

**Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde der Philipps-Universität Marburg**

Geschäftsführende Direktorin:

Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung

Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

**Haftverbund-Analyse
adhäsiv inserierter
PEEK- und Titan-*ER*-Stifte**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg vorgelegt von

Monika Schmickler

aus Leverkusen

Marburg, 2022

Angenommen vom Fachbereich Medizin der
Philipps-Universität Marburg am: 01.02.2022

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. Denise Hilfiker-Kleiner

Referent: Priv.-Doz. Dr. Matthias J. Roggendorf

1. Korreferent: Prof. Dr. Reiner Mengel

Gewidmet meinem verstorbenen Großvater

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	V
Abbildungsverzeichnis.....	VII
Tabellenverzeichnis	IX
Materialverzeichnis	X
1 Einleitung und Zielsetzung	1
2 Literaturübersicht	3
2.1 Notwendigkeit zur Verwendung eines Wurzelstiftes	3
2.2 Stiftarten.....	5
2.3 Befestigung von Wurzelstiften.....	10
2.4 Überlebensrate von Stiftaufbauten.....	11
2.5 PEEK und seine Anwendungsmöglichkeiten	14
3 Material und Methode.....	17
3.1 Versuchsdesign.....	17
3.2 Versuchsvorbereitung.....	18
3.3 Wurzelkanalaufbereitung	19
3.4 Wurzelfüllung	19
3.5 Aufbereitung auf Wurzelstiftgröße	20
3.6 Befestigung der Wurzelstifte	22
3.7 Lagerung	30
3.8 Pull-Out-Analyse	30
3.9 Fraktografische Analyse	31
3.10 Statistische Auswertung.....	34
4 Ergebnisse.....	39
5 Diskussion	59
5.1 Diskussion der Methode	59

5.2 Diskussion der Ergebnisse	64
6 Schlussfolgerungen und Ausblick.....	73
Zusammenfassung	XVI
Abstract.....	XVIII
Quellenverzeichnis	XX
Anhang.....	XL
Verzeichnis der akademischen Lehrenden	L
Danksagung	LI

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
Abb.	Abbildung
Abk.	Abkürzung
adh.	adhäsiv
ANOVA	Analysis of Variance
Aqua dest.	destilliertes Wasser
Art.-Nr.	Artikelnummer
AV	Abhängige Variable
Ch.-Nr.	Chargennummer
df	Freiheitsgrade
DGPro	Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e.V.
DGZ	Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung e.V.
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde e.V.
DGZPW	Deutsche Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde e.V.
Diff.	Differenz
ESE	European Society of Endodontology
F	Angabe für F-Statistik
FDA	Food and Drug Administration
HDR	High Dynamic Range

HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
Kat.	Kategorie
KI	Konfidenzintervall
koh.	kohäsiv
LOT	Lotnummer
Max.	Maximum
Min.	Minimum
n	Anzahl
NaOCl	Natriumhypochlorit
PEEK	Polyetheretherketon
PMMA	Polymethylmethacrylat
p-Wert	Signifikanzwert
REF	Referenznummer
Sig.	Signifikanz
S.-Nr.	Seriennummer
Std.-Abw.	Standardabweichung
Std.-F.	Standardfehler
Tab.	Tabelle
UV	Unabhängige Variable

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schematische Darstellung des Studiendesigns	17
Abb. 2: Beispiel für einen Zahnfilm von acht Zahnwurzeln zur Überprüfung ihrer Verwendbarkeit für die Studie	19
Abb. 3: <i>ER</i> Kopfstifte Set	20
Abb. 4: PMMA & Composite Primer <i>visio.link</i>	21
Abb. 5: <i>Panavia 21</i>	23
Abb. 6: <i>RelyX Ultimate</i>	25
Abb. 7: <i>core-Xflow</i>	27
Abb. 8: <i>Multilink Automix</i>	29
Abb. 9: Versuchsdesign der Haftverbund-Analyse	31
Abb. 10: Haltevorrichtung für Titan- <i>ER</i> - und PEEK-Stifte zur Analyse unter dem Mikroskop	32
Abb. 11: Versuchsaufbau der fraktografischen Analyse. Digitalmikroskop und Computer mit Monitor	33
Abb. 12: Mit Heißkleber auf Kunststoff-Schraube befestigte Zahnwurzel und Handstück mit Trennscheibe	33
Abb. 13: Zahnwurzelhälften nach Längsschnitt mittels Trennscheibe	34
Abb. 14: Boxplot für die AV Scherfestigkeit [MPa] je Wurzelstiftmaterial	40
Abb. 15: Gruppierter Boxplot für die AV Scherfestigkeit [MPa] je Befestigungs- und Wurzelstiftmaterial	41
Abb. 16: koh (Kategorie 1); Beispiel für eine kohäsive Fraktur	49
Abb. 17: adhZahn (Kategorie 2); Beispiel für eine adhäsive Fraktur an der Zahnoberfläche bzw. zwischen Befestigungskomposit und Zahn	50
Abb. 18: adhZahn/adhStift (Kategorie 4.a); Beispiel für eine adhäsive Fraktur an der Zahn- sowie an der Stiftoberfläche	51

Abb. 19: adhZahn/adhStift/koh (Kategorie 4.b); Beispiel für eine gemischte Fraktur mit kohäsiven sowie adhäsiv am Zahn und adhäsiv am Titanstift gebrochenen Anteilen 52

Abb. 20: adhZahn/koh (Kategorie 4.c); Beispiel für eine gemischte Fraktur mit adhäsiv an der Zahnoberfläche und kohäsiv gebrochenen Anteilen 53

Abb. 21: Streudiagramm für die AV Frakturmodus je Wurzelstift- und Befestigungsmaterial 55

Abb. 22: Streudiagramm für die AV Scherfestigkeit [MPa] je Frakturmodus 56

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Vor- und Nachteile verschiedener Wurzelstiftmaterialien	6
Tab. 2: Vor- und Nachteile verschiedener Wurzelstiftsysteme	8
Tab. 3: Pull-Out-Ergebnisse der Vorversuche mit PEEK-Stiften mit und ohne Verwendung von <i>visio.link</i>	22
Tab. 4: Produktübersicht und Zusammensetzung von <i>Panavia 21</i>	24
Tab. 5: Produktübersicht und Zusammensetzung von <i>RelyX Ultimate</i>	26
Tab. 6: Produktübersicht und Zusammensetzung von <i>core-X flow</i>	28
Tab. 7: Produktübersicht und Zusammensetzung von <i>Multilink Automix</i>	29
Tab. 8: Mantel- bzw. Klebeflächen unterschiedlich tief im Zahn inserierter Stifte ..	35
Tab. 9: Einteilung der möglichen Frakturmodi in sieben Kategorien	36
Tab. 10: Mittelwertanalyse der AV Scherfestigkeit [MPa]	39
Tab. 11: Tests auf Normalverteilung der AV Scherfestigkeit [MPa] je Befestigungsmaterial, aufgeteilt nach Wurzelstiftmaterial.....	42
Tab. 12: Test auf Varianzhomogenität der AV Scherfestigkeit [MPa] je Wurzelstiftmaterial	43
Tab. 13: Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) je Wurzelstiftmaterial	43
Tab. 14: Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) je Befestigungsmaterial	45
Tab. 15: Post-Hoc-Test Bonferroni; Mehrfachvergleiche zwischen den Befestigungsmaterialien innerhalb der Titan-Gruppe	46
Tab. 16: Post-Hoc-Test Bonferroni; Mehrfachvergleiche zwischen den Befestigungsmaterialien innerhalb der PEEK-Gruppe	47
Tab. 17: Kreuztabelle Wurzelstiftmaterial*Frakturmodus	54
Tab. 18: Kreuztabelle Befestigungsmaterial*Frakturmodus	54
Tab. 19: Chi-Quadrat-Test für die AV Frakturmodus (UV: Wurzelstiftmaterial)	57
Tab. 20: Chi-Quadrat-Test für die AV Frakturmodus (UV: Befestigungsmaterial)..	58

Materialverzeichnis

Name	LOT-Nummer
	(falls nicht vorhanden: Art.-/Ch.-/S.-Nr./REF)
Activator <i>Universal Plus</i> Paste Kulzer, Hanau, Deutschland	Art.-Nr.: 66037443
<i>AH Plus Jet</i> Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	1307000872
Aqua dest. Apotheke der Universität zu Köln, Deutschland	–
<i>College RS</i> , Pinzette Orbis Dental, Münster, Deutschland	Art.-Nr.: 143082
<i>core-X flow</i> Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ <i>core-X flow</i> Dual Cure Core 	1810001039
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Build-Up Material and Cement for Endodontic Posts (Package) <ul style="list-style-type: none"> ▪ Automix Syringe, 4,75 g ▪ Mixing/Intra Oral Tips 	00001550 1807004165
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Self Cure Activator 	00007582
<ul style="list-style-type: none"> ▪ <i>Prime&Bond XP</i> Etch and Rinse Adhesive (Package) <ul style="list-style-type: none"> ▪ 5 ml <i>Prime&Bond XP</i> 	1811000615 1806000887

Dentalmotor mit Handstück Schick GmbH, Schemmerhofen, Deutschland	S.-Nr.: SM78
Diamantscheibe, Gr. 220 Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	988232
<i>Endo IT control</i> , Endo-Pilot und Motor, <i>AEU-25VDW</i> Aseptico Inc., Woodinville, USA	S.-Nr.: DW17602-00-40
<i>Eppendorf Tubes</i> , 2 ml Eppendorf AG, Hamburg, Deutschland	A143820K
<i>ER</i> Kopfstifte Set Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	REF: 4645
<i>ER</i> Stabilisierungsstift, Reintitan, Taper .06, #90 (rot) Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	614563
Ethanol 70 % (V/V), vergällt mit Methylethylketon Fischar, Saarbrücken, Deutschland	Ch.-Nr.: 7076031
<i>Feather</i> Disposable Scalpel Feather, Osaka, Japan	17080007
<i>Flexitime</i> Easy Putty Base Kulzer, Hanau, Deutschland	220389

<i>F360</i> Endo-Feilen, Taper .04, #25 Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	419791
<i>F360</i> Endo-Feilen, Taper .04, #35 Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	226948
<i>F360</i> Endo-Feilen, Taper .04, #45 Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	223780
<i>F360</i> Endo-Feilen, Taper .04, #55 Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	223781
<i>G*Power 3.1</i> , Programm zur statistischen Poweranalyse Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf, Deutschland	–
Guttaperchaspitzen, Taper .04, #55 Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	B51470515
Heißklebestäbe, 7,4x100 mm L&S, Neckarsulm, Deutschland	Art.-Nr.: TN18297B
<i>Heliodont DS</i> , Röntgengerät Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	–
<i>Heralight Pre</i> , Lichthärtegerät Kulzer, Hanau, Deutschland	Art.-Nr.: 57521346
<i>IBM SPSS Statistics 25</i> IBM, Armonk, USA	–

<i>Inject Luer Solo</i> , Einmalspritze, 2 ml B. Braun, Melsungen, Deutschland	19H05C8
Kochsalzlösung 0,9 % mit 0,001 % Natriumazid Apotheke der Universität zu Köln, Deutschland	–
<i>Korox 250</i> , Edelkorund-Strahlmittel aus 99,6 % Aluminium-Oxid, ohne silikogene Bestandteile nach DIN 8201 Bego, Bremen, Deutschland	1779223
K-Reamer, Taper .04, #10 VDW, München, Deutschland	406310290
Messlehre Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	Art.-Nr.: A018600000000
<i>Miraject Endo-Luer</i> , Spülkanüle, 0,5x40 mm Hager Werken, Duisburg, Deutschland	190507
<i>Multilink Automix</i> Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ <i>Multilink Automix</i> (Package) X36286 ▪ Mixing Tips, kurz, spitz X48653 ▪ <i>Multilink Automix</i> Syringe, 9 g, white X36286 ▪ Root Canal Tips X51839 	

▪ <i>Multilink</i> Primer A	X49603
▪ <i>Multilink</i> Primer B	X51716
Natriumhypochlorid	–
Apotheke der Universität zu Köln, Deutschland	
<i>ORBI-Steel</i> Zahnsonde, Fig. 9	Art.-Nr.: 258232
Orbis Dental, Münster, Deutschland	
<i>Panavia 21</i>	
Kuraray, Hattersheim am Main, Deutschland	
▪ <i>Panavia 21</i> Kit	000059
▪ Universal Paste, 4 ml	–
Catalyst Paste, 4 ml	
Syringe	640044
▪ <i>ED</i> Primer Liquid A, 4 ml	640008
▪ <i>ED</i> Primer Liquid B, 4 ml	640064
▪ <i>Oxyguard II</i> , 6 ml	660012
▪ Accessories (mixing pad, mixing spatula, mixing dish, sponge pledget, brush tip handle, disposable brush tips)	
Papierspitzen, Taper .04, #55	B57460715
Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	
PEEK Wurzelstifte, Taper .06, #90	–
Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	

<i>Pele Tim</i> , No.4, Schaumstoffpellets Voco, Cuxhaven, Deutschland	1751369
<i>Plus VistaScan</i> , Speicherfolien, 3x4 cm Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen, Deutschland	Art.-Nr.: 2130-042-50
<i>RelyX Ultimate</i> 3M Espe, Neuss, Deutschland	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ <i>RelyX Ultimate</i> (Package) 4554707 <ul style="list-style-type: none"> ▪ Base Paste/Catalyst Paste, 8,5 g 4554707 ▪ <i>RelyX Ultimate</i> Mixing Tips 4483856 ▪ <i>RelyX Ultimate</i> Intraoral Tips 4478660 ▪ <i>Scotchbond</i> Uni. Adh., 5 ml 81205B 	
<i>RS²⁴</i> , Planstopfer, Ø 1,2+1,5 mm Orbis Dental, Münster, Deutschland	Art.-Nr.: 141307
Schraubgefäß, 100 ml Sarstedt AG & Co. KG, Nümbrecht, Deutschland	–
<i>Sidexis neXt Generation</i> , Bildgebungssoftware Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland	–
<i>Stabilit</i> Kunststoff-Schraube, M 4x10 mm, Bahag AG, Mannheim, Deutschland	5551935

<i>Stabilit</i> Sechskant-Verbindungsmutter, M 8x30 mm Bahag AG, Mannheim, Deutschland	–
<i>testXpert II</i> , Prüfsoftware Zwick/Roell, Ulm, Deutschland	–
<i>VHX-5000</i> , Monitor Keyence Corporation, Osaka, Japan	–
<i>VHX-S550E</i> , Digital Microscope Keyence Corporation, Osaka, Japan	Art.-Nr.: AB510202
<i>VHX Menu</i> , Software Keyence Corporation, Osaka, Japan	–
<i>visio.link</i> , PMMA & Composite Primer, 10 ml Bredent GmbH & Co. KG, Senden, Deutschland	183158
<i>VistaScan</i> , Lichtschutzhülle, 3x4 cm Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen, Deutschland	2019-04
<i>Zwicki</i> , Material-Prüfmaschine Zwick/Roell, Ulm, Deutschland	S.-Nr.: 1120

Die in dieser Arbeit benutzten und erwähnten Materialien sind zur Kennzeichnung als Produktnamen und registrierte Warenzeichen der jeweiligen Hersteller durchgehend *kursiv* dargestellt.

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird im Folgenden das generische Maskulinum verwendet. Dabei werden alle Geschlechter eingeschlossen, soweit es für die jeweilige Aussage erforderlich ist.

1 Einleitung und Zielsetzung

Obwohl „[d]ie Entwicklung der ersten funktionstüchtigen Wurzelstifte [...] [bis] ins 19. Jahrhundert zurück[geht]“, haben Stiftaufbauten bis heute eine hohe Relevanz (119). Zudem gehen der zunehmende Qualitätsanspruch der Patienten (178) und der Wunsch nach ästhetisch „schönen“ Zähnen (29, 99, 119) im Zuge des demographischen Wandels und höherer Lebenserwartung mit der Erfordernis einher, die eigenen Zähne möglichst lange zu erhalten (21, 142). Laut Bürklein und Hülsmann sei ein Zahnerhalt auch aus „psychologischer Sicht [...] wichtig“ und werde neben dem funktionellen Aspekt „mit Lebensqualität assoziiert“ (21). Somit steigt die Notwendigkeit der Auseinandersetzung mit alternativen Therapiemöglichkeiten stark zerstörter Zähne neben der Extraktion.

Die Verwendung von Wurzelstiften nimmt hierbei eine zentrale Rolle ein (119) und wird hinsichtlich Nutzen, Material und Design diskutiert (14, 180). So bezeichnen Zarow et al. die Debatte um Stiftaufbauten aktuell als kontrovers (180). Die heutzutage neben individuell gegossenen und aktiven Stiftsystemen überwiegend verwendeten konfektionierten, passiven Wurzelstifte bestehen aus Metall-Legierungen (bspw. Titan), (Zirkonoxid-)Keramik oder aus mit Karbon- oder Glasfasern verstärktem Komposit (53, 119). Alle Varianten weisen neben ihren jeweiligen Vorzügen auch Nachteile auf, was die Frage nach möglichen Alternativen aufbringt.

Dem als „Hochleistungskunststoff“ bezeichneten Polyetheretherketon (PEEK) wird großes Potenzial (152) zugesprochen, da es sich durch gute Materialeigenschaften auszeichnet (29, 72, 152). PEEK wird bereits in vielen Bereichen der Industrie eingesetzt (72, 150, 152) und findet in der Medizin seit vielen Jahren als Werkstoff für orthopädische Implantate Verwendung (72, 83, 90, 96, 133, 150, 154, 182). In der Zahnmedizin wird der Werkstoff bislang vereinzelt als Gerüstmaterial prothetischer Versorgungen verwendet (72, 150, 152, 154, 162, 182) sowie im Bereich der Implantologie (150). Aufgrund seiner physikalischen Eigenschaften und Vorzüge hinsichtlich Ästhetik und Verträglichkeit stellt PEEK eine mögliche Alternative zu herkömmlichen Stiftmaterialien dar (152, 154, 182) und soll in diesem Rahmen auf seine Verwendbarkeit getestet werden.

Da die Retention eines Aufbaus entscheidend für den Langzeiterfolg festsitzender prothetischer Versorgungen ist (61), stand in dieser Studie der Verbund von Zahn, Befestigungskomposit und Stift im Fokus. Untersucht wurde der Haftverbund von Wurzelstiften aus PEEK (Komet Dental) mit verschiedenen Mehrschritt-Adhäsiven, welchem die Verbundfestigkeit von Titanstiften (Komet Dental) im selben Versuchsaufbau gegenübergestellt wurde. Bei den verwendeten Befestigungskompositen handelt es sich um gebräuchliche Mehrschritt-Adhäsivsysteme unterschiedlicher Hersteller: *Panavia 21* (Kuraray), *RelyX Ultimate* (3M Espe), *core-X flow* (Dentsply Sirona) und *Multilink Automix* (Ivoclar Vivadent). Titan wurde gewählt, da es sich als Wurzelstiftmaterial „bewährt“ (119) hat und zum Gebrauch metallischer Stiftsysteme zahlreiche Langzeiterfahrungen vorliegen (14, 32, 52, 53, 74, 75).

Nachdem 96 PEEK- und Titan-ER-Stifte in entsprechend vorbehandelte Zahnwurzeln inseriert und adhäsiv befestigt worden waren, sollte eine Pull-Out-Analyse über die Stärke des jeweiligen Haftverbundes Aufschluss geben. Um auf die Lokalisation und mögliche Ursachen des Verbundverlustes schließen zu können, wurde im Anschluss eine fraktografische Analyse durchgeführt, deren Ergebnisse mit den Werten der Pull-Out-Analyse in Beziehung gesetzt wurden.

Ziel dieser Arbeit war es, Polyetheretherketon hinsichtlich des Haftverbundes mit Adhäsiv und Zahn auf seine Einsatzmöglichkeit als Wurzelstiftmaterial zu testen. Die Studie sollte Aufschluss darüber geben, ob PEEK seinen positiven Werkstoffeigenschaften auch in diesem Teilgebiet der Zahnmedizin gerecht wird und eine Alternative zu herkömmlichen Materialien darstellt (150).

2 Literaturübersicht

2.1 Notwendigkeit zur Verwendung eines Wurzelstiftes

Soll ein Zahn mit weitgehend zerstörter Krone nach Prüfung auf Erhaltungswürdigkeit konservierend und prothetisch versorgt werden, kann der behandelnde Zahnarzt nach vorausgegangener endodontischer Behandlung auf Wurzelstifte zurückgreifen. Diese werden nach entsprechender manueller oder maschineller Bohrung unter Verwendung eines Befestigungsmaterials, wie eines konventionellen Zementes oder Adhäsivsystems, in den Wurzelkanal inseriert. An dem sich im koronalen Bereich befindlichen Stiftanteil und der verbliebenen Zahnschubstanz wird ein (Komposit-)Aufbau fixiert. Nach erfolgter Präparation kann der Zahn überkrönt werden.

Die Therapieplanung geht mit der Prüfung auf Erhaltungswürdigkeit des Zahnes einher. Laut der ESE und der DGZMK zählen zu den Entscheidungskriterien der endodontische und parodontale Befund des Zahnes, die allgemeine Restaurationsfähigkeit und seine prothetische Wertigkeit (52). Ferner sind laut Willershausen et al. die vorhandene Zahnhartsubstanz, die Okklusion und Position des Zahnes im Kiefer sowie die Größe und Form der Wurzel in Betracht zu ziehen (178). Zudem spielt das Alter und der allgemeingesundheitliche Zustand des Patienten eine Rolle in der Entscheidung über die Therapie. Von einem Zahnerhalt wird abgeraten, wenn sich die Behandlung als zu komplex und zweitaufwändig erweist, ohne den Therapieausgang abschätzen zu können (180).

Im Falle einer Extraktion erfolgt eine individuell abzuwägende Versorgung der entstandenen Lücke. Stiftverankerter Zahnersatz steht nach einem Fachartikel mit Verweis auf eine Studie von Falkenberg in starker Konkurrenz mit Implantaten (142). Laut Bürklein und Hülsmann bieten Implantate allerdings im Alter aufgrund von Allgemeinerkrankungen, die zu Misserfolgen führen können, sowie unzureichender Pflege durch motorische Einschränkungen keine gleichwertige Alternative, weshalb sie daher auch aus psychologischer Sicht den Zahnerhalt und eine Stiftversorgung empfehlen (21). Demzufolge ist die Entscheidung über eine adäquate Therapie tief zerstörter Zähne in vielerlei Hinsicht abzuwägen und mit der prothetischen Planung in Einklang zu bringen.

Zarow et al. sehen fünf Möglichkeiten zur Restauration abhängig von der verbliebenen Zahnschubstanz: einen alleinigen Komposit-Aufbau ohne Wurzelstift, die Verwendung eines faserverstärkten Wurzelstiftes, Schaffung von Retentionsfläche durch Extrusion oder Kronenverlängerung vor der Stifttherapie, einen gegossenen Stiftaufbau aus Gold oder die Extraktion des Zahnes (180).

Die DGZMK, DGZWP (heute: DGPro) und DGZ legen bei ihrer Einteilung ebenfalls den Fokus auf den Zerstörungsgrad und die noch vorhandene Hartschubstanz eines Zahnes und unterscheiden zwischen gering, mittel und stark (52). Bei einem geringen Destruktionsgrad ist ein durch Adhäsivtechnik befestigter Aufbau ohne zusätzlichen Wurzelstift ausreichend (26, 155). Bei starker Zerstörung hingegen ist ein Stiftaufbau indiziert (37), insbesondere bei Frontzähnen und Prämolaren mit einem Zahnhartschubstanzverlust von über 50 % (65, 111). Diese weisen weniger Retentionsfläche auf als Molaren, welche daher nur bei sehr starker Destruktion eine Stiftversorgung benötigen (158). Somit bedürfen nicht alle wurzelbehandelten Zähne einer Stiftversorgung abhängig von den anatomischen Begebenheiten (7, 13, 131) und dem vorliegenden Destruktionsgrad (52).

Welche Klassifizierung man auch bevorzugt, besteht die Indikation für den Einsatz eines Wurzelstiftes, sofern eine ausreichende Retention „minimal-invasiv []“ nicht zu erreichen ist (53). Seine Funktion besteht nicht in der Stabilisierung des Zahnes (30, 52, 119, 180), sondern darin, „den koronalen Aufbau zu verankern und der Restauration eine ausreichende Retention zu bieten“ (119).

In der Stellungnahme der DGZMK, DGZPW und der DGZ zum „Aufbau endodontisch behandelter Zähne“ wird Wurzelstiften die Befestigungsfunktion nicht nur bei „unzureichend koronale[r] Zahnhartschubstanz für die adhäsive Retention des Aufbaus“, sondern auch bei „überdurchschnittliche[r] Scher- und Zugbeanspruchung des Pfeilerzahns“ zugesprochen (52). Auch laut Nergiz und Schmage kommt Stiftsystemen eine entscheidende Rolle zu, wenn mit einer hohen Kaubelastung des Zahnes nach Abschluss der Therapie zu rechnen ist (119). Stiftaufbauten sind unter Berücksichtigung der Belastbarkeit des Verbundes „oft auch bei der Versorgung mit kombiniertem Zahnersatz notwendig“ (9). Dies betrifft insbesondere die Seitenzähne, wohingegen im Frontzahnbereich Wurzelstiften weniger eine Haltefunktion zukommt. Vielmehr erhöhen sie die Steifigkeit der Frontzähne, die funktionsbedingt einer hohen Biegespannung ausgesetzt sind (100).

Ferner können die einzelnen Bestandteile von Stiftaufbauten unterschiedliche Funktionen erfüllen. Edelhoff und Spiekermann nehmen eine Einteilung in drei Gruppen vor (53):

1. **Aufbau** – Ersatz des für die Verankerung der definitiven Restauration erforderlichen Anteils der koronalen Zahnhartsubstanz
2. **Wurzelkanalstift** – Schaffung einer Retention für den Aufbau, wenn andere weniger invasive Techniken zur Retention des Aufbaus ausscheiden
3. **Befestigungsmaterial** – dauerhafte Befestigung des Stiftaufbaus in dem endodontisch behandelten Zahn sowie zuverlässige Abdichtung des Wurzelkanals

Im Zusammenspiel sorgen alle Komponenten für eine Steigerung der Retention des gesamten Haftverbundsystems. Bei unzureichender Retention ist der Gebrauch von Wurzelkanalstiften indiziert, sofern eine Erhaltungswürdigkeit des Zahnes besteht.

2.2 Stiftarten

Biokompatibilität, eine geringe Plaqueaffinität, Ästhetik und zahnähnliche Eigenschaften sind mitunter Kriterien, die einen Werkstoff für den Gebrauch im Patientenmund qualifizieren (154).

Neben den Materialeigenschaften haben im Falle von Wurzelstiften Größe und Beschaffenheit einen hohen Stellenwert. Nicht allein die Retention im Wurzelkanal ist ein entscheidendes Kriterium für den Langzeiterfolg von Stiftaufbauten (33, 34). Vielmehr kommt dem Erhalt der Zahnwurzel und somit der Vermeidung von Frakturen gegenüber der Dezementierung des Stiftes große Bedeutung zu (73, 84, 105, 171). Dementsprechend müssen bei der Wahl eines Stiftsystems sämtliche Kriterien in Betracht gezogen werden.

Es gibt verschiedene Arten von Wurzelstiften, die sich nicht nur hinsichtlich ihres Materials und ihrer physikalischen Eigenschaften unterscheiden, sondern in Bezug auf Form, Funktionalität, Verwendung und Ästhetik variieren können (53, 92). Neben metallischen Wurzelstiften kommen faserverstärkte Komposit- (bspw. Glasfaser-) und Keramikstifte zum Einsatz. Sie werden passiv befestigt oder aktiv in die Wände des Wurzelkanals geschraubt, finden temporär oder dauerhaft Verwendung, sind konfektioniert oder werden individuell auf die jeweilige Kanalform angepasst (53, 119).

Die verschiedenen Wurzelstiftmaterialien bringen in Abhängigkeit von ihren Werkstoffeigenschaften Vor- und Nachteile mit sich, die in Tab. 1 zusammengefasst sind.

Tab. 1: Vor- und Nachteile verschiedener Wurzelstiftmaterialien.

Wurzelstiftmaterialien	Vorteile	Nachteile
Metall (bspw. Titan)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Klinische Langzeiterfahrung (14, 32, 52, 53, 74, 75, 119) ▪ Verfügbarkeit verschiedener Systeme (53) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Mangelnde Ästhetik aufgrund optischer Eigenschaften (53, 68, 119) ▪ Hoher E-Modul (53) ▪ Mögliche Korrosion (53)
Faserverstärktes* Komposit (* Glas- oder Carbonfasern)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Biokompatibilität (53) ▪ Gute Ästhetik, da zahnfarben (bei Glasfaserstiften) (53, 119) ▪ Vorteilhafte Biomechanik (53, 129) ▪ Dentinähnlicher E-Modul (129) ▪ Entfernbare (53, 119) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Empfindlichkeit gegenüber mechanischen Belastungen und hohen Temperaturen (86) ▪ Flexibilität des Stiftaufbaus (53) ▪ Wenig klinische Langzeiterfahrung (52, 53)
Keramik (bspw. Zirkonoxid)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Biokompatibilität (53) ▪ Gute Ästhetik, da zahnfarben (53, 119) ▪ Hohe (Biege-)Festigkeit (53, 124, 129, 140) ▪ Transluzenz (53) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Hoher E-Modul (53) ▪ Höhere Härte als Dentin (53, 119) ▪ Mangelnde Entfernbare (53) ▪ Wenig klinische Langzeiterfahrung (52, 53)

Wurzelstifte aus Metall haben bereits über einen langen Zeitraum Bestand (14, 32, 52, 53, 74, 75, 119) und sind als Teil vieler Systeme verfügbar (53). Die in Tab. 1 aufgeführte Korrosionsproblematik metallischer Stifte gilt laut Nergiz und Schmage

allerdings nicht für Titan, sondern Stahl, dessen Verwendung heute bereits „obsolet“ ist (119). Metallische Stifte können im Gegensatz zu Glasfaser- und Keramikstiften nicht hinsichtlich ihrer Ästhetik überzeugen (53, 68, 119). Verfügt ein Zahn über eine dünne Schmelzschicht kann das äußere Erscheinungsbild der Versorgung dahingehend beeinträchtigt werden, dass ein metallischer Stift durchscheint (68). Selbst durch keramischen Zahnersatz, das Zahnfleisch oder die Wurzel kann eine derartige Stiftkonstruktion sichtbar sein (119).

Stifte aus glasfaserverstärktem Komposit sind anfälliger für Deformationen durch mechanische Belastungen oder Hitzeeinwirkungen (86). Hingegen überzeugen sie durch Ästhetik (53, 119) sowie Biokompatibilität (53) und weisen einen E-Modul auf, welcher dem von Dentin gleich kommt (129), weshalb eine Anwendung im Zahn aus biomechanischer Sicht günstig ist (53). Glasfaserstifte lassen sich leichter wieder aus dem Wurzelkanal entfernen als Stifte aus (Zirkonoxid-)Keramik (53, 119), die zwar in sich eine hohe Festigkeit aufweisen (124, 129, 140), allerdings im Vergleich zur Zahnschmelze einen sehr hohen E-Modul besitzen (53). Sie sind spröde (119) und zudem ist fraglich, ob eine Bruchneigung des Stiftes oder womöglich ein hohes Risiko für eine Wurzelfraktur besteht (22, 124, 140).

