

**Diplomarbeit**

**Mikrofrakturen im Dentin bei postendodontisch  
versorgten Zähnen durch unterschiedliche  
Stiftmaterialien – Eine vergleichende experimentelle in  
vitro Untersuchung von humanen Zahnwurzeln**

eingereicht von

**Lukas Aldrian**

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor(in) der Zahnmedizin**

**(Dr.<sup>(in)</sup> 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. ZÄ. Priv.-Doz. Dr. med. dent. Lumnije Kqiku-Biblekaj**  
**Univ. ZA Priv.-Doz. Dr. med. univ. Dr. scient. med. Dr. med. dent. Armin**  
**Sokolowski**

Graz, am 01. August 2025

## **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.

Des Weiteren erkläre ich hiermit, dass, sofern bei der Erstellung dieser Arbeit künstliche Intelligenz (KI) Werkzeuge zur Generierung und/oder Korrektur bestimmter Textpassagen verwendet wurden, dieser Einsatz unter Einhaltung ethischer Grundsätze, akademischer Integrität und den Vorgaben meiner Universität erfolgte, sowie in Folge dies transparent gemacht und in angemessener Weise gekennzeichnet wurde.

Graz, am 1. August 2025

Lukas Aldrian eh.

## **Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich meinen aufrichtigen Dank an mein Betreuer\*innen-Team, Frau Priv.-Doz. Dr. Lumnije Kqiku-Biblekaj und Herrn DDDr. Armin Sokolowski, aussprechen. Ihre fachkundige Begleitung, konstruktive Kritik und engagierte Unterstützung haben mir das wissenschaftliche Arbeiten mit großer Sorgfalt und Vertrauen nähergebracht. Für ihre Bereitschaft, mir auch bei komplexen Fragestellungen stets mit Kompetenz und Geduld zur Seite zu stehen, bin ich sehr dankbar.

Mein besonderer Dank gilt auch den Zahntechnikern der Zahnklinik Graz, Herrn Stefan Huber und Herrn Philipp Tepesch, die mit ihrer engagierten Arbeit maßgeblich zur Herstellung der Prototypen sowie zur Umsetzung meiner Untersuchung beigetragen haben. Der Firma Henry Schein danke ich herzlich für die kostenfreie Bereitstellung der glasfaserverstärkten Kunststoffstifte vom Typ Sirona X-Post<sup>TM</sup>, ohne die die Durchführung dieser Analyse nicht möglich gewesen wäre.

Für die wertvolle Unterstützung bei der statistischen Auswertung und der technischen Durchführung möchte ich mich zudem bei Frau Dipl.-Ing. Irene Mischak, Herrn Erich Häupl und Herrn Clemens Keil bedanken.

Abschließend gilt mein Dank meiner Freundin Katharina, meiner Familie und Schwiegerfamilie, die mich während des gesamten Studiums mit emotionaler Rückendeckung und finanzieller Unterstützung begleitet haben. Ohne ihre Hilfe wären die letzten 6 Jahre nicht möglich gewesen.

Vielen Dank!

# **Zusammenfassung**

## **Ziel**

Die Insertion von Wurzelkanalstiften bei stark kompromittierten Zähnen durch Traumata oder Karies ist eine Standardbehandlung in der zahnärztlichen Praxis. Es existieren zahlreiche Materialien und Systeme zur Schaffung eines Fundaments für eine spätere Kronenversorgung. Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss unterschiedlicher Stiftmaterialien – Zirkonoxid, Metall und glasfaserverstärkter Kunststoff – auf die Entstehung von Mikrofrakturen im Wurzeldentin zu untersuchen. Besonderes Augenmerk lag auf der Lokalisation und Häufigkeit solcher Mikrofrakturen.

## **Material und Methoden**

Zur Untersuchung wurden 30 extrahierte, nicht wurzelbehandelte, einwurzelige Oberkieferfrontzähne ohne sichtbare Frakturen verwendet. Die Zahnwurzeln wurden vorab mittels Mikro-CT gescannt. Anschließend erfolgte die Aufteilung in drei Gruppen à zehn Zähne:

- Gruppe A: Zirkonoxidstifte
- Gruppe B: Metallstifte (Chrom-Kobalt-Legierung)
- Gruppe C: Quarzfaserverstärkte Kunststoffstifte (FRC)

Als Vorlage zur standardisierten Stiftherstellung diente ein konfektionierter Quarzfaserstift (X-Post™, Größe 4, grün; SironaDentsply). Nach Stiftpräparation mit systemeigenen Aufbaubohrern erfolgte die Zementierung gemäß Herstellerangaben. Die Stifte ragten einheitlich 5 mm über den Wurzelrand hinaus. Ein Belastungstest mittels Zug-Druck-Maschine wurde bis zum Bruch bzw. zur Verformung durchgeführt. Nach dem Versuch erfolgte eine erneute Mikro-CT-Untersuchung zur Feststellung von Mikrofrakturen in koronalen, mittleren und apikalen Dritteln. Die Auswertung erfolgte binär („Ja“/„Nein“).

## **Ergebnisse**

Die höchste mittlere Bruchkraft wurde in Gruppe B (Ø 302,60 N) gemessen, gefolgt von Gruppe A (Ø 279,22 N) und Gruppe C (Ø 170,19 N). Bei Zirkon und Metall war die Streuung größer, während GFK homogene Werte zeigte. Zirkonstifte versagten spröde, Metallstifte zeigten plastische Verformung, GFK-Stifte zeigten ein mehrphasiges, zackiges Versagensverhalten.

## **Frakturverhalten der Zahnwurzeln:**

- **Gruppe A (Zirkon):** Mikrofrakturen in 4/10 Fällen (CD: 30 %, MD: 10 %, AD: 0 %)
- **Gruppe B (Metall):** 7/10 Proben mit Rissen (CD: 60 %, MD: 20 %, AD: 10 %)
- **Gruppe C (FRC):** Keine Mikrofrakturen nachweisbar

Die Unterschiede zwischen den Gruppen waren signifikant ( $p < 0,05$ ), mit Häufung im koronalen Drittel. Ein Zusammenhang zwischen Elastizitätsmodul und Frakturbildung wurde festgestellt: Höhere Steifigkeit führte zu mehr Mikrofrakturen. Metall (ca. 200 GPa) verursachte die meisten Risse, gefolgt von Zirkonoxid (ca. 180 GPa), während FRC (ca. 40 GPa) keine verursachte.

## **Konklusion**

Das Stiftmaterial beeinflusst maßgeblich die Entstehung von Mikrofrakturen. Metallstifte führten zu den meisten Rissen, insbesondere im koronalen Drittel. Zirkonstifte schnitten etwas besser ab, verursachten jedoch ebenfalls Frakturen im Dentin. FRC-Stifte zeigten keine frakturinduzierende Wirkung, was ihre Anwendung bei endodontisch behandelten Frontzähnen mit geringer Restsubstanz begünstigt. Alle getesteten Materialien hielten den physiologischen Kaukräften stand. Zukünftige Studien sollten die Langzeitfolgen solcher Mikrofrakturen untersuchen und Materialien hinsichtlich ihrer dentinschonenden Eigenschaften weiter bewerten. Auch der genaue Zeitpunkt der Frakturbildung während der Belastung wäre ein möglicher Fokus.

## **Abstract**

### **Aim**

### **Objective**

The insertion of root canal posts in severely compromised teeth due to trauma or caries is a standard procedure in dental practice. Numerous materials and systems exist to provide a foundation for subsequent crown restorations. The aim of this study was to investigate the influence of different post materials – zirconia, metal, and glass fiber-reinforced composite – on the development of microfractures in root dentin. Particular attention was paid to the location and frequency of such microfractures.

### **Materials and Methods**

A total of 30 extracted, non-root-treated, single-rooted maxillary anterior teeth without visible fractures were used. The roots were pre-scanned using micro-CT. The teeth were randomly divided into three groups of ten each:

- GroupA:Zirconia-posts
- GroupB:Metaposts(cobalt-chromium-alloy)
- Group C: Quartz fiber-reinforced composite posts (FRC)

A prefabricated quartz fiber post (X-Post™, size 4, green; SironaDentsply) served as the template for standardized post preparation. Post spaces were prepared using the system-specific drills, and posts were cemented according to manufacturer instructions. All posts protruded 5 mm coronally beyond the root edge. A tensile-compression loading test was conducted until fracture or deformation occurred. Post-testing, a second micro-CT scan was performed to assess microfractures in the coronal, middle, and apical thirds. The presence of microfractures was evaluated in a binary manner ("Yes"/"No").

### **Results**

The highest mean fracture resistance was recorded in Group B (Ø 302.60 N), followed by Group A (Ø 279.22 N) and Group C (Ø 170.19 N). Greater variability was observed in the zirconia and metal groups, while FRC showed more homogeneous values. Zirconia posts failed in a brittle manner, metal posts exhibited plastic deformation, and FRC posts demonstrated a multi-phase, jagged failure pattern.

Fracture behavior of the tooth roots:

- Group A (Zirconia): Microfractures in 4/10 cases (CD: 30%, MD: 10%, AD: 0%)
- Group B (Metal): 7/10 samples with cracks (CD: 60%, MD: 20%, AD: 10%)
- Group C (FRC): No detectable microfractures

Differences between the groups were statistically significant ( $p < 0.05$ ), with a concentration in the coronal third. A correlation between the modulus of elasticity and fracture formation was observed: higher stiffness led to more microfractures. Metal (approx. 200 GPa) caused the most cracks, followed by zirconia (approx. 180 GPa), while FRC (approx. 40 GPa) caused none.

### **Conclusion**

The post material significantly influences the development of microfractures. Metal posts caused the highest number of cracks, especially in the coronal third. Zirconia posts performed better but still caused damage. FRC posts did not induce any fractures, making them a favorable option for endodontically treated anterior teeth with minimal remaining tooth structure. All tested materials withstood physiological chewing forces. Future studies should investigate the long-term effects of such microfractures and further evaluate materials in terms of their dentin-preserving properties. The exact timing of fracture formation during loading could also be a focus.

# Inhaltsverzeichnis

<b><u>EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG .....</u></b>	<b><u>II</u></b>
<b><u>DANKSAGUNG .....</u></b>	<b><u>III</u></b>
<b><u>ZUSAMMENFASSUNG.....</u></b>	<b><u>IV</u></b>
<b><u>ABSTRACT .....</u></b>	<b><u>VI</u></b>
<b><u>INHALTSVERZEICHNIS .....</u></b>	<b><u>VIII</u></b>
<b><u>ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....</u></b>	<b><u>X</u></b>
<b><u>ABKÜRZUNGEN UND DEREN ERKLÄRUNG.....</u></b>	<b><u>XI</u></b>
<b><u>EINLEITUNG.....</u></b>	<b><u>1</u></b>
<b>GESCHICHTLICHER ÜBERBLICK .....</b>	<b>2</b>
<b>GRUNDLAGEN ZUM DENTIN.....</b>	<b>3</b>
<b>INDIKATIONEN FÜR WURZELKANALSTIFTE.....</b>	<b>5</b>
<b>DENTALE MIKROCRACKS IM DENTIN – ENTSTEHUNG, URSACHEN UND BEDEUTUNG.....</b>	<b>7</b>
<b>EINTEILUNG VON STIFTSYSTEMEN.....</b>	<b>9</b>
<b>EINTEILUNG NACH MATERIAL .....</b>	<b>9</b>
<b>EINTEILUNG NACH DESIGN.....</b>	<b>11</b>
<b>EINTEILUNG NACH VERANKERUNGSMECHANISMUS .....</b>	<b>15</b>
<b>ADHÄSIVE BEFESTIGUNG VON WURZELKANALSTIFTEN .....</b>	<b>16</b>
<b>GRUNDLAGEN DER ADHÄSIVEN BEFESTIGUNG .....</b>	<b>16</b>
<b>KONVENTIONELLE BEFESTIGUNG VON WURZELKANALSTIFTEN .....</b>	<b>19</b>
<b>EINTEILUNG NACH HERSTELLUNGSART/KLINISCHE ANWENDUNG.....</b>	<b>22</b>
<b>KLINISCHE ASPEKTE BEI DER AUSWAHL VON WURZELKANALSTIFTEN .....</b>	<b>24</b>

<b><u>MATERIAL UND METHODEN.....</u></b>	<b>26</b>
ZIELSETZUNG DER UNTERSUCHUNG .....	26
ALLGEMEIN TECHNISCHE ASPEKTE ZUM MICRO CT .....	26
SPEZIFIKATION DER ZUG-DRUCK-PRÜFMASCHINE.....	27
PROBENMATERIAL .....	30
AUSWAHL DER ZÄHNE .....	30
KRITERIEN FÜR DIE ZAHNSELEKTION.....	31
GRUPPENEINTEILUNG .....	33
KANALPRÄPARATION.....	34
BEFESTIGUNG DER STIFTE.....	35
GRUPPE A (ZIRKONOXIDSTIFTE – ADHÄSIVE BEFESTIGUNG).....	35
GRUPPE B (METALLSTIFTE – KONVENTIONELLE ZEMENTIERUNG).....	35
GRUPPE C (GLASFASERVERSTÄRKTE KUNSTSTOFFSTIFTE – ADHÄSIVE BEFESTIGUNG).....	36
MECHANISCHE BELASTUNG .....	37
MIKRO-CT-ANALYSE NACH DEM BELASTUNGSTEST .....	38
STATISTISCHE ANALYSE .....	38
ZUSAMMENFASSUNG DER METHODIK.....	38
<b><u>ERGEBNISSE.....</u></b>	<b>39</b>
<b><u>DISKUSSION .....</u></b>	<b>50</b>
LIMITATIONEN .....	51
<b><u>KONKLUSION.....</u></b>	<b>53</b>
<b><u>LITERATURVERZEICHNIS .....</u></b>	<b>54</b>
<b><u>ANHÄNGE.....</u></b>	<b>63</b>

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung des Ferruleneffektes.....	2
Abbildung 2: Zylindrisches Design von Wurzelkanalstiften .....	12
Abbildung 3: Konisches Design von Wurzelkanalstiften .....	13
Abbildung 4: Zylindrokonisches Design von Wurzelkanalstiften .....	14
Abbildung 5: Wurzelkanalstift mit Gewinde .....	15
Abbildung 6: Quarzfaserstift (X-Post Sirona).....	28
Abbildung 7: Teststifte aus Zirkonoxid, Chrom-Kobalt, Quarzfaser.....	30
Abbildung 8: Zahnwurzeln.....	31
Abbildung 9: Eingebettete Zahnwurzeln in Superhartgips.....	32
Abbildung 10: Formgebung des Gerüsts .....	33
Abbildung 11: Aufbereitung mittels systemspezifischer Bohrer .....	34
Abbildung 12: Gipsblock mit dem Zirkonoxidstift.....	35
Abbildung 13: Gipsblock mit dem Chrom-Kobalt Stift.....	36
Abbildung 14: Gipsblock mit dem FRC Stift.....	36
Abbildung 15: Versuchsaufbau .....	37
Abbildung 16: Kraft-Auslenkungsdiagramm, Gruppe 1 .....	39
Abbildung 17: Kraft-Auslenkungsdiagramm, Gruppe 2 .....	40
Abbildung 18: Kraft-Auslenkungsdiagramm, Gruppe 3 .....	41
Abbildung 19: Boxplot, Vergleich der Testgruppen .....	43
Abbildung 20: Häufigkeit der Microcracks in der Gruppe 1.....	44
Abbildung 21: Häufigkeit der Microcracks in der Gruppe 2.....	45
Abbildung 22: Häufigkeit der Microcracks in der Gruppe 3.....	46
Abbildung 23: Gruppe 1, Vergleich der Ausgangssituation mit der Endsituation.....	47
Abbildung 24: Gruppe 2, Vergleich der Ausgangssituation mit der Endsituation.....	48
Abbildung 25: Gruppe 3, Vergleich der Ausgangssituation mit der Endsituation.....	49

## Abkürzungen und deren Erklärung

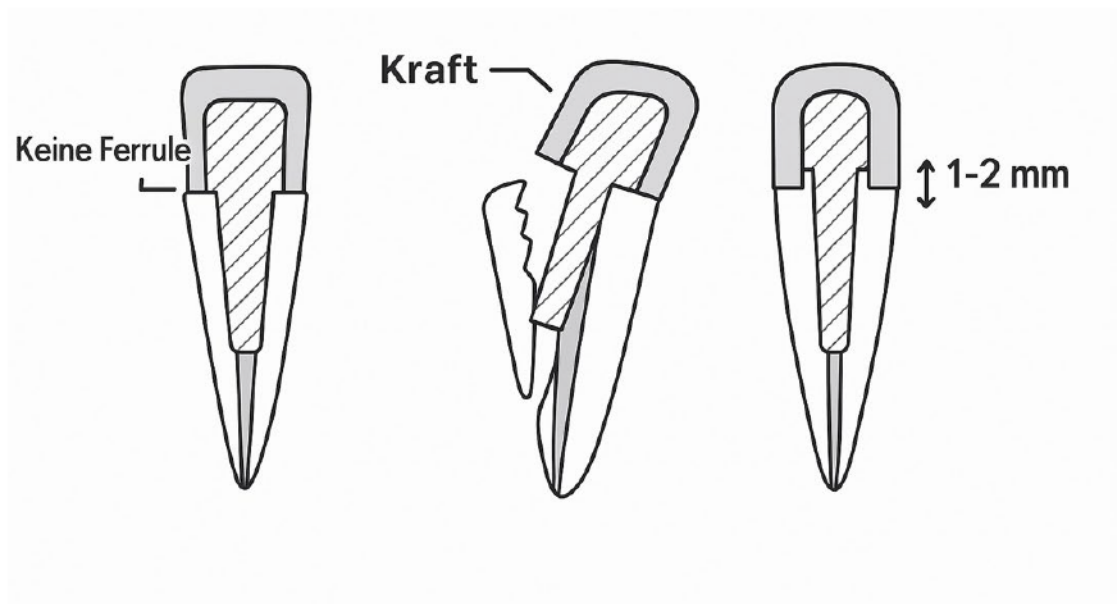
°C	Grad Celsius
3D	Dreidimensional
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid
CAD	Computer-Aided-Design
CAM	Computer-Aided-Manufacturing
cm	Zentimeter
Cr-Co	Chrom-Kobalt
GPa	Gigapascal
kN	Kilonewton
kW	Kilowatt
min	Minute
mm	Millimeter
N	Newton
NEM	Nichtedelmetall
nm	Nanometer
SiO <sub>2</sub>	Siliziumdioxid
SLM	Selective Laser Melting
STL	Standard Triangle Language
Vol. %	Volumenprozent
YAG-Laser	Yttrium, Aluminium und Granat-Laser
µm	Mikrometer
MOD	mesial-okklusal-distal ausgedehnte Füllung

## **Einleitung**

Die prothetische Zahnheilkunde ist ein Fachgebiet der Zahnmedizin, das sich mit der Rekonstruktion und dem Ersatz von Zähnen befasst. Das Ziel besteht darin, die Funktion, Ästhetik und Gesundheit des Kauorgans wiederherzustellen bzw. zu erhalten. Die grundlegenden Varianten zur Versorgung eines nicht- oder teilbezahnten Gebisses sind herausnehmbare Versorgungen einerseits und festsitzende Versorgungen andererseits, die vom Patienten selbst nicht entfernbar sind. Die folgende Arbeit widmet sich der festsitzenden Prothetik und betrachtet dabei speziell die Versorgung von Einzelzähnen. Die Frage nach der adäquaten Versorgung wurzelkanalbehandelter Zähne gehört somit zu den alltäglichen Herausforderungen in der zahnärztlichen Praxis. Mit der zunehmenden Bedeutung von zahnerhaltenden Maßnahmen gewinnt dieses Thema weiter an Relevanz (1). Der langfristige Erhalt der natürlichen Bezahnung trägt maßgeblich zur Steigerung der Lebensqualität bei. Postendodontische Aufbauten (insbesondere Wurzelkanalstifte) kommen bei stark kompromittierten Zähnen durch Karies, Traumata oder iatrogene Schäden, zum Einsatz. Voraussetzung für die Insertion eines Wurzelkanalstiftes ist stets eine vorangegangene Wurzelbehandlung (2). Das Ziel der Stiftinsertion samt Aufbau besteht darin, eine Retentionserhöhung für die künstliche Zahnkrone zu erreichen (3). Untersuchungen haben gezeigt, dass bei Einzelzahnversorgungen mehr als ein Drittel der devitalen Zähne mit einem Wurzelkanalstift versorgt sind (4). Im Zuge der Wurzelbehandlung wird das Pulpengewebe, das Nerven, Lymph- und Blutgefäße enthält, entfernt. Dadurch wird das Zahninnere nicht mehr mit Nährstoffen versorgt. Man könnte davon ausgehen, dass diese Mangelernährung zu wesentlichen Strukturveränderungen im Dentin führt. Tatsächlich frakturieren wurzelkanalbehandelte Zähne auch deutlich häufiger als nicht wurzelbehandelte Zähne (5). Auf Grundlage der aktuellen Literatur lässt sich diese Frakturanfälligkeit jedoch nicht auf die Devitalisierung und die damit verbundenen Veränderungen des Zahnes zurückführen (6). Vielmehr führt der Substanzverlust durch die Präparation der Zugangskavität zur Destabilisierung (7). Eine weitere Schwächung erfolgt bei der Aufbereitung der Wurzelkanäle und der Anwendung von desinfizierenden Spülungen zur Beseitigung pathogener Keime (8). Für den Erfolg von postendodontischen Versorgungen sind die Schonung der Restzahnschubstanz und die Präparation einer Ferrule entscheidend (9).

