Mikrostruktur aus. Diese Dentintubuli zeigen, aufgrund des darin enthaltenen Dentinliquors, einen hydrophilen Charakter. Im Gegensatz dazu weist Kompositmaterial eine ausgeprägte Hydrophobie auf. Aus diesem Grund sind Adhäsivsysteme von entscheidender Bedeutung, um eine zuverlässige Haftung in einer feuchten Umgebung wie dem Wurzelkanal zu gewährleisten. Aufgrund der vorhandenen Schmierschicht werden Self Etch, Selective Etch, Etch & Rinse und selbstadhäsive Komposite angeboten. Wegen der begrenzten Lichtpenetration im Wurzelkanal sollten unabhängig von der Transluzenz der Stifte bevorzugt selbsthärtende oder dualhärtende Befestigungsmethoden eingesetzt werden [15,24,26,36,37]. Der C-Faktor, bezieht sich auf das Verhältnis zwischen der haftenden und nicht-haftenden Oberfläche im Zusammenhang mit einer direkten Zahnrestauration, bei der Kompositmaterial verwendet wird. Ein hoher C-Faktor bedeutet ein Ungleichgewicht zwischen der gebundenen und ungebundenen Oberfläche, wobei der größere Anteil auf der gebundenen Seite liegt. Die Polymerisationsschrumpfung führt zu einem Aufschumpfen des Komposits auf den Stift. Dies kann einerseits zu einem erhöhten Risiko des Haftungsverlustes führen und andererseits das Risiko einer Randspaltbildung und Mikroleckage erhöhen [38,39]. Um den C-Faktor zu reduzieren und die Haftfestigkeit zu verbessern, können folgende Maßnahmen ergriffen werden: Einerseits die Verwendung eines ausreichend dimensionierten Wurzelstifts. Ein zu kleiner Wurzelstift kann zu einem höheren C-Faktor führen, da die freie Oberfläche im Verhältnis zur adhäsiven Oberfläche größer ist. Andererseits ist die adhäsive Vorbehandlung des Kanals und die Verwendung eines Haftvermittlers sehr wichtig [39].

Die Gruppe der selbstadhäsiven Systeme vereinfacht das Befestigungsverfahren und reduziert potenzielle Fehler bei der intraradikulären Verklebung. Der Haftmechanismus basiert auf der mikromechanischen Retention und der chemischen Interaktion zwischen den sauren Monomergruppen und dem Hydroxylapatit. Genauer betrachtet reagieren in einem langkettigen Methacrylat die Phosphorsäuregruppen mit den Calciumionen der Zahnhartsubstanz und ermöglichen so auch die Infiltration der Schmierschicht.

Die Haftung zwischen Komposit und Dentin kann durch eine Schmierschicht und Ablagerungen, welche sich während der Präparation des Wurzelkanals an den Kanalwänden bilden, beeinträchtigt werden. Auch endodontische Spüllösungen, unter anderem Natriumhypochlorit (NaOCl), Ethylendiamino-Tetraessigsäure (EDTA) und Chlorhexidin (CHX), können sich negativ auf die chemische Haftung auswirken [35]. Ein neuer Ansatz in der wissenschaftlichen Forschung ist der Einsatz von Lasern zur Desinfektion und Reinigung von Wurzelkanälen. In einer In-vitro-Studie von Šimundić Munitić et al. wurde die Wirkung von laseraktivierten Spülungen mit Er:YAG- und Er:YSGG-Protokollen sowie der Bestrahlung mit einem Nd:YAG-Laser auf die Haftfestigkeit von selbstadhäsiv befestigten Faserstiften in menschlichen Zähnen untersucht. Dabei zeigten alle Laserprotokolle eine Verbesserung der Haftfestigkeit der selbstadhäsiven Befestigung im Vergleich zur alleinigen Verwendung von Kochsalzspülung [35].

## 1.9 Vorbehandlung der Stifte

Die Vorbehandlung von Stiften stellt derzeit noch keine etablierte Praxis dar und wird in der Fachgemeinschaft kontrovers diskutiert. Es existieren diverse Ansätze und wissenschaftlich fundierte Möglichkeiten, um eine adäquate Vorbehandlung zu gewährleisten. Ein besonders hilfreiches Instrument zur Herstellung einer chemischen Verbindung zwischen dem Stiftmaterial und der Verbundsubstanz ist der Einsatz von Primern. Innerhalb dieser Kategorie werden verschiedene Varianten wie Alloy-Primer, Metall-Primer und Silane differenziert. Insbesondere Silane, charakterisiert durch ihre saure Natur und einem pH-Wert von 4,5, zeigen signifikantes Potenzial und erlangen Aufmerksamkeit. Dabei handelt es sich um vorhydrolysierte monofunktionale  $\gamma$ -Methacryloxypropyl-Trimethoxysilan ( $\gamma$ -MPS)-Verbindungen. Nach adäquater Applikation auf faserverstärkte Stifte etablieren sie eine Schutzschicht, welche die Benetzbarkeit verbessert. Diese Schicht ermöglicht eine

effektivere Verteilung und Reduktion von Spannungen. Weiterhin spielen Silane eine entscheidende Rolle bei der Festigung der Verbindung zwischen der Matrix und den Fasern im Herstellungsprozess. Zusätzlich tragen sie zur Etablierung einer chemischen Wasserresistenz bei, die essenziell ist für langfristige Stabilität und Haltbarkeit der Stift-Verbund-Konstrukte [15].

Die gängigste mikromechanische Oberflächenvorbehandlungsmethode ist das Anrauen der Stiftoberfläche mit einem Sandstrahler und Siliziumoxidpartikeln, wie beispielsweise mit dem Co-Jet-System (*3M ESPE*, Seefeld, Germany). Es hat eine Wirkung, welche die Oberfläche auf natürliche Weise aufraut und somit vergrößert. Das ermöglicht das tiefe Eindringen des Befestigungsmaterials. Es werden silikatmodifizierte Aluminiumoxidpartikel verwendet, um die Oberfläche von faserverstärkten Stiften mechanisch anzurauen und chemisch zu silanisieren [15].

In einer In-vitro-Untersuchung von Kumar et al. aus dem Jahr 2019 wurde festgestellt, dass die Haftkraft der mit Gasionomer-Zement befestigten Metallstifte nach dem Sandstrahlen mit 50 µm großen Aluminiumoxidpartikeln signifikant erhöht war [40]. Die Herstellung der Chrom-Kobalt-Stifte erfolgte sowohl durch ein subtraktives Fertigungsverfahren, bei dem sie mittels CAD/CAM-Fräsen gefertigt wurden, als auch durch ein additives Fertigungsverfahren, bei dem sie mittels selektivem Laserschmelzen (SLM) gedruckt wurden. Das Abrasionsverfahren mit luftgetragenen Partikeln führt zu einer Vergrößerung der Oberflächenstruktur, in der eine mechanische Verzahnung mit dem Befestigungszement erzielt wird. In dieser Studie war die durchschnittliche Haftfestigkeit der Metallstifte beider Gruppen nach dem Sandstrahlen signifikant höher als die der Kontrollgruppe. Dies lässt sich dadurch erklären, dass die Oberflächen der Metallstifte, die nicht sandgestrahlt wurden, glatter waren [40].

## **1.10 Hintergrund der Arbeit**

Als fixer Bestandteil der zahnärztlichen Behandlungsmöglichkeiten haben Stiftversorgungen einen sehr großen Stellenwert in der zahnmedizinischen Prothetik. Nach einer erfolgreichen Wurzelkanalbehandlung ist die Restauration des Zahns von entscheidender Bedeutung, um seine strukturelle Integrität wiederherzustellen und eine langfristige Funktionalität zu gewährleisten. Dafür ist die Verwendung von Stiften zur Stabilisierung der Restauration in gewissen Fällen zwingend notwendig und hat sich als eine gängige Methode etabliert.

Eine umfassende Literaturrecherche ergab, dass Untersuchungen zur Bewertung des Bruchverhaltens von Stiften aus Chrom-Kobalt, Zirkonoxid und Quarzfaser begrenzt sind. Während sich nur sehr wenig Studien mit den mechanischen Eigenschaften der Stiftmaterialien beschäftigen, haben sich sehr viele Publikationen auf das Frakturverhalten von Stiftzähnen, die klinische Leistung und deren Langzeiterfolg konzentriert. Jedoch sind Stiftfrakturen eine sehr häufige Komplikation und somit stellt dieses Thema eine hohe klinische Relevanz dar [13,21,23,36,41].

## **2 Zielsetzung**

Das Ziel der vorliegenden in-vitro Untersuchung war, relevante mechanische Parameter aktuell gängiger und moderner Stiftmaterialien zu analysieren. Ein spezielles Augenmerk wurde auf diverse Herstellungsverfahren von Stiften und deren Umsetzbarkeit gelegt.

Das Projekt trägt den Titel „Das Bruchverhalten von Stiften zur Versorgung wurzelbehandelter Zähne: Eine vergleichende Untersuchung von Chrom-Kobalt-, Zirkonoxid- und Quarzfaser-Stiften“ und wurde an der klinischen Abteilung für Zahnerhaltung, Parodontologie und Zahnersatzkunde unter der Anleitung von Univ. FA DDDr. Armin Sokolowski durchgeführt.

Die Nullhypothese der vorliegenden Arbeit ist, dass die untersuchten Materialien keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich ihrer mechanischen Parameter aufweisen. Diese Hypothese wurde mit dem Ziel aufgestellt, um die Annahme zu prüfen, ob alle getesteten Stiftmaterialien ähnliche mechanische Eigenschaften aufweisen und somit gleichermaßen für die Versorgung wurzelbehandelter Frontzähne geeignet sind.

Um dieses Ziel zu erreichen, wurden konfektionierte Quarzfaser-Stifte als Vorlage verwendet, um in einem additiven Fertigungsverfahren Chrom-Kobalt-Stifte und in einem subtraktiven Fertigungsverfahren Zirkonoxid-Stifte herzustellen. Diese Proben repräsentieren aktuell gängige Stiftmaterialien und wurden nach deren Produktion der mechanischen Testung zugeführt. Die Steifigkeit, Elastizitätsgrenze und Bruchfestigkeit wurden statistisch ausgewertet. Diese Parameter liefern wertvolle Informationen über die Performance und Zuverlässigkeit der verschiedenen Stiftmaterialien. Durch den Vergleich der Stifte aus Chrom-Kobalt, Zirkonoxid und Quarzfaser können potenzielle Vor- und Nachteile hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften identifiziert werden.

Es ist wichtig anzumerken, dass diese Tests unter reproduzierbaren, kontrollierten Laborbedingungen durchgeführt wurden und die Ergebnisse daher nicht unmittelbar auf die klinische Situation übertragbar sind. Dennoch sollen sie eine solide Grundlage für weitere Untersuchung und den Vergleich der verschiedenen Stiftmaterialien bieten.