Unabhängig vom Material kann eine Einteilung in aktive und passive Systeme in konischer, zylindrischer oder kombinierter Form vorgenommen werden (Tab. 2). Aktive Stifte verfügen über ein Gewinde und werden in den Wurzelkanal eingedreht, was einerseits mit einem geringen Zeitaufwand verbunden ist (53) und für eine starke Friktion, besonders bei zylindrischer Form, in der Zahnwurzel sorgt (53, 89, 141, 160). Andererseits erhöhen aktive Systeme die Spannung (119, 159) innerhalb der Wurzel und somit das Frakturrisiko (24, 45, 53, 71, 94, 107, 119, 138, 161, 168). Passive Stiftsysteme ohne Gewinde kommen konisch, zylindrisch und zylindrisch-konisch vor. Die konische Form entspricht annähernd der des Wurzelkanals, was einen geringeren Substanzabtrag und eine verminderte Perforationsgefahr mit sich bringt, wobei die Spannungsverhältnisse innerhalb des Wurzelkanals unausgeglichen sind (53). Zudem verfügen konische, passive Wurzelstifte aufgrund ihrer Form und Beschaffenheit über eine geringere Retention, weshalb das Befestigungsmaterial sowie die Vorbehandlung von Kanalwand und Stiftoberfläche entscheidend sind (35, 53, 120, 122, 160). Passive, zylindrische Stifte zeichnen sich im Gegensatz zu konischen Stiften durch eine höhere

Retention aus (35, 53, 81, 119). Zudem sorgt ihre Form für ein ausgeglichenes Spannungsverhältnis, welche allerdings einen größeren Verlust an Zahnhartsubstanz und somit ein höheres Perforationsrisiko zur Folge hat (53, 119). Die Kombination aus konischer und zylindrischer Form führt im Gegensatz dazu apikal zu einem geringeren Substanzverlust, weist eine hohe Friktion auf, aber eine ungleiche Spannungsverteilung im Kanal wie die rein konische Form (53).

Tab. 2: Vor- und Nachteile verschiedener Wurzelstiftsysteme.

Wurzelstiftsysteme		Vorteile	Nachteile
Aktive Systeme	Stifte mit Gewinde	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Hohe Retention (53, 89, 141, 160) ▪ Geringer Zeitaufwand (53) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Risiko von Wurzelfrakturen (24, 45, 53, 71, 94, 107, 119, 138, 161, 168) ▪ Großer Substanzabtrag (53)
Passive Systeme	Konische Stifte	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Substanzschonend (53, 119), da formkongruent zur Wurzelanatomie (53) ▪ Hohe klinische Erfolgsraten (53) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Geringe Retention, Vorbehandlung von Stift und Zahn nötig (35, 53, 120, 122, 160) ▪ Ungleichmäßige Spannungsverhältnisse im Kanal (53)
	Zylindrische Stifte	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Gute Retention (53, 35, 81, 119) ▪ Gleichmäßige Spannungsverhältnisse im Kanal (53) ▪ Hohe klinische Erfolgsraten (53) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Großer apikaler Substanzabtrag (53) ▪ Erhöhtes Perforationsrisiko (53, 119)
	Kombiniert zylindrisch-konische Stifte	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Gute Retention (53) ▪ Geringer apikaler Substanzabtrag (53) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Ungleichmäßige Spannungsverhältnisse im Kanal (53)

Die hohe Retention eines zylindrischen Wurzelstiftes im Gegensatz zu einem konischen Stift kann vernachlässigt werden, da der zylindrische Stift aufgrund seiner Form weniger tief in den Kanal gesetzt werden kann und somit weniger Haftfläche besitzt (119).

Demzufolge sind konische Stifte den übrigen konfektionierten Stiftformen insofern überlegen, als dass sie annähernd der physiologischen Kanalform gleichkommen und somit ein tieferes Einbringen ermöglichen. Diese sollte geringstenfalls der Kronenlänge entsprechen, wobei je nach Literatur mindestens 3-4 mm Wurzelfüllung zu erhalten sind (49, 52, 91, 95, 102, 109, 130, 157, 181). Der Durchmesser des Wurzelstiftes möge weder zu klein noch zu groß sein, um eine mögliche Schwächung oder Fraktur des Stiftes oder Zahnes zu vermeiden (119). Seine Größe sollte daher ein Drittel des Wurzel diameters betragen, sodass genügend zirkuläre Restdentinstärke vorhanden ist, mindestens jedoch 1 mm (23, 95, 114, 165, 166). Zudem sollten Stiftaufbauten flächig am Boden der präparierten Kavität aufliegen (119). Auf diese Weise kann einem Verkeilen des konischen Stiftes innerhalb des Wurzelkanals entgegen gewirkt werden (44).

Ergänzend zu der obigen Zusammenstellung in Tab. 2 sollen hier auch gegossene Stiftaufbauten erwähnt werden, wobei der Wurzelstift dem jeweiligen Zahn entsprechend hergestellt wird. Auf diese Weise lässt sich das Stiftdesign exakt auf die Form des Kanals anpassen. Der Einsatz individuell gefertigter Stifte ist bei einem hohen Zerstörungsgrad und starker Frakturanfälligkeit des Zahnes sinnvoll, sofern die Situation außerhalb des Indikationsbereiches für konfektionierte Stifte liegt (15, 116, 118, 125, 134, 135). Diese Variante erfordert nicht nur den Gebrauch eines gussfähigen und elektrochemisch einwandfreien Materials (52), sondern auch einen hohen Zeitaufwand, da dem Stiftsetzen die Kanalabformung und die Herstellung des gegossenen Stiftes vorausgeht, weshalb sich der konfektionierte Wurzelstift durchsetzen konnte (119).

Der in dieser Studie getestete Werkstoff Polyetheretherketon verspricht, mit seinen positiven chemischen und physikalischen Eigenschaften (siehe Kapitel 2.5) die Vorteile der herkömmlichen Wurzelstiftmaterialien, wie Biokompatibilität, Biomechanik und Ästhetik, zu vereinen. Im vorliegenden Fall handelt es sich um einen konfektionierten, konischen Stift mit sandgestrahlter Oberfläche.

2.3 Befestigung von Wurzelstiften

Dem Stiftsetzen geht eine entsprechende Aufbereitung des Wurzelkanals voraus. Dabei sollte das Wurzelfüllungsmaterial im Stiftbereich vollständig entfernt werden, wobei apikal ein Teil der Wurzelfüllung zu erhalten ist.

Zmener kommt in seiner Studie zum Einfluss der Stiftpräparation auf den apikalen Verschluss wurzelbehandelter Zähne zu dem Ergebnis, dass das Belassen von 4 mm der Wurzelfüllung im Gegensatz zu 8 mm eine erhöhte Undichtigkeit bei sofortiger postendodontischer Versorgung zur Folge hat (181). Das Risiko einer Besiedlung der Wurzelspitze durch Bakterien ist demnach höher, je weniger Wurzelfüllung belassen wird.

Während aktive Wurzelstifte in die Kanalwand geschraubt werden, können passive Stifte entweder konventionell mit Zement, wie Phosphat- oder Glasionomerezement, oder adhäsiv befestigt werden. Neben Self-Etch-Systemen finden häufig Mehrschritt-Adhäsive Verwendung, bei denen das heterogene und hydrophile Dentin durch Konditionierung und Priming vorbehandelt wird, um eine höhere Haftung zu erzielen (175). Auf eine zusätzliche Präparation eines Rotationsschutzes am Kanaleingang, eines „Kanalinlay[s]“, kann bei adhäsiver Befestigung verzichtet werden, da das Befestigungsmaterial unter sich gehende anatomische Begebenheiten auffüllen und somit für eine „anatomische Rotationssicherung“ sorgen kann (53). Zudem kann sich die Vorbehandlung der Stiftoberfläche retentionssteigernd auswirken, wie beispielsweise das tribochemische Beschichten von Keramikstiften (119).

Bei der Verwendung von Befestigungskompositen sollte auf dualhärtende Varianten zurückgegriffen werden, wobei auf rein lichthärtende Materialien zu verzichten ist, da das verwendete Kaltlicht die Zahnwurzel nicht vollständig durchdringen kann. Dennoch wirkt der zusätzliche Gebrauch von Licht unterstützend bei der Polymerisation (27, 60, 179). Adhäsive besitzen eine puffernde Wirkung, um Diskrepanzen zwischen den E-Modulen von Zahn und Stift auszugleichen (104, 165). Allerdings weisen sie eine Polymerisationsschrumpfung auf (36), die sich auf den Haftverbund auswirken kann, weshalb das Anrauen des Stiftes sowie Wurzelkanals empfehlenswert ist (54, 112, 120, 121, 134, 135, 139, 147, 170). Ein weiterer Nachteil gegenüber Zementen ist die aufwändigere Handhabung von Adhäsiven und das daraus resultierende erhöhte Risiko für Fehlerquellen, weshalb sie als „techniksensitiv“ (119) bezeichnet werden

(148, 149). Eine ungenaue Durchführung der einzelnen Verarbeitungsschritte, beispielsweise des Applizierens von Konditionierern, kann zu einem schlechteren Haftverbund führen (114, 145, 166, 174).

Beim eigentlichen Stiftsetzen wiederum gilt besondere Vorsicht bei dem Gebrauch konventioneller Zemente. Um eine homogene Masse des Befestigungsmaterials zu erhalten und somit Blasenfreiheit zu gewährleisten, wird empfohlen, dieses vor Setzen des Wurzelstiftes sowohl in den Kanal einzubringen als auch den Stift damit zu beschicken (79).

Während konventionelle Zemente einfacher zu handhaben sind, sollten im Besonderen Adhäsive präzise nach Herstellerangaben angewendet werden. Bei korrekter Verwendung können im Gegensatz zum Gebrauch konventioneller Zemente höhere Haftwerte erzielt werden (50, 51, 93, 151, 159). Zudem ist es laut Nissan et al. möglich, die geringere Retention kürzerer Stifte durch die Verwendung von Adhäsiven auszugleichen (123).

Für diese Studie wurden vier Mehrschritt-Adhäsive unterschiedlicher Dentalfirmen verwendet. Deren Zusammensetzung und Gebrauch werden im Einzelnen in Kapitel 3 erläutert.

2.4 Überlebensrate von Stiftaufbauten

Eine gute Langzeitprognose prothetischer Versorgungen wurzelbehandelter Zähne ist von zahlreichen Faktoren abhängig. Misserfolge von Stiftaufbauten können bedingt sein durch die Lockerung und somit die Dezementierung des Wurzelstiftes, das Ablösen des Aufbaus vom Zahn sowie vom koronalen Stiftanteil und durch Frakturen der Zahnwurzel oder des Stiftes. Entscheidend sind dabei unabhängig von möglichen Anwendungsfehlern das Material (80), das Design (136, 156, 157, 177) und die relationsbezogene Länge der Stifte (157). Die Vor- und Nachteile der jeweiligen Varianten wurden bereits in Kapitel 2.2 aufgezeigt.

Die Verwendung aktiver Stiftsysteme sowie solcher, die einen hohen Substanzabtrag erfordern, erhöht das Risiko von Rissbildungen und Wurzelfrakturen beim und nach dem Inserieren des Stiftes (24, 45, 53, 71, 80, 94, 107, 114, 138, 161, 168, 177). Einige Autoren raten dazu, eine derartige Schwächung der Zahnwurzel gering zu halten, um

das Frakturrisiko zu minimieren (57, 80, 114, 177). Gegenüber dem Verlust von Wurzelstiften, die gegebenenfalls rezementiert werden können, geht eine Fraktur in der Regel mit der Extraktion des Zahnes einher (80). Die Langzeiterfahrungen variieren je nach Stiftmaterial. Für Metallstifte liegt genügend Literatur vor, für alternative Stiftmaterialien hingegen ist die Studienlage teilweise noch unzureichend (52, 119).

Ebenso entscheidend für die Überlebenszeit von Stiftversorgungen ist eine vorausgehende Präparation im entsprechenden Design mit anschließender Kronenversorgung (171, 180). Die Art des Wurzelstiftes nimmt laut Torbjörner et al. beim Vorliegen eines Fassreifeneffektes (Ferrule Effect) nur noch eine unwesentliche Rolle ein: „[...] the type of post may be of minor importance to the risk for root fracture if the tooth is covered by a complete crown with a good ferrule effect at the crown margin area“ (171). Laut der DGZMK handelt es sich beim Ferrule Effect um einen präparierten „2 mm breite[[n] Dentinsaum apikal des Aufbaus [...], der später von der definitiven Krone umfasst wird“ (52). Ist eine direkte Präparation eines Ferrule Designs nicht möglich, kann mittels Extrusion oder chirurgischer Kronenverlängerung benötigter Platz geschaffen werden (52, 180). Dieser soll der Stabilisierung des Zahnes dienen und somit das Frakturrisiko senken (113, 171, 180). Ist auch auf diese Weise kein Fassreifeneffekt zu erzielen, kann von einer niedrigeren Erfolgsrate ausgegangen werden (2, 101), wobei gegebenenfalls die Therapieoption eines gegossenen Goldstiftaufbaus besteht (106, 143).

Zudem stellt sich die Frage, inwiefern der Zeitpunkt der postendodontischen Versorgung einen Einfluss auf den Therapieerfolg hat. Verschiedene Autoren empfehlen eine sofortige Stiftversorgung nach Abschluss der Wurzelbehandlung (130) oder stellen keinen signifikanten Unterschied zwischen direkter und späterer Weiterbehandlung bezüglich des Haftverbundes oder apikaler Undichtigkeit fest (18, 46, 98, 146, 176, 181). Während Dias et al. im Rahmen einer Pull-Out-Analyse unabhängig vom Befestigungsmaterial bei einem Zeitraum zwischen Wurzelfüllung und Stiftsetzen von 72 Stunden und vier Monaten sowie ohne Wartezeit keinen signifikanten Unterschied im Haftverbund ermittelten (46), kamen Vilas-Boas und Kollegen zu einem ähnlichen Ergebnis, wobei sie den Verbund bei unverzüglich erfolgter Stiftversorgung mit dem nach einer Zeit von sieben Tagen verglichen (176).

„Microleakage is one of the primary causes of endodontic failure“ heißt es laut Al Kathani, der in einer Studie unter anderem die Auswirkungen des Zeitpunktes der

Stiftzementierung auf die Dichtigkeit der Wurzelfüllung untersuchte und keinen Einfluss feststellte (3). Andere Autoren wie Zmener, Bourgeois und Lemon, Schnell sowie Madison und Zakariasen führten ebenfalls Untersuchungen zu dieser Fragestellung durch. Dabei erfolgte die postendodontische Versorgung ohne und mit Wartezeit von einigen Stunden bis Tagen, woraufhin die apikal belassene Wurzelfüllung auf Undichtigkeiten überprüft wurde. Sie kamen zu dem gleichen Ergebnis wie Al Kathani (18, 98, 146, 181). Portell stellte sogar fest, dass es bei sofortiger Stiftversorgung zu weniger Microleakage kommt (130). Demnach ist zugunsten des Therapieerfolges von Stiftaufbauten kein Einhalten einer Wartezeit erforderlich.

Einen weiteren Faktor stellt die Wahl des Befestigungsmaterials dar. Laut einiger Autoren kommt es bei der Verwendung von Kompositen zu einem höheren Haftverbund sowie weniger Microleakage und einer geringeren Frakturanfälligkeit (4, 30, 42). Dabei wird eine adäquate Handhabung des Werkstoffes vorausgesetzt, da Komposite im Gegensatz zu konventionellen Zementen im Zuge der komplizierteren Durchführung anfälliger für mögliche Anwendungsfehler sind, wie oben bereits erläutert.

Der Haftverbund von Wurzelstiften und somit die Überlebenszeit von Stiftaufbauten hängen nicht nur vom verwendeten Befestigungsmaterial ab. In der Literatur wird zudem der im Zuge der Wurzelfüllung verwendete Sealer als möglicher Faktor diskutiert, wobei der Bestandteil Eugenol eine Rolle spielt. Es wird vielfach berichtet, eugenolhaltige Sealer hätten einen negativen Einfluss auf den Haftverbund zwischen Befestigungskompositen und Zahn (25, 28, 47, 169). Weitere Autoren schließen diese These zumindest nicht aus und sprechen sich daher gegen die Verwendung von Sealern mit Eugenol aus (46, 176). Allerdings liegen ebenso Studien vor, die diese Aussage nicht signifikant bestätigen oder widerlegen (42, 66). Die Wahl des Sealers habe zudem keinen Einfluss auf die Wartezeit nach der endodontischen Therapie bis zur Stiftzementierung noch auf möglicherweise auftretende Microleakage (3, 46)

Auch wenn mehrheitlich von dem Gebrauch eugenolhaltiger Sealer vor der Befestigung von Stiftversorgungen mit Kompositmaterialien abgeraten wird, ist die Studienlage nicht hinreichend, um diesbezüglich eine eindeutige Aussage machen zu können. In dieser Arbeit wurde mit *AH Plus Jet* (Dentsply Sirona) ein eugenolfreier Sealer auf Epoxidharz-Basis benutzt.

Nicht zuletzt wird der Langzeiterfolg von Stiftaufbauten von den Umständen nach dem Inserieren des Wurzelstiftes beeinflusst. Auf die Versorgung einwirkende funktionelle Belastungen, mögliche Parafunktionen (57, 61) sowie Kariesaktivität (80) sind mitunter in diesem Zusammenhang entscheidend. Für eine gute Langzeitprognose ist es daher empfehlenswert, die patientenbezogenen Umstände bereits im Rahmen der prothetischen Planung in Betracht zu ziehen und diese individuell auf die jeweilige Situation abzustimmen.

2.5 PEEK und seine Anwendungsmöglichkeiten

Hinter der Abkürzung PEEK verbirgt sich „der teilkristalline Hochleistungskunststoff“ (152) Polyetheretherketon, der durch seine guten chemischen und physikalischen Materialeigenschaften überzeugt (29, 72, 152, 182) und vielseitig im industriellen (72, 150, 152) und medizinischen Bereich (72, 90, 96, 132, 133, 150, 152, 154, 163, 172, 182) eingesetzt wird.

PEEK wurde 1978 von englischen Wissenschaftlern entwickelt (154) und bereits im Jahre 1990 durch die FDA (Food and Drug Administration) erstmalig als Material für medizinische Implantate zugelassen (150). Seitdem findet es vielfach Verwendung im Bereich der orthopädischen Chirurgie (72, 83, 90, 96, 133, 150, 154, 182). In der Zahnmedizin hält der vielversprechende Kunststoff bislang nur vereinzelt in der Implantologie (150) und als Gerüstmaterial für Prothesen Einzug (72, 150, 152, 162, 182).

Warum PEEK als revolutionär für Industrie und Technik gelten soll (72), lässt sich auf seine guten Materialeigenschaften zurückführen (29, 72, 152, 182). Schwitalla et al. fassen diese wie folgt zusammen (150):

- Biokompatibel, lösungsmittelfrei bzw. unlöslich
- Keine Plaqueadhärenz
- Isoelastisch zu natürlichen Hartgeweben, korrosionsfrei, da metallfrei, somit keine Metallallergien
- Kein Thermolading bei Bestrahlung, beständig gegen energiereiche Strahlung
- Elektrisch und thermisch isolierend
- Hochbeständig gegenüber Verschleiß
- Minimale Wasseraufnahme (0,5 mg/cm³; PEEK Optima[®], Invibio Ltd.)

- Sehr leicht aufgrund niedriger Dichte (ISO 1183 1,32 g/cm³), dadurch hoher Tragekomfort
- Thermisch hoch belastbar und damit herkömmlich sterilisierbar (ISO 11357 343 °C)
- Röntgentransparent (verursacht keine Artefakte bei sämtlichen bildgebenden Verfahren)
- Compoundierbar mit verschiedenen Zusätzen (TiO₂, BaSO₄, HAP₁Fasern)
- Verblendbar mit konventionellen Kompositen
- Verschiedene Verarbeitungsverfahren möglich (Spanabtrag, Spritzguss, Laser-Sintern)

Die Eigenschaften von PEEK, wie seine Compoundier- und Verblendbarkeit (72, 82, 150), kommen der Herstellung von Produkten zugute, die durch Laser-Sintern, im Spritzgussprozess oder mechanisch im CAD/CAM-Verfahren erfolgen kann (150, 182). Durch die Verwendung von Zusätzen, wie Titanoxid, ist PEEK vielfältig einsetzbar und kann seiner Verwendung entsprechend angepasst und sowohl in beiger als auch weißer Farbe hergestellt werden (150).

Zudem ist der Kunststoff resistent gegen Verschleiß (72) und verfügt über eine hohe Biokompatibilität (96, 150, 152, 154, 182), chemische Beständigkeit (96, 150, 152), Radioluzenz (96, 150, 154) sowie einen hohen und knochenähnlichen E-Modul (72, 96, 150, 152).

Im Vergleich zu dem herkömmlich als Prothesenbasis verwendeten Kunststoff Polymethylmethacrylat (PMMA) erzielt PEEK laut Schwitalla et al. unter anderem höhere Werte in der Zug- (100 MPa; PMMA: 24-49 MPa) sowie Biegefestigkeit (170 MPa; PMMA: 62-87 MPa), besitzt eine höhere Dichte (1,29 g/cm³; PMMA: 1,18), was das Frakturrisiko minimiert, und weist keine Polymerisationsschrumpfung auf (150). Lediglich die Druckfestigkeit (118 MPa) ist geringer als bei PMMA (120 MPa), wobei die Werte der Wasseraufnahme in einem ähnlichen Bereich (0,5 mg/cm³, PMMA: 0,3-0,7 mg/cm³) liegen (150).

Die Elastizität von PEEK ähnelt der von Knochen (72, 96, 150, 152, 154, 164), weshalb es sich für implantatgestützte Prothetik eignet (150). Durch seine niedrige Frakturanfälligkeit kann es der maximalen Kaubelastung von 400 N (126) standhalten,

wobei CAD/CAM-gefertigtem PEEK sogar eine Maximalbelastung von 2345 N zugeschrieben wird (154).

PEEK gilt als anti-allergisch (72, 150, 154, 182), ist geschmacksneutral (150, 182) sowie beständig gegenüber im Mundraum vorkommenden Substanzen (150) und Korrosion (72), was den Einsatz am Patienten ermöglicht. Die hohe thermische Belastbarkeit erlaubt die Sterilisation (90, 150, 152, 154) und somit das Einhalten hygienischer Vorschriften.

Insbesondere für den zahnmedizinischen Gebrauch ist hervorzuheben, dass PEEK über eine gute Polierbarkeit verfügt und demnach weitestgehend resistent gegen die Anlagerung von Plaque ist (150, 152, 154, 182).

Wie Hermann nach achtjähriger Erfahrung mit dem Werkstoff PEEK im zahntechnischen Labor und der Herstellung von 500 metallfreien Teleskoparbeiten eine positive Bilanz zieht (72), kommen auch Siewert und Parra in ihrer Studie zu „PEEK als Gerüstmaterial bei 12-gliedrigen implantatgetragenen Brücken“ zu einem vielversprechenden Ergebnis. Nach einer Tragezeit von einem Jahr lässt sich beim Patienten ein „gute[r] Zustand von Hart- und Weichgewebe auch bei einer durchschnittlichen Mundhygiene“ feststellen, wobei überdies keine Materialschwächen beobachtet werden konnten (152). Das Ergebnis könne auf „die Metallfreiheit des Brückengerüsts [...] [sowie] die optimale Elastizität der Brückenkonstruktion“ zurückgeführt werden (152).

Wie sich PEEK als Wurzelstift im Vergleich zu Titan im Hinblick auf den Haftverbund mit verschiedenen Mehrschritt-Adhäsiven verhält, soll in dieser Studie anhand von mittels einer Pull-Out-Analyse erhobenen Haftwerten erörtert werden.

3 Material und Methode

3.1 Versuchsdesign

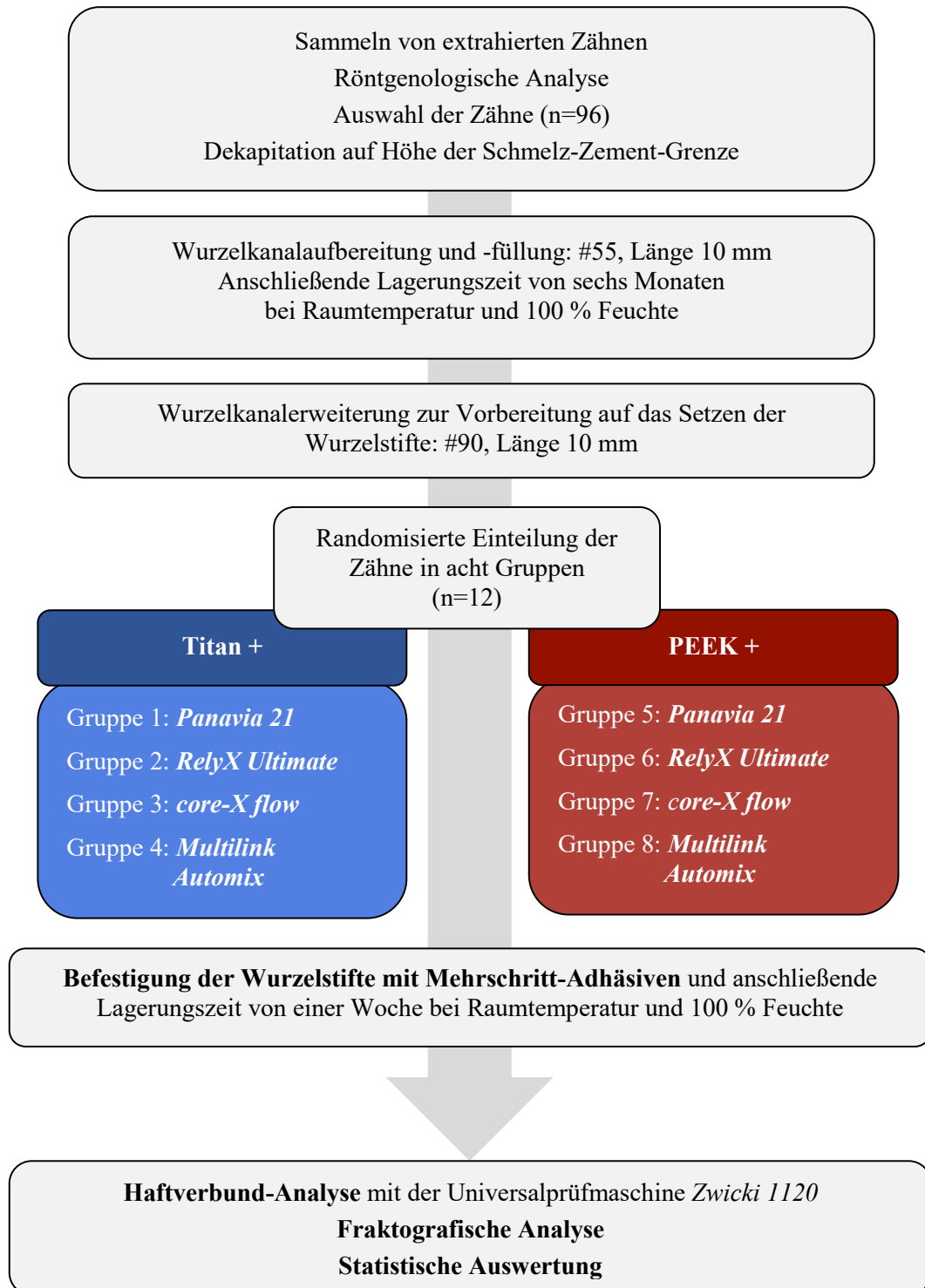


Abb. 1: Schematische Darstellung des Studiendesigns.

3.2 Versuchsvorbereitung

Zunächst wurde eine ausreichende Menge extrahierter Zähne gesammelt, um die gewünschte Anzahl (n=96) geeigneter Wurzeln zu erhalten. Die nötige Stichprobengröße war vorab mittels des Programmes zur statistischen Poweranalyse *G*Power 3.1* (Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf) ermittelt worden.

Die Kriterien einer zirkulären Wurzelschichtdicke von mindestens 2 mm und einer Wurzellänge von 11 mm mussten erfüllt sein. Nicht nur Wurzeln einwurzeliger, sondern auch mehrwurzeliger Zähne konnten bei gegebenen Voraussetzungen Verwendung finden, indem der Zahn dekapitiert und die Wurzeln voneinander getrennt wurden. Verschiedene Zahnarztpraxen in Köln und Umgebung erklärten sich bereit, Zähne und Wurzelreste nach erfolgter Extraktion mit Einverständnis der Patienten zur Freigabe des organischen Materials (Anhang H) aufzubewahren. Dazu wurden verschließbare Gefäße (Sarstedt) mit einer 0,9%igen Kochsalzlösung mit 0,001 % Natriumazid (Apotheke der Universität zu Köln) bereitgestellt, um eine sofortige feuchte Lagerung sicherzustellen.

Schienen nach visueller Betrachtung die oben genannten Kriterien erfüllt, erfolgte eine röntgenologische Analyse des Zahnmaterials, um die Annahmen zu überprüfen und eine mögliche Wurzelkaries auszuschließen. So wurden jeweils sechs Zähne nach Abtrennen der Zahnkrone mittels einer Speicherfolie (*Plus VistaScan*, Dürr Dental) geröntgt (Abb. 2). Dazu wurde die Speicherfolie auf einer ebenen Unterlage platziert, die Zähne wiederum auf der Speicherfolie. Der Röntgentubus (Dentsply Sirona) wurde so eingestellt, dass der Röntgenstrahl im rechten Winkel zur Zahnachse eintreffen konnte. Nach Auswertung der Röntgenbilder wurden die 96 Zahnwurzeln in acht randomisierte Gruppen (n=12) eingeteilt.

Um die folgende Wurzelkanalaufbereitung zu vereinheitlichen, wurde das Zahnmaterial vorab mit einer diamantierten Trennscheibe (Komet Dental) auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze dekapitiert, sodass jeweils ein gleichmäßiges Plateau entstand. So konnte die Wurzelkanallänge mithilfe von Handfeilen (VDW) manuell nachgemessen werden. Bei Bedarf wurde die Wurzel weiter eingekürzt, um die gewünschte Länge von 11 mm zu erhalten.

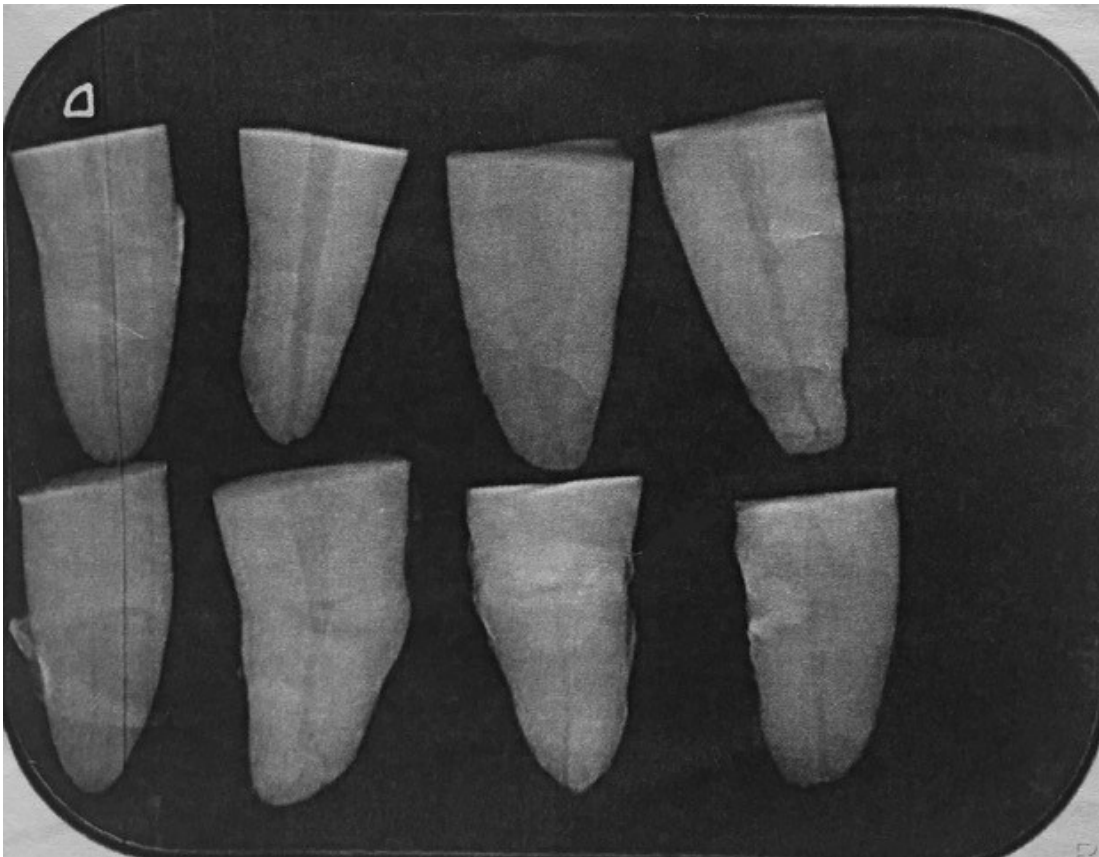


Abb. 2: Beispiel für einen Zahnfilm von acht Zahnwurzeln zur Überprüfung ihrer Verwendbarkeit für die Studie.

