

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK

PROF. DR. GERHARD HANDEL

DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN

DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

*Untersuchung der Applizierfähigkeit von dentalen Kompositen in Abhängigkeit von dem
verwendeten Stopfer*

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Zahnmedizin

der

Fakultät für Medizin

der Universität Regensburg

vorgelegt von

Jana Hartung

2018

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. GERHARD HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

*Untersuchung der Applizierfähigkeit von dentalen Kompositen in Abhängigkeit von dem
verwendeten Stopfer*

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Jana Hartung

2018

Dekan: Prof. Dr. Dr. Thorsten E. Reichert

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Martin Rosentritt

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Peter Proff

Tag der mündlichen Prüfung: 28.03.2019

Die vorliegende Arbeit entstand in der Zeit von 2013-2018 unter Anleitung von Prof. Dr. Martin Rosentritt an der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Universität Regensburg.

Hinweis:

Die im Text genannten Gebrauchsnamen, Handelsnamen und Warenbezeichnungen sind zum Teil patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein Schutz besteht.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	II
1 Einleitung.....	1
2 Literaturübersicht	2
2.1 Komposite	2
2.1.1 Definition	2
2.1.2 Zusammensetzung.....	2
2.1.3 Klassifikation der Komposite anhand der Viskosität	3
2.1.4 Grandio	4
2.1.5 Arabesk Top.....	4
2.2 Instrumente zur Verarbeitung von dentalen Kompositen	5
2.2.1 Geometrie	5
2.2.2 Beschichtung.....	5
2.2.2.1 Stahl.....	6
2.2.2.2 Gold.....	6
2.2.2.3 Kunststoff.....	7
2.2.2.4 Titan-Aluminium-Nitrit	7
2.3 Klebrigkeit	8
2.4 Applizierfähigkeit.....	8
3 Zielsetzung	10
3.1 Aufgabenstellung.....	10
4 Material und Methoden.....	11
4.1 Umfrage.....	12
4.2 Materialauswahl	14
4.2.1 Instrumentenauswahl	14
4.2.2 Kompositauswahl.....	14
4.3 Versuchsdesign.....	15
4.4 Herstellung der Stopfer	15
4.5 Versuchsdurchführung.....	16
4.5.1 Vorversuche.....	16
4.5.2 Allgemeine Versuchsbeschreibung.....	17
4.5.3 Versuch 1	20
4.5.4 Versuch 2	20
4.5.5 Versuch 3	21

4.6	Statistische Auswertung.....	22
5	Ergebnisse	23
5.1	Umfrage.....	23
5.2	Vorversuch 1: Messung der Rauheiten	26
5.3	Vorversuch 2: Untersuchung des Kavitätenmaterials	29
5.4	Versuch 1: Vergleich Durchmesser der Instrumente	30
5.4.1	Raumtemperatur	30
5.4.2	Körpertemperatur	34
5.5	Versuch 2: Vergleich Geometrie der Instrumente	37
5.5.1	Raumtemperatur	37
5.5.2	Körpertemperatur	41
5.6	Versuch 3: Vergleich Beschichtung der Instrumente	44
5.6.1	Raumtemperatur	44
5.6.2	Körpertemperatur	48
6	Diskussion	53
6.1	Diskussion der Methode.....	53
6.1.1	Kavitätenauswahl.....	54
6.1.2	Probenherstellung	56
6.1.3	Kompositauswahl.....	56
6.1.4	Verfahrensprobleme	57
6.2	Diskussion der Ergebnisse	58
6.2.1	Umfrage	58
6.2.2	Vergleich des Durchmessers der Instrumente (Versuch 1)	59
6.2.3	Vergleich der Geometrie der Instrumente (Versuch 2).....	61
6.2.4	Vergleich der Beschichtung der Instrumente (Versuch 3)	63
6.2.5	Zusammenfassung aller Versuche.....	64
7	Zusammenfassung	68
8	Anhang	70
8.1	Abkürzungsverzeichnis.....	70
8.2	Tabellenverzeichnis	72
8.3	Abbildungsverzeichnis	74
9	Literaturverzeichnis	76
10	Lebenslauf.....	79
11	Danksagung	80

1 Einleitung

Gesteigerte ästhetische Ansprüche und die Sorge vor Quecksilberbelastung führen dazu, dass Patienten Amalgamalternativen wünschen. Mit dentalen Kompositen lassen sich nicht nur funktionell gute Ergebnisse, sondern auch ästhetisch ansprechende Resultate erzielen.

Somit gehört das Legen von Kompositfüllungen zu den alltäglichen Aufgaben eines Zahnarztes. Für ein optimales Ergebnis wird Komposit in die Kavität appliziert, mit einem geeigneten Instrument adaptiert und modelliert. Danach wird das Füllungsmaterial mittels Lichtpolymerisation ausgehärtet. Um das Adaptieren des plastischen Materials zu erleichtern gibt es im Dentalbereich viele Instrumente, die in Durchmesser, Form und Beschichtung variieren. Bei der Auswahl des richtigen Instruments ist zu beachten, dass das in die Kavität eingebrachte Füllungsmaterial möglichst wenig an dem Instrument kleben bleibt, und damit das in die Kavität eingebrachte Material nicht mit dem Instrument wieder aus der Kavität herausgezogen wird. Des Weiteren trägt die Lage, sowie die Größe der Kavität zur Auswahl des geeigneten Instruments bei. Persönliche Vorlieben haben den größten Einfluss auf die Auswahl des verwendeten Instruments. Nach Abschluss des zahnmedizinischen Studiums muss zur Erlangung der Kassenzulassung eine Assistenzzeit abgeleistet werden. In diesen zwei Jahren wird viel von den ausbildenden Zahnärzten übernommen. Ob das altbewährte Instrument die Arbeitsabläufe erleichtert oder doch innovative Beschichtungen oder Geometrien auf die Probe gestellt werden sollten, kristallisiert sich aus den aktuellen Forschungsergebnissen nicht heraus. Die Definition von Klebrigkeit ist im Dentalbereich noch nicht befriedigend definiert. Die Klebrigkeit wird über andere Parameter, wie die Viskosität beschrieben, meist ist es jedoch ein subjektives Empfinden, das die Klebrigkeit bestimmt. In der Arbeit von Sebastian Buczovsky wird die Klebrigkeit dentaler Komposite über neue, messbare Parameter objektiviert. Er vergleicht verschiedene dentale Komposite miteinander.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Applizierfähigkeit dentaler Komposite an verschiedenen Instrumenten mit messbaren Parametern zu objektivieren, um damit eine Vergleichbarkeit untereinander und eine industrielle Optimierung möglich zu machen.

2 Literaturübersicht

2.1 Komposite

2.1.1 Definition

In der zahnmedizinischen Werkstoffkunde werden Materialien, die mindestens zwei Phasen verschiedener Charakteristika aufweisen, als Komposite bezeichnet. Diese zwei Phasen bestehen bei einem plastischen Füllungsmaterial aus einer Polymermatrix und anorganischen Füllkörpern. Die Füllkörper werden mit einem Silan vorbehandelt um einen kovalenten Verbund zwischen Matrix und Füllkörpern herzustellen (Kappert/Eichner 2008).

2.1.2 Zusammensetzung

Anorganische Füllkörper

Die anorganischen Füllkörper dentaler Komposite differenzieren sich anhand ihrer durchschnittlichen Füllkörpergröße. Es werden Megafüller ($>100\ \mu\text{m}$), Makrofüller ($10\text{-}100\ \mu\text{m}$), Midifüller ($1\text{-}10\ \mu\text{m}$), Minifüller ($0,1\text{-}1\ \mu\text{m}$), Mikrofüller ($0,01\text{-}0,1\ \mu\text{m}$) und Nanofüller ($0,005\text{-}0,01\ \mu\text{m}$) unterschieden. Die unterschiedlichen Füllkörpergrößen entstanden durch die gerade verfügbaren Optionen zum Aufmahlen der Füllstoffe. Die Eigenschaften der Werkstoffe können durch Kombination von verschiedenen Füllkörpergrößen und Füllkörperarten stark beeinflusst werden. Eine Klassifikation der dentalen Komposite kann basierend auf dem Füllkörpersystem vorgenommen werden. Der Füllkörperanteil beeinflusst die Verarbeitungseigenschaften eines Komposits. Je höher der Anteil der Füllkörper ist, desto visköser ist das Füllungsmaterial (Kappert/Eichner 2008). Durch Variation der Füllkörper kann die Abrasionsbeständigkeit und die Handhabung des Komposits verbessert werden. Des Weiteren kann der Wärmeausdehnungskoeffizient und die Polymerisationsschrumpfung herabgesetzt werden (Rosentritt et al 2018).

Matrix

Die Matrix eines dentalen Komposits besteht aus Monomeren. Das am häufigsten verwendete Monomer ist Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA). Dieses

Monomer ist ein starres Molekül, bestehend aus zwei Phenolringen. Bis-GMA hat ein hohes Elastizitätsmodul, das sich positiv auf die mechanischen Eigenschaften eines dentalen Komposits auswirkt. Eine Wasserstoffbrückenbindung zwischen den Molekülen ist aufgrund der beiden Hydroxylgruppen in den Seitenketten möglich. „Die Wasserstoffbrücken sind der Grund für die hohe Viskosität des Monomers (500 000-800 000 mPa s). Diese hohe Viskosität macht es erforderlich, Bis-GMA zu verdünnen. Man verwendet dazu Triethylen-glycol-dimethacrylat (TEGDMA) (Viskosität 100 mPa s)“ (Kappert/Eichner 2008). Diese konventionellen Monomere (Bis-GMA und TEGDMA) sind in dem Großteil der herkömmlichen Komposite gemischt. Fortschrittliche zahnärztliche Füllungswerkstoffe haben spezielle Funktionen. Aufgrund ihrer innovativen Monomere reduzieren sie die Polymerisationsschrumpfung oder wirken antibakteriell oder antikariogen (Rosentritt et al 2018).

2.1.3 Klassifikation der Komposite anhand der Viskosität

Im Allgemeinen findet eine Klassifizierung dentaler Komposite anhand ihres Füllkörpergehalts, ihrer Matrix und ihrer Viskosität statt. Die Viskosität der Komposite wird in „packable“, „universal“ und „flowable“ unterteilt. Je höher der Füllkörpergehalt ist, desto visköser ist die Konsistenz. Des Weiteren beeinflusst die Partikelgröße des Füllkörpers die Viskosität des dentalen Komposits (Kaleem et al 2009).

„Packable“ Komposite wurden als Amalgamalternative auf dem Markt vorgestellt. Die Zusammensetzung und die physikalischen Eigenschaften, die von den Herstellern angegeben werden, zeigen keine erhebliche Verbesserung im Vergleich zu universellen Kompositen. Die Vorteile dieser Komposite sind die geringe Klebrigkeit am Instrument und eine steifere Viskosität. Solitaire (Heraeus Kulzer), ALERT (Jeneric-Pentron), und SureFil (Dentsply/Caulk) sind Vertreter dieser Komposit Gruppe (Leinfelder et al 1999).

„Flowable“ Komposite variieren in ihrem Füllkörpergehalt zwischen 37 Vol.-% und 53 Vol.-%, im Gegensatz zu konventionellen Kompositen, die einen Füllkörpergehalt von 50-70 Vol.-% aufweisen. Durch diese Variation ist die Viskosität des Komposits bestimmt. In kleine Spritzen gefüllt, kann dieses fließfähige Komposit in winzige Kavitäten appliziert werden (Murchison et al 1999). Die tiefe Penetration in die Kavität, die Ausbildung minimal dicker Schichten, sowie die

hohe Flexibilität sind die Vorteile des „flowable“ Komposits. Im Gegensatz dazu stehen die Nachteile der großen Schrumpfung beim Aushärten und die schlechten mechanischen Eigenschaften (Kusai et al 2015).

2.1.4 Grandio

Grandio ist ein dentales Komposit der Firma VOCO GmbH. Das lighthärtende Füllungsmaterial verknüpft die zuverlässige Compositetechnologie mit der innovativen Nanotechnologie. Grandio zeigt sich im Röntgenbild opak. Die Zusammensetzung von Grandio besteht aus 87 Gew.-% anorganischen Nanofüllkörpern, eingelagert in einer Matrix aus Methacrylat (Bis-GMA, TEGDMA). Dieses dentale Komposit kann in Inkrementen in die Kavität eingebracht werden, adaptiert und mittels Licht (Wellenlänge ca. 470 nm) ausgehärtet werden.

Grandio eignet sich für Füllungen der Black Klassen I bis V. Das dentale Füllungsmaterial kann genutzt werden, um traumatisch beschädigte Frontzähne zu rekonstruieren, sowie deren Form und Farbe zu korrigieren (Gebrauchsanweisung Grandio 2015).

In einer subjektiven Bewertung von 15 Zahnärzten zeigt sich Grandio wie folgt:

Festigkeit: $3,2 \pm 1,1$ (1 = sehr weich)

Klebrigkeit $2,1 \pm 1,1$ (1 = nicht klebend)

Applizierfähigkeit: $2,1 \pm 0,8$ (1 = sehr gut) (Buczovsky 2012)

2.1.5 Arabesk Top

Arabesk Top ist ein dentales Komposit der Firma VOCO GmbH. Das lighthärtende Füllungsmaterial ist ein Monohybrid auf Basis einer von VOCO hergestellten Glaskeramikfüllstruktur. Arabesk Top besteht zu 77 % aus anorganischen Microfüllern mit einer Füllkörpergröße von circa $0,05 \mu\text{m}$ und einer Matrix aus Bis-GMA, Urethan-di-methacrylat (UDMA) und TEGDMA in die Kleinstpartikelfüllstoffe eingelagert sind.

Arabesk Top eignet sich für Füllungen der Black Klassen I bis V. Das Komposit kann genutzt werden um traumatisch beschädigte Frontzähne zu rekonstruieren, sowie deren Form und Farbe zu korrigieren. Des Weiteren weist Arabesk Top einen Chamäleoneffekt auf, d.h. es besitzt hochglanzpoliert Farbanpassungseigenschaften (Gebrauchsanweisung Arabesk Top 2015).

In einer subjektiven Bewertung von 15 Zahnärzten zeigt sich Arabesk wie folgt:

Festigkeit: $3,0 \pm 0,7$ (1 = sehr weich)

Klebrigkeit $3,2 \pm 1,1$ (1 = nicht klebend)

Applizierfähigkeit: $2,8 \pm 0,7$ (1 = sehr gut) (Buczovsky 2012)

2.2 Instrumente zur Verarbeitung von dentalen Kompositen

2.2.1 Geometrie

Instrumente zur Kompositverarbeitung unterscheiden sich in ihrer Geometrie und somit auch in ihrer Oberfläche, an die der Komposit anhaftet.

Tabelle 1: Übersicht Geometrie

Geometrie	Arbeitsteil des Stopfinstrument	Oberflächenberechnung
Plan		$2\pi r(r+h)$
Kugel		πd^2
Birne		$\frac{1}{2}(2\pi r(r+h)) + \frac{1}{2}(\pi d^2)$

2.2.2 Beschichtung

Das Anhaften einer Schicht eines amorphen Stoffes auf ein zahnärztliches Instrument wird als Beschichten bezeichnet. Die Dicke der Beschichtung variiert in den Schichten, diese Lagen können aus einzelnen oder kohärenten Schichten bestehen. Das Aufbringen der Schichten wird in mechanische, chemische, thermische und thermomechanische Prozesse unterteilt, je nach Material und Anwendungszweck. Zudem werden physikalische Eigenschaften der Oberfläche durch die Oberflächenstruktur beeinflusst, so kann durch aufrauen oder polieren diese verändert werden (Zoch/Spur 2015).

2.2.2.1 Stahl

Die Werkstoffgruppe Stahl besteht zu einem Großteil aus Eisen und ist somit eine Eisenbasislegierung. Ein kennzeichnender Legierungspartner ist Kohlenstoff, der von 0,0002 bis zu 2 Massenprozent enthalten ist. Eisen oxidiert leicht und reagiert direkt mit den meisten nichtmetallischen Elementen, die Ursache ist eine geringe Stabilität des Elements. Bereits seit 1500 v. Chr., in der Eisenzeit, wird Eisen als Gebrauchsmaterial verwendet. Im 14. Jahrhundert wurde in Europa durch Oxidation der Begleitelemente die Reinigung des Eisens und Umwandlung in Stahl zur Herstellung von schmiedbarem Eisen entwickelt. Aufgrund von variierenden chemischen Zusammensetzungen werden weltweit 2500 unterschiedliche Stähle hergestellt, diese unterscheiden sich in Eigenschaften und Produktformen. In Europa findet eine Bezeichnung der Stähle über Kurznummern oder Werkstoffnummern in einem DIN EN-System statt. Dabei werden zwei Hauptgruppen unterschieden. Die erste Hauptgruppe gibt die Verwendung und mechanische oder physikalische Eigenschaften an. Die zweite Hauptgruppe orientiert sich an der chemischen Zusammensetzung (Bleck/Moeller 2017). Bei zahnmedizinischen Instrumenten wird korrosionsbeständiger Edelstahl genutzt.

2.2.2.2 Gold

Das chemische Elementsymbol von Gold ist AU (lateinisch: aurum), die Ordnungszahl ist 79. Im Periodensystem steht Gold in der 1. Nebengruppe. Die charakteristisch metallisch gelbe Farbe von Gold unterscheidet es von anderen grauen oder silberfarbenen Metallen. Mechanische Eigenschaften von Gold lassen sich durch Zugabe kleiner Mengen anderer Metalle verändern, wie z. B. die Härte. Durch die Zugabe von Palladium, Silber oder Nickel zu Gold entsteht Weißgold, welches in der Schmuckherstellung benutzt wird. Roségold hingegen entsteht durch die Zugabe von Kupfer. Gold ist ein weiches Metall, das Wärme und Elektrizität gut leitet. Goldlegierungen nehmen unter den Edelmetallen eine herausragende Stellung in der Zahnmedizin ein. Es wird in der Prothetik verwendet um Kronen oder Inlays herzustellen (Webelements: <https://www.webelements.com/gold/> 19.9.2015).

2.2.2.3 Kunststoff

Das OptraSculpt Instrument der Firma Ivoclar (Fa. Ivoclar) ist das einzige Instrument auf dem Markt, das mit Kunststoffmodellieraufsätzen arbeitet. Das Adaptieren des Komposits in der Kavität soll durch die Einweg-Modellieraufsätze, die aus Kunststoff bestehen und somit eine geringe Elastizität und verringerte Komposit-Klebrigkeit aufweisen, vereinfacht werden. Das OptraSculpt Set besteht aus einem hochwertigen Basisinstrument, auf welches der gewünschte Modellieraufsatz aufgestülpt werden kann (Ivoclar Herstellerangaben 2015).

2.2.2.4 Titan-Aluminium-Nitrit

Die von Metaplas Ionen (Arndt 2004) entwickelte Titan-Aluminium-Nitrit-Schicht besteht aus den metallischen Elementen Titan (Ti), Aluminium (Al) und dem Nichtmetall Stickstoff (N). Mit Hilfe der Dünnschichttechnik werden feine Verschleißschutzschichten erzeugt. Diese Schichten sind ein effektives Hilfsmittel zur Reduktion von abrasivem und adhäsivem Verschleiß. Als Beschichtungsverfahren wird heute insbesondere das PVD-Verfahren (physical vapor deposition-physikalische Gasphasenabscheidung) eingesetzt. Bei diesem Verfahren werden die metallischen Ausgangsstoffe durch Eintrag thermischer oder kinetischer Energie aus der festen Phase in die Gasphase überführt und ionisiert (Arndt 2004, Herstellerangaben 2015).

Das spezielle Zepf-Titan-Aluminium-Coating führt dazu, dass die Kompositinstrumente in erster Linie glatter, härter und kratzbeständiger als unbeschichtete Instrumente sind (Zepf 2013, Herstellerangaben 2015).

Tabelle 2: Übersicht Beschichtung

Beschichtung	Arbeitsteil des Stopfin- struments
Stahl	
Gold	
Kunststoff	
Titan- Aluminium- Nitrit	

2.3 Klebrigkeit

Als klebrig bezeichnet man insbesondere Oberflächen, die sich durch eine hohe Adhäsion auszeichnen. Klebrige Stoffe eignen sich in der Regel, aber nicht grundsätzlich als Klebstoff.

Um als Klebstoff zu dienen, müssen die Substanzen die zu verbindenden Teile benetzen und nach Kontakt abbinden. Neben einer hohen Adhäsion sollte sich ein Klebstoff ebenso mit einer hohen Kohäsion auszeichnen (Lexikon der Klebetechnik: <https://www.krueckemeyer.de/lexikon/lexikon-der-klebetechnik> 22.08.2018).