### **3 Material und Methoden**

#### **3.1 Ablauf und Studiendesign**

Im Rahmen einer experimentellen in-vitro-Untersuchung wurden insgesamt 30 postendodontische Stift-Systeme nach ihren mechanischen Parametern analysiert. Initial wurde eine umfangreiche Literaturrecherche durchgeführt, die eine hohe Priorität hatte. Der Schwerpunkt lag danach auf der Beschaffung von 10 faserverstärkten Kunststoffstiften. Nach einer detaillierten Formanalyse wurden diese in einer CAD-Software nachkonstruiert und Prototypen mit den gleichen Stift-Geometrien aus den Materialien Zirkonoxid und Chrom-Kobalt hergestellt. Als die Konstruktion aller Proben reproduzierbar möglich war und deren Morphologie den faserverstärkten Kunststoffstiften entsprach, wurden die für die Testreihe notwendigen 10 Metall- und 10 Keramik-Stifte standardisiert hergestellt. Im Anschluss wurden die entsprechenden Halterungen in einer CAD-Software geplant und deren Passgenauigkeit mithilfe von Prototypen überprüft. Alle Stiftformen wurden ident konstruiert und entsprechen klinischen Kriterien. Die Werkstücke wurden in drei Gruppen aufgeteilt. Alle 30 Proben ragten um 5 mm aus einer für die Materialtestung eigens hergestellten Metallhalterung und wurden in einem 45°-Winkel zur Stiftachse in einer Zug-

und Druckprüfmaschine (Autograph AGS-X Series, *Shimadzu*, Kyōto, Japan) eingespannt, verschraubt und im Anschluss bis zur Fraktur belastet. Die dabei aufgetretene absolute Bruchkraft wurde aufgezeichnet und statistisch als auch deskriptiv ausgewertet. Die Abbildung 4 zeigt den schematischen Versuchsaufbau mit einem Stift im primären und sekundären Gerüst sowie dem Prüfkopf.

Gruppe 1: ( $n=10$ ) Quarzfaser-Stifte

Gruppe 2: ( $n=10$ ) Keramik-Stifte

Gruppe 3: ( $n=10$ ) Metall-Stifte

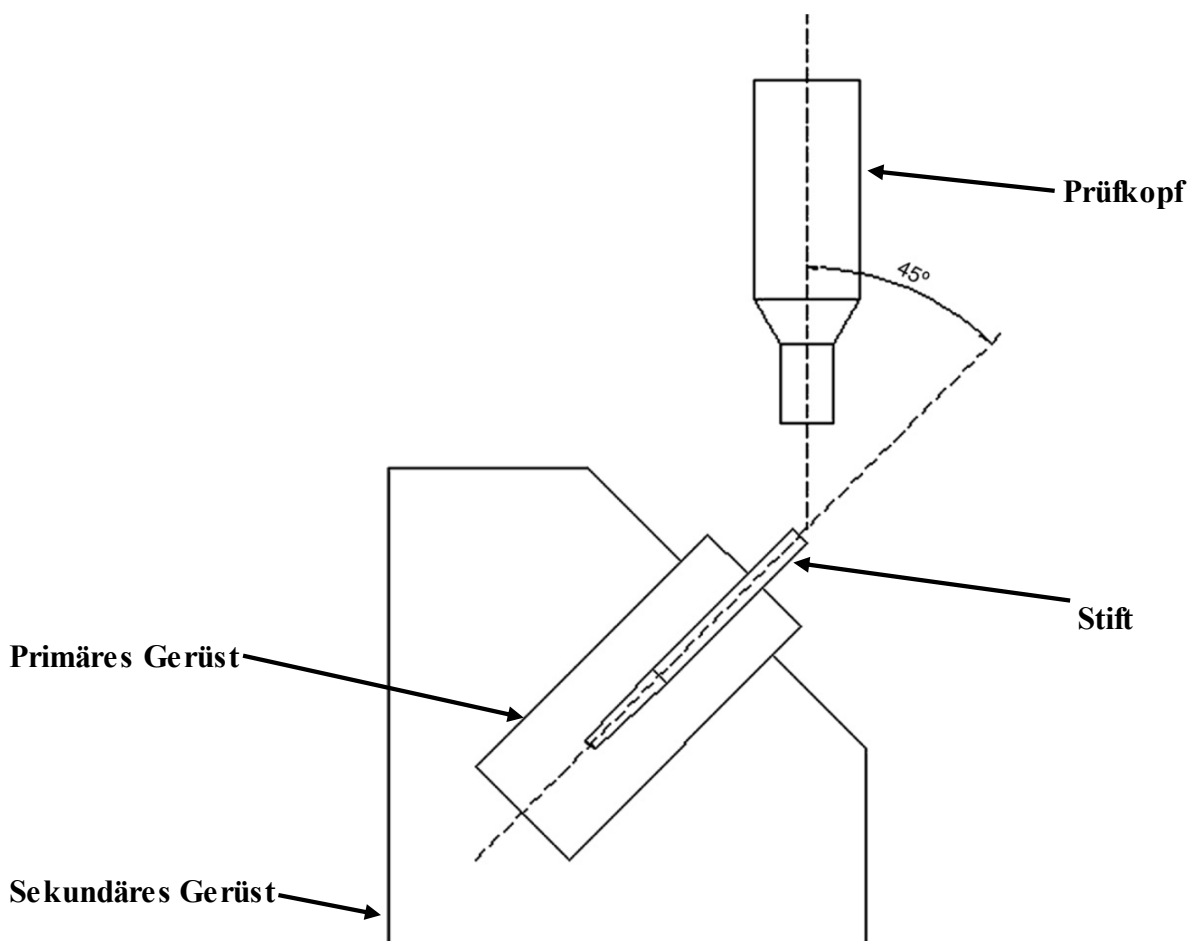


Abbildung 4: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus [32]

## 3.2 Material

### 3.2.1 Stifte

Alle Proben wiesen identische Maße und Formen auf. Ihre Silhouetten waren zylindrisch-konisch, entsprechend den Quarzfaser-Stiften (X-Post, *Dentsply Sirona Inc.*, Charlotte, North Carolina, USA), mit einer Länge von 20 mm und einem Durchmesser von 1 mm bis 1,83 mm. Um reproduzierbare Ergebnisse auszuwerten, wurden die Dimensionen des konfektionierten Quarzfaser-Stiftes in der CAD-Software „Fusion 360“ (*Autodesk Inc.*, San Francisco, Kalifornien, USA) erstellt. Die Stifte bestanden aus den Materialien Keramik, Metall und faserverstärkter Kunststoff.

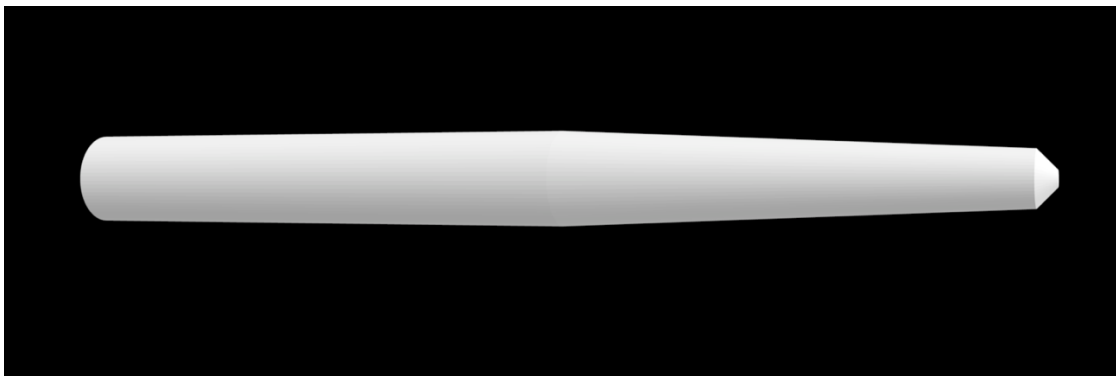


Abbildung 5: STL-Datei der Proben

#### 3.2.1.1 Quarzfaser-Stifte

Der transluzente Quarzfaserstift X-Post von der Firma *Dentsply Sirona Inc.* besteht aus Quarzfasern (60 Vol. %) und Epoxidharz (40 Vol. %). Die Form des Wurzelstiftes ist zylindrisch-konisch. Dieser Stift ist in vier Größen erhältlich, welche farbcodiert sind: Gelb, Rot, Blau und Grün. In der vorliegenden Studie wurde die ISO-Größe vier in der Farbe Grün als die zu testende Dimension definiert, um einen Vergleich der drei Materialien hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften durchzuführen. Der Quarzfaserstift hat eine Gesamtlänge (L1) von 20 mm und einen Maximaldurchmesser (D1) von 1,83 mm. Der apikale Teil mit einer Länge (L2) von 9 mm hat an der dünnsten Stelle einen Durchmesser (D2) von 1 mm [42].

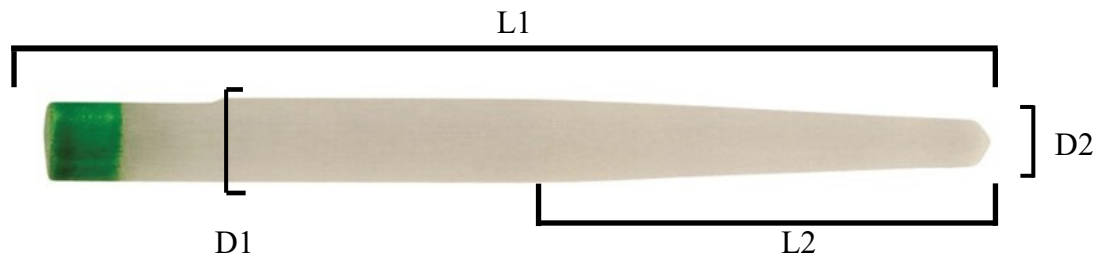


Abbildung 6: Dentsply X-Post Quarzfaser-Stift [43]

### 3.2.1.2 Zirkonoxid-Stifte

Es wurde ein Copran-Zirkonoxid-Blank (*Whitepeaks Dental Solutions GmbH*, HamminkeIn, Deutschland) verwendet, um daraus die gefrästen Zirkonoxid-Stifte herzustellen. Das Material hat in gesintertem Zustand eine Biegefestigkeit von 1400 MPa und die Maße der verwendeten Ronde waren 98 mm x 25 mm [44].

Für die subtraktive Fertigung wurde die Fünf-Achs-Fräsmaschine, CORiTEC 150i PRO (*imes-icore GmbH*, Eiterfeld, Deutschland), verwendet. Die Hochfrequenzspindel hat eine Leistung von 0,75 kW und schafft bis zu 100.000 Umdrehungen pro Minute [45].

Beim Fräsprozess war eine laterale Stützstruktur, welche im Anschluss manuell abgetrennt wurde, notwendig. Sie diente zur Stabilisierung des Stiftes. Diese wurde unter Vergrößerung mit einem groben Gummipolierer radiert und der gesamte Grünling auf Fehler überprüft. Nach der Ausarbeitung wurden die Stifte gemäß der Hersteller\*innenangaben in einem Sinterofen nach einem geregelten Protokoll gebrannt: Der Sinterofen wurde mit einer Aufheizrate von 10 °C pro Minute bis zu einer Temperatur von 950 °C betrieben. Anschließend wurde die Aufheizrate auf 6 °C pro Minute reduziert, um eine Temperatur von 1500 °C zu erreichen. Bei dieser Temperatur wurde eine Haltezeit von 90 Minuten bei konstanter Endtemperatur eingehalten. Somit erreichten alle Zirkonoxid-Stifte die definitive Endhärte und waren bereit für die Analyse.



Abbildung 7: Zirkonoxid-Stift

### 3.2.1.3 Chrom-Kobalt-Stifte

Die Metallstifte wurden aus einer Chrom-Kobalt (Cr-Co) -Legierung (Remanium® star CL, *Dentaurum-GmbH & Co. KG*, Senden, Deutschland) gedruckt. Diese Legierung weist ein Elastizitätsmodul von 230 GPa auf [46].