3.3 Wurzelkanalaufbereitung

Die Aufbereitung der Wurzelkanäle erfolgte maschinell (*Endo IT control*, Aseptico Inc.) mit *F360*-Feilen (Komet Dental) der Größen #25, #35, #45 und #55 in aufsteigender Reihenfolge auf eine Länge von 10 mm und eine Größe von #55. Nach jeder Feile wurde der Kanal mit NaOCl (Apotheke der Universität zu Köln) gespült. Abschließend wurden die Kanäle mittels Papierspitzen (Komet Dental) in entsprechender Größe getrocknet.

3.4 Wurzelfüllung

Die Füllung der einzelnen Wurzeln erfolgte nach durchgeführter Trocknung der Kanäle mit Guttaperchaspitzen (Komet Dental). Diese wurden mithilfe eines Skalpells (Feather) auf die Kanallänge von 10 mm angepasst, mit dem Sealer *AH Plus Jet* beschickt und in den Kanal eingeführt. Vertikal kondensiert wurde mit einem

Zylinderstopfer (Orbis Dental) und der Kanaleingang mit Schaumstoffpellets (Voco) versäubert. Im Anschluss wurden die gefüllten Wurzeln jeweils samt eines in 0,9%iger Kochsalzlösung mit 0,001 % Natriumazid getränkten Schaumstoffpellets in einem mit der Gruppennummer (1-8) markierten Eppendorfgesäß (Eppendorf AG) für sechs Monate bei 100 % Feuchtigkeit gelagert.

3.5 Aufbereitung auf Wurzelstiftgröße

Zunächst wurde die Wurzelfüllung maschinell entfernt. Hierfür wurde wiederum das *F360*-Feilensystem in Größe #55 verwendet. Nach gründlicher Spülung mit NaOCl erfolgte die Kanalerweiterung auf Stiftgröße #90 mittels des *ER* Kopfstifte Sets (Komet Dental, Abb. 3) mit anschließender erneuter Spülung.



Abb. 3: ER Kopfstifte Set bestehend aus Pilotbohrer, diamantiertem Planschleifer, Erweiterer, Aufrainstrument sowie Kopfstiften aus Reintitan in Größe #90 und Tiefenlehren in zwei verschiedenen Längen.

Die Passung des jeweiligen Stiftes wurde manuell durch Einsetzen ohne Befestigungsmaterial getestet. Dabei sollte sich der Stift exakt 10 mm versenken lassen. Um eine entsprechende Tiefe zu erreichen, musste im Einzelfall das Aufrainstrument aus dem verwendeten *ER*-Set unter Durchführung einer Drehung von 90° im Kanal wiederholt zum Einsatz kommen.

Zur Vorbereitung auf die Befestigung der Titan-ER-Stifte in Größe #90 (Komet Dental) wurden diese mittels 70%igem Ethanol (Fischer) entfettet und getrocknet. Die Wurzelstifte aus PEEK (Komet Dental) wurden mit Aluminiumoxid mit einer Körnung von 250 μm (Bego) sandgestrahlt und mit dem PMMA- und Kompositprimer *visio.link* (Bredent, Abb. 4) den Herstellerangaben entsprechend vorbehandelt (20). Nachdem ein dünner Film des Materials auf die Stifte aufgetragen worden war, wurden diese für 4 min lichtgehärtet.



Abb. 4: PMMA & Composite Primer *visio.link* in brauner Flasche zum Schutz vor Licht und Verpackung.

Um sicherzustellen, dass sich die Verwendung von *visio.link* positiv auf den Haftverbund der Wurzelstifte auswirkt, wurde vorab eine Reihe entsprechender Vorversuche mit $n=10$ Stiften durchgeführt. Nachdem alle PEEK-Stifte sandgestrahlt worden waren, wurden fünf mit *visio.link* beschickt, wobei die restlichen Wurzelstifte nicht zusätzlich vorbehandelt wurden. Im Anschluss wurden die Stifte mit *Multilink Automix* (Ivoclar Vivadent) im Wurzelkanal befestigt und nach einer Woche im Pull-Out-Versuch (Erläuterungen in Kapitel 3.8) mit der *Zwicki 1120* (Zwick/Roell) gezogen. Die Ergebnisse sind in Tab. 3 zusammengefasst.

Das Ziehen der mit *visio.link* vorbehandelten Stifte erforderte höhere Kräfte als jener ohne Primer, was auf einen stärkeren Haftverbund hinweist. Aus diesem Grund wurden die PEEK-Stifte im Rahmen dieser Arbeit mit *visio.link* versehen. Genauere Erläuterungen zur Durchführung, Pull-Out-Analyse und Auswertung der Ergebnisse finden sich in den folgenden Kapiteln.

Tab. 3: Pull-Out-Ergebnisse der Vorversuche mit PEEK-Stiften mit und ohne Verwendung von *visio.link*.

Vorversuch ohne <i>visio.link</i>	Kraft [N]	[MPa]	Vorversuch mit <i>visio.link</i>	Kraft [N]	[MPa]
1.1	110,06	3,89	2.1	79,43	2,25
1.2	90,44	2,56	2.2	145,08	4,10
1.3	94,03	2,66	2.3	91,76	2,59
1.4	103,36	3,12	2.4	111,98	3,17
1.5	82,09	3,32	2.5	143,79	4,04
Gesamt	Ø=96,0 M=94,03	Ø=3,11 M=3,12	Gesamt	Ø= 114,41 M=111,98	Ø= 3,23 M=3,17

3.6 Befestigung der Wurzelstifte

Vor der Zementierung wurden alle Kanäle nochmals gründlich mit Aqua dest. (Apotheke der Universität zu Köln) gespült und anschließend mit Papierspitzen getrocknet.

Befestigung mit *Panavia 21* (Kuraray)

Bei dem vorliegenden Befestigungszement (Abb. 5, Tab. 4) handelt es sich um ein „radioopakes Komposit [...] aus Katalysator und Basispaste [...] [mit dem] Haftmonomer MDP“ (88). Es härtet anaerob unter der Verwendung des Sauerstoffblockers *Oxyguard II* (Kuraray) aus und findet unter anderem Anwendung beim Zementieren von Kronen, Brücken und Wurzelstiften, wobei es sich sowohl für Metall als auch Keramik eignet (88).

Da laut Hersteller eine Schmelzätzung nur ohne vorausgegangene Präparation nötig ist (88), wurde auf die Verwendung des *Panavia Etching Agent V* (Kuraray) verzichtet. So wurde zunächst zur Erhöhung der Haftkraft zwischen Befestigungsmaterial und Zahn der *ED Primer* (Kuraray) aus je einem Tropfen Primer A und B in 3-5 sec angemischt und daraufhin mithilfe einer Sonde (Orbis Dental) in den Wurzelkanal gegeben.

Nach einer Wartezeit von 1 min wurde das überschüssige Material mit einem leichten Luftstrom verpüstert und mit einer Papierspitze entfernt. Im Anschluss wurden in einem Mengenverhältnis von 1:1 die Universal- und Katalysatorpaste aus der vorhandenen Spritze ausgegeben und auf einer Mischplatte (Kuraray) für 30 sec mittels eines Spatels (Kuraray) vermengt. Die entstandene Masse wurde unverzüglich von einer Papierspitze aufgenommen und in den Wurzelkanal eingebracht, worauf der Wurzelstift schrittweise und mit anschließendem Druck eingebracht wurde. Nachdem Überschüsse mithilfe eines Schaumstoffpellets entfernt worden waren, wurde die Wurzelspitze zum Sauerstoffabschluss mit einem Tropfen *Oxyguard II* versehen.



Abb. 5: Panavia 21 mit Katalysator- und Basispaste in Zweikammerspritze, ED Primer A in Flasche mit blauem und ED Primer B mit orangenem Schraubverschluss, Oxyguard II in weißer und Etching Agent V in transparenter Spritze, weißer und schwarzer Pinselhalter samt Pinselspitzen sowie weißer Mischsteller mit Mulden.

Tab. 4: Produktübersicht und Zusammensetzung von Panavia 21. (88)

Produktname Hersteller	Panavia 21 Kuraray
Chemische Zusammensetzung	<p><u>Katalysator:</u></p> <p>10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat (MDP), hydrophobes aromatisches und aliphatisches Dimethylacrylat, silanierter Kieselerdefüller, kolloidale Kieselerde, Katalysatoren</p> <p><u>Basispaste:</u></p> <p>Hydrophobes aromatisches und aliphatisches Dimethylacrylat, hydrophiles aliphatisches Dimethylacrylat, silanisiertes Titandioxid, silanisiertes Bariumglas-Füllmittel, Katalysatoren, Beschleuniger, Pigmente</p>
Darreichungsform	Spritze mit zwei Kammern für Katalysator und Basispaste; separates Anmischen mit Spatel auf Anmischblock
Ergänzende Produkte und deren Funktion	<p><u>Etching Agent V:</u> Ätzung unpräparierten Schmelzes</p> <p><u>ED Primer:</u> Haftung zwischen Befestigungskomposit und Zahn bzw. Wurzelkanal</p> <p><u>Sauerstoffblocker Oxyguard II:</u> Sauerstoffausschluss</p>
Aushärtung	Anaerob unter Sauerstoffausschluss
Anwendungs- bereiche	Befestigung von Kronen, Brücken, Klebebrücken, Inlays, Onlays, Schienen, Teleskopen und Wurzelstiften; geeignet für Metall, Keramik, gehärtetes Komposit und Amalgamrestorationen

Befestigung mit *RelyX Ultimate* (3M Espe)

RelyX Ultimate (Abb. 6, Tab. 5) ist ein dualhärtendes Befestigungszement, welches sich aus zwei Komponenten, einer Basispaste sowie einem Katalysator, zusammensetzt. Hauptbestandteil sind Methacrylatmonomere. Es eignet sich neben der Zementierung von Kronen, Brücken, Inlays, Onlays und Wurzelstiften aus Metall, Keramik oder Komposit auch für die Befestigung von Restaurationen auf Implantat-Abutments (1).

Laut Herstellerangaben wird in Kombination mit *RelyX Ultimate* die Verwendung des Adhäsivs *3M Scotchbond Universal* (3M Espe) empfohlen, welches auch für diese Studie zum Einsatz kam (1). Dieses wurde mithilfe einer Papierspitze in den Wurzelkanal eingebracht sowie für 20 sec einmassiert und darauf mit einem leichten Luftstrom für 5 sec verblasen. Das Entfernen überschüssigen Materials erfolgte mit einem Schaumstoffpellet. Die Komponenten des Zementes wurden in einer Automix-Spritze zu einer homogenen Masse vermischt, die mittels einer Papierspitze in den Kanal eingebracht wurde. Nach Inserieren des Stiftes wurden sämtliche Überschüsse beseitigt.



Abb. 6: *RelyX Ultimate* bestehend aus Katalysator- und Basispaste in grüner Automix-Spritze mit Verpackung und Scotchbond Universal Adhäsiv in orangener Flasche mit schwarzem Verschluss.

Tab. 5: Produktübersicht und Zusammensetzung von *RelyX Ultimate*. (1)

Produktname Hersteller	<i>RelyX Ultimate</i> 3M Espe
Chemische Zusammensetzung	<p><u>Katalysator:</u> Methacrylatmonomere, röntgenopake alkalische Füller, Initiatorbestandteile, Stabilisatoren, Pigmente, rheologische Zusatzstoffe, Fluoreszenzfarbstoff, Dunkelhärtungsaktivator für <i>3M Scotchbond Universal Adhäsiv</i></p> <p><u>Basispaste:</u> Methacrylatmonomere, röntgenopake silanisierte Füller, Initiatorbestandteile, Stabilisatoren, rheologische Zusatzstoffe</p>
Darreichungsform	Automix-Spritze mit zwei Kammern für Katalysator und Basispaste; automatisches Vermischen in der Spritze bei Anwendung, direkte Applikation
Ergänzende Produkte und deren Funktion	<u><i>3M Scotchbond Universal Adhäsiv</i></u> : Haftung zwischen Befestigungskomposit und Zahn bzw. Wurzelkanal
Aushärtung	Dualhärtend
Anwendungs- bereiche	Befestigung von Kronen, Brücken, Maryland-Brücken, Inlays, Onlays, Wurzelstiften, Veneers und Restaurationen auf Implantat-Abutments; geeignet für Metall, Keramik und Komposit

Befestigung mit *core-X flow* (Dentsply Sirona)

Bei *core-X flow* (Abb. 7, Tab. 6) handelt es sich um „ein dualhärtendes, hochgefülltes Kompositmaterial“ (43). Es setzt sich mit einem Hauptbestandteil von Methacrylaten aus Basis- und Katalysatorpaste zusammen und dient der Zementierung von (Glasfaser-)Stiften und als Material für Stumpfaufbauten (43).

Das Befestigungsmaterial wurde in Kombination mit dem Self Cure Activator und *Prime&Bond XP* Etch&Rinse Adhesive (Dentsply Sirona) verwendet, wovon je zwei Tropfen innerhalb weniger Sekunden vermischt und mit einer Sonde auf die Kanalöffnung gegeben sowie im gesamten Kanal verteilt wurden. Nach einer Einwirkzeit von 20 sec wurden Überschüsse verpüstert und mit einer Papierspitze entfernt. Im Anschluss folgte die Verwendung des Dual Cure Core Build-Up Material and Cement (Dentsply Sirona) in einer „Zweikammer-Spritze“ (43). Nachdem eine pfefferkorn-große Menge des Gemisches verworfen worden war, um Mischungenauigkeiten zu vermeiden, folgte die Applikation des Materials mittels einer Papierspitze sowie das schrittweise Setzen des Wurzelstiftes mit finaler digitaler Druckapplikation.



Abb. 7: core-X flow bestehend aus Katalysator- und Basispaste in schwarzer Automix-Spritze, Self Cure Activator in schwarzer Flasche mit pinkem und Prime&Bond XP in roter Flasche mit silberfarbenem Schraubverschluss, jeweils mit Verpackung, sowie ein CliXdish mit rotem Deckel und Mixing Tip.

Tab. 6: Produktübersicht und Zusammensetzung von *core-X flow*. (43)

Produktname Hersteller	<i>core-X flow</i> Dentsply Sirona
Chemische Zusammensetzung	Urethan-Dimethacrylat, di- und trifunktionale Methacrylate, Barium-Boron-Fluoroaluminosilikat-Glas, Kampherchinon, Fotoinitiator, Fotoakzeleratoren, Silizium-Dioxid, Benzoyl-Peroxid
Darreichungsform	Automix-Spritze mit zwei Kammern für Katalysator und Basispaste; automatisches Vermischen in der Spritze bei Anwendung, direkte Applikation
Ergänzende Produkte und deren Funktion	<u>Self Cure Activator</u> und <u>Prime&Bond XP Etch and Rinse Adhesive</u> : Haftung zwischen Befestigungskomposit und Zahn bzw. Wurzelkanal
Aushärtung	Dualhärtend
Anwendungs- bereiche	Zementierung von (Glasfaser-)Stiften, Material für Stumpfaufbauten

Befestigung mit *Multilink Automix* (Ivoclar Vivadent)

„Multilink[®] ist ein selbsthärtendes Befestigungscomposite“ (Abb. 8, Tab.7), welches wahlweise auch lichthärtend verwendet werden kann (78). Es besteht aus einer Monomermatrix aus HEMA und Dimethacrylat sowie aus anorganischen Füllstoffen und wird für die Befestigung von Metall, Metallkeramik, Keramik und Komposit in Form von Kronen, Brücken, Inlays, Onlays und Wurzelstiften verwendet (78).

Vor dem Gebrauch des Befestigungsmaterials wurden zur Vorbehandlung der Wurzel *Multilink* Primer A und B in einem Verhältnis von 1:1 angemischt und mittels einer Sonde in den Wurzelkanal eingebracht. Nach einer Einwirkzeit von 30 sec wurde das überschüssige Material verpüstert und mithilfe einer Papierspitze entfernt. Im Anschluss wurde die gewünschte Zementmenge aus der Automischspritze ausgegeben und mit einer Papierspitze in den Kanal eingebracht, nachdem der erste Teil des Gemisches verworfen worden war.

Der Stift wurde schrittweise eingeführt, mit anschließendem manuellem Druck gesetzt und mithilfe eines Schaumstoffpellets von Überschüssen befreit.



Abb. 8: Multilink Automix bestehend aus Katalysator- und Basispaste in schwarzer Automix-Spritze mit Verpackung sowie Multilink Primer A in weißer und Primer B in schwarzer Flasche.

Tab.7: Produktübersicht und Zusammensetzung von Multilink Automix. (78)

Produktname Hersteller	Multilink Automix Ivoclar Vivadent
Chemische Zusammensetzung	Dimethacrylat, HEMA, anorganische Füllstoffe (Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, sphäroides Mischoxid)
Darreichungsform	Automix-Spritze mit zwei Kammern für Katalysator und Basispaste; automatisches Vermischen in der Spritze bei Anwendung, direkte Applikation
Ergänzende Produkte und deren Funktion	<i>Multilink</i> Primer A und B: Haftung zwischen Befestigungs- komposit und Zahn bzw. Wurzelkanal
Aushärtung	Selbsthärtend (Lichthärtung optional)
Anwendungsbereiche	Kronen, Brücken, Inlays, Onlays und Wurzelstifte; geeignet für Metall, Metallkeramik, (Zirkonoxid-)Keramik und (faserverstärktes) Komposit

3.7 Lagerung

Um eine vollständige Aushärtung der einzelnen Befestigungskomposite zu gewährleisten, wurden die Zahnwurzeln unmittelbar nach dem Stiftsetzen über einen Zeitraum von sieben Tagen bei 100 % Feuchte aufbewahrt. Dies erfolgte in den zuvor verwendeten Eppendorfgläsern mit in 0,9%iger Kochsalzlösung und 0,001 % Natriumazid getränkten Schaumstoffpellets.

3.8 Pull-Out-Analyse

Um die Haftkraft der unterschiedlichen Mehrschrittsysteme in Kombination mit Wurzelstiften aus PEEK und Titan zu vergleichen, wurde eine Pull-Out-Analyse durchgeführt. Dabei wurde jede einzelne Wurzel mit einem passenden Bohrfutter in das Materialprüfgerät *Zwicki 1120* eingespannt und der jeweils zementierte Wurzelstift in axialer Richtung mit einer Geschwindigkeit von 2 mm/min herausgezogen (Abb. 9). Mithilfe der Prüfsoftware *testXpert II* (Zwick/Roell) wurde die dazu maximal aufgewendete Kraft gemessen und gespeichert. Da es sich sowohl bei den Titan-ER als auch PEEK-Stiften um Wurzelstifte ohne Kopf handelte, wurde der freiliegende Bereich oberhalb der Verklebung mit dem Edelkorund-Strahlmittel *Korox 250* (Bego) abgestrahlt, um eine raue Oberfläche zu schaffen und dadurch einen adäquaten Halt im Prüfgerät sicherzustellen.

Da sich gezeigt hatte, dass die einzelnen Wurzelstifte hinsichtlich ihrer Einbringtiefe und somit ihrer effektiven Zementierungslänge im Zahn variierten, wurden die Stifte vor Durchführung der Pull-Out-Analyse ringsum an ihrem Übergang in den Zahn farblich markiert. Dies ermöglichte im Anschluss die Ermittlung der tatsächlichen Klebefläche.

Vor den definitiven Versuchen wurden einzelne Testläufe durchgeführt, um sich mit dem Prüfgerät vertraut zu machen und den Ablauf weitestgehend zu standardisieren. So ergab sich auch die Notwendigkeit der erwähnten Vorbehandlung der Titanstifte. Erste Versuche hatten gezeigt, dass der Halt des Stiftes im Bohrfutter bei glatter Oberfläche nicht ausreichte.

Die Haftverbund-Analyse der Wurzelstifte aus Titan sowie PEEK wurde jeweils innerhalb eines Tages durchgeführt.

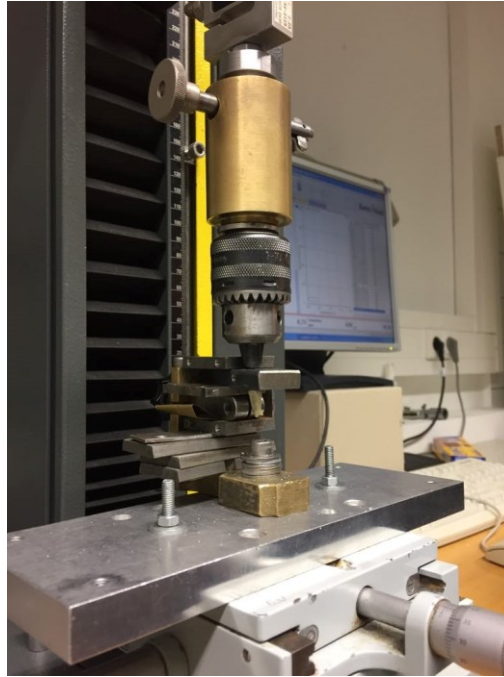


Abb. 9: Versuchsdesign der Haftverbund-Analyse. Zahn und verklebter Wurzelstift sind separat in die Materialprüfmaschine eingespannt, die den Stift in vertikaler Richtung aus der Zahnwurzel zieht. Die dabei aufgewendete Kraft [N] wird computergestützt bestimmt.

3.9 Fraktografische Analyse

Im Anschluss an die Pull-Out-Versuche wurde eine fraktografische Analyse durchgeführt, um festzustellen, an welcher Stelle des Klebegefüges ein Auflösen des Haftverbundes stattgefunden hatte. Eine Fraktur innerhalb eines Werkstoffes – hier innerhalb des Befestigungskomposits – bezeichnet man als kohäsiv. Liegt die Bruchstelle zwischen der Oberfläche des Befestigungsmaterials und der zu klebenden Substanz, wie in diesem Fall dem Stift oder Zahn, spricht man von einer adhäsiven Fraktur. Beide Frakturmodi können auch miteinander kombiniert auftreten (144).

Die einzelnen Frakturen wurden untersucht, indem die gezogenen Stifte jeweils unter einem Digitalmikroskop (*VHX-S550E*, Keyence Corporation) betrachtet und von zwei Seiten fotografiert wurden. Die Stiftoberfläche wurde auf Beschaffenheit und Vollständigkeit der vorhandenen Klebereste untersucht, um Aufschluss über die Lokalisation der Fraktur als Folge von mangelndem Haftverbund zwischen Zahn oder Stift und Befestigungskomposit oder möglicher unzureichender interner Stabilität des Befestigungskomposits zu erhalten.

Um zu gewährleisten, dass die Stifte jeweils von zwei sich exakt gegenüberliegenden Seiten fotografiert wurden, stellte man folgende Vorrichtung her: Zwei Sechskant-Verbindungs-muttern (Bahag) wurden mit Knetsilikon (Kulzer) gefüllt, worin jeweils mittig und parallel zur Mutterlängsseite ein PEEK- bzw. ein Titan-ER-Stift rückseitig um mehrere Millimeter versenkt wurde. Nach Aushärten des Silikons wurden die Stifte entfernt. Die Vorrichtung wurde nacheinander als Halterung für alle Wurzelstifte genutzt (Abb. 10).

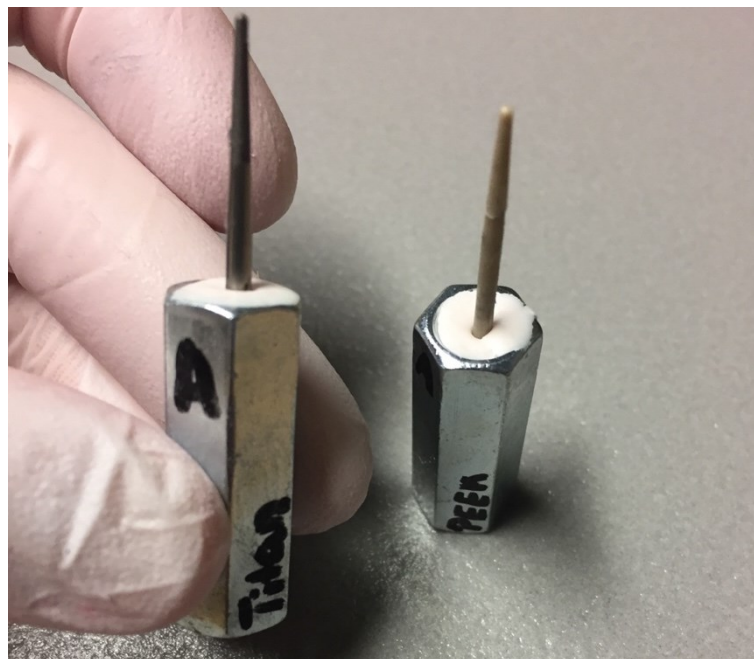


Abb. 10: Haltevorrichtung für Titan-ER- und PEEK-Stifte zur Analyse unter dem Mikroskop. Die sechsseitige Langmutter ermöglicht das Wenden des Stiftes um 180°, um beide gegenüberliegenden Seiten (mit A und B gekennzeichnet) zu fotografieren und auszuwerten.

Durch die Sechskant-Form der Muttern konnte nach der ersten Aufnahme eine exakte Drehung um 180° erfolgen und die gegenüberliegende Seite fotografiert werden. Zur Beurteilung der Fraktur wurden des Weiteren die Zahnwurzeln hinzugezogen und mittels einer Trennscheibe längs in mesio-distaler Ausrichtung halbiert, um diese im Anschluss unter dem Digitalmikroskop zu fotografieren und zu analysieren (Abb. 11).

Dazu wurden die Zähne vorab jeweils mit Heißkleber (L&S) auf einer Kunststoffschraube (Bahag) befestigt, um einen sicheren Halt des Zahnes in der Hand zu gewährleisten und die Schnitte durchführen zu können (Abb. 12 und Abb. 13).



Abb. 11: Versuchsaufbau der fraktografischen Analyse. Digitalmikroskop und Computer mit Monitor.



Abb. 12: Mit Heißkleber auf Kunststoff-Schraube befestigte Zahnwurzel und Handstück mit Trennscheibe.



Abb. 13: Zahnwurzelhälften nach Längsschnitt mittels Trennscheibe.

3.10 Statistische Auswertung

Die in den Pull-Out-Versuchen aufgewendete Kraft wurde durch die Prüfsoftware *testXpert II* in der Einheit Newton [N] ermittelt; die Werte wurden anschließend auf zwei Nachkommastellen gerundet. Da die Einbringtiefe der einzelnen Stifte variierte, musste die Größe der tatsächlich im Zahn verklebten Fläche ermittelt werden, um die Werte in Relation zueinander setzen zu können. So wurde eine Umrechnung von Newton in Megapascal [MPa] durchgeführt.

Die Einheit Megapascal setzt eine Kraft in Bezug zu einer Fläche:

$$\text{MPa} = \text{N}/\text{mm}^2$$

Die Fläche [mm²] steht in diesem Fall für den verklebten Bereich des jeweiligen Stiftes (=Mantelfläche), der für jeden gesetzten Wurzelstift anhand des über Zahnniveau hinausragenden Anteils der zu klebenden Fläche entsprechend berechnet wurde. Die Formel zur Berechnung der Mantelfläche lautet:

$$(\text{R1} + \text{R2}) * \text{Pi} * \text{L}$$

Dabei steht R1 für den Radius des unteren Randes der Klebefläche, R2 für den des oberen sowie L für die effektive Zementierungslänge, also den Abstand zwischen unterem und oberem Rand der verklebten Fläche.

Bei den verwendeten Stiften aus PEEK und Titan handelte es sich um konische Stifte der Größe #90, womit sich ein Durchmesser am unteren Rand von 0,9 mm bzw. ein Radius (R1) von 0,45 mm ergab. Mit einem Taper von .06 vergrößert sich der Durchmesser von apikal aufwärts je Millimeter um 0,06 mm bzw. der Radius um 0,03 mm.

Die abgerundete Spitze des Stiftes in Form einer Halbkugel macht 0,5 mm der Stiftlänge aus. Diese war jedoch bei der Berechnung der Klebefläche zu vernachlässigen, da dieser Bereich von der restlichen Wurzelfüllung umgeben war und keinen Anteil der eigentlichen Klebefläche ausmachte.

So ergab sich bei vollständiger Versenkung des Stiftes um 10 mm eine Länge von 9,5 mm für die Berechnung der verklebten Mantelfläche. Anhand der Länge und des Tapers wurde in diesem Fall ein oberer Durchmesser von 1,47 mm und demnach ein Radius (R2) von 0,735 mm errechnet. Man setzte alle Werte in die Formel ein und kam zu folgendem Ergebnis:

$$(R1+R2)*\pi*L=(0,45+0,735)*\pi*9,5=35,366 \text{ mm}^2$$

Zur Berechnung der Mantelflächen bei nicht vollständig versenktem Stift wurden je nach Überstand der zu verklebenden Stiftfläche über Zahnniveau R2 und L ermittelt und neben R1=0,45 mm in die Formel eingesetzt. Es ergaben sich die in Tab. 8 aufgeführten Werte.

Tab. 8: Mantel- bzw. Klebeflächen unterschiedlich tief im Zahn inserierter Stifte.

Überstand [mm]	Oberer Durchmesser [mm]	Oberer Radius R2 [mm]	Effektive Zementierungslänge L [mm]	Mantel- bzw. Klebefläche [mm ²]
0,0	1,47	0,735	9,5	35,366
0,5	1,44	0,72	9,0	33,081
1,0	1,41	0,705	8,5	30,843
1,5	1,38	0,69	8,0	28,651
2,0	1,35	0,675	7,5	26,507
2,5	1,32	0,66	7,0	24,401
3,0	1,29	0,645	6,5	22,360

Mithilfe der ermittelten Mantelflächen konnten die einzelnen Ergebnisse der Haftverbund-Analyse von Newton in Megapascal umgerechnet und so in Relation zueinander gesetzt werden. Zudem wurden die unter dem Digitalmikroskop in HDR-Qualität und mit einer 20-fachen Vergrößerung aufgenommenen Fotografien der Wurzelstifte und

Zahnschnitte analysiert. Zunächst erfolgte die Betrachtung der Stifte. Anhand der abgebildeten Oberflächenstruktur und unterschiedlicher Farbgebung wurde nach visueller Auswertung zunächst eine detaillierte Einteilung in sieben Kategorien vorgenommen, um den jeweiligen Frakturmodus zu beschreiben (Tab. 9).

Zur Validierung der einzelnen Analysen wurden ergänzend die Zahnschnitte herangezogen, die sich insbesondere bei der fraktografischen Analyse der PEEK-Stifte als hilfreich erwiesen, wohingegen sie bei der Beurteilung der Titanstifte lediglich als sinnvolle Ergänzung dienten.