Der Ferrule-Effekt beschreibt den Zahnkragen, der nach der Präparation von der Krone umschlossen wird. Eine Ferrule von mindestens 1,5–2,0 mm verbessert nachweislich die Frakturbeständigkeit der restaurierten Zähne. Sie ermöglicht eine bessere Spannungsverteilung und reduziert die Belastung am Stift-Zahn-Übergang (Abb.1).

Fehlt eine ausreichende Ferrule, steigt das Risiko von Frakturen oder einer Lockerung der Restauration (10).



*Abbildung 1: Schematische Darstellung des Ferruleneffektes*

## **Geschichtlicher Überblick**

Postendodontische Stifte werden seit Jahrhunderten verwendet. Sie haben sich seit ihrer Entstehung stetig weiterentwickelt. Die Geschichte ist eng mit der Entwicklung und den Fortschritten in der restaurativen Zahnmedizin verbunden. Erste Ursprünge lassen sich im 18. Jahrhundert entdecken, in dem Versuche unternommen wurden, Zähne mit Wurzelstiften zu stabilisieren. Vor allem Pierre Fauchard ist hierbei zu erwähnen, der als Begründer der modernen Zahnmedizin gilt. Der französische Zahnarzt revolutionierte die Zahnmedizin durch seine wissenschaftliche Vorgehensweise und seine innovativen Behandlungsmethoden. In seinem bedeutendsten Werk, „Le Chirurgien Dentiste ou traite

des dents‘ dokumentierte er bereits 1728 Techniken, bei welchen Metall-, oder Holzstifte in den Wurzelkanal eingebracht wurden (11). Da die Variante aus Holz im feuchten Milieu der Mundhöhle jedoch Flüssigkeit aufnahm, kam es aufgrund der Expansion vermehrt zu Wurzelfrakturen und auch die Infektionsanfälligkeit war sehr hoch (12).

Im 19. Jahrhundert führten Fortschritte in der Zahnheilkunde zu neuen Innovationen. Die Richmond-Krone und Logan-Krone wurden populär. Hierbei handelte es sich um einen metallischen Stift, der direkt mit der Krone verbunden war und die Wurzel zirkulär umfasste. Schließlich haben sich gegen Ende des 19. Jahrhunderts Wurzelkanalstifte aus Messing, Platin, Gold, Silber oder Kupfer durchgesetzt. Mit diesen Materialien konnte die Haltbarkeit verbessert und Komplikationen vermindert werden. Die Annahme, dass ein Wurzelkanalstift den Zahn stabilisiert wurde inzwischen widerlegt (13).

Der Durchbruch in der modernen postendodontischen Versorgung kam zu Beginn des 20. Jahrhunderts, in dem genormte Metallstifte eingeführt wurden, die einfacher handzuhaben und passgenauer waren (14). Mit der Entwicklung zahnfarbener Materialien in den 1980er Jahren kamen auch faserverstärkte Kunststoffstifte auf den Markt. Diese waren flexibler und reduzierten das Risiko von Wurzelfrakturen (15).

Heutzutage kommen vor allem passiv befestigte, zylindrokonische Stifte aus verschiedenen Materialien, wie beispielsweise quarzfaserverstärktem Kunststoff, Zirkonoxid, Titan, NEM (Chrom-Kobalt-Legierungen) oder Edelmetall, zum Einsatz. Diese sind von der Krone getrennt. Die Teilung von Stift und Krone hat den Vorteil, dass im Falle einer Beschädigung der Krone nicht der gesamte Stift ausgetauscht werden muss. Einen enormen Fortschritt bei der Anfertigung von Wurzelkanalstiften brachte die Integration der digitalen Zahnmedizin mit sich. Dadurch ist ein minimalinvasiveres Vorgehen sowie eine individuelle Anpassung an die Wurzelkanalgeometrie möglich (16).

## **Grundlagen zum Dentin**

Das Zahndentin ist das zentrale Hartgewebe eines Zahnes und macht den größten Anteil seiner Masse aus. Es liegt unter dem Zahnschmelz der Krone sowie dem Zement der Wurzel und umgibt das Zahnmark (Pulpa). Das Dentin ist ein zellnahes Gewebe, das strukturell zwischen dem harten mineralisierten Schmelz und dem weichen Pulpengewebe liegt. Es ist weniger mineralisiert als Schmelz, aber deutlich härter als Knochen oder Zement. Seine Zusammensetzung besteht etwa zu 70 Prozent aus anorganischer Substanz, vor allem

Hydroxylapatit, 20 Prozent organischer Matrix, überwiegend Kollagen Typ I und 10 Prozent Wasser. Diese Struktur ist der Grund für eine gewisse Elastizität, die zur Stoßdämpfung und Stabilisierung der spröderen Schmelzkrone beiträgt. Histologisch ist das Dentin von einem fein strukturierten Kanalsystem (Tubuli) durchzogen. Diese Kanäle verlaufen von der Pulpa bis zur Grenze zwischen Dentin und Schmelz. Sie enthalten Fortsätze der Odontoblasten, deren Zellkörper in einer geschlossenen Schicht am Rand der Pulpa liegen. Diese tubulären Kanäle erlauben nicht nur eine enge Verbindung zwischen Dentin und Pulpa, sondern erklären auch die hohe Sensibilität bei freiliegenden Zahnhälsen oder Substanzverlust. Temperaturveränderungen oder osmotische Reize können über Flüssigkeitsverschiebung in den Kanälen zu Schmerzen führen.

Das Dentin entsteht durch die Aktivität der Odontoblasten während der Zahnentwicklung. Dabei wird zunächst eine unverkalkte organische Matrix gebildet, die anschließend mineralisiert wird. Man unterscheidet primäres Dentin, das während der Zahnbildung entsteht, sekundäres Dentin, das nach dem Zahndurchbruch zeitlebens in geringer Geschwindigkeit nachgebildet wird, sowie tertiäres Dentin, das bei Reiz oder Trauma als Reaktionsgewebe gebildet wird. Dieses regenerative Potenzial macht Dentin zu einem dynamischen Gewebe, das auf äußere Einflüsse reagieren kann. Auch die mikrostrukturelle Differenzierung ist klinisch relevant. So unterscheidet man zwischen dem Bereich direkt um die Kanäle, der stärker mineralisiert ist, und dem dazwischenliegenden Gewebe. Durch Alterung, Abnutzung oder kariöse Prozesse kann es zur Sklerosierung der Kanäle kommen, was die Durchlässigkeit reduziert und die Sensibilität verringert. In der restaurativen Zahnheilkunde ist Dentin ein entscheidendes Substrat für die adhäsive Befestigungstechnik. Aufgrund seiner Zusammensetzung und Feuchtigkeit ist es technisch anspruchsvoller zu behandeln als Schmelz.

Adhäsive Systeme müssen in der Lage sein, sowohl in das kollagene Netzwerk einzudringen als auch eine zuverlässige Verbindungsschicht zu erzeugen, besonders bei vitalem feuchtem Dentin (17).

## **Indikationen für Wurzelkanalstifte**

Wurzelkanalstifte finden Anwendung, wenn ein Zahn aufgrund von Karies oder einer Fraktur so stark beschädigt ist, dass nicht genügend natürliche Zahnstruktur für eine direkte Restauration, beispielsweise einer Füllung, vorhanden ist. In solchen Fällen dienen die Stifte samt Aufbau als Fundament für eine Krone (18). Die Voraussetzung ist immer eine abgeschlossene Wurzelkanalbehandlung, wobei das Füllungsmaterial bis ungefähr 1 mm vor dem röntgenologischen Apex enden sollte.

Im Gegensatz zu Molaren, die überwiegend axial belastet werden, treten bei Frontzähnen während dem Kauen hauptsächlich Scherkräfte auf (19). Diese Kräfte bewegen sich im Bereich von 150-200 Newton (20). Der Stift samt Aufbau gilt hier als Mittel der Wahl. Bei Molaren ist die Insertion eines Wurzelkanalstiftes oft nicht notwendig, da meist genügend Restzahnhartsubstanz vorhanden ist (21). In in-vitro-Studien konnte gezeigt werden, dass in der Regel durch die mechanische Erweiterung des Wurzelkanals während der endodontischen Behandlung eine Schwächung des Zahnes erfolgt (22–24). Dies führt zu dem Schluss, dass vorrangig die verbliebene Restzahnsubstanz die Stabilität der Endversorgung beeinflusst. Die Stiftversorgung stellt also keine Maßnahme dar, die den endodontisch behandelten Zahn stabilisiert oder verstärkt. Der Wurzelstift dient in erster Linie als Retention der definitiven Versorgung (24). Endodontisch behandelte Zähne müssen nicht immer zwingend mit einem Wurzelstift versehen werden (25). Es gibt aber keine klare Definition, die besagt, ab welchem Maß an Zahnhartsubstanzverlust die Indikation zur Anwendung eines Stiftes besteht. Peroz et al. schlugen 2005 die folgende Einteilung vor. Zu beachten ist, dass Kavitätenwände, die eine Dicke von 1 mm unterschritten haben, nicht als stabilisierende Faktoren angesehen werden können:

- Bei vier verbliebenen, mindestens 1 mm dicken Kavitätenwänden, wird kein Wurzelstift benötigt. Dies entspricht einer okklusalen Zugangskavität. Hier steht die Adhäsivtechnik im Vordergrund, die sich durch geringe Invasivität auszeichnet und das Risiko einer iatrogenen Wurzelperforation vermeidet (26).
- Bei zwei oder drei verbliebenen Kavitätenwänden kann ein Stift gesetzt werden. Jedoch sind auch hier die Möglichkeiten der Adhäsivtechnologie zu bevorzugen. AUSIELLO et al. (1997) (27) konnten zeigen, dass Komposite in Verbindung mit Dentinbondingsystemen

einen stabilisierenden Effekt auf den zu versorgenden Zahn ausüben. Wurzelkanalbehandelte Prämolaren, deren MOD-Kavitäten adhäsiv versorgt wurden, erzielten vergleichbare Bruchwerte zu unberührten Zähnen. Bei Frontzähnen mit approximalen Kavitäten wird durch die Stiftinsertion kein Vorteil erreicht (28). Zur Steigerung der Retention kann die Wurzelfüllung trichterförmig und unter Berücksichtigung der Kanalanatomie bis ungefähr 2 - 3 mm unterhalb des Kanaleingangs entfernt werden. Nach der Applikation einer dünnen Zementschicht auf die Wurzelkanalfüllung wird der Kompositaufbau angefertigt (29).

- Bei einer verbliebenen Kavitätenwand ist der Stiftaufbau unumgänglich, wobei im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnggebiet auf zahnfarbene Wurzelstifte zurückgegriffen werden sollte.
- Ist keine Kavitätenwand mehr vorhanden, muss allenfalls ein Stift zur Retention des Aufbaumaterials gesetzt werden. Die Präparation eines Fassreifens wirkt Zahnfrakturen entgegen (30). Bolhuis et al. (2001) (31) halten den Fassreifeneffekt in Hinblick auf die Gesamtstabilität wichtiger als die eigentliche Insertion des Wurzelstiftes.

## Dentale Mikrocracks im Dentin – Entstehung, Ursachen und Bedeutung

Dentale Mikrocracks sind mikroskopisch kleine Risse innerhalb der Zahnhartsubstanz, insbesondere im Dentin, die sowohl vertikal als auch transversal verlaufen können. Diese Risse sind entweder inkomplett (nur im inneren Dentin) oder komplett, wenn sie die Wurzelkanalwand zur äußeren Wurzeloberfläche durchdringen (Abb. 3) (32). Ihre Entstehung, die klinische Relevanz und die therapeutische Bedeutung sind Gegenstand intensiver wissenschaftlicher Forschung. Insbesondere im Zusammenhang mit endodontischen Eingriffen, also Wurzelkanalbehandlungen, wurde ihnen lange Zeit eine ursächliche Rolle für vertikale Wurzelfrakturen zugeschrieben. Neuere Studien stellen diese Annahme jedoch zunehmend infrage.

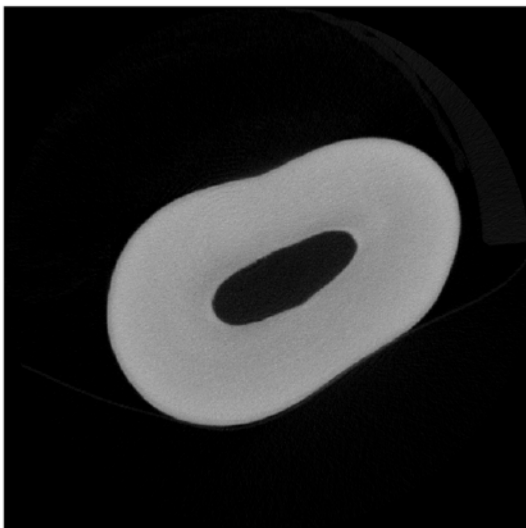


Abbildung 2: Querschnitt Zahnwurzel ohne Microcracks

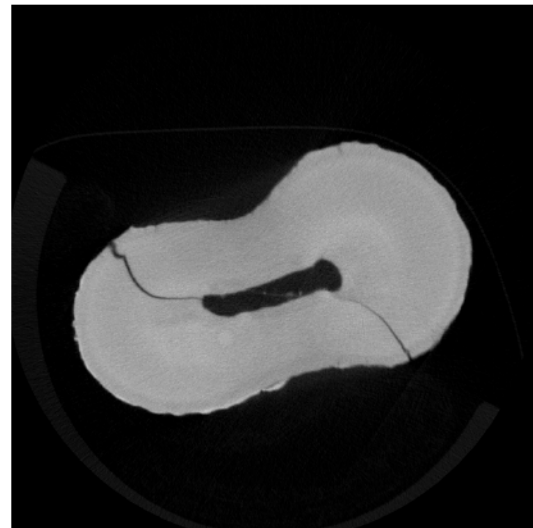


Abbildung 3: Querschnitt Zahnwurzel mit Microcracks

Die Entstehung solcher Mikrocracks kann auf verschiedene Ursachen zurückgeführt werden. Einer der Hauptfaktoren ist die mechanische Belastung, etwa durch rotierende oder reziproke Instrumentierung während der Aufbereitung des Wurzelkanales und auch die Insertion von Wurzelkanalstiften (33). Studien wie die von Prasada et al. (2024) zeigen, dass die Art des verwendeten Systems (z. B. ProTaper Gold, HyFlex CM, Silk) einen erheblichen Einfluss auf die Rissbildung hat, wobei Systeme mit konstanter Flexibilität tendenziell weniger Risse verursachen (34). Darüber hinaus können thermische Einflüsse, beispielsweise durch Erhitzen von Guttapercha während der Obturation, die Dentinstruktur

beschädigen. Auch adhäsive Zemente, die polymerisationsbedingte Schrumpfspannungen erzeugen, können zur Rissentstehung beitragen (35).

Ein oft übersehener, aber bedeutsamer Punkt ist, dass viele der beobachteten Mikrocracks bereits vor der Instrumentierung vorhanden sein können. Eine systematische Übersichtsarbeit von De-Deus et al. (2022) verdeutlicht, dass präoperative Risse durch Zahmentnahme, Lagerungsbedingungen, Dehydratisierung oder sogar durch den Schnitt der Zahnwurzel im Labor verursacht werden und häufig fälschlicherweise als durch endodontische Maßnahmen induziert, interpretiert werden (36). Hochauflösende Mikro-CT-Studien zeigen, dass in vielen Fällen selbst nach wiederholter Instrumentierung keine neuen Risse entstehen (37).

Die klinische Bedeutung von Mikrocracks ist nach wie vor nicht vollends geklärt. Während einige Autoren sie als potenzielle Vorläufer vertikaler Wurzelfrakturen ansehen (38), konnten andere Studien keine Korrelation zwischen der Anzahl von Mikrocracks und tatsächlichen Frakturen unter Kaubelastung nachweisen (39). Vielmehr scheinen Faktoren wie eine fehlende koronale Versorgung, unzureichender Ferrule-Effekt oder Bruxismus größere Einflussgrößen für Microcracks zu sein.

Mikrorisse („Mikrocracks“) in der Zahnschubstanz, insbesondere im Wurzelbereich, bergen ein hohes Risiko für das Scheitern einer endodontischen Behandlung. Mikrocracks sind ein bedeutender Risikofaktor für endodontische Misserfolge. Sie ermöglichen bakterielle Reinfektionen, beeinträchtigen die mechanische Stabilität, verursachen entzündliche Reaktionen und erschweren die Diagnostik.

Bakterien können Risse und Defekte im Dentin besiedeln, die für Desinfektionsmittel unzugänglich sind, wodurch sich die Behandlungsergebnisse verschlechtern.“ Mikrorisse sind häufig mit herkömmlichen diagnostischen Mitteln (z. B. Röntgen) nicht detektierbar. Ihre Existenz wird oft erst im Falle eines Therapieversagens oder bei einer Revisionsbehandlung vermutet. Dadurch werden Therapieentscheidungen erschwert und Misserfolge bezüglich Risse sind oft schwer zu diagnostizieren und können unbemerkt bleiben, bis die Symptome nach der Behandlung anhalten (40–43).

Dennoch ist ein präventiver Umgang mit endodontisch behandelten Zähnen, unter Vermeidung übermäßiger mechanischer Belastungen und bevorzugtem Einsatz flexibler Instrumente, ratsam.

### **Einteilung von Stiftsystemen**

Die Einteilung von Wurzelkanalstiften erfolgt auf Basis verschiedener Kriterien, darunter Material, Design, Herstellungsverfahren, und Verankerungsmechanismus. Die Wahl des geeigneten Wurzelkanalstiftes ist entscheidend für den Erfolg der Restauration, da sie die mechanische Stabilität und die Verteilung der Belastungen beeinflusst.

### **Einteilung nach Material**

Das Material eines Wurzelkanalstiftes spielt eine zentrale Rolle für dessen mechanische Eigenschaften, Biokompatibilität und Langzeitprognose.