Der SLM-Metall-3D-Drucker (Concept Laser Mlab cusing, *WESTCAM Datentechnik GmbH*, Mils bei Hall, Österreich) ist in der Lage eine Schichthöhe von 25  $\mu\text{m}$  bei einem Fokusdurchmesser von 50  $\mu\text{m}$  zu drucken. Der Bauraum misst 90 mm x 90 mm x 80 mm und ist besonders gut geeignet für die Herstellung dentaler Werkstücke [47].

Nach dem Herstellungsprozess der Metall-Stifte mittels additiver Fertigung wurden diese manuell poliert, um eine glatte Oberfläche zu erzielen. Anschließend wurden die Stifte unter Vergrößerung sorgfältig auf mögliche Fehler oder Unregelmäßigkeiten überprüft, um sicherzustellen, dass sie einem einwandfreien Zustand entsprechen.



Abbildung 8: Chrom-Kobalt-Stift

## 3.2.2 Probenhalterung

Die Probenhalterung gliederte sich in eine primäre und sekundäre Stützstruktur unterschiedlicher Materialien. Sie wurden so gewählt, dass ein Kippen oder eine Instabilität der Proben innerhalb der Einbettform verhindert wurde und das Materialversagen respektive die gewünschte Fraktur eindeutig den Stiften zugeordnet werden konnte.

### 3.2.2.1 Das primäre Gerüst

Um eine feste und homogene Fassung der Stifte zu gewährleisten, wurde ein Block aus einer Chrom-Kobalt-Legierung (Cr-Co) (Remanium® star CL, *Dentaurum-GmbH & Co. KG*, Senden, Deutschland) mit den Maßen 1 cm x 1 cm x 3 cm design und mittels SLM-Verfahren hergestellt. (Concept Laser Mlab cusing, *WESTCAM Datentechnik GmbH*, Mils bei Hall, Österreich). Wie in Abbildung 9 zu sehen hatte dieser Block in seinem Zentrum das Negativprofil der Stifte und diente als künstlicher Wurzelkanal mit einer Länge von 15 mm. Um die Proben zu untersuchen und einer Fraktur auszusetzen, ragten sie 5 mm aus der Vorrichtung heraus [25].

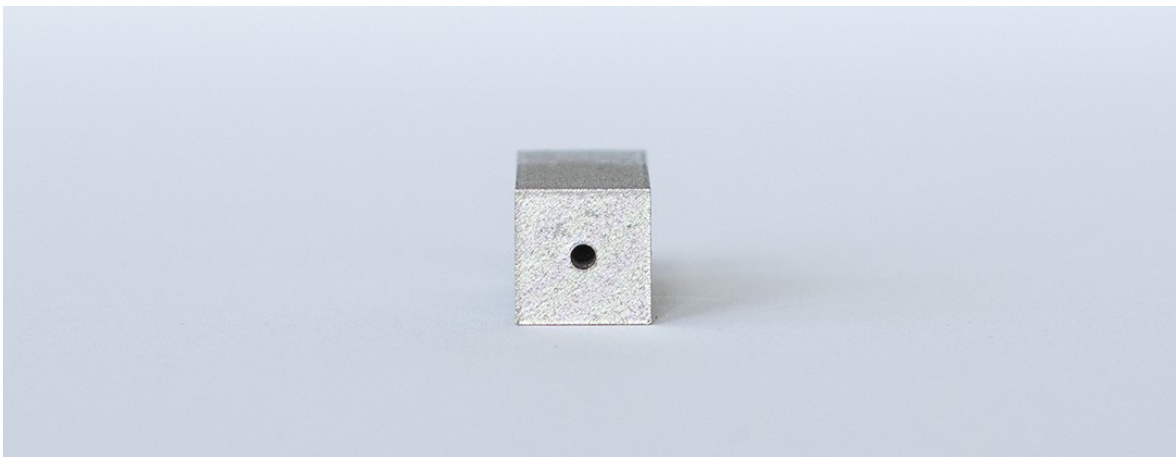


Abbildung 9: Primäres Gerüst, frontale Ansicht



*Abbildung 10: Primäres Gerüst, seitliche Ansicht*

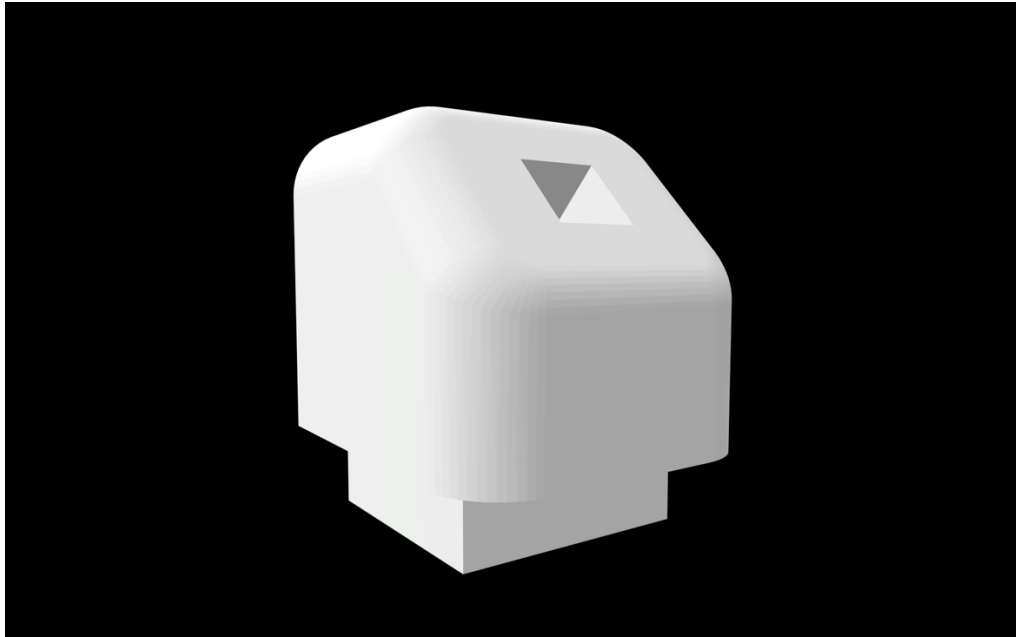


*Abbildung 11: Primäres Gerüst, schräge Ansicht*

### **3.2.2.2 Das sekundäre Gerüst**

Um eine präzise und reproduzierbare Winkelstellung von  $45^\circ$  zu gewährleisten, wurde ein sekundäres Gerüst mithilfe der CAD-Software „Fusion 360“ (Autodesk Inc., San Francisco, Kalifornien, USA) designt. Dieses Gerüst sollte das primäre Gerüst umschließen und für eine stabile Befestigung in der Zug-Prüfmaschine sorgen. Dieses sekundäre Gerüst mit den Abmessungen von etwa 5 cm x 4,5 cm x 4 cm wurde mithilfe eines 3D-Resin-Druckers (Phrozen Sonic 4K Resin 3D Printer, Phrozen Technology, Niupu Rd, Xiangshan Dist, Hsinchu City 30091, Taiwan) hergestellt. Für den Druck wurde das Resin Phrozen Aqua 8K 3D Printing in der Farbe Vanilla verwendet (Phrozen Technology, Niupu Rd, Xiangshan Dist, Hsinchu City 30091, Taiwan). Das sekundäre Gerüst ermöglichte eine sichere

Fixierung der Proben und erlaubte den Austausch des primären Gerüsts, falls erforderlich, ohne den 45°- Winkel zu verändern. Dies gewährleistete eine konsistente Durchführung der Versuche und ermöglichte genaue Vergleichsmessungen.



*Abbildung 12: STL-Datei, Sekundäres Gerüst*



*Abbildung 13: Sekundäres Gerüst, schräge Ansicht*

## 3.3 Methoden

### 3.3.1 Frakturbelastung

Die Probenhalterung inklusive der Proben wurde in dem Schraubstock der Zug- und Druckprüfmaschine (Autograph AGS-X Series, *Shimadzu*, Kyōto, Japan) ausgerichtet und fixiert (Abbildung 17). Ihr Druckprüfkraftbereich lag bei einem Maximum von 10 kN. Der standardisierte Winkel von 45°, welcher zwischen Stiftachse und Prüfkörper bemessen wurde, konnte bei jeder der 30 Testungen unter Zuhilfenahme des sekundären Gerüsts reproduzierbar eingehalten werden. Wie in den Abbildungen 14, 15 und 16 dargestellt, wurden alle Proben im primären Gerüst eingebracht und standen 5 mm aus der Vorrichtung heraus. Die Prüfmaschine wurde vorab korrekt eingestellt und kalibriert. Um einen gleichmäßigen Druck auf die Proben auszuüben, wurde ein Prüfkörper mit einer zylindrischen Geometrie und dem Durchmesser von 2 cm gewählt.