2.4 Applizierfähigkeit

Der Begriff Applizierfähigkeit ist bis dato noch nicht ausreichend beschrieben. In der Medizin wird das Verb applizieren mit verabreichen charakterisiert (Duden: <https://www.duden.de/rechtschreibung/applizieren> 22.08.2018). Somit kann die Applizierfähigkeit in Hinblick auf diese Arbeit folgendermaßen porträtiert werden: Ein dentaler Komposit wird in eine Zahnkavität eingebracht (verabreicht),

um einen Defekt aufzufüllen. Anhand der Kraft, die aufgewendet werden muss, um das Füllungsmaterial in die Kavität einzubringen, lässt sich die Applizierfähigkeit beschreiben.

3 Zielsetzung

Das Ziel dieser Arbeit ist es zahnärztliche Instrumente, die zum Legen von Kompositfüllungen verwendet werden, in Hinblick auf die Anhaftung des Komposits zu untersuchen. Um das Legen der Füllungen zu vereinfachen, werden jährlich neue dentale Komposite mit *besseren* Verarbeitungseigenschaften auf den Markt gebracht. Komposit Füllungsinstrumente nehmen eine wichtige Rolle bei der Verarbeitung von dentalen Kompositen ein.

Durch einen Fragebogen zur Evaluation sollte im Vorfeld der Versuche eine Umfrage in Deutschland durchgeführt werden. Dieser beinhaltete Fragen zum Arbeitsablauf beim Legen einer Kompositfüllung.

In den Vorversuchen wurde das geeignete Kavitätenmaterial ausgewählt. Durch Variation von Durchmesser, Geometrie und Beschichtung kann die Applizierbarkeit des Füllungsmaterials verbessert werden. Die Verarbeitungseigenschaften von verschiedenen Kompositen wurden bereits untersucht (Buczovsky 2012). Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit dem Perfektionieren des Versuchsaufbaus, sowie der Untersuchung von verschiedenen Stopfern, in Hinblick auf das Anhaften von Komposit. Es wurden Instrumente mit verschiedenen Durchmessern, Geometrien und Beschichtungen untersucht.

3.1 Aufgabenstellung

In dieser Arbeit wurde in einer in vitro Versuchsreihe die Applizierfähigkeit von dentalen Kompositen in Abhängigkeit von dem verwendeten Stopfer untersucht. Wichtig bei der Instrumentenauswahl war die Auswertung der zuvor erfolgten Umfrage. Die am häufigsten genutzten Instrumente wurden ausgewählt. Daraufhin wurden für die Versuche weitere Instrumente ausgewählt, die in ihrer Beschichtung, Geometrie oder Durchmesser variierten. Es wurde die Anhaftung des Komposits an dem Stopfer bei verschiedenen Kavitätentemperaturen und applizierenden Kräften gemessen. Jedes Instrument wurde auf die Applizierfähigkeit zweier Komposite untersucht. Die Komposit-Auswahl erfolgte auf Grundlage der Doktorarbeit von Sebastian Buczovsky. Die Materialien Arabesk Top und Grandio wurden für die Versuche ausgewählt, da sie unterschiedliche Verarbeitungseigenschaften aufwiesen.

4 Material und Methoden

Tabelle 3: Versuchsüberblick

Umfrage	5 Fragen	80 befragte Zahnärzte		
	<u>Instrument</u>	<u>Kavitätentemperatur/dentaler Komposit</u>	<u>Vorbehandlung/Umwelteinflüsse</u>	<u>Auswertung</u>
Vorversuch 1		Zahnscheibe (humaner Zahn) PMMA-Scheibe (vorbehandelt)	Alkohol, Aceton, Säure, Schleifpapier, Bonding	Rauheiten
Vorversuch 2	d = 2,5mm ohne Beschichtung	Zahnscheibe (humaner Zahn) PMMA-Scheibe (vorbehandelt)	Tageslicht und künstliche Beleuchtung, Grandio	Abzugskraft
Versuch 1	d = 1,6mm d = 2mm d = 2,5mm	PMMA-Scheibe (vorbehandelt) Grandio Arabesk Top	Gelblicht	Abzugskraft, Mittelwerte, Standardabweichung,
Versuch 2	Plan Birne Kugel	PMMA-Scheibe (vorbehandelt) Grandio Arabesk Top	Gelblicht	ANOVA und Bonferroni-Test Signifikanzniveau
Versuch 3	ohne Beschichtung Goldbeschichtung Spezialkunststoff Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung	PMMA-Scheibe (vorbehandelt) Grandio Arabesk Top	Gelblicht	$\alpha = 0,05$

4.1 Umfrage

Um die Versuchsbedingungen an das klinische Vorgehen anzugleichen, wurde im Vorfeld eine Umfrage zu dem Thema: „Applikation von stopfbaren/modellierbaren Kompositen“ durchgeführt. Es wurden 80 Fragebögen mit fünf Fragen an Zahnärzte in ganz Deutschland verteilt.

Dentale Komposit kann auf verschiedene Arten in die Kavität eingebracht werden. Ziel der ersten Frage war es, die am meisten genutzte Technik zu erheben. Die Frage lautete: „**Wie bringen Sie das Füllungsmaterial in die Kavität ein?**“. Eine Mehrfachnennung bei dieser Frage war möglich.

Das Stopfen des dentalen Komposits kann mit Instrumenten unterschiedlicher Geometrie erfolgen. In der zweiten Frage sollten die Häufigkeiten der verwendeten Geometrien in Prozent angegeben werden. Die zweite Frage lautete: „**Welche Geometrie des Stopfinstruments nutzen Sie meistens (Bitte auf 100 % ergänzen)?**“

In der dritten Frage „**Welchen Durchmesser hat das von Ihnen am meisten genutzte Stopfinstrument**“ sollte der Durchmesser des am meisten genutzten Stopfinstruments angegeben werden.

Des Weiteren kann die Beschichtung des Stopfinstruments variiert werden. Welche Beschichtungen in der Zahnarztpraxis Anwendung finden, sollte in der vierten Frage geklärt werden. Bei dieser Frage waren Mehrfachnennungen möglich. Die Frage lautete: „**Welche Beschichtung weisen Ihre Instrumente zum Verarbeiten von Komposit auf?**“

Die letzte Frage des Fragebogens sollte die Lagertemperatur des Komposits vor der Anwendung aufzeigen. Bei dieser Frage waren Mehrfachnennungen möglich, die fünfte Frage lautete: „**Wo lagern Sie das Komposit direkt vor der Anwendung?**“

Im anschließenden ist der Fragebogen aufgezeigt

1. Wie bringen Sie das Füllungsmaterial in die Kavität ein?

- mit einer Applikationshilfe (Spritze, Aufsatz)
- mit einem Heidemannspatel
- mit einem Stopfinstrument
- andere: _____

2. Welche Geometrie des Stopfinstruments nutzen Sie meistens (Bitte auf 100 % ergänzen)?

- Plan geschätzte Häufigkeit (%): _____
- Kugel geschätzte Häufigkeit (%): _____
- andere: Heidemann geschätzte Häufigkeit (%): _____

3. Welchen Durchmesser hat das von Ihnen am meisten genutzte Stopfinstrument?

4. Welche Beschichtung weisen Ihre Instrumente zum Verarbeiten von Komposit auf?

- Keine
- Gold
- Titan-Aluminium-Nitrit
- Spezialkunststoff
- andere: _____

5. Wo lagern Sie das Komposit direkt vor der Anwendung?

- Kühlschrank (6 °C)
- Behandlungszimmer (25 °C)
- am Körper (37 °C)
- andere: _____

4.2 Materialauswahl

4.2.1 Instrumentenauswahl

Die Auswahl der Instrumente erfolgte unter folgenden Kriterien: Gleicher Durchmesser bei variierender Beschichtung, gleicher Durchmesser bei variierender Geometrie und variierender Durchmesser bei gleicher Geometrie.

Tabelle 4: Instrumentenauswahl

Hersteller	Durchmesser in mm (Versuch 1)	Geometrie (Versuch 2)	Beschichtung (Versuch 3)
Ivoclar	2,4	Plan	Kunststoff
Zepf	2,55	Plan	Titan-Aluminium-Nitrit
Aesculap	2,5	Plan (Trompete)	Gold
Aesculap	2,5	Plan	keine
Zepf	2,5	Birne	keine
Zepf	2,5	Kugel	keine
Aesculap	1,6	Plan	keine
Aesculap	2	Plan	keine

4.2.2 Kompositauswahl

Die Auswahl der Komposite erfolgte unter folgenden Kriterien: Variierende Verarbeitungseigenschaften und variierende Füllkörpergröße.

Tabelle 5: Kompositauswahl

Hersteller	Material	Materialtyp
Voco GmbH	Arabesk Top	Micro-Hybrid-Komposit
Voco GmbH	Grandio	Nano-Hybrid-Komposit

4.3 Versuchsdesign

Um identische Versuchsbedingungen bei Versuchen mit plastischen und lichthärtenden Materialien zu gewährleisten, wurden alle Versuche unter Gelblicht durchgeführt. Mittels eines Heizgerätes konnte die Kavitätentemperatur eingestellt und mit einem Thermometer kontrolliert werden.

Die Versuchsreihe bestand aus zwei Vorversuchen und drei standardisierten Einzelversuchen.

Der **Vorversuch 1** diente zur Bestimmung der Rauheiten von Zahn und Kavitätenmaterial. Hierzu wurden die Rauheiten von unbehandelten, geätzten und gebondeten Humanzahnscheiben im Vergleich mit geschliffenem und gebondetem Plexiglas bestimmt.

Im **Vorversuch 2** wurden alternative Kavitätenmaterialien untersucht. Im Vergleich standen ein gebondeter Humanzahn und eine gebondete PMMA-Scheibe. Eine Kraftmessung zur Bestimmung der Abzugskraft wurde durchgeführt.

In den **Versuchen 1, 2 und 3** wurden PMMA-Scheiben als Kavitätenmaterial verwendet. Es wurden die Abzugskräfte unterschiedlicher Instrumente (Geometrie, Material) untersucht. Der Einfluss der Kavitätentemperatur bei 25 °C und 37 °C, sowie der Einfluss der Applikationskräfte (1 N, 2 N) wurde berücksichtigt.

4.4 Herstellung der Stopfer

Um die Stopfer in der Zwick Universalprüfmaschine 1446 zu befestigen, wurde das Arbeitsteil vom Griff abgetrennt und mit Hilfe eines Parallelometers in ein Edelstahlröhrchen polymerisiert. So konnte gewährleistet werden, dass die Ausrichtung aller Stopfer in der Zwick Universalprüfmaschine senkrecht war.



Abbildung 1: Planstopfer

4.5 Versuchsdurchführung

4.5.1 Vorversuche

Das Ziel der Vorversuche ist es, ein geeignetes Kavitätenmaterial für die Hauptversuche zu bestimmen.

Zwei humane Molaren (ca. vier Wochen nach Extraktion, Lagerung in Wasser), die im Vorversuch als Kavitätenmaterial fungierten, wurden in 1,5 mm dicke Scheiben (von okklusal nach cervical) zersägt und auf ein PMMA-Glas polymerisiert. Für die weiteren Versuche wurden die Zahnscheiben 15 Sekunden mit 37-prozentiger Phosphorsäure angeätzt. Es wurden zwei humane Molaren getestet, da sich bei humanen Präparaten jedes Präparat anders verhält. Ein Präparat kann bereits nach einer Lagerung für vier Wochen in Wasser Veränderungen aufweisen. Um eine aussagekräftiges Ergebnis zu erzielen wurden aus diesem Grund zwei Molaren getestet.

Die PMMA-Scheiben, die im Vorversuch und in den weiteren Versuchen als Kavitätenmaterial fungierten, wurden 20 Sekunden mit Grit 1000/P2500 Schleifpapier geschliffen.

Auf beide Materialien wurde Bonding aufgetragen, 15 Sekunden verrieben und 20 Sekunden mit Polymerisationslicht ausgehärtet.

Im ersten Vorversuch wurden die Rauheiten der Zahnschnitte und des Ersatzmaterials (PMMA) nach der Bearbeitung mit Alkohol, Aceton, Schleifpapier (in den Körnungen: 250, 50 gran, 50 run, 240, 1000, 4000) und nach dem Bondingauftrag mit dem Perthometer S6P Fa. Mahr Perthen (Parameter LT = 1,7/0,25; 0,1 mm/s; 2 µm Diamant) in Ra-Werte vermessen.

Der zweite Vorversuch wurde mit der Universalprüfmaschine Zwick 1446 durchgeführt. Unter Gelblichtbedingungen wurden die Kavitätenmaterialien auf einem Probehalter fixiert. Ein Planstopfer der Fa. Aesculap (Durchmesser 2,5 mm) wurde am Kraftaufnehmer befestigt. Es wurde eine konstante Menge des jeweiligen Kunststoffes an den Stopfer angebracht. Um eine konstante Kunststoffmenge zu gewährleisten, wurde der Kunststoff in Composite-Gun Tubes Art. No. 1915 der Fa. KerrHawe/Schweiz umgefüllt. Mit der Composite Gun konnten 1,5 mm lange Proben entnommen werden, diese wurden mit einem Heidemannspatel an dem

jeweiligen Stopfer angebracht. Daraufhin fuhr die Universalprüfmaschine mit konstanter Kraft (2 N) und konstanter Geschwindigkeit (35 mm/min) in die Probe. Dabei wurde die Kraft gemessen, bei der sich der Stopfer von dem Kunststoff trennte (maximale Abzugskraft). Dieser Vorgang wurde zehn Mal pro Kunststoff und Kavitätenmaterial wiederholt.

4.5.2 Allgemeine Versuchsbeschreibung

Die nachfolgenden Versuche wurden unter Gelblichtbedingungen mit der Universalprüfmaschine Zwick 1446 durchgeführt. Die geschliffenen und mit Bonding benetzten PMMA-Scheiben wurden auf dem Probehalter fixiert und der jeweilige Stopfer wurde am Kraftaufnehmer befestigt. Die zu testenden Kunststoffe wurden am Stopfer angebracht. Der Stopfer mit der applizierten Probe fuhr, mit einer konstanten Geschwindigkeit von 35 mm/min und einer maximalen Kraft von 1 N bzw. 2 N, auf die PMMA-Scheibe zu und zerdrückte die Probe, um danach mit konstanter Geschwindigkeit von 35 mm/min wieder an die Ausgangsposition zurück zufahren. Dabei wurde die maximale Abzugskraft gemessen.

Wenn die Kompositprobe nicht an der Kavität haftete, sondern am Stopfer verharrte, musste dieser Durchgang als ungültig angesehen werden. In diesen Fällen konnte die maximale Abzugskraft von Komposit und Stopfer nicht ermittelt werden.

Die applizierenden Kräfte wurde aus der Doktorarbeit von Sebastian Buczovsky übernommen. Die Kavität wurde auf 37 °C erhitzt. Um die Temperatur zu steuern und ggf. einzustellen wurde ein Thermometer auf der PMMA-Scheibe befestigt. Die Temperierung der Probe erfolgte mit einer Heizplatte.

Durch die unterschiedlichen Kavitätentemperaturen (25 °C, 37 °C), die unterschiedlichen applizierenden Kräfte (1 N, 2 N) und die unterschiedlichen Füllwerkstoffe (Arabesk Top, Grandio), ergaben sich acht Testreihen pro Stopfer.

Für jede Testreihe wurde ein Kurvendiagramm erstellt, das sich aus den einzelnen Applizier- und Abzugsvorgängen zusammensetzte. Ein Beispiel ist in Abbildung 2 gezeigt. Den Appliziervorgang stellt die Fläche oberhalb der x-Achse dar. Zur Auswertung ist der Bereich unterhalb der x-Achse von großem Interesse. Der tiefste Punkt in diesem Diagramm gibt die maximale Abzugskraft an. Dieser Wert

wurde für jeden Kunststoff, jede applizierende Kraft und jede Kavitätentemperatur für jeden Stopfer ermittelt und verglichen. Die zugehörigen Diagramme und Tabellen zeigen die Mittelwerte (s. Abb. 11-16).

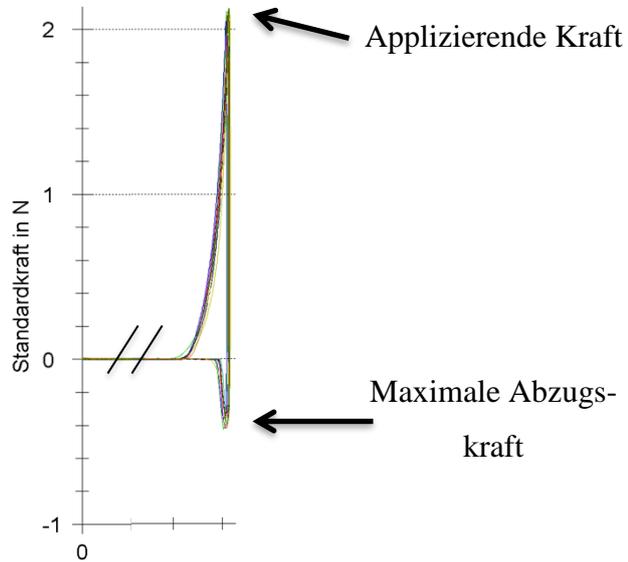


Abbildung 2: Beispieldiagramm zur Ermittlung der maximalen Abzugskraft

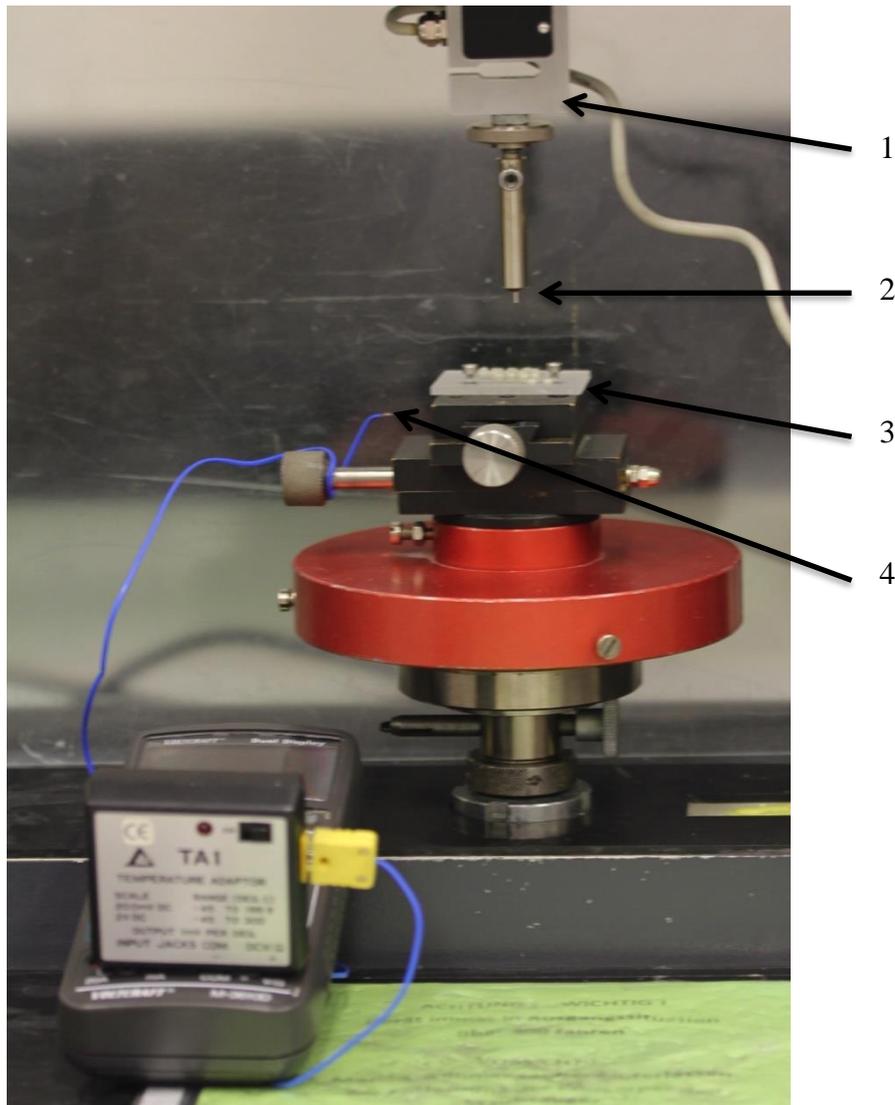


Abbildung 3 Versuchsaufbau

1. Kraftmessermessdose (Zwick 1446, 200N)
2. Instrument
3. Kavitätenmaterial
4. Temperatursonde

4.5.3 Versuch 1

Im ersten Versuch wurde die **Abhängigkeit der Abzugskraft vom Durchmesser** untersucht. Es wurden drei verschiedene Stopfer getestet (Tabelle 6). Pro Stopfer fanden acht Testreihen mit je zehn Testvorgängen statt. Die Materialien waren Grandio und Arabesk Top. Die Kavitätentemperatur betrug Raumtemperatur (25 °C) oder Körpertemperatur (37 °C). Die applizierenden Kräfte betragen 1 N und 2 N.