Tab. 9: Einteilung der möglichen Frakturmodi in sieben Kategorien.

Kategorie	Frakturmodus (Abk.)	Beschreibung
1	koh	Kohäsiv: Fraktur innerhalb des Befestigungskomposits
2	adhZahn	Adhäsiv: Fraktur an der Zahnoberfläche bzw. zwischen Zahn und Befestigungskomposit
3	adhStift	Adhäsiv: Fraktur an der Stiftoberfläche bzw. zwischen Stift und Befestigungskomposit
4.a	adhZahn/adhStift	Kombination aus beiden adhäsiven Varianten (2, 3)
4.b	adhZahn/adhStift/koh	Gemischte Fraktur aus beiden adhäsiven Varianten (2, 3) und kohäsiv (1)
4.c	adhZahn/koh	Gemischte Fraktur aus adhäsiv an der Zahnoberfläche (2) und kohäsiv (1) gebrochenen Anteilen
4.d	adhStift/koh	Gemischte Fraktur aus adhäsiv an der Stiftoberfläche (3) und kohäsiv (1) gebrochenen Anteilen

Die visuelle Betrachtung war aufgrund der Farbe der verwendeten PEEK-Stifte, die sich nicht erheblich von der des jeweiligen Befestigungskomposits unterschied, ohne Hinzuziehen der Zähne nicht immer eindeutig, was eine zusätzliche Begutachtung der

korrespondierenden Zahnoberflächen unerlässlich machte. Im Falle der gemischten Frakturen wurde nicht die jeweilige Fläche der einzelnen Frakturmodi anteilig berechnet, sondern nur der flächenmäßig überwiegende Modus bestimmt. Die einzelnen Ergebnisse sind in Anhang E aufgeführt.

Zur Vereinfachung der statistischen Analyse der Zusammenhänge aller gegebenen Variablen (s.u.) wurden die sieben Kategorien zu vieren komprimiert, um der Zahnanzahl $n=96$ entsprechend repräsentative Ergebnisse zu erhalten. Dabei wurden die Varianten 4.a-d zu einer Kategorie 4 (gemischt) zusammengefasst.

Der Datensatz samt erhobener Haftwerte und Frakturmodi wurde in das Statistikprogramm *IBM SPSS Statistics 25* (IBM) eingegeben. Es wurde ein Signifikanzniveau von ,05 festgelegt sowie zweiseitig getestet und man definierte folgende Variablen:

Unabhängige Variablen (UV)

1. Wurzelstiftmaterial
(nominal skaliert: Titan | PEEK)
2. Befestigungsmaterial
(nominal: *Panavia 21* | *RelyX Ultimate* | *core-X flow* | *Multilink Automix*)

Abhängige Variablen (AV)

1. Scherfestigkeit
(metrisch: Einheit MPa)
2. Frakturmodus
(nominal: Kategorien 1-4)

Für die Pull-Out-Ergebnisse erfolgte zunächst eine Mittelwertanalyse. Die ermittelte Scherfestigkeit der beiden Wurzelstiftmaterialgruppen ist in einem Boxplot dargestellt. Ein weiterer gruppierter Boxplot zeigt die Scherfestigkeit aufgeteilt nach Befestigungsmaterial.

Nach der Prüfung auf Varianzhomogenität (Levene-Test) und Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov- und Shapiro-Wilk-Test) wurde zur Bestimmung signifikanter Mittelwertunterschiede der AV Scherfestigkeit zwischen den Befestigungsmaterialien je Wurzelstiftmaterial eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Nachfolgend wurde eine weitere ANOVA berechnet, um zu überprüfen, ob sich die

Mittelwerte der Scherfestigkeit zwischen den beiden Wurzelstiftmaterialien je Befestigungsmaterial signifikant voneinander unterscheiden.

Im Anschluss führte man einen Post-Hoc-Test (Bonferroni) durch, um zu erörtern, zwischen welchen der vier Befestigungskompositen signifikante Mittelwertunterschiede vorlagen.

Für den Frakturmodus wurden mittels Kreuztabellen die Häufigkeitsverteilungen der Variablen Wurzelstift und Frakturmodus sowie Befestigungsmaterial und Frakturmodus beschrieben, die in einem gruppierten Streudiagramm dargestellt sind. Deren jeweiliger Zusammenhang wurde mit dem Chi-Quadrat-Test auf Signifikanz geprüft. Ein weiteres Streudiagramm zeigt das Auftreten der verschiedenen Frakturmodi in Verbindung mit der jeweils ermittelten Scherfestigkeit.

4 Ergebnisse

Pull-Out-Analyse

Um zu überprüfen, ob es durch eine Vorbehandlung der PEEK-Stifte mit dem Primer *visio.link* zu höheren Haftwerten bei der Pull-Out-Analyse kommt, wurden anhand von zehn Testzähnen Vorversuche mit dem Befestigungskomposit *Multilink Automix* durchgeführt, wie oben bereits beschrieben.

Da man unter Verwendung des Primers höhere Haftwerte ermittelte, entschied man sich für den Gebrauch von *visio.link*. Die fünf Werte aus den Vorversuchen, bei denen der Primer verwendet worden war, wurden in die Hauptuntersuchung übernommen. Dabei wurde vorausgesetzt, dass der höchste Wert der Scherfestigkeit im Testdurchlauf mit *visio.link* (=4,10 MPa) über dem Median (M) der Hauptuntersuchung lag, was in diesem Fall gegeben war (ohne Einbeziehung der Testzähne: M=3,17 MPa; unter Einbeziehung der Testzähne: M=3,35 MPa).

Tab. 10: Mittelwertanalyse der AV Scherfestigkeit [MPa].

Scherfestigkeit [MPa]								
Wurzelstiftmaterial	Befestigungsmaterial	n	Mittelwert	Median	Min.	Max.	Std.-Abw.	Std.-F.
Titan	<i>Panavia 21</i>	12	11,93	11,37	5,53	16,23	3,415	,986
	<i>RelyX Ultimate</i>	12	6,25	6,70	1,19	11,56	3,293	,951
	<i>core-X flow</i>	12	7,61	6,19	3,68	14,34	3,395	,980
	<i>Multilink Automix</i>	12	10,40	10,16	5,03	14,53	2,705	,781
	Insgesamt	48	9,05	8,92	1,19	16,23	3,847	,555
PEEK	<i>Panavia 21</i>	12	3,71	3,85	2,32	4,57	,630	,182
	<i>RelyX Ultimate</i>	12	3,19	2,94	2,16	4,76	,760	,219
	<i>core-X flow</i>	12	3,47	3,47	2,70	4,24	,434	,125
	<i>Multilink Automix</i>	12	3,37	3,35	2,25	4,25	,635	,183
	Insgesamt	48	3,43	3,48	2,16	4,76	,634	,091

Anmerkung: Die Werte sind auf die zweite bzw. dritte Nachkommastelle gerundet.

Zur Analyse der Pull-Out-Ergebnisse wurden neben verschiedenen Kenngrößen jeweils die Standardabweichung und der Standardfehler für die Titan- und PEEK-Gruppen sowie die vier Befestigungsmaterialien ermittelt (Tab. 10). Alle Einzelergebnisse sind Anhang A, B, C und D zu entnehmen.

Im direkten Vergleich von Titan und PEEK unabhängig vom Befestigungsmaterial kam es bei der Pull-Out-Analyse der Titan-ER-Stifte durchschnittlich zu höheren Ergebnissen. Während der Durchschnitt der Titan-Werte bei 9,05 MPa lag, ließ sich bei der Haftverbund-Analyse der PEEK-Stifte ein durchschnittlicher Wert von 3,43 MPa verzeichnen.

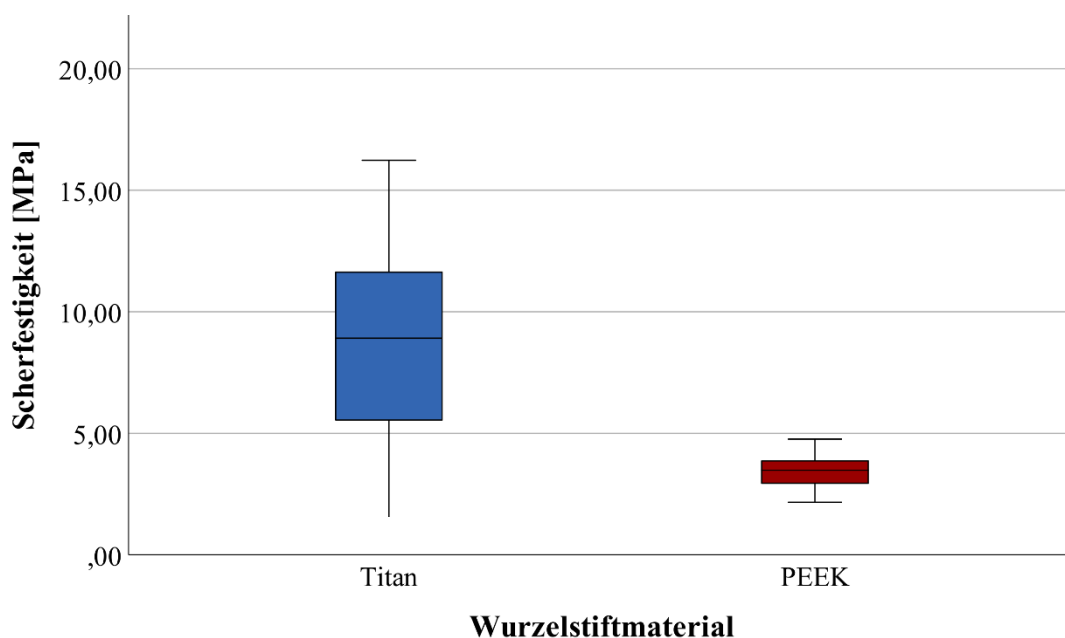


Abb. 14: Boxplot für die AV Scherfestigkeit [MPa] je Wurzelstiftmaterial.

Die Ergebnisse sind in einem Boxplot (Abb. 14) dargestellt, wobei das jeweilige Minimum und Maximum durch die äußeren Begrenzungen und der Median durch die mittlere Markierung wiedergegeben werden. Die beiden rechteckigen „Boxen“ stellen die entsprechenden Interquartilbereiche dar und umfassen somit die in der Mitte liegenden 50 % der Werte. Titan weist im Vergleich zu PEEK höhere Standardabweichungen auf, dementsprechend eine größere Streuung zu verzeichnen ist.

Diese Ergebnisse sind bedingt zu betrachten, da sie sämtliche Werte für Titan und PEEK unabhängig vom Befestigungsmaterial einschließen. Eine Einzelbetrachtung der Pull-Out-Ergebnisse der beiden Stiftmaterialien in Verbindung mit den vier Befestigungskompositen ist daher unerlässlich.

Ein weiterer Boxplot (Abb. 15) zeigt die Verteilung der ermittelten Haftwerte je Befestigungs- und Wurzelstiftmaterial.

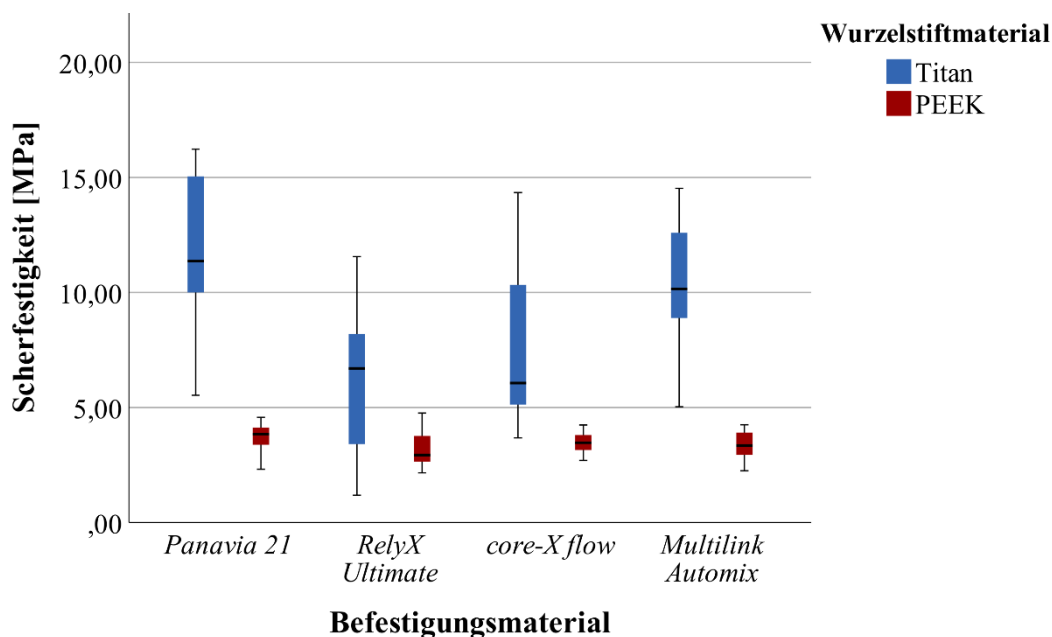


Abb. 15: Gruppierter Boxplot für die AV Scherfestigkeit [MPa] je Befestigungs- und Wurzelstiftmaterial.

Ob die vorliegenden Daten der AV Scherfestigkeit [MPa] je Wurzelstiftmaterial in Normalverteilung vorlagen, wurde zunächst mit dem Kolmogorov-Smirnov- sowie dem Shapiro-Wilk-Test überprüft (Tab. 11). Die Nullhypothese für die beiden Tests besagt, dass die Werte normalverteilt sind. Bei den vorliegenden Ergebnissen der Signifikanz von $>0,05$ in allen Gruppen konnte die Nullhypothese nicht verworfen werden, weshalb von einer Normalverteilung auszugehen war.

Tab. 11: Tests auf Normalverteilung der AV Scherfestigkeit [MPa] je Befestigungsmaterial, aufgeteilt nach Wurzelstiftmaterial.

Scherfestigkeit [MPa]							
Wurzelstiftmaterial	Befestigungsmaterial	Kolmogorov-Smirnov ^b			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Sig.	Statistik	df	Sig.
Titan	<i>Panavia 21</i>	0,162	12	0,200*	0,938	12	0,474
	<i>RelyX Ultimate</i>	0,123	12	0,200*	0,961	12	0,801
	<i>core-X flow</i>	0,227	12	0,870	0,881	12	0,091
	<i>Multilink Automix</i>	0,145	12	0,200*	0,967	12	0,879
PEEK	<i>Panavia 21</i>	0,189	12	0,200*	0,929	12	0,373
	<i>RelyX Ultimate</i>	0,173	12	0,200*	0,939	12	0,488
	<i>core-X flow</i>	0,119	12	0,200*	0,974	12	0,950
	<i>Multilink Automix</i>	0,122	12	0,200*	0,958	12	0,762

*Untere Grenze der echten Signifikanz.

^bSignifikanzkorrektur nach Lilliefors.

Im Anschluss wurde auf Homogenität der Varianzen der vorliegenden Scherfestigkeitswerte je Wurzelstiftmaterial getestet (Tab. 12). Der Levene-Test ergab für Titan und PEEK einen p-Wert von $>0,05$, sodass die diesem Test zugrunde liegende Nullhypothese, dass eine Gleichheit der Varianzen vorliegt, angenommen werden konnte. Demnach ließ sich in beiden Gruppen Varianzhomogenität verzeichnen.

Bei vorliegender Normalverteilung und Varianzhomogenität wurde nachfolgend mittels einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) auf statistisch signifikante Mittelwertunterschiede zwischen den Befestigungsmaterialgruppen je Wurzelstiftmaterial getestet (Tab. 13). Mit einer Signifikanz von $<0,001$ unterschieden sich die Mittelwerte von Titan signifikant voneinander, weshalb die Nullhypothese, dass signifikante Unterschiede vorliegen, angenommen werden konnte. Im Falle von PEEK ($p=0,253$) ließen sich keine signifikanten Mittelwertunterschiede verzeichnen.

Tab. 12: Test auf Varianzhomogenität der AV Scherfestigkeit [MPa] je Wurzelstiftmaterial.

Scherfestigkeit [MPa]					
Wurzelstiftmaterial		Levene-Statistik	df1	df2	Sig.
Titan	Basiert auf dem Mittelwert	0,316	3	44	0,814
	Basiert auf dem Median	0,150	3	44	0,929
	Basierend auf dem Median und mit angepassten df	0,150	3	37,761	0,929
	Basiert auf dem getrimmten Mittel	0,304	3	44	0,822
PEEK	Basiert auf dem Mittelwert	1,303	3	44	0,285
	Basiert auf dem Median	0,817	3	44	0,491
	Basierend auf dem Median und mit angepassten df	0,817	3	33,797	0,493
	Basiert auf dem getrimmten Mittel	1,222	3	44	0,313

Tab. 13: Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) je Wurzelstiftmaterial.

Scherfestigkeit [MPa]						
Wurzelstiftmaterial		Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Titan	Zwischen den Gruppen	240,711	3	80,237	7,763	<0,001
	Innerhalb der Gruppen	454,770	44	10,336		
	Gesamt	695,481	47			
PEEK	Zwischen den Gruppen	1,656	3	0,552	1,410	0,253
	Innerhalb der Gruppen	17,228	44	0,392		
	Gesamt	18,884	47			

Innerhalb der Titan-Gruppe zeigte sich bei den Pull-Outs der Wurzelstifte, die mit *Panavia 21* inseriert worden waren, mit einem durchschnittlichen Wert von 11,93 MPa die höchste Scherfestigkeit, dicht gefolgt von *Multilink Automix* mit 10,40 MPa. Die Werte der mit *core-X flow* und *RelyX Ultimate* befestigten Stifte waren mit 7,61 MPa und 6,25 MPa etwas geringer, lagen aber dennoch über denen der PEEK-Stifte. Diese erzielten mit allen hier verwendeten Befestigungsmaterialien ähnliche Werte bei der Haftverbund-Analyse: bei *Panavia 21* durchschnittlich 3,71 MPa, bei *core-X flow* 3,47 MPa, bei *Multilink Automix* 3,37 MPa und bei *RelyX Ultimate* 3,19 MPa. Demnach erzielte *Panavia 21* auch insgesamt die höchsten Haftwerte, *RelyX Ultimate* die niedrigsten. Die grundsätzlich kleineren PEEK-Werte lagen sowohl insgesamt als auch innerhalb eines Befestigungszementes nah beieinander. Die Werte der Titan-Gruppen hingegen wiesen, wie bereits oben erwähnt, eine höhere Streuung auf, was im dargestellten gruppierten Boxplot (Abb. 15) veranschaulicht wird.

Um nachfolgend auf signifikante Mittelwertunterschiede der Scherfestigkeit zwischen Titan und PEEK innerhalb der einzelnen Befestigungsmaterialgruppen zu prüfen, wurde eine weitere ANOVA gerechnet (Tab. 14).

Signifikante Mittelwertunterschiede zwischen den Ergebnissen der Pull-Out-Analyse von Titan und PEEK ließen sich mit einem jeweiligen p-Wert $<0,05$ bei allen vier Befestigungsmaterialien verzeichnen. Um zu überprüfen, zwischen welchen der Composite es hinsichtlich der aufgewendeten Kraft bei der Haftverbund-Analyse signifikante Unterschiede gab, wurde der Bonferroni-Test (Tab. 15, Tab. 16) durchgeführt. Demnach ließen sich keine signifikanten Mittelwertunterschiede zwischen den Befestigungsmaterialien, die in Kombination mit den PEEK-Stiften verwendet worden waren, feststellen. Dagegen waren in der Titan-Gruppe Unterschiede zu verzeichnen. Signifikant unterschieden sich die Mittelwerte der Scherfestigkeit sowohl zwischen *Panavia 21* und *RelyX Ultimate* sowie *Panavia 21* und *core-X flow* als auch zwischen *RelyX Ultimate* und *Multilink Automix* signifikant voneinander. Der zusätzlich durchgeführte Post-Hoc-Test nach Gabriel bestätigte die Ergebnisse des Bonferroni-Tests.

Tab. 14: Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) je Befestigungsmaterial.

Schерfestigkeit [MPa]						
Befestigungs- material		Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
<i>Panavia 21</i>	Zwischen den Gruppen	406,233	1	406,233	67,389	<0,001
	Innerhalb der Gruppen	132,619	22	6,028		
	Gesamt	538,852	23			
<i>RelyX Ultimate</i>	Zwischen den Gruppen	55,937	1	55,937	9,795	0,005
	Innerhalb der Gruppen	125,633	22	5,711		
	Gesamt	181,570	23			
<i>core-X flow</i>	Zwischen den Gruppen	102,879	1	102,879	17,567	<0,001
	Innerhalb der Gruppen	128,843	22	5,857		
	Gesamt	231,722	23			
<i>Multilink Automix</i>	Zwischen den Gruppen	296,385	1	296,385	76,800	<0,001
	Innerhalb der Gruppen	84,902	22	3,859		
	Gesamt	381,287	23			

Tab. 15: Post-Hoc-Test Bonferroni; Mehrfachvergleiche zwischen den Befestigungsmaterialien innerhalb der Titan-Gruppe.

Scherfestigkeit [MPa]							
Wurzelstiftmaterial	Befestigungsmaterial (I)	Befestigungsmaterial (J)	Mittlere Diff. (I-J)	Std.-F.	Sig.	95%-KI	
						Untergrenze	Obergrenze
Titan	Panavia 21	RelyX Ultimate	5,688*	1,312	0,001	2,062	9,315
		core-Xflow	4,321*	1,312	0,012	0,695	7,947
		Multilink Automix	1,538	1,312	1,000	-2,089	5,164
	RelyX Ultimate	Panavia 21	-5,688*	1,312	0,001	-9,315	-2,062
		core-Xflow	-1,368	1,312	1,000	-4,993	2,259
		Multilink Automix	-4,151*	1,312	0,017	-7,777	-0,525
	core-Xflow	Panavia 21	-4,321*	1,312	0,012	-7,947	-0,695
		RelyX Ultimate	1,368	1,312	1,000	-2,259	4,994
		Multilink Automix	-2,783	1,312	0,238	-6,410	0,843
	Multilink Automix	Panavia 21	-1,538	1,312	1,000	-5,164	2,089
		RelyX Ultimate	4,151*	1,312	0,017	0,525	7,777
		core-Xflow	2,783	1,312	0,238	-0,843	6,410

Anmerkung: Die Werte sind auf die dritte Nachkommastelle gerundet.

*Die mittlere Differenz ist auf dem 0,05-Niveau signifikant.

Tab. 16: Post-Hoc-Test Bonferroni; Mehrfachvergleiche zwischen den Befestigungsmaterialien innerhalb der PEEK-Gruppe.

Scherfestigkeit [MPa]							
Wurzelstiftmaterial	Befestigungsmaterial (I)	Befestigungsmaterial (J)	Mittlere Diff. (I-J)	Std.-F.	Sig.	95%-KI	
						Untergrenze	Obergrenze
PEEK	<i>Panavia 21</i>	<i>RelyX Ultimate</i>	0,513	0,255	0,304	-0,192	1,219
		<i>core-Xflow</i>	0,233	0,255	1,000	-0,472	0,939
		<i>Multilink Automix</i>	0,338	0,255	1,000	-0,368	1,043
	<i>RelyX Ultimate</i>	<i>Panavia 21</i>	-0,513	0,255	0,304	-1,219	0,192
		<i>core-Xflow</i>	-0,280	0,255	1,000	-0,986	0,426
		<i>Multilink Automix</i>	-0,176	0,255	1,000	-0,882	0,530
	<i>core-Xflow</i>	<i>Panavia 21</i>	-0,233	0,255	1,000	-0,939	0,472
		<i>RelyX Ultimate</i>	0,280	0,255	1,000	-0,426	0,986
		<i>Multilink Automix</i>	0,104	0,255	1,000	-0,602	0,810
	<i>Multilink Automix</i>	<i>Panavia 21</i>	-0,338	0,255	1,000	-1,043	0,368
		<i>RelyX Ultimate</i>	0,176	0,255	1,000	-0,530	0,882
		<i>core-Xflow</i>	-0,104	0,255	1,000	-0,810	0,602

Anmerkung: Die Werte sind auf die dritte Nachkommastelle gerundet.

Überstände

Die womöglich anwendungsbedingt unvollständig im Zahn versenkten Wurzelstifte wiesen jeweils einen Überstand [mm] der zu verklebenden Fläche oberhalb des Zahn-niveaus auf, der in der Berechnung der Haftwerte bei der Pull-Out-Analyse berücksichtigt wurde. Somit ist unabhängig von der jeweiligen Einbringtiefe der Stifte ein Vergleich der Ergebnisse möglich, wie bereits erläutert. Die einzelnen Überstände variierten zwischen 0 und 3 mm, wobei im Falle der PEEK-Stifte lediglich ein durchschnittlicher Überstand von 0,09 mm zu verzeichnen war, bei Titan hingegen 0,57 mm.

Im diesbezüglichen Vergleich der Befestigungsmaterialien wiesen mit *Panavia 21* gesetzte Wurzelstifte im Durchschnitt den höchsten Überstand von 0,71 mm auf, den durchschnittlich niedrigsten konnte man bei *RelyX Ultimate* mit 0,09 mm feststellen. Wegen unklarer Bedeutung wurden die ermittelten Überstände nicht in die statistische Analyse einbezogen.

Fraktografische Analyse

Die fraktografische Analyse wurde visuell durchgeführt, wie oben beschrieben, indem die Zahnschnitte und gezogenen Wurzelstifte unter dem Digitalmikroskop in HDR-Qualität und 20-facher Vergrößerung auf die Frakturmodi **kohäsiv** (1: koh), **adhäsiv** (2: adhZahn, 3: adhStift) und **gemischt** (4.a: adhZahn/adhStift, 4.b: adhZahn/adhStift/koh, 4.c: adhZahn/koh, 4.d: adhStift/koh) untersucht wurden (Tab. 9).

Im Folgenden finden sich Beispiele aller vorkommenden Frakturmodi anhand von unter dem Mikroskop entstandener Fotografien in 20-facher Vergrößerung. Weder ein alleinig adhäsiv am Stift gebrochener Verbund (Kat. 3) noch eine gemischte Fraktur mit adhäsiv am Stift gebrochenen und kohäsiven Anteilen (Kat. 4.d) kamen in dieser Versuchsreihe vor und sind daher nicht abgebildet aufgeführt. Aus demselben Grund ist die Kategorie 3 (adhStift) nicht als Frakturmodus in den Kreuztabellen Tab. 17 und Tab. 18 angegeben.



Abb. 16: koh (Kategorie 1); Beispiel für eine kohäsive Fraktur. Klebereste finden sich sowohl am PEEK-Stift als auch am Zahn. Kleberfreie Flächen sind nicht vorhanden.

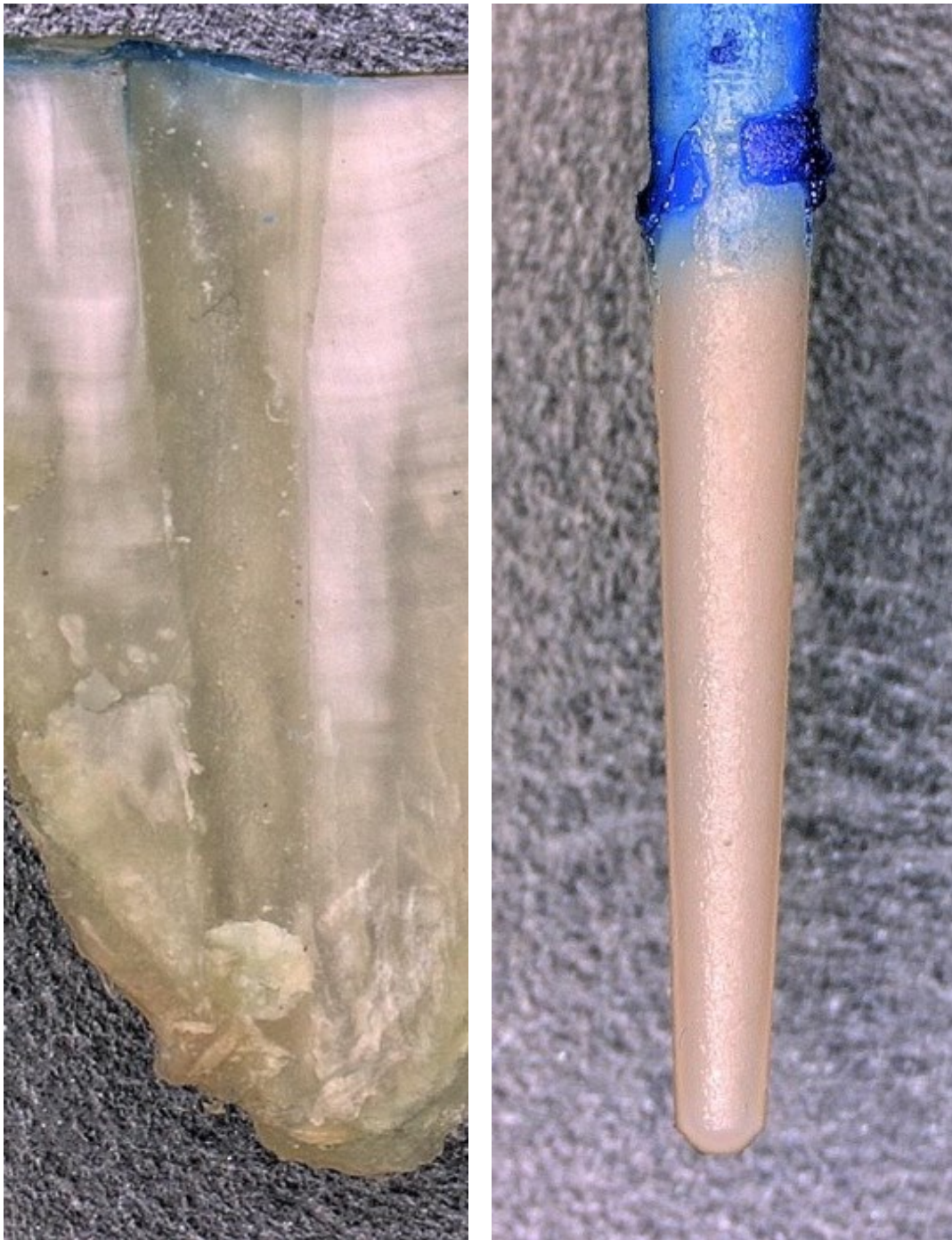


Abb. 17: adhZahn (Kategorie 2); Beispiel für eine adhäsive Fraktur an der Zahnoberfläche bzw. zwischen Befestigungskomposit und Zahn. Der PEEK-Stift ist von einer vollständigen Klebeschicht bedeckt, der Zahn ist komplett frei von Befestigungsmaterial.