Abbildung 14: Versuchsaufbau Chrom-Kobalt-Stift

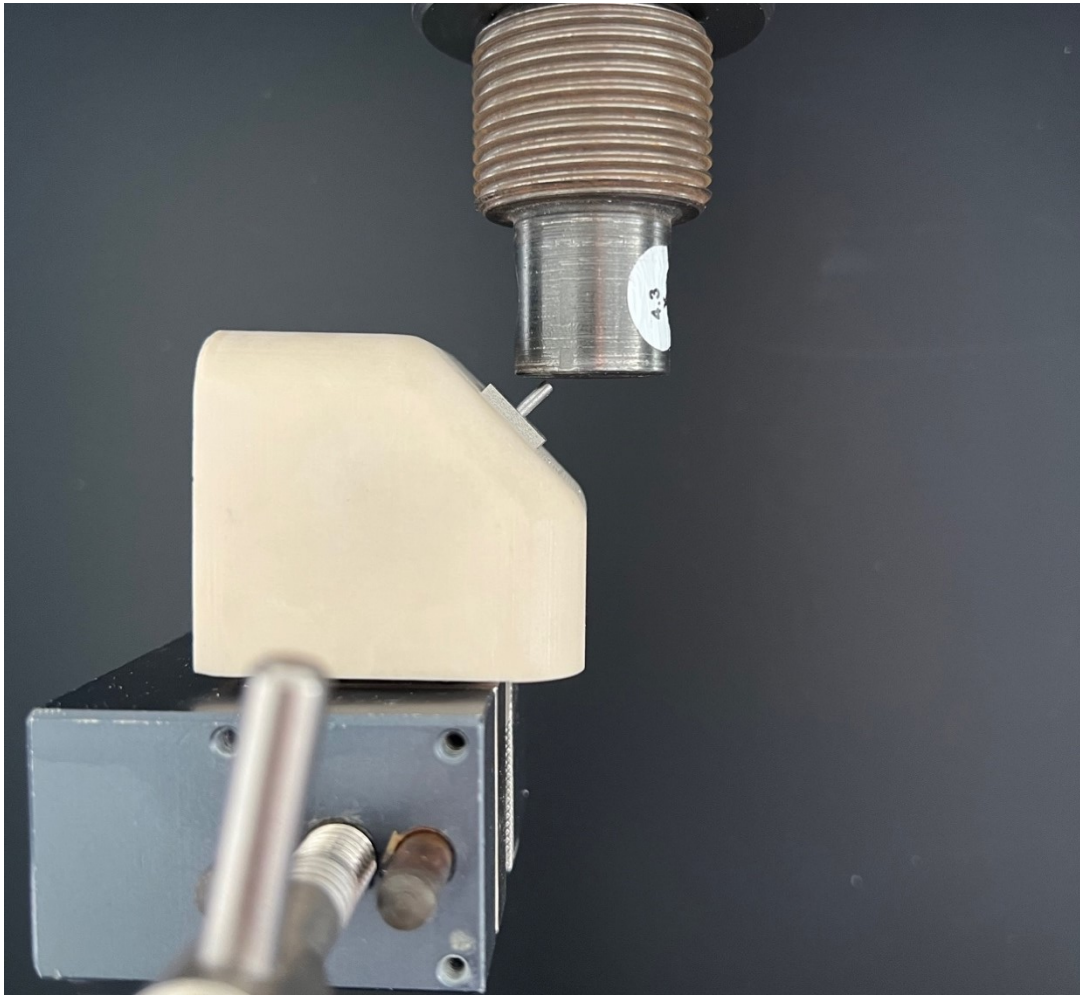


*Abbildung 15: Versuchsaufbau Zirkonoxid-Stift*



*Abbildung 16: Versuchsaufbau Quarzfaser-Stift*

Wie in der Abbildung 17 dargestellt berührte der Prüfkörper den obersten Punkt der Probe mit einer Vorspannung von 5 Newton. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 2 mm/min. Simultan zur Frakturbelastung wurden die gewonnenen Daten in einem Kraft-Auslenkungs-Diagramm und in einer Excel-Tabelle dokumentiert. Entsprechend den festgelegten methodischen Kriterien wurden sämtliche Testungen durchgeführt.



*Abbildung 17: Versuchsaufbau eingespannt in der Zug- und Druckprüfmaschine*

### **3.3.2 Datenauswertung**

Für jedes Material der postendodontischen Stifte wurden drei Spezifikationen analysiert: Die Steifigkeit, die Elastizitätsgrenze und die Bruchfestigkeit wurden anhand der Kraft-Auslenkungs-Kurve ausgelesen. Die graphische Erläuterung ist in Abbildung 18 zu sehen [25].

1 Die Steifigkeit wurde als die Kraft definiert, welche erforderlich war, die Proben um 0,1 mm auszulenken.

2 Die Elastizitätsgrenze wurde definiert als die Kraft, bei der die Kraft-Auslenkungs-Kurve von einer geraden Linie abzuweichen beginnt. Dieser Punkt ist dem Wendepunkt eines Funktionsgraphen äquivalent.

3 Die Bruchfestigkeit wurde als die Kraft definiert, die erforderlich ist, um einen vollständigen Bruch des Stiftes zu verursachen. Sie wird durch das Maximum der Kraft-Auslenkungs-Kurve gekennzeichnet.

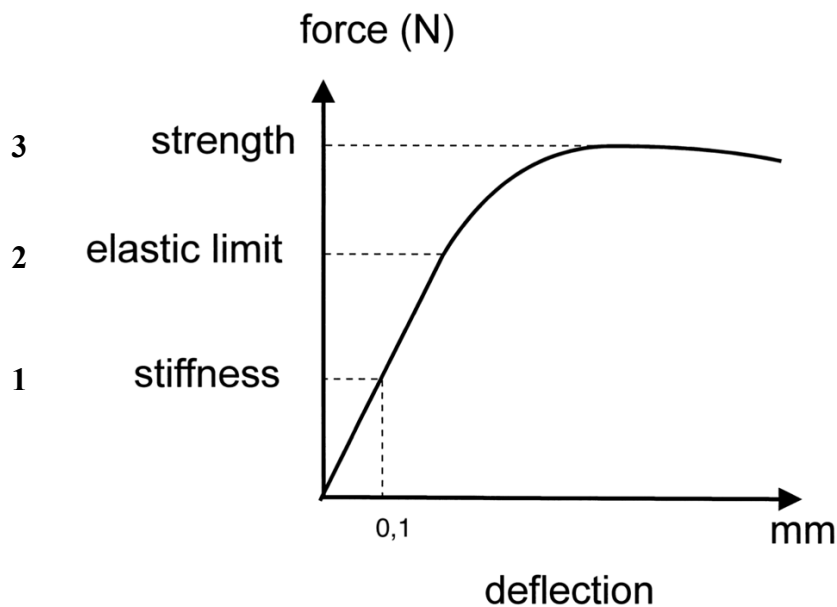


Abbildung 18: Graphische Darstellung der Kraft-Auslenkungs-Kurve sowie Erläuterung von Steifigkeit, Elastizitätsgrenze und Bruchfestigkeit [25]

### 3.3.3 Statistische Auswertung

Im Zuge der statistischen Auswertung wurden die drei Gruppen mit je zehn Messungen bezüglich Steifigkeit (N), Elastizitätsgrenze (N) und Bruchfestigkeit (N) miteinander verglichen. Die gewonnenen Rohdaten hatten pro Testung ein Pensum von 7.000 Zeilen und wurden auf sechs Nachkommastellen genau bestimmt. Von jeder Subgruppe wurden der Mittelwert und die Standardabweichung errechnet und zur besseren Veranschaulichung auf zwei Nachkommastellen gerundet. Die drei Gruppen wurden mit der Einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) miteinander verglichen und mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit kleiner als 5% (Signifikanz  $p < 0,05$ ) bemessen. Die Einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) gleicht einem Omnibusverfahren, sie sagt lediglich aus, dass sich die

untersuchten Gruppen unterscheiden, allerdings liefert sie keine genauere Aussage welche Gruppe betroffen ist [48]. Um statistische Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen zu untersuchen, wurde deshalb der Tukey-post-hoc-Test angewandt - ein statistisches Tool, um eine genaue Differenzierung signifikanter Ergebnisse zu erörtern. Die Berechnungen wurden mit der Software SPSS Statistics Version 27 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) durchgeführt.

## 4 Ergebnisse

Während der Frakturbelastung kam es in der Gruppe der Metall-Stifte (Gruppe 3,  $n=10$ ) zu keinem Bruch. Alle Stifte dieser Gruppe verformten sich (Abbildung 19), was auf die niedrige Material-Dehngrenze zurückzuführen ist [46].



*Abbildung 19: Chrom-Kobalt-Stift nach der Frakturbelastung*

Alle Proben der Keramik- und Quarzfaser-Gruppen resultierten in einem genau definierbaren Bruch, welcher in den Abbildungen 20 und 21 zu sehen ist. Betrachtet man die einzelnen Subgruppen, fällt ein nahezu gleichbleibendes Frakturmuster auf.

Die Keramik-Stifte (Gruppe 2,  $n=10$ ) zeichneten sich durch eine sehr hohe Steifigkeit und Bruchfestigkeit aus. Sie frakturierten alle in zwei Teilstücke. Der Bruchspalt verlief bei jeder Probe nahezu horizontal im rechten Winkel zur Stiftachse. Es gab keine Splitterung und der Zeitpunkt der Fraktur war durch ein lautes Knacken gekennzeichnet (Abbildung 20).



*Abbildung 20: Zirkonoxid-Stift nach der Frakturbelastung*

Die faserverstärkten Kunststoffstifte (Gruppe 1,  $n=10$ ), welche aus Quarzfasern bestehen, sind bei einem definierbaren Maximalwert (N) allesamt abgeknickt. Sie blieben allerdings durch die verbindenden Fasern in einem Stück erhalten. Der Bruchspalt war durch ein trüb-weißliches Anlaufen gut feststellbar und verlief vertikal entlang der Fasern (Abbildung 21). Im Zuge der Belastung entstanden Mikro-Cracks, kleine Spannungsrisse, welche in der Kraft-Auslenkungs-Kurve sichtbar wurden und auf einen Faserriss zurückzuführen sind. Hierbei wurden einige Fasern exponiert. Zu hören war ein leises Knistern.



*Abbildung 21: Quarzfaser-Stift nach der Frakturbelastung*

Die Tabelle 1 zeigt die Ergebnisse der drei getesteten Materialien. Betrachtet man die Werte, zeigt die Gruppe 2 (Zirkonoxid) kein plastisches Verhalten. Alle Proben dieser Gruppe wiesen eine hohe Steifigkeit ( $18,98 \pm 6,91$  N) und Bruchfestigkeit ( $211,06 \pm 40,97$  N) auf. Die Elastizitätsgrenze ( $211,06 \pm 40,97$  N) entspricht dabei der Bruchfestigkeit. Sie wurde bemessen als die Kraft, bei der die Kraft-Auslenkungs-Kurve beginnt, von einer geraden

Linie abzuweichen. Dies deutet darauf hin, dass dieses Material spröde ist und keine Duktilität aufweist. Im Gegensatz dazu lagen die Elastizitätsgrenzen der Gruppe 1 (Quarzfaser) und Gruppe 3 (Chrom-Kobalt) unter dem Festigkeitswert, was auf ein gewisses plastisches Verhalten hinweist. Die Chrom-Kobalt-Stifte der Gruppe 3 waren um einiges bruchstabiler ( $320,60 \pm 12,05$  N) als die Zirkonoxid-Stifte der Gruppe 2, beide Gruppen erzielten dabei ähnliche Steifigkeitswerte. Die Gruppe 1 wies die niedrigsten Werte für Steifigkeit ( $14,13 \pm 2,15$  N), Elastizitätsgrenze ( $124,41 \pm 15,66$  N) und Bruchfestigkeit ( $143,47 \pm 9,90$  N) der untersuchten Proben auf.

Die Bruchfestigkeit der Gruppe 3 ( $320,60 \pm 12,05$  N) war außerordentlich hoch und bei allen 10 Proben sehr konstant. Sie lag deutlich über der Festigkeit der Gruppe 1 ( $143,47 \pm 9,50$  N) und Gruppe 2 ( $211,06 \pm 40,97$  N).