Tabelle 6: Versuchsaufbau Versuch 1

Stopfer	Material (Lagerung bei Raum- temp.)	Kavität	Einstel- lung/Umwelt- einflüs- se/Messgeräte	Auswer- tung
1,6 mm 2 mm 2,5 mm	Grandio Arabesk Top	PMMA Raumtemp.(25 °C) Körpertemp.(37 °C)	Gelblicht Eindringtiefe 1 N und 2 N Fahrgeschwindig- keit 35 mm/min Zwick 1446	Abzugs- kraft

4.5.4 Versuch 2

Im zweiten Versuch wurde die **Abhängigkeit der Abzugskraft von der Geometrie** untersucht. Es wurden drei verschiedene Stopfer getestet (Tabelle 7). Pro Stopfer fanden acht Testreihen mit je zehn Testvorgängen statt. Die Materialien waren Grandio und Arabesk Top. Die Kavitätentemperatur betrug Raumtemperatur (25 °C) oder Körpertemperatur (37 °C). Die applizierenden Kräfte betragen 1 N und 2 N.

Tabelle 7: Versuchsaufbau Versuch 2

Stopfer	Material (Lagerung bei Raum- temp.)	Kavität	Einstellungen/Umwelt- einflüsse/Messgeräte	Auswertung
Plan Birne Kugel	Grandio Arabesk Top	PMMA Raumtemp. (25 °C) Körpertemp. (37 °C)	Gelblicht Eindringtiefe 1 N und 2 N Fahrgeschwindigkeit 35 mm/min Zwick 1446	Abzugskraft

4.5.5 Versuch 3

Im dritten Versuch wurde die **Abhängigkeit der Abzugskraft von der Beschichtung** untersucht. Es wurden vier verschieden beschichtete Stopfer getestet (Tabelle 8). Pro Stopfer fanden acht Testreihen mit je zehn Testvorgängen statt. Die Materialien waren Grandio und Arabesk Top. Die Kavitätentemperatur betrug Raumtemperatur (25 °C) oder Körpertemperatur (37 °C). Die applizierenden Kräfte betragen 1 N und 2 N.

Tabelle 8: Versuchsaufbau Versuch 3

Stopfer	Material (Lagerung bei Raum- temperatur)	Kavität	Einstellungen/Umwelt- einflüsse/Messgeräte	Auswertung
Ohne Be- schichtung Gold- beschichtung Titan- Aluminium- Nitrit- Beschichtung Kunststoff- arbeitsteil	Grandio Arabesk Top	PMMA Raumtemp. (25 °C) Körpertemp. (37 °C)	Gelblicht Eindringtiefe 1 N und 2 N Fahrgeschwindigkeit 35 mm/min Zwick 1446	Abzugs- kraft

4.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der gewonnenen Daten erfolgte mit dem Programm SPSS für Mac, Version 21 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) und dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft® Excel®, für Mac 2011, Version 14.5.3.

Die graphische Darstellung erfolgte mit dem Programm Microsoft® Excel®, für Mac 2011, Version 14.5.3. Aus den Einzelwerten berechnete Mittelwerte (arithmetisches Mittel) und Standardabweichungen wurden mittels multifaktoriellen Varianzanalysen (ANOVA) und paarweisen Mehrfachvergleichen im post-hoc Bonferroni Tests auf Signifikanzen überprüft. Das Signifikanzniveau lag bei 5 % ($\alpha = 0,05$).

5 Ergebnisse

5.1 Umfrage

Es wurden 80 Fragebögen an Zahnärzte in Deutschland verteilt. 55 ausgefüllte Fragebögen konnten ausgewertet werden.

Frage 1. „Wie bringen Sie das Füllungsmaterial in die Kavität ein?“

30 Zahnärzte bringen das Füllungsmaterial mit einer Applikationshilfe (Spritze, Aufsatz) in die Kavität ein. 27 Zahnärzte gaben an, dass sie ein Stopfinstrument benutzen um das Füllungsmaterial in die Kavität einzubringen. 21 Zahnärzte nutzen einen Heidemannspatel um das Füllungsmaterial in die Kavität zu applizieren. 3 Zahnärzte gaben an das Füllungsmaterial anders in die Kavität abzugeben.

Folgende Abbildung zeigt die Auswertung der ersten Frage.

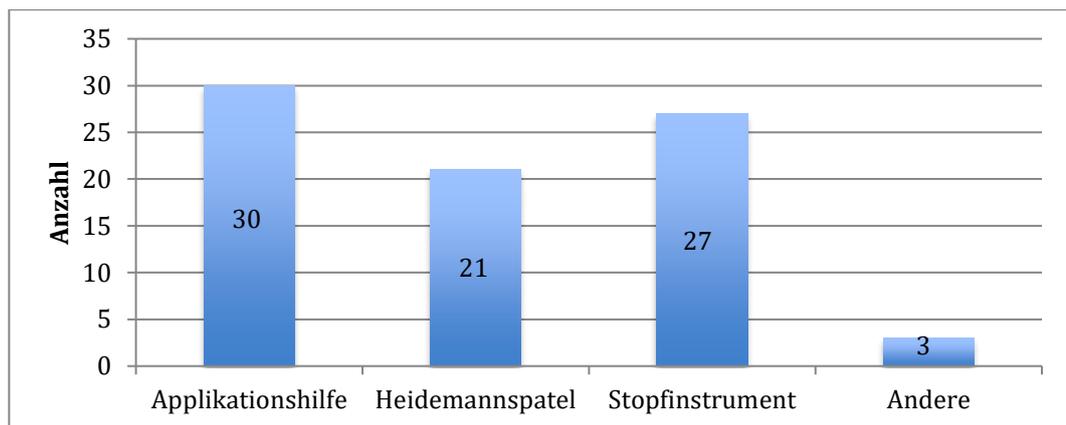


Abbildung 4: Auswertung Frage: „Wie bringen Sie das Füllungsmaterial in die Kavität ein?“

Frage 2. „Welche Geometrie des Stopfinstruments nutzen Sie meistens (Bitte auf 100 % ergänzen)?“

53 % der Zahnärzte bevorzugen eine Kugel als Stopfinstrument zum Legen von Kunststofffüllungen. 28 % Zahnärzte benutzen ein planes Stopfinstrument. 20 % bevorzugen eine andere Geometrie.

Folgende Abbildung zeigt die Auswertung der zweiten Frage.

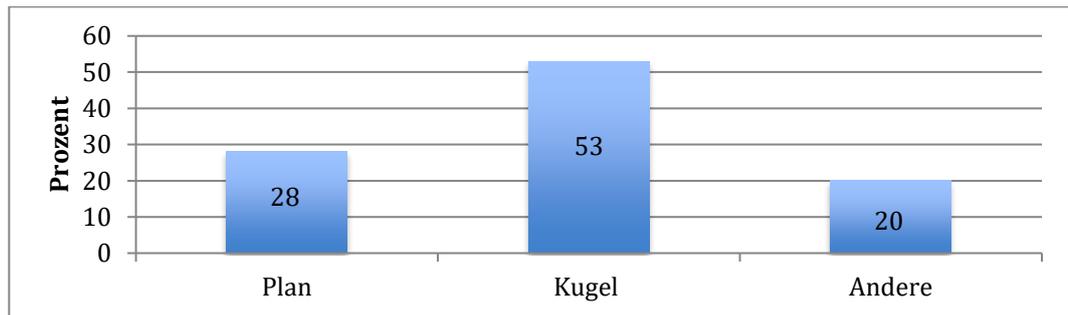


Abbildung 5: Auswertung Frage: „Welche Geometrie des Stopfinstrumentes nutzen Sie meistens (Bitte auf 100 % ergänzen)?“

Frage 3. „Welchen Durchmesser hat das von Ihnen am meisten genutzte Stopfinstrument?“

Das am meisten genutzte Stopfinstrument hat einen Durchmesser von 2 mm. Das kleinste Instrument, das Anwendung findet, hat einen Durchmesser von 0,8 mm und das größte Instrument hat einen Durchmesser von 5 mm.

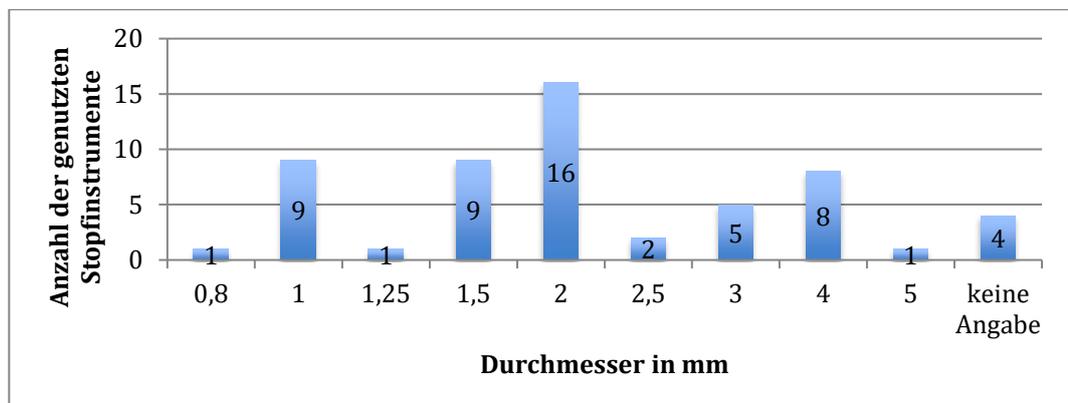


Abbildung 6: Auswertung Frage: „Welchen Durchmesser hat das von Ihnen am meisten genutzte Stopfinstrument?“

Frage 4. „Welche Beschichtung weisen Ihre Instrumente zum Verarbeiten von Komposit auf?“

39 Zahnärzte benutzen Instrumente ohne Beschichtung zum Verarbeiten von Komposit. Instrumente mit Titan-Aluminium-Nitrit Beschichtung werden von elf Zahnärzten angewendet. Mit Gold beschichtete Instrumente nutzen fünf Zahnärzte. Vier Zahnärzte gebrauchen Instrumente mit Spezialkunststoff Arbeitsteilen. Andere Beschichtungen werden von zwei Zahnärzten genutzt.

Folgender Abbildung zeigt die Auswertung der vierten Frage.

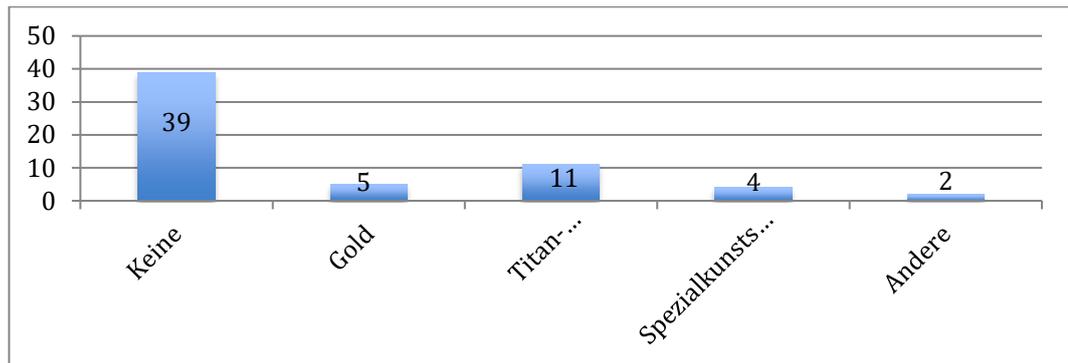


Abbildung 7: Auswertung Frage: „Welche Beschichtung weisen Ihre Instrumente zum Verarbeiten von Komposit auf?“

Frage 5. „Wo lagern Sie das Komposit direkt vor der Anwendung?“

51 Zahnärzte lagern das Komposit im Behandlungszimmer (25 °C) vor der Anwendung. Im Kühlschrank legen neun Zahnärzte das Komposit vor der Anwendung ab. Das Komposit wird von keinen Zahnarzt vor der Behandlung am Körper getragen. Ein Zahnarzt deponiert das Komposit an einem anderen Ort.

Folgende Abbildung zeigt die Auswertung der fünften Frage.

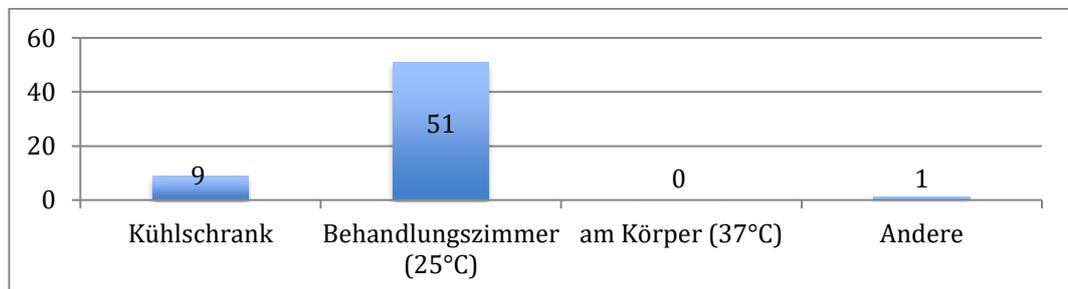


Abbildung 8: Auswertung Frage: „Wo lagern Sie das Komposit direkt vor der Anwendung?“

5.2 Vorversuch 1: Messung der Rauheiten

Die durchgeführten Messungen der Rauheiten lieferten unter Berücksichtigung des Werkstoffes und der Behandlung folgende Ergebnisse.

Die niedrigsten Werte mit einer Rauheit (R_a) von 0,04 zeigten sich bei dem Werkstoff PMMA ohne Behandlung und mit den Behandlungen Alkohol, Aceton und Säure. Der Werkstoff PMMA wies bei der Behandlung mit Schleifpapier folgende Reihenfolge in aufsteigender Rauheit auf: Der niedrigste Wert konnte mit dem Schleifpapier 4000 (0,0667) erzielt werden, darauf folgte die Behandlung mit 50 run (0,2033) und 1000er (0,2700) Schleifpapier. Der nächsthöhere Wert konnte mit 240er (0,4333) Schleifpapier bewerkstelligt werden. Der zweithöchste Wert konnte mit 50 gran (1,2433) realisiert werden. Die größte Rauheit wurde mit 250er (3,5133) Schleifpapier erzielt.

Der Zahn wies Rauheiten in folgender Reihenfolge auf: Die niedrigste Rauheit wies der Zahn gebondet (0,1500/0,0900) auf, darauf folgte der Zahn ohne Behandlung (0,5200/0,3067). Die größte Rauheit zeigte der Zahn (eins und zwei), der mit Säure behandelt wurde (0,7000/0,5567). Zahn zwei wies bei allen Behandlungen niedrigere Werte als Zahn eins auf. Die Zähne eins und zwei zeigten niedrigere Rauheiten als der Werkstoff PMMA. Signifikante Unterschiede der Rauheiten zeigen sich bei dem Werkstoff PMMA in der Behandlung mit 250er Schleifpapier und mit Schleifpapier 50 gran ($p \leq 0,05$). Bei dem Zahn zeigten sich signifikante Unterschiede bei der Behandlung mit Bonding und Säure ($p \leq 0,05$). Im Vergleich der beiden Werkstoffe (PMMA und Zahn) zeigten sich signifikante Unterschiede in fast allen Behandlungen, ausgenommen die Behandlung mit Bonding ($p = 1,000$).

Abbildung 9 zeigt die Ergebnisse der R_a -Werte im Vergleich.

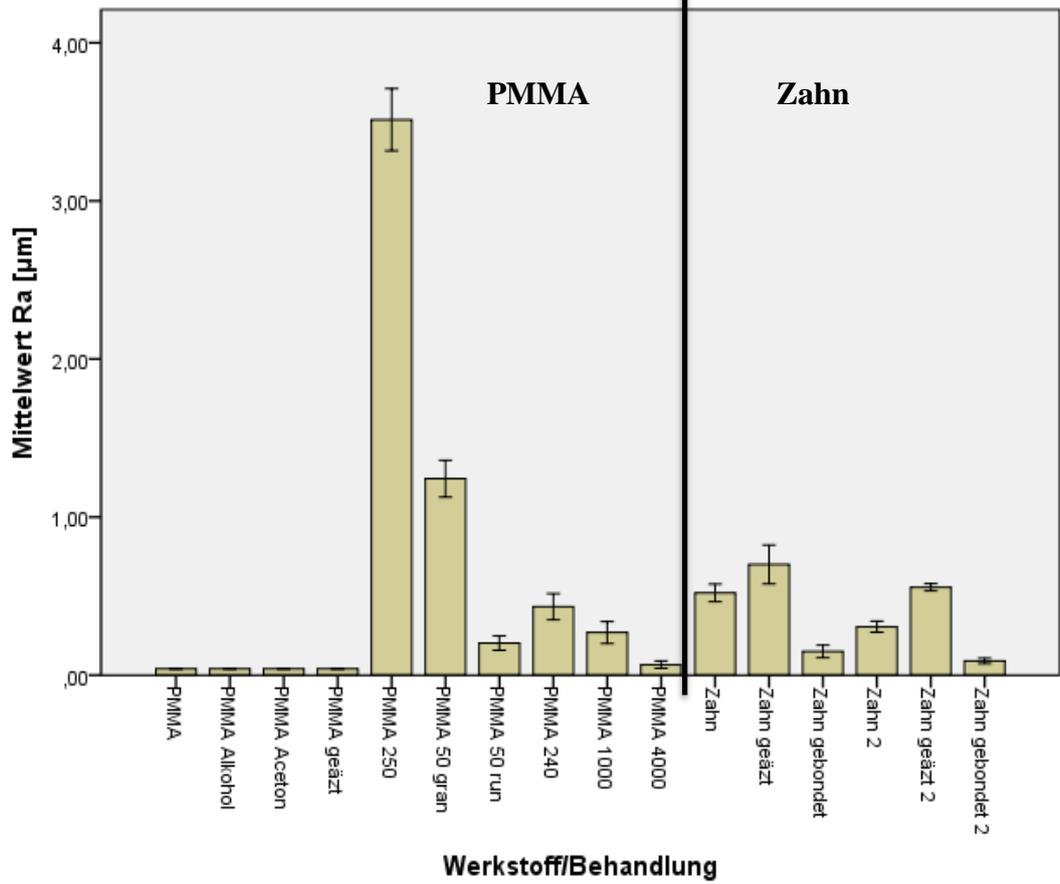


Abbildung 9: Auswertung der Rauheiten (Ra [µm], Mittelwert/Standardabweichung)

Folgende Tabellen zeigen die statistische Auswertung:

Tabelle 9: Statistische Auswertung der Rauheiten des Kavitätenmaterials PMMA (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

	PMMA Alkohol	PMMA Aceton	PMMA geätzt	PMMA 250	PMMA 50 gran	PMMA 50 run	PMMA 240	PMMA 1000	PMMA 4000
PMMA	1,000	1,000	1,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,0760	1,000
PMMA Alkohol		1,000	1,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,0760	1,000
PMMA Aceton			1,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,0760	1,000
PMMA geätzt				0,000	0,000	1,000	0,000	0,0760	1,000
PMMA 250					0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
PMMA 50 gran						0,000	0,000	0,000	0,000
PMMA 50 run							0,760	1,000	1,000
PMMA 1000									0,250

Tabelle 10: Statistische Auswertung der Rauheiten des Kavitätenmaterials Zahn (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

	PMMA (ohne Be- handlung, Alkohol, Aceton, geätzt, 50 run, 1000, 4000)	PMMA 250	PMMA 50 gran	PMMA 240	Zahn geätzt	Zahn gebondet	Zahn 2	Zahn 2 geätzt	Zahn 2 gebondet
Zahn	< 0,030	0,000	0,000	1,000	0,681	0,000	0,161	1,000	0,000
Zahn geätzt	0,000	0,000	0,000	0,014		0,000	0,000	1,000	0,000
Zahn gebondet	1,000	0,000	0,000	0,006	0,000		1,000	0,000	1,000
Zahn 2	<0,0480	0,000	0,000	1,000	0,000	1,000		0,030	0,138
Zahn 2 geätzt	<0,005	0,000	0,000	1,000	1,000	0,000	0,030		0,000
Zahn 2 gebondet	>0,681	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,138	0,000	

In der ersten Spalte von Tabelle 10 sind verschiedenen Vorbehandlungen des PMMAs aufgelistet, somit wurden hier Werte zusammengefasst und jeweils der höchste oder niedrigste Wert angegeben. In den oben gezeigten Tabellen ist zu sehen, dass kein signifikanter Unterschied zwischen dem Zahn (eins und zwei) und dem mit 1000er Schleifpapier vorbehandeltem PMMA erkennbar ist. Somit konnte das mit 1000er Schleifpapier vorbehandelte PMMA als Kavitätenmaterial genutzt werden.