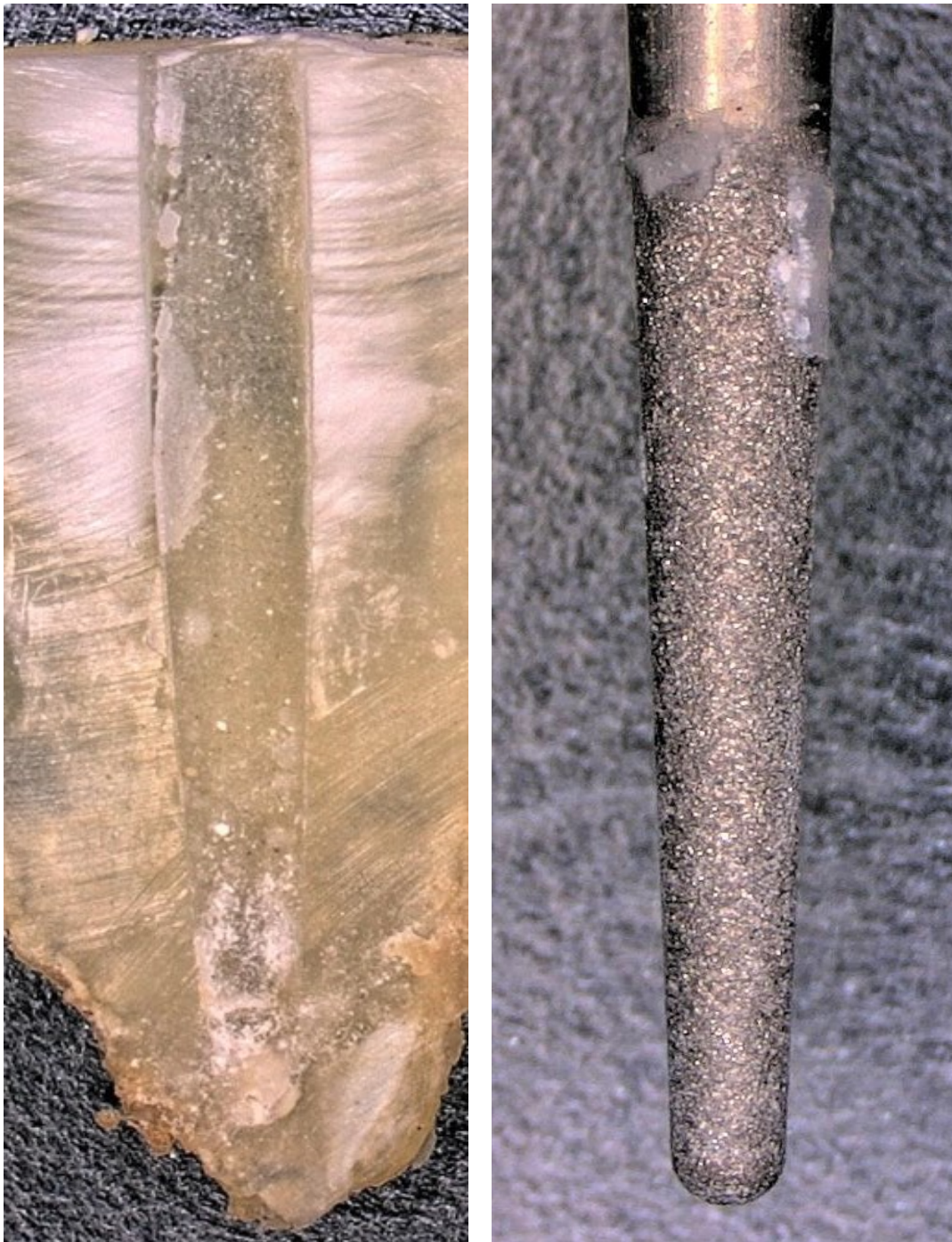


Abb. 18: adhZahn/adhStift (Kategorie 4.a); Beispiel für eine adhäsive Fraktur an der Zahn- sowie an der Stiftoberfläche. Sowohl der Titanstift als auch der Zahn sind neben freien Bereichen von kompletter Klebeschicht bedeckt.

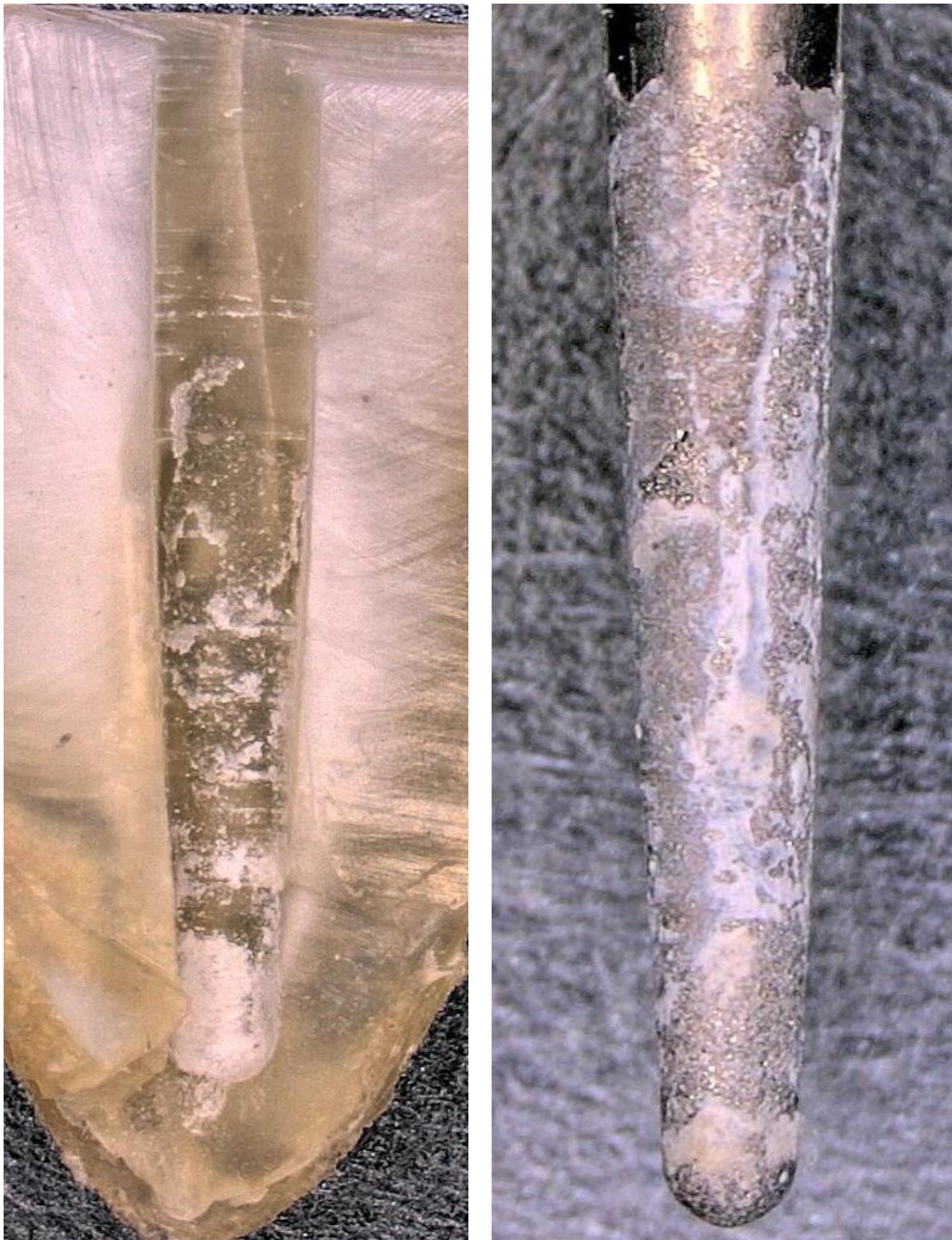


Abb. 19: adhZahn/adhStift/koh (Kategorie 4.b); Beispiel für eine gemischte Fraktur mit kohäsiven sowie adhäsiv am Zahn und adhäsiv am Titanstift gebrochenen Anteilen. Sowohl am Zahn als auch am Stift finden sich unvollständige und vollständige Klebeschichten sowie kleberfreie Bereiche.

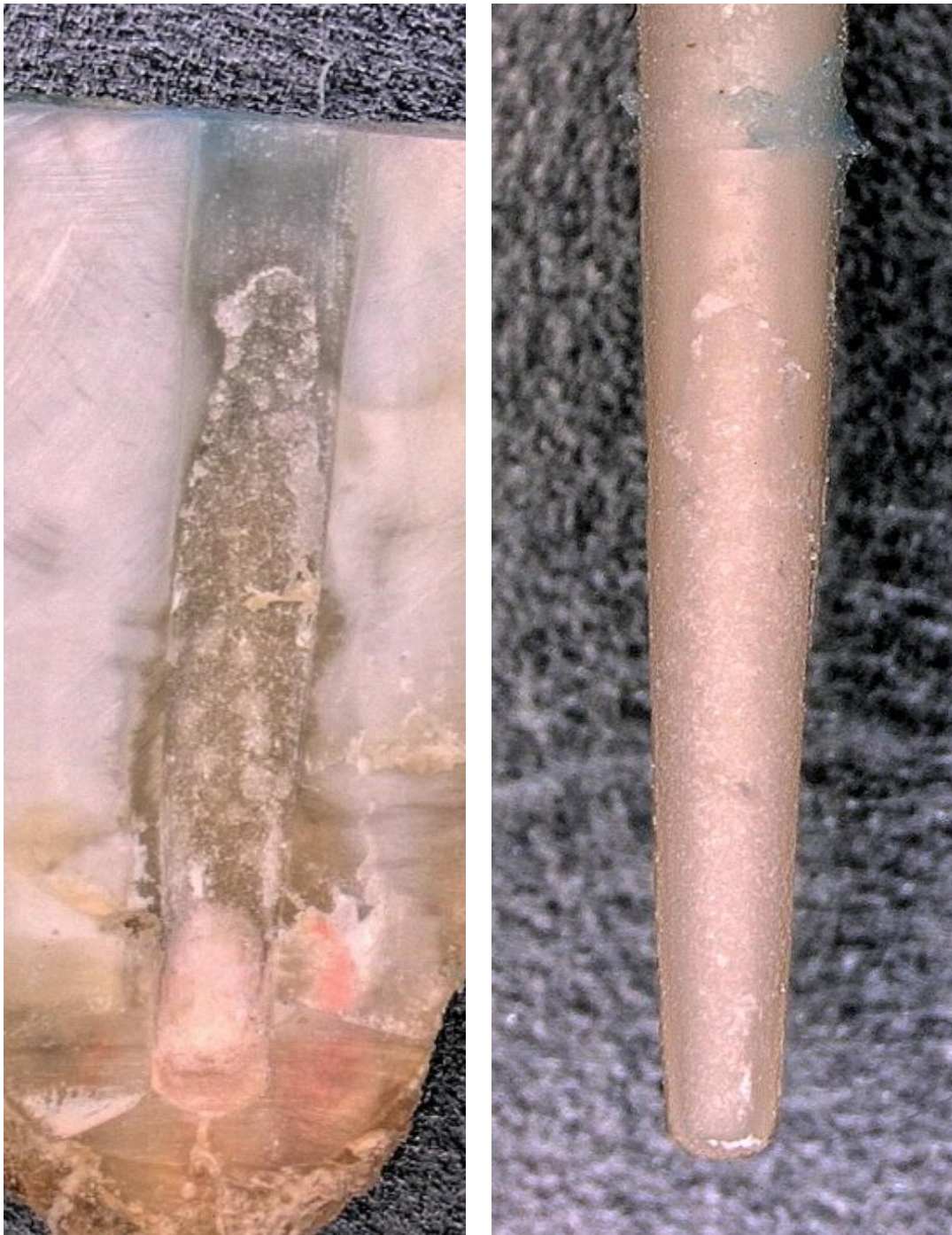


Abb. 20: adhZahn/koh (Kategorie 4.c); Beispiel für eine gemischte Fraktur mit adhäsiv an der Zahnoberfläche und kohäsiv gebrochenen Anteilen. Am Zahn finden sich kleberfreie Flächen und korrespondierend dazu am PEEK-Stift Bereiche, die mit vollständiger Klebeschicht belegt sind. Zudem sind unvollständige Klebeschichten am Zahn und entsprechend am Stift vorhanden.

Die statistische Auswertung der Frakturmodi erfolgte mithilfe von Kreuztabellen jeweils für das Wurzelstift- (Tab. 17) sowie Befestigungsmaterial (Tab. 18). Detaillierte Ergebnisse samt Prozentwerten für Zeile, Spalte und die Gesamtanzahl finden sich in Anhang F und G.

Tab. 17: Kreuztabelle Wurzelstiftmaterial*Frakturmodus.

Wurzelstiftmaterial	Frakturmodus			
	kohäsiv	adhZahn	gemischt	Gesamt
Titan	0	0	48	48
PEEK	7	2	39	48
Gesamt	7	2	87	96

Tab. 18: Kreuztabelle Befestigungsmaterial*Frakturmodus.

Befestigungsmaterial	Frakturmodus			
	kohäsiv	adhZahn	gemischt	Gesamt
<i>Panavia 21</i>	0	1	23	24
<i>RelyX Ultimate</i>	2	0	22	24
<i>core-X flow</i>	2	0	22	24
<i>Multilink Automix</i>	3	1	20	24
Gesamt	7	2	87	96

Zur Veranschaulichung sind die Ergebnisse der fraktografischen Analyse in einem gruppierten Streudiagramm (Abb. 21) dargestellt.

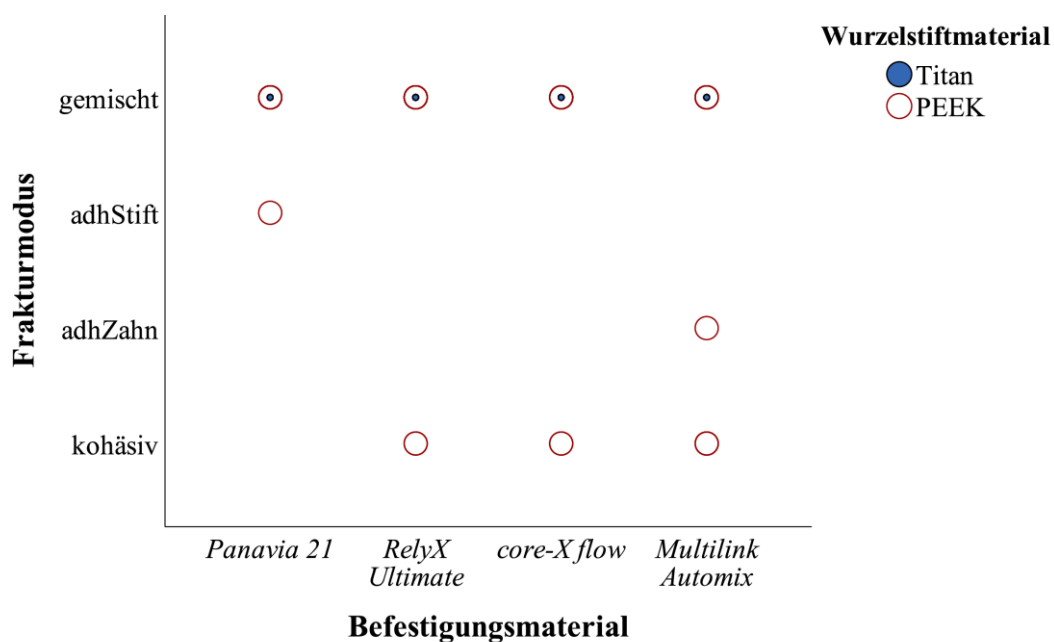


Abb. 21: Streudiagramm für die AV Frakturmodus je Wurzelstift- und Befestigungsmaterial.

In der vorliegenden Studie kam es bei Durchführung der Pull-Out-Analyse in 87 von 96 Fällen zu gemischten Frakturen, was einen Anteil von ca. 90,6 % ausmacht. Davon konnten 44 der Kategorie 4.b (adhZahn/adhStift/koh), 26 der Kategorie 4.c (adhZahn/koh) und 17 der Kategorie 4.a (adhZahn/adhStift) zugeordnet werden, wobei kein Frakturmodus der Kategorie 4.d vorhanden war. Somit lag in ca. 50 % der Fälle ein Mischbruch der Kategorie 4.b und somit eine Kombination aus adhäsiver Fraktur an Stift und Zahn sowie kohäsiver Fraktur innerhalb des Befestigungsmaterials vor.

Auch in der gesamten Titanstift-Gruppe waren ausschließlich gemischte Frakturen zu verzeichnen, wobei die Kombination aus adhäsiver Fraktur am Zahn und kohäsiv (Kat. 4.c) nur einmalig im Zusammenhang mit dem Material *Multilink Automix* vorkam. In allen zwölf Fällen, in denen ein Titanstift mit *RelyX Ultimate* befestigt worden war, kam es zu einem gemeinsamen Auftreten aller Varianten (adhZahn/adhStift/koh). Bei *core-Xflow* ließen sich bis auf eine Fraktur der Kategorie 4.a (adhZahn/adhStift) ausschließlich Mischbrüche der Kategorie 4.b (adhZahn/adhStift/koh) verzeichnen. Im Falle von *Panavia 21*, welches in Kombination mit Titan die durchschnittlich höchsten Pull-Out-Werte aufwies, kamen Frakturen der Kategorie 4.a (adhZahn/adhStift) und 4.b (adhZahn/adhStift/koh) zu gleichen Anteilen vor.

Bei den Versuchen mit Wurzelstiften aus PEEK ließen sich neben den zu 81,3 % vorkommenden Mischbrüchen auch in sieben Fällen Modi der Kategorie 1 (koh) und zweimal der Kategorie 2 (adhZahn) verzeichnen, wobei keine adhäsive Fraktur am Stift (Kat. 3) vorlag. Bei mit *Panavia 21* befestigten Wurzelstiften kam es neben einem adhäsiven Bruch am Zahn (Kat. 2) elfmal zu gemischten Frakturen, wovon ein Fall Kategorie 4.a (adhZahn/adhStift), sechs Fälle 4.b (adhZahn/adhStift/koh) und die restlichen vier 4.c (adhZahn/koh) zuzuordnen waren. Innerhalb der *RelyX Ultimate*-Gruppe, bei der im Durchschnitt die niedrigsten Scherkräfte im Rahmen der Haftverbondanalyse zu verzeichnen waren, kam es zweimal zu einer rein kohäsiven Fraktur (Kat.1) und in jeweils fünf Fällen zu einem Mischbruch der Kategorie 4.b (adhZahn/adhStift/koh) und 4.c (adhZahn/koh). Bei *core-X flow* verhielt es sich ähnlich. Auch hier kam es zweimal zu einer kohäsiven Fraktur, jedoch achtmal zu einem Mischbruch der Kategorie 4.c (adhZahn/koh) und in nur zwei Fällen der Kategorie 4.b (adhZahn/adhStift/koh). Letztere lag in keinem Fall der *Multilink*-Gruppe vor. Hier kam es unter Durchführung der Pull-Out-Analyse bei acht Zähnen zu einer gemischten Fraktur mit adhäsiven (adhZahn) und kohäsiven Anteilen (Kat. 4.c), dreimal zu einer rein kohäsiven Fraktur (Kat. 1) und einmal zu einer Fraktur der Kategorie 2 (adhZahn).

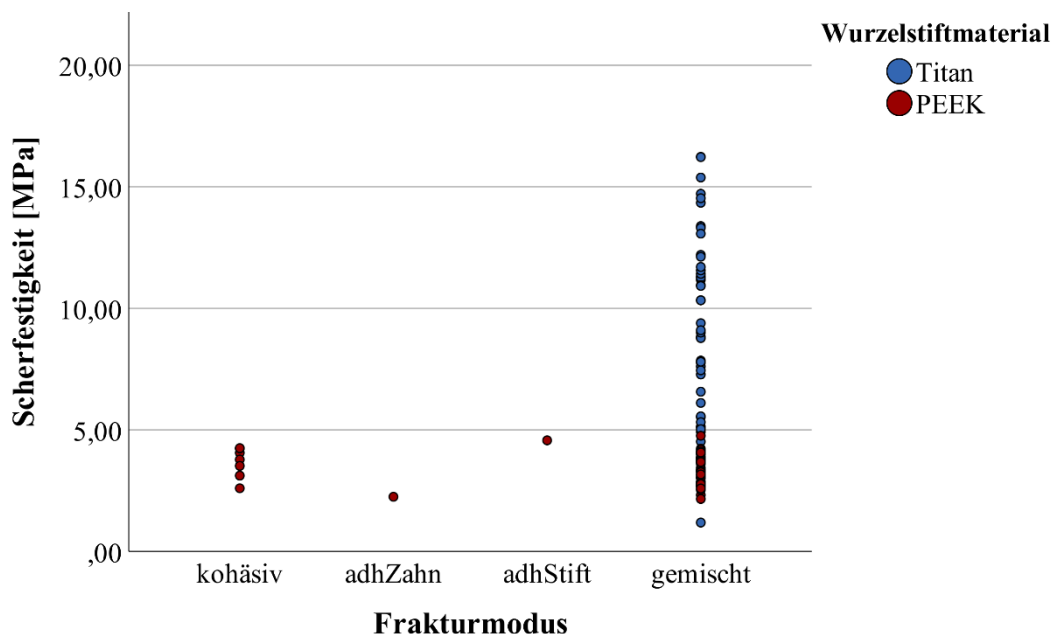


Abb. 22: Streudiagramm für die AV Scherfestigkeit [MPa] je Frakturmodus.

Zur Darstellung eines möglichen Zusammenhangs zwischen der jeweils ermittelten Scherfestigkeit und den einzelnen Frakturmodi wurde ein Streudiagramm (Abb. 22) erstellt, welches sämtliche Fälle der entsprechend farblich markierten Titan- und PEEK-Gruppen zeigt. Neben der größeren Streuung der Haftverbund-Ergebnisse der Titanstifte, die ausschließlich gemischte Brüche verzeichnen ließen, wie oben bereits erläutert, zeigt die Abbildung, dass kohäsive und adhäsive Bruchmodi lediglich im Zusammenhang mit niedrigeren Scherkräften der PEEK-Stifte auftraten. Der gemischte Frakturmodus hingegen trat sowohl im Zusammenhang mit niedrigeren als auch mit höheren Pull-Out-Werten auf.

Um die Verteilung der Frakturmodi in den Kategorien Wurzelstift- und Befestigungsmaterial zu analysieren und die erwarteten und beobachteten Häufigkeiten auf Signifikanz zu prüfen, wurde jeweils für beide Variablen ein Chi-Quadrat-Test (Tab. 19, Tab. 20) durchgeführt. Die Nullhypothese für diesen Test geht davon aus, dass keine signifikanten Unterschiede vorliegen.

Tab. 19: Chi-Quadrat-Test für die AV Frakturmodus (UV: Wurzelstiftmaterial).

Frakturmodus (Wurzelstiftmaterial)			
	Wert	df	Asymptotische Sig. (zweiseitig)
Chi-Quadrat nach Pearson	9,931 ^a	2	0,007
Likelihood-Quotient	13,409	2	0,001
Zusammenhang linear-mit-linear	9,591	1	0,002
Anzahl der gültigen Fälle	96		

^a4 Zellen (66,7 %) haben eine erwartete Häufigkeit von kleiner 5.
Die minimale erwartete Häufigkeit ist 1,00.

Dem Chi-Quadrat-Test zufolge lagen mit einer Signifikanz von $p < 0,05$ im Falle des Wurzelstiftmaterials signifikante Unterschiede bezüglich des Frakturmodus vor. Dagegen zeigte die Kategorie der Befestigungsmaterialien keine Signifikanz ($p = 0,552$).

Tab. 20: Chi-Quadrat-Test für die AV Frakturmodus (UV: Befestigungsmaterial).

Frakturmodus (Befestigungsmaterial)			
	Wert	df	Asymptotische Sig. (zweiseitig)
Chi-Quadrat nach Pearson	4,933 ^a	6	,552
Likelihood-Quotient	7,296	6	,294
Zusammenhang linear-mit-linear	2,237	1	,135
Anzahl der gültigen Fälle	96		

^a8 Zellen (66,7 %) haben eine erwartete Häufigkeit von kleiner 5.
Die minimale erwartete Häufigkeit ist 0,05.

Die der statistischen Analyse zugrunde liegende Hypothese, dass signifikante Unterschiede zwischen den beiden Wurzelstiftmaterialien Titan und PEEK sowie den vier verschiedenen Befestigungsmaterialien hinsichtlich der in der Haftverbund-Analyse erhobenen Daten bestehen, konnte angenommen werden. Anhand der Mittelwerte ließen sich durchschnittlich höhere Werte bei der Verwendung des Titanstiftes verzeichnen. Der durchgeführte Chi-Quadrat-Test zeigte signifikante Ergebnisse der zugrunde liegenden Kreuztabelle von Frakturmodus und Wurzelstiftmaterial. Im Falle des Befestigungsmaterials konnte die Nullhypothese nicht verworfen werden.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methode

Material

Das zur Studie verwendete Zahnmaterial wurde von verschiedenen Zahnarztpraxen zur Verfügung gestellt. Dementsprechend befanden sich die Zähne jeweils in einem unterschiedlichen Zustand. Es handelte sich grundsätzlich um kürzlich extrahierte Zahnschubstanz, wobei das Alter der zugehörigen Patienten unberücksichtigt blieb. Es erfolgte eine feuchte Lagerung in Kochsalzlösung und Natriumazid, um dem Risiko von Rissbildungen und Frakturen im Rahmen der Pull-Out-Analyse vorzubeugen.

Zudem unterschieden sich die Zähne hinsichtlich ihres Zerstörungsgrades. Es ist davon auszugehen, dass eine Zahnextraktion neben der kieferorthopädischen Notwendigkeit oder einem hohen Mobilitätsgrad aufgrund parodontaler Erkrankungen in der Regel wegen vorliegender Nichterhaltungswürdigkeit vollzogen wird. Somit lagen bei den in der Studie verwendeten Zähnen mehrheitlich tiefe kariöse Läsionen vor, zum Teil aber auch vollständig intakte Zahnschubstanz.

Um eine annähernd homogene Versuchsgruppe zu erhalten, wurden alle Zähne röntgenologisch überprüft und nach bereits erläuterten Kriterien ausgewählt. Somit konnte die Homogenität der Versuchsgruppe aufgrund individuell beschaffener Zähne nicht komplett, aber annähernd erreicht werden, was im Hinblick auf die Validität der Studie unerlässlich war.

Die nötige Stichprobengröße wurde mithilfe des Programmes zur statistischen Poweranalyse *G*Power 3.1* ermittelt. Ausgehend von einem mittleren Effekt und einem Alphafehler von 0,05 ergaben sich mit einer Power von .80 bei zweiseitiger Testung zwei Gruppen mit je 48 Zähnen und somit eine ausreichende Stichprobenzahl von $n=96$. Um die Validität der Studie und die Aussagekraft der Ergebnisse darüber hinaus zu steigern, hätte man die Probandenzahl entsprechend erhöhen können, was aufgrund der Schwierigkeit, ausreichend Zahnmaterial in gewünschter Qualität zu gewinnen, leider so nicht möglich war.

Bei der Auswahl der Befestigungsmaterialien entschied man sich ausschließlich für dual- und selbsthärtende Mehrschritt-Adhäsive und verzichtete auf rein lichthärtende

Komposite. Zudem erfolgte keine Testung mit konventionellen Zementen. Ob die Studie zu ausschlaggebend anderen Ergebnissen gekommen wäre, hätte man sich für die Verwendung von beispielsweise Phosphat- und Glasionomerkement entschieden, bleibt somit offen. Allerdings wird in der Literatur mehrfach beschrieben, dass der Gebrauch von Adhäsiven bei ordnungsgemäßer Anwendung die Haftkraft des Wurzelstiftes im Kanal nachweislich erhöht (50, 51, 93, 151, 159), weshalb diese bereits das bevorzugte Mittel darstellen (51) und auch im Rahmen der vorliegenden Studie verwendet wurden. Außerdem sollen sie neben ihrer Funktion der Retention auch den Zahn selbst stärken (110, 117, 151). Die Beschränkung auf adhäsive Befestigungsmaterialien ermöglichte einen Vergleich zwischen den vier ausgewählten Produkten und erhöhte die Validität der Studie.

Zum Vergleich mit Polyetheretherketon fiel die Wahl für die Kontrollgruppe auf Titan. Die konische Form samt ISO-Größe und Konizität der Titan-ER-Stifte diente dem Hersteller als Vorlage für die Fertigung der Stifte aus PEEK. Lediglich die Oberfläche der PEEK-Stifte wurde zusätzlich sandgestrahlt und mit dem Kompositprimer *visio.link* beschichtet, um die Haftung zusätzlich zu erhöhen, was im Falle des metallischen Stiftes mit seiner herstellereitig bereits angerauten Oberfläche nicht durchgeführt wurde. Die Vorbehandlung mit *visio.link* wirkt sich laut anderer Studien positiv auf den Haftverbund zwischen Polyetheretherketon und dem jeweils verwendeten adhäsiven Befestigungsmaterial aus, aufgrund dessen die Oberflächen der Stifte aus PEEK auch in dieser Arbeit entsprechend vorbehandelt wurden (82, 162-164).

Für Titan entschied man sich, da auf Grundlage wissenschaftlicher Studien und in der zahnmedizinischen Behandlung auf Langzeiterfahrungen zurückgegriffen werden kann (53, 119). Trotzdem lässt sich heutzutage eine „zunehmende Nachfrage nach [...] metallfreien Werkstoffen“ verzeichnen (150). Dementsprechend werden immer mehr Stiftsysteme aus anderen Materialien, wie glasfaserverstärktem Komposit, verwendet (119), womit die Frage aufkommt, warum diese nicht Teil der Studie sind. Weitere Stiftmaterialien einzubringen, hätte eine größere Stichprobe und weitere Testgruppen erfordert, um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten.

Durchführung

Den kooperierenden Zahnarztpraxen wurden Gefäße samt Lösung bereit gestellt, um eine sofortige, einheitliche Lagerung zu ermöglichen. Diese konnte nicht uneingeschränkt garantiert werden, da die diesbezügliche Verantwortung bei den kooperierenden Praxen lag. Allerdings wurden alle Zähne in einem Zeitraum von einigen Tagen bis wenigen Wochen von den Praxen ausgehändigt und unverzüglich entsprechend aufbewahrt. Einige Studien verweisen auf die Wichtigkeit einer feuchten Lagerung im Zusammenhang mit dem Haftverbund von Zahnschmelz und Adhäsiv, wobei auch ein sogenanntes „rewetting“ möglich ist, ohne dass die Qualität der Zähne als humanes Probensubstrat signifikant beeinträchtigt wird (19, 56, 64). Demnach war im Falle einer verzögerten Feuchtlagerung schlussendlich dennoch eine adäquate Aufbewahrung möglich. Zudem wurden alle notwendigen Wartezeiten, beispielsweise nach Abschluss der Wurzelfüllungen, im Zuge der Umsetzung der Versuche gleichsam für alle Testzähne eingehalten.

Das Röntgen der Zähne diente lediglich der Überprüfung auf Verwendbarkeit für die Studie. Auf diesem Wege konnte eruiert werden, ob Auffälligkeiten, wie Obliterationen, Wurzelkaries oder Frakturen, vorlagen. Zudem war die röntgenologische Untersuchung unerlässlich, um eine ausreichende Wandstärke zirkulär um den Wurzelkanal festzustellen. Auch wenn eine dreidimensionale Aufnahme eine genauere Diagnostik ermöglicht hätte, erachtete man den zweidimensionalen Zahnfilm als ausreichend für die Darstellung und Analyse der erforderlichen Daten der Probenzähne.

Die Aufbereitung der Wurzelkanäle erfolgte maschinell in einheitlicher Länge und ISO-Größe. Im Anschluss daran wurden alle Testzähne für den gleichen Zeitraum feucht gelagert. Um mögliche Fehlerquellen beim Setzen der Stifte zu vermeiden, wurden die einzelnen Arbeitsschritte unter vier Personen aufgeteilt. Beispielsweise war eine Person für das Einfüllen des Befestigungskomposits verantwortlich, eine andere für das Stiftsetzen. Auf diese Weise konnten ein einwandfreier Ablauf gewährleistet und Fehler in der Durchführung sowie zeitliche Diskrepanzen auf ein Minimum reduziert werden. Dabei wurde streng darauf geachtet, jeden Arbeitsschritt pro Zahn auf die gleiche Weise zu wiederholen, um keine Unterschiede innerhalb und zwischen den einzelnen Versuchsgruppen zu erzeugen und dadurch die Ergebnisse der Studie zu verfälschen.

