

# **Vergleich unterschiedlicher Kompositpoliersysteme am standardisierten Okklusallmodell**

**Eine in-vitro Studie**

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

**Jakob Mischke**

aus Herne

2025

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. rer. nat. Jörg Meister
2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. Christian Kirschneck, MHBA

Tag der Mündlichen Prüfung: 25.08.2025

Aus der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und präventive Zahnheilkunde,  
Universitätsklinikum Bonn

Meinen Eltern



## Inhaltsverzeichnis

	<b>Abkürzungsverzeichnis.....</b>	<b>8</b>
<b>1.</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>10</b>
1.1	Komposite als Restaurationsmaterialien.....	10
1.1.1	Chemische Struktur .....	10
1.1.2	Organische Matrix.....	11
1.1.3	Anorganische Phase.....	12
1.1.4	Einteilung der Komposite .....	14
1.1.5	Abrasionsverhalten von Kompositen .....	16
1.2	Bedeutung der Oberflächenrauheit.....	16
1.2.1	Plaqueeinlagerung an Kompositrestaurationen.....	17
1.2.2	Verfärbung .....	17
1.3	Oberflächenbearbeitung .....	18
1.3.1	Formgebung.....	18
1.3.2	Politur.....	18
1.4	Ziel der Arbeit.....	20
<b>2.</b>	<b>Material und Methode .....</b>	<b>21</b>
2.1	Vorversuche.....	21
2.1.1	Behandlerabhängige Politur.....	21
2.1.2	Oberflächenmodifikation mittels Kathodenzerstäubung (Sputtern).....	22
2.2	Prüfkörpergestaltung (Hauptversuche).....	23
2.2.1	Gestaltung der Herstellungsform .....	25
2.2.2	Fertigung der Herstellungsform .....	26
2.3	Verwendete Komposite.....	29
2.3.1	Filtek™ Supreme XTE Universal .....	30
2.3.2	Ceram.x Spectra™ ST LV .....	31
2.3.3	Tetric® Prime.....	31

2.3.4	Herculite® XRV Ultra™ .....	32
2.4	Verwendete Politursysteme .....	32
2.4.1	Sof-Lex™ .....	36
2.4.2	Enhance® & Enhance PoGo® .....	36
2.4.3	OptraGloss® .....	37
2.4.4	GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ .....	38
2.5	Prüfkörperbearbeitung .....	39
2.5.1	Herstellung und Vorbehandlung der Prüfkörper .....	39
2.5.2	Automatisierte Politur .....	41
2.6	Messmethoden .....	44
2.6.1	Vorversuchsvermessung .....	44
2.6.2	Rasterkraftmikroskopische Vermessung .....	45
2.6.3	Laserscanningmikroskopische Vermessung.....	45
2.7	Beurteilung von Oberflächenrauheit .....	46
2.7.1	Mittenrauhwert $R_a$ .....	47
2.7.2	Bestimmung von $R_a$ in Gwyddion .....	47
2.8	Statistische Auswertung.....	49
2.8.1	Vorgehen der statistischen Analyse.....	49
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>50</b>
3.1	Vorversuch.....	50
3.1.1	Behandlerabhängige Politur.....	50
3.2	Hauptversuch .....	51
3.2.1	Rasterkraftmikroskopische Ergebnisse der Glattfläche .....	52
3.2.2	Laserscanningmikroskopische Ergebnisse der Glattfläche .....	53
3.2.3	Laserscanningmikroskopische Ergebnisse des Höckers.....	54
3.2.4	Ergebnisse in Abhängigkeit zum Politursystem .....	55
3.2.5	Ergebnisse in Abhängigkeit zum Komposit.....	58
<b>4.</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>63</b>

4.1	Interindividuelle Politur und Vorversuch.....	63
4.2	Geometrie des Prüfkörpers.....	64
4.3	Herstellung der Prüfkörper.....	65
4.4	Reproduzierbarkeit des Politurvorganges.....	66
4.5	Vermessung der Oberflächen.....	67
4.6	Diskussion der Ergebnisse.....	68
4.7	Literaturvergleich.....	69
4.8	Klinische Relevanz.....	70
<b>5.</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>72</b>
<b>6.</b>	<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>74</b>
<b>7.</b>	<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>76</b>
<b>8.</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>77</b>
<b>9.</b>	<b>Erklärung zum Eigenanteil.....</b>	<b>84</b>
<b>10.</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>85</b>

## Abkürzungsverzeichnis

$\lambda$	Wellenlänge
Abb.	Abbildung
ANOVA	"Analysis of Variance"
Bis-EMA	Bisphenol-A-ethoxyliertesdimethacrylat
Bis-GMA	Bis-Phenylglycidylmethacrylat
CAD	"Computer-aided design"
CAM	"Computer-aided manufacturing"
CQ	Kampferchinon
D3MA	Decandioldimethacrylat
DIN	Deutsches Institut für Normung oder Deutsche Industrie Norm
engl.	englisch
et al.	und andere ("et alii/aliae/alia")
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
I	Lichtintensität
LSM	engl. <i>laser scanning microscope</i> Laserabtastungsmikroskop
n.b.	nicht bestimmbar
PEGDMA	Polyethylenglykoldimethacrylat
PMMA	Polymethylmethacrylat
RKM	Rasterkraftmikroskop
Tab.	Tabelle