5.3 Vorversuch 2: Untersuchung des Kavitätenmaterials

Die durchgeführten Messungen lieferten unter Variation des Kavitätenmaterials die maximalen Abzugskräfte (MAK), diese lagen zwischen 0,468 N und 0,624 N.

Bei der PMMA-Kavität war die maximale Abzugskraft $0,62 \text{ N} \pm 0,08$. In einer Testreihe mit zehn gemessenen Kräften konnte bei einer applizierten Kraft von 2 N eine gleichmäßige Abzugskraft gemessen werden.

Bei der humanen Zahn-Kavität war die MAK $0,47 \text{ N} \pm 0,10$. In einer Testreihe mit zehn gemessenen Kräften wurden bei einer applizierten Kraft von 2 N größere Abweichungen im Vergleich zu der PMMA-Kavität und ein inhomogeneres Diagramm erfasst. Daraus folgte die Wahl der PMMA-Kavität, um konstante Werte in allen Versuchen zu gewährleisten.

Abbildung 10 zeigt die Diagramme zur Auswertung der maximalen Abzugskräfte (MAK) von PMMA bzw. Zahn. Die Applikation erfolgte mit 2 N.

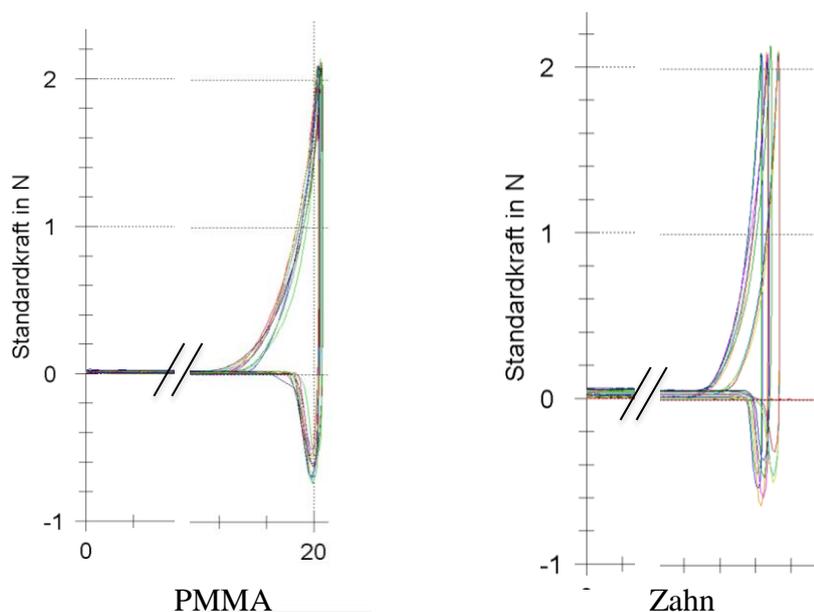


Abbildung 10: Diagramme zur Auswertung PMMA und humaner Zahn

5.4 Versuch 1: Vergleich Durchmesser der Instrumente

Im Folgenden wird die maximale Abzugskraft (MAK) an den beiden Werkstoffen Arabesk Top und Grandio dargestellt. Die Einflüsse der Kavitätentemperatur (Raumtemperatur, Körpertemperatur), der Anpresskraft (1 N, 2 N) und des **Durchmessers des Stopfers (1,6 mm, 2 mm, 2,5 mm)** werden aufgeführt.

5.4.1 Raumtemperatur

Die gemessenen Kräfte lagen insgesamt zwischen 0,262 N und 1,090 N.

Die am **Material Grandio** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,262 N (2 N, 1,6 mm) und 0,642 N (2 N, 2,5 mm). Grandio zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,332 N (1,6 mm) und 0,625 N (2,5 mm). Signifikante Unterschiede wurden zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 2 mm ($p = 0,043$), sowie zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 1,6 mm ($p = 0,015$) deutlich.

Bei einer Anpresskraft von **2 N** wies Grandio Kräfte zwischen 0,262 N (1,6 mm) und 0,642 N (2,5 mm) auf. Signifikante Unterschiede wurden zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 2 mm ($p = 0,000$), sowie zwischen den Stopfern 2,5 mm und 1,6 mm ($p = 0,000$) deutlich. Die niedrigste MAK für Grandio stellte sich, bei einer applizierten Kraft von 2 N, mit dem 1,6 mm Stopfer dar. Die höchste MAK zeigte Grandio, bei 2 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer mit dem Durchmesser von 2,5 mm. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hatte der Stopfer mit dem Durchmesser von 1,6 mm bei 2 N die geringere MAK, die Stopfer mit den Durchmessern von 2 mm und 2,5 mm haben bei 2 N applizierter Kraft die höheren MAK.

Die am **Material Arabesk Top** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,617 N (1 N, 1,6 mm) und 1,090 N (2 N, 2,5 mm).

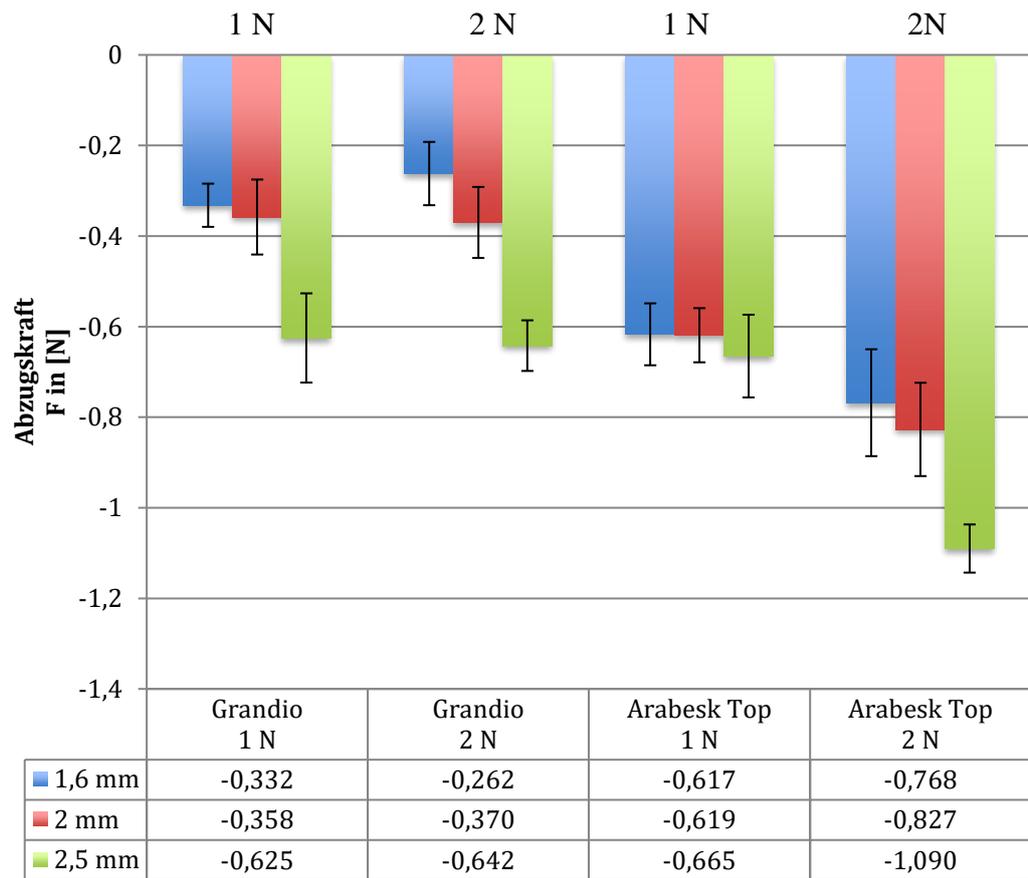
Arabesk Top zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,617 N (1,6 mm) und 0,665 N (2,5 mm). Signifikante Unterschiede zwischen den Stopfern wurden nicht deutlich ($p = 1,000$).

Bei einer Anpresskraft von 2 N wies Arabesk Top Kräfte zwischen 0,768 N (1,6 mm) und 1,090 N (2,5 mm) auf. Signifikante Unterschiede wurden zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 2 mm ($p = 0,001$), sowie zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 1,6 mm ($p = 0,000$) deutlich. Die niedrigste MAK für Arabesk Top stellte sich bei einer applizierten Kraft von 1 N, bei dem Stopfer mit dem Durchmesser von 1,6 mm dar. Die höchste MAK zeigte Arabesk Top, bei 2 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer mit dem Durchmesser von 2,5 mm. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hat der Stopfer mit dem Durchmesser von 1,6 mm bei 1 N die geringere MAK, die Stopfer mit dem Durchmesser von 2 mm und 2,5 mm haben bei 2 N applizierter Kraft die höheren MAK.

Im Vergleich der Materialien stellten sich signifikante Unterschiede bei allen Durchmessern und Anpresskräften ($p = 0,000$) dar. Ausgenommen ist der Stopfer mit einem Durchmesser von 2,5 mm bei einer Anpresskraft von 1 N. In diesem Fall war kein signifikanter Unterschied zu sehen ($p = 0,376$).

Im Gruppenvergleich zeigten sich für Grandio niedrigere MAK für die Stopfer mit dem Durchmesser 1,6 mm und 2 mm. Arabesk Top lieferte in allen Versuchen höhere MAK als Grandio. Lediglich bei Grandio 1 N, 2 N und Arabesk Top 1 N stellten sich bei dem Stopfer mit einem Durchmesser von 2,5 mm ähnliche Werte dar. Die geringste Abzugskraft zeigte sich bei dem Stopfer mit einem Durchmesser von 1,6 mm und 2 N applizierender Kraft und dem Komposit Grandio, der höchste Wert hingegen bei Arabesk Top mit dem Stopfer 2,5 mm und 2 N applizierender Kraft. Die größten Unterschiede ergaben sich bei einer applizierenden Kraft von 2 N und dem Komposit Grandio. Hingegen bei Arabesk Top und einer applizierenden Kraft von 1 N gab es keine signifikanten Unterschiede.

In Abbildung 11 ist die Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und des Durchmessers bei Raumtemperatur in einem Diagramm dargestellt. Tabelle 11, 12 und 13 zeigen die dazugehörige statistische Auswertung.



Durchmesser Stopfer

Abbildung 11: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und des Durchmessers bei Raumtemperatur

Tabelle 11: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Durchmesser Stopfer	2,5 mm	2 mm
1 N/2 N (Anpresskraft)		
2 mm	0,043/0,000	
1,6 mm	0,015 /0,000	1,000/0,065

Tabelle 12: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Durchmesser Stopfer	2,5 mm	2 mm
1 N/2 N (Anpresskraft)		
2 mm	1,000/0,001	
1,6 mm	1,000/0,000	1,000/1,000

Tabelle 13: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Durchmesser 1,6 mm/2 mm/2,5 mm) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Material	Grandio 1 N	Grandio 2 N
1,6 mm/2 mm/2,5 mm (Durchmesser)		
Arabesk Top 1 N	0,000/0,000/0,376	
Arabesk Top 2 N		0,000/0,000/0,000

5.4.2 Körpertemperatur

Die gemessenen Kräfte lagen insgesamt zwischen 0,219 N und 1,030 N

Die am **Material Grandio** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,219 N (2 N, 1,6 mm) und 0,495 N (1 N, 2,5 mm).

Grandio zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,270 N (1,6 mm) und 0,495 N (2,5 mm). Signifikante Unterschiede wurden zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 2 mm ($p = 0,000$), sowie zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 1,6 mm ($p = 0,000$) deutlich.

Bei einer Anpresskraft von **2 N** wies Grandio Kräfte zwischen 0,219 N (1,6 mm) und 0,457 N (2,5 mm) auf. Signifikante Unterschiede wurden zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 2 mm ($p = 0,000$), zwischen den Stopfern 2,5 mm und 1,6 mm ($p = 0,000$) sowie zwischen den Stopfern 2 mm und 1,6 mm ($p = 0,017$) deutlich. Die niedrigste MAK für Grandio stellte sich, bei einer applizierten Kraft von 2 N, bei dem Stopfer mit dem Durchmesser von 1,6 mm dar. Die höchste MAK zeigte Grandio, bei 1 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer mit dem Durchmesser von 2,5 mm. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hat der Stopfer mit dem Durchmesser von 1,6 mm bei 2 N die geringere MAK, die Stopfer mit dem Durchmesser von 2 mm und 2,5 mm haben bei 2 N applizierter Kraft die höheren MAK.

Die am **Material Arabesk Top** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,485 N (2 N, 1,6 mm) und 1,030 N (2 N, 2,5 mm).

Arabesk Top zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,527 N (1,6 mm) und 0,738 N (2 mm). Signifikante Unterschiede wurden zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 1,6 mm ($p = 0,003$), sowie zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2 mm und 1,6 mm ($p = 0,020$) deutlich.

Bei einer Anpresskraft von **2 N** wies Arabesk Top Kräfte zwischen 0,485 N (1,6 mm) und 1,030 N (2,5 mm) auf. Signifikante Unterschiede wurden zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 2 mm ($p = 0,000$), sowie zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 1,6 mm ($p = 0,000$) und den Stopfern mit dem Durchmesser 2 mm und 1,6 mm ($p = 0,001$) deutlich. Die niedrigste MAK für Arabesk Top stellte sich, bei einer applizierten Kraft von 2N, bei

dem Stopfer mit dem Durchmesser von 1,6 mm dar. Die höchste MAK zeigte Arabesk Top, bei 2 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer mit dem Durchmesser von 2,5 mm. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hatten die Stopfer mit dem Durchmesser von 1,6 mm und 2 mm bei 2 N applizierter Kraft die niedrigeren MAK, der Stopfer mit dem Durchmesser 2,5 mm hat bei 1 N die niedrigere MAK.

Im Vergleich der Materialien stellten sich signifikante Unterschiede bei allen Durchmessern und Anpresskräften ($p = 0,000$) dar.

Im Gruppenvergleich zeigten sich für Grandio geringere MAK für die Stopfer mit dem Durchmesser 1,6 mm, 2 mm und 2,5 mm als bei Arabesk Top. Den niedrigsten Wert lieferte der Stopfer mit 1,6 mm bei dem Komposit Grandio und der applizierenden Kraft von 2 N. Der höchste Wert stellte sich bei Arabesk Top mit einer applizierenden Kraft von 2 N und einem Durchmesser von 2,5 mm heraus.

In Abbildung 12 ist die Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und des Durchmessers bei Körpertemperatur in einem Diagramm dargestellt. Tabelle 14, 15 und 16 zeigen die dazugehörige statistische Auswertung.

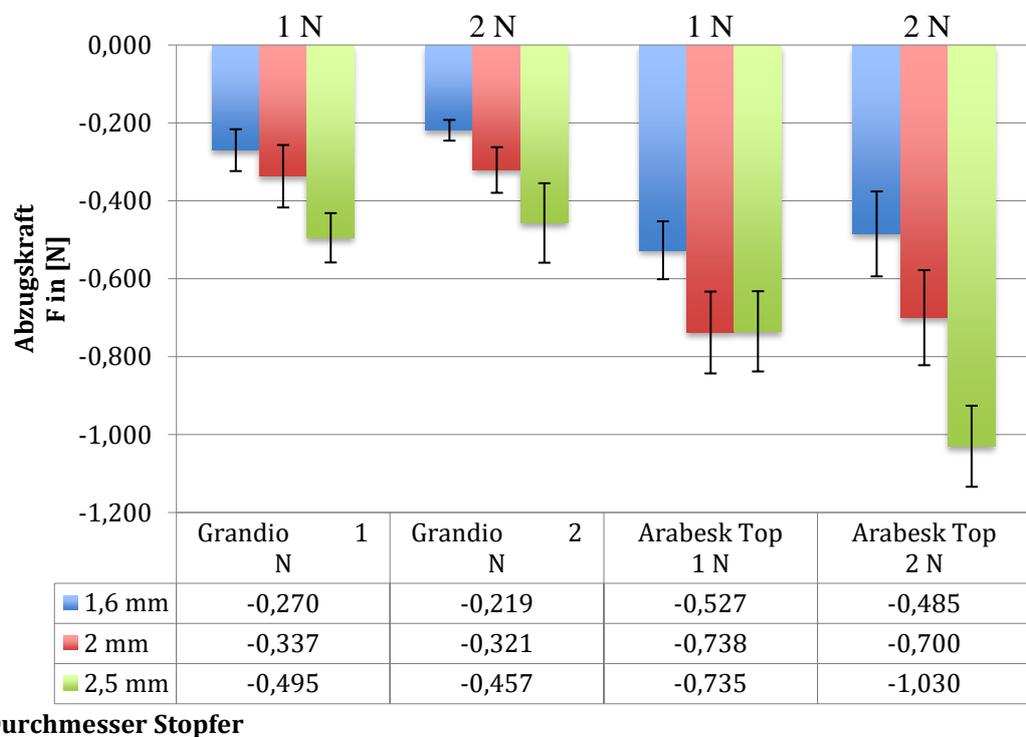


Abbildung 12: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und des Durchmessers bei Körpertemperatur

Tabelle 14: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Durchmesser Stopfer 1 N/2 N (Anpresskraft)	2,5 mm	2 mm
2 mm	0,000/0,000	
1,6 mm	0,000 /0,000	0,830/0,017

Tabelle 15: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Durchmesser Stopfer 1 N/2 N (Anpresskraft)	2,5 mm	2 mm
2 mm	1,000/0,000	
1,6 mm	0,003 /0,000	0,020/0,001

Tabelle 16: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Durchmesser 1,6 mm/2 mm/2,5 mm) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Material 1,6 mm/2 mm/2,5 mm (Durchmesser)	Grandio 1 N	Grandio 2 N
Arabesk Top 1 N	0,000/0,000/0,000	
Arabesk Top 2 N		0,000/0,000/0,000

5.5 Versuch 2: Vergleich Geometrie der Instrumente

Im Folgenden werden die maximale Abzugskraft (MAK) an den beiden Werkstoffen Arabesk Top und Grandio dargestellt. Die Einflüsse der Kavitätentemperatur (Raumtemperatur, Körpertemperatur), der Anpresskraft (1 N, 2 N) und der **Geometrie des Stopfers (Plan, Birne, Kugel)** werden aufgeführt.

5.5.1 Raumtemperatur

Die gemessenen Kräfte lagen insgesamt zwischen 0,535 N und 1,14 N.

Die am **Material Grandio** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,535 N (1 N, Birne) und 0,642 N (2 N, Plan).

Grandio zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,535 N (Birne) und 0,642 N (Plan). Signifikante Unterschiede wurden zwischen den Stopfern mit der Geometrie Kugel und Plan ($p = 0,000$), sowie zwischen den Stopfern mit der Geometrie Birne und Kugel ($p = 0,000$) deutlich.

Bei einer Anpresskraft von **2 N** wies Grandio Kräfte zwischen 0,571 N (Birne) und 0,642 N (Plan) auf. Signifikante Unterschiede zwischen den Stopfern wurden nicht deutlich ($p = 1,000$). Die niedrigste MAK für Grandio stellte sich, bei einer applizierten Kraft von 1 N, bei dem Stopfer mit der Geometrie Birne dar. Die höchste MAK zeigte Grandio, bei 2 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer mit der Geometrie Plan. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hatten die Stopfer mit der Geometrie Plan und Birne bei 1 N die geringere MAK, der Stopfer mit der Geometrie Kugel hat bei 1 N und 2 N applizierter Kraft keine unterschiedliche MAK.

Die am **Material Arabesk Top** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,665 N (1 N, Plan) und 1,14 N (2 N, Birne).