Trotz des Bestrebens, die Vorgänge zu standardisieren, war ein exakter, vollkommen fehlerfreier Ablauf nicht immer optimal realisierbar. Zum Teil war trotz gründlicher Aufbereitung kein komplettes Versenken der Wurzelstifte möglich, sodass sich bei einigen Zähnen ein Überstand weniger Millimeter ergab. Durchschnittlich ließ sich ein Überstehen des zu verklebenden Stiftanteils von 0,3 mm verzeichnen. Fraglich bleibt, ob das unvollständige Versenken der Stifte im Zusammenhang mit der Konsistenz des jeweiligen Befestigungskomposits stand oder bedingt war durch fehlerhaftes Anwenden der Materialien. Nicht auszuschließen ist auch, dass die Kanalaufbereitung nicht ausreichend in Länge und Breite war. Aufgrund der geringeren Bedeutung der Überstände für das Ziel der vorliegenden Studie wurden diese nicht in die statistische Analyse einbezogen. Die Haftfläche der aus dem Stiftkanal koronal herausragenden, nicht im Kanal befindlichen Stiftlänge wurde mathematisch berechnet und entsprechend der jeweils vorliegenden effektiven Klebefläche korrigiert, indem die fehlende Klebefläche substrahiert wurde.

Die Haftverbund-Analyse konnte vollständig standardisiert vorgenommen werden. Es bereitete keine Schwierigkeiten, jede einzelne, individuell geformte Zahnwurzel in die Materialprüfmaschine einzuspannen. Die Pull-Outs samt Kraftmessung wurden computergestützt durchgeführt, was eine exakte Auswertung ermöglichte. Zudem kam es zu keiner Fraktur während der Analyse.

Pull-Out-Analysen sind ein gängiges Mittel zur Ermittlung des Haftverbundes von Stiften im Wurzelkanal (51) und Teil zahlreicher Studien (14, 38, 40, 59, 85, 97). Alternativ kann zur Messung des Haftverbundes eines Wurzelstiftes auch auf den Microtensile-Bond-Strength-Test (5, 10, 17, 39, 69, 103) sowie auf die Push-Out-Analyse (41, 48, 55, 58, 87, 108, 115) zurückgegriffen werden. Goracci et al. sehen ihrer Studie zufolge den Gebrauch des Microtensile-Bond-Strength-Tests im Vergleich zur Pull-Out-Analyse wegen mangelnder Aussagekraft aus folgenden Gründen kritisch: „The most remarkable findings in the data collected with the trimming variant of the microtensile technique were the extremely high number of premature failures and the large spread of the data distribution.” (63)

Das Mittel der Push-Out-Analyse schnitt diesbezüglich besser ab, eignet sich aber vor allem dazu, anhand horizontaler Schnitte regionsbezogene Unterschiede zu analysieren (63). Bei der vorliegenden Studie waren nicht einzelne Abschnitte von Interesse, sondern die gesamte Länge von Stift und Kanaloberfläche. So wurde nach Entfernung

des Stiftes ein Schnitt entlang der Zahnachse durch den Wurzelkanal vorgenommen. Daher war in diesem Fall die Pull-Out-Analyse das Mittel der Wahl. Indem anstelle mehrerer Schnitte nur ein einzelner Längsschnitt gemacht wurde, konnten Artefakte und somit Verfälschungen der Ergebnisse aufgrund von Absplitterung des Befestigungsmaterials beim Schneiden minimiert werden (51). Auch wenn im Vergleich zu einer Push-Out-Studie weniger Schnitte vollzogen wurden, ist dennoch nicht auszuschließen, dass sich bei deren Anfertigung Partikel der Zahnschmelzsubstanz und des zu analysierenden restlichen Befestigungskomposits gelöst haben können, mitunter durch die Dicke der Trennscheibe selbst.

Die Zähne wurden nach Augenmaß von Hand zerteilt. Somit konnte nicht immer genau die Mitte der aufbereiteten Wurzelkanäle getroffen werden. In der Literatur findet man diesbezüglich hauptsächlich Studien, in denen Zahnschnitte mit dafür vorgesehenen Schneidemaschinen durchgeführt wurden (64). Andererseits wird im Rahmen von Frakturanalysen teilweise auf ein Zerteilen und die Auswertung der Kanalinnenseite neben der Betrachtung der gezogenen Wurzelstifte verzichtet (14, 51). Wäre das Halbieren der Zahnwurzeln mittels einer speziellen Schneidemaschine umgesetzt worden, hätte man diese vorab in eine Form, etwa aus Harz, einbetten müssen, um sie in das Gerät einspannen zu können. Auf diese Weise hätten sich womöglich sauberere Schnitte ergeben, allerdings wäre es auch nicht uneingeschränkt möglich, wenn gar schwieriger gewesen, den jeweiligen Kanal exakt mittig zu treffen, da jede Zahnwurzel samt Wurzelkanal eine individuelle Form aufweist.

Die Auswertung der Frakturmodi erfolgte rein visuell, wobei der Wurzelstift lediglich von zwei sich gegenüber liegenden Seiten betrachtet und ausgewertet wurde. Daher wurde das Ausmaß der daraus resultierenden kleiner wirkenden Randbereiche geschätzt und entsprechend in die Berechnung einbezogen. Allerdings ließ die Verwendung eines Digitalmikroskops in 20-facher Vergrößerung eine genaue Betrachtung zu. Im Hinblick darauf, dass die fraktografische Analyse im Rahmen dieser Studie allein als Ergänzung zu der Pull-Out-Analyse und zur Erklärung ihrer Ergebnisse diente, erachtete man diese weniger aufwändige Vorgehensweise als ausreichend. Trotzdem sei an dieser Stelle erwähnt, dass ein Rasterelektronenmikroskop genauere Ergebnisse geliefert hätte und in der Literatur teilweise für Misch- und Adhäsionsfrakturen empfohlen wird (6, 31). Auf eine detaillierte prozentuale Berechnung der

Klebeflächen an Zahnwurzel sowie Wurzelstift wurde verzichtet, weshalb die verschiedenen Frakturmodi nur ungefähr bestimmt werden konnten.

Dennoch wurde Wert daraufgelegt, die einzelnen Frakturmodi präzise zu beschreiben, weswegen eine Einteilung in sieben Kategorien vorgenommen wurde (Tab. 9). In der Literatur hingegen findet sich häufig die einfache Einteilung in kohäsiv, adhäsiv und gemischt ohne genauere Erläuterung der Mischformen, was eine vollständige Deutung der Ergebnisse erschwert (144). Dies wurde im Rahmen der vorliegenden Studie durch Subkategorien vermieden, die eine gezielte Interpretation der Frakturmodi im Zusammenhang mit den erhobenen Werten der Pull-Out-Analyse ermöglichten.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Haftverbund-Analyse

Die Ergebnisse der Haftverbund-Analyse zeigten, dass PEEK-Stifte höhere Haftwerte erzielen, sofern sie im Vorhinein oberflächlich sandgestrahlt und mit dem PMMA- und Kompositprimer *viso.link* beschichtet werden. In einer vergleichbaren Untersuchung kam man nach der Vorbehandlung mit 98%iger Schwefelsäure in Verbindung mit dem selbstätzenden *Panavia F 2.0* (Kuraray) zu höheren Haftwerten (14).

Die Versuche mit Titanstiften ergaben in der vorliegenden Studie in Verbindung mit allen vier Befestigungsmaterialien statistisch signifikant höhere Abzugskräfte als PEEK. Dabei lagen die Mittelwerte und der jeweils entsprechende Median nah beieinander, was auf eine symmetrische Verteilung der Testergebnisse hindeutet. Die Haftverbund-Werte von Titan wiesen allerdings eine größere Streuung auf und unterschieden sich hinsichtlich der Befestigungsmaterialien signifikant voneinander. Dies war im Vergleich von *Panavia 21* und *RelyX Ultimate* sowie *Panavia 21* und *core-X flow* und bei *RelyX Ultimate* und *Multilink Automix* der Fall. Daneben lagen innerhalb der PEEK-Gruppe keine signifikanten Mittelwertunterschiede vor.

Den niedrigsten Durchschnittswert erzielte Titan unter Verwendung von *RelyX Ultimate* mit einer Kraft von 6,25 MPa, der über dem höchsten durchschnittlichen Wert von PEEK mit dem Befestigungsmaterial *Panavia 21* in Höhe von 3,71 MPa lag. Die Tatsache, dass der höchste Wert des einen Wurzelstiftmaterials unter dem niedrigsten des anderen lag, verdeutlicht die Diskrepanz zwischen den beiden Stiftmaterialien hinsichtlich ihrer ermittelten Haftwerte. Auffällig ist zudem, dass *Panavia 21* in beiden

Fällen auch im Durchschnitt die höchsten Werte erzielt, wobei sich bei der Verwendung von *RelyX Ultimate* durchschnittlich die niedrigsten Haftwerte feststellen ließen. Hier stellt sich die Frage nach einem geeigneten Befestigungsmaterial. *Panavia 21* ist ein mehrfach in Studien zum Thema Haftverbund getestetes Adhäsiv (8, 16, 62, 76, 128). In der vorliegenden Arbeit erzielte das Befestigungskomposit die höchsten Haftwerte. Dass *Panavia 21* einen starken Haftverbund zum Zahn (62, 76) und zu Wurzelstiften (62) erreichen kann, spiegelt sich auch in der vorhandenen Literatur wider. Allerdings erzielte *Multilink Automix* bei Holderegger et al. vergleichbare Ergebnisse (76). Auch in dieser Studie erreichte *Multilink Automix* mit einem durchschnittlichen Wert von 10,4 MPa bei der Pull-Out-Analyse der Titanstifte ein nur geringfügig niedrigeres Ergebnis als *Panavia 21* mit 11,93 MPa. In einer Untersuchung von Goracci et al. zum Haftverbund von Glasfaserstiften mit unterschiedlichen Befestigungsmaterialien lagen die Werte für *Panavia 21* mit einem Durchschnitt von 10,18 MPa in einem ähnlichen Bereich, allerdings unter denen von *Variolink II* (Ivoclar Vivadent) (62).

Somit ist abschließend keine definitive Empfehlung auszusprechen, ob *Panavia 21* grundsätzlich erste Wahl unter den Befestigungsadhäsiven hinsichtlich des Haftverbundes sein sollte – nicht zuletzt, da alle Ergebnisse in Abhängigkeit vom jeweiligen Studiendesign zu sehen sind. Dennoch scheinen die im Rahmen dieser Untersuchung erhobenen Werte im Vergleich mit ähnlichen Studiendesigns realistisch zu sein.

Ob die Höhe der in der Haftverbund-Analyse mit PEEK ermittelten Werte ausreicht, ist abhängig von den vertikalen Abzugskräften, die im Mundraum auf Zahnersatz samt Stiftaufbau wirken. Eine derartige Zugbelastung kann verglichen werden mit dem Teil des Kauvorgangs klebriger Lebensmittel, bei dem sich die Zahnreihen von Ober- und Unterkiefer aus der Kontaktposition heraus voneinander entfernen; ebenso tritt sie beispielsweise beim Abziehen einer Teleskopprothese auf (11). In einer Studie von Bayer et al. lag die durchschnittlich aufgewendete Kraft beim Herausnehmen von Teleskopprothesen bei 1,93 N (11). Hagner et al. empfehlen eine Abzugskraft pro Teleskop von 1-3 N (67), wohingegen Becker von Patientenzufriedenheit im Bereich von 2,5-3 N berichtet (12). Da die Pull-Out-Ergebnisse der PEEK-Stifte in dieser Studie im Durchschnitt über 3 N lagen, würden sie den berichteten Abzugskräften standhalten. Allerdings können diese abhängig vom Zahntyp und dem jeweiligen Teleskopdesign stark variieren (11). Zudem lassen sich die Kräfte, denen Stiftkonstruktionen beim

Kauen klebriger Kost ausgesetzt sind, nicht abschätzen. Daher ist nicht abschließend zu sagen, ob die hier erhobenen Haftwerte hinreichend sind. Ebenso sind die Analyse dynamischer Effekte sowie die simulierte Alterung von adhäsiven Befestigungen wichtige Aspekte, die es noch zu untersuchen gilt.

Überstände

In der Ermittlung der Überstände aufgrund nicht vollständig versenkter Wurzelstifte fiel auf, dass diese durchschnittlich mehrheitlich bei *Panavia 21* auftraten, am wenigsten jedoch bei *RelyX Ultimate*. Es war interessant festzustellen, dass hier ausgerechnet die beiden Materialien hervorzuheben sind, die in ihren Haftwerten im Zusammenhang mit den PEEK- und Titanstiften bei der Pull-Out-Analyse am weitesten auseinander lagen. Die mit *Panavia 21* inserierten Wurzelstifte erzielten im Durchschnitt die höchsten Haftwerte, wiesen aber vermehrt Überstände beim Einsetzen auf, ließen sich also nicht immer bis zur Endposition einbringen. Bei *RelyX Ultimate* verhielt es sich genau umgekehrt. Es ist fraglich, ob es sich hierbei um einen echten Zusammenhang zwischen Befestigungsmaterial und Einbringtiefe oder eine Korrelation handelt, die begründet sein kann durch eine fehlerhafte Anwendung des jeweiligen Produktes oder unzureichende Kanalaufbereitung. Sofern es dadurch zu keinem Verlust an Haftverbund kommt, kann abhängig vom Befestigungsmaterial neben einer größeren Aufbereitung auch ein verstärktes Aufrauen der Kanalwand sowie das Anpassen der resultierenden Schichtgröße des Befestigungskomposits zur Vermeidung solcher Effekte von Vorteil sein, nicht zuletzt, da auch die adhäsiven Befestigungsmaterialien eine höhere Viskosität aufweisen können (139). An dieser Stelle sei vermerkt, dass die Überstände zwar vereinzelt wenige Millimeter betragen, im Durchschnitt allerdings lediglich 0,3 mm.

Die Haftwerte und Überstände sind nicht miteinander in Zusammenhang zu bringen, da eine mögliche Fehlerquelle eliminiert wurde, indem die Einheit Newton in Megapascal umgerechnet und somit nur die tatsächlich verklebte Stiftoberfläche in den Ergebnissen der Pull-Out-Analyse berücksichtigt wurde.

Fraktografische Analyse

Wie oben bereits kritisch angemerkt wurde, erfolgte die Analyse der Frakturmodi ausschließlich visuell. Zudem konnte eine Absplitterung von Kleberesten bei der Anfertigung der Zahnschnitte nicht vollständig ausgeschlossen werden, sodass die Beurteilung des Frakturmodus immer nur mit einer relativen Genauigkeit möglich war. Allerdings schien der Abgleich von Zahn- und Stiftoberflächen hinsichtlich der anteiligen Kleberückstände plausibel. Die Betrachtung von Stift und Zahn ermöglichte, Rückschlüsse auf etwaige Zusammenhänge mit den beiden Wurzelstiftmaterialien und Ursachen für die vorliegenden Ergebnisse zu ziehen.

Unter allen 96 Testzähnen kam es in 87 Fällen zu gemischten Frakturen, wovon es sich zu ca. 50 % um Brüche mit kohäsiven und adhäsiv am Zahn und Stift gebrochenen Anteilen (Kat. 4.b) handelte, wie oben bereits erläutert. Die andere Hälfte machten neben der Kategorie 4.c (adhZahn/koh) in 17 Fällen Kombinationen aus adhäsiven Frakturen am Stift sowie Zahn (Kat. 4.a) aus. Somit lag in fast 20 % der Mischbrüche ein starker Verbund innerhalb des Befestigungskomposits vor, wobei die Haftkraft dessen am Stift und Zahn ungefähr ausgeglichen war, jedoch nicht die innerhalb des Komposits überstieg.

Das Überwiegen von Mischformen in der gesamten Stichprobe lässt noch keine gezielte Interpretation für den Vergleich beider Wurzelstiftmaterialien zu. Eine genauere Analyse erfordert die Betrachtung der detaillierten Ergebnisse, um festzustellen, welche Anteile des jeweiligen Gesamtkonstrukts durchschnittlich weniger stabil waren. Somit stellt sich die Frage, ob eine Schwachstelle innerhalb des Befestigungskomposits oder im Bereich der Verbindung von Befestigungskomposit und Zahn oder Stift, oder aber ein ausgeglichenes Verhältnis zwischen den Haftkräften der unterschiedlichen Bereiche vorlag. In der gesamten Studie kam es keinmal zu einer reinen Adhäsionsfraktur zwischen Befestigungsmaterial und Wurzelstift. Folglich war die Haftkraft in diesem Bereich immer mindestens genauso stark wie an einer anderen Stelle des Klebegefüges. Somit kann ein etwaiger mangelnder Haftverbund nicht allein auf den jeweiligen Wurzelstift, sein Material, seine Oberfläche oder seinen Verbund zum Befestigungskomposit zurückgeführt werden. Zumindest im Rahmen dieser Studie spricht dies nicht oder nicht allein gegen die Verwendung der Wurzelstifte und deren Vorbehandlung.

Im Zuge der Pull-Out-Analyse der Titanstifte kam es ausschließlich zu gemischten Frakturen. Bei *RelyX Ultimate* und *core-Xflow* herrschte ein ausgeglichenes Verhältnis im Hinblick auf die Stärke der einzelnen Klebeverbindungen, da sich mehrheitlich Mischbrüche der Gruppe 4.b (adhZahn/adhStift/koh) feststellen ließen. In einem solchen Fall scheinen keine Maßnahmen zur Verbesserung der Haftkraft einzelner Anteile des Gesamthaftverbundes erforderlich. Bei *Multilink Automix* hingegen ergaben sich hauptsächlich Kombinationen aus Adhäsionsfrakturen am Zahn und am Stift. In diesem Fall überwogen die kohäsiven Kräfte innerhalb des Befestigungskomposits. Für einen einheitlichen Kraftverbund wäre demnach eine Erhöhung der Haftkraft des Befestigungsmaterials am Zahn sowie am Stift notwendig.

Eine Steigerung der Retention des Befestigungsmaterials am Zahn sowie am Stift setzt sowohl ein Aufräumen der aufbereiteten Kanalwände als auch eine raue Stiftoberfläche voraus (54, 112, 120, 121, 134, 135, 139, 147, 170). Da in diesem Fall die Titanstifte bereits herstellerseitig eine angeraute Oberfläche aufwiesen, wurden nur die Kanalwände mit Handinstrumenten vorbereitet. Ein Erklärungsversuch für die vorliegenden Ergebnisse wäre, dass dieser Vorgang mit unzureichender Intensität durchgeführt wurde. Bei der Pull-Out-Analyse der Stifte, die mit *Panavia 21* befestigt worden waren und durchschnittlich die höchsten Haftwerte erzielten, kamen sowohl Fälle der Gruppe 4.a (adhZahn/adhStift) als auch 4.b (adhZahn/adhStift/koh) vor.

Die Ergebnisse der fraktografischen Analyse der PEEK-Stifte ähnelten nicht nur denen von Titan, sondern auch den Werten einer vergleichbaren Studie zu Wurzelstiften aus PEEK, in der sich mehrheitlich gemischte Frakturen verzeichnen ließen (14). In 81,3 % der hier getesteten PEEK-Stifte kam es zu Mischbrüchen. Mit Ausnahme von den Zähnen, deren PEEK-Stifte mit *Panavia 21* gesetzt worden waren, lagen in allen Gruppen mitunter rein kohäsive Frakturen vor, was für einen starken Verbund zwischen Befestigungskomposit und Stift oder Zahn spricht, aber auch auf in Relation gesehene mangelnde Kohäsionskräfte innerhalb des Befestigungsmaterials hinweist. Allerdings handelte es sich lediglich um insgesamt sieben Testzähne, bei denen dies der Fall war. Neben der Adhäsionsfraktur am Zahn, die nur in zwei Fällen (*Panavia 21* und *Multilink Automix*) zu vermerken war, kann auch die einmalig aufgetretene Fraktur aus adhäsiv am Zahn und Stift gebrochenen Anteilen aufgrund geringen Vorkommens vernachlässigt werden. Daneben kam es mehrfach zu Mischbrüchen der Gruppe 4.b (adhZahn/adhStift/koh) und 4.c (adhZahn/koh). Eine gemischte Fraktur

mit allen drei Frakturmodi (Kat. 4.b) konnte 13 Mal vermerkt werden. Somit herrschte in knapp einem Drittel der Fälle eine gänzliche Ausgeglichenheit zwischen den Anteilen des Haftverbundsystems. Die Verbesserung der Haftkraft müsste demzufolge unter Einbeziehung aller Bestandteile vollzogen werden. In 25 Fällen und somit im überwiegenden Teil der PEEK-Versuche lag ein Mischbruch aus adhäsiv an der Kanalwand gebrochenen sowie kohäsiven Anteilen vor (Kat. 4.c), in der *Multilink*-Gruppe sogar achtmal. Dieses Ergebnis lässt auf eine starke Adhäsion zwischen Befestigungskomposit und PEEK-Stift schließen, wenn man davon ausgeht, dass der Zahn selbst ausreichend vorbehandelt wurde. Im anderen Fall könnte auch die zu schwache Haftung des Befestigungskomposits am Zahn Grund für die niedrigeren Haftwerte der Pull-Out-Analyse gewesen sein. Allerdings kann anhand der Ergebnisse der fraktografischen Analyse der Titanstifte keine auffällig geringe Haftkraft zwischen Zahn und Befestigungskomposit verzeichnet werden.

Bei der Untersuchung eines möglichen Zusammenhangs zwischen der Höhe der im Rahmen der Haftverbund-Analyse ermittelten Scherfestigkeit und dem jeweiligen Frakturmodus zeigte sich ein Unterschied in der Verteilung der Frakturmodi bei höheren Pull-Out-Ergebnissen. Wohingegen bei Fällen mit niedriger Scherfestigkeit alle Frakturmodi zu verzeichnen waren, traten höhere Werte nur in Verbindung mit gemischten Frakturen auf.

Insgesamt ließen sich Unterschiede zwischen Titan und PEEK feststellen. Auch die statistische Analyse untermauerte diese These, wonach sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Wurzelstiftmaterialien hinsichtlich der Frakturmodi zeigte. Die Befestigungsmaterialien unterschieden sich diesbezüglich weniger eindeutig und nicht in jeder Kombination signifikant voneinander.

Studienlage

In der Literatur finden sich zahlreiche Pull-Out-Analysen zur Messung von Haftwerten im Wurzelkanal befestigter Stifte unterschiedlicher Materialien (14, 38, 40, 51, 59, 85, 97). Auch zum Kunststoff Polyetheretherketon wurden im medizinischen (90, 96, 132, 172) und zahnmedizinischen Bereich (14, 29, 70, 82, 99, 133, 137, 153, 154, 162-164, 182) Studien durchgeführt und wissenschaftliche Artikel veröffentlicht. Mitunter wurde dabei der Einfluss der Vorbehandlung der PEEK-Oberfläche auf den Verbund

mit Verblendkompositen (82, 162, 163), Befestigungsmaterialien (14, 29, 70, 133, 153, 164) und Dentin (14, 137) untersucht.

In einer kürzlich veröffentlichten Studie wurde der Haftverbund von PEEK im Wurzelkanal in Form von zylindrischen Stiften im Rahmen einer Pull-Out-Analyse getestet. Man kam zu dem Ergebnis, dass sich PEEK als Wurzelstiftmaterial eignet und der Gebrauch von 98%iger Schwefelsäure den Verbund signifikant erhöht (14). Andere Autoren sehen ebenfalls eine Steigerung der Haftkraft durch jene Vorbehandlung (29, 137, 153), auch in Verbindung mit *Heliobond* (Ivoclar Vivadent) (153). Wie oben bereits erwähnt, führte der Primer *visio.link* nicht nur im Zuge dieser Studie zu höheren Werten in der Pull-Out-Analyse. Seine haftverbundsteigernde Wirkung stellten auch Keul et al. in Verbindung mit Sandstrahlen oder Piranha-Lösung (82) und Stawarczyk et al. (162-164) fest, die sich gegen die Notwendigkeit eines Etchings der PEEK-Oberfläche aussprechen (162). Die Verwendung von Schwefelsäure ist kritisch zu sehen, da sie sich aufgrund ihrer gesundheitsschädlichen und oxidierenden Eigenschaften (29, 153, 154, 162) nicht für den Gebrauch in Patientennähe eignet und vorab industriell angewendet werden müsste (14). Somit ist die Studienlage zur Vorbehandlung der PEEK-Oberfläche zur Steigerung des Haftverbundes mit Befestigungsmaterialien noch nicht eindeutig.

Es herrscht Konsens darüber, dass PEEK aufgrund seiner Materialeigenschaften besonders für den prothetischen Bereich als Prothesengerüst (72, 150, 152, 154, 162, 182) – auch für implantatgetragenen Zahnersatz (150) – geeignet ist. Dennoch sind weitere Studien wünschenswert, um die bereits erlangten Erkenntnisse zu untermauern und zu ergänzen (150, 152, 154, 162-164, 182).

Klinische Relevanz

Auch wenn die statistische Analyse der Ergebnisse signifikante Unterschiede zwischen PEEK und Titan im Rahmen dieser Studie aufgezeigt hat, bleibt fraglich, inwiefern die erhobenen Werte für das praktische Arbeiten im zahnmedizinischen Bereich relevant sind. Wurzelstifte sind auch in der gegenwärtigen Zahnheilkunde unentbehrlich (119) und dienen der Schaffung von Retention des Aufbaus stark zerstörter Zähne (30, 53, 114, 119, 173). Ein ausreichender Halt ist entscheidend für den Langzeiterfolg der jeweiligen Restauration (61). Daher sind Wurzelstifte zentraler Teil der vorliegenden

Versuchsreihe, in welcher adhäsiv befestigte Stifte im Rahmen einer Pull-Out-Analyse auf die Stärke ihres Haftverbundes untersucht wurden.

Wie oben erläutert, kann die hier aufgewendete Abzugskraft im Zusammenhang mit dem Herausnehmen von Teleskop- oder Klammerprothesen oder dem Verzehr klebriger Lebensmittel vorkommen. Der Kauvorgang schließt allerdings außerdem statische und dynamische Druckbelastungen verschiedener Richtungen mit ein. Zudem können prothetische Versorgungen starken, unkontrollierten Zahnbewegungen aufgrund von möglichen Parafunktionen, wie Pressen oder Knirschen, ausgesetzt sein.

Das Material PEEK hält der maximalen Kaubelastung von ca. 400 N stand (126, 154). Inwieweit sich in der Mundhöhle vorkommende Kau- und Mahlbewegungen auf den Haftverbund eines PEEK-Stiftes im Wurzelkanal auswirken, wurde in diesem Rahmen jedoch nicht getestet. Die vorliegende Studie bildet lediglich vertikale Abzugskräfte ab, die je nach Situation auf Stiftaufbauten wirken können. Auch wird in der Testreihe ein ausreichender Halt des Zahnes in der Alveole vorausgesetzt, was je nach parodontalem Zustand des Zahnes nicht zwingend gegeben ist. Im menschlichen Gebiss könnte die maximale Abzugskraft durch den Halt des Zahnes selbst limitiert sein. Die hier ermittelten Haftwerte, insbesondere die im höheren Bereich liegenden Ergebnisse der Titanstifte, sind daher nur bedingt realistisch.

Ebenso können äußere Einflüsse, wie Hitze, ein hohes Maß an Abrasion oder säurehaltige Lebensmittel, auf Zähne und Zahnersatz einwirken. Diese sowie der allgemeine Alterungsprozess von Zahn und prothetischer Versorgung sind nicht Teil der Studie. Neben der Simulation von vertikalen und dynamischen Belastungen auf den Zahn (33, 77, 140, 167) bedienen sich wissenschaftliche Studien des sogenannten Thermocyclings (14, 16, 76, 127, 133, 140), um einerseits durch Belastung und andererseits durch Hitzeeinwirkung orale Bedingungen und somit Alterungsprozesse nachzustellen.

Die Einbeziehung weiterer auf den Zahn einwirkenden Faktoren neben den hier getesteten Abzugskräften hätte eine deutlich höhere Stichprobenzahl und eine Erweiterung des Rahmens und Sachverhaltes dieser Studie vorausgesetzt. Um repräsentative Ergebnisse für eine begrenzte Fragestellung zu erhalten, wurde der Fokus auf die Haftverbund-Analyse mit anschließender Auswertung der aufgetretenen Frakturmodi gelegt.

Die fraktografische Analyse diente als Erklärungsversuch für die unterschiedlichen Haftwerte und der Erörterung, welcher Teil eines Haftverbundsystems jeweils vorrangig für die Fraktur bei entsprechender Kraft verantwortlich war. Die Ergebnisse dieser Analyse sind aufgrund der rein visuellen Auswertung nur bedingt zu betrachten. Dennoch ließen sich auch hier Unterschiede zwischen Titan und PEEK feststellen, ebenso wie zwischen den verschiedenen Befestigungsmaterialien. Somit dienen die ermittelten Frakturmodi als Grundlage zur Verbesserung der Haftkraft an entsprechender Stelle im Klebegefüge.

Die gewonnenen Ergebnisse sind weniger aussagekräftig für den Praxisalltag. Vielmehr dient diese Arbeit als Ausgangsstudie für die Verwendung von Polyetheretherketon als Wurzelstiftmaterial und in der Zahnheilkunde allgemein.

6 Schlussfolgerungen und Ausblick

Die diskutierten Ergebnisse zeigen auch unabhängig vom jeweils verwendeten Befestigungsmaterial signifikante Unterschiede zwischen Wurzelstiften aus PEEK und Titan hinsichtlich ihres Haftverbundes zum Wurzelzement. Titan erreichte höhere Werte, wobei die Ergebnisse der PEEK-Stifte ausreichen würden, um die von einigen Autoren beschriebenen durchschnittlichen Abzugskräfte zu übersteigen, die beispielsweise beim Herausnehmen von Teleskopprothesen wirken. Allerdings können die maximalen Abzugskräfte abhängig vom Teleskopdesign variieren, ebenso wie die vertikal auftretenden Belastungen beim Kauen klebriger Lebensmittel, weshalb diesbezüglich keine eindeutige Aussage möglich ist.

Panavia 21 erzielte im Vergleich zu den drei anderen Befestigungsadhäsiven sowohl in Verbindung mit PEEK als auch Titan die höchsten Haftwerte im Rahmen der Pull-Out-Analyse, was sich auch in den Ergebnissen der fraktografischen Analyse widerspiegelt. Dabei kam es in keinem Fall zu einer rein kohäsiven Fraktur innerhalb der Klebeschicht, wobei in fast 30 % der Fälle eine Adhäsionsfraktur an Stift und Zahn vorlag.

Während es bei der Haftverbund-Analyse der Titanstifte ausschließlich zu Mischbrüchen kam, ließen sich – abgesehen von mit *Panavia 21* adhäsiv inserierten PEEK-Wurzelstiften – auch rein kohäsive Frakturen verzeichnen. Zum größten Anteil handelte es sich um gemischte Frakturen mit kohäsiven und adhäsiv am Zahn gebrochenen Anteilen (Kat. 4.c), die besonders bei der Verwendung von *Multilink Automix* und *core-X flow* zu beobachten waren. Demnach war die Verbindung von Befestigungskomposit und PEEK-Oberfläche in den meisten Fällen das stabilste Gefüge im jeweiligen Haftverbundsystem, wozu möglicherweise die Verwendung von *visio.link* beigetragen haben könnte. Beim Vorliegen einer stärkeren Verbindung zwischen Zahn und Adhäsiv hätte PEEK womöglich noch höhere Ergebnisse in der Pull-Out-Analyse erzielen können. Trotzdem bleibt fraglich, warum die Verbindung zwischen Befestigungsmaterial und Zahnschmelze in der Versuchsreihe mit den Titanstiften stärker war als bei PEEK, obwohl es sich um eine randomisierte Gruppeneinteilung der Zähne und dieselben Befestigungskomposite handelte.