#### *a) Metallische Wurzelkanalstifte*

Wurzelkanalstifte aus Metall zählen zu den am häufigsten verwendeten Stiften. Sie bestehen aus Edelmetalllegierungen, Nichtedelmetalllegierungen oder Titan und kommen als individuelle und konfektionierte Stift-,kernaufbauten, die gegossen, gedruckt oder gefräst werden können, zum Einsatz. Metallische Stifte zeichnen sich vor allem durch ihre Langlebigkeit und mechanische Stabilität aus. Dabei liegt das Elastizitätsmodul, ein Maß, das den Widerstand eines Werkstoffes gegen seine Verformbarkeit beschreibt, deutlich über dem des Dentins. Demzufolge nimmt die Verformbarkeit eines Stoffes mit steigendem E-Modul ab. Dies hat zur Folge, dass es bei Insertion eines metallischen Stiftes in den Wurzelkanal zu Spannungsspitzen kommt, die eine Fraktur begünstigen können. Ein Nachteil von metallischen Stiften sind deren ästhetischen Eigenschaften, da man durch die dunkle Farbe oftmals einen gräulichen Schimmer im marginalen Bereich der Gingiva sehen kann (44). Diese Problematik kann vor allem im Bereich der Frontzähne als störend empfunden werden.

Edelmetallstifte (zumeist aus Gold) zeichnen sich durch ihre hohe Korrosionsbeständigkeit aus. Diese kommen jedoch nicht als Reinelemente zum Einsatz sondern ebenfalls als Legierungen mit einem hohen Anteil an Gold. Eine weitverbreitete Edelmetalllegierung ist

Heraplat. Sie besteht aus Gold (61%), Platin (23,8%), Palladium (15%) und Rhodium (0,2%). Dieser Werkstoff ist chemisch inert und weist ein E-Modul von ca. 110 GPa auf (45).

Ein Vertreter der Nichtedelmetalle ist der Chrom-Kobalt-Stift der sich durch eine hohe Härte auszeichnet. Das E-Modul dieses Stiftes liegt bei ca. 220GPa. Eine weitere Eigenschaft dieses Nichtedelmetallstiftes ist die Korrosionsbeständigkeit sowie die Biokompatibilität (46).

Aufgrund der ungünstigen Gusseigenschaften von Titan, kommen diese als konfektionierte Stifte zum Einsatz, die mit plastischen Kompositaufbauten versorgt werden. Vor allem die hohe Biokompatibilität und Korrosionsbeständigkeit macht diese Stifte aus. Dabei liegt das E-Modul im Bereich von 110GPa.

#### *b) Nicht-metallische Wurzelkanalstifte*

Faserverstärkte Kompositstifte (FRC-Stifte) haben sich in der modernen Zahnmedizin als effektive Lösung für die postendodontische Versorgung etabliert. Sie bestehen aus einer Polymermatrix, typischerweise auf Epoxid- oder Dimethacrylatbasis, die mit Glas-, Quarz- oder Karbonfasern verstärkt sind. Diese Zusammensetzung verleiht den Stiften eine Elastizität, die der des natürlichen Dentins ähnelt, wodurch Spannungen im Wurzelkanal reduziert und das Risiko von Wurzelfrakturen minimiert werden kann (47).

Ein wesentlicher Vorteil von FRC-Stiften ist ihre Fähigkeit zur adhäsiven Befestigung. Durch die chemische Bindung zwischen Stift, Befestigungskomposit und der Zahnschicht entsteht eine homogene Einheit, die die strukturelle Integrität des Zahnes unterstützt. Studien haben gezeigt, dass die Haftkraft im Wurzelkanal sowohl vom Insertionsverfahren als auch von der Anzahl der verwendeten Stifte beeinflusst wird. Insbesondere gebündelte glasfaserverstärkte Kompositstifte können im Vergleich zu konventionellen solitären Stiften eine verbesserte Haftkraft und eine homogenere Kompositfuge aufweisen (48).

Die Transluzenz und die zahnähnliche Farbgebung von FRC-Stiften tragen vor allem im Frontzahnbereich zu ästhetisch ansprechenden Ergebnissen bei. Ihre mechanischen Eigenschaften ermöglichen eine gleichmäßige Verteilung der Kaukräfte entlang der Wurzel, was die Langlebigkeit der Restauration fördert. Es ist jedoch zu beachten, dass die

langfristige klinische Erfolgsrate von verschiedenen Faktoren abhängt, darunter die korrekte Auswahl des Stiftsystems, die präzise Anpassung an die individuelle Wurzelanatomie und die sorgfältige Durchführung des adhäsiven Befestigungsprotokolls (49).

### *c) Keramische Wurzelkanalstifte*

Keramische Wurzelkanalstifte, insbesondere aus Zirkonoxid, haben sich als metallfreie Alternative für die postendodontische Versorgung etabliert. Ihre hohe Festigkeit und Biokompatibilität machen sie zu einer attraktiven Option, besonders in Fällen mit hohen ästhetischen Anforderungen (50). Die zahnähnliche Farbgebung von Zirkonoxidstiften ermöglicht eine harmonische Integration in die natürliche Zahnschmelze, was wiederum im Frontzahnbereich von Vorteil ist.

Allerdings stellt die adhäsive Befestigung von keramischen Stiften eine Herausforderung dar, da die chemische Inertheit von Zirkonoxid die Etablierung einer starken Bindung erschwert. Spezielle Oberflächenbehandlungen, wie das Sandstrahlen oder die Anwendung von Haftvermittlern, sind erforderlich, um die Retention zu optimieren (51). Zudem kann die hohe Steifigkeit von keramischen Stiften zu Spannungen im Wurzelkanal führen, was das Risiko von Wurzelfrakturen erhöht (52).

Aufgrund ihrer hohen Härte und Sprödigkeit gestaltet sich die Entfernung im Falle von Komplikationen als technisch anspruchsvoll. Dies kann vor allem dann problematisch sein, wenn eine Revision der endodontischen Behandlung notwendig wird (53).

### **Einteilung nach Design**

Der Stiftdurchmesser sollte ein Drittel des Wurzelquerschnitts nicht überschreiten, wobei die Dentinwände um den Wurzelstift nach der Stiftpräparation eine Mindestdicke von 1 mm aufweisen müssen (54). Ein größerer Durchmesser erhöht die Retentionsfläche nur geringfügig. Vielmehr schwächt er den Zahn durch unnötige Entfernung gesunder Zahnhartsubstanz (55)(56). Tendenziell sollten eher kleinere Durchmesser eingesetzt werden (57)(58). Das Design eines Wurzelkanalstifts beeinflusst sowohl die Verankerung als auch die Verteilung der Belastungen innerhalb der Wurzel. Ebenso wird die Retention des Stiftes durch seine Länge im Wurzelkanal beeinflusst (59). Ein längerer Stift bietet mehr Retentionsfläche und kann die einwirkenden horizontalen Kräfte besser kompensieren. Die

Länge des Wurzelstiftes sollte zwei Drittel der Wurzellänge erreichen. Außerdem wird eine Wurzelstiftlänge, die mindestens der Kronenlänge entspricht, angestrebt (60). Die Wurzelfüllung soll im apikalen Bereich der Wurzel auf einer Länge von 4 bis 6 mm belassen werden, da bei Füllhöhen unter 3 mm die dichte apikale Versiegelung nicht mehr garantiert werden kann (61)(62). Diese Vorgaben sind in vielen klinischen Situationen jedoch nicht einzuhalten. Nissan et al. (2001) (63) konnten zeigen, dass bei Verwendung kürzerer zylindrischer oder konischer Stifte der Retentionsverlust durch adhäsive Zementierung im Wurzelkanal ausgeglichen werden kann. Darüber hinaus wird das Perforationsrisiko bei Präparation der Kavitäten für kürzere Wurzelstifte gesenkt (64).

*a) Zylindrische Stifte*

Zylindrische Stifte (Abb. 4) haben eine gleichmäßige Form und werden passiv im Wurzelkanal verankert. Sie bieten eine gute mechanische Retention, neigen jedoch dazu, Spannungskonzentrationen an der Spitze zu erzeugen, was das Frakturrisiko erhöhen kann (65).



*Abbildung 2: Zylindrisches Design von Wurzelkanalstiften*

*b) Konische Stifte*

Konische Stifte (Abb. 5) ahmen die natürliche Form des Wurzelkanals nach und verteilen die Belastungen gleichmäßiger entlang der Wurzel. Sie werden insbesondere bei schmalen oder konisch geformten Wurzelkanälen bevorzugt, da sie eine bessere Passform bieten (66).



*Abbildung 3: Konisches Design von Wurzelkanalstiften*

*c) Zylindro-konische Stifte*

Kombinierte Designs versuchen die Vorteile beider Formen zu vereinen, indem sie eine zylindrische Basis mit einer konischen Spitze kombinieren (Abb. 6). Dadurch wird sowohl eine gute Retention als auch eine gleichmäßige Spannungsverteilung erreicht.



*Abbildung 4: Zylindrokonisches Design von Wurzelkanalstiften*

*d) Schraubenstifte*

Schraubenstifte (Abb. 7) bieten eine hohe mechanische Retention durch ihr Gewinde, das in die Dentinstruktur eingeschraubt wird. Allerdings kann dieses Design zu Mikrorissen im Dentin führen und somit das Risiko von Wurzelfrakturen erhöhen. Ihre Verwendung ist aufgrund dieser Nachteile heute eingeschränkt (67).



*Abbildung 5: Wurzelkanalstift mit Gewinde*

### **Einteilung nach Verankerungsmechanismus**

#### *a) Aktive Verankerung*

Die aktive Befestigung von Wurzelkanalstiften bezieht sich auf die mechanische Verankerung des Stifts durch Gewindegänge oder Spreizeffekte direkt in der Wurzelkanalwand. Dabei wird der Stift eingeschraubt, sodass er ohne oder mit minimaler Zementapplikation mechanisch Halt findet. Diese Technik erzeugt hohe Retentionskräfte, birgt jedoch das Risiko von Spannungskonzentrationen in der radikulären Zahnschubstanz. Aus diesem Grund wird die aktive Befestigung heute weitgehend durch adhäsive, passiv verankerte Faserstifte ersetzt, die eine spannungsärmere Alternative darstellen.

#### *b) Passive Verankerung*

Die passive Befestigung von Wurzelkanalstiften kann auf zwei grundlegende Arten erfolgen: konventionell mit Zementen oder adhäsiv mit Kompositsystemen. Während die zementierte Befestigung primär auf mechanischer Retention (Friktion) beruht und vor allem bei Metallstiften Anwendung findet, ermöglicht die adhäsive Technik eine chemische

Verbindung zwischen Stift, Dentin und Befestigungsmaterial, das besonders wichtig bei glatten Materialien wie glasfaserverstärkten Kunststoff oder Keramik ist.

## **Adhäsive Befestigung von Wurzelkanalstiften**

### Grundlagen der adhäsiven Befestigung

Die adhäsive Befestigung in der Zahnmedizin stellt seit der Pionierarbeit von Buonocore (1955) eine Technik dar, um restaurative Materialien dauerhaft mit der Zahnhartsubstanz zu verbinden. Ziel dieses Verfahrens ist es, eine stabile und spaltfreie Verbindung zwischen restaurativen Werkstoffen und dem natürlichen Zahnschmelz bzw. Dentin, durch eine Kombination aus mikromechanischer Verankerung und chemischer Bindung zu erhalten.

Die Technik beginnt mit einer Konditionierung der Schmelzoberfläche mit 38 % Phosphorsäure, die ein Ätzmuster (wabenförmig) mit Mikroretentionen erzeugt, in die flüssige Adhäsive eindringen können. Beim Dentin hingegen werden durch die Ätzung Hydroxylapatitkristalle aufgelöst und ein kollagenfaserreiches Netzwerk freigelegt, das durch Monomerinfiltration eine Hybrid-Layer-Schicht bildet. Diese stellt die zentrale Zone der Verbindung dar. Im Laufe der Zeit wurden unterschiedliche Adhäsivsysteme entwickelt.

Heute unterscheidet man vier Haupttypen:

- Drei-Schritt Etch & Rinse
- Zwei-Schritt Etch & Rinse
- Self-Etch-Systeme
- Universaladhäsive, die in mehreren Modi (Etch & Rinse, Self-Etch, selektive Ätzung) verwendet werden können.

Während Drei-Schritt-Systeme als „Goldstandard“ gelten, da sie zuverlässige Hybrid Layer und hohe Haftwerte ermöglichen, bieten moderne Self-Etch- und Universaladhäsive Vorteile hinsichtlich der Anwendungssicherheit und der Feuchtigkeitskontrolle.

Die eigentliche Haftung erfolgt durch mehrere Mechanismen:

- Mikromechanisch durch Infiltration in geätzten Schmelz und kollagenes Dentin,

- Chemisch durch funktionelle Monomere wie 10-MDP, die mit Calciumionen des Hydroxyapatits stabile Salzbindungen eingehen,
- Physikalisch durch Van-der-Waals-Kräfte und elektrostatische Wechselwirkungen.

Der funktionelle Monomer 10-MDP (10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat) ist in vielen modernen Universaladhäsiven enthalten. Es bildet hydrolysefeste MDP-Ca-Komplexe und zeigt damit eine hohe chemische Stabilität an der Adhäsiv-Dentin-Grenze.

Ein kritischer Punkt ist der Feuchtigkeitsgrad des Dentins. Beim sogenannten bonding muss die Oberfläche leicht feucht bleiben, um ein Kollaps der Kollagenmatrix zu vermeiden. Andernfalls wird die Infiltration behindert und die Hybrid-Layer-Schicht schlecht ausgebildet. Diese Technikempfindlichkeit ist einer der Gründe, warum Self-Etch-Systeme populär wurden, da sie eine simultane Konditionierung und Penetration ermöglichen, ohne Zwischenschritte.

Gleichzeitig birgt die starke Ätzung durch Phosphorsäure im Dentin das Risiko der Überätzung. Dadurch entsteht eine zu tiefe Demineralisationszone, die nicht vollständig mit dem Monomer infiltriert werden kann. Dies begünstigt eine Wasseraufnahme, Hydrolyse und die Aktivierung von Matrix-Metalloproteinasen (MMPs), die die Hybrid Layer abbauen. Hier bieten mildere Self-Etch-Adhäsive oder selektive Schmelzätzung mit gleichzeitiger Schonung des Dentins eine Alternative.

Auch die Applikationstechnik spielt eine zentrale Rolle. Studien zeigen, dass aktive Applikation, beispielsweise durch Einreiben, zu besserer Penetration, stabileren Haftwerten und homogeneren Hybridzonen führt. Zudem enthalten viele moderne Systeme Nanofüllstoffe, die die mechanischen Eigenschaften verbessern und antibakterielle Additive wie Chlorhexidin oder Zink, um MMP-Aktivität zu hemmen.

Für eine erfolgreiche adhäsive Befestigung ist die Vorbehandlung der Restaurationsoberfläche ebenso entscheidend. So werden z. B. keramische Oberflächen mit Flusssäure geätzt und anschließend silaniert, um die chemische Bindung zwischen Keramik und Kompositzement zu ermöglichen. Komposite oder Metallstrukturen werden häufig sandgestrahlt oder mit adhäsiven Primern behandelt.

Die Polymerisation erfolgt je nach Materialwahl lighthärtend, dualhärtend oder chemisch härtend, wobei eine unzureichende Aushärtung die Haftung negativ beeinflussen kann.

Die klinische Anwendung der adhäsiven Technik umfasst ein breites Spektrum: direkte Kompositrestaurationen, Inlays, Onlays, keramische Veneers, Stiftverankerungen, kieferorthopädische Brackets und adhäsiv befestigte Teilprothesen.

Trotz erheblicher technologischer Fortschritte gibt es kein optimales Adhäsivsystem. Die Wahl des Systems sollte sich nach dem Substrat (Schmelz oder Dentin), Indikation, ästhetischen Anforderungen und klinischer Erfahrung richten. Entscheidend ist die korrekte Anwendung gemäß Herstellerangaben, da viele Systeme fehleranfällig sind, wenn Schritte wie Trocknung, Mischverhältnis oder Lichtpolymerisation ungenau erfolgen (68–72).

Metallstifte weisen zwar eine gute mechanische Festigkeit auf, bieten jedoch nur begrenzte Möglichkeiten für eine echte adhäsive Verbindung. Aufgrund der metallisch, inerten Oberfläche ist eine chemische Bindung an Kompositzemente kaum möglich. Dennoch können Metallstifte durch Sandstrahlen oder die Applikation eines Metallprimers für eine verbesserte Haftung vorbereitet werden (73). In der Praxis werden sie häufig konventionell mit Glasionomer- oder Zinkphosphatzementen befestigt, da diese Materialien auch ohne Adhäsion ausreichende Retention bieten (74).

Zirkonoxidstifte bestehen aus einem hochfesten, jedoch spröden keramischen Werkstoff. Aufgrund ihrer glatten, hydrophoben Oberfläche ist auch hier die adhäsive Befestigung eine Herausforderung. Die Verwendung von Silanen ist bei Zirkonoxid nur bedingt wirksam, da keine Silanolgruppen zur chemischen Bindung vorhanden sind. Stattdessen hat sich die Kombination aus Sandstrahlen mit Aluminiumoxid und wie bei Metallstiften die Anwendung von MDP-haltigen Primern bewährt (75,76). Trotzdem bleibt die Retention im Vergleich zu anderen Materialien oft limitiert.

Glasfaserverstärkte Kunststoffstifte bieten die besten Voraussetzungen für eine erfolgreiche adhäsive Befestigung. Ihre Matrix besteht meist aus einem Epoxid- oder Methacrylatkunststoff, der chemisch mit Kompositzementen reagieren kann. Darüber hinaus ermöglichen die eingebetteten Glasfasern eine Lichtleitung, was die Aushärtung von dualhärtenden oder lighthärtenden Zementen bis in tiefe Wurzelanteile unterstützt (77). Eine zusätzliche Silanisierung der Oberfläche verbessert die Haftung weiter (78).

Dualhärtende Kompositzemente in Kombination mit einem geeigneten Adhäsivsystem stellen den Goldstandard für die adhäsive Befestigung dar. Voraussetzung ist eine sorgfältige Konditionierung des Wurzelkanaldentins und die Anwendung eines Bonding-Systems (79).

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die adhäsive Befestigung von Wurzelkanalstiften je nach Stiftmaterial erheblich variiert. Während GFK-Stifte optimale Bedingungen für die Adhäsion bieten, sind bei Metall- und Zirkonoxidstiften spezielle Vorbehandlungen notwendig, um eine zuverlässige Haftung zu erzielen.

### **Konventionelle Befestigung von Wurzelkanalstiften**

Die konventionelle Befestigung beruht primär auf mechanischer Retention im Wurzelkanal, ohne dass eine chemische Bindung zwischen Dentin und Stiftmaterial besteht. Die Zemente füllen die Spalten zwischen Stift und Kanalwand, wobei die Haftung durch mikromechanisches Ineinandergreifen entsteht. Entscheidend für die Retention ist die Präparation eines zylindrisch-konischen Kanals mit möglichst parallelen Wänden sowie die Oberflächenbeschaffenheit des Stiftes. Vorzugsweise werden mechanisch retentive Stiftformen wie gerändelte oder gerillte Designs eingesetzt, um die mechanische Verankerung im Zement zu verbessern (80).

Zu den klassischen Zementen für die konventionelle Stiftbefestigung zählt der Zinkphosphatzement. Dieser Zement zeichnet sich durch eine lange klinische Erfahrung, gute Verarbeitbarkeit und hohe Druckfestigkeit aus. Seine Retention basiert ausschließlich auf mikromechanischer Interaktion, eine chemische Bindung zum Dentin findet nicht statt (81). Nachteile dieses Zements sind die initial hohe Säurebelastung (pH ca. 2) sowie eine gewisse Sprödigkeit nach der Aushärtung. Dennoch bleibt Zinkphosphatzement aufgrund seiner bewährten Eigenschaften eine anerkannte Option für die Befestigung von Metallstiften.