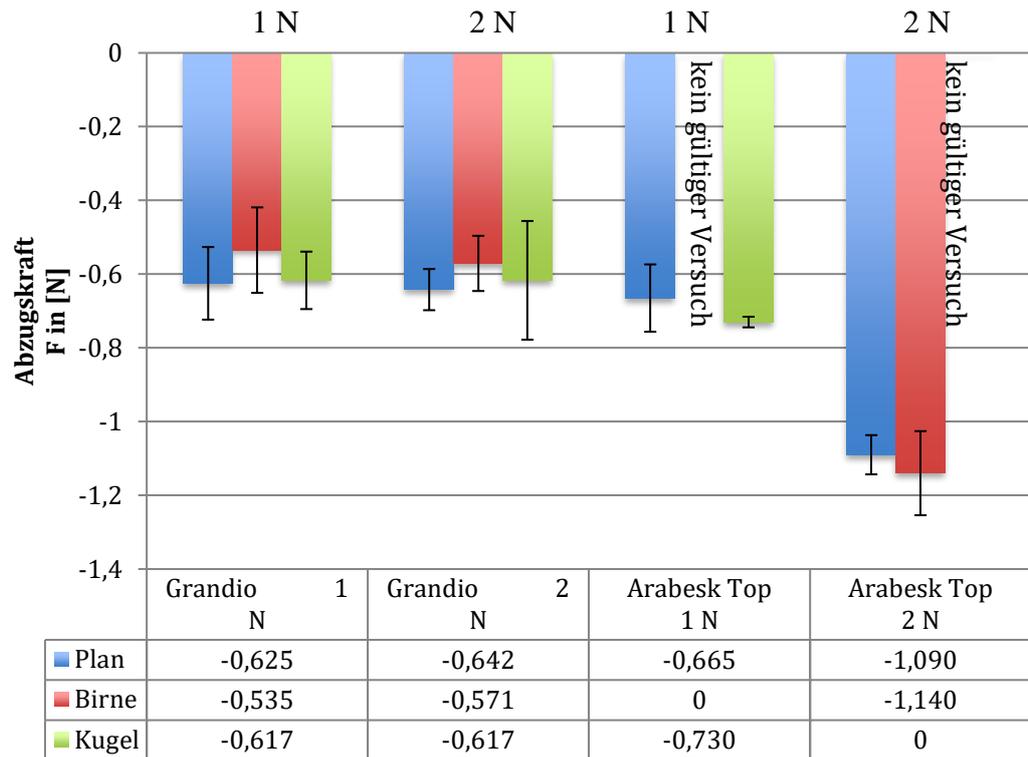
Arabesk Top zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,665 N (Plan) und 0,730 N (Kugel). Für den Stopfer mit der Geometrie Birne konnte keine Kraft gemessen werden, da alle Versuche ungültig waren. Signifikante Unterschiede wurden zwischen den Stopfern mit der Geometrie Plan und Kugel ($p = 0,000$) deutlich.

Bei einer Anpresskraft von **2 N** wies Arabesk Top Kräfte zwischen 1,090 N (Plan) und 1,140 N (Birne) auf. Für den Stopfer mit der Geometrie Kugel konnte keine Kraft gemessen werden, da alle Versuche ungültig waren. Signifikante Unterschiede zwischen den Stopfern mit der Geometrie Birne und Plan wurden nicht deutlich ($p = 1,000$). Die niedrigste MAK für Arabesk Top stellte sich, bei einer applizierten Kraft von 1 N, bei dem Stopfer mit der Geometrie Plan dar. Die höchste MAK zeigte Arabesk Top bei 2 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer mit der Geometrie Birne. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hatte der Stopfer mit der Geometrie Plan bei 1 N applizierter Kraft die niedrigere MAK.

Bei dem Materialvergleich zeigte sich bei einer Anpresskraft von 1 N kein signifikanter Unterschied bei der Geometrie Kugel und Plan ($p > 0,128$). Bei allen anderen Versuchen stellte sich ein signifikanter Unterschied dar.

Im Gruppenvergleich zeigte sich, dass der Planstopfer bei allen dentalen Kompositen und Anpresskräften gültige Versuche aufwies und, dass für Grandio die niedrigeren MAK gemessen werden konnte. Den niedrigsten Wert lieferte der birnenförmige Stopfer bei einer applizierenden Kraft von 1 N mit dem Komposit Grandio. Der höchste Wert stellte sich ebenfalls bei dem birnenförmigen Stopfer bei einer Anpresskraft von 2 N mit dem Komposit Arabesk Top heraus.

In Abbildung 13 ist die Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Geometrie bei Raumtemperatur in einem Diagramm dargestellt. Tabelle 17, 18 und 19 zeigen die dazugehörige statistische Auswertung.



Geometrie Stopfer

Abbildung 13: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Geometrie bei Raumtemperatur (0 = nicht gültig)

Tabelle 17: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Geometrie Stopfer 1 N/2 N (Anpresskraft)	Plan	Birne
Birne	1,000/1,000	
Kugel	0,000 /1,000	0,000/1,000

Tabelle 18: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Geometrie Stopfer 1 N/2 N (Anpresskraft)	Plan	Birne
Birne	0,000/1,000	
Kugel	0,000 /0,000	1,000/0,000

Tabelle 19: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Geometrie Birne/Kugel/Plan) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Material Birne/Kugel/Plan (Geometrie)	Grandio 1 N	Grandio 2 N
Arabesk Top 1 N	0,000/0,128/0,376	
Arabesk Top 2 N		0,000/0,000/0,000

5.5.2 Körpertemperatur

Die gemessenen Kräfte lagen insgesamt zwischen 0,457 N und 1,030 N.

Die am **Material Grandio** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,457 N (2 N, Plan) und 0,512 N (2 N, Birne).

Grandio zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,479 N (Kugel) und 0,495 N (Plan). Signifikante Unterschiede zwischen den Stopfern wurden nicht deutlich ($p = 1,000$).

Bei einer Anpresskraft von **2 N** wies Grandio Kräfte zwischen 0,457 N (Plan) und 0,512 N (Birne) auf. Signifikante Unterschiede zwischen den Stopfern wurden nicht deutlich ($p = 1,000$).

Die niedrigste MAK für Grandio stellte sich, bei einer applizierten Kraft von 2 N, bei dem Stopfer mit der Geometrie Plan dar. Die höchste MAK wies Grandio, bei 2 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer mit der Geometrie Birne auf. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hatte der Stopfer mit der Geometrie Plan bei 2 N applizierter Kraft die geringere MAK, die Stopfer mit der Geometrie Birne und Kugel hatten bei 1 N applizierter Kraft niedrigere MAK.

Die am **Material Arabesk Top** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,716 N (1 N, Birne) und 1,030 N (2 N, Plan).

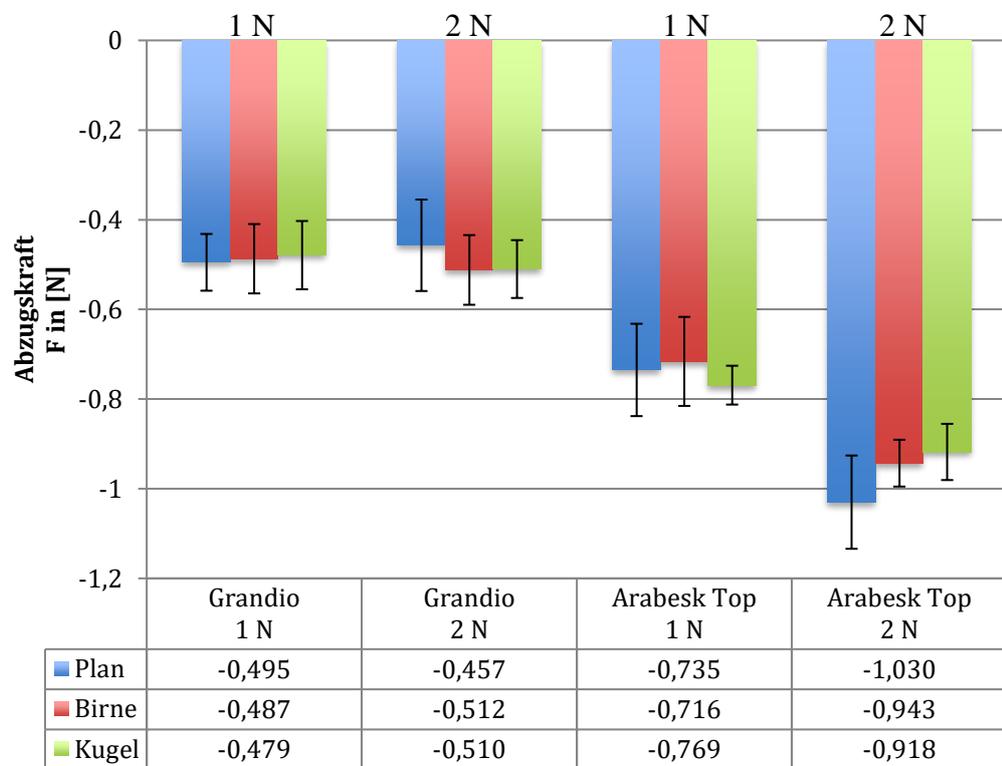
Arabesk Top zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,716 N (Plan) und 0,769 N (Kugel). Signifikante Unterschiede zwischen den Stopfern wurden nicht deutlich ($p = 1,000$).

Bei einer Anpresskraft von **2 N** wies Arabesk Top Kräfte zwischen 0,918 N (Kugel) und 1,030 N (Plan) auf. Signifikante Unterschiede zwischen den Stopfern wurden nicht deutlich ($p \geq 0,671$). Die niedrigste MAK für Arabesk Top stellte sich, bei einer applizierten Kraft von 1 N, bei dem Stopfer mit der Geometrie Birne dar. Die höchste MAK zeigte Arabesk Top bei 2 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer mit der Geometrie Plan. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hatten die Stopfer mit der Geometrie Plan, Birne und Kugel bei 1 N applizierter Kraft die niedrigeren MAK.

Im Vergleich der Materialien stellten sich signifikante Unterschiede bei jeder Geometrie und beiden Anpresskräften ($p = 0,000$) dar.

Im Gruppenvergleich zeigte sich, dass für Grandio mit den Stopfern der Geometrie Plan, Birne und Kugel die niedrigere MAK gemessen werden konnte. Den niedrigsten Wert lieferte der Planstopfer bei einer applizierenden Kraft von 2 N und Grandio als Komposit. Der höchste Wert hingegen stellte sich ebenfalls bei dem Planstopfer bei einer Anpresskraft von 2 N bei Arabesk Top heraus.

In Abbildung 14 ist die Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Geometrie bei Körpertemperatur in einem Diagramm dargestellt. Tabelle 20, 21 und 22 zeigen die dazugehörige statistische Auswertung.



Geometrie Stopfer

Abbildung 14: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Geometrie bei Körpertemperatur

Tabelle 20: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Geometrie Stopfer 1 N/2 N (Anpresskraft)	Plan	Birne
Birne	1,000/1,000	
Kugel	1,000 /1,000	1,000/1,000

Tabelle 21: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Geometrie Stopfer 1 N/2 N (Anpresskraft)	Plan	Birne
Birne	1,000/1,000	
Kugel	1,000 /0,671	1,000/1,000

Tabelle 22: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Geometrie Birne/Kugel/Plan) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Material Birne/Kugel/Plan (Geometrie)	Grandio 1 N	Grandio 2 N
Arabesk Top 1 N	0,000/0,000/0,000	
Arabesk Top 2 N		0,000/0,000/0,000

5.6 Versuch 3: Vergleich Beschichtung der Instrumente

Im Folgenden werden die maximale Abzugskraft (MAK) an den beiden Werkstoffen Arabesk Top und Grandio dargestellt. Die Einflüsse der Kavitätentemperatur (Raumtemperatur, Körpertemperatur), der Anpresskraft (1 N, 2 N) und der **Beschichtung des Stopfers (ohne Beschichtung, Gold, Kunststoff, Titan-Aluminium-Nitrit)** werden aufgeführt.

5.6.1 Raumtemperatur

Die gemessenen Kräfte lagen insgesamt zwischen 0,379 N und 1,090 N.

Die am **Material Grandio** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,379 N (2 N, Titan-Nitrit-Aluminium-Beschichtung) und 0,642 N (2 N, ohne Beschichtung).

Grandio zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,490 N (Goldbeschichtung) und 0,625 N (ohne Beschichtung). Signifikante Unterschiede zwischen dem Stopfer wurden nicht deutlich ($p = 1,000$).

Bei einer Anpresskraft von **2 N** wies Grandio Kräfte zwischen 0,379 N (Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung) und 0,642 N (ohne Beschichtung) auf. Signifikante Unterschiede wurden zwischen dem Stopfer ohne Beschichtung zu dem Stopfer mit Goldbeschichtung ($p = 0,007$), sowie zu dem Stopfer mit Kunststoffarbeitsteil ($p = 0,000$) und dem Stopfer mit Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung ($p = 0,000$) deutlich. Ein signifikanter Unterschied konnte auch zwischen dem Stopfer mit Goldbeschichtung und dem Stopfer mit Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung ($p = 0,008$) deutlich gemacht werden. Die niedrigste MAK für Grandio stellte sich, bei einer applizierten Kraft von 2 N, bei dem Stopfer mit Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung dar. Die höchste MAK zeigte Grandio, bei 2 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer ohne Beschichtung. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hatte der Stopfer ohne Beschichtung und der Stopfer mit Goldbeschichtung bei 1 N applizierter Kraft die geringeren MAK, die Stopfer mit dem Kunststoffarbeitsteil und der Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung hatten bei 2 N applizierter Kraft niedrigere MAK.

Die am **Material Arabesk Top** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,584 N (1 N, Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung) und 1,090 N (2 N, ohne Beschichtung).

Arabesk Top zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,584 N (Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung) und 0,805 N (Goldbeschichtung). Bei dem Stopfer mit Goldbeschichtung konnte nur ein gültiger Versuch erfasst werden. Signifikante Unterschiede wurden zwischen dem Stopfer ohne Beschichtung und dem Stopfer mit Goldbeschichtung ($p = 0,000$) und dem Stopfer mit Kunststoffarbeitsteil ($p = 0,000$) deutlich. Ein signifikanter Unterschied zwischen dem Stopfer mit Goldbeschichtung und Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung ($p = 0,004$) wurde deutlich.

Bei einer Anpresskraft von **2 N** wies Arabesk Top Kräfte zwischen 1,070 N (Kunststoffarbeitsteil und Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung) und 1,090 N (ohne Beschichtung) auf. Signifikante Unterschiede zwischen den Stopfern wurden nicht deutlich ($p = 1,000$). Die niedrigste MAK für Arabesk Top stellte sich, bei einer applizierten Kraft von 1 N, bei dem Stopfer mit Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung dar. Die höchste MAK zeigte Arabesk Top bei 2 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer ohne Beschichtung. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hatten alle Stopfer bei 1 N applizierter Kraft die niedrigeren MAK.

Im Vergleich der Materialien stellten sich signifikante Unterschiede bei allen Beschichtungen und Anpresskräften ($p = 0,000$) dar. Ausgenommen ist der Stopfer ohne Beschichtung bei einer Anpresskraft von 1N, in diesem Fall war kein signifikanter Unterschied zu sehen ($p = 0,376$).

Im Gruppenvergleich zeigte sich, dass für Grandio mit allen Stopfern die niedrigeren MAK gemessen werden konnten. Die niedrigsten Werte lieferte der Stopfer mit Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung bei einer applizierenden Kraft von 2 N und dem Komposit Grandio. Der höchste Wert stellte sich bei dem Stopfer ohne Beschichtung mit einer Anpresskraft von 2 N und dem Werkstoff Arabesk Top heraus. Insgesamt zeigten alle Stopfer bei Arabesk Top und 2 N applizierender Kraft hohe Werte über 1 N.

In Abbildung 15 ist die Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Beschichtung bei Raumtemperatur in einem Diagramm dargestellt. Tabelle 23, 24 und 25 zeigen die dazugehörige statistische Auswertung.

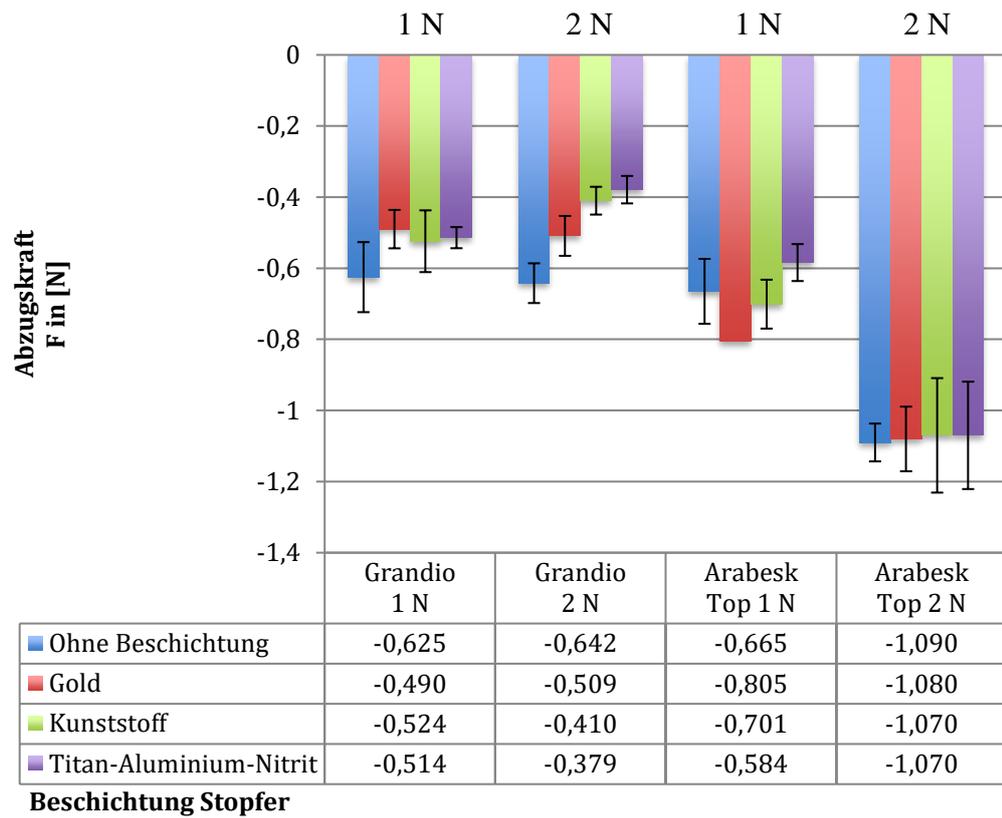


Abbildung 15: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Beschichtung bei Raumtemperatur

Tabelle 23: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Beschichtung Stopfer	Ohne Beschichtung	Gold	Kunststoff
1 N/2 N (Anpresskraft)			
Gold	1,000/0,007		
Kunststoff	1,000/0,000	1,000/0,144	
Titan-Aluminium-Nitrit	1,000/0,000	1,000/0,008	1,000/1,000

Tabelle 24: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Beschichtung Stopfer 1 N/2 N (An- presskraft)	Ohne Be- schichtung	Gold	Kunststoff
Gold	0,000/1,000		
Kunststoff	0,000/1,000	1,000/1,000	
Titan- Aluminium- Nitrit	0,603/1,000	0,004/1,000	0,300/1,000

Tabelle 25: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Beschichtung Gold/Kunststoff/Titan-Aluminium-Nitrit) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Material Ohne Beschichtung/ Gold/Kunststoff/Titan- Aluminium-Nitrit (Be- schichtung)	Grandio 1 N	Grandio 2 N
Arabesk Top 1 N	0,376/0,000/0,000/0,010	
Arabesk Top 2 N		0,000/0,000/0,000/0,000

5.6.2 Körpertemperatur

Die gemessenen Kräfte lagen insgesamt zwischen 0,308 N und 1,050 N.

Die am **Material Grandio** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,308 N (2 N, Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung) und 0,495 N (ohne Beschichtung).

Grandio zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,327 N (Kunststoffarbeitsteil) und 0,495 N (ohne Beschichtung). Signifikante Unterschiede wurden zwischen dem Stopfer ohne Beschichtung und dem Stopfer mit Kunststoffarbeitsteil ($p = 0,000$), sowie zu dem Stopfer mit Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung ($p = 0,001$) deutlich. Des Weiteren wurden signifikante Unterschiede zwischen dem Stopfer mit Kunststoffarbeitsteil und dem Stopfer mit Goldbeschichtung ($p = 0,030$) deutlich.

Bei einer Anpresskraft von **2 N** wies Grandio Kräfte zwischen 0,308 N (Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung) und 0,457 N (ohne Beschichtung) auf. Signifikante Unterschiede wurden zwischen den Stopfern ohne Beschichtung zu dem Stopfer mit Kunststoffarbeitsteil ($p = 0,000$), sowie zu dem Stopfer mit Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung ($p = 0,001$) deutlich. Des Weiteren wurde ein signifikanter Unterschied zwischen dem Stopfer mit Goldbeschichtung und dem Stopfer mit Kunststoffarbeitsteil ($p = 0,030$) deutlich. Die niedrigste MAK für Grandio stellte sich, bei einer applizierten Kraft von 2 N, bei dem Stopfer mit der Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung dar. Die höchste MAK zeigte Grandio, bei 1 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer ohne Beschichtung. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hatten alle Stopfer bei 1 N applizierter Kraft die geringere MAK. Lediglich der Stopfer mit Kunststoffarbeitsteil hatte keine unterschiedliche MAK.

Die am **Material Arabesk Top** gemessenen Kräfte lagen zwischen 0,551 N (2 N, Kunststoffarbeitsteil) und 1,050 N (2 N, Goldbeschichtung).