Das Studiendesign dieser Arbeit wurde mit der Absicht entwickelt, mögliche Störvariablen auszuschalten und repräsentative Ergebnisse zu liefern. Dennoch wäre mit einer größeren Stichprobe und einer akkurateren fraktografischen Analyse eine Steigerung der Validität möglich gewesen. Außerdem hätte man die Vorversuche zur Oberflächenbehandlung der PEEK-Stifte insofern ausdehnen können, als dass man mehr Zähne und unterschiedliche Haftvermittler getestet hätte, um einen möglichst starken Verbund zum Befestigungskomposit zu erzielen. Angesichts der mehrheitlich schwachen Verbindung zwischen Befestigungsmaterial und Zahn gilt es ebenso, die Zahnoberfläche in optimaler Weise zu bearbeiten.

Die vorliegende Studie hat gezeigt, dass passive, konische Wurzelstifte aus Polyetheretherketon hinsichtlich der Stärke ihres Haftverbundes im Zahn bei beschriebenen durchschnittlichen vertikalen Abzugskräften im Mundraum bedingt bestehen können. Sandstrahlen der PEEK-Oberfläche und der Einsatz von *visio.link* führten zu einer verbesserten Haftkraft, wobei die erhobenen Werte der Titanstifte signifikant höher waren. Somit dient diese Arbeit als Grundlage für weitere wissenschaftliche Studien zur Verbesserung des Haftverbundes zwischen PEEK und adhäsiven Befestigungsmaterialien sowie zu seiner allgemeinen Verwendung im zahnmedizinischen Bereich.

Denkbar wäre ein Studiendesign, welches weitere auf den Zahn und Zahnersatz einwirkende Einflüsse und den natürlichen Alterungsprozess nachbildet, um die praktische Relevanz für den Praxisalltag zu erhöhen. Da die Kaubelastung ein entscheidendes Kriterium für den Langzeiterfolg prothetischer Restaurationen ist (33), wäre die Einbeziehung simulierter Kaubewegungen sinnvoll. Zudem könnten zum Vergleich andere Befestigungs- und Wurzelstiftmaterialien zur Anwendung kommen.

Durch die vorliegende Untersuchung konnte gezeigt werden, dass das als Hochleistungswerkstoff bezeichnete Polyetheretherketon nicht nur durch seine vorteilhaften Materialeigenschaften überzeugt, weshalb ihm „eine vielversprechende Zukunft“ in der Zahnmedizin vorausgesagt wird (150). Im Vergleich mit Titan lassen sich ein günstiger E-Modul (72, 96, 150, 152), ästhetische Vorzüge (150) sowie Korrosionsfreiheit (72, 150) verzeichnen. Neben seinen werkstoffkundlichen Vorzügen verfügt PEEK über Potential als Wurzelstiftmaterial. Um dieses Fazit wissenschaftlich zu untermauern, bedarf es weiterer Untersuchungen, für welche mitunter diese Arbeit als Ausgangspunkt dienen kann.

Zusammenfassung

Polyetheretherketon (PEEK) hält sowohl in der Industrie als auch im medizinischen Bereich seit Jahren Einzug und findet bereits vereinzelt in der Zahnheilkunde Verwendung. Neben der Vorstellung von metallfreien und ästhetischen Versorgungen steigt der Wunsch der Patienten, die eigenen Zähne möglichst lange zu erhalten. Eine Auseinandersetzung mit einer den ästhetischen Anforderungen entsprechenden Therapie stark zerstörter Zähne ist somit unerlässlich, wobei Stiftaufbauten eine zentrale Rolle einnehmen.

Die vorliegende Studie hatte zum Ziel, PEEK auf seine Verwendbarkeit als Stiftmaterial zu testen. Dabei sollten repräsentative Werte für dessen Haftverbund bei adhäsiver Insertion mit Mehrschritt-Adhäsiven im Wurzelkanal ermittelt und diese den Haftwerten von Titan-ER-Stiften (Komet Dental) gegenübergestellt werden.

Nach einer röntgenologischen Analyse erfolgte die Dekapitation von 96 extrahierten Zähnen mit folgender Wurzelbehandlung. Nach einer sechsmonatigen Lagerungszeit wurden die Wurzelkanäle auf Größe der Titan- und PEEK-Stifte (Komet Dental) aufbereitet, welche darauf jeweils adhäsiv im Kanal mit *Panavia 21* (Kuraray), *RelyX Ultimate* (3M Espe), *core-X flow* (Dentsply Sirona) und *Multilink Automix* (Ivoclar Vivadent) befestigt wurden. So ergaben sich acht Versuchsgruppen mit je zwölf Zähnen. Nach einer erneuten Lagerungszeit von einer Woche wurden die Stifte im Rahmen einer Pull-Out-Analyse mittels der Materialprüfmaschine *Zwicki 1120* (Zwick/Roell) gezogen und die aufgewendete Kraft gemessen, die Aufschluss über den Haftverbund geben sollte. Um festzustellen, an welcher Stelle sich das Verbundsystem bei Durchführung der Pull-Out-Versuche gelöst hatte, wurde eine Frakturanalyse durchgeführt, die eine Einteilung in kohäsive, adhäsive und gemischte Frakturmodi ermöglichte.

Die Ergebnisse wurden statistisch ausgewertet und mittels einer ANOVA auf Signifikanz geprüft. Die Wurzelstifte aus Titan erzielten in Kombination mit allen vier Befestigungsmaterialien signifikant höhere Haftwerte als die PEEK-Stifte ($p < 0,05$). Die Scherfestigkeit der Titanstifte lag durchschnittlich bei 9,05 MPa, im Falle von PEEK bei 3,71 MPa, wobei der Haftverbund durch Sandstrahlen der Oberfläche und die Verwendung des Primers *visio.link* (Bredent) verbessert werden konnte.

Die Pull-Out-Ergebnisse unterschieden sich ebenso hinsichtlich der Befestigungsmaterialien innerhalb der Titan-Gruppe statistisch signifikant voneinander ($p < 0,001$), wobei eine größere Streuung als bei PEEK zu verzeichnen war. Signifikante Unterschiede lagen hierbei sowohl zwischen *Panavia 21* und *RelyX Ultimate* ($p = 0,001$) sowie *Panavia 21* und *core-X flow* ($p = 0,012$) als auch zwischen *RelyX Ultimate* und *Multilink Automix* ($p = 0,017$) vor. *Panavia 21* erzielte sowohl in der Titan-Gruppe (11,93 MPa) als auch in Kombination mit PEEK (3,71 MPa) den durchschnittlich höchsten Haftverbund. Bei *RelyX Ultimate* ließ sich in beiden Fällen im Durchschnitt die geringste Scherfestigkeit feststellen (Titan: 6,25 MPa; PEEK: 3,19 MPa).

Die fraktografische Analyse ergab bei Titan ausschließlich, innerhalb der PEEK-Gruppe überwiegend gemischte Frakturen. Mit einer Signifikanz von $p = 0,007$ lagen signifikante Unterschiede zwischen den Wurzelstiftmaterialien bezüglich des Frakturmodus vor. Bei PEEK war mehrheitlich der Verbund zwischen Stift und Befestigungsmaterial der stärkste im jeweiligen Klebegefüge.

Abstract

Polyetheretherketone (PEEK) has already been used for years in industry as well as medicine, whereas it is also gaining ground in the field of dentistry. In addition to the idea of metal-free and aesthetic dentures, the desire for long-term tooth preservation is increasing. A confrontation with a therapy of strongly destroyed teeth corresponding to the aesthetic requirements is thus indispensable whereby post constructions play a central role.

The study aimed at the examination of whether PEEK can be used as a root pin. Representative data of its adhesion with multi-step adhesives in the root canal compared to the adhesion numbers using titanium posts (Komet Dental) should have been collected.

Thus, 96 extracted teeth were decapitated and underwent a root canal treatment. After six months of storage, the root canals were reamed to the size of the posts which have then been placed and adhesively fixed in the root canal. The root pins consisting of titanium and PEEK (Komet Dental) were inserted using *Panavia 21* (Kuraray), *RelyX Ultimate* (3M Espe), *core-X flow* (Dentsply Sirona) and *Multilink Automix* (Ivoclar Vivadent) resulting in eight test groups of twelve teeth each. After an additional storage period of one week, the pins were pulled out by using the material testing machine *Zwicki 1120* (Zwick/Roell) which calculated the physical power needed providing information about the adhesion between the tooth and the post. In order to determine the localisation of the bond having dissolved during the pull-out-analysis, a fracture analysis was carried out which allowed a classification of cohesive, adhesive and combined failures.

The results have been statistically evaluated and tested on significance by means of an ANOVA. Significantly higher force values could be recorded using titanium pins in combination with all four fastening materials in contrast to root pins made of PEEK ($p < .05$). The shear strength of the titanium pins averaged 9.05 MPa, in case of PEEK 3.71 MPa whose bonding could be improved by sandblasting the pins' surface and the use of the primer *visio.link* (Bredent).

The pull-out results also varied significantly in terms of the fastening materials within the titanium group ($p < .001$) with a greater statistical variance than PEEK.

Significant differences could be found between *Panavia 21* and *RelyX Ultimate* ($p=.001$), *Panavia 21* and *core-Xflow* ($p=.012$) as well as between *RelyX Ultimate* and *Multilink Automix* ($p=.017$). *Panavia 21* achieved the highest average bond strength in both, the titanium (11.93 MPa) and the PEEK groups (3.71 MPa). *RelyX Ultimate* showed the lowest shear strength on average in both cases (titanium: 6.25 MPa; PEEK: 3.19 MPa).

Within the titanium group, the fractional analysis revealed solely, in case of PEEK predominantly mixed failures. With a significance of $p=.007$, there were significant differences between the root pin materials regarding the fracture mode. For PEEK, in most cases the bond between the post and the fastening material turned out to be the strongest in the particular compound system.

Quellenverzeichnis

1. **3M Espe.** Technisches Datenblatt. 3M™ RelyX™ Ultimate. Adhäsives Befestigungscomposite. 2018.
2. **Abdulrazzak SS, Sulaiman E, Atiya BK, Jamaludin M.** Effect of ferrule height and glass fibre post length on fracture resistance and failure mode of endodontically treated teeth. *Aust Endod J.* 2014;40(2):81-6.
3. **Al Kahtani AM.** The effect of root canal sealers and timing of cementation on the microleakage of the parapost luted with resin cement. *Saudi Dent J.* 2010;22(2):57-62.
4. **Altintas S, Eldeniz AU, Usumez A.** Shear bond strength of four resin cements used to lute ceramic core material to human dentin. *J Prosthodont.* 2008;17(8):634-40.
5. **Ari H, Yasar E, Belli S.** Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endod.* 2003;29(4):248-51.
6. **Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC.** Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater.* 1998;14(1):44-50.
7. **Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M.** Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *J Prosthet Dent.* 2003;89(5):462-5.
8. **Aziz AA, Tredwin CJ, Stokes A, Gill DS, Moles DR.** Influence of surface treatments on the shear bond strength of Panavia 21 to a Type III gold alloy. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2006;14(2):73-8.
9. **Babenhäuserheide K, Freesmeyer WB.** Zugversuche an faserverstärkten Wurzelstiften: zm online; 2008 [cited 06.05.2019]. Available from: <https://www.zm-online.de/archiv/2008/17/zahnmedizin/zugversuche-an-faserverstaerkten-wurzelstiften/>.

10. **Basaran G, Goncu Basaran E, Ayna E, Deger Y, Ayna B, Tuncer MC.** Microtensile bond strength of root canal dentin treated with adhesive and fiber-reinforced post systems. *Braz Oral Res.* 2019;33:e027.
11. **Bayer S, Stark H, Mues S, Keilig L, Schrader A, Enkling N.** Retention force measurement of telescopic crowns. *Clin Oral Investig.* 2010;14(5):607-11.
12. **Becker H.** Untersuchung der Abzugskräfte abnehmbarer Teleskop-Prothesen. *Zahnärztl Praxis.* 1982:153-6.
13. **Belleflamme MM, Geerts SO, Louwette MM, Grenade CF, Vanheusden AJ, Mainjot AK.** No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J Dent.* 2017;63:1-7.
14. **Benli M, Eker Gumus B, Kahraman Y, Huck O, Ozcan M.** Surface characterization and bonding properties of milled polyetheretherketone dental posts. *Odontology.* 2020;108(4):596-606.
15. **Bergman B, Lundquist P, Sjogren U, Sundquist G.** Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1989;61(1):10-5.
16. **Bomicke W, Schurz A, Krisam J, Rammelsberg P, Rues S.** Durability of resin-zirconia bonds produced using methods available in dental practice. *J Adhes Dent.* 2016;18(1):17-27.
17. **Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH.** Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003;19(3):199-205.
18. **Bourgeois RS, Lemon RR.** Dowel space preparation and apical leakage. *J Endod.* 1981;7(2):66-9.

19. **Brasil Maia G, Pereira RV, Poubel D, Almeida JCF, Dias Ribeiro AP, Rezende L, et al.** Reattachment of fractured teeth using a multimode adhesive: Effect of different rewetting solutions and immersion time. *Dent Traumatol.* 2020;36(1):51-7.
20. **Bredent.** Gebrauchsanweisung visio.link [cited 02.05.2019]. Available from: <http://www.bredent.com/de/bredent/product-group/15504/page/1/>.
21. **Bürklein S, Hülsmann M.** Zahnerhaltung bei älteren Patienten. *Bay Zahnärztebl.* 2013;1(50):2-9.
22. **Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR.** Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(1):58-64.
23. **Caputo AA, Standlee JP.** Pins and posts - why, when and how. *Dent Clin North Am.* 1976;20(2):299-311.
24. **Caputo AA, Standlee JP, Collard EW.** The mechanics of load transfer by retentive pins. *J Prosthet Dent.* 1973;29(4):442-9.
25. **Carvalho CN, de Oliveira Bauer JR, Loguercio AD, Reis A.** Effect of ZOE temporary restoration on resin-dentin bond strength using different adhesive strategies. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(3):144-52.
26. **Cathro PR, Chandler NP, Hood JA.** Impact resistance of crowned endodontically treated central incisors with internal composite cores. *Endod Dent Traumatol.* 1996;12(3):124-8.
27. **Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA.** Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent.* 2001;86(1):101-6.

28. **Cecchin D, Farina AP, Souza MA, Pereira Cda C.** Effect of root-canal sealer on the bond strength of fiberglass post to root dentin. *Acta Odontol Scand.* 2011;69(2):95-100.
29. **Chaijareenont P, Prakhamsai S, Silthampitag P, Takahashi H, Arksornnukit M.** Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *Dent Mater J.* 2018;37(3):385-92.
30. **Cheung W.** A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(5):611-9.
31. **Cho BH, Dickens SH.** Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent Mater.* 2004;20(2):107-15.
32. **Christensen GJ.** Posts: necessary or unnecessary? *J Am Dent Assoc.* 1996;127(10):1522-4, 6.
33. **Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS.** Cyclic fatigue testing of five endodontic post designs supported by four core materials. *J Prosthet Dent.* 1997;78(5):458-64.
34. **Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS.** Retention of three endodontic posts cemented with five dental cements. *J Prosthet Dent.* 1998;79(5):520-5.
35. **Colley IT, Hampson EL, Lehann ML.** Retention of post crowns: An assessment of the relative efficiency of posts of different shapes and sizes. *Br Dent J.* 1968;124(63):1968.
36. **Cook WD, Forrest M, Goodwin AA.** A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dent Mater.* 1999;15(6):447-9.

37. **Creugers NH, Mentink AG, Kayser AF.** An analysis of durability data on post and core restorations. *J Dent.* 1993;21(5):281-4.
38. **D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M.** The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent.* 2007;98(3):193-8.
39. **D'Arcangelo C, D'Amario M, Prosperi GD, Cinelli M, Giannoni M, Caputi S.** Effect of surface treatments on tensile bond strength and on morphology of quartz-fiber posts. *J Endod.* 2007;33(3):264-7.
40. **D'Arcangelo C, Prosperi GD, Passariello P, Caputi S, Malagnino VA.** Capacity of coronal dentin to increase fiberglass post retention: a pull-out test. *Am J Dent.* 2005;18(5):307-10.
41. **da Cunha LF, Furuse AY, Mondelli RF, Mondelli J.** Compromised bond strength after root dentin deproteinization reversed with ascorbic acid. *J Endod.* 2010;36(1):130-4.
42. **Demiryurek EO, Kulunk S, Yuksel G, Sarac D, Bulucu B.** Effects of three canal sealers on bond strength of a fiber post. *J Endod.* 2010;36(3):497-501.
43. **Dentsply Sirona.** core-X[®] flow. Dual cure core build-up material and cement for endodontic posts. *Gebrauchsanweisung.* 2007.
44. **DeSort KD.** The prosthodontic use of endodontically treated teeth: theory and biomechanics of post preparation. *J Prosthet Dent.* 1983;49(2):203-6.
45. **Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Silverstein L, Lepley J, Ohlen K, et al.** Root fracture during insertion of prefabricated posts related to root size. *J Prosthet Dent.* 1985;53(6):786-9.

46. **Dias LL, Giovani AR, Silva Sousa YT, Vansan LP, Alfredo E, Sousa-Neto MD, et al.** Effect of eugenol-based endodontic sealer on the adhesion of intraradicular posts cemented after different periods. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(6):579-83.
47. **Dilts WE, Miller RC, Miranda FJ, Duncanson MG, Jr.** Effect of zinc oxide-eugenol on shear bond strengths of selected core/cement combinations. *J Prosthet Dent.* 1986;55(2):206-8.
48. **Dimitrouli M, Geurtsen W, Luhrs AK.** Comparison of the push-out strength of two fiber post systems dependent on different types of resin cements. *Clin Oral Investig.* 2012;16(3):899-908.
49. **Donovan TE, Chee WW.** Endodontically treated teeth: a summary of restorative concerns. *J Calif Dent Assoc.* 1993;21(12):49-56.
50. **Duncan JP, Pameijer CH.** Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):423-8.
51. **Ebert J, Leyer A, Gunther O, Lohbauer U, Petschelt A, Frankenberger R, et al.** Bond strength of adhesive cements to root canal dentin tested with a novel pull-out approach. *J Endod.* 2011;37(11):1558-61.
52. **Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigl P.** Aufbau endodontisch behandelter Zähne. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ: DGZMK; 2003 [cited 01.08.2019]. Available from: https://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/Aufbau_endodontisch_behandelte_Zaehne.pdf.
53. **Edelhoff D, Spiekermann H.** Alles über moderne Stiftsysteme: zm online; 2003 [cited 15.05.2019]. Available from: <https://www.zm-online.de/archiv/2003/07/titel/alles-ueber-moderne-stiftsysteme/>.

54. **Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ.** Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997;8(3):306-35.
55. **Erdemir U, Mumcu E, Topcu FT, Yildiz E, Yamanel K, Akyol M.** Micro push-out bond strengths of 2 fiber post types luted using different adhesive strategies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(4):534-44.
56. **Farik B, Munksgaard EC, Suh BI, Andreasen JO, Kreiborg S.** Adhesive bonding of fractured anterior teeth: effect of wet technique and rewetting agent. *Am J Dent.* 1998;11(6):251-3.
57. **Fernandes AS, Dessai GS.** Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont.* 2001;14(4):355-63.
58. **Freitas TL, Vitti RP, Miranda ME, Brandt WC.** Effect of glass fiber post adaptation on push-out bond strength to root dentin. *Braz Dent J.* 2019;30(4):350-5.
59. **Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bertini F, Giuliani V.** Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent.* 2004;32(8):629-34.
60. **Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M.** Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res.* 2008;87(12):1122-6.
61. **Goracci C, Ferrari M.** Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011;56(1):77-83.
62. **Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M.** Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Oper Dent.* 2005;30(5):627-35.

63. **Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al.** The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.* 2004;112(4):353-61.
64. **Gritti GC, Cavalcante SIA, Maia-Filho EM, Bauer J, Bandeca MC, Gavini G, et al.** Effect of rewetting solutions on micropush-out dentin bond strength of new bioceramic endodontic material. *Braz Oral Res.* 2017;31:76.
65. **Guldener KA, Lanzrein CL, Siegrist Guldener BE, Lang NP, Ramseier CA, Salvi GE.** Long-term Clinical Outcomes of Endodontically Treated Teeth Restored with or without Fiber Post-retained Single-unit Restorations. *J Endod.* 2017;43(2):188-93.
66. **Hagge MS, Wong RD, Lindemuth JS.** Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a resin cement. *Int Endod J.* 2002;35(4):372-8.
67. **Hagner MW, Hültenschmidt R, Grüner M, Bayer S, Keilig L, Reimann S, et al.** In-vitro-Studie zum Verschleiß von Teleskopkronen. *Dtsch Zahnärztl Z.* 2006;61(11).
68. **Halft M, Koeck B, Utz K-H.** Problematik der Restauration wurzelgefüllter Zähne: zm online; 2002 [cited 03.05.2019]. Available from: <https://www.zm-online.de/archiv/2002/10/zahnmedizin/problematik-der-restauration-wurzelgefuellter-zaehne/>.
69. **Hayashi M, Okamura K, Wu H, Takahashi Y, Koytchev EV, Imazato S, et al.** The root canal bonding of chemical-cured total-etch resin cements. *J Endod.* 2008;34(5):583-6.
70. **Henriques B, Fabris D, Mesquita-Guimaraes J, Sousa AC, Hammes N, Souza JCM, et al.** Influence of laser structuring of PEEK, PEEK-GF30 and PEEK-CF30 surfaces on the shear bond strength to a resin cement. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;84:225-34.

71. **Henry PJ.** Photoelastic analysis of post core restorations. Aust Dent J. 1977;22(3):157-9.
72. **Hermann C.** Neuer Kunststoff ermöglicht Prognose der prothetischen Versorgung: ZWP ONLINE; 2015 [cited 2019 August 20]. Available from: <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/zahntechnik/werkstoffe/neuer-kunststoff-ermoeglicht-prognose-der-prothetischen-versorgung>.
73. **Heydecke G, Butz F, Strub JR.** Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. J Dent. 2001;29(6):427-33.
74. **Hofmann M.** Das ER-Stift-System zum Aufbau marktoter Zähne (I-III). Quintessenz. 1985;36:1-24.
75. **Hofmann M.** Das ER-Stift-System, Materialkundliche Untersuchungen. Dtsch Zahnärztl Z. 1985;40:1169-78.
76. **Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schlapfer R, Hammerle C, Fischer J.** Shear bond strength of resin cements to human dentin. Dent Mater. 2008;24(7):944-50.
77. **Isidor F, Odman P, Brondum K.** Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. Int J Prosthodont. 1996;9(2):131-6.
78. **Ivoclar Vivadent.** Multilink® Automix. Gebrauchsinformation. 2018.
79. **Jacobi R, Shillingburg HT, Jr.** Pins, dowels, and other retentive devices in posterior teeth. Dent Clin North Am. 1993;37(3):367-90.
80. **Janssen U, Hülsmann M.** Das Bruchverhalten endodontisch verankerter Aufbauten mit den Wurzelstiftsystemen Luscent-Anchor und Perma-tex im In-vitro-Test. Dtsch Zahnärztl Z. 2003;58:331-6.

81. **Johnson JK, Sakumura JS.** Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent.* 1978;40(6):645-9.
82. **Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B.** Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent.* 2014;16:383-92.
83. **Kim MM, Boahene KD, Byrne PJ.** Use of customized polyetheretherketone (PEEK) implants in the reconstruction of complex maxillofacial defects. *Arch Facial Plast Surg.* 2009;11(1):53-7.
84. **King PA, Setchell DJ, Rees JS.** Clinical evaluation of a carbon fibre reinforced carbon endodontic post. *J Oral Rehabil.* 2003;30(8):785-9.
85. **Koch AT, Binus SM, Holzschuh B, Petschelt A, Powers JM, Berthold C.** Restoration of endodontically treated teeth with major hard tissue loss - influence of post surface design on pull-out bond strength of fiber-reinforced composite posts. *Dent Traumatol.* 2014;30(4):270-9.
86. **Kovarik RE, Breeding LC, Caughman WF.** Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *J Prosthet Dent.* 1992;68(4):584-90.
87. **Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Hofmann N.** Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. *Dent Mater.* 2008;24(5):660-6.
88. **Kuraray Dental.** PANAVIA 21. UNIVERSELL, ZUVERLÄSSIG UND EINFACH. Gebrauchsanweisung [cited 08.04.2019]. Available from: <https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/panavia-21-brochure-de.pdf>.
89. **Kurer HG, Combe EC, Grant AA.** Factors influencing the retention of dowels. *J Prosthet Dent.* 1977;38(5):515-25.

90. **Kurtz SM, Devine JN.** PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomater.* 2007;28(32):4845-69.
91. **Lambjerg-Hansen H, Asmussen E.** Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil.* 1997;24(12):882-7.
92. **Lauer H-C, Otfl P, Haibach O.** Die prothetische Versorgung des avitalen Zahnes. *Zahnarzt Magazin.* 1996;11(3):15.
93. **Leary JM, Holmes DC, Johnson WT.** Post and core retention with different cements. *Gen Dent.* 1995;43(5):416-9.
94. **Linde LA.** The use of composites as core material in root-filled teeth. II. Clinical investigation. *Swed Dent J.* 1984;8(5):209-16.
95. **Lloyd PM, Palik JF.** The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1993;69(1):32-6.
96. **Ma R, Tang T.** Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci.* 2014;15(4):5426-45.
97. **Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR.** Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod.* 2010;36(9):1543-6.
98. **Madison S, Zakariasen KL.** Linear and volumetric analysis of apical leakage in teeth prepared for posts. *J Endod.* 1984;10(9):422-7.
99. **Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, Hanawa T, et al.** Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dent Mater J.* 2015;34(1):114-9.
100. **Magne P, Douglas WH.** Cumulative effects of successive restorative procedures on anterior crown flexure: intact versus veneered incisors. *Quintessence Int.* 2000;31(1):5-18.

101. **Magne P, Lazari PC, Carvalho MA, Johnson T, Del Bel Cury AA.** Ferrule-Effect Dominates Over Use of a Fiber Post When Restoring Endodontically Treated Incisors: An In Vitro Study. *Oper Dent.* 2017;42(4):396-406.
102. **Magura ME, Kafrawy AH, Brown CE, Jr., Newton CW.** Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study. *J Endod.* 1991;17(7):324-31.
103. **Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Muench A.** Microtensile bond strength of photoactivated and autopolymerized adhesive systems to root dentin using translucent and opaque fiber-reinforced composite posts. *The J Prosthet Dent.* 2007;97(3):165-72.
104. **Manhart J.** Komposite im Seitenzahnbereich. Aktuelle Aspekte der direkten Adhäsivtechnik. *Bay Zahnärztebl.* 2017;54:50-8.
105. **Mannocci F, Ferrari M, Watson TF.** Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. *J Prosthet Dent.* 2001;85(3):284-91.
106. **Maroulakos G, Nagy WW, Kontogiorgos ED.** Fracture resistance of compromised endodontically treated teeth restored with bonded post and cores: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015;114(3):390-7.
107. **Marshak BL, Helft H, Filo R.** Factors mitigating against the use of dowels in endodontically treated teeth. *Quintessence Int.* 1988;19(6):417-21.
108. **Mastoras K, Vasiliadis L, Koulaouzidou E, Gogos C.** Evaluation of push-out bond strength of two endodontic post systems. *J Endod.* 2012;38(4):510-4.
109. **McLean A.** Criteria for the predictably restorable endodontically treated tooth. *J Can Dent Assoc.* 1998;64(9):652-6.
110. **Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R.** Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):10-4.

111. **Meyenberg K.** The ideal restoration of endodontically treated teeth - structural and esthetic considerations: a review of the literature and clinical guidelines for the restorative clinician. *Eur J Esthet Dent.* 2013;8(2):238-68.
112. **Miller BH, Nakajima H, Powers JM, Nunn ME.** Bond strength between cements and metals used for endodontic posts. *Dent Mater.* 1998;14(5):312-20.
113. **Milot P, Stein RS.** Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent.* 1992;68(3):428-35.
114. **Morgano SM.** Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent.* 1996;75(4):375-80.
115. **Mosharraf R, Haerian A.** Push-out bond strength of a fiber post system with two resin cements. *Dent Res J (Isfahan).* 2011;8(1):S88-93.
116. **Naumann M.** Wann Wurzelstifte indiziert sind: Klassifikation und Therapiekonzept. *Quintessenz.* 2003;54:931-8.
117. **Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R.** Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod.* 2008;34(8):1006-10.
118. **Nergiz I, Schmage P.** Erlanger Wurzelstift-Aufbausystem: Löhne Brackmann; 2003.
119. **Nergiz I, Schmage P.** Wurzelstifte im Wandel der Zeit. *Endod J.* 2004;1:10-7.
120. **Nergiz I, Schmage P, Platzer U.** Abzugskraftmessungen bei Wurzelstiften mit verschiedenen Oberflächen. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1993;48(10):661-4.
121. **Nergiz I, Schmage P, Platzer U, McMullan-Vogel CG.** Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. *J Prosthet Dent.* 1997;78(5):451-7.

122. **Newburg RE, Pameijer CH.** Retentive properties of post and core systems. *J Prosthet Dent.* 1976;36(6):636-43.
123. **Nissan J, Dmitry Y, Assif D.** The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent.* 2001;86(3):304-8.
124. **Nothdurft FP, Gernet W, Pospiech PR.** In-vitro-Untersuchung zu vollkeramischen Stiftaufbauten aus Zirkonoxid. *Dtsch Zahnärztl Z.* 2003;58:451-6.
125. **Ottl P, Hahn L, Lauer H, Fay M.** Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil.* 2002;29(2):175-83.
126. **Paphangkorakit J, Osborn JW.** The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol.* 1997;42(1):11-7.
127. **Passia N, Mitsias M, Lehmann F, Kern M.** Bond strength of a new generation of universal bonding systems to zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;62:268-74.
128. **Patel K, Tredwin CJ, Frankel N, Setchell DJ, Moles DR.** Investigation of the effect of a proprietary dental waterline disinfectant on shear bond strengths of Panavia 21 to enamel and dentine. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009;17(1):41-6.
129. **Pfeiffer P, Nergiz I, Platzer U.** Yield strength of zirconia and glass fiber-reinforced posts. *J Prosthet Dent.* 2002;81:428-30.
130. **Portell FR, Bernier WE, Lorton L, Peters DD.** The effect of immediate versus delayed dowel space preparation on the integrity of the apical seal. *J Endod.* 1982;8(4):154-60.

131. **Ramirez-Sebastia A, Bortolotto T, Roig M, Krejci I.** Composite vs ceramic computer-aided design/computer-assisted manufacturing crowns in endodontically treated teeth: analysis of marginal adaptation. *Oper Dent.* 2013;38(6):663-73.
132. **Rankin KE, Dickinson AS, Briscoe A, Browne M.** Does a PEEK femoral TKA implant preserve intact femoral surface strains compared with CoCr? A preliminary laboratory study. *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(11):2405-13.
133. **Rikitoku S, Otake S, Nozaki K, Yoshida K, Miura H.** Influence of SiO₂ content of polyetheretherketone (PEEK) on flexural properties and tensile bond strength to resin cement. *Dent Mater J.* 2019;38(3):464-70.
134. **Rinke S, Hüls A.** Postendodontische Frontzahnversorgung. *Quintessenz.* 1991;50:893-903.
135. **Rinke S, Hüls A.** Postendodontische Seitenzahnversorgung. *Quintessenz.* 1999;50:1035-47.
136. **Roberts DH.** The failure of retainers in bridge prostheses. An analysis of 2,000 retainers. *Br Dent J.* 1970;128(3):117-24.
137. **Rocha RF, Anami LC, Campos TM, Melo RM, Souza RO, Bottino MA.** Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: effect of surface treatments. *Braz Dent J.* 2016;27(6):693-9.
138. **Rolf KC, Parker MW, Pelleu GB.** Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: a photoelastic study. *Oper Dent.* 1992;17(3):86-92.
139. **Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ.** Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):280-301.