Glasionomerzemente (GIZ) stellen eine weitere Gruppe konventioneller Zemente dar, die gegenüber Zinkphosphat einige Vorteile aufweisen. Sie ermöglichen eine ionische, chemische Bindung an die Zahnhartsubstanz durch die Wechselwirkung von Carboxylgruppen mit Calciumionen des Dentins. Zudem zeigen sie eine gewisse Bioaktivität, durch Fluoridfreisetzung, die kariesprotektiv wirken kann (82). Ihre

mechanischen Eigenschaften, vor allem die Druck- und Biegefestigkeit, sind jedoch eingeschränkt, was ihre Anwendung bei stark belasteten Stiftaufbauten limitiert. Ein weiterer Nachteil besteht in ihrer Feuchtigkeitssensitivität während dem Aushärten, was in tiefen, schwer zugänglichen Kanälen problematisch sein kann.

Eine modifizierte Form der Glasionomerzemente stellen die harzmodifizierten Glasionomerzemente dar. Diese Materialien kombinieren die chemischen Haftfähigkeiten der konventionellen GIZ mit der erhöhten Festigkeit und besseren Handhabungseigenschaften von Kompositen. Harzmodifizierte Glasionomerzemente bieten eine verbesserte Randedichtigkeit und geringere Feuchtigkeitsempfindlichkeit während der Aushärtung im Vergleich zu konventionellen GIZ. Studien zeigen, dass sie in bestimmten Indikationen eine zuverlässige Befestigung ermöglichen, insbesondere bei Metallstiften (83).

In jüngerer Zeit haben sich auch sogenannte selbstadhäsive Kompositzemente etabliert, die formal eine Zwischengruppe zwischen konventioneller und adhäsiver Befestigung darstellen. Diese Zemente, wie z. B. RelyX Unicem, benötigen kein separates Bondingsystem und bieten durch funktionalisierte Monomere (z. B. Phosphorsäuregruppen oder 10-MDP) eine gewisse chemische Affinität zu Dentin und verschiedenen Stiftmaterialien. Sie werden ebenfalls ohne Vorbehandlung des Kanals appliziert und polymerisieren meist dualhärtend, was sie für tiefere Wurzelkanäle eignet (84). In der Praxis werden sie sowohl zur konventionellen als auch zur semiadhäsiven Stiftbefestigung eingesetzt.

Die Wahl des geeigneten Zementsystems hängt von mehreren Faktoren ab. Dazu zählt das verwendete Stiftmaterial, die Kanalgeometrie, die Umgebungsbedingungen sowie das gewünschte Ergebnis. Metallstifte eignen sich besonders für die konventionelle Zementierung, da ihre Oberflächenstruktur (insbesondere bei gerändelten Stiften) eine gute mechanische Retention ermöglicht. Bei glatten Oberflächen wie Zirkonoxid oder glasfaserverstärktem Kunststoff ist eine rein konventionelle Zementierung nicht empfehlenswert, da ohne Oberflächenbehandlung keine ausreichende Haftung erzielt wird (85).

Ein entscheidender Punkt für den Langzeiterfolg konventioneller Stiftzementierungen ist die Qualität der Kanalpräparation. Ein paralleler, möglichst langer Kanal mit ausreichender Verankerungstiefe (idealerweise zwei Drittel der Wurzellänge) ist essenziell. Gleichzeitig muss genügend Wurzelwanddicke erhalten bleiben, um Frakturen zu vermeiden. Die Zementapplikation erfolgt idealerweise mit einer Lentulo-Spirale oder einer feinen Injektionskanüle, um Luftblasen zu vermeiden und eine homogene Verteilung zu gewährleisten. Der Stift sollte sofort nach Zementapplikation platziert werden, bevor der Zement zu viskos wird.

Klinische Studien bestätigen die Effektivität konventioneller Zemente bei korrekter Indikation und Anwendung. Eine prospektive Studie von Mentink et al. zeigte, dass mit Zinkphosphatzement befestigte gegossene Metallstifte über einen Zeitraum von 10 Jahren eine hohe Überlebensrate aufweisen (86). Auch Fokkinga et al. kamen in ihrer systematischen Übersichtsarbeit zu dem Ergebnis, dass die Versagensraten bei konventionell zementierten Stiften mit denen adhäsiv befestigter Systeme vergleichbar sind, sofern die Materialauswahl und klinische Technik stimmen (87).

Trotz dieser positiven Daten zeigen moderne Trends eine zunehmende Abkehr von konventionellen Zementen zugunsten adhäsiver Systeme. Dennoch bleibt die konventionelle Technik unter bestimmten Voraussetzungen eine zuverlässige und kosteneffiziente Alternative. Gerade in Fällen mit ungünstiger Feuchtigkeitskontrolle, schwieriger Applikationstechnik oder bei Patienten mit eingeschränkter Compliance kann die Verwendung eines klassischen Zinkphosphat- oder Glasionomerezements eine geeignete und sichere Lösung darstellen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die konventionelle Befestigung von Wurzelkanalstiften mit Zementen eine solide Option darstellt. Die Wahl des geeigneten Zements sollte sich nach dem klinischen Umfeld, der gewünschten Verarbeitbarkeit sowie den biomechanischen Anforderungen richten. Bei korrekter Anwendung können konventionelle Zemente auch langfristig erfolgreiche Ergebnisse liefern, wenn sie auf etablierte Stiftmaterialien mit geeigneter Kanalgeometrie treffen.

## Einteilung nach Herstellungsart/klinische Anwendung

### *a) direkte Verfahren, konfektionierte*

Beim direkten Verfahren wird ein konfektionierter industriell gefertigter Wurzelstift in den vorbereiteten Wurzelkanal eingebracht und entweder mithilfe von Kunststoff adhäsiv oder mit herkömmlichen Zementen befestigt. Der Stift ragt über die geschädigte Zahnschicht hinaus und bietet eine Retentionsfläche, an der das plastische Stumpfaufbaumaterial haftet. Dadurch entsteht ein künstlicher Zahnstumpf, der anschließend so geformt werden kann, dass er als Grundlage für eine laborgefertigte Krone dient.

Für direkte Wurzelstifte stehen verschiedene Materialien zur Verfügung, darunter Metallstifte, glas- und quarzfaserverstärkte Kompositstifte sowie Wurzelstifte aus Zirkondioxidkeramik. Da sie während der Kaubelastung Scherkräften ausgesetzt sind, sind Materialien mit einem dentinähnlichen Elastizitätsmodul vorteilhaft, wie es bei faserverstärkten Kompositstiften der Fall ist (88).

Die einzelnen Schritte sind wie folgt:

#### 1. Wurzelkanalaufbereitung

Der Wurzelkanal wird zunächst gereinigt, mit dem spezifischen Aufbaubohrer aufbereitet und für das Einsetzen des Stiftes vorbereitet. Dies schafft optimale Bedingungen für die Haftung des Stiftmaterials und reduziert das Risiko von Undichtigkeiten oder Frakturen (89).

#### 2. Platzierung des Stiftmaterials

Danach wird ein konfektionierter Wurzelstift in den Kanal eingeführt und mittels Adhäsivsystem befestigt. Besonders glas- und quarzfaserverstärkte Kompositstifte bieten eine gute mechanische Anpassung sowie eine günstige Belastungsverteilung im Zahn (90).

#### 3. Aushärtung und Anpassung

Das Stiftmaterial härtet je nach Typ entweder chemisch oder durch Lichthärtung aus.

#### 4. Integration des Stumpfaufbaus

Der künstliche Zahnstumpf wird direkt auf dem Wurzelkanalstift aufgebaut. Anschließend wird der Stiftaufbau individuell beschliffen, um eine stabile Basis für die weitere prothetische Versorgung zu schaffen (91).

Durch den direkten Aufbau wird eine enge Verbindung zwischen Wurzelstift und Zahnstumpf erreicht, wodurch die langfristige Stabilität verbessert wird (89).

Das direkte Verfahren ist besonders vorteilhaft, da es eine schnelle einzeitige chairside Behandlung ermöglicht und durch die adhäsive Befestigung eine starke Verbindung mit der Zahnschmelze erreicht werden kann. Zudem wird das Risiko einer Wurzelfraktur im Vergleich zu metallischen Stiften reduziert (90).

#### *b) indirekte Verfahren, gegossen, gedruckt*

##### Indirektes Herstellungsverfahren von Wurzelkanalstiften

Beim indirekten Herstellungsverfahren wird der Wurzelkanalstift im zahntechnischen Labor individuell angefertigt. Dies ermöglicht eine exakte Anpassung an die anatomischen Gegebenheiten des Wurzelkanals und sorgt für eine optimale Passform und Stabilität (92). Dabei ist die Qualität des Abdruckes von höchster Bedeutung. Die Herstellung des Stiftes kann nun in analoger oder digitaler Form erfolgen. Beim analogen Prozess wird der Stift aus Wachs modelliert, nachdem ein Sägeschnittmodell angefertigt wurde. Die Wachsmodellierung wird dann in eine Masse eingebettet und mit Metall ausgegossen.

Die andere Variante ist die Herstellung mittels CAD/CAM Technologie, die heutzutage wesentlich häufiger angewendet wird. Dabei wird der konventionelle Abdruck über einen Scanner digitalisiert und mittels Designsoftware geformt. Anschließend wird das digitale Werkstück entweder über einen 3D-Drucker, additives Verfahren, oder einer Fräsmaschine, subtraktives Verfahren, produziert.

Folgend sind die einzelnen Schritte angeführt:

#### 1. Abformung des Wurzelkanals

Nach der Aufbereitung wird der Wurzelkanal mit einem elastomeren Abformmaterial (z.B. Express) abgeformt. Alternativ kann ein spezieller Wachs- oder Kunststoffstift direkt im Kanal modelliert werden, um die exakte Form zu erfassen.

## 2. Herstellung des Stiftes

Basierend auf der Abformung wird ein Gipsmodell im zahntechnischen Labor angefertigt. Danach wird der Stift entweder mittels CAD/CAM Technik oder konventioneller Aufwachstechnik angefertigt

## 3. Einprobe und Anpassung

Der fertige Stift wird in den Wurzelkanal eingesetzt und auf Passgenauigkeit überprüft. Dabei sollte der Randschluss mit der Zahnschubstanz so klein wie möglich sein um Sekundärkaries vorzubeugen. Falls erforderlich, erfolgen leichte Anpassungen, um eine optimale Passform zu gewährleisten.

## 4. Befestigung des Stiftes

Nach erfolgreicher Einprobe wird der Stift mit konventionellen oder adhäsiven Befestigungsmaterialien im Wurzelkanal fixiert. Anschließend erfolgt die Präparation des Zahnstumpfes für die Restauration (92).

Das indirekte Verfahren bietet den Vorteil einer präzisen Passform und hohen mechanischen Stabilität, ist jedoch zeitaufwendiger als das direkte Verfahren, da mehrere Sitzungen erforderlich sind.

## Klinische Aspekte bei der Auswahl von Wurzelkanalstiften

Die Auswahl eines geeigneten Wurzelkanalstiftes sollte auf einer umfassenden klinischen Bewertung basieren. Zu berücksichtigende Faktoren sind der Grad des Zahnschubstanzverlusts, die Wurzelgeometrie, die Belastung durch die Okklusion und die ästhetischen Anforderungen.

### *a) Anatomische Gegebenheiten*

Die Anatomie des Wurzelkanalsystems ist entscheidend. Bei breiten, ovalen Kanälen sind individuell gefertigte Stifte oft von Vorteil, da sie exakt an den Wurzelkanalquerschnitt

angepasst werden. Bei schmalen oder gekrümmten Kanälen sind hingegen konfektionierte glasfaserverstärkten Kunststoffstiften vorzuziehen.

*b) Biomechanische Faktoren*

Die biomechanischen Eigenschaften des Zahns und des Stiftmaterials müssen kompatibel sein, um eine harmonische Spannungsverteilung zu gewährleisten. Glasfaserstifte sind aufgrund ihrer ähnlichen Elastizität zu Dentin besonders geeignet, um Frakturen vorzubeugen, wobei in Bereichen von sehr hohen Kau drücken (z.B. im Seitenzahnbereich) die Indikation von GFK Stiften eingeschränkt ist (93).

*c) Ästhetische Anforderungen*

In Frontzahnregionen, in der Ästhetik eine größere Rolle spielt, sind zahnfarbene Materialien wie Glasfaser- oder Keramikstifte die bevorzugte Wahl. Metallstifte können zu einer Dunkelfärbung des Zahns führen und sollten daher vermieden werden.

## **Material und Methoden**

### **Zielsetzung der Untersuchung**

Ziel dieser in-vitro-Studie war es, das Frakturverhalten des Dentins von drei unterschiedlichen Wurzelkanalstiftmaterialien (Metall, Zirkonoxid, glasfaserverstärkter Kunststoff) zu vergleichen. Der Fokus lag insbesondere auf der Analyse von Mikrofrakturen im Dentin nach mechanischer Belastung mit der Zug-Druck-Maschine. Zur Sichtbarmachung wurden die Testzähne mittels MikroCT gescannt. Die Untersuchungen wurden nach einem standardisierten Protokoll durchgeführt, um die Vergleichbarkeit der drei Testgruppen zu gewährleisten.

**Hypothese:** Es wird angenommen, dass die verschiedenen Materialien der Wurzelstifte die Entstehung und das Auftreten von Mikrofrakturen im Dentin auf unterschiedliche Weise beeinflussen. Es wird vermutet, dass:

- Gruppe 1 (Zirkonstifte) aufgrund der höheren Steifigkeit von Zirkon mehr Mikrofrakturen im Dentin aufweist.
- Gruppe 2 (Metallstifte) eine moderate Anzahl von Mikrofrakturen aufweist, da Metall eine gewisse Elastizität aufweist.
- Gruppe 3 (Glasfaserverstärkte Kunststoffstifte) die geringste Anzahl von Mikrofrakturen aufweist, da diese Stifte ähnliche Eigenschaften wie das Dentin haben.

Die Nullhypothese der Arbeit ist, dass die unterschiedlichen Stiftmaterialien im Dentin der untersuchten Zahnwurzeln, keine bzw. gleich viele Mikrofrakturen verursachen und sich somit kein Unterschied zeigt.

### **Allgemein technische Aspekte zum Micro CT**

Die Röntgen-Mikro-Computertomographie ( $\mu$ CT) ist eine der modernsten und fortschrittlichsten Methoden, um 3D-Aufnahmen von Materialien in jeder Form und Größe zu erhalten. Für die Scans der Zähne wurde der Bruker Skyscan 1276 (Bru-

ker Corporation, Kontich, Belgien) verwendet. Das Bildfeld erstreckt sich über 75 mm Breite und 310 mm Länge und hat eine räumlichen Auflösung bis zu 2,8  $\mu\text{m}$  Voxel.

Dies ermöglicht das Scannen des gesamten Körpers von Mäusen oder Ratten.

Durch die variable Röntgenenergie in Kombination mit einer Reihe von Filtern wird eine optimale Bildqualität für verschiedene Forschungsanwendungen gewährleistet (94).

#### Micro CT Einstellungen

- Source Voltage (kV)= 100
- Source Current (uA)= 200
- Image Pixel Size (um)=10.000074
- Exposure (ms)=886
- Rotation Step (deg)=0.400
- Use 360 Rotation=YES
- Frame Averaging=OFF (2)
- Filter=Al+Cu
- Study Date and Time=15.06.2025 17h:21m:10s
- Scan duration=0h:32m:46s
- Postalignment=0.00
- Smoothing=0
- Ring Artifact Correction=3
- Beam Hardening Correction (%) = 45
- Minimum for CS to Image Conversion=0.000000
- Maximum for CS to Image Conversion=0.060000

#### **Spezifikation der Zug-Druck-Prüfmaschine**

Das Tischmodell des Autograph AGS-X Series (bis 10 kN) von Shimadzu (Kyoto, Japan) ist ein präzises Universalprüfgerät zur Durchführung von Zug-, Druck- und Biegeversuchen an Werkstoffen aller Art. Es arbeitet elektromechanisch mit einer maximalen Kraftkapazität von 10 kN und eignet sich besonders für empfindliche oder kleinformatische Proben, etwa aus Dentalwerkstoffen, Kunststoffen oder Verbundmaterialien. Die Kraftübertragung erfolgt über eine kugelgelagerte Spindeltriebseinheit, welche durch einen leistungsstarken Servomotor gesteuert wird. Das System erlaubt eine hochauflösende Regelung der Prüfgeschwindigkeit im Bereich von 0,001 bis 1000 mm/min und eine Wegmessung mit

einer Auflösung von 1  $\mu\text{m}$ . Die zugehörige Software TRAPEZIUM X-Lite ermöglicht automatisierte Prüfabläufe gemäß ISO-, ASTM- oder JIS-Standards. Dank austauschbarer Probenhalter, hochpräziser Kraftsensoren (1 N bis 10 kN) und sicherheitsrelevanter Funktionen wie Not-Stopp, Wegbegrenzer und Probenraumverkleidung ist das Gerät ideal für Laborumgebungen geeignet, in denen exakte Kraft-Weg-Diagramme, Bruchverhalten oder elastische Kennwerte dokumentiert werden sollen (95).

In dieser experimentellen Laborstudie wurden drei verschiedene Wurzelstift-Typen verwendet: industriell gefertigte Quarzfaserstifte (X-post, Größe 4, Dentsply Sirona Inc., Charlotte, USA; n=10), sowie individuell gefräste Stifte aus Zirkonoxid (n=10) und Stifte aus einer Chrom-Kobalt-Legierung (n=10). Alle Stifte wiesen identische Abmessungen und geometrische Formen auf. Die Zirkonoxid und die Chrom-Kobaltstifte wurden nach dem Vorbild des Sirona X-Post in der Größe 4, grün (Abb. 8) angefertigt. Dieser transluzente Quarzfaserstift besteht aus Quarzfasern (60 Vol. %) und Epoxidharz (40 Vol. %). Die Form des Wurzelstiftes ist zylindro-konisch und ist in vier Größen erhältlich, welche farbcodiert sind. Der Quarzfaserstift hat eine Gesamtlänge von  $L_1 = 20 \text{ mm}$  und einen Maximaldurchmesser von  $D_1 = 1,83 \text{ mm}$ . Der apikale Teil mit einer Länge von  $L_2 = 9 \text{ mm}$  hat an der dünnsten Stelle einen Durchmesser von  $D_2 = 1 \text{ mm}$  (96).

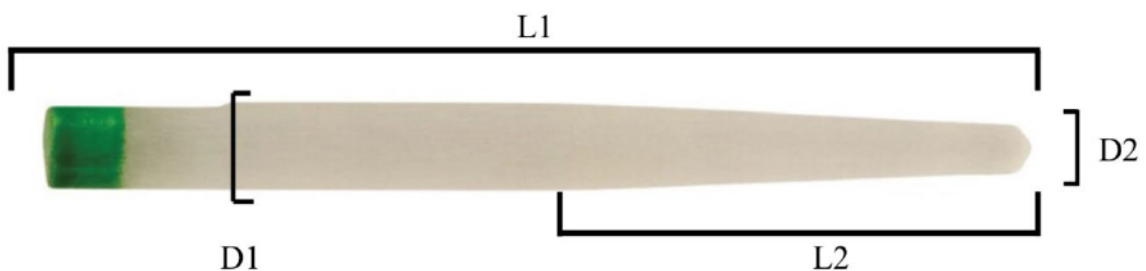


Abbildung 6: Quarzfaserstift (X-Post Sirona)

Für die Herstellung der Zirkonoxidstifte wurde ein Copran-Zirkonoxid-Blank (Whitepeaks Dental Solutions GmbH, Hamminkeln, Deutschland) verwendet. Das Material hat in gesintertem Zustand eine Biegefestigkeit von 1400 MPa und die Maße der verwendeten Ronde waren 98 mm x 25 mm (97).

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 (98).