Arabesk Top zeigte bei einer Anpresskraft von **1 N** Kräfte zwischen 0,710 N (Kunststoffarbeitsteil) und 0,772 N (Goldbeschichtung). Signifikante Unterschiede zwischen den Stopfern wurden nicht deutlich ($p = 1,000$).

Bei einer Anpresskraft von **2 N** wies Arabesk Top Kräfte zwischen 0,551 N (Kunststoffarbeitsteil) und 1,050 N (Goldbeschichtung) auf. Signifikante Unterschiede wurden zwischen dem Stopfer ohne Beschichtung und dem Stopfer

mit Kunststoffarbeitsteil ($p = 0,000$), sowie zu dem Stopfer mit Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung ($p = 0,006$) deutlich. Des Weiteren wurde ein signifikanter Unterschied zwischen dem Stopfer mit Goldbeschichtung und dem Stopfer mit Kunststoffarbeitsteil ($p = 0,000$), sowie zu dem Stopfer mit Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung ($p = 0,001$) deutlich. Ein signifikanter Unterschied konnte ebenfalls zwischen dem Stopfer mit Kunststoffarbeitsteil und dem Stopfer mit Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung ($p = 0,000$) deutlich gemacht werden. Die niedrigste MAK für Arabesk Top stellte sich, bei einer applizierten Kraft von 2 N, bei dem Stopfer mit dem Kunststoffarbeitsteil dar. Die höchste MAK zeigte Arabesk Top bei 2 N applizierter Kraft, bei dem Stopfer mit Goldbeschichtung. Im Vergleich zwischen 1 N und 2 N applizierter Kraft hatten die Stopfer ohne Beschichtung, mit Goldbeschichtung und mit Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung bei 1 N applizierter Kraft die geringsten MAK. Lediglich der Stopfer mit Kunststoffarbeitsteil hatte bei 2 N applizierter Kraft die geringere MAK.

Im Materialvergleich zeigten sich für alle Versuche signifikante Unterschiede ($p = 0,000$).

Im Gruppenvergleich zeigte sich, dass für Grandio mit allen Stopfern die niedrigeren MAK gemessen werden konnte. Den niedrigsten Wert lieferte der Titan-Aluminium-Nitrit beschichtete Stopfer bei einer applizierenden Kraft von 2 N und dem Komposit Grandio. Der höchste Wert stellte sich bei dem goldbeschichteten Stopfer einer Anpresskraft von 2 N und bei dem Werkstoff Arabesk Top heraus.

In Abbildung 16 ist die Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Beschichtung bei Körpertemperatur in einem Diagramm dargestellt. Tabelle 26, 27 und 28 zeigen die dazugehörige statistische Auswertung.

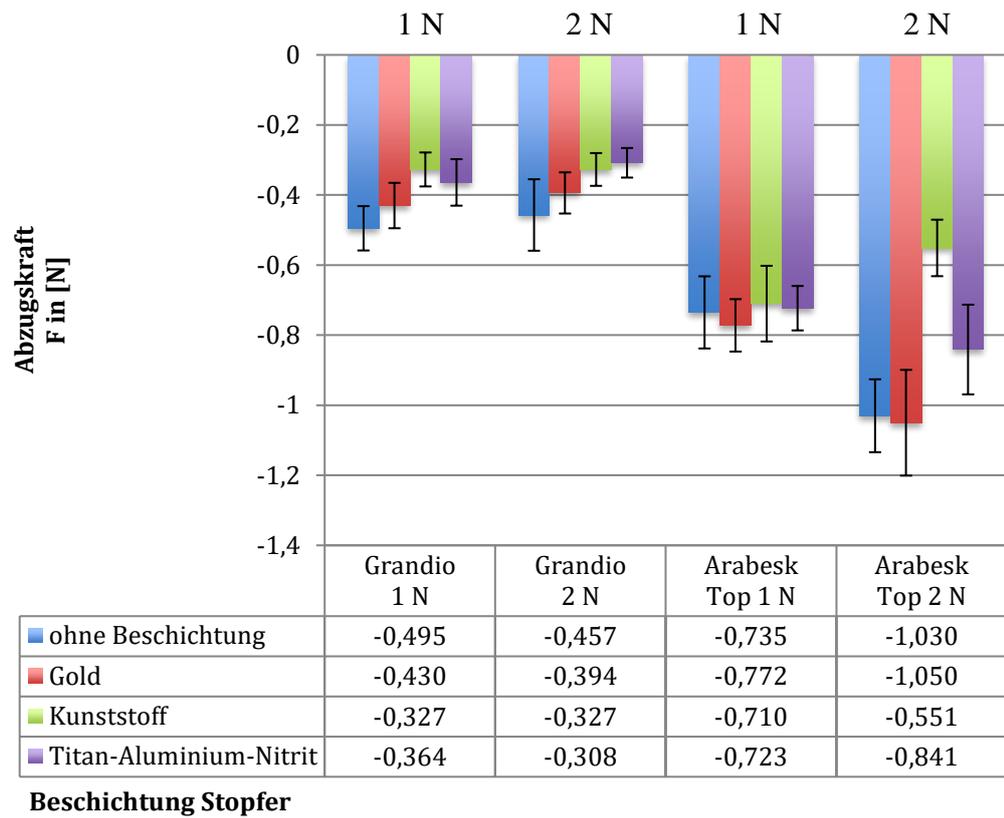


Abbildung 16: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Beschichtung bei Körpertemperatur

Tabelle 26: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Beschichtung Stopfer	Ohne Beschichtung	Gold	Kunststoff
1 N/2 N (Anpresskraft)			
Gold	0,956/0,804		
Kunststoff	0,000/0,001	0,030/0,610	
Titan-Aluminium-Nitrit	0,001/0,000	0,912/0,099	1,000/1,000

Tabelle 27: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Beschichtung Stopfer 1 N/2 N (An- presskraft)	Ohne Be- schichtung	Gold	Kunststoff
Gold	1,000/1,000		
Kunststoff	1,000/0,000	1,000/0,000	
Titan- Aluminium- Nitrit	1,000/0,006	1,000/0,001	1,000/0,000

Tabelle 28: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Beschichtung ohne Beschichtung/Gold/Kunststoff/Titan-Aluminium-Nitrit) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)

Material Ohne Beschich- tung/Gold/Kunststoff/Tit an-Aluminium-Nitrit (Beschichtung)	Grandio 1 N	Grandio 2 N
Arabesk Top 1 N	0,000/0,000/0,000/0,0000	
Arabesk Top 2 N		0,000/0,000/0,000/0,000

Zusammenfassend zeigte sich bei dem Vergleich der **Durchmesser**, dass die Stopfer mit dem Durchmesser von 2,5 mm und 2 mm, sowie die Stopfer mit dem Durchmesser von 2,5 mm und 1,6 mm in allen Versuchsreihen signifikante Unterschiede darstellten. Lediglich bei Körpertemperatur zeigte sich ebenfalls ein signifikanter Unterschied bei den Stopfern mit dem Durchmesser von 2 mm und 1,6 mm.

Bei dem Vergleich der **Geometrie** zeigten sich signifikante Unterschiede bei dem kugelförmigen Stopfer und dem Planstopfer, sowie bei dem birnenförmigen und dem kugelförmigen Stopfer. Leider konnten nicht alle Versuchsreihen miteinander verglichen werden, da es keine gültigen Versuche für den birnenförmigen Stopfer (1 N Arabesk Top) und den Kugelstopfer (2 N Arabesk Top) gab. Bei Körpertemperatur konnte kein signifikanter Unterschied dargestellt werden.

Die Stopfer mit variierender **Beschichtung** zeigten signifikante Unterschiede. Besonders der Stopfer ohne Beschichtung stellte das Öffnen eine Diskrepanz zu den Stopfern mit Beschichtung dar. Der Stopfer mit Goldbeschichtung im Vergleich mit der Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung zeigte bei variierender Anpresskraft, variierendem Material und variierender Temperatur signifikante Unterschiede. Auffällig war, dass bei 2 N Anpresskraft, dem Material Arabesk Top und Raumtemperatur kein signifikanter Unterschied bei allen Versuchsreihen dargestellt werden konnte. Dieses Phänomen trat ebenfalls bei 1 N Anpresskraft, Arabesk Top und Körpertemperatur auf.

Grandio und Arabesk Top zeigten in allen Versuchsreihen signifikant unterschiedliche Werte. Davon ausgenommen ist nur der Planstopfer (2,5 mm) bei 1 N Anpresskraft und Raumtemperatur. Dieser Stopfer zeigte bei beiden Materialien ähnliche Werte.

6 Diskussion

Bei der Applikation von dentalen Kompositen wird i.A. ein Inkrement von ca. 2 mm Schichtstärke in die Kavität eingebracht und mit einem geeigneten Instrument adaptiert. Als störend empfindet der Zahnarzt, wenn beim Zurückziehen des Instruments aus der Kavität das eingebrachte Inkrement am Instrument haften bleibt. Die Auswahl des richtigen Instruments spielt daher eine große Rolle in der Verarbeitung von dentalen Kompositen.

Die subjektive Beurteilung der Verarbeitungseigenschaften kann bisher nur über eine umfangreiche Umfrage bei Anwendern erreicht werden. Eine objektive Bewertung der Verarbeitungseigenschaften verschiedener Komposite wurde über eine eigens entwickelte Messmethode möglich (Buczovsky 2012). Diese Methode wurde angewandt, um eine speziell für die Untersuchung verschiedener Instrumente entwickelte Messmethode zu bewerkstelligen.

6.1 Diskussion der Methode

Der realitätsnahe Versuchsaufbau untersuchte die Applizierfähigkeit dentaler Komposite in Abhängigkeit des verwendeten Stopfers im Prinzip eines Druck–Zug–Versuches. Der Versuch spiegelt den Arbeitsablauf zum Füllen einer Kavität wieder. Das plastische Füllungsmaterial wird mit Druck in die Kavität eingebracht und adaptiert, daraufhin wird das Instrument mit Zug vom Füllungsmaterial gelöst. Somit entsprach der Versuchsaufbau dem grundsätzlichen Bewegungsablauf, wie sie der Zahnarzt am Patienten durchführen würde. Aufgrund des einfachen in-vitro Versuchsaufbaus konnten unterschiedliche Parameter wie Anpresskraft, Kavitätentemperatur und Art des Instrument ohne größeren Aufwand standardisiert, variiert und untersucht werden.

Um eine praxisnahe Simulation des Füllvorgangs zu erreichen, wurden Anpresskräfte von 1 N und 2 N gewählt (Buczovsky 2012). Standardisierte Kräfte werden im Patientenmund nicht angewandt, da das Füllungsmaterial je nach Kavitätentiefe und –lage mit einem anderen Druck und Winkel eingebracht wird. Wichtig ist, dass das Füllungsmaterial blasenfrei und randständig adaptiert wird.

Im Rahmen dieses Versuchsaufbaus zeigte sich, dass die Probe in einigen Versuchsdurchgängen nicht am Kavitätenmaterial, sondern am Instrument kleben blieb. In diesen als ungültig definierten Versuchsdurchgängen konnte keine Abzugskraft ermittelt werden, da sie höher war, als der Verbund zwischen Kavitätenmaterial und Kunststoffprobe. Stopfer mit einem größeren Durchmesser und größeren umfließbaren Flächen zeigten dieses Phänomen vermehrt, da die Verbundfläche größer ist.

Des Weiteren zeigte sich das Problem, dass die Kavitätentemperatur leichten Schwankungen unterlag. Die Kavitätentemperatur bei Körpertemperatur betrug 37 °C, mit Schwankungen in Höhe von ± 2 °C. Die Kavitätentemperatur im Patientenmund ist während den verschiedenen Behandlungsschritten in der Literatur noch nicht diskutiert, unklar ist noch, ob diese Temperaturschwankungen einen Einfluss auf die Verarbeitung von Kompositen aufweisen. Durch Heiß- oder Kaltprovokation können extreme Temperaturunterschiede im Mundraum erzielt werden (Mertens 2017).

Im Praxisalltag wird die Kavität mit Phosphorsäure vorbehandelt. Diese wird nach zehn Sekunden Einwirkzeit mit einem Wasserstrahl abgespült und anschließend getrocknet. Im Anschluss wird das Adhäsiv aufgetragen und verblasen. Dieser Vorgang verändert die Kavitätentemperatur massiv (Mertens 2017). Dieses Phänomen sollte vor weiteren Versuchsreihen berücksichtigt und die Kavitätentemperatur individuell im Patientenmund bestimmt werden. Mittels einer Temperatursonde könnte die Kavitätentemperatur im Patientenmund in den verschiedenen Behandlungsschritten gemessen werden. Dadurch könnten die Versuchsmethoden der nächsten Versuchsreihe durch angepasste Kavitätentemperaturen realitätsnäher bestimmt werden.

6.1.1 Kavitätenauswahl

Die in den Vorversuchen untersuchten Kavitäten, humaner Zahn und PMMA-Scheibe zeigten in Hinblick auf ihre Rauheiten in den meisten Fällen signifikant unterschiedliche Werte. Um eine praxisnahe Simulation des Kavitätenmaterials zu gewährleisten, musste die PMMA-Scheibe mit GRIT 1000/P2500er Schleifpapier geschliffen und anschließend mit Bonding vorbehandelt werden (Ertl et al 2010). So konnten vergleichbare Rauheiten in Bezug auf eine vorbehandelte Kavität, wie sie im Patientenmund vorkommt, geschaffen werden.

PMMA-Scheiben eignen sich im Vergleich zum humanen Zahnmaterial als Kavitätenmaterial, da sie konstante Werte bei dem Druck-Zug-Versuch zeigten, leichter vorzubehandeln und besser auf dem Probenhalter fixiert werden konnten. Bereits beim Sägen der Zähne zeigten sich erste Schwierigkeiten, da extrahierte Zähne, die in Wasser aufbewahrt wurden, dazu neigen porös zu werden. Im Vorversuch stellte es sich als schwierig heraus, die geschliffenen Zahnscheiben komplett plan auf die PMMA-Unterlage zu fixieren. Bereits kleinste Unebenheiten konnten die gemessenen Werte verändern, eine Fixierung im Probenhalter, war aber nur über eine Befestigung auf der PMMA-Unterlage möglich. Die in den Versuchsreihen genutzten extrahierten Zähne sollten extrem vorsichtig behandelt werden, da sie Infektionen übertragen können. Nur eine Lagerung in 10-prozentigen Formaldehyd, Autoklavieren oder 5,25-prozentiges Natrium Hypochlorid kann genutzt werden, um humane Zähne zu sterilisieren und desinfizieren (Sandhu et al 2012). Eine Lagerung in 10-prozentigem Formaldehyd hat keine Auswirkung auf die Wirkung des Bondings (Lee et al 2007).

Die Standardabweichung bei dem Druck-Zug-Versuch mit humanem Zahn (0,10) als Kavitätenmaterial zeigte höhere Werte als die entsprechenden Werte der PMMA-Scheibe (0,07).

Zusammenfassend stellte sich eine gute Vergleichbarkeit der Kavitätenmaterialien heraus. Beide mit Bonding vorbehandelte Kavitäten zeigten ähnliche Rauheiten und lieferten somit ein vergleichbares Ergebnis. Tendenziell konnte eine etwas höhere Abzugskraft (0,62 N zu 0,47 N) bei PMMA dokumentiert werden. Die unterschiedliche chemische Zusammensetzung von Zahnhartsubstanz und PMMA dürfte sich nur geringfügig auf die Ergebnisse der Abzugsversuche auswirken. Neben der gemessenen Rauheit der Oberflächen könnte in weiteren Versuchen auch andere Oberflächenparameter wie die Oberflächenspannung berücksichtigt werden. Zudem könnten Viskositätsmessungen der Komposite z.B. bei unterschiedlichen Temperaturen eine einfache und sinnvolle Ergänzung weiterer Untersuchungen darstellen.

Bei Versuchen, welche speziell eine Aussage über die Applizierbarkeit von dentalen Kompositen in Abhängigkeit vom verwendeten Stopfer treffen sollen, empfiehlt es sich, die Proben mit genügend Abstand auf der PMMA-Scheibe zu platzieren, da nur hier ein Auseinanderfließen möglich ist und ein Anhaften an ande-

ren Proben vermieden werden kann. Das Erhitzen des Kavitätenmaterials erfolgte mittels einer Heizplatte, die über drei Temperaturstufen regulierbar ist. Die Justierung der Temperatur sollte verbessert werden, um die Temperatur über lange Zeiträume konstant zu halten.

6.1.2 Probenherstellung

Um eine konstante Probenportion zu gewährleisten, wurde der Kunststoff in Composite-Gun Tubes Art. No. 1915 der Fa. KerrHawe/Schweiz umgefüllt. Mit der Composite Gun konnten 1,5 mm lange Proben entnommen werden, diese zylindrischen Proben wurden mit einem Heidemannspatel an dem jeweiligen Stopfer angebracht. Die Oberfläche der Probe konnte auf Blasen und Risse untersucht werden. Somit war eine gleichbleibende Probenqualität gewährleistet. Durch das Umfüllen, sowie das Ausdrücken der Komposite könnten die Materialien je nach Zusammensetzung unterschiedlich stark z.B. durch Scherwirkungen beeinflusst und verändert worden sein. In seltenen Fällen haftete der Kunststoff an dem Spatel und nicht an dem zu testenden Stopfer. Daraufhin musste der Stopfer gesäubert und der Vorgang wiederholt werden. Um ein vorzeitiges Polymerisieren zu verhindern, fanden alle Versuche unter Gelblichtbedingungen statt.

6.1.3 Kompositauswahl

Im Rahmen aller Versuche wurden Arabesk Top (Voco GmbH) und Grandio (Voco GmbH) verwendet. Arabesk Top ist ein Micro-Hybrid-Komposit, das universell einsetzbar für alle Kavitätenklassen ist. Grandio ist ein Nano-Hybrid-Komposit, das für Füllungen der Klassen I bis V geeignet ist. Um die Applizierfähigkeit zu optimieren wurden im Laufe der Zeit viele verschiedene dentale Komposite entwickelt, die sich in ihrer Konsistenz und Klebrigkeit unterscheiden. Die Klebrigkeit von dentalen Kompositen wurde bereits untersucht (Buczovsky 2012). Arabesk Top und Grandio zeigten in der Untersuchung signifikant unterschiedliche Werte in Hinblick auf ihre maximalen Abzugskräfte (Buczovsky 2012). Um möglichst große Unterschiede in den Werten zu erzielen wurden jene zwei Komposite für diese Arbeit ausgewählt.

6.1.4 Verfahrensprobleme

Die Universalprüfmaschine Zwick 1446 wurde von vielen Parteien genutzt und vielseitig eingesetzt. Die Versuchsreihen entstanden in einem Zeitraum von 6 Monaten, da ist ein mehrmaliges Auf- und Abbauen des Versuchsaufbaus unabwendbar, um andere Parteien nicht in ihrer Arbeit einzuschränken. Das sich daraus ergebende Fehlerpotential, wurde versucht durch sorgfältiges Aufbauen möglichst gering zu halten.

Ein weiteres Verfahrensproblem stellte die über drei Stufen regulierbare Heizplatte dar, um eine exakte Körpertemperatur von 37 °C zu halten war die Justierung nicht fein genug. So musste das Kavitätenmaterial überhitzt und anschließend wieder abgekühlt werden um die Versuche bei exakt 37 °C durchzuführen. In weiteren Versuchsreihen könnte dieses Problem über andere Heizelemente gelöst werden.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

In der vorliegenden Arbeit wurde die Applizierfähigkeit dentaler Komposite in Abhängigkeit vom verwendeten Stopfer untersucht. Es ist nur wenig Literatur zu dieser Aufgabenstellung vorhanden, deswegen konnte darauf kaum zurückgegriffen werden.

Ein Zahnarzt wählt seine Instrumente nach folgenden Kriterien aus: Qualität, Haltbarkeit und Preis. Wie stark ein dentaler Komposit an dem Arbeitsteil kleben bleibt, welche Beschichtung sich positiv auf die Applizierbarkeit und welche Geometrie die geringste Abzugsarbeit verursacht, wird bis heute nur subjektiv eingeschätzt.

6.2.1 Umfrage

Die Umfrage gibt einen Überblick über die in der Praxis verwendeten Instrumente, sowie Lagerungstemperaturen von dentalen Kompositen.

55 standardisierte Fragebogen konnten ausgewertet werden.

Bei der Auswertung der Fragebögen konnte gezeigt werden, dass die meisten Zahnärzte das plastische Füllungsmaterial mit einer Applikationshilfe oder einem Stopfinstrument in die Kavität einbringen. Diese Frage wurde sehr häufig mit Mehrfachnennungen beantwortet, dass resultiert daraus, dass je nach Kavitätenklasse oder zu behandelndem Zahn die Füllungsmaterialien anders in die Kavität eingebracht werden.