<u>Material</u>	<u>Steifigkeit (N)</u>	<u>Elastizitätsgrenze (N)</u>	<u>Bruchfestigkeit (N)</u>
Quarzfaser-Stift	$14,13 \pm 2,15$	$124,41 \pm 15,66$	$143,47 \pm 9,50$
Zirkonoxid-Stift	$18,98 \pm 6,91$	$211,06 \pm 40,97$	$211,06 \pm 40,97$
Chrom-Kobalt-Stift	$20,49 \pm 3,87$	$256,02 \pm 8,80$	$320,60 \pm 12,05$

*Tabelle 1: Ergebnisse der Frakturbelastung*

## 4.1 Kraft-Auslenkungs-Diagramm

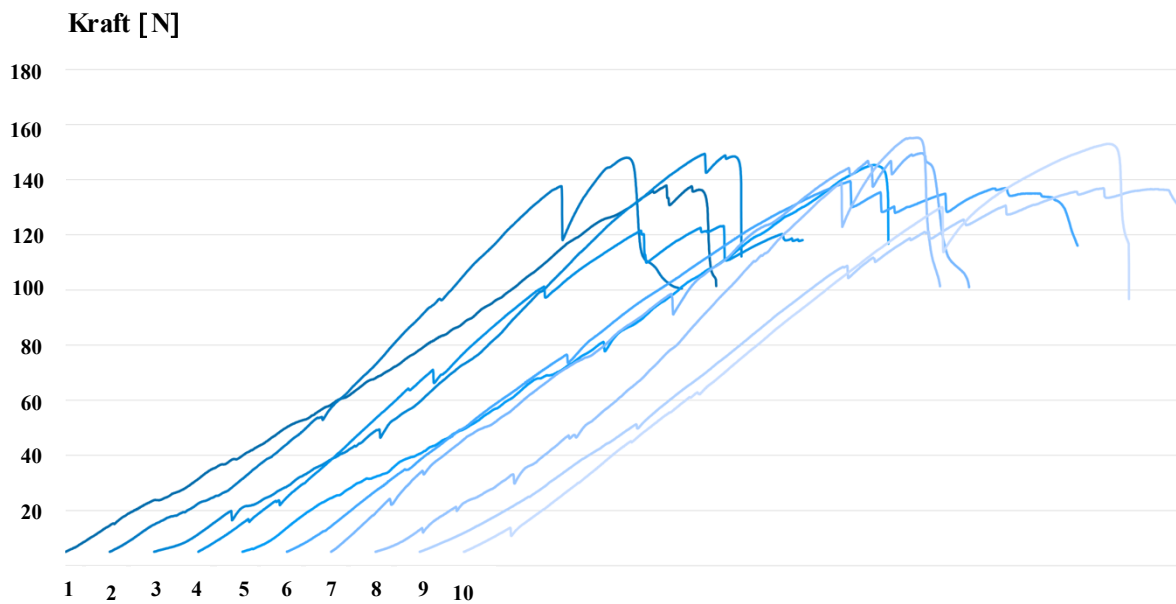


Abbildung 22: Kraft-Auslenkungs-Diagramm, Gruppe 1

Die Abbildung 22 zeigt das Kraft-Auslenkungs-Diagramm der Quarzfaser-Stifte (Gruppe 1). Es zeigen sich dabei deutlich sichtbar die beginnenden Mikro-Cracks bereits bei geringer Kraft. Der Übergang zur plastischen Phase ist nicht deutlich zu erkennen. Der Bereich des Materialversagens und der Fraktur der Stifte ist gekennzeichnet durch eine längere Auslenkungs-Phase mit stärkeren und wiederholten „Cracks“ der einzelnen Fasern. Die maximalen Werte reichen dabei in einen ungefähren Bereich von 120-150 N.

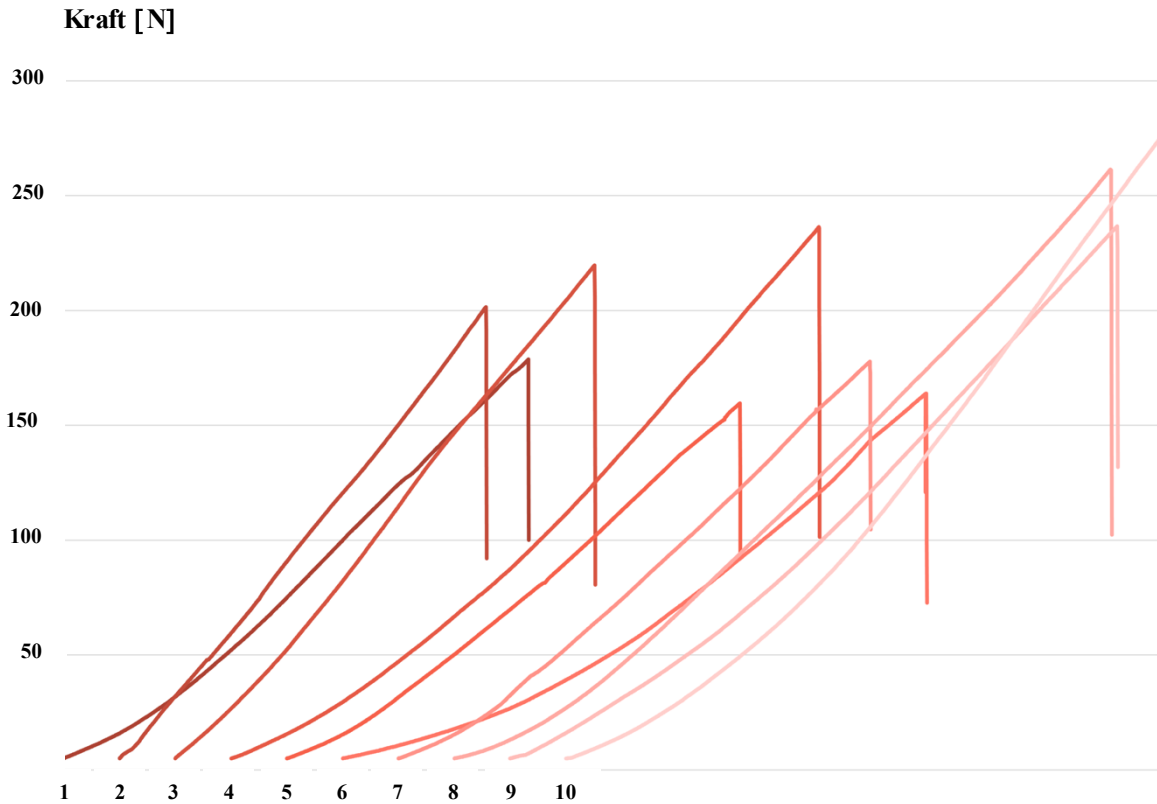


Abbildung 23: Kraft-Auslenkungs-Diagramm, Gruppe 2

Die Abbildung 23 zeigt das Kraft-Auslenkungs-Diagramm der Zirkonoxid-Stifte (Gruppe 2). Zu sehen ist ein linearer Kraftanstieg (N) ohne plastische Verformung der Stifte. Das Diagramm zeigt auch einen bestimmten Punkt, an dem das Material versagt. Diese Stelle wird als Totalbruch des Stiftes klassifiziert und markiert auch die Elastizitätsgrenze. Sobald die auf die Stifte ausgeübte Kraft diesen kritischen Punkt erreicht, führt dies zu einem abrupten, vertikalen Abfall der linearen Funktion im Diagramm. Dieser Abfall zeigt an, dass das Material seine strukturelle Integrität verloren hat.

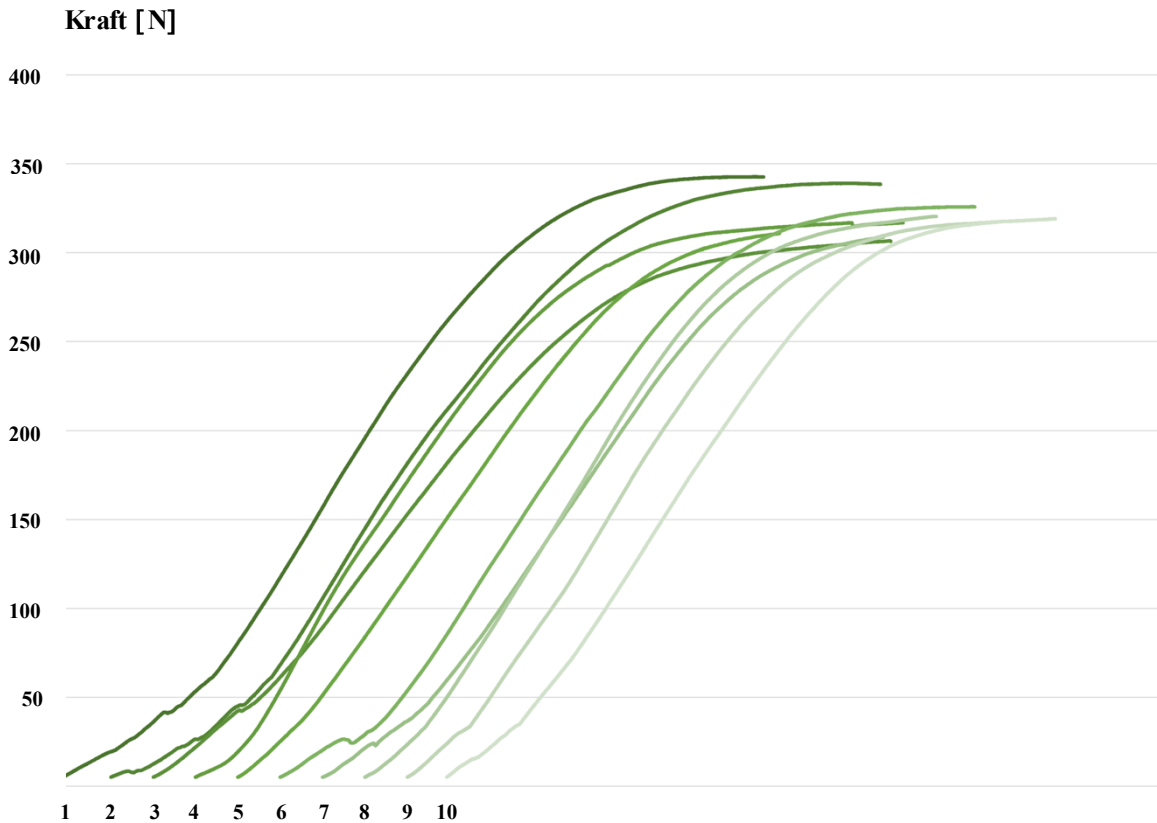


Abbildung 24: Kraft-Auslenkungs-Diagramm, Gruppe 3

Die Abbildung 24 zeigt das Kraft-Auslenkungs-Diagramm der Chrom-Kobalt-Stifte (Gruppe 3). Die Kurven in diesem Diagramm weisen alle eine charakteristische „S-Form“ auf. Es ist deutlich erkennbar, dass die Kurven im Bereich von 300-350 N flach auslaufen. Dies verdeutlicht, dass die untersuchten Chrom-Kobalt-Stifte ihre maximale Belastungsgrenze erreicht haben, jedoch innerhalb dieses Bereichs keinen Bruch oder Riss aufwiesen.

## 4.2 Box-Plot

Für eine umfassende Analyse wurden die drei Gruppen einer detaillierten statistischen Auswertung unterzogen. Unter Anwendung des Tukey-post-hoc-Tests ergab sich ein signifikanter Unterschied in der Steifigkeit zwischen den Quarzfaser-Stiften ( $14,13 \pm 2,15$  N) und den Chrom-Kobalt-Stiften ( $20,49 \pm 3,87$  N) ( $p = 0,015$ ). Die Quarzfaser-Stifte waren dabei signifikant elastischer. Dieses Ergebnis ist in Abbildung 25 mit einem \* markiert, welche die Boxplots der einzelnen Stiftmaterialien in Bezug der Steifigkeit veranschaulicht.

Alle drei Stift-Materialien unterschieden sich bezüglich ihrer Elastizitätsgrenze (Abbildung 26) sowie Bruchfestigkeit (Abbildung 27) signifikant voneinander ( $p=0,001$ ) und wurden in den Boxplots zur besseren Veranschaulichung jeweils mit einem \* markiert.



Abbildung 25: Box-Plot, Steifigkeit (N)

Die Quarzfaser-Stifte zeigten, wie in Abbildung 25 zu sehen, eine sehr geringe Streuung der Messwerte. Alle Werte lagen in einem engen Bereich zwischen 11 N und 19 N. Die Zirkonoxid-Stifte hingegen zeigten die größte Streuung der Werte, die bei 10 N bis 32 N lagen, der Median wurde mit 16 N berechnet. Die Chrom-Kobalt-Stifte fanden sich im Mittelfeld mit einer Streuung von 12 N bis 25 N.