Beim Fräsprozess war eine laterale Stützstruktur, welche im Anschluss manuell abgetrennt wurde, notwendig. Sie diente zur Stabilisierung des Stiftes. Diese wurde unter Vergrößerung 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 Insertion in den Wurzelekanal und anschließender Analyse.

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 (99).

Der SLM-Metall-3D-Drucker (Concept Laser Mlab cusing, WESTCAM Datentechnik GmbH, Mils bei Hall, Österreich) ist in der Lage eine Schichthöhe von 25 µm bei einem Fokusdurchmesser von 50 µm zu drucken. Der Bauraum misst 90 mm x 90 mm x 80 mm und ist besonders gut geeignet für die Herstellung dentaler Werkstücke (100).

Nach dem Herstellungsprozess der Metall-Stifte mittels additiver Fertigung wurden diese manuell poliert. Anschließend wurden die Stifte unter dem Mikroskop sorgfältig auf mögliche Fehler oder Unregelmäßigkeiten überprüft, um sicherzustellen, dass sie einem einwandfreien Zustand entsprechen. In der Abbildung 9 sind die drei Teststifte abgebildet.



*Abbildung 7: Teststifte aus Zirkonoxid, Chrom-Kobalt, Quarzfaser*

## **Probenmaterial**

### **Auswahl der Zähne**

Für die Untersuchung wurden insgesamt 30 extrahierte, einwurzelige, humane obere Frontzähne (mesiale, laterale Incisivi sowie Canini) verwendet (Abb. 10). Die Zähne stammen von Patienten, die auf der Zahnklinik für Zahn und Mundgesundheits Graz in Behandlung waren. Die Zähne wurden in einer physiologischen Kochsalzlösung zur Konservierung bei 4 °C gelagert. Die Extraktion erfolgte aus krankheitsbezogenen Gründen zum Beispiel durch coronale Karies, Extraktion aus kieferorthopädischer Indikation oder durch parodontal vorgeschädigten Zähnen. Die Verwendung des humanen Probenmaterials erfolgte unter Beachtung ethischer Standards und mit der Genehmigung der zuständigen Ethikkommission.



*Abbildung 8: Zahnwurzeln*

### **Kriterien für die Zahnselektion**

Zur Sicherstellung der Vergleichbarkeit der Versuchsbedingungen wurden nur Zähne ausgewählt, die folgende Einschlusskriterien erfüllten:

- Einwurzelige obere Schneidezähne mit vollständig entwickelter Wurzel
- Keine sichtbaren Wurzelfrakturen oder Risse im Dentin
- Ähnliche Wurzeldimensionen (Wurzelradius 6–8 mm, Wurzellänge 13–16 mm)
- Keine vorherige endodontische Behandlung

Vor Beginn der Untersuchung wurden die Zähne an der Schmelzzementgrenze coronektomiert. Danach wurde mittels MicroCT ein Prescan erstellt, um bestehende Mikrodefekte oder morphologische Unterschiede festzustellen und diese bei der Gruppenzuordnung zu berücksichtigen. Zusätzlich wurden die Zähne mit den Zahlen 1-30

versehen, um die Scans der jeweiligen Zähne vor und nach dem Scan vergleichen zu können. Danach wurden die Zahnwurzeln in Superhartgips eingebettet (Abb. 11).



*Abbildung 9: Eingebettete Zahnwurzeln in Superhartgips*

Der Gipsblock wurde mittels zahntechnischer Fräse in 3,5x3,5cm große Blöcke unterteilt. Um die Blöcke sicher zu verankern wurde eine spezielle Form gewählt, bei der die Druckkräfte von der Halterung der Zug-Druck-Maschine aufgenommen werden konnten (Abb. 12).



*Abbildung 10: Formgebung des Gerüsts*

### **Gruppeneinteilung**

Die 30 Zahnwurzeln wurden randomisiert in drei gleich große Gruppen à 10 Proben eingeteilt ( $n = 10$  je Gruppe). Jeder Gruppe wurde ein spezifisches Stiftmaterial zugeordnet:

- Gruppe A: Zirkonoxidstifte (selbst hergestellt)
- Gruppe B: Metallstifte (selbst hergestellt)
- Gruppe C: Glasfaserverstärkte Kunststoffstifte (Sirona X-Post™ Grün)

## Kanalpräparation

Vor dem Einsetzen der Stifte wurden die Wurzelkanäle aller 30 Zähne nach einem standardisierten Protokoll endodontisch aufbereitet. Die Aufbereitung erfolgte mittels Handinstrumenten bis zur ISO Größe 30, um ein gleichförmiges apikales Kanalvolumen sicherzustellen.

Anschließend wurden die Wurzelkanäle zur Aufnahme der Stifte mittels systemeigener Bohrer aufbereitet, wobei eine standardisierte Kanaltiefe von zwei Dritteln der Wurzellänge eingehalten wurde (Abb 13).



*Abbildung 11: Aufbereitung mittels systemspezifischer Bohrer*

## Befestigung der Stifte

### Gruppe A (Zirkonoxidstifte – adhäsive Befestigung)

Für die Befestigung der Zirkonoxidstifte wurde ein adhäsives Verfahren mittels dualhärtenden Kompositzement (Multicore Flow- von der Firma Ivoclar Vivadent) angewandt. Die Stiftoberflächen wurden mit Air-Abrasion ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ , 50  $\mu\text{m}$ ) vorbehandelt. Der Kanal wurde mittels Total Etch (38% Phosphorsäure) für 15 Sekunden konditioniert. Nach dem Spülen und Trocknen des Kanales wurde der Kanal mit einem Haftvermittler (Excite F DSC) behandelt. Der Zement wurde mit einer Kanüle eingebracht, und die Stifte wurden vorsichtig inseriert und fixiert (Abb. 12). Die Überschüsse wurden entfernt und anschließend erfolgte die Aushärtung mit der Polymerisationslampe für 60 Sekunden.



Abbildung 12: Gipsblock mit dem Zirkonoxidstift

### Gruppe B (Metallstifte – konventionelle Zementierung)

Die Metallstifte der Gruppe B (Abb. 13) wurden mit Glasionomerezement der Firma GC (Fuji) befestigt. Die Chrom-Kobalt-Stifte wurden ebenso mittels Air-Abrasion vorbehandelt. Danach wurden die Wurzelkanäle mit GC Fuji PLUS Conditioner für 20 Sekunden benetzt. Anschließend wurde Zement gemäß Herstellerangaben angerührt und mit dem Applikator in den Kanal eingebracht. Danach wurde der Metallstift mit dem Glasionomerezement bestückt, sofort inseriert und für 6 Minuten zur Aushärtung des Materials in axialer Richtung stabilisiert. Der überschüssige Zement wurde entfernt.



*Abbildung 13: Gipsblock mit dem Chrom-Kobalt Stift*

#### Gruppe C (Glasfaserverstärkte Kunststoffstifte – adhäsive Befestigung)

Die glasfaserverstärkten Stifte (Abb. 14) wurden analog zur Gruppe A adhäsiv mit dualhärtendem Kompositzement befestigt. Die Stifte wurden mit Ethanol gereinigt und mit Silan behandelt (Monobond Plus). Auch hier erfolgte die Applikation des Zements mit feiner Kanüle und Fixierung des Stiftes unter axialem Druck. Die Lichtpolymerisation erfolgte für 60 Sekunden nach der Platzierung.

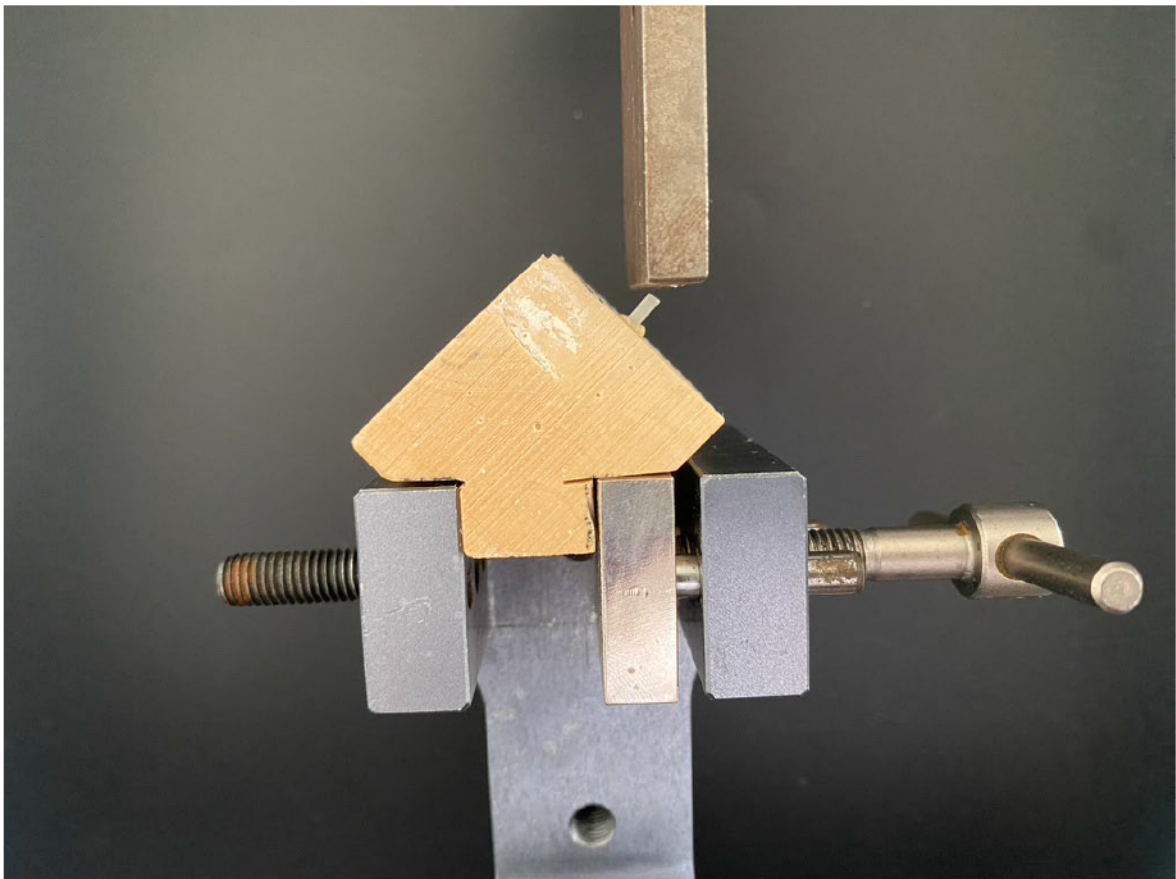


*Abbildung 14: Gipsblock mit dem FRC Stift*

Nach der Zementierung der 30 Proben wurden diese für 24 Stunden gelagert, um für den Glasionomerzement die erforderliche Aushärtezeit einzuhalten. Anschließend wurden die Stifte gekürzt, sodass sie 5mm über den Zahnwurzelrand herausragten.

## Mechanische Belastung

Nach der Aushärtezeit wurden alle Proben in den standardisierten Gipsblöcken so fixiert, dass die Zahnachse eine exakte vertikale Ausrichtung aufwies (Abb. 15). Zur Simulation klinischer Belastungsverhältnisse wurde jede Probe in einer Universalprüfmaschine (Autograph AGS-X Series, Shimadzu, Kyoto, Japan) mit einer Kraft unter einem Winkel von  $45^\circ$  zur Zahnachse belastet. Die Belastung wurde kontinuierlich mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 2 mm/min ausgeübt, bis zu einer Kraft, die zur Fraktur bzw. Verformung der Stifte führte.



*Abbildung 15: Versuchsaufbau*

Nachdem alle 30 Proben mittels Zug-Druck-Maschine belastet wurden erfolgte die sorgfältige und schonende Ausgliederung aus den Gipsblöcken. Dabei wurden die Zähne aus den Gipsblöcken herausgefräst ohne sie zu beschädigen.

### **Mikro-CT-Analyse nach dem Belastungstest**

Alle 30 Proben wurden nach der mechanischen Belastung wiederum mit dem hochauflösenden Mikro-CT (Voxelgröße: 5 µm) gescannt. Die Scans wurden axial, transversal und sagittal rekonstruiert und in einer 3D-Volumenansicht analysiert. Ziel war es die quantitative und örtliche Erfassung von Microfrakturen im Dentin, die vom Lumen des Wurzelkanales ausgingen.

Die Auswertung erfolgte durch zwei Untersucher unter Verwendung eines einheitlichen Klassifikationssystems indem die Ausdehnung des inserierten Stiftes in ein coronales, mittleres und apikales Drittel unterteilt wurden. Danach wurde dokumentiert, wo es eine Veränderung im Dentin vor und nach der Belastung gegeben hat.

### **Statistische Analyse**

Die erhobenen Daten wurden mit SPSS statistisch analysiert. Zur Analyse der Mikrofrakturen wurde die deskriptive Statistik angewendet.

### **Zusammenfassung der Methodik**

Diese standardisierte in-vitro Untersuchung ermöglichte eine direkte Vergleichbarkeit der drei untersuchten Stiftmaterialeyen im Hinblick auf die mechanische Belastbarkeit und dentinbezogenes Frakturverhalten. Durch die Kombination von Mikro-CT und mechanischer Prüfung wurde ein reproduzierbarer und differenzierter Einblick in das Verhalten von Stiften unter Belastung im Frontzahnbereich ermöglicht.

## Ergebnisse

Im Rahmen dieser experimentellen in-vitro-Studie wurden drei verschiedene Stiftmaterialien hinsichtlich ihrer mechanischen Belastbarkeit und ihres Einflusses auf die Zahnwurzelstruktur nach Belastung untersucht. Die zentralen Zielgrößen waren die maximale Kraftaufnahme in Newton sowie die Häufigkeit und Lokalisation von Frakturen. Dabei wurden pro Gruppe zehn einwurzelige extrahierte humane Zahnwurzeln standardisiert präpariert und jeweils mit einem Stift aus einem der folgenden Materialien versehen: Zirkonoxid (Gruppe 1), Chrom-Kobalt-Legierung (Gruppe 2) und glasfaserverstärkter Kunststoff (Gruppe 3, Komposit). Nach der adhäsiven bzw. konventionellen Befestigung der Stifte wurden alle Proben einer mechanischen Belastungsprüfung unterzogen bis es zu strukturellen Veränderungen der Stifte (Verformung, Bruch) kam. Das Frakturverhalten der Zahnwurzeln wurde analysiert und systematisch dokumentiert. Ergänzend wurde die maximale Kraftaufnahme gemessen und anschließend mittels Boxplot-Darstellung visualisiert.

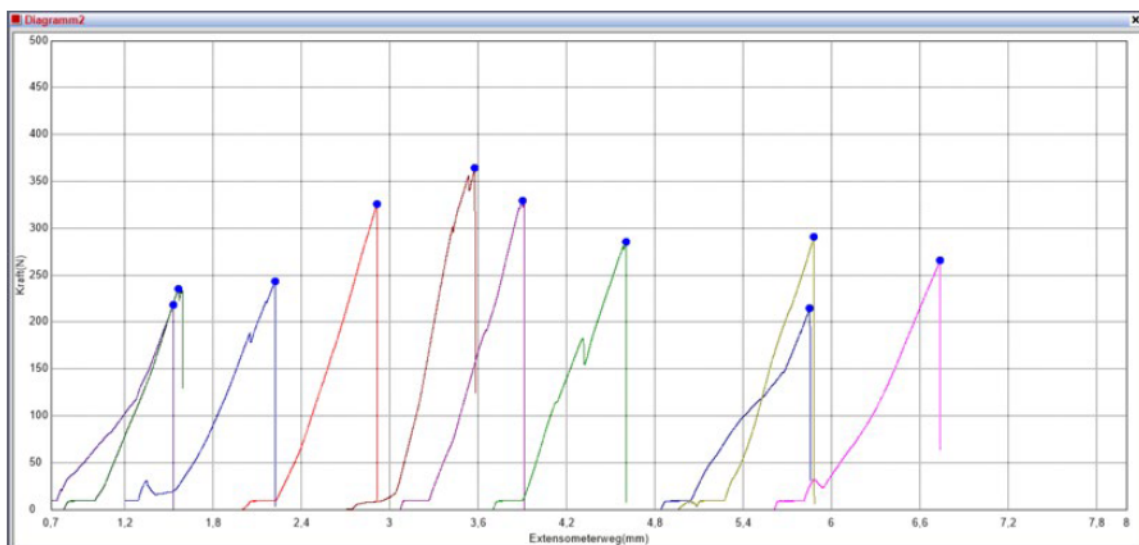


Abbildung 16: Kraft-Auslenkungsdiagramm, Gruppe 1

In der Versuchsgruppe 1 wurden die Zähne untersucht, die mit Wurzelkanalstiften aus Zirkonoxid versorgt wurden. Die ermittelten Messwerte bewegten sich in einem breiten Spektrum. Die niedrigste gemessene Kraft betrug 214,38 N, während die höchste Kraft mit 363,96 N deutlich darüber lag. Diese Differenz spiegelt die natürliche Streuung biologischer Proben sowie mögliche Unterschiede in der individuellen Stiftverankerung oder

Zahnstruktur wider. Die Standardabweichung liegt bei 50,9 N und der Mittelwert aller zehn Messungen lag bei 279,22 N. Dieser Durchschnittswert zeigt, dass Zirkonoxidstifte in der Regel eine relativ hohe Stabilität aufweisen und auch bei intensiver Belastung eine gewisse mechanische Sicherheit bieten. Die Mehrheit der Proben überschritt die 250-N-Grenze deutlich, was die hohe Festigkeit unterstreicht.

Die Abbildung 16 zeigt die Kraft-Auslenkungskurve der Gruppe 1. Dabei ist auf der x-Achse der zurückgelegte Weg des Prüfkopfes der Zug-Druck-Maschine aufgetragen und auf der y-Achse die Kraft in Newton. In der Abbildung ist ein linearer Kraftanstieg ohne plastische Verformung der Stifte zu sehen. Ab einem bestimmten Punkt kann man den plötzlichen Abfall der Kurve erkennen. An diesem Punkt kommt es zur kompletten Fraktur aller Zirkonoxidstifte.

Die Gruppe 2 wurde mit Chrom-Kobalt-Stiften versorgt. Bei dieser Gruppe lagen die gemessenen maximalen Werte zwischen 202,39 N und 355,91 N. Der niedrigste Einzelwert betrug 202,39 N, der höchste Wert bei 355,91 N. Der Mittelwert der zehn Messwerte beträgt 302,60 N und die Standardabweichung liegt bei 48,59 N.