Die am häufigsten verwendete Geometrie war eine Kugel (53 %), das am zweithäufigsten verwendete Instrument war der Planstopfer (28 %). Nur 20 % der befragten Zahnärzte gaben an, dass sie eine andere Geometrie verwenden. Aus Gesprächen mit den befragten Zahnärzten ging hervor, dass oftmals aus Gewohnheit die gleiche Geometrie verwendet wurde. Die Auswahl der Geometrie und des Durchmessers der verwendeten Instrumente variierte bei dem jeweiligen Zahnarzt selten. In den meisten Praxen wurden Instrumente verwendet die das beste Preis-Leistungs-Verhältnis hatten. Viele Arbeitsabläufe wurden in der Assistenzzeit von dem ausbildenden Zahnarzt übernommen und nicht mehr geändert. Die einzige Variation die stattfand, war die Auswahl des Durchmessers abhängig von der Kavitätengröße.

Die meisten Zahnärzte verwendeten Instrumente ohne Beschichtung. Gold-, Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung oder Spezialkunststoff wurden in gleichen Teilen wenig benutzt. Besonders angestellte Zahnärzte gaben an, dass sie die Instrumente verwendeten, die am Arbeitsplatz vorhanden waren. Instrumente mit speziellen Beschichtungen sind teurer in der Anschaffung und die Haltbarkeit der Beschichtung bei regelmäßigen Sterilisationsvorgängen wurde noch nicht untersucht. Bereits kleinste Veränderungen an der Beschichtung können die Applizierfähigkeit negativ beeinflussen. Kratzer und Unebenheiten führen zu einem Anstieg der Rauheit und dadurch zu einer vermehrten Adhäsion des Komposits an dem jeweiligen Instrument. Instrumente ohne Beschichtung können allerdings ohne großen Aufwand poliert werden. Spezialkunststoffaufsätze sind Einwegartikel, die einen höheren Kostenaufwand mit sich bringen und einen negativen ökologischen Aspekt aufwerfen.

Die Auswertung zeigte, dass das Füllungsmaterial direkt vor der Anwendung bei Raumtemperatur (25 °C) aufbewahrt wurde. Eine Aufbewahrung im Kühlschrank oder bei Körpertemperatur wirkt sich negativ auf die Verarbeitungseigenschaften von dentalen Kompositen aus, da es kalt sehr hart wirkt und sich somit schwerer adaptieren lässt. Ein kaltes Komposit lässt sich schwerer stopfen, ein warmes Komposit wirkt klebriger (Buczovsky 2012). Wenn die Abzugskräfte sich erhöhen, dann erhöht sich die Klebrigkeit und das Komposit lässt sich schwerer verarbeiten.

6.2.2 Vergleich des Durchmessers der Instrumente (Versuch 1)

In Versuch 1 wurden die Abzugskräfte der Instrumente in N gemessen. Es sollte der Einfluss der unterschiedlichen Durchmesser der Instrumente (1,6 mm, 2 mm und 2,5 mm) bestimmt werden. Variabel waren die verwendeten dentalen Komposite (Grandio, Arabesk Top), die Kavitätentemperatur (Raumtemperatur, Körpertemperatur) und die Anpresskraft (1 N, 2 N).

Bei allen gemessenen Testreihen konnte festgestellt werden, dass über die Abzugskraft eine Aussage über die Applizierfähigkeit des verwendeten Stopfers und die Verarbeitungseigenschaft des verwendeten Komposits getroffen werden kann. Die Abzugskräfte in Hinblick auf die verwendeten Komposite zeigten, dass Grandio niedrigere Abzugskräfte (0,262 N-0,642 N bei Raumtemperatur, 0,219 N-

0,495 N bei Körpertemperatur) als Arabesk Top (0,617 N-1,090 N bei Raumtemperatur, 0,485N-1,030N bei Körpertemperatur) aufwies und somit bessere Verarbeitungseigenschaften erkennen ließ.

Diese Ergebnisse stimmen mit den subjektiven Einschätzungen der Verarbeitbarkeit, der Festigkeit und der Klebrigkeit aus der früheren Versuchsreihe überein (Rosentritt et al 2014). In der Literatur ist beschrieben, dass die Füllkörpermenge und Füllkörpergröße einen Effekt auf die Verarbeitungseigenschaften hat (Kaleem et al 2009). Auch dieser Effekt wird von den Ergebnissen widerspiegelt, so lässt sich Grandio besser verarbeiten, da es die kleineren Füllkörper besitzt.

Die unterschiedlichen Werte betreffend der Kavitätentemperatur zeigten, dass sich die Abzugskräfte um ca. 21 % bei Grandio und um ca. 11 % bei Arabesk Top beim Körpertemperatur verringerten. Diesem Phänomen liegt zugrunde, dass bei Temperaturanstieg die Beweglichkeit der Polymerketten zunimmt, daraus resultiert eine erhöhte Viscoelastizität und verringerte Klebrigkeit (Silikas et al 1999, Mesquita et al 2008).

Die Variation der Anpresskräfte konnte keine Regelmäßigkeit in Hinblick auf die Applizierfähigkeit des verwendeten Stopfers aufweisen. Es lässt sich keine Aussage treffen, ob das plastische Füllungsmaterial mit 1 N oder 2 N in der Kavität adaptiert werden soll, um dessen Verarbeitungseigenschaften zu verbessern.

Auffällig in diesem Versuch war, dass Arabesk Top sowohl bei Raumtemperatur als auch bei Körpertemperatur bei einer Anpresskraft von 1 N keine signifikanten Unterschiede zeigte. Arabesk Top zeigte schlechtere Verarbeitungseigenschaften. Diese ließen sich durch Variation des Durchmesser nicht verbessern.

In Bezug auf die Umfrage werden im Praxisalltag Instrumente mit 2 mm Durchmesser am häufigsten verwendet. Die konstant guten Werte dieses Instruments bestätigen diesen Trend. Dieses Instrument unterschied sich nicht signifikant von dem Instrument mit einem kleineren Durchmesser.

Ein Stopfinstrument mit einem größeren Durchmesser wird bei gleichem Druck nicht so tief in das Komposit gedrückt, als ein Instrument mit einem kleineren Durchmesser, dadurch verringert sich die dem Komposit anhaftende Fläche und die Wahrscheinlichkeit des Herausziehens des Komposits aus der Kavität verringert sich. Das Umfließen des dentalen Füllungsmaterials um das Arbeitsteil des Stopfers sollte ebenso berücksichtigt werden. Denn je kleiner der Durchmesser ist,

desto einfacher kann der Stopfer tiefer in das Komposit gedrückt werden. Dadurch erhöht sich die benetzte Fläche und somit auch die Abzugskraft. Im Praxisalltag finden deswegen Stopfer mit besonders kleinen Durchmessern wenig Verwendung. Es ergaben sich niedrigere Abzugskräfte für den Stopfer mit dem geringsten Durchmesser (1,6 mm). Ein signifikanter Unterschied konnte zwischen den Stopfern mit dem Durchmesser 2,5 mm und 2 mm, sowie zwischen den Stopfern 2,5 mm und 1,6 mm ermittelt werden. Der Stopfer mit dem Durchmesser 2 mm wies allerdings in keiner Testreihe einen signifikanten Unterschied zu dem Stopfer mit einem Durchmesser von 1,6 mm auf. Aus den Durchmessern des Arbeitsteils lässt sich die Fläche des jeweiligen Stopfers berechnen, so hat ein Kugelstopfer mit einem Durchmesser von 1,6 mm eine Fläche von $8,0 \text{ mm}^2$, der 2 mm Stopfer eine Fläche von $12,6 \text{ mm}^2$ und der 2,5 mm Stopfer eine Fläche von $19,6 \text{ mm}^2$. Um die gesamte Fläche zu benetzen müsste der Stopfer komplett in das Komposit versenkt werden, das ist im Arbeitsablauf zum Legen einer Füllung unwahrscheinlich. Im Normalfall wird nur der untere Teil der Kugel zum Stopfen des Komposits verwendet. Je fester der Zahnarzt stopft, desto mehr Fläche wird verwendet und die Abzugskraft erhöht sich. Die Auswertung der Umfrage kann mit den Ergebnissen dieses Versuches bestärkt werden, ein Stopfinstrument mit 2 mm Durchmesser ist die beste Wahl, um dentale Komposite zu verarbeiten.

6.2.3 Vergleich der Geometrie der Instrumente (Versuch 2)

In Versuch 2 wurden die Abzugskräfte der Instrumente in N gemessen. Es sollte der Einfluss der unterschiedlichen Geometrien der Instrumente (Plan, Birne, Kugel) bestimmt werden. Variabel waren die verwendeten dentalen Komposite (Grandio, Arabesk Top), die Kavitätentemperatur (Raumtemperatur, Körpertemperatur) und die Anpresskraft (1 N, 2 N).

Bei allen gemessenen Testreihen konnte festgestellt werden, dass über die Abzugskraft eine Aussage über die Applizierfähigkeit des verwendeten Stopfers getroffen werden kann. Die Abzugskräfte in Hinblick auf die verwendeten Komposite bestätigen (Buczovsky), dass Grandio (0,535 N-0,642 N bei Raumtemperatur, 0,457 N-0,512 N bei Körpertemperatur) die niedrigeren Werte als Arabesk Top (0,665 N-1,14 N bei Raumtemperatur, 0,716 N-1,030 N bei Körpertemperatur) aufwies. Grandio weist bessere Verarbeitungseigenschaften auf. Die Resultate stimmen mit den Ergebnissen aus dem ersten Versuch überein. In diesem Versuch

ließen sich bei einer Kavitätentemperatur von 37 °C niedrigere Abzugskräfte messen als bei den Versuchen bei Raumtemperatur. Dieses Ergebnis stimmt ebenfalls mit den Ergebnissen aus dem ersten Versuch überein.

Bei der Variation der Anpresskraft konnte eine Regelmäßigkeit verzeichnet werden. Die Anpresskraft von 1 N lieferte größtenteils niedrigere Abzugskräfte als die Testreihen mit einer Anpresskraft von 2 N.

In Bezug auf die Umfrage stellte sich heraus, dass im Praxisalltag wenig Wert auf die Geometrie gelegt wird. Das am häufigsten verwendete Instrument ist eine Kugel. Mit diesem Instrument konnte kein signifikant besserer Wert erzielt werden als mit Instrumenten anderer Geometrie.

Der Stopfer mit der Geometrie Birne lieferte für Grandio und Raumtemperatur die niedrigsten Werte, bei Arabesk Top und Raumtemperatur aber keinen gültigen Versuch oder die höchsten Werte. Der Stopfer mit der Geometrie Kugel lieferte für Grandio und Raumtemperatur mittlere Werte, bei Raumtemperatur und 1 N Anpresskraft die höchsten Abzugskräfte, bei 2 N Anpresskraft wiederum keinen gültigen Versuch. Bei der Kavitätentemperatur Körpertemperatur ragte kein Stopfer durch seine niedrigeren Abzugskräfte heraus. Es konnten keine erheblich erkennbaren Unterschiede aufgezeigt werden.

Um diese Sachverhalte logisch zu erklären, müssen die Flächen der jeweiligen Stopfer verglichen werden. Die größte Fläche hat der Planstopfer (29,5 mm²), das spiegelt sich auch in den Ergebnissen aller Testreihen wieder. Die zweitgrößte Fläche hat die Birne (24,5 mm²) und somit hat die Kugel die kleinste Fläche (19,6 mm²). Je weiter das Stopfinstrument in den Komposit gedrückt wird, desto größer wird die benetzte Fläche. Im Großen und Ganzen kann dieser Effekt vernachlässigt werden, da er in der Praxis keine Anwendung findet. Im übertragenen Sinn lässt sich dieses Flächenmodell auf die Ergebnisse übertragen. In der unten aufgeführten Grafik ist die Fläche der jeweiligen Geometrie im Querschnitt zu sehen.



Abbildung 17: Geometrie im Querschnitt

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Geometrie des verwendeten Stopfers wenig Einfluss auf die Applizierfähigkeit von dentalen Kompositen hat. Grundsätzlich zeigte der Planstopfer konstante Werte bei allen Variablen.

6.2.4 Vergleich der Beschichtung der Instrumente (Versuch 3)

In Versuch 3 wurden die Abzugskräfte der Instrumente in N gemessen. Es sollte der Einfluss der unterschiedlichen Beschichtungen der Instrumente (ohne Beschichtung, Goldbeschichtung, Spezialkunststoff, Titan-Aluminium-Nitrit-Beschichtung) bestimmt werden. Variabel waren die verwendeten dentalen Komposite (Grandio, Arabesk Top), die Kavitätentemperatur (Raumtemperatur, Körpertemperatur) und die Anpresskraft (1 N, 2 N).

Bei allen gemessenen Testreihen konnte festgestellt werden, dass über die Abzugskraft eine Aussage über die Applizierfähigkeit des verwendeten Stopfers getroffen werden kann.

Der dritte Versuch bestätigt die niedrigeren Abzugskräfte von Grandio (0,379 N-0,642 N bei Raumtemperatur, 0,308 N-0,495 N bei Körpertemperatur). Wie bereits in den ersten beiden Versuchen zeigt Grandio bessere Verarbeitungseigenschaften als Arabesk Top (0,548 N-1,090 N bei Raumtemperatur, 0,551 N-1,050 N bei Körpertemperatur).

In diesem Versuch sollte berücksichtigt werden, dass der mit Gold beschichtete Stopfer trompetenförmig ist und daher ein anderes Umfließverhalten aufweist als die anderen Stopfer.

Durch Variation der Kavitätentemperatur konnten niedrigere Abzugskräfte bei Körpertemperatur, als bei Raumtemperatur, gemessen werden. Dieses Ergebnis bestätigte die verbesserten Verarbeitungseigenschaften bei erhöhter Kavitätentemperatur durch verminderte Klebrigkeit.

Grandio zeigte bei 2 N Anpresskraft niedrigere Abzugskräfte, Arabesk Top hingegen wies bei 1 N applizierter Kraft niedrigere Abzugskräfte auf. Auffallend ist der Wert für den Stopfer mit Kunststoffarbeitsteil bei Kavitätentemperatur von 37 °C und 2 N applizierter Kraft, dieser Wert deutet auf eine Fehlmessung hin.

Im dritten Versuch zeigte sich, dass die Beschichtung der Instrumente einen Einfluss auf die Applizierfähigkeit des jeweiligen Instruments hat. Kein Instrument fiel durch herausragende Leistungen auf. Um das Komposit mit dem Stopfinstrument in die Kavität einzubringen, muss es eine gewisse Adhäsion des Füllungsmaterials zulassen. Auf erhöhten Druck hingegen sollte das Material an der Kavität haften, sowie blasenfrei und randständig stopfbar sein. Es konnte nicht in allen Versuchsreihen die Abzugskraft ermittelt werden. Die Klebrigkeit des Materials war aufgrund der benetzten Fläche zu groß. Das Material wurde aus der Kavität entfernt.

In Bezug auf die Umfrage stellte sich heraus, dass Instrumente mit Beschichtungen wenig anklang im Praxisalltag finden. Die Industrie wirbt mit besonders glatten und kratzbeständigen Oberflächen. Wie beständig und glatt diese Beschichtungen sind, könnte in einer weiteren Arbeit untersucht werden. Dabei sollte die Rauheit von Instrumenten und Kavität mit berücksichtigt werden.

6.2.5 Zusammenfassung aller Versuche

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Abzugsarbeit als einzelner Parameter wohl die Klebrigkeit am besten darstellt, beziehungsweise sie am genauesten beschreibt. Mit der Abzugsarbeit wurde ein Parameter gefunden, der sowohl leicht zu ermitteln, wie auch leicht zu vergleichen ist (Buczovsky 2012).

Die verschiedenen Abzugskräfte in Hinblick auf die verwendeten Komposite zeigten, dass Grandio die niedrigsten Abzugskräfte zeigte und somit die besseren Verarbeitungseigenschaften aufwies. Dieses Ergebnis stimmt mit den Auswertungen von anderen Studien überein (Buczovsky 2012, Kaleem et al 2011 und Ertl et al 2010). Obwohl die Werte nicht direkt miteinander vergleichbar sind, zeigte sich die gleiche Tendenz. Für das Komposit Grandio eignet sich somit jedes der getesteten Stopfinstrumente. Für Arabesk Top hingegen eignet sich am besten ein Planstopfer. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass nicht jeder Stopfer gleichermaßen für jedes Komposit geeignet ist. Außerdem spielte die Rauheit

eine entschiedene Rolle. Durch die alltägliche Benutzung kann es zu Kratzern in der Beschichtung kommen. Ein einfaches Stahl-Instrument lässt sich wieder polieren, ein beschichtetes Instrument nicht. Aufgrund fehlender Literatur lässt sich über die Langlebigkeit von beschichteten Instrumenten noch keine Aussage treffen. In weiteren Studien könnte dieses Thema noch vertieft werden. Die Lage der Kavität spielt eine entscheidende Rolle bei der Auswahl des richtigen Instruments. So kann eine Kavität Klasse V nach Black nur mit einem kugelförmigen Stopfer gefüllt werden, da aufgrund der Lage ein Planstopfer oder ein birnenförmiger Stopfer nicht senkrecht zur Kavität geführt werden kann. Das gleiche Problem tritt bei Kavitäten auf, die sehr weit distal liegen. Nach Adaption einer Matrize kann diese Kavität nicht senkrecht mit einem Planstopfer erreicht werden. Im Normalfall wird das Komposit nicht nur auf den Boden der Kavität adaptiert, sondern gleichzeitig auch an die Kavitätenwände. Bei dieser Kavitätengeometrie ist es hilfreich, wenn das Arbeitsteil des verwendeten Stopfers von allen Seiten genutzt werden kann. Das ist der Fall bei dem Kugelstopfer und dem birnenförmigen Stopfer. Des Weiteren ist zu beachten, dass je nach Kavitätengröße nur ein Instrument mit einem entsprechenden Durchmesser genutzt werden kann.

Bei besonders tiefen Kavitäten empfiehlt es sich ein Bulkfill-Komposit zu verwenden, da dieses in großen Inkrementen eingebracht werden kann. Bei einem flowable Komposit ist kein Stopfinstrument zum Adaptieren des Komposits notwendig. Sollte ein stopfbares Komposit in großen Inkrementen eingebracht werden, ist zu beachten, dass ein ausreichend großes Instrument genutzt wird, da sonst ein vermehrtes Umfließen des Stopfers möglich ist und das Inkrement nach dem Stopfvorgang wieder aus der Kavität gelöst werden könnte. Des Weiteren sollte die Qualität der Kavität beachtet werden. Sind die Dentinfasern mit einem groben oder feinen Diamanten oder einem Laser vorbehandelt, ist die Kavität Schmelz begrenzt oder ist die Kavität durch Erosion entstanden? Ob diese Faktoren einen Einfluss auf die Klebrigkeit von Komposit haben, könnte in einer weiteren Arbeit untersucht werden. In Untersuchungen von Tao et al (1988) und Finger et al (1989) zur Dentinrauheit in Bezug auf die Zug- und Verbundfestigkeit konnte kein Unterschied zwischen einer Vorbehandlung mit einem grobkörnigen und feinkörnigen Diamanten festgestellt werden. Dieses Ergebnis lässt darauf schließen, dass die Kavitätenqualität wenig Einfluss auf die Applizierfähigkeit von

Komposit hat, da das Bonding als Zwischenschicht bereits eine entscheidende Rolle einnimmt (Finger et al 1989, Tao et al 1988). Die Temperatur hat ebenfalls einen großen Einfluss auf die Handhabung des Komposits. Eine Erhöhung der Temperatur vor dem Füllungsvorgang führt zu einer verbesserten Verarbeitungseigenschaft. Zum Schutz der Pulpa sollte eine Erhöhung auf 50 °C nicht überschritten werden (Gerlach 2013). Meine subjektive Einschätzung ist, dass ein warmes Komposit sich besser stopfen und adaptieren lässt. Wiederum das Modellieren des Komposits erschwert sich, da es zäh wirkt und sich somit schlechter glattstreichen lässt. Ein kaltes Komposit hingegen wirkt steif und lässt sich schlechter adaptieren und nur mit mehr Kraftaufwand stopfen.

Ein weiterer zu beachtender Faktor ist die Thixotropie. Das aus dem griechischen stammende Wort bedeutet Wechsel durch Berührung. Ein Gel verändert durch Manipulation sein Aggregatzustand von gallertartig zu flüssig (Goldschmidt/Streitberger 2002). Dieses Phänomen findet auch beim Stopfvorgang zahnärztlicher Komposite statt. Durch rüttelndes Einbringen des Füllungsmaterials wird die Benetzung der Kavität erhöht (Pröbster 2003). Der Versuchsaufbau in dieser Arbeit wurde so konzipiert, dass die Thixotropie vernachlässigt werden konnte. In weiteren Arbeiten könnte dieses Phänomen in Bezug auf die Veränderung der Applizierfähigkeit dentaler Komposite untersucht werden. Ein rüttelndes Einbringen des Füllungsmaterials würde zu einem vermehrten Umfließen des Stopfers führen. Ob dieses Phänomen zu einer vermehrten Abzugskraft führt, ist noch nicht beschrieben.