TEGDMA

Triethylenglycoldimethacrylat

UDMA

Urethandimethacrylat

## 1. Einleitung

Komposite, aus dem lateinischen „componere“ zusammensetzen oder zusammenstellen, sind Verbundmaterialien, welche aus Matrix, Füllstoffen und Verbundphase bestehen, die im Gefüge gänzlich andere Eigenschaften besitzen als in alleiniger Form. Anders als Legierungen findet jedoch keine kristalline Vermengung der Grundsubstrate statt. Chemische und physikalische Eigenschaften der Komplexe lassen sich auf die jeweiligen Basisbestandteile, Additive und im Verbund auf Grenzflächenreaktionen mit dazugehörigen Interaktionen zurückführen.

In der modernen Zahnmedizin ersetzen Kompositmaterialien auf Methacrylatbasis mittlerweile nahezu vollständig metallbasierte direkte Restaurationsmaterialien wie etwa Amalgame zur definitiven Restauration von Zahnhartsubstanzdefekten. Aus ästhetischer und biokompatibler Sicht finden Komposite immer mehr Anwendung (Shenoy, 2008; Worthington et al., 2021). Die bei der Verarbeitung von Amalgamen größte toxische Belastung für Behandlungsteam und Patienten entsteht während des Einbringens und der Entfernung dieses Füllungsmaterials. Jedoch ist der Hauptgrund für das Ersetzen einer Amalgamfüllung primär die ästhetische Komponente, auch wenn Amalgame statistisch signifikant weniger Risiko für die Ausbildung einer Sekundärkaries zeigen (Al-Asmar et al., 2023; Duncalf und Wilson, 2000). Bei fachgerechter Anwendung und Adhärenz durch den Patienten erreichen Kompositfüllungen heutzutage eine vergleichbare 10-Jahres-Überlebensrate (82.2 %) wie Amalgamrestorationen (79.2 %) (Opdam et al., 2007).

### 1.1 Komposite als Restaurationsmaterialien

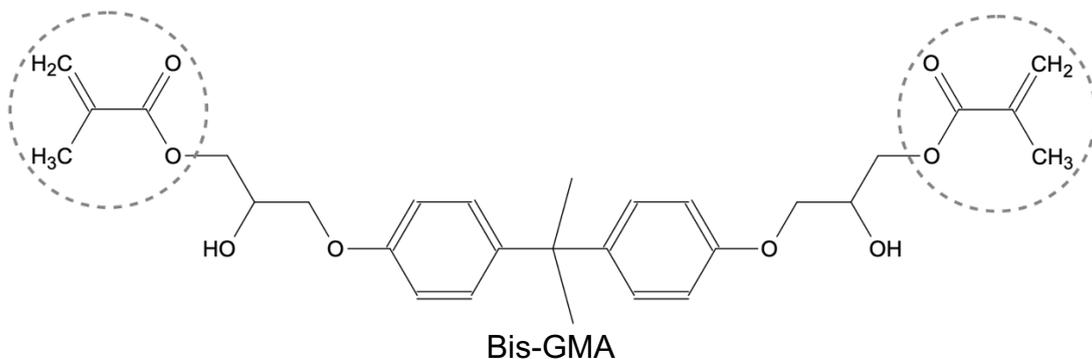
#### 1.1.1 Chemische Struktur

Als Erstbeschreiber läutete Bowen 1963 mit seinem Patent für Bis-GMA-Kompositmaterialien eine neue Ära der Füllungstechnik in der Zahnmedizin ein. Zuvor verwendete epoxidharzbasierte Komposite zeigten unzureichende physikalische Eigenschaften, die zu vorzeitigem Versagen der Restauration führten und somit keine Verwendung in der klinischen Benutzung fanden. Bis 1980 bestand trotz allmählicher Etablierung von Kompositen im Behandlungsalltag das Problem einer zu starken Abrasion, welche das Mate-