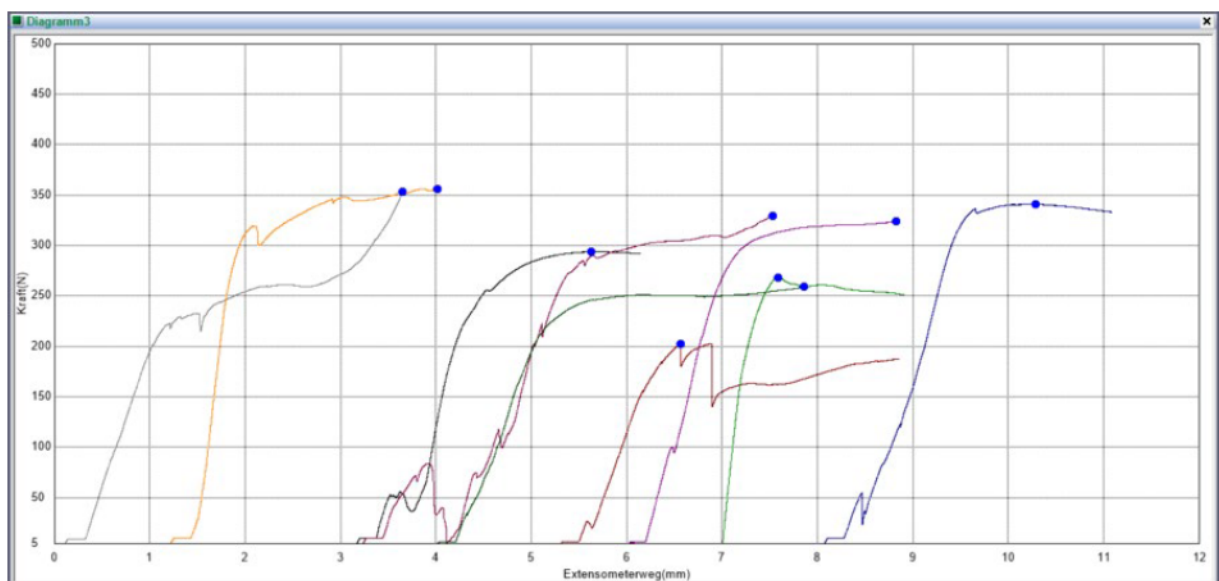


Abbildung 17: Kraft-Auslenkungsdiagramm, Gruppe 2

Die Abbildung 17 zeigt den Verlauf der Kraft-Auslenkungskurve für die Chrom-Kobalt Stifte. Bei diesen Kurven ist zu erkennen, dass es zu einem stetigen Kraftanstieg kommt und die Kurven im Bereich von 250-350 Newton flach auslaufend sind. Dabei kommt es bei den

metallischen Stiften zu keiner Fraktur, sondern zu einer plastischen Verformung. Die Kraft bleibt auf konstantem Niveau nur der Weg verändert sich weiter.

Die Gruppe 3, die mit glasfaserverstärkten Kunststoffstiften versorgt wurde zeigt die niedrigsten Werte in Bezug auf die Bruchwerte. Dabei bewegten sich die gemessenen maximalen Kraftwerte im Bereich zwischen 145,838 N und 211,350 N. Der niedrigste Einzelwert betrug 145,838 N, der höchste Wert 211,350 N. Der Mittelwert der zehn gemessenen Werte lag bei 170,187 N und die Standardabweichung bei 17,86 N.

Die Abbildung 18 zeigt die Kraft-Auslenkungskurve der Gruppe 3, die mit quarzfaserverstärkten Kunststoffstiften versorgt wurde. Das Diagramm zeigt, dass es bereits bei geringen Kräften zu Frakturen bei den Stiften kommt, was man an den Zacken in der Kurve erkennen kann. Ab einem bestimmten Punkt kann man ebenso einen starken Abfall der Kurve erkennen. Anschließend kommt es wieder zu einem Anstieg der Kurve und dann erneut zu einem Einbruch, was die phasenweise Fraktur der Glasfasern widerspiegelt (Zick-Zack-Muster).

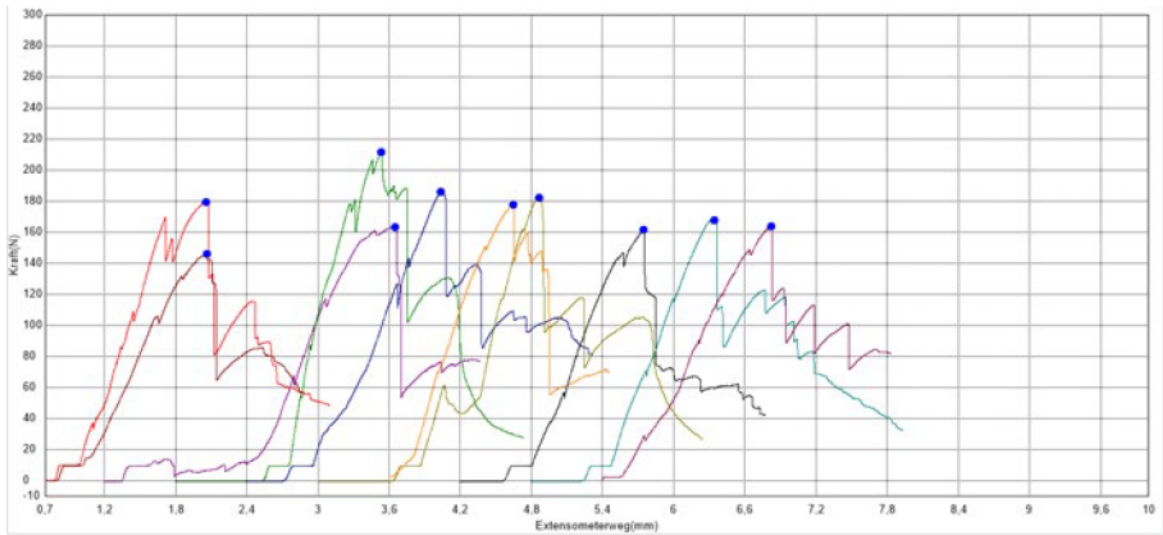


Abbildung 18: Kraft-Auslenkungsdiagramm, Gruppe 3

Der folgende Box-Plot (Abb. 19) stellt die bereits erwähnten Ergebnisse bezüglich der Bruchkraft noch einmal gegenüber. Die statistische Auswertung der gemessenen Bruchkraftwerte zeigt signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen. Die höchsten

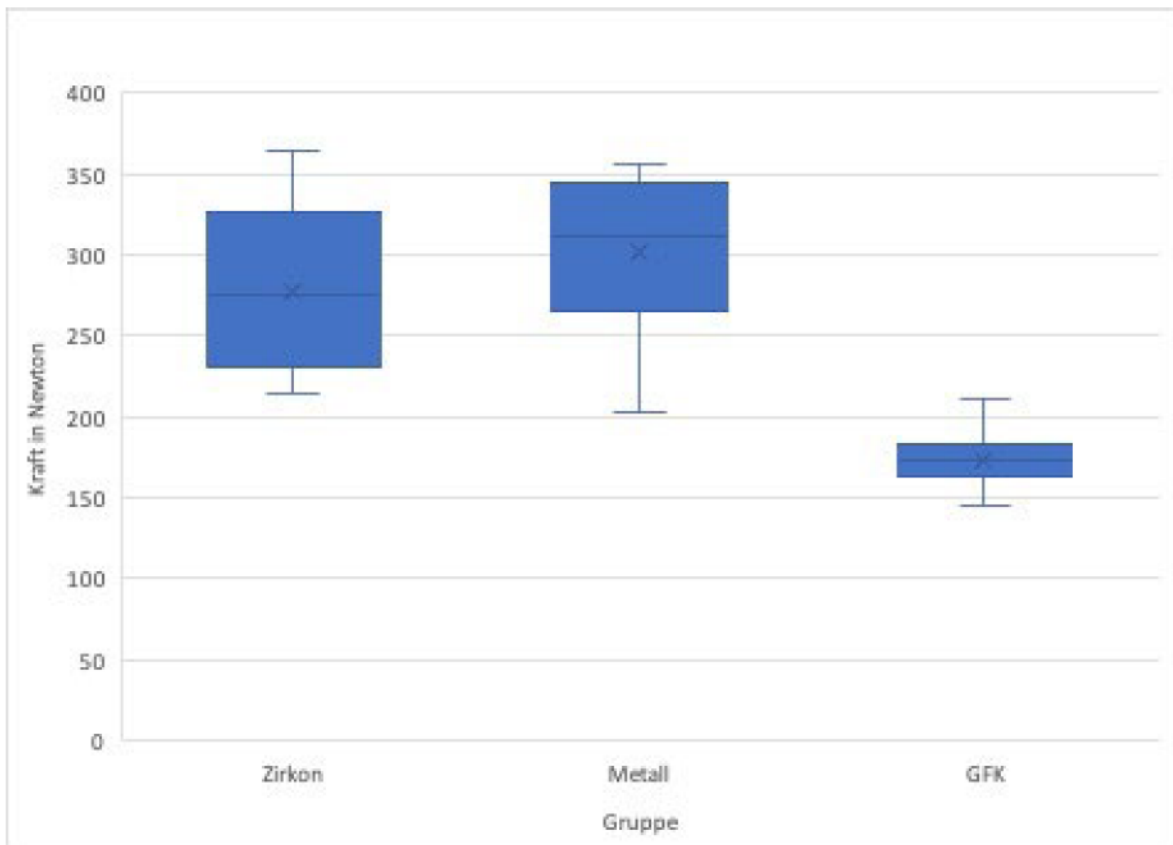
Kraftwerte wurden in der Metallgruppe beobachtet, gefolgt von der Zirkongruppe. Die geringsten Werte wies die GFK-Gruppe auf.

In der Zirkon-Gruppe lag der Mittelwert der maximalen Bruchkraft bei 277,12 N, der Median bei 275,33 N. Die Spannweite reichte von 214,38 N (Minimum) bis 363,97 N (Maximum). Die Verteilung zeigt eine vergleichsweise breite Streuung der Messwerte mit einer deutlich sichtbaren Box im Bereich von etwa 250 N bis 325 N. Der Median liegt annähernd in der Mitte der Box, was auf eine symmetrische Verteilung der Daten hindeutet. Der Boxplot zeigt keine Ausreißer, die auf extrem abweichende Werte hinweisen würden.

In der Metall-Gruppe wurden die höchsten Bruchkräfte festgestellt. Der Mittelwert betrug 302,41 N, der Median 311,11 N, bei einer Spannweite von 202,39 N bis 355,91 N. Die Box im Plot liegt insgesamt höher als bei den anderen Gruppen und ist relativ kompakt, was auf eine geringere Streuung der Daten innerhalb dieser Gruppe schließen lässt. Der Median liegt im oberen Bereich der Box, was eine leichte Linksverschiebung der Verteilung nahelegt. Insgesamt weist die Metallgruppe die höchsten und stabilsten Belastungswerte auf.

Die GFK-Gruppe zeigte im Vergleich die geringsten Bruchkraftwerte. Der Mittelwert lag bei 173,79 N, der Median bei 172,68 N. Die Werte reichten von 145,84 N bis 211,35 N. Der Boxplot dieser Gruppe ist auffallend schmal, was eine sehr geringe Streuung der Messwerte verdeutlicht. Der Median liegt nahezu in der Mitte der Box. Die homogene Verteilung lässt auf eine gleichmäßige Belastbarkeit aller Proben schließen, wenngleich auf einem deutlich niedrigeren Kraftniveau als bei den anderen Gruppen.

Die Ergebnisse des Boxplots unterstreichen die unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften der getesteten Materialien. Während Metallstifte die höchste durchschnittliche Bruchlast aufweisen und dabei eine relativ geringe Streuung zeigen, befinden sich die Zirkonstifte im mittleren Bereich mit leicht erhöhter Variabilität. Die glasfaserverstärkten Kunststoffstifte zeigten die niedrigsten Kraftwerte, jedoch eine auffallend enge Verteilung, was auf eine hohe Reproduzierbarkeit innerhalb dieser Gruppe hinweist.



*Abbildung 19: Boxplot, Vergleich der Testgruppen*

Bezugnehmend auf das Hauptinteresse der Untersuchung lauten die Ergebnisse wie folgt:

Ziel war es, das Auftreten von Mikrofrakturen im Dentin zu erfassen und deren Lokalisation innerhalb des Zahnes zu bestimmen. Die Wurzel wurde dabei in drei anatomische Zonen unterteilt: das coronale Drittel (CD), das mittlere Drittel (MD) und das apikale Drittel (AD). Anschließend wurden die Mikro-CT Scans vor der Belastung und nach der Belastung miteinander verglichen, visuell analysiert und die Microcracks tabellarisch mit „ja“ und „nein“ dokumentiert. Sollten bereits im Pre-Scan kleine Risse vorhanden gewesen sein wurde darauf geachtet, ob sich diese im Zuge der Belastung verändert haben.

### **Gruppe 1 – Zirkonoxidstifte**

In der ersten Gruppe traten insgesamt 3 Mikrocracks im coronalen Drittel auf. Ein Riss konnte im mittleren Drittel detektiert und im apikalen Drittel konnte keine Mikrofraktur nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass 30 % der Proben Risse im CD, 10 % im MD und 0 % im AD aufwiesen. Die übrigen Proben (7 im CD, 9 im MD, 10 im AD) zeigten keine

Anzeichen von Dentinrissen. Folglich konnte man bei 4 der 10 Zahnwurzeln nach der Belastung eine Mikrofraktur nachweisen.

Diese Daten (Abb. 20) deuten darauf hin, dass Zirkonoxidstifte vor allem im oberen Wurzelbereich (coronal) mit einem gewissen Risiko für Mikrofrakturen verbunden sind. Die vergleichsweise hohe Materialsteifigkeit von Zirkon könnte Spannungen im Übergangsbereich zwischen Stift und Dentin begünstigen, was zur Bildung von Rissen führen kann. Das völlige Fehlen von Rissen im apikalen Bereich weist darauf hin, dass die Spannungsspitzen bei dieser Materialgruppe lokal begrenzt bleiben.

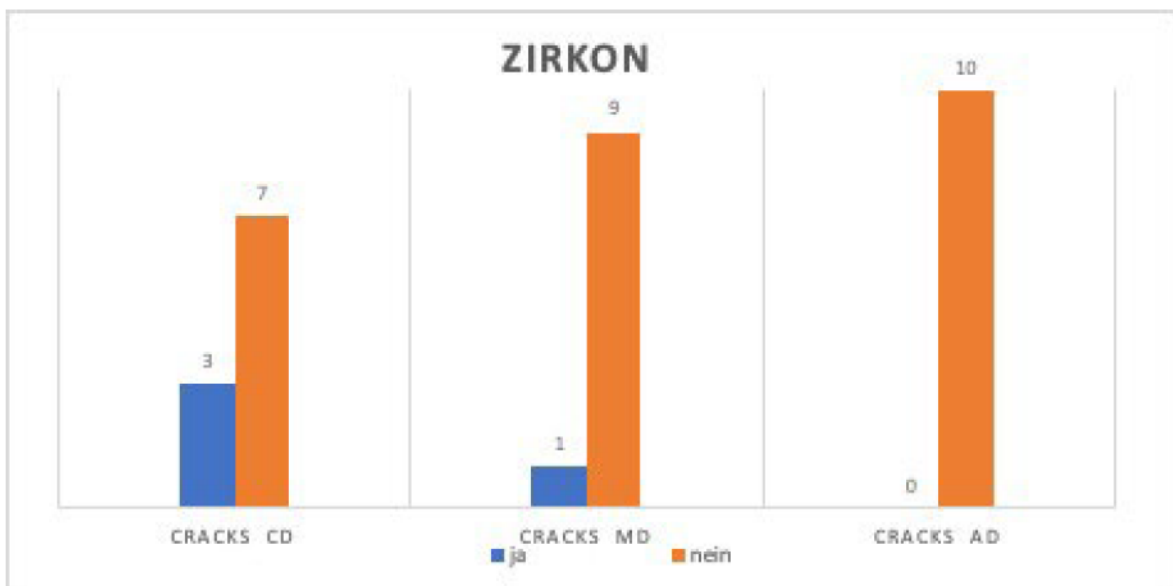


Abbildung 20: Häufigkeit der Microcracks in der Gruppe 1

## Gruppe 2 – Metallstifte (Chrom-Kobalt)

In der zweiten Gruppe wiesen 7 von 10 untersuchten Zahnwurzeln Microcracks auf. Dabei wurden 6 Microcracks im coronalen Drittel, 2 im mittleren Drittel und 1 im apikalen Drittel dokumentiert (Abb. 21). Dies entspricht 70 % der betroffenen Proben. Somit war nur ein kleiner Teil der mit Metallstiften versorgten Zähne frei von Microcracks.

Die hohe Anzahl an Rissen im coronalen Bereich zeigt eine noch größere Rissanfälligkeit als bei Zirkon. Zudem wurde in dieser Gruppe erstmals eine Rissbildung im apikalen Drittel festgestellt, was auf eine tiefere und weiterreichende Stressübertragung hindeutet. Diese Ergebnisse legen nahe, dass das starre Verhalten metallischer Stifte eine ungünstigere

Spannungsausbreitung entlang der Wurzel begünstigt, was sich negativ auf die strukturelle Integrität des Dentins auswirken kann.

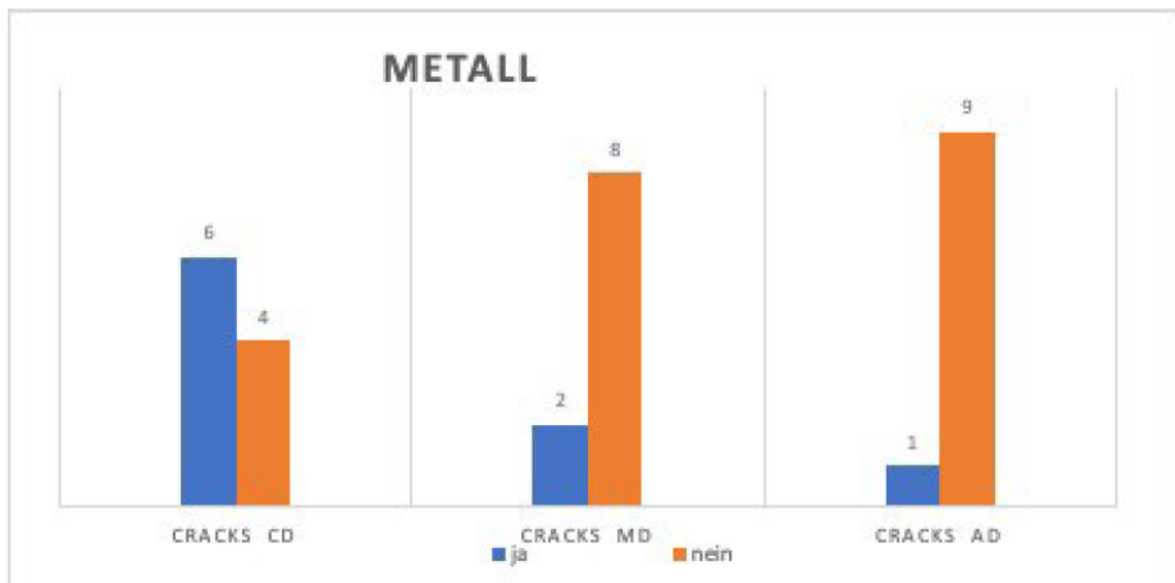


Abbildung 21: Häufigkeit der Microcracks in der Gruppe 2

### Gruppe 3 – GFK-Stifte

In der dritten Gruppe mit glasfaserverstärkten Kunststoffstiften traten keine Mikrocracks in einem der drei Drittel auf (Abb. 22). Alle zehn Proben zeigten keine Fortsetzung bereits bestehender bzw. Induktion von Mikrofrakturen.

Diese Ergebnisse bestätigen die sehr gute mechanische Verträglichkeit von GFK-Stiften mit dem umgebenden Dentin. Aufgrund ihres vergleichbaren Elastizitätsmoduls zum Dentin scheinen diese Materialien in der Lage zu sein, mechanische Spannungen gleichmäßig zu verteilen, ohne kritische Belastungsspitzen zu erzeugen.