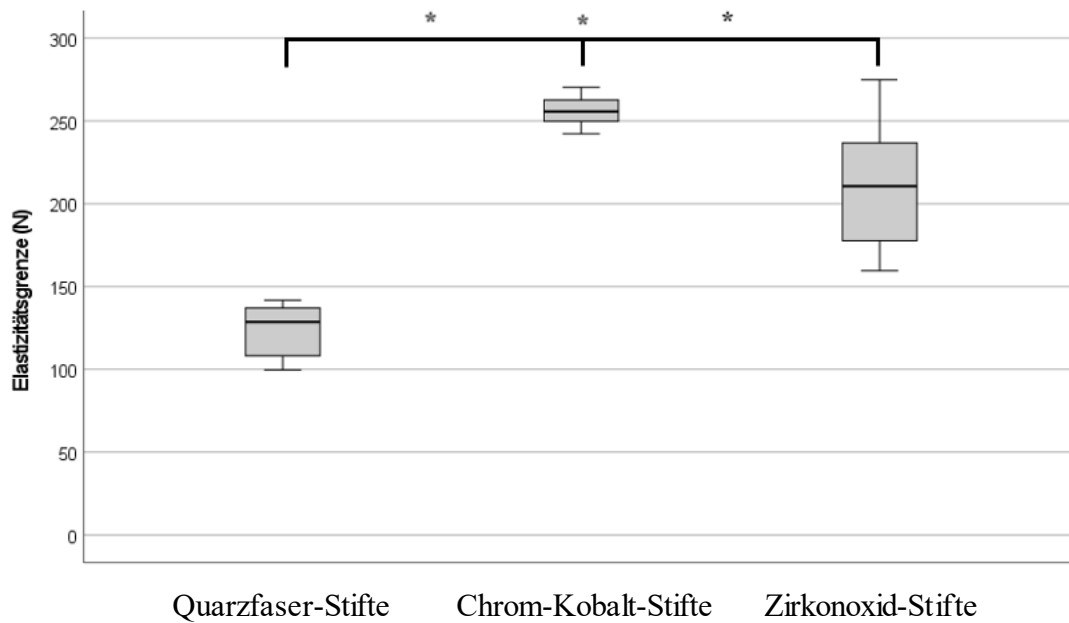


Abbildung 26: Box-Plot: Elastizitätsgrenze (N)

In der Abbildung 26 sind die Werte der Elastizitätsgrenzen veranschaulicht. Hier hatten die Chrom-Kobalt-Stifte eine sehr kleine Streuung von 242 N bis 270 N. Auch bei der Elastizitätsgrenze wiesen die Zirkonoxid-Stifte die größte Streuung, welche zwischen 159 N und 274 N lag, auf. Der Median der Quarzfaser-Stifte lag bei 128 N.



Abbildung 27: Box-Plot, Bruchfestigkeit (N)

Die Abbildung 27 zeigt die Bruchfestigkeit der drei getesteten Materialien. Es konnten statistisch Signifikante Unterschiede zwischen allen drei Gruppen festgestellt werden ( $p=0,001$ ). Die höchsten Werte wurden bei den Chrom-Kobalt-Stiften festgestellt, diese hatten zugleich eine niedrige Streuung der Bruchfestigkeit von **306 N** bis **342 N** der Median lag bei **318 N**. Die größte Streuung der Werte zeigte die Gruppe 2 der Zirkonoxid-Stifte mit einem Minimum von **159 N** und einem Maximum von **274 N**.

## 5 Diskussion

Nachdem ein mit Stift versorgter Zahn sehr hohen okklusalen Belastungen standhalten muss, ist es von großer klinischer Bedeutung die gängigen Stiftsysteme und neue Entwicklungen wie Zirkonoxid-Stifte zu analysieren. Die Ermittlung von Steifigkeit, Elastizitätsgrenze und Bruchfestigkeit wurde in einem Druckversuch im  $45^\circ$ -Winkel zur Stiftachse untersucht, welcher ein oftmals angewendetes Testverfahren zu Frakturanalyse von Wurzelkanalstiften darstellt [25,32,53]. Dieser Winkel entspricht dem menschlichen Interinzisalwinkel [54]. Die Kaubelastung in der Frontzahnregion ist keine axiale Kraft, in diesem Sinne wäre eine vertikale Materialbelastung nicht realistisch.

In der vorliegenden Untersuchung wurde ein einheitliches Stiftdesign mit dem größtmöglichen Durchmesser von 1,83 mm gewählt. Tatsächlich hat die Stiftlänge nur Einfluss auf die Retention, nicht auf den Frakturwiderstand. Hierbei sind der Stift-Durchmesser und die Stift-Form die entscheidenden Kriterien [13,36].

Im Rahmen dieser Untersuchung wurden die puristischen Stiftmaterialien unter Laborbedingungen ohne den umgebenden wurzelbehandelten Zahn oder Befestigungsmaterialien überprüft. Es ist anzumerken, dass weitere Faktoren wie eine orale Kausimulation, Flüssigkeiten, Temperaturschwankungen oder exzentrische Belastungen das Bruchverhalten von Stiftversorgungen beeinflussen könnte.

Die Integration solcher Konzepte erfordert jedoch weiterführende präklinische Analysen.

Die Nullhypothese, dass die getesteten Materialien keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich ihrer mechanischen Parameter aufweisen, konnte in unserer Untersuchung verworfen werden, da die statistische Analyse eindeutig darauf hinweist, dass es statistisch signifikante Unterschiede gibt.

Auch wenn die Übertragbarkeit der Ergebnisse einer In-vitro-Untersuchung nur eine eingeschränkte Relevanz im klinischen Gebrauch widerspiegelt, sind die vorliegenden Materialeigenschaften fundamental wichtig und grundieren die Basis jeder klinischen Versorgung.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen in der Gruppe der Keramik-Stifte eine sehr hohe Bruchfestigkeit (**211,06 ± 40,97 N**). Die Stifte wurden aus dem keramischen Material Zirkonoxid hergestellt. Die positive Eigenschaft bruchfest und biegefest zu sein, aber auch ihr sprödes Bruchverhalten ergo kaum plastisches Verformen bei Belastung, konnte mit dem Wert der Elastizitätsgrenze (**211,06 ± 40,97 N**), bestätigt werden [49].

Die große Varianz der Zirkonoxid-Stifte in Bezug auf der Bruchfestigkeit war mit einer Standardabweichung von **40,97 N** in dieser Gruppe deutlich größer als bei den anderen Stift-Materialien (Gruppe 1: **9,50 N**, Gruppe 3: **12,05 N**). Eine Mögliche Begründung für die größere Variabilität der Bruchfestigkeit in der Gruppe der Zirkonoxid-Stifte könnte im Herstellungsprozess liegen: Im Zuge der Herstellung wurden die Grünlinge nach der automatisierten Fräsung ausgearbeitet. Die laterale Stützstruktur musste manuell entfernt und der Stift an dieser Stelle auspoliert werden. Hierbei könnten minimale Einkerbungen und Schwachstellen entstanden sein, welche die Spannbreite der Ergebnisse widerspiegelt. Es wurden Bruchfestigkeits-Maximalwerte von **274,90 N** und Bruchfestigkeits-Minimalwerte von **159,57 N** dokumentiert.

Keramik-Stifte existieren noch nicht sehr lange auf dem Markt. Ihr Einsatzgebiet umfasst das der Metall-Stifte, aber auch aufgrund ihrer weißen Farbe werden sie in der ästhetischen Frontzahnregion vermehrt eingesetzt. Der individuelle, keramische Stiftkernaufbau findet dank der großen Fortschritte in der Materialentwicklung und der Verfügbarkeit moderner Zirkonoxid-Keramiken, die ausreichende Bruchfestigkeitswerte für ihre Verwendung zeigen, immer mehr Anwendung und Anerkennung. Aktuelle wissenschaftliche Studien untermauern den Einsatz von keramischen Stift- und Kernversorgungen [3,23,36,50].

Es wurde in einer In-vitro-Frakturanalyse von Kalyoncuoglu et al. beachtliches festgestellt. 40 extrahierte, menschliche, einwurzelige Prämolaren wurden dabei verwendet. Nach einer Wurzelkanalbehandlung wurden die Zähne nach dem Zufallsprinzip in vier Gruppen zu je zehn Stück aufgeteilt: Gruppe C: einteilige Metall-Stiftkernaufbauten, die durch Gießen hergestellt wurden und als Kontrolle dienten; Gruppe CM: Metall-Stiftkernaufbauten, die

mit der Kopierfrästechnik hergestellt wurden; Gruppe LS: einteilige Stiftkernaufbauten, die mit der SLM-Technik hergestellt wurden; und Gruppe ZR: einteilige Zirkonoxid-Stiftkernaufbauten, die mit computergestütztem Design und computergestützter Fertigung (CAD-CAM) hergestellt wurden. Die Proben wurden in einer Universalprüfmaschine eingespannt und in einem 130°-Winkel bis zur Fraktur belastet. Die höchsten Resultate wurden in der Gruppe ZR ( $315,4 \pm 53,4$  N) festgestellt, welche sich signifikant von allen anderen Gruppen unterschied. Die niedrigsten Testwerte wurden in der Gruppe C ( $230,2 \pm 29,8$  N) festgestellt. Gruppe LS ( $250,9 \pm 29,0$  N), Gruppe CM ( $253,0 \pm 22,4$  N) und Gruppe C wiesen keine signifikanten Unterschiede auf. Außerdem wurde auch die Art des Versagens ausgewertet. Die meisten Frakturen traten in der zervikalen Hälfte der Wurzel auf, welche nicht reparabel waren [50].

In der vorliegenden Diplomarbeit erzielten die Chrom-Kobalt-Stifte erwartungsgemäß sehr hohe Werte mit einer durchschnittlichen Bruchfestigkeit von  **$320,60 \pm 12,05$  N**. Diese Stifte werden bereits seit langer Zeit im klinischen Alltag verwendet und haben sich aufgrund ihrer hervorragenden Materialeigenschaften bewährt. Es war interessant zu beobachten, dass unter Druckbelastung keine Brüche auftraten, sondern stattdessen eine Verformung bei allen Proben festgestellt wurde. Dieses Ergebnis liegt an der niedrigen Material-Dehngrenze ( $R_{p0,2}$ ) von Chrom-Kobalt mit 635 MPa [46].

Betrachtet man die Ergebnisse der Quarzfaser-Gruppe ist die sehr niedrige Bruchfestigkeit ( **$143,47 \pm 9,50$  N**) zu beachten. Im Zuge der Frakturbelastung wurden Mindestwerte von  **$123,20$  N** festgestellt. Allerdings waren die stetig auftretenden Mikro-Cracks schon ab einer Belastung von 20 N zu beobachten (Abbildung 22).

Eine Analyse von Koriath et al. aus dem Jahr 1997, durchgeführt an weiblichen und männlichen Proband\*innen, hat festgestellt, dass im Frontzahnbereich die durchschnittlichen Kaukräfte 12 N bis 70 N betragen. Somit können also alle in dieser Studie unter Laborbedingungen gemessenen Stiftmaterialien den physiologischen Kaukräften im Frontzahnbereich gerecht werden, doch mit zunehmender Belastung ist eine Fraktur der faserverstärkten Kunststoff-Stifte immer wahrscheinlicher [36,51,52].