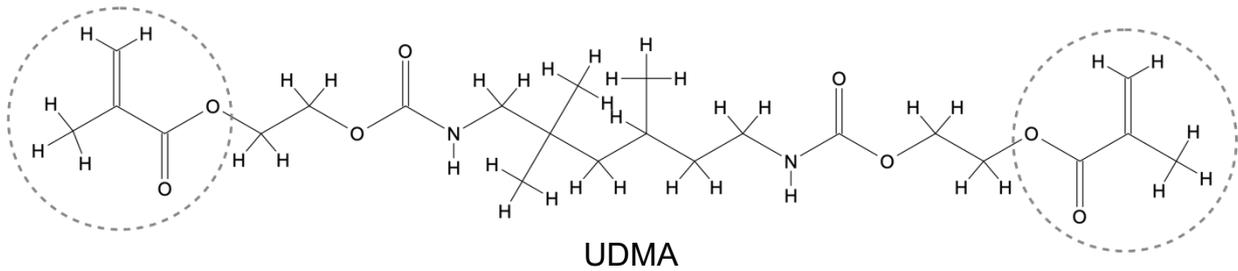
rial zunächst mit beschränkter Indikation auf Restaurationen im Frontzahnbereich Anwendung finden ließ. Außerdem kam es bei ungefüllten Kunststoffen zu einer starken Polymersisationsschrumpfung, die ein vorzeitiges Versagen durch Randspaltbildung verursachte (de Gee et al., 1993). Heutzutage ist die Versorgung mit zahnfarbenen Kompositen als direkte restaurative Maßnahme oder zur präprothetischen Versorgung unverzichtbar. Hierzu kommen hochgefüllte, gefügebasierte Methacrylate zum Einsatz, die je nach Indikation in ihrer Viskosität eingestellt sind.

### 1.1.2 Organische Matrix

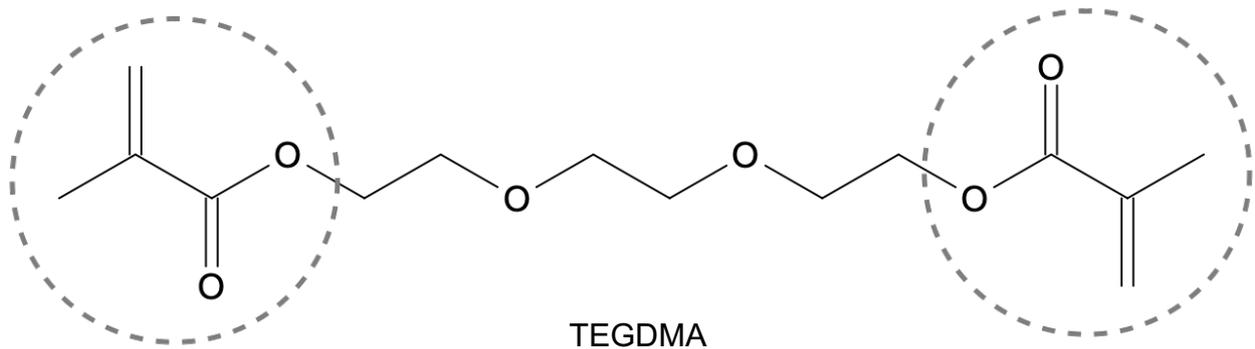
Das formbare Grundgerüst der dentalen Komposite wird durch Derivate der Methacrylate gebildet. Aufgrund geeigneter physikalischer und chemischer Eigenschaften haben sich Bis-Phenylglycidylmethacrylat (Bis-GMA) und Urethandimethacrylat (UDMA) als Monomere und Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) als Komonomere geeignet gezeigt. Zur Anpassung der Viskosität werden Vorpolymerisate, sog. Füllkörper beigefügt. Die Strukturformeln mit Initiationspunkt der Startreaktion zeigen die Abbildungen 1 - 4.



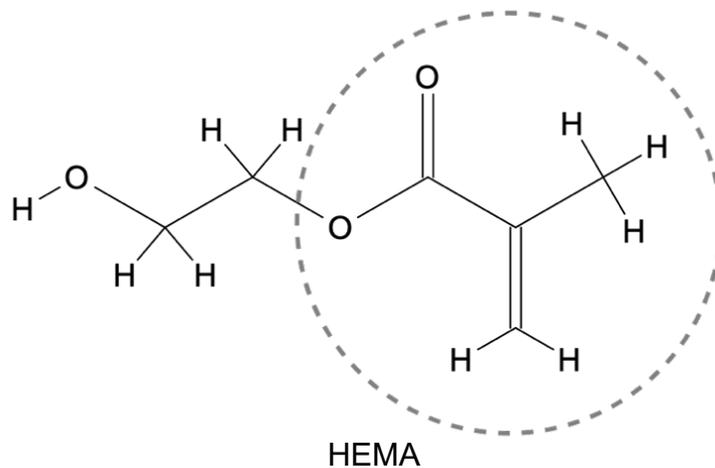
**Abb. 1:** Bisphenol A-diglycidyl-methacrylat (Bis-GMA) in Skelettformel. Der Initiationspunkt für die Startreaktion befindet sich an dem umkreisten Methacrylat.



**Abb. 2:** Urethandimethacrylat (UDMA) in Skelettformel. Der Initiationsspunkt für die Startreaktion befindet sich an dem umkreisten Methacrylat.



**Abb. 3:** Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) in Skelettformel. Der Initiationsspunkt für die Startreaktion befindet sich an dem umkreisten Methacrylat.