Wenn die Abzugskräfte steigen, dann erhöht sich die Klebrigkeit des jeweiligen Komposits am Instrument und somit lässt es sich schwerer in der Kavität adaptieren. Alle Versuche vergleichend lässt sich sagen, dass die gemessenen Kräfte sehr klein waren und sich somit auch nur geringfügig unterschieden.

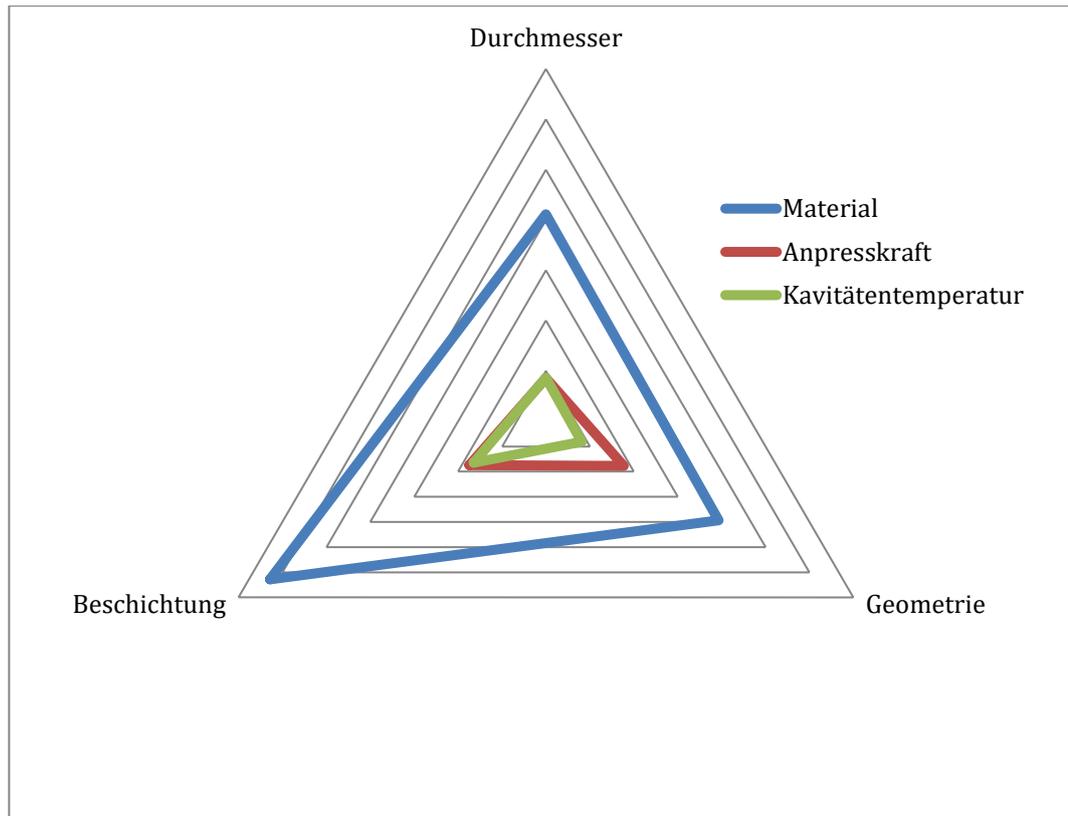


Abbildung 18: Auswirkung von Material, Kavitätentemperatur, Anpresskraft, Durchmesser und Beschichtung auf die Applizierfähigkeit von dentalen Kompositen

In der Abbildung ist die Auswirkung der Variation zu sehen. Die größte Auswirkung zeigte das Material in allen Versuchsreihen. Die Kavitätentemperatur und die Anpresskraft lieferten nahezu ähnliche Auswirkungen. Die Variation der Beschichtung zeigte sowohl bei der Kavitätentemperatur, als auch beim Material und bei der Anpresskraft die größte Auswirkung.

Als Schlussfolgerung für die Praxis zeigte sich, dass die Auswahl des richtigen Stopfers besonders von den Vorlieben des behandelnden Zahnarztes abhängt. Je geringer der Durchmesser des Instruments ist, desto weniger haftet das Komposit daran. Bei der Auswahl der Geometrie lässt sich kein Trend zur Verbesserung der Handhabung erkennen. Um das Phänomen des Umfließens weiter zu berücksichtigen sind weitere Studien nötig. Lediglich bei der Beschichtung zeigte der Titan-Aluminium-Nitrit beschichtete Stopfer konstant gute Werte und sollte im Praxisalltag auf die Probe gestellt werden. In Hinblick auf das Material zeigt Grandio, dass es sich vorteilhaft handhaben lässt. Eine Erwärmung der Kavität führte ebenfalls zu einer verbesserten Handhabung des jeweiligen Komposits.

7 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, verschiedene Stopfer in Hinblick auf ihre Applizierfähigkeit von dentalen Kompositen zu untersuchen. Nachdem vergleichbare Durchmesser, Geometrien und Beschichtungen ausgewählt wurden, konnten zwei Komposite jeweils als stopfbare Kompositvariante und acht Stopfer in einem Versuchsaufbau getestet werden.

Im Rahmen einer Umfrage sollte zunächst herausgefunden werden, mit welchen Verfahren das Komposit in die Kavität eingebracht wird, welche Instrumente in der Praxis Anwendung finden und bei welcher Temperatur das Komposit gelagert wird. Die hier erhobenen Daten wurden für die Instrumentenauswahl und das Versuchsdesign angewandt.

Die Vorversuche dienten dazu ein Kavitätenmaterial auszuwählen, das unter standardisierten Bedingungen und leichter Verfügbarkeit vergleichbare Resultate ergeben würde, wie humanes Dentin. Es wurden Rauheiten verschiedener Materialien mit unterschiedlicher Vorbehandlung mit Dentinoberflächen verglichen und ein Material mit entsprechender Vorbehandlung und vergleichbarer Rauheit ausgewählt. Anhand dieser Ergebnisse wurde das Adhäsionsverhalten von gebondetem Humanzahn und gebondetem PMMA-Alternativmaterial verglichen und das künstliche Material für die Anwendbarkeit bewertet. Die in Vorversuchen erhobenen Daten dienten als Grundlage für die Versuche.

In den Versuchen eins bis drei sollten über einen Druck-Zug-Versuch die Adhäsion verschiedener Komposite in Abhängigkeit des verwendeten Stopfers untersucht werden. Über eine definierte Anpresskraft wurde die Abzugsarbeit gemessen.

Im ersten Versuch wurden drei Stopfer mit den Durchmessern 1,6 mm, 2 mm und 2,5 mm untersucht. Der 2 mm Stopfer zeigte konstant gute Werte, die sich mit der subjektiven Einschätzung aus der Umfrage deckten.

Im zweiten Versuch wurden drei Stopfer mit variierenden Geometrien getestet: Ein birnenförmiger Stopfer, ein Planstopfer und ein Kugelstopfer. Die variierende Geometrie zeigte nur leicht veränderte Werte. In einer Versuchsreihe konnte mit

dem birnenförmigen Stopfer kein Ergebnis gemessen werden, in einer anderen Versuchsreihe konnte mit dem Kugelstopfer kein Ergebnis gemessen werden.

Im dritten Versuch wurden die Beschichtungen verglichen: Ein Stopfer ohne Beschichtung, ein goldbeschichteter Stopfer, ein Stopfer mit einem Spezialkunststoff Arbeitsteil, sowie ein Stopfer mit Titan-Aluminium-Nitrit Beschichtung. Die Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede in Bezug auf die Abzugskraft. Insgesamt zeigte sich, dass Komposit weniger an Spezialkunststoff und Titan-Aluminium-Nitrit beschichteten Instrumenten haftet, als an unbeschichteten oder mit Gold beschichteten Instrumenten.

Mit den ermittelten Werten lässt sich eine Aussage über die Applizierfähigkeit des Komposits in Abhängigkeit des verwendeten Stopfers angeben. Die Abzugsarbeit spielt dabei eine entscheidende Rolle. Dieser aussagekräftige Parameter beschreibt die Klebrigkeit dentaler Komposite am ehesten. So kann über die Abzugsarbeit eine Vergleichbarkeit untereinander und eine industrielle Optimierung möglich gemacht werden.

8 Anhang

8.1 Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
Al	Aluminium
Art. No.	Artikelnummer
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
Bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
ggf.	gegebenenfalls
i.A.	im Auftrag
KT	Körpertemperatur
MAK	maximale Abzugskraft
min	Minuten
mm	Millimeter
N	Newton
N	Stickstoff
nm	Nanometer
PMMA	Polymethylmethacrylat
Ra	Rauheit
RT	Raumtemperatur
TEGDMA	Triethylen-glycol-dimethacrylat
Ti	Titan
UDMA	Urethan-di-methacrylat
v. Chr.	vor Christus
z. B.	zum Beispiel

μm

Mikrometer

8.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht Geometrie	5
Tabelle 2: Übersicht Beschichtung.....	8
Tabelle 3: Versuchsüberblick	11
Tabelle 4: Instrumentenauswahl.....	14
Tabelle 5: Kompositauswahl	14
Tabelle 6: Versuchsaufbau Versuch 1	20
Tabelle 7: Versuchsaufbau Versuch 2	21
Tabelle 8: Versuchsaufbau Versuch 3	21
Tabelle 9: Statistische Auswertung der Rauheiten des Kavitätenmaterials PMMA (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	28
Tabelle 10: Statistische Auswertung der Rauheiten des Kavitätenmaterials Zahn (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	28
Tabelle 11: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)	32
Tabelle 12: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	32
Tabelle 13: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Durchmesser 1,6 mm/2 mm/2,5 mm) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	33
Tabelle 14: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)	36
Tabelle 15: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	36
Tabelle 16: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Durchmesser 1,6 mm/2 mm/2,5 mm) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	36
Tabelle 17: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)	39

Tabelle 18: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	39
Tabelle 19: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Geometrie Birne/Kugel/Plan) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	40
Tabelle 20: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)	43
Tabelle 21: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	43
Tabelle 22: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Geometrie Birne/Kugel/Plan) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	43
Tabelle 23: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)	46
Tabelle 24: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	47
Tabelle 25: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Beschichtung Gold/Kunststoff/Titan-Aluminium-Nitrit) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	47
Tabelle 26: Grandio (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$)	50
Tabelle 27: Arabesk Top (Statistischer Vergleich der MAK bei Anpresskraft 1 N bzw. 2 N) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	51
Tabelle 28: Material (Statistischer Vergleich der MAK bei Beschichtung ohne Beschichtung/Gold/Kunststoff/Titan-Aluminium-Nitrit) (p-Werte, $\alpha = 0,05$).....	51

8.3 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Planstopfer.....	15
Abbildung 2: Beispieldiagramm zur Ermittlung der maximalen Abzugskraft	18
Abbildung 3: Versuchsaufbau	19
Abbildung 4: Auswertung Frage: „Wie bringen Sie das Füllungsmaterial in die Kavität ein?“	23
Abbildung 5: Auswertung Frage: „Welche Geometrie des Stopfinstrumentes nutzen Sie meistens (Bitte auf 100 % ergänzen)?“	24
Abbildung 6: Auswertung Frage: „Welchen Durchmesser hat das von Ihnen am meisten genutzte Stopfinstrument?“	24
Abbildung 7: Auswertung Frage: „Welche Beschichtung weisen Ihre Instrumente zum Verarbeiten von Komposit auf?“	25
Abbildung 8: Auswertung Frage: „Wo lagern Sie das Komposit <u>direkt</u> vor der Anwendung?“	25
Abbildung 9: Auswertung der Rauheiten (Ra [µm], Mittelwert/Standardabweichung)	27
Abbildung 10: Diagramme zur Auswertung PMMA und humaner Zahn.....	29
Abbildung 11: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und des Durchmessers bei Raumtemperatur	32
Abbildung 12: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und des Durchmessers bei Körpertemperatur	35
Abbildung 13: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Geometrie bei Raumtemperatur (n.g. = nicht gültig).....	39
Abbildung 14: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Geometrie bei Körpertemperatur	42
Abbildung 15: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Beschichtung bei Raumtemperatur	46
Abbildung 16: Abzugskraft [N] unter Berücksichtigung der Anpresskraft, des Materials und der Beschichtung bei Körpertemperatur	50

Abbildung 17: Geometrie im Querschnitt.....	62
Abbildung 18: Auswirkung von Material, Kavitätentemperatur, Anpresskraft, Durchmesser und Beschichtung auf die Applizierfähigkeit von dentalen Kompositen	67

9 Literaturverzeichnis

1. Al-Sharaa KA, Watts DC (2003): Stickiness prior to setting of some light cured resin-composites. *Dental Materials* 19, 182-187
2. Arndt M (2004): AlTiN-Saturn-die Hochleistungsbeschichtung. *Sulzer Technical Review*
3. Baroudi K, Rodrigues JC (2015): Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res* 9 (6), ZE18-ZE24
4. Bleck W, Moeller E (2017): *Handbuch Stahl: Auswahl, Verarbeitung, Anwendung*. Carl Hanser Verlag GmbH Co KG
5. Buczovsky S (2012): Untersuchung zur Objektivierung der Klebrigkeit von dentalen Kompositen
6. Czasch P, Ilie N (2013): In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations* 17, 227-35
7. Duden : <https://www.duden.de/rechtschreibung/applizieren> 22.08.2018
8. Ertl K, Graf A, Watts D, Schedle A, (2010): Stickiness of dental resin composite materials to steel, dentin and bonded dentin. *Dental Material* 26, 59-66
9. Fa. Aesculap (2015): <http://www.aesculap-dental.de/de/produkte/konservierung/composite-instrumente.html>
10. Fa. Ivoclar (2015): Produktkatalog: <http://www.ivoclarvivadent.com/de/produkte/klinisches-zubehoer/handinstrumente/optrasculpt>
11. Fa. Greko Dental (2015): http://greko-dental.de/WebRoot/Store16/Shops/acc7a993-dda9-4651-9baf-ee236c5b1b43/542B/B95F/376A/3821/74BD/0A48/354D/F962/3_wmest..JPG
12. Fa. Hu-Friedy (2015): http://www.hu-friedy.com/products/media/catalog/product/B/B/BBUT1_h2_rgb.jpg
13. Fa. Ivoclar (2015): http://static.ivoclarvivadent.com/website/uploads/images/10/933x/optrasculpt_1-2.jpg?v=1
14. Fa. VOCO (2015): Gebrauchsanweisung Grandio
15. Fa. VOCO (2015): Gebrauchsanweisung Arabesk Top
16. Fa. Wittex (2015): <http://www.wittex.info/Oxidbilderdetail/Planstopfer4.jpg>
17. Fa. Zepf dental (2015) : <http://www.zepf-dental.com/de-DE/produkte/dental/04-konservierung/0406-composite-instrumente>
18. Fa. Helmut Zepf, Medizintechnik GmbH (2013): Produktkatalog
19. Finan L, Palin WM, Moskwa N, McGinley EL, Fleming GJ (2013): The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials. *Dental Materials* 29, 906-12

20. Finger WJ, Manabe A, Alker B (1989): Dentin surface roughness vs. bond strength of dentin adhesives. *Dental Materials* 5: 319-323
21. Garoushi S, Sailyoja E, Vallittu PK, Lassila L (2013): Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials* 29, 835–41
22. Gerlach E (2013): Einfluss des Vor-Erwärmens auf die Materialeigenschaften dentaler Komposite
23. Goldschmidt A, Streitberger HJ (2002): BASF- Handbuch, Lackiertechnik. BASF Coating AG
24. Hellwig E, Klimek J, Attin T (2013): Einführung in die Zahnerhaltung. Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV GmbH, 6. Überarbeitete Auflage
25. Ilie N, Bucuta S, Draenert M (2013): Bulk-fill Resin-based Composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*. doi: 10.2341/12-395-L
26. Ilie N, Kessler A, Durner J: (2013): Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent* 41, 695-702
27. Kaleem M, Satterthwaite J, Watts D (2009): Effect of filler particle size and morphology on force/work parameters for stickiness of unset resin-composites. *Dental Materials* 25, 1585-1592
28. Kaleem M, Satterthwaite J, Watts D (2011): A method for assessing force/work parameters for stickiness of unset resin-composites. *Dental Materials* 27, 805-810
29. Kappert HF, Eichner K (2008): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung (Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten). Georg Thieme Verlag KG
30. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A Jr, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV (2007): Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 138 (12): 1599-603
31. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ Jr. (1999): Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthet Dent* 11 (5): 234-49
32. Lexikon der Klebetechnik: <https://www.krueckemeyer.de/lexikon/lexikon-der-klebetechnik/> 22.08.2018
33. Mertens, K (2017): Messung intraoraler Temperaturentwicklung mittels Thermo-Datenlogger
34. Mesquita RV, Axmann D, Geis-Gerstorfer J (2006): Dynamic visco-elastic properties of dental composite resin. *Dental Materials* 22, 258-267

35. Mesquita RV, Geis-Gerstorfer J (2008): Influence of temperature on the viscoelastic properties of direct and indirect dental composite resins. *Dental Materials* 24 623-632
36. Moszner N, Fischer U, Angermann J, Rheinberger V (2008): A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites. *Dental Materials* 24, 694-699
37. Murchison D, Charlton D, Moore W (1999): Comparative radiopacity of flowable resin composites. *Quintessence Int* 30 (3): 179-84
38. Papadogiannis DY, Lakes RS, Papadogiannis Y, Palaghias G, Helvatjoglu-Antoniades M (2008): The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. *Dental Materials* 24, 257-266
39. Pröbster L (2003): *Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde, moderne Behandlungskonzepte für die Praxis*. Springer-Verlag
40. Rosentritt M, Buczovsky S, Behr M, Preis V (2014): Laboratory test for assessing adaptability and stickiness of dental composites. *Dental Materials* 30, 963-967
41. Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U (2018): *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin (Moderne Materialien und Technologien)*. Georg Thieme Verlag KG
42. Sandhu SV, Tiwari R, Bhullar RK, Bansal H, Bhandari R, Kakkar T, Bhusri R (2012): Sterilization of extracted human teeth: A comparative analysis. *J Oral Biol Craniofac Res* 2(3): 170-5
43. Silikas N, Watts D. (1999): Stickiness prior to setting of some light cured resin-composites. *Dental Materials* 15, 257-261
44. Tao L, Pashley DH, Boyd L (1988): Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dental Materials* 4: 208-216
45. Uttenthaler E (2002): *Hochempfindliche akustische Sensorelemente für die Flüssigkeits- und Biosensorik*
46. Winter M (o.J.) *Webelements*, URL <http://www.webelements.com/gold/> (Stand 10.07.2017)
47. Zoch H-W, Spur G (2015): *Handbuch Wärmebehandeln und Beschichten*. Carl Hanser Verlag GmbH Co KG

10 Lebenslauf

Persönliche Informationen

Name: Jana Hartung
 Anschrift: Friedrich-Jenner-Str. 21, 37085 Göttingen
 Geburtsdatum: 01.09.1989
 Geburtsort: Göttingen
 Staatsangehörigkeit: deutsch
 Familienstand: ledig

Schulbildung

1996-2000 Grundschule Witzenhausen
 2000-2006 Gesamtschule Witzenhausen
 2006-2009 Berufliches Gymnasium Witzenhausen
 Juni 2009 Allgemeine Hochschulreife

Studium

04/2010-07/2015 Studium der Zahnmedizin an der Universität Regensburg
 04/2011 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
 09/2012 Zahnärztliche Vorprüfung
 07/2015 Zahnärztliche Prüfung
 08/2015 Approbation als Zahnärztin

Berufstätigkeit

09/2015-01/2017 Vorbereitungsassistentin in der Zahnarztpraxis
 Simm in Rostock
 Seit 2017 Vorbereitungsassistentin in der Zahnarztpraxis Dr.
 Dieter Hartung in Witzenhausen

Soziales Engagement

09/2009-03/2015 Freiwilligenarbeit in verschiedenen südafrikanischen Projekten

11 Danksagung

Ich möchte Herrn Prof. Dr. Dipl.-Ing. Martin Rosentritt für die Bereitstellung des Themas, die tatkräftige Unterstützung und die zur Verfügung gestellten Arbeitsmaterialien herzlichst danken. Durch seine fabelhafte und unermüdliche Unterstützung konnte diese Arbeit realisiert werden. Der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik danke ich, dass ich in ihrer Einrichtung die Studie durchführen durfte.

Des Weiteren bedanke ich mich bei allen Zahnärzten, die an der Umfrage teilgenommen haben.