Bei dieser Untersuchung wurde auch das Herstellungsverfahren der Stifte hinsichtlich ihrer Umsetzbarkeit bewertet. Die CAD-Konstruktion erwies sich als effizient und fehlerfrei, sodass die Stifte schnell designt werden konnten.

Ebenso zeigte die additive Fertigung mit dem SLM-Metall-3D-Drucker (Concept Laser Mlab cusing, *WESTCAM Datentechnik GmbH*, Mils bei Hall, Österreich) und die Chrom-Kobalt-Legierung (Remanium® star CL, *Dentaurum-GmbH & Co. KG*, Senden, Deutschland) eine hohe Geschwindigkeit und Präzision bei der Stiftproduktion.

Jedoch stellte die subtraktive Stiftfertigung mit der dentalen 5-Achs-Fräsmaschine (CORiTEC 150i PRO, *imes-core GmbH*, Eiterfeld, Deutschland), eine Reihe von Herausforderungen dar. Aufgrund der Sinterschrumpfung von zirka 25% war es notwendig, eine Ronde (Copran-Zirkonoxid-Blank, *Whitepeaks Dental Solutions GmbH*, HamminkeIn, Deutschland) mit 25 mm Höhe zu verwenden, um die erforderlichen Stiftdimensionen zu erreichen. Die Schaftlänge der verwendeten Fräser stößt bei so hohen Ronden teilweise an Ihre Grenzen, insbesondere bei dem Design eines Stiftes. Dadurch lassen sich die Stifte teilweise nicht auf ihrer gesamten Länge maschinell Bearbeiten, was zu einem erhöhten Aufwand bei der manuellen Ausarbeitung und Politur führt. Zudem führten Vibrationen der Fräswerkzeuge häufig zu Brüchen der empfindlichen Stifte, was die Herstellungsqualität beeinträchtigte. Ein weiterer problematischer Aspekt war die laterale Stützstruktur, die nach der Fräsung manuell entfernt werden musste. Die Platzierung dieser Stützstruktur stellte eine Herausforderung dar, da sie weder zu groß sein durfte, um die Testergebnisse nicht zu beeinflussen, noch in einem Bereich liegen durfte, der die Prüfung des Stiftes beeinträchtigte. Trotz sorgfältiger Überlegungen und präziser Platzierung war die manuelle Entfernung der Stützstruktur zeitaufwendig und könnte die große Standardabweichung in den Ergebnissen der Zirkonoxid-Stifte erklären. Darüber hinaus waren die Kosten für die Keramikronde hoch, was die subtraktive Fertigungsmethode zu einer durchaus kostspieligen Option mit erhöhtem Zeitaufwand machte. Angesichts der oben genannten Schwierigkeiten sollten diese Aspekte bei der Wahl des Herstellungsverfahrens für Stifte zur Versorgung wurzelbehandelter Zähne berücksichtigt werden. Weitere Untersuchungen und Optimierungen sind notwendig, um die Umsetzbarkeit speziell der subtraktiven Fertigung zu verbessern und die genannten Herausforderungen zu bewältigen.

Marielle Dias Martins et al. haben sich in einer sehr detaillierten Literatur-Recherche und Meta-Analyse mit der Frage beschäftigt, ob ein faserverstärkter Kunststoff-Stift (FPs) oder ein Metall-Stift (MPs) für die Versorgung eines endodontisch behandelten Zahnes besser geeignet ist. Es wurden dabei zehn Studien eingeschlossen: 704 Teilnehmer\*innen mit einem Durchschnittsalter von 42 Jahren, welche mit insgesamt 844 Stiften saniert wurden, davon 453 FPs und 391 MPs. Das absolute und relative Versagen wurde ausgewertet und

zwischen der anterioren und posterioren Kieferregion differenziert. Die Autor\*innen kamen zu dem Schluss, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den intraradikulären Stiften und deren Region in Bezug auf das Überleben nach Misserfolgen existiert. Allerdings berücksichtigten nur sechs Studien eine durchschnittliche Evaluierung von mehr als fünf Jahren, was als Einschränkung betrachtet werden sollte [53].

Rafael Sarkis-Onofre et al. führten eine randomisierte Doppelblindstudie durch, mit der Zielsetzung den Erfolg von Glasfaser-Stiften im Vergleich zu gegossenen Metall-Stiften zu bewerten. Getestet wurden menschliche, wurzelbehandelte Zähne, allerdings ohne Ferrule, also ohne bestehender Restdentinwand: 119 Patient\*innen mit gesamt 183 Stiften, wovon 72 Metallguss-Stifte und 111 Glasfaser-Stifte waren. Alle Zähne wurden mit Verblend-Metall-Kronen versorgt. Auch hier waren die 5-Jahres-Ergebnisse sehr ähnlich. Der Log-Rank-Test für die Erfolgs- ( $p = 0,26$ ) und Überlebensanalysen ( $p = 0,63$ ) ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Glasfaser-Stiften und den gegossenen Metall-Stiften. Die jährliche Ausfallrate beider Materialien betrug 1,5%. Betrachtet man die Stifte einzeln, so wiesen Metallguss-Stifte ein Versagen von 1,2% und die Glasfaser-Stifte ein Versagen von 1,7% auf. Auch in dieser Studie war der Beobachtungszeitraum von fünf Jahren bemessen. Es bedarf deshalb klinischer Langzeitstudien, um genauere Aussagen über den langfristigen Erfolg von Stiftsystemen treffen zu können [54].

E. Asmussen et al. untersuchten unter ähnlichen Versuchsbedingungen die Steifigkeit ( $N/0,05\text{mm}$ ), Elastizitätsgrenze (N) und Bruchfestigkeit (N) von damals neu auf dem Markt erschienenen Stiften unterschiedlicher Materialien. In ihrer Studie wurden Titan-, Zirkonoxid- und Kohlefaser-Stifte mit einem Durchmesser zwischen 1,4 mm und 2,0 mm einer Analyse unterzogen.

Die Ergebnisse sind in Tabelle 2 dargestellt. In der Gruppe der Keramik-Stifte gab es kaum Varianzen, was einen Unterschied zu der vorliegenden Diplomarbeit und deren Ergebnissen darstellt. Diese geringe Streuung ist auf ein industriell genormtes Fertigungsverfahren der Zirkonoxid-Stifte zurückzuführen. Es wurden keine genaueren Angaben bezüglich dem Herstellungsprozess angeführt. In der Subgruppe der Keramik-Stifte wiesen alle Proben wie zu erwarten eine hohe Steifigkeit und Bruchfestigkeit auf. Auch in dieser Studie entsprach der Wert der Elastizitätsgrenze dem Wert der Bruchfestigkeit (Biopost:  $237 \pm 16$  N; Cerapost:  $228 \pm 27$  N) (Tabelle 2). Die Titan-Stifte waren genauso bruchstabil aber weniger steif als die Keramik-Stifte. Die Gruppe der Kohlefaser-Stifte wies die niedrigsten mechanischen Werte auf [25].

<u>Probe</u>	<u>Durchmesser</u> (mm)	<u>Steifigkeit</u> (N)	<u>Elastizitätsgrenze</u> (N)	<u>Bruchfestigkeit</u> (N)
Biopost	1,6	<b>136 ± 19</b>	<b>237 ± 16</b>	<b>237 ± 16</b>
Cerapost	1,6	<b>137 ± 15</b>	<b>228 ± 27</b>	<b>228 ± 27</b>
PCR	1,6 - 2,0	<b>64 ± 10</b>	<b>189 ± 18</b>	<b>229 ± 21</b>
Composipost	1,8	<b>38 ± 5</b>	<b>140 ± 17</b>	<b>179 ± 10</b>
Composipost	1,4	<b>22 ± 2</b>	<b>80 ± 12</b>	<b>107 ± 13</b>

*Keramik-Stift: Biopost, Cerapost – Titan-Stift: PCR – Kohlefaser-Stift: Composipost [25]*

*Tabelle 2: Ergebnisse von E. Asmussen et al. [25]*

H. Lambjerg-Hansen et al. führten eine Untersuchung an 22 konfektionierten Stiften verschiedenster Materialien durch. Von den 22 Proben waren 18 aus Titan gefertigt. Die restlichen Proben waren aus den Materialien: Platin-Gold, Palliag, Neusilber und Stahl. Die Durchmesser aller Proben variierten zwischen 1,0 mm und 1,7 mm. Dabei wurden erneut die Steifigkeit (N/0,1mm), Elastizitätsgrenze (N) und Bruchfestigkeit (N) analysiert. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sind in Tabelle 3 zusammengefasst [55].

Es sticht besonders der maximale Bruchfestigkeitswert der Stahl-Stifte mit  $219 \pm 13$  N hervor. Stahl ist für seine hohe Festigkeit, Bruchstabilität und enorme Härte bekannt. Dennoch war der Chrom-Kobalt-Stift der vorliegenden Diplomarbeit mit  $320,60 \pm 12,05$  N deutlich bruchstabiler. Auch die Elastizitätsgrenze der Chrom-Kobalt-Stifte ( $256,02 \pm 8,80$  N) war höher als die der Stahl-Stifte ( $151 \pm 22$  N). Diese Ergebnisse, rücken das additive Herstellungsverfahren und das Material Chrom-Kobalt in ein sehr gutes Licht.

<u>Probe</u>	<u>Durchmesser</u> (mm)	<u>Steifigkeit (N)</u>	<u>Elastizitätsgrenze</u> (N)	<u>Bruchfestigkeit</u> (N)
Boston (Titan)	1,6	<b>15 ± 5,5</b>	<b>43 ± 10</b>	<b>84 ± 15</b>
Filpost (Titan)	1,6	<b>24 ± 2,6</b>	<b>53 ± 8</b>	<b>81 ± 1</b>
Fysika (Titan)	1,6	<b>21 ± 7,7</b>	<b>80 ± 4</b>	<b>119 ± 13</b>
Fysika N (Titan)	1,6	<b>15 ± 0,9</b>	<b>100 ± 2</b>	<b>143 ± 2</b>
RH	1,6	<b>18 ± 0,9</b>	<b>68 ± 2</b>	<b>122 ± 3</b>
Platin-Gold	1,6	<b>12 ± 0,4</b>	<b>74 ± 6</b>	<b>103 ± 12</b>
Palliag	1,6	<b>25 ± 3,8</b>	<b>62 ± 7</b>	<b>103 ± 12</b>
Neusilber	1,6	<b>16 ± 1,3</b>	<b>35 ± 2</b>	<b>65 ± 1</b>
Stahl	1,6	<b>35 ± 12,4</b>	<b>151 ± 22</b>	<b>219 ± 13</b>

*Tabelle 3: Ergebnisse H. Lambjerg-Hansen et al. [55]*

## 6 Konklusion

Die in der vorliegenden in-vitro Studie gewonnenen Erkenntnisse lassen darauf schließen, dass die getesteten Stiftmaterialien den physiologisch vorkommenden Kräften in der Frontzahnregion standhalten. Metall-Stifte, welche seit langem als Goldstandard gelten, zeichnen sich durch ihre hohe Bruchfestigkeit aus, erfüllen jedoch nicht die ästhetischen Anforderungen [3,17]. Die transparente, flexible Alternative sind die faserverstärkten Kunststoff-Stifte. Mit ihrer Haupteigenschaft, einem Elastizitätsmodul, welches dem Dentin sehr nahekommt, werden die auftretenden Kräfte statisch gleichmäßig verteilt. Die Kunststoffmatrix fungiert als Stoßdämpfer. Aufgrund der reduzierten Spannungsspitzen resultieren seltener Wurzelfrakturen. Allerdings besteht vermehrt die Gefahr der Stiftlockerung und Stiftfraktur. Das Versagen kann sehr oft noch repariert werden [7,13,36,41]. Moderne, ästhetische Stiftmaterialien wie Zirkonoxid zeigen ausgezeichnete mechanische Eigenschaften. Es lässt sich schlussfolgern, dass die Herstellung von baugleichen Stiften aus Metall durch additive Fertigung oder aus Zirkonoxid durch subtraktive Fertigung technisch realisierbar ist. Des Weiteren erfüllen die hergestellten Stifte in Bezug auf ihre mechanischen Eigenschaften die klinischen Anforderungen. Es ist jedoch

anzumerken, dass der Workflow der subtraktiven Fertigung mit einer 5-Achs-Fräsmaschine noch nicht vollständig optimiert ist und Verbesserungspotenzial aufweist.