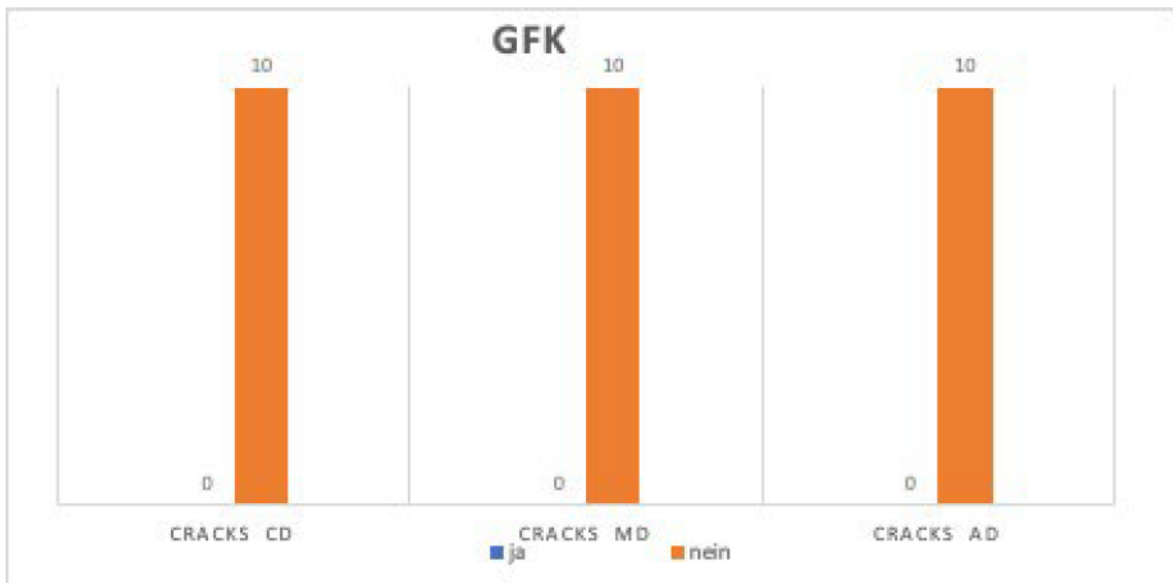


Abbildung 22: Häufigkeit der Microcracks in der Gruppe 3

### Gesamtauswertung

Der Vergleich zeigt ein deutlich materialabhängiges Risiko für die Entstehung von Microcracks. Während Zirkon und insbesondere Metall eine gewisse Rissbildung vor allem im coronalen Bereich begünstigen, zeigen GFK-Stifte keinerlei Frakturverhalten. Für die klinische Anwendung legen diese Ergebnisse nahe, dass elastischere Materialien wie GFK zur Minimierung des Frakturrisikos vorzuziehen sind, insbesondere in strukturell geschwächten Zähnen.

## Zahnwurzeln mit Zirkonoxidstiften vor und nach dem Mikro-CT

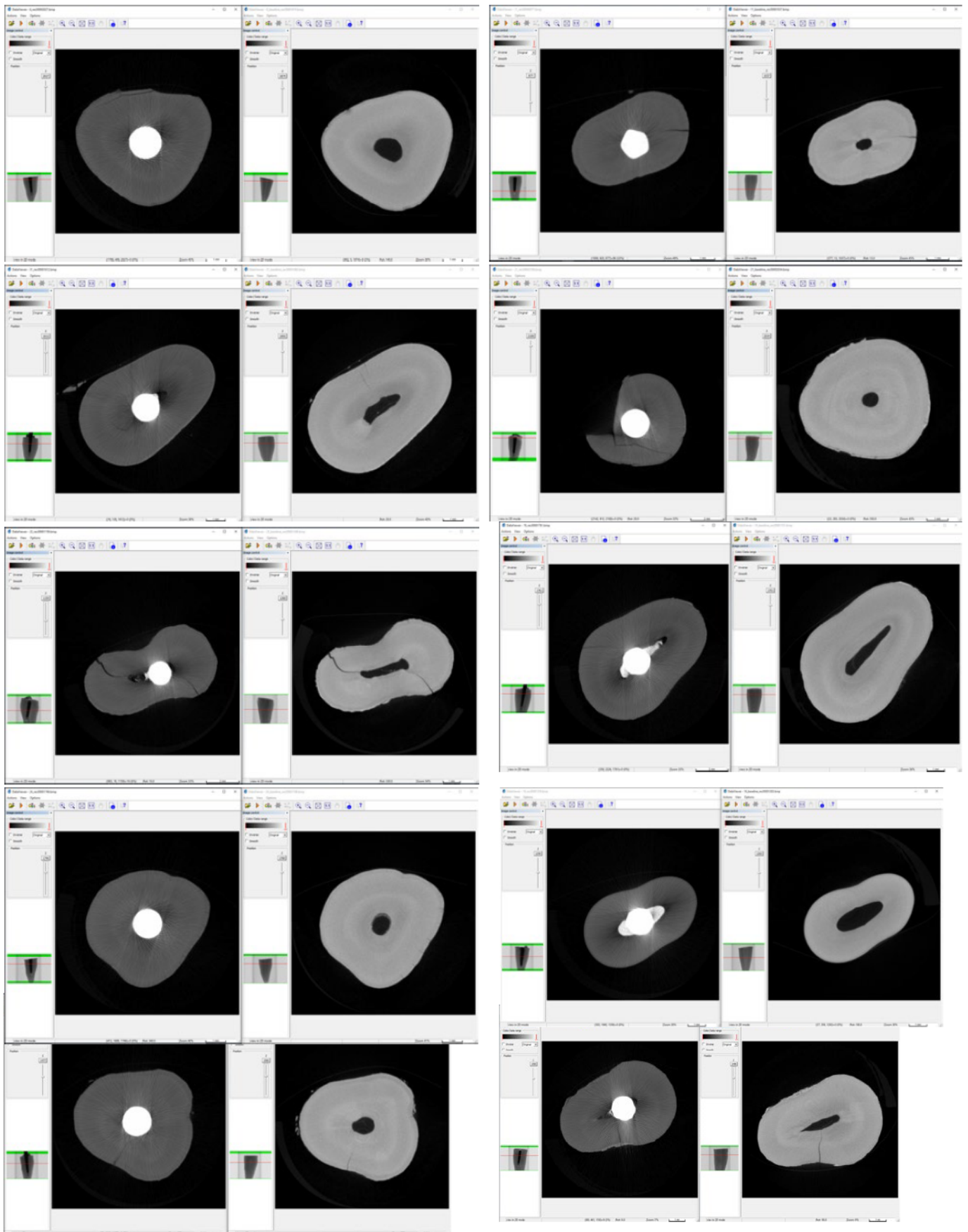


Abbildung 23: Gruppe 1, Vergleich der Ausgangssituation mit der Endsituation

## Zahnwurzeln mit dem Chrom-Kobalt-Stife vor und nach dem Mikro-CT

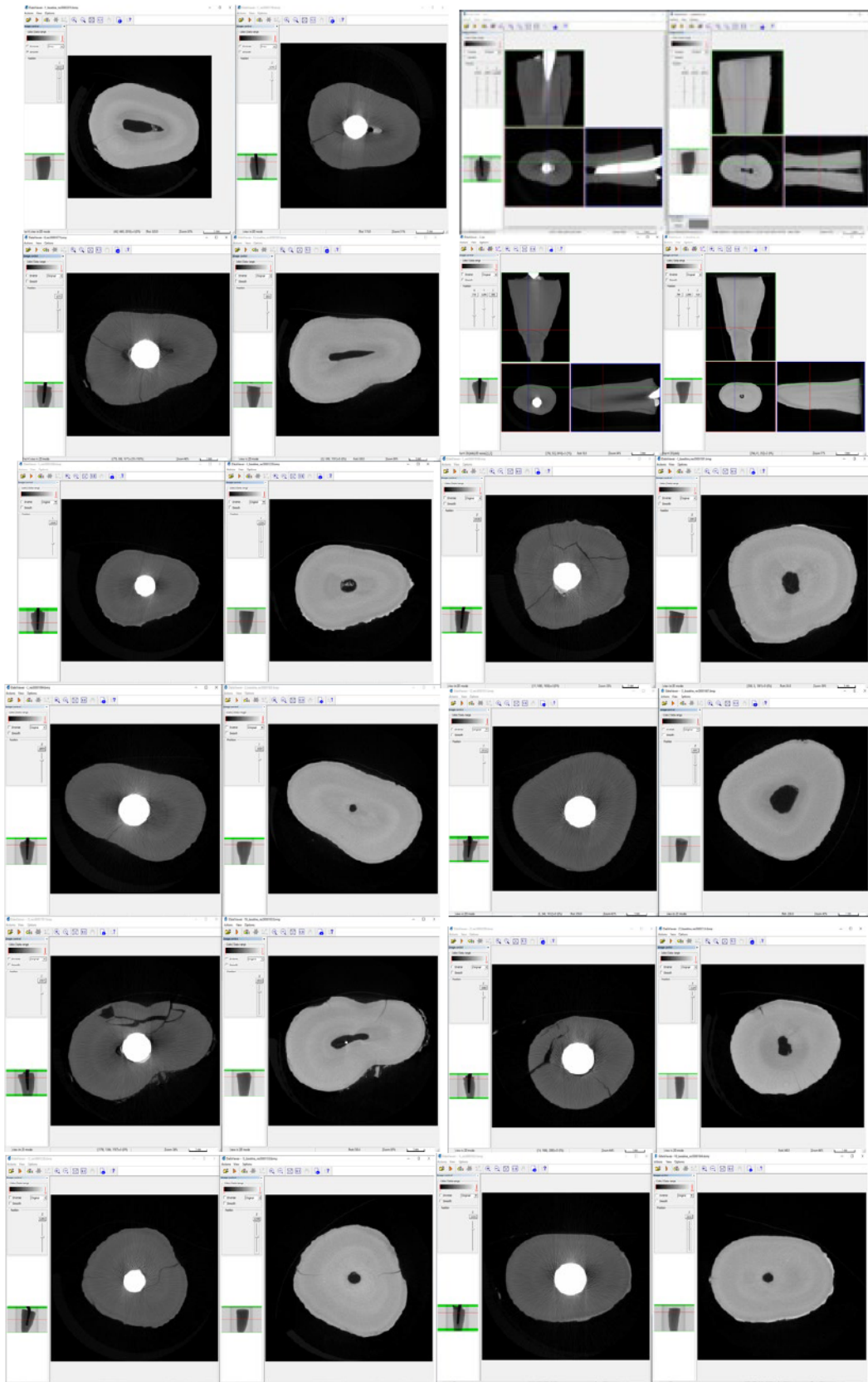


Abbildung 24: Gruppe 2, Vergleich der Ausgangssituation mit der Endsituation

## Zahnwurzeln mit Quarzfaserstiften vor und nach dem Mikro-CT

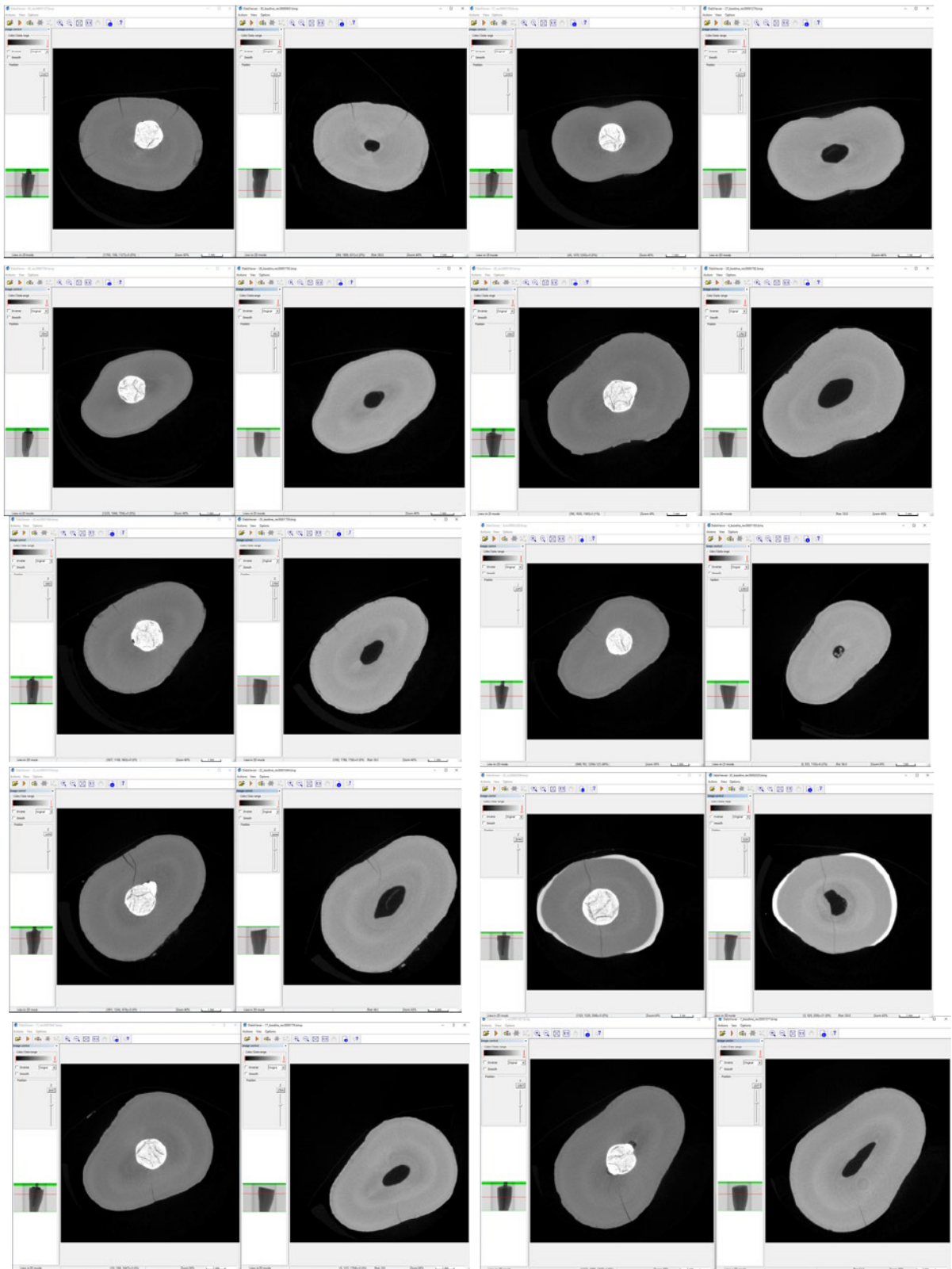


Abbildung 25: Gruppe 3, Vergleich der Ausgangssituation mit der Endsituation

## Diskussion

Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass das verwendete Stiftmaterial einen signifikanten Einfluss auf die Entstehung von Mikrofrakturen im Wurzeldentin hat. Besonders auffällig ist die signifikant erhöhte Frakturhäufung bei metallischen und keramischen Stiften im Vergleich zu glasfaserverstärkten Kunststoffstiften (FRC).

Diese Ergebnisse decken sich mit bestehenden Erkenntnissen aus der Literatur, die einen klaren Zusammenhang zwischen dem Elastizitätsmodul des eingesetzten Materials und der Frakturwahrscheinlichkeit beschreiben (101,102).

Ein zentraler Aspekt im klinischen Umgang mit endodontisch behandelten Zähnen ist die Menge und Qualität der verbliebenen Zahnhartsubstanz. In diesem Zusammenhang ist die von Peroz et al. (2005) vorgeschlagene Einteilung bedeutsam. Sie postulieren, dass Kavitätenwände mit einer Dicke von unter 1 mm nicht als stabilisierende Faktoren gewertet werden dürfen (103). Diese Annahme ist insofern entscheidend, als dass bei dünnwandigen Zähnen die Spannungsübertragung vom Stift auf das umgebende Dentin unkontrolliert erfolgt, was zu Spannungsspitzen und Rissbildung führen kann.

Die Ergebnisse dieser Studie untermauern diese Einschätzung: Bei den Gruppen mit starren Stiftmaterialien (Metall, Zirkonoxid) kam es insbesondere im koronalen Drittel – also dort, wo die verbliebene Wanddicke typischerweise am geringsten ist – zu einer signifikanten Häufung von Mikrofrakturen. Diese Frakturen lassen sich darauf zurückführen, dass Wände mit einer Dicke  $<1$  mm weder eine nennenswerte strukturelle Unterstützung leisten noch die eingeleiteten Kräfte effizient abfangen können (103,104). Vielmehr wirkt das rigide Stiftmaterial wie ein Keil, der die dünnen Dentinwände auseinanderspreizt.

Diese Beobachtungen werden durch mehrere Studien gestützt, die sich mit der Materialabhängigkeit von Mikrorissbildungen im Wurzeldentin befassen. So zeigte die Untersuchung von Soares et al. (2008), dass metallische und keramische Stifte signifikant häufiger zu Mikrofrakturen führen als FRC-Stifte (105). Diese Unterschiede wurden durch die deutlich höheren Elastizitätsmodule der starren Materialien (Zirkonoxid:  $>200$  GPa, Titan:  $\sim 110$  GPa) und der somit wesentlich höheren auftretenden Kräfte, erklärt, welche diese nicht ausreichend dämpfen, sondern direkt in das umgebende Dentin übertragen.

Auch Testori et al. (2001) (106) bestätigten, dass metallische Stifte ein erhöhtes Risiko für radikuläre Frakturen darstellen. Die typischerweise beobachtete Frakturkonfiguration entsprach einem Verlauf entlang der Stiftachse, meist ausgehend vom koronalen Drittel – ein Muster, das auch in der vorliegenden Untersuchung wiederholt festgestellt wurde.

Weiterhin konnte durch mikroskopische Untersuchungen nachgewiesen werden, dass bei der Zementierung von starren Stiften bereits Initialrisse im Dentin entstehen können, selbst ohne zusätzliche funktionelle Belastung. Abouelleil et al. (2011) (106) führten dies auf die geringe Fähigkeit zur Spannungsabsorption dieser Materialien zurück.

Im Gegensatz dazu zeigten FRC-Stifte in der vorliegenden Untersuchung keine Mikrofrakturen. Dieser Effekt lässt sich durch das ähnliche Elastizitätsmodul (ca. 40 GPa) des Dentins erklären. Diese biomechanische Kompatibilität erlaubt eine gleichmäßigere Spannungsverteilung, wodurch dünne Dentinwände weniger beansprucht werden. Die Ergebnisse unterstützen damit die Hypothese von Mannocci et al. (2002) (107), wonach FRC-Stifte im Vergleich zu starren Materialien signifikant weniger belastend für die periradikuläre Dentinstruktur wirken. Naumann et al. (2007) (108) betonen zudem, dass nicht nur das Stiftmaterial selbst, sondern auch die Qualität der adhäsiven Befestigung, die Stiftgeometrie sowie das koronale Design entscheidenden Einfluss auf das Frakturrisiko nehmen. Dennoch bleibt das Materialverhalten ein zentraler Faktor, insbesondere in anatomisch kompromittierten Situationen.

## **Limitationen**

Die vorliegende Untersuchung weist mehrere Limitationen auf, die bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden müssen. Eine wesentliche Einschränkung liegt in der Art der Verankerung der Zahnwurzeln während der Belastungstests. Die Einbettung der extrahierten Zähne in Gips erfolgte zur Stabilisierung während der mechanischen Prüfung, stellt jedoch keine realitätsnahe Simulation der physiologischen Verhältnisse im Mund dar. In der klinischen Situation sind Zahnwurzeln durch das Parodont, den Alveolarknochen und das umgebende Gewebe elastisch eingebettet. Diese Strukturen wirken als Stoßdämpfer und beeinflussen sowohl die Kraftverteilung als auch die Bruchmuster. Die starre Fixierung in

Gips führt zu einer unnatürlich hohen Kräfteinleitung und kann die Ausbildung von Spannungsspitzen begünstigen, was sich auf das Frakturverhalten auswirken kann.

Ein weiterer limitierender Faktor betrifft den fehlenden ferrulären Effekt. In der Untersuchung wurden die Zahnwurzeln bewusst ohne koronale Restzahnschubstanz (Ferrule) getestet, um den direkten Einfluss des Stiftmaterials auf das Dentin beurteilen zu können. In der klinischen Realität gilt jedoch der Ferrule-Effekt als entscheidend für die Frakturresistenz endodontisch behandelter Zähne. Das Fehlen dieser biologischen Randbedingung reduziert die Aussagekraft der Studie in Bezug auf reale klinische Situationen.

Darüber hinaus wurden die Stifte ohne zusätzlichen Aufbau (Core-Build-up) eingesetzt. Dieser Aufbau ist in der Praxis ein integraler Bestandteil der Stiftverankerung und trägt wesentlich zur Lastverteilung und Stabilität bei. Durch den Verzicht auf einen Aufbau konnte gezielt die Wirkung des reinen Stiftmaterials isoliert werden, allerdings auf Kosten der Übertragbarkeit der Ergebnisse auf den klinischen Alltag.