140. **Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G.** Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil.* 2000;27(7):595-601.
141. **Ruemping DR, Lund MR, Schnell RJ.** Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. *J Prosthet Dent.* 1979;41(2):159-62.
142. **Rutzen G.** Wurzelstifte statt Implantate: IDW; 2004 [cited 23.03.2020]. Available from: <https://idw-online.de/en/news85358>.
143. **Sarkis-Onofre R, Fergusson D, Cenci MS, Moher D, Pereira-Cenci T.** Performance of post-retained single crowns: a systematic review of related risk factors. *J Endod.* 2017;43(2):175-83.
144. **Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV.** Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater.* 2010;26(2):78-93.
145. **Schmage P, Sohn J, Nergiz I, Ozcan M.** Various conditioning methods for root canals influencing the tensile strength of titanium posts. *J Oral Rehabil.* 2004;31(9):890-4.
146. **Schnell FJ.** Effect of immediate dowel space preparation on the apical seal of endodontically filled teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1978;45(3):470-4.
147. **Schönbrodt M, Schmage P, Nergiz I, Platzer U.** Haftfestigkeit zahnfarbener Wurzelstifte in Abhängigkeit von der Oberflächenbehandlung und dem Befestigungskomposit. *Dtsch Zahnärztl Z.* 2003;58:55-9.
148. **Schwartz RS, Murchison DF, Walker WA, 3rd.** Effects of eugenol and noneugenol endodontic sealer cements on post retention. *J Endod.* 1998;24(8):564-7.

149. **Schwartz RS, Robbins JW.** Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004;30(5):289-301.
150. **Schwitalla A, Spintig T, Kallage I, Wagner R, Müller W-D.** Polyetheretherketon (PEEK) - ein vielversprechender Werkstoff für die Zukunft. *Umwelt Medizin Gesellschaft.* 2014;27(4):255-61.
151. **Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B.** The retentive effects of pre-fabricated posts by luting cements. *J Oral Rehabil.* 2004;31(6):585-9.
152. **Siewert P, Parra M.** Eine neue Werkstoffklasse in der Zahnmedizin. PEEK als Gerüstmaterial bei 12-gliedrigen implantatgetragenen Brücken. *Z Zahnärztl Implantol.* 2013;29(2):148-59.
153. **Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M.** Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dent Mater J.* 2016;35(4):668-74.
154. **Skirbutis G, Dzingute A, Masiliunaite V, Sulcaite G, Zilinskas J.** PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. A review. *Stomatologija.* 2018;20(2):54-8.
155. **Sokol DJ.** Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent.* 1984;52(2):231-4.
156. **Sorensen JA, Engelman MJ.** Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;63(5):529-36.
157. **Sorensen JA, Martinoff JT.** Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent.* 1984;52(1):28-35.
158. **Sorrentino R, Salameh Z, Zarone F, Tay FR, Ferrari M.** Effect of post-retained composite restoration of MOD preparations on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Adhes Dent.* 2007;9(1):49-56.

159. **Standlee JP, Caputo AA.** The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent.* 1992;68(3):436-42.
160. **Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC.** Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent.* 1978;39(4):400-5.
161. **Standlee JP, Caputo AA, Holcomb JP.** The Dentatus screw: comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. *J Oral Rehabil.* 1982;9(1):23-33.
162. **Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al.** PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1278-88.
163. **Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR.** Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J.* 2013;32(3):441-8.
164. **Stawarczyk B, Taufall S, Roos M, Schmidlin PR, Lumkemann N.** Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clin Oral Investig.* 2018;22(2):763-71.
165. **Stiefenhofer A.** Biomechanische Untersuchungen von Stiftaufbauten mit Hilfe der Finite-Elemente-Analyse. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1994;49:711-5.
166. **Stockton LW.** Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1999;81(4):380-5.
167. **Strub JR, Pontius O, Koutayas S.** Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 2001;28(2):120-4.
168. **Thorsteinsson TS, Yaman P, Craig RG.** Stress analyses of four prefabricated posts. *J Prosthet Dent.* 1992;67(1):30-3.

169. **Tjan AH, Nemetz H.** Effect of eugenol-containing endodontic sealer on retention of prefabricated posts luted with adhesive composite resin cement. *Quintessence Int.* 1992;23(12):839-44.
170. **Tjan AH, Tjan AH, Greive JH.** Effects of various cementation methods on the retention of prefabricated posts. *J Prosthet Dent.* 1987;58(3):309-13.
171. **Torbjorner A, Karlsson S, Odman PA.** Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent.* 1995;73(5):439-44.
172. **Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim HB, 3rd, Turner AS.** Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomater.* 2006;27(3):324-34.
173. **Trope M, Maltz DO, Tronstad L.** Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1985;1(3):108-11.
174. **Utter JD, Wong BH, Miller BH.** The effect of cementing procedures on retention of prefabricated metal posts. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(8):1123-7.
175. **van Meerbeek B, Yoshida Y.** *Wissenschaft und Klinische Praxis.* Meyer-Lückel H, Paris S, Ekstrand KR, editors. Stuttgart: Thieme; 2012.
176. **Vilas-Boas DA, Grazziotin-Soares R, Ardenghi DM, Bauer J, de Souza PO, de Miranda Candeiro GT, et al.** Effect of different endodontic sealers and time of cementation on push-out bond strength of fiber posts. *Clin Oral Investig.* 2018;22(3):1403-9.
177. **Weine FS, Wax AH, Wenckus CS.** Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. *J Endod.* 1991;17(6):293-7.
178. **Willershausen B, Briseño B, Ernst C-P, Tekyatan H, Pistorius A.** Restauration endodontisch behandelter Zähne. *Zahnärztl Mitt.* 2002;92(24):30-6.

179. **Wu H, Hayashi M, Okamura K, Koytchev EV, Imazato S, Tanaka S, et al.** Effects of light penetration and smear layer removal on adhesion of post-cores to root canal dentin by self-etching adhesives. *Dent Mater.* 2009;25(12):1484-92.
180. **Zarow M, Ramirez-Sebastia A, Paolone G, de Ribot Porta J, Mora J, Espona J, et al.** A new classification system for the restoration of root filled teeth. *Int Endod J.* 2018;51(3):318-34.
181. **Zmener O.** Effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. *J Endod.* 1980;6(8):687-90.
182. **Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G.** The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *J Prosthodont.* 2016;25(7):580-4.

Anhang

Anhang A: Ergebnisse der Haftverbund-Analyse und Frakturmodi bei Panavia 21 mit Titan-ER- und PEEK-Stiften.

Panavia 21									
Titan (Gruppe 1)					PEEK (Gruppe 5)				
Nr.	Pull-Out-Kraft [N]	Scherfestigkeit [MPa]	Überstand [mm]*	Frakturmodus (1-4.d)	Nr.	Pull-Out-Kraft [N]	Scherfestigkeit [MPa]	Überstand [mm]*	Frakturmodus (1-4.d)
1.1	320,00	11,17	1,5	4.a	5.1	128,11	3,87	0,5	4.a
1.2	348,92	11,31	1,0	4.b	5.2	117,58	3,32	0,0	4.c
1.3	197,54	8,83	3,0	4.b	5.3	144,24	4,08	0,0	4.b
1.4	474,22	15,38	1,0	4.b	5.4	132,36	3,74	0,0	4.b
1.5	347,28	11,26	1,0	4.b	5.5	134,99	3,82	0,0	4.c
1.6	182,96	5,53	0,5	4.b	5.6	140,88	4,57	1,0	3
1.7	537,07	16,23	0,5	4.a	5.7	133,32	4,03	0,5	4.b
1.8	453,85	14,71	1,0	4.a	5.8	82,13	2,32	0,0	4.c
1.9	412,78	13,38	1,0	4.a	5.9	149,5	4,23	0,0	4.c
1.10	327,16	11,42	1,5	4.a	5.10	137,98	4,17	0,5	4.b
1.11	536,69	16,22	0,5	4.a	5.11	113,67	3,44	0,5	4.b
1.12	239,4	7,76	1,0	4.b	5.12	94,93	2,87	0,5	4.b
		Ø=11,93 M=11,37	Ø =1,13				Ø=3,71 M=3,85	Ø=0,29	

*Überstand bezeichnet die Höhe des Stifanteils oberhalb des Zahnniveaus, um den die tatsächliche Klebefläche reduziert ist. Diese Länge wurde in der Umrechnung von Newton in Megapascal berücksichtigt, was den Vergleich der verschiedenen Pull-Out-Kräfte zulässt.

Anmerkung: Die Werte der Pull-Out-Kraft [N] und Scherfestigkeit [MPa] sind auf die zweite Nachkommastelle gerundet.

Einteilung der Frakturmodi in sieben Kategorien:

1 koh (kohäsiv)

2 adhZahn (adhäsiv an Zahnoberfläche)

3 adhStift (adhäsiv an Stiftoberfläche)

4.a adhZahn/adhStift (Kombination aus 2 und 3)

4.b adhZahn/adhStift/koh (Kombination aus 2, 3 und 1)

4.c adhZahn/koh (Kombination aus 2 und 1)

4.d adhStift/koh (Kombination aus 3 und 1).

Anhang B: Ergebnisse der Haftverbund-Analyse und Frakturmodi bei RelyX

Ultimate mit Titan-ER- und PEEK-Stiften.

RelyX Ultimate									
Titan (Gruppe 2)					PEEK (Gruppe 6)				
Nr.	Pull-Out-Kraft [N]	Scherfestigkeit [MPa]	Überstand [mm]*	Frakturmodus (1-4.d)	Nr.	Pull-Out-Kraft [N]	Scherfestigkeit [MPa]	Überstand [mm]*	Frakturmodus (1-4.d)
2.1	269,13	7,61	0,0	4.b	6.1	129,68	3,67	0,0	4.c
2.2	160,00	4,52	0,0	4.b	6.2	143,44	4,06	0,0	1
2.3	408,91	11,56	0,0	4.b	6.3	76,42	2,16	0,0	4.b
2.4	257,35	7,28	0,0	4.b	6.4	118,63	3,35	0,0	4.c
2.5	141,24	3,99	0,0	4.b	6.5	100,84	2,85	0,0	4.b
2.6	215,94	6,11	0,0	4.b	6.6	168,42	4,76	0,0	4.c
2.7	39,53	1,19	0,5	4.b	6.7	94,96	2,69	0,0	4.c
2.8	263,46	7,45	0,0	4.b	6.8	89,62	2,53	0,0	4.c
2.9	270,85	8,78	1,0	4.b	6.9	106,86	3,02	0,0	4.b
2.10	99,95	2,83	0,0	4.b	6.10	91,97	2,60	0,0	1
2.11	94,42	2,67	0,0	4.b	6.11	101,29	3,86	0,0	4.b
2.12	362,18	10,95	0,5	4.b	6.12	97,32	2,75	0,0	4.b
		Ø=6,25 M=6,70	Ø =0,17				Ø=3,19 M=2,94	Ø=0,0	

*Überstand bezeichnet die Höhe des Stiftanteils oberhalb des Zahnniveaus, um den die tatsächliche Klebefläche reduziert ist. Diese Länge wurde in der Umrechnung von Newton in Megapascal berücksichtigt, was den Vergleich der verschiedenen Pull-Out-Kräfte zulässt.

Anmerkung: Die Werte der Pull-Out-Kraft [N] und Scherfestigkeit [MPa] sind auf die zweite Nachkommastelle gerundet.

Einteilung der Frakturmodi in sieben Kategorien:

1 koh (kohäsiv)

2 adhZahn (adhäsiv an Zahnoberfläche)

3 adhStift (adhäsiv an Stiftoberfläche)

4.a adhZahn/adhStift (Kombination aus 2 und 3)

4.b adhZahn/adhStift/koh (Kombination aus 2, 3 und 1)

4.c adhZahn/koh (Kombination aus 2 und 1)

4.d adhStift/koh (Kombination aus 3 und 1).

Anhang C: Ergebnisse der Haftverbund-Analyse und Frakturmodi bei core-X flow
mit Titan-ER- und PEEK-Stiften.

core-X flow									
Titan (Gruppe 3)					PEEK (Gruppe 7)				
Nr.	Pull-Out-Kraft [N]	Scherfestigkeit [MPa]	Überstand [mm]*	Frakturmodus (1-4.d)	Nr.	Pull-Out-Kraft [N]	Scherfestigkeit [MPa]	Überstand [mm]*	Frakturmodus (1-4.d)
3.1	113,39	3,68	1,0	4.b	7.1	149,95	4,24	0,0	1
3.2	174,17	4,92	0,0	4.b	7.2	133,84	3,78	0,0	1
3.3	196,49	5,56	0,0	4.b	7.3	130,48	3,69	0,0	4.c
3.4	146,89	5,13	1,5	4.b	7.4	118,27	3,34	0,0	4.c
3.5	181,22	5,12	0,0	4.b	7.5	127,48	3,60	0,0	4.c
3.6	277,68	7,85	0,0	4.b	7.6	107,55	3,04	0,0	4.c
3.7	403,59	12,20	0,5	4.b	7.7	116,26	3,29	0,0	4.c
3.8	442,26	14,34	1,0	4.b	7.8	135,86	3,84	0,0	4.b
3.9	318,59	10,33	1,0	4.b	7.9	107,95	3,05	0,0	4.c
3.10	232,39	6,57	0,0	4.b	7.10	95,66	2,70	0,0	4.b
3.11	188,26	5,32	0,0	4.b	7.11	115,24	3,26	0,5	4.c
3.12	341,89	10,33	0,5	4.a	7.12	135,57	3,83	0,0	4.c
		Ø=7,61 M=6,07	Ø =0,46				Ø=3,47 M=3,52	Ø=0,0	

*Überstand bezeichnet die Höhe des Stiftanteils oberhalb des Zahnniveaus, um den die tatsächliche Klebefläche reduziert ist. Diese Länge wurde in der Umrechnung von Newton in Megapascal berücksichtigt, was den Vergleich der verschiedenen Pull-Out-Kräfte zulässt.

Anmerkung: Die Werte der Pull-Out-Kraft [N] und Scherfestigkeit [MPa] sind auf die zweite Nachkommastelle gerundet.

Einteilung der Frakturmodi in sieben Kategorien:

1 koh (kohäsiv)

2 adhZahn (adhäsiv an Zahnoberfläche)

3 adhStift (adhäsiv an Stiftoberfläche)

4.a adhZahn/adhStift (Kombination aus 2 und 3)

4.b adhZahn/adhStift/koh (Kombination aus 2, 3 und 1)

4.c adhZahn/koh (Kombination aus 2 und 1)

4.d adhStift/koh (Kombination aus 3 und 1).

Anhang D: Ergebnisse der Haftverbund-Analyse und Frakturmodi bei Multilink
Automix mit Titan-ER- und PEEK-Stiften.

Multilink Automix									
Titan (Gruppe 4)					PEEK (Gruppe 8)				
Nr.	Pull-Out-Kraft [N]	Scherfestigkeit [MPa]	Überstand [mm]*	Frakturmodus (1-4.d)	Nr.	Pull-Out-Kraft [N]	Scherfestigkeit [MPa]	Überstand [mm]*	Frakturmodus (1-4.d)
4.1	332,2	9,39	0,0	4.a	8.1	132,53	'3,75	0,0	4.c
4.2	386,12	10,92	0,0	4.a	8.2	110,49	'3,12	0,0	1
4.3	270,91	8,78	1,0	4.a	8.3	113,46	'3,68	1,0	4.c
4.4	275,83	7,80	0,0	4.c	8.4	124,34	'3,52	0,0	1
4.5	373,73	12,12	1,0	4.a	8.5	97,87	'2,77	0,0	4.c
4.6	413,69	11,70	0,0	4.a	8.6	110,9	3,14	0,0	4.c
4.7	410,59	13,31	1,0	4.a	8.7	150,21	4,25	0,0	1
4.8	166,48	5,03	0,5	4.c	8.8	79,43	2,25	0,0	2
4.9	318,13	9,00	0,0	4.a	8.9	145,08	4,10	0,0	4.c
4.10	280,76	9,10	1,0	4.b	8.10	91,76	2,59	0,0	4.c
4.11	448,29	14,53	1,0	4.a	8.11	111,98	3,17	0,0	4.c
4.12	432,41	13,07	0,5	4.a	8.12	143,79	4,07	0,0	4.c
		Ø=10,40 M=10,16	Ø =0,5				Ø=3,37 M=3,35	Ø=0,08	

*Überstand bezeichnet die Höhe des Stiftanteils oberhalb des Zahnniveaus, um den die tatsächliche Klebfläche reduziert ist. Diese Länge wurde in der Umrechnung von Newton in Megapascal berücksichtigt, was den Vergleich der verschiedenen Pull-Out-Kräfte zulässt.

' Werte aus Vorversuchen übernommen.

Anmerkung: Die Werte der Pull-Out-Kraft [N] und Scherfestigkeit [MPa] sind auf die zweite Nachkommastelle gerundet.

Einteilung der Frakturmodi in sieben Kategorien:

1 koh (kohäsiv)

2 adhZahn (adhäsiv an Zahnoberfläche)

3 adhStift (adhäsiv an Stiftoberfläche)

4.a adhZahn/adhStift (Kombination aus 2 und 3)

4.b adhZahn/adhStift/koh (Kombination aus 2, 3 und 1)

4.c adhZahn/koh (Kombination aus 2 und 1)

4.d adhStift/koh (Kombination aus 3 und 1).

Anhang E: Detaillierte Ergebnisse der fraktografischen Analyse.

Titan		PEEK	
<i>Panavia 21</i>			
1.1	4.a: adhZahn /adhStift	5.1	4.a: adhZahn /adhStift
1.2	4.b: adhZahn/ adhStift /koh	5.2	4.c: adhZahn /koh
1.3	4.b: adhZahn/ adhStift /koh	5.3	4.b: adhZahn /adhStift/koh
1.4	4.b: adhZahn/ adhStift /koh	5.4	4.b: adhZahn /adhStift/koh
1.5	4.b: adhZahn/ adhStift /koh	5.5	4.c: adhZahn /koh
1.6	4.b: adhZahn/ adhStift /koh	5.6	2: adhZahn
1.7	4.a: adhZahn/ adhStift	5.7	4.b: adhZahn /adhStift/koh
1.8	4.a: adhZahn/adhStift	5.8	4.c: adhZahn /koh
1.9	4.a: adhZahn/adhStift	5.9	4.c: adhZahn /koh
1.10	4.a: adhZahn/ adhStift	5.10	4.b: adhZahn /adhStift/koh
1.11	4.a: adhZahn/ adhStift	5.11	4.b: adhZahn /adhStift/koh
1.12	4.b: adhZahn/ adhStift /koh	5.12	4.b: adhZahn /adhStift/koh
<i>RelyX Ultimate</i>			
2.1	4.b: adhZahn /adhStift/koh	6.1	4.c: adhZahn/ koh
2.2	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	6.2	1: koh
2.3	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	6.3	4.b: adhZahn /adhZahn/koh
2.4	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	6.4	4.c: adhZahn /koh
2.5	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	6.5	4.b: adhZahn/adhStift/ koh
2.6	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	6.6	4.c: adhZahn/ koh
2.7	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	6.7	4.c: adhZahn/ koh
2.8	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	6.8	4.c: adhZahn /koh
2.9	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	6.9	4.b: adhZahn/adhZahn/ koh
2.10	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	6.10	1: koh
2.11	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	6.11	4.b: adhZahn/adhZahn/ koh
2.12	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	6.12	4.b: adhZahn/adhZahn/ koh

<i>core-X flow</i>			
3.1	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	7.1	1: koh
3.2	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	7.2	1: koh
3.3	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	7.3	4.c: adhZahn /koh
3.4	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	7.4	4.c: adhZahn /koh
3.5	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	7.5	4.c: adhZahn /koh
3.6	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	7.6	4.c: adhZahn /koh
3.7	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	7.7	4.c: adhZahn /koh
3.8	4.b: adhZahn /adhStift/koh	7.8	4.b: adhZahn /adhStift/koh
3.9	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	7.9	4.c: adhZahn /koh
3.10	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	7.10	4.b: adhZahn /adhStift/koh
3.11	4.b: adhZahn/adhStift/ koh	7.11	4.c: adhZahn /koh
3.12	4.a: adhZahn /adhStift	7.12	4.c: adhZahn /koh
<i>Multilink Automix</i>			
4.1	4.a: adhZahn /adhStift	8.1	4.c: adhZahn /koh
4.2	4.a: adhZahn/ adhStift	8.2	1: koh
4.3	4.a: adhZahn /adhStift	8.3	4.c: adhZahn/ koh
4.4	4.c: adhZahn /koh	8.4	1: koh
4.5	4.a: adhZahn /adhStift	8.5	4.c: adhZahn /koh
4.6	4.a: adhZahn/ adhStift	8.6	4.c: adhZahn/ koh
4.7	4.a: adhZahn/ adhStift	8.7	1: koh
4.8	4.b: adhZahn /adhStift/koh	8.8	2: adhZahn
4.9	4.a: adhZahn/ adhStift	8.9	4.c: adhZahn /koh
4.10	4.b: adhZahn /adhStift/koh	8.10	4.c: adhZahn /koh
4.11	4.a: adhZahn /adhStift	8.11	4.c: adhZahn /koh
4.12	4.a: adhZahn /adhStift	8.12	4.c: adhZahn /koh

Anmerkung: Das in einer gemischten Fraktur jeweils überwiegende Ergebnis ist fett markiert. Einteilung der Frakturmodi in sieben Kategorien: s.o.

Anhang F: Kreuztabelle Wurzelstiftmaterial*Frakturmodus mit %-Angaben für Zeile, Spalte und Gesamtzahl.

Wurzelstiftmaterial		Frakturmodus			
		kohäsiv	adhZahn	gemischt	Gesamt
Titan	Anzahl	0	0	48	48
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Wurzelstiftmaterials	0,0 %	0,0 %	100,0 %	100,0 %
	Anteil (%) des Wurzelstiftmaterials innerhalb der Frakturmodi	0,0 %	0,0 %	55,2 %	50,0 %
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Wurzelstiftmaterials bezogen auf die Gesamtzahl	0,0 %	0,0 %	50,0 %	50,0 %
PEEK	Anzahl	7	2	39	48
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Wurzelstiftmaterials	14,6 %	4,2 %	81,3 %	100,0 %
	Anteil (%) des Wurzelstiftmaterials innerhalb der Frakturmodi	100,0 %	100,0 %	44,8 %	50,0 %
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Wurzelstiftmaterials bezogen auf die Gesamtzahl	7,3 %	2,1 %	40,6 %	50,0 %
Gesamt	Anzahl	7	2	87	96
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb beider Wurzelstiftmaterialien	7,3 %	2,1 %	90,6 %	100,0 %

Anhang G: Kreuztabelle Befestigungsmaterial*Frakturmodus mit %-Angaben für Zeile, Spalte und Gesamtzahl.

Befestigungsmaterial		Frakturmodus			
		kohäsiv	adhZahn	gemischt	Gesamt
<i>Panavia 21</i>	Anzahl	0	1	23	24
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Befestigungsmaterials	0,0 %	4,2 %	95,8 %	100,0 %
	Anteil (%) des Befestigungsmaterials innerhalb der Frakturmodi	0,0 %	50,0 %	26,4 %	25,0 %
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Befestigungsmaterials bezogen auf die Gesamtzahl	0,0 %	1,0 %	24,0 %	25,0 %
<i>RelyX Ultimate</i>	Anzahl	2	0	22	24
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Befestigungsmaterials	8,3 %	0,0 %	91,7 %	100,0 %
	Anteil (%) des Befestigungsmaterials innerhalb der Frakturmodi	28,6 %	0,0 %	25,3 %	25,0 %
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Befestigungsmaterials bezogen auf die Gesamtzahl	2,1 %	0,0 %	22,9 %	25,0 %

Befestigungsmaterial		Frakturmodus			
		kohäsiv	adhZahn	gemischt	Gesamt
<i>core-X flow</i>	Anzahl	2	0	22	24
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Befestigungsmaterials	8,3 %	0,0 %	91,7 %	100,0 %
	Anteil (%) des Befestigungsmaterials innerhalb der Frakturmodi	28,6 %	0,0 %	25,3 %	25,0 %
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Befestigungsmaterials bezogen auf die Gesamtzahl	2,1 %	0,0 %	22,9 %	25,0 %
<i>Multilink Automix</i>	Anzahl	3	1	20	24
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Befestigungsmaterials	12,5 %	4,2 %	83,3 %	100,0 %
	Anteil (%) des Befestigungsmaterials innerhalb der Frakturmodi	42,9 %	50,0 %	23,0 %	25,0 %
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb des Befestigungsmaterials bezogen auf die Gesamtzahl	3,1 %	1,0 %	20,8 %	25,0 %
Gesamt	Anzahl	7	2	87	96
	Anteil (%) der Frakturmodi innerhalb aller Befestigungsmaterialien	7,3 %	2,1 %	90,6 %	100,0 %

Anhang H: Formular zur Einwilligung in die Freigabe organischen Materials.



UNIKLINIK
KÖLN

Zentrum für
Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde

Prof. Dr. Dr. Joachim-E. Zöller
Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie
Interdisziplinäre Poliklinik für Orale Chirurgie & Implantologie
Abt. für Werkstoffwissenschaften
Prof. Dr. Hans-Joachim Nickenig, MSc
Dr. Hubert Roggendorf
Dr. Franz-Josef Faber
Telefon: +49 221 478-86093
Telefax: +49 221 478-3150
franz-josef.faber@uk-koeln.de
hubert.roggendorf@uk-koeln.de
Zeichen: ff/hr

Bitte um Freigabe organischen Materials

Sehr geehrte Patientin,
sehr geehrter Patient!

Bei vielen medizinischen Maßnahmen fallen Proben und Gewebe an, die nach Abschluss der Diagnostik und Therapie noch sinnvollen Zwecken zugeführt werden können. Dabei handelt es sich etwa um Blutreste oder Hart- und Weichgewebereste nach Zahnextraktionen oder Operationen. Die Klinik ist verpflichtet, diese Reste aufzubewahren, wenn dies im Interesse der Patienten liegt, oder aber diese zu entsorgen. Durch eine entsprechende Verfügung, wie die Ihnen jetzt vorliegende, können Sie es ermöglichen, dass Reste, die für Sie persönlich nicht mehr benötigt werden, für die **medizinische Forschung** – also die Erforschung von Krankheiten und die Entwicklung neuer Untersuchungs- oder Behandlungsmethoden – sowie für die **ärztliche Qualitätssicherung** und **Ausbildung** verwendet werden dürfen. Eine kommerzielle Nutzung wird ausgeschlossen.

Ihre **Zustimmung** ist **freiwillig** und jederzeit ohne Angabe von Gründen widerruflich. Eine Ablehnung oder ein Widerruf haben für Sie keinerlei Nachteile.

Der Datenschutz ist gewährleistet. Die personenbezogenen Daten werden pseudonymisiert – d.h. ohne Nennung von Namen, Geburtsdatum oder Adresse lediglich unter Verwendung einer Codenummer – gespeichert. Im übrigen folgt der Umgang mit dem Material den standesrechtlichen und universitären Regeln. Insbesondere muss ein Forschungsvorhaben, welches mit diesen Proben durchgeführt werden soll, vor Beginn beraten werden. Falls Sie dies wünschen, können Ihnen dazu nähere Informationen gegeben werden. In diesem Fall hinterlassen Sie bitte Ihre Kontaktdaten auf der Rückseite der Einwilligungserklärung.

Auch bei weiteren Fragen können Sie sich an den oben genannten Ansprechpartner wenden!

Einwilligungserklärung

Proben und Gewebe, die zu diagnostischen oder therapeutischen Zwecken entnommen wurden oder sonst angefallen sind, aber für mich persönlich nicht mehr nötig sind, dürfen zu den oben genannten Zwecken von meinen behandelnden Ärzten verwendet oder zur Verfügung gestellt werden.

Eine Kopie dieser Erklärung habe ich erhalten.

Datum, Unterschrift - Patient

Datum, Unterschrift - Zahnarzt

Verzeichnis der akademischen Lehrenden

Meine akademischen Lehrenden waren in Köln:

Ammon, Angelov, Barbe, Borgmann, Bornemann, Braumann, Buller, Dammeier, Derman, Deutscher, Draheim, Drechsler, Drobinski, Elanzew, Faber, Gerwing, Gielen, Goldfuß, Grandoch, Helbig, Hescheler, Höfer, Holzer, Huebel, Hugger, Huttenlau, Isensee, Jansen, Jenniches, Jolie, Karenberg, Kehlenbach, Kleinert, Klur, Klußmann, Knitter, Knötgen, Koch, Köhler, Kreppel, Kruse, Lantwin, Leers, Ludwar, Mayer, Miebach, Mielke, Müller, Neiss, Nickenig, Niedermeier, Noack, Noegel, Nohroudi, Ortman, Papadopoulos, Park, Paulsson, Pfeiffer, Pfitzer, Piekser, Pristup, Pröls, Radecker, Radon, Rehder, Reiter, Riekert, Römann, Roggendorf, Ronge, Rott, Safi, Scaal, Schaaf, Schadmand, Schäfer, Scharf, Scharfenberg, Scherf, Schnorrenberg, Schoppmeier, Schröder, Schröter, Schulz, Schwind, Seide, Shamaï, Skutnik, Stauff, Steeger, Stosch, Stürmer, Supke, Sviridenko, Tantcheva-Poór, van Kroonenburg, Vonhoegen, Wagener, Weckx, Weißweiler, Wicht, Wiesner, Witte, Zirk, Zöller

Danksagung

Besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Priv.-Doz. Dr. Matthias J. Roggen-dorf und meinem Betreuer Herrn Dr. Hubert C. Roggen-dorf, die den Entstehungsprozess dieser Promotion durchgehend begleitet und unterstützt haben. Sie waren stets Ansprechpartner bei offenen Fragen, betreuten mich bei der Durchführung der Versuche und kümmerten sich um die Bestellung von Materialien sowie die Reservierung von Arbeitsräumen, die ich flexibel für die Vorbehandlung der Zähne, das Setzen der Stifte und die Durchführung der Pull-Out-Analyse nutzen konnte.

Dankend möchte ich die Firma Komet nennen, die nicht nur die Titan-*ER*-Stifte zur Verfügung gestellt, sondern sogar die PEEK-Stifte in entsprechender Form und Größe speziell für diese Arbeit produziert hat.

Herzlich bedanke ich mich ebenso bei der Abteilung für Werkstoffwissenschaften und Zahnerhaltung des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität zu Köln. Dort konnte ich für den praktischen Teil meiner Arbeit benötigte Instrumente und Materialien ausleihen und nötige Räumlichkeiten nutzen. Besonderer Dank gilt an dieser Stelle Herrn Dr. Faber, der die Realisierung der Studie angestoßen und ermöglicht hat, und Frau Knof für ihre tolle Unterstützung.

Zudem möchte ich die Mitarbeiterinnen der Röntgenabteilung erwähnen, die mir die Möglichkeit gaben, sämtliche extrahierte Zähne zu röntgen und die entstandenen Röntgenbilder auszudrucken, um diese auf ihre Verwendbarkeit für die Studie zu prüfen.

Dankbar bin ich ebenso für die Kooperation mit den Zahnarztpraxen, die für mich den Aufwand betrieben haben, extrahierte Zähne aufzubewahren und entsprechend zu lagern. Namentlich möchte ich dazu Herrn Heibach, Dr. Bender, Dr. Fütterer, Dr. Mager und Dr. Pohl nennen.

Zuletzt richte ich ein großes Dankeschön an meine Familie und meinen Partner, die mich sowohl während meiner Arbeit an der Dissertation als auch darüber hinaus stets unterstützt und mir mit Rat und Tat zur Seite gestanden haben.