Besonders bemerkenswert ist die vielversprechende Eignung von Zirkonoxid als Material für die Verwendung als Stiftaufbau. Die in dieser Studie gewonnenen Erkenntnisse legen nahe, dass Zirkonoxid in Zukunft eine bedeutende Rolle spielen könnte und möglicherweise metallbasierte Stifte in der klinischen Praxis ersetzen könnte. Die herausragenden mechanischen Eigenschaften und die biokompatible Natur von Zirkonoxid machen es zu einem vielversprechenden Kandidaten für den Einsatz als Stiftaufbau in der zahnmedizinischen Restauration. Zukünftige Forschungsarbeiten sollten sich daher intensiver mit diesem Material befassen, um seine Potenziale und Grenzen vollständig zu erforschen und eine optimale Verarbeitungs- und Anwendungsstrategie zu entwickeln.

Es sind noch weiterführende Studien mit anderwärtigen, konfektionierten oder individuell hergestellten Stiften nach oraler Kausimulation mit Flüssigkeiten und Temperaturschwankungen wünschenswert, um die Ergebnisse dieser Arbeit in einem Setting zu testen, welches den physiologischen Bedingungen des menschlichen Gebisses näherkommt.

## Literaturverzeichnis

- [1] Fauchard P. Le chirurgien dentiste ou traité des dents. Paris: 1728.
- [2] Nergiz I, Schmage P. Wurzelstifte im Wandel der Zeit. Endodontie Journal 2004.
- [3] Kern M, Wolfart S, Heydecke G, Witkowski S, Türp JC, Strub JR. Curriculum Prothetik: Band 1. Berlin: Quintessenz Verlag; 2022.
- [4] Littich M. Bestimmung der Haftfestigkeiten von zahnfarbenen Wurzelstiften in Abhängigkeit von unterschiedlich behandelten Stiftoberflächen und Befestigungsmaterialien. Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde, 2009.
- [5] Bilgin MS, 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 2016;60:23–8. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2015.08.001>.
- [6] Giovani AR, Vansan LP, de Sousa Neto MD, Paulino SM. In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths. Journal of Prosthetic Dentistry 2009;101:183–8. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60025-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60025-1).
- [7] Dietschi D, Duc O, Krejci I, 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. 2007.
- [8] Stiftaufbauten, Doc Medicus n.d. <http://www.zahngesundheit-online.com/Zahnersatz-Prothetik-/Stiftaufbauten/>.
- [9] Al-Qarni FD. Customized Post and Cores Fabricated with CAD/CAM Technology: A Literature Review. Int J Gen Med 2022;15:4771–9. <https://doi.org/10.2147/IJGM.S365296>.
- [10] van Noort R. The future of dental devices is digital. Dental Materials 2012;28:3–12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>.
- [11] SLM Metalldrucker Funktionsweise n.d. <https://www.custompartnet.com/wu/direct-metal-laser-sintering>.
- [12] Yordanov Krastev T. Die Verbreitung der CAD/CAM-Technologie in österreichischen Zahnarztpraxen-eine Online-Umfrage. Medizinischen Universität Graz, n.d.
- [13] Balkenhol M, Wöstmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: A 10-year retrospective study. J Dent 2007;35:50–8. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2006.04.004>.

- [14] Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigl P. Aufbau endodontisch behandelte Zähne. 2003.
- [15] Dimitrouli M, Geurtsen W., Lührs A-K. Faserverstärkte Wurzelkanalstifte: Systeme und Verarbeitung – eine Übersicht 2010. <https://doi.org/10.3238/dzz.2011.0175>.
- [16] Venkatesan SM, Abraham AJ, Koshy CR, Narayanan S, Ashok V, Sundaran RM. Ferrule: A Literature Review. *Journal of Operative Dentistry & Endodontics* 2020;4:92–5. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10047-0078>.
- [17] E-J Richter, Mögele S. Retrospektive klinische Studie zur Überlebenswahrscheinlichkeit von Stift-Stumpfaufbauten. n.d.
- [18] Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: A literature review. n.d.
- [19] Li J, Chen C, Liao J, Liu L, Ye X, Lin S, et al. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2017;118:69–75. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.11.001>.
- [20] Zhang X, Pei X, Pei X, Wan Q, Chen J, Wang J. Success and Complication Rates of Root-Filled Teeth Restored with Zirconia Posts: A Critical Review. *Int J Prosthodont* 2019;32:411–9. <https://doi.org/10.11607/ijp.6179>.
- [21] Bateli M, Kern M, Wolkewitz M, Strub JR, Att W. A retrospective evaluation of teeth restored with zirconia ceramic posts: 10-year results. *Clin Oral Investig* 2014;18:1181–7. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1065-5>.
- [22] Özkurt Z, Işeri U, Kazazoğlu E. Zirconia ceramic post systems: A literature review and a case report. *Dent Mater J* 2010;29:233–45. <https://doi.org/10.4012/dmj.2009-128>.
- [23] Zhang X, Pei X, Pei X, Wan Q, Chen J, Wang J. Success and Complication Rates of Root-Filled Teeth Restored with Zirconia Posts: A Critical Review. *Int J Prosthodont* 2019;32:411–9. <https://doi.org/10.11607/ijp.6179>.
- [24] Schwartz RS, Robbins JW. Post Placement and Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. 2004.
- [25] Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. 1999.
- [26] Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth Post, core and the final restoration. n.d.

- [27] Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NHJ. Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *J Dent* 2007;35:778–86. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.07.006>.
- [28] Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, de Moraes RR, Pereira-Cenci T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Braz Oral Res* 2015;29:1–8. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2015.vol29.0074>.
- [29] Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dental Materials* 2004;20:29–36. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00065-4](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00065-4).
- [30] Naumann M, Koelplin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: A prospective observational clinical study. *J Endod* 2012;38:432–5. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.01.003>.
- [31] Naumann M, Schmitter M, Frankenberger R, Krastl G. “Ferrule Comes First. Post Is Second!” Fake News and Alternative Facts? A Systematic Review. *J Endod* 2018;44:212–9. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.09.020>.
- [32] Vichi A, Vano M, Ferrari M. The effect of different storage conditions and duration on the fracture strength of three types of translucent fiber posts. *Dental Materials* 2008;24:832–8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.09.011>.
- [33] Standlee JP, Caputo AA. Endodontic dowel retention with resinous cements. 1992.
- [34] Bachicha WS, Difiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. Microleakage of Endodontically Treated Teeth Restored with Posts. vol. 24. 1998.
- [35] Šimundić Munitić M, Bago I, Glockner K, Kqiku L, Gabrić D, Anić I. Effect of Different Laser Treatments on the Bond Strength of Intracanal Fiber Posts Cemented with a Self-Adhesive Resin Cement. *Journal of Prosthodontics* 2019;28:e290–6. <https://doi.org/10.1111/jopr.12738>.
- [36] Nothdurft FP, Gernet W, Pospiech PR. In-vitro Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten aus Zirkonoxid. *Dtsch Zahnarztl Z* 2003.
- [37] Rogić-Barbić M, Šegović S, Pezelj-Ribarić S, Borčić J, Jukić S, Anić I. Microleakage along Glassix glass fibre posts cemented with three different materials assessed using a fluid transport system. *Int Endod J* 2006;39:363–7. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2006.01071.x>.
- [38] C-Faktor n.d. <https://flexikon.doccheck.com/de/C-Faktor>.
- [39] Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric Factors Affecting Dentin Bonding in Root Canals: A Theoretical Modeling Approach. 2005.

- [40] Kumar GS, Raj RB, Rai P. Effect of Sandblasting on the Bond Strength between CAD–CAM Milled Metal Post and Direct Metal Laser-sintered Metal Post: A Comparative In Vitro Study. *International Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 2019;9:56–62. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10019-1232>.
- [41] Fadag A, Negm M, Samran A, Samran A, Ahmed G, Alqerban A, et al. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with different post systems: An in vitro study. *Eur Endod J* 2018;3:174–8. <https://doi.org/10.14744/eej.2018.70299>.
- [42] Produktkatalog Endodontie n.d. <https://assets.dentsplysirona.com/flagship/de-de/explore/endodontie/END-Brochure-Endodontics-Produktkatalog-2021-DE.pdf>.
- [43] Dentsply X-Post Quarzfaserstift n.d. <https://geizdental.de/dentsply-x-post-glasfaserstift-refill-a113996/>.
- [44] Copran Zirkonoxid Blank n.d. <https://www.white-peaks-dental.com/en/produkt-details/copran-zr-i/>.
- [45] CORiTEC 150i PRO n.d. <https://www.imes-icore.com/dental/dental-lab/coritec-150i-series>.
- [46] Remanium® star CL n.d. <https://dentes-gmbh.de/wp-content/uploads/2014/09/Remanium-star-CL-GA.pdf>.
- [47] Concept Laser Mlab cusing n.d. <https://www.3dmake.de/3d-drucker/mlab-cusing-und-mlab-cusing-r/>.
- [48] Tukey post-hoc Test n.d. <https://statistikguru.de/spss/einfaktorielle-anova/tukey-post-hoc-test.html>.
- [49] Zirkonoxid n.d. <https://www.wikidental.de/w/Zirkonoxid>.
- [50] Kalyoncuoğlu E, Ural Ç, Aydemir H, Aslan MA, Balkaya V. Effect of 1-piece post and core fabrication techniques on fracture strength. *J Appl Biomater Funct Mater* 2015;13:e253–8. <https://doi.org/10.5301/jabfm.5000223>.
- [51] Koriath TWP, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. vol. 30. Elsevier Science Ltd; 1997.
- [52] Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of Clenching Intensity on Bite Force Balance, Occlusal Contact Area, and Average Bite Pressure. vol. 78. 1999.
- [53] Martins MD, Junqueira RB, de Carvalho RF, Lacerda MFLS, Faé DS, Lemos CAA. Is a fiber post better than a metal post for the restoration of endodontically treated

- teeth? A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2021;112. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103750>.
- [54] Sarkis-Onofre R, Amaral Pinheiro H, Poletto-Neto V, Bergoli CD, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Randomized controlled trial comparing glass fiber posts and cast metal posts. *J Dent* 2020;96. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103334>.
- [55] Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. 1997.
- [56] Schematische Darstellung eines Stiftaufbaus n.d. <https://www.prodente.de/presse/schwerpunkt/stiftzahn.html>.