Eine weitere Limitation ergibt sich aus der Analyse der Frakturen, in der kein Bezug auf den Zeitpunkt der Entstehung der Mikrofrakturen durch die unterschiedlichen Stiftmaterialien genommen wurde.

Insgesamt erlaubt die Studie wichtige Erkenntnisse über das Verhalten verschiedener Stiftmaterialien unter standardisierten Bedingungen, jedoch mit begrenzter klinischer Relevanz aufgrund der genannten Einschränkungen.

## **Konklusion**

Zusammenfassend zeigt sich, dass der Einsatz starrer Materialien wie NEM-Legierungen oder Zirkonoxid im Bezug auf die Entstehung von Mikrofrakturen im Dentin kritisch zu hinterfragen ist. Die Ergebnisse zeigen, dass das Stiftmaterial einen großen Einfluss darauf hat, ob es zu Rissen im Dentin kommt. Die meisten Risse wurden durch Metallstifte verursacht, besonders im koronalen Drittel. Das liegt daran, dass die Spannung nicht richtig übertragen wurde. Zusätzlich ist anzumerken, dass auch die Kräfte in der Gruppe der Metallstifte am höchsten waren.

Zirkonoxidstifte schnitten etwas besser ab, verursachten aber ähnlich viele Risse.

FRC-Stifte verursachten keine Risse/ Microcracks.

FRC-Stifte sind in etwa gleich elastisch wie das Zahnbein und verteilen die Spannung gleichmäßiger. Dadurch schützen sie die Zahnstruktur. FRC-Stifte sind bei der Behandlung von Frontzähnen vorteilhaft, weil sie das Risiko von Mikrofrakturen verringern und ästhetisch ansprechende Ergebnisse liefern. Außerdem konnte die Untersuchung zeigen, dass GFK-Stifte den physiologischen Kaukräften im Bereich von 150-200 Newton in jedem Fall standhalten.

Diese Ergebnisse zeigen, dass bei der Verwendung von Metall-, und Zirkonstiften vor allem bei unphysiologischen Kaukräften (z.B. Bruxismus) mit Bedacht vorgegangen werden muss. Außerdem zeigen die Ergebnisse, dass die Wahrscheinlichkeit von auftretenden Frakturen im Dentin, im Falle eines Misserfolges eines Stiftaufbaues quarzfaserverstärkten Komposit sehr gering ist. In der klinischen Praxis ist demnach ein Misserfolg einer Stiftversorgung mit starren Materialien kritisch zu betrachten, da eine Neuversorgung aufgrund einer Längsfraktur nicht möglich sein könnte.

Künftige klinische Studien sollten die Langzeitauswirkungen solcher Mikrofrakturen auf die Zahnprognose weiter untersuchen und neue Materialien im Hinblick auf ihre dentinschonenden Eigenschaften bewerten. Zusätzlich sollte weitere Studien durchgeführt werden, die den Zeitpunkt des Auftretens der Mikrofrakturen während der Belastung untersuchen.

## Literaturverzeichnis

1. KERN R, KRÄMER J, MICHEELIS W: Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV). IDZ, Berlin, D (2006).
2. 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).
3. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999;82(6):643–657.
4. LEEMPOEL PJ, ESCHEN S, DE HAAN AF, VAN!T HOF MA: An evaluation of crowns and bridges in general dental practice. *J Oral Rehabil*; 12, 515-528 (1985).
5. Adolphi G, Zehnder M, Bachmann LM, Göhring TN. Direct resin composite restorations in vital versus root-filled posterior teeth: a controlled comparative long-term follow-up. *Oper Dent.* 2007;32(5):437-42.
6. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992;18(7):332-5.
7. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11):512-6.
8. 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.
9. NAUMANN M, PREUSS A, ROSENTRITT M: Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts, composite build-ups and all-ceramic crowns: An in vitro evaluation after chewing simulation. *Acta Odontol Scan*; 64, 31-36 (2006d).
10. Mamoun JS. On the ferrule effect and the biomechanical stability of teeth restored with cores, posts, and crowns. *Eur J Dent.* 2014;8(2):281-286.
11. Fauchard, P. (1728). *Le Chirurgien Dentiste: Ou, Traité des Dents*. Paris: Chez Pierre-Jean Mariette.
12. Smith, J. (1839). On the pivot tooth. *Journal of Dental Science*, 3(2), 45–50.
13. Nergiz I, Schmage P. Wurzelstifte im Wandel der Zeit. *Endodontie Journal* 2004.

14. Miller, L. (1955). Prefabricated post systems. *International Dental Review*, 8(4), 120–125.
15. Smith, A., & Clark, B. (1995). Fiber-reinforced posts in restorative dentistry. *Dental Materials Journal*, 14(2), 85–92.
16. Ghanem MM, Leong XY, Veettil SK, Al Jada A, Saeed M, Menon RK. Do CAD-CAM fibre posts exhibit higher bond strength and fracture resistance than other types of posts? A systematic review with network meta-analysis of in-vitro studies. *BDJ Open*. 2025;11:25. doi:10.1038/s41405-025-00315-x.
17. Ten Cate AR, Nanci A. *Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function*. 9th ed. St. Louis: Elsevier; 2017.
18. Krastl G. Die postendodontische Restauration–Wurzelkanalstifte: wann und wie. *Endodontie*. 2005;14(2):129-142.
19. PETERS MC, POORT HW, FARAH JW, CRAIG RG: Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res*; 62, 760-763 (1983).
20. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil*. 2004 Jan;31(1):18–22. doi:10.1046/j.0305-182x.2003.01179.x. PMID: 15125591.
21. HEYDECKE G, PETERS MC: The restauration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: A systematic review. *J Prosthet Dent*; 87, 380-386 (2002).
22. REEH DH, MESSER HH, DOUGLAS WH: Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*; 15, 512-516 (1989).
23. SEDGLEY CM, MESSER HH: Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod*; 18, 332-335 (1992).
24. DIETSCHI D, DUC O, KREJCI I, SADAN A: Biomechanical considerations for restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature - Part I. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int*; 38, 733-743 (2007).
25. DIETSCHI D, DUC O, KREJCI I, SADAN A: Biomechanical considerations for restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature, part II (evaluation of fatigue behavior, interfaces and in vivo studies). *Quintessence Int*; 39, 117-129 (2008).

26. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence Int.* 2005 Oct;36(9):737-46. PMID: 16163877.
27. AUSIELLO P, DE GEE AJ, RENGO S, DAVIDSON CL: Fracture resistance of endodontically treated premolars adhesively restored. *Am J Dent*; 10, 237-241 (1997).
28. STRUB JR, PONTIUS O, KOUTAYAS S: Survival rate and fracture strenght of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehab*; 28, 120-124 (2001).
29. CATHRO PR, CHANDLER NP, HOOD JA: Impact resistance of crowned endodontically treated central incisors with internal composite cores. *Endod Dent Traumatol*; 12, 124 (1996).
30. SORENSEN JA, ENGELMANN MJ: Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*; 63, 529-536 (1990a).
31. BOLHUIS P, DE GEE A, FEILZER A, DAVIDSON CL: Fracture strength of different core build-up designs. *Am J Dent*; 14, 286-290 (2001).
32. Versiani MA, Cavalcante DM, Belladonna FG, Silva EJNL, Souza EM, De-Deus G. A critical analysis of research methods and experimental models to study dentinal microcracks. *Int Endod J.* 2022 Mar;55(Suppl 1):178–226. doi:10.1111/iej.13660. PMID: 34743355.
33. Sawant K, Pawar A, Banga KS, Banga KS. Dentinal Microcracks after Root Canal Instrumentation Using Instruments Manufactured with Different NiTi Alloys: A Systematic Review. *Appl Sci.* 2021;11(11):4984.
34. Prasada LK, Suhas K, Pai UA. An in vitro evaluation of dentinal microcrack formation during root canal preparations by three different nickel–titanium systems: ProTaper Gold, HyFlex CM, and Silk. *Endodontology.* 2024;36(1):30–34. doi:10.4103/endo.endo\_100\_23.
35. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod.* 2007;33(4):391–8.
36. De-Deus G, Silva EJNL, Marins J, et al. Lack of causative relationship between dentinal microcracks and root canal preparation: a micro-CT evaluation. *J Endod.* 2022;48(1):79–85.
37. Almeida JF, Leonardo RDT, Gomes AP, et al. Micro-CT evaluation of dentinal microcracks after root canal filling removal. *Sci Rep.* 2020;10:5323.

38. Shemesh H, Wesselink PR, Wu MK. Incidence of dentinal defects after root canal filling procedures: a micro-CT study. *Int Endod J.* 2010;43(11):995–1000.
39. Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod.* 2009;35(2):236–8.
40. American Association of Endodontists (AAE, 2013):Cracks are often difficult to diagnose and may go unnoticed until symptoms persist after treatment.(AAE Position Statement on Cracked Teeth).
41. Kim HC et al. (2010) Microcracks induced during root canal preparation may predispose the root to vertical fracture.Kim HC et al., *J Endod.* 2010;36(3):562–564).
42. Ricucci D, Siqueira JF Jr. (2010):Vertical root fractures often originate from previously undetected microcracks in endodontically treated teeth." *J Endod.* 2010;36(1):127–129).
43. Siqueira JF Jr, Rôças IN. (2008):Bacteria can colonize cracks and dentinal defects that are inaccessible to disinfecting agents, thus compromising treatment outcomes.*J Endod.* 2008;34(11):1291–1301).
44. SIMON M, PAFFRATH J: Neue Perspektiven zur vollkeramischen Stabilisierung und zum Aufbau devitaler Zähne. *Quintessenz;* 46, 1085-1101 (1995).
45. Kern M, Wolfart S, Heydecke G, Witkowski S, Türp JC, Strub JR. *Curriculum Prothetik: Band 1.* Berlin: Quintessenz Verlag; 2022.
46. 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>.
47. Manhart, J. Postendodontische Versorgung von wurzelbehandelten Zähnen mit adhäsiv befestigten Kompositfaserstiften. *DFZ* 55, 58–67 (2011).
48. Alves PB, Jurema ALB, Torres CRG, Borges AB, Liporoni PCS, Tribst JPM, Zanatta RF. Bond Strength Evaluation between Different Glass Fiber Post Systems to Restore Weakened Roots. *J Compos Sci.* 2022;6(9):252. doi:10.3390/jcs6090252.
49. Edelhoff, D., and R. Marx. “Adhäsive Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte mit temperaturabhängiger Farbkodierung.” *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 65.3 (2010): 148.

50. Kern, M., Ahlers, M. O., Beuer, F., Edelhoff, D., Frankenberger, R., & Wolfart, S. (2024). Vollkeramische Therapiekonzepte. AG Keramik. .
51. Hämmerle, C. H. F., & Sailer, I. (2011). Keramische Wurzelstiftsysteme. In M. Schärer & P. R. Schmidlin (Hrsg.), Adhäsivtechnik (S. 233–244). Springer. .
52. Wolfart, S., & Kern, M. (2006). In-vitro-Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten aus Zirkonoxid. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 61(1), 22–29. .
53. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. Journal of Prosthetic Dentistry, 92(6), 557–562. .
54. LLOYD PM, PALIK JF: The philosophies of dowel diameter preparation: A literature review. J Prosthet Dent; 69, 32-36 (1993).
55. SORENSEN JA, MARTINOFF JT: Clinically significant factors in dowel design. J Prosthet Dent; 52, 28-35 (1984).
56. SOARES CJ, SOARES PV, SANTOS-FILHO PC, CASTRO CG, MAGALHAES D, VERSLUIS A: The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. J Endod; 34, 1015-1019 (2008).
57. SIRIMAI S, RIIS DN, MORGANO SM: An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. J Prosthet Dent; 81, 262-269 (1999).
58. MOU YB, CHEN YM, SMALES RJ, YIP KH: Optimum post and tooth diameters for a cast post-core system. Am J Dent; 22, 311-314 (2009).
59. NERGIZ I, SCHMAGE P, ÖZCAN M PLATZER U: Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. J Oral Rehabil; 29, 28-34 (2002).
60. STOCKTON LW: Factors affecting retention of post systems: A literature review. J Prosthet Dent; 81, 380-385 (1999).
61. WU MK, PEHLIVAN Y, KONTAKIOTIS EG, WESSELINK PR: Mikroleakage along apical root fillings and cemented posts. J Prosthet Dent; 79, 264-269 (1998).
62. ABRAMOVITZ L, LEV R, FUSS Z, METZGER Z: The unpredictability of seal after post space preparation: A fluid transport study. J Endod; 27, 292-295 (2001).
63. NISSAN J, DIMITRY Y, ASSIF D: The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. J Prosthet Dent; 86, 304-308 (2001).
64. DIETSCHI D, DUC O, KREJCI I, SADAN A: Biomechanical considerations for restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature, part

- II (evaluation of fatigue behavior, interfaces and in vivo studies). *Quintessence Int*; 39, 117-129 (2008).
65. Dangra Z, Gandhewar M. All about Dowels - A Review Part I. Considerations before Cementation. *J Clin Diagn Res*. 2017 Aug;11(8):ZG06–ZG11. doi:10.7860/JCDR/2017/26472.10518. PMID: 28969296; PMCID: PMC5620937.
  66. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent*. 2002;87(4):438-445.
  67. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1990;63(5):529-536.
  68. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003 May-Jun;28(3):215-35.
  69. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt KL, Yoshida Y, Peumans M. Bonding to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2020 Mar-Apr;45(2):248-85. doi:10.2341/19-006-LIT. PMID: 32011213.
  70. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent*. 2004 Aug;32(6):377–91.
  71. Perdigão J. Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):e24–37.
  72. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*. 2004 Jun;83(6):454–8.
  73. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*. 2008;10(4):251-8.
  74. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am*. 2004;48(2):397-416.
  75. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998;14(1):64-71.
  76. Piascik JR, Swift EJ Jr, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced bonding to zirconia. *Dent Mater*. 2009;25(9):1116-21.
  77. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod*. 2007;33(4):391-8.

78. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2003;16(6):593-6.
79. Bitter K, Paris S, Martus P, Schartner R, Kielbassa AM. A Confocal Laser Scanning Microscope investigation of the adaptation of resin-based materials to root canal dentin. *J Endod.* 2004;30(10):753-9.
80. Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No):15B–18B.
81. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics.* 5th ed. St. Louis: Elsevier; 2016.
82. Mount GJ, Makinson OF. Clinical requirements of glass-ionomer cements. *Am J Dent.* 1991;4(1):36–38.
83. Sidhu SK. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dent Mater.* 2010;26(1):7–12.
84. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent.* 2008;10(4):251–258.
85. Piascik JR, Swift EJ Jr, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced bonding to zirconia. *Dent Mater.* 2009;25(9):1116–1121.
86. Mentink AG, Creugers NH, Meeuwissen R, Leempoel PJ, Kayser AF. Clinical performance of post and cores. *J Oral Rehabil.* 1993;20(6):577–584.
87. Fokkinga WA, Kreulen CM, Le Bell AM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):476–482.
88. Stiftaufbauten, Doc Medicus n.d. <http://www.zahngesundheit-online.com/Zahnersatz-Prothetik-/Stiftaufbauten/>.
89. Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fiber reinforced composite post restorations after 2 years—an observational clinical study. *J Dent.* 2005;33(4):305–312.
90. Madfa AA. Effect of Dental Glass Fiber Posts on Root Stresses and Fracture Behavior of Endodontically Treated Maxillary Central Incisors: A Finite Element Analysis Study. *Cureus.* 2023 Aug 6;15(8):e43056. doi: 10.7759/cureus.43056. PMID: 37680412; PMCID: PMC10480686.
91. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2000;13(2):9–13.

92. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater.* 2001;17(5):422–429.
93. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J Endod.* 2012;38(1):11-19.
94. In Vivo MicroCT | High Resolution | Desktop | Bruker [Internet]. [cited 2023 Feb 28]. Available from: <https://www.bruker.com/en/products-and-solutions/preclinical-imaging/micro-ct/skyscan-1276.html>.
95. [https://www.ssi.shimadzu.com/products/materials-testing/uni-ttm/autograph-ags-x-series/index.html?utm\\_source=chatgpt.com](https://www.ssi.shimadzu.com/products/materials-testing/uni-ttm/autograph-ags-x-series/index.html?utm_source=chatgpt.com).
96. Produktkatalog Endodontie n.d. <https://assets.dentsplysirona.com/flagship/de/de/explore/endodontie/END-Brochure-Endodontics-Produktkatalog-2021-DE.pdf>.
97. Copran Zirkonoxid Blank n.d. <https://www.white-peaks-dental.com/en/produkt-details/copran-zr-i/>.
98. CORiTEC 150i PRO n.d. <https://www.imes-icore.com/dental/dental-lab/coritec-150i-series>.
99. Remanium® star CL n.d. <https://dentes-gmbh.de/wp-content/uploads/2014/09/Remanium-star-CL-GA.pdf>.
100. Concept Laser Mlab cusing n.d. <https://www.3dmake.de/3d-drucker/mlab-cusing-und-mlab-cusing-r/>.
101. Schmitter M, Hamadi K, Rammelsberg P. Survival of two post systems—five-year results of a randomized clinical trial. *Quintessence Int.* 2010;41(7):617–23.
102. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dent Mater.* 2005;21(2):75–82.
103. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores—a review. *Quintessence Int.* 2005;36(9):737–46.
104. Bolhuis HPB, de Gee AJ, Pallav P, Feilzer AJ. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *J Dent.* 2001;29(8):547–53.
105. Soares CJ, Santana FR, Silva NRFA, Preira JC, Pereira CA. Influence of endodontic treatment and root reconstruction on the fatigue strength of endodontically treated premolars. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):137–43.

106. Abouelleil H, Pradelle-Plasse N, Villat C, Attal JP. Post-endodontic restoration of severely damaged teeth: impact of post material and surface treatment on the fracture resistance. *J Adhes Dent.* 2011;13(6):561–9.
107. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon–quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent.* 2002;4(2):153–8.
108. Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 9-year survival of glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod.* 2007;33(5):556–9.

Zur sprachlichen Optimierung des Textes wurde Chat GPT (Version GPT-4) verwendet.

# Anhänge



Ethikkommission  
der Medizinischen  
Universität Graz

Neue Stiftgasse 6 West, Eingang Q  
A-8010 Graz  
ethikkommission@medunigraz.at  
<https://ecs2.medunigraz.at>

## Votum:

**EK Nr: 1261/2024**

**Projekttitle:** Mikrofrakturen im Dentin bei postendodontisch versorgten Zähnen durch unterschiedliche Stiftmaterialien – Eine vergleichende experimentelle in vitro Untersuchung von humanen Zahnwurzeln

**Antragsteller/in:** Herr Lukas Aldrian

**Institution:** Zahnklinik für Zahn und Mundgesundheit

**Sponsor:** Medizinische Universität Graz

### Art des Projektes:

- Sonstiges (z.B. Diätetik, Epidemiologie, etc.), bitte spezifizieren:  
Pilotstudie
- Diplomarbeit

Teilnehmende Prüfzentren:

Ethik-Kommission	Prüfzentrum	Prüfärztin/arzt
Ethikkommission der Medizinischen Universität Graz	Klinische Abteilung für Zahnerhaltung, Parodontologie und Zahnersatzkunde an der Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit	Frau Univ.ZÄ Priv.-Doz. Dr.med.dent Lumnije Kqiku-Biblekaj

Die Stellungnahme der Ethik-Kommission erfolgt aufgrund folgender eingereichter Unterlagen:

### Studienprotokoll (Prüfplan)

Name	Version	Datum
Studienprotokoll für die Diplomarbeit über Mikrofrakturen im Dentin	1	02.10.2024



Seite 1/2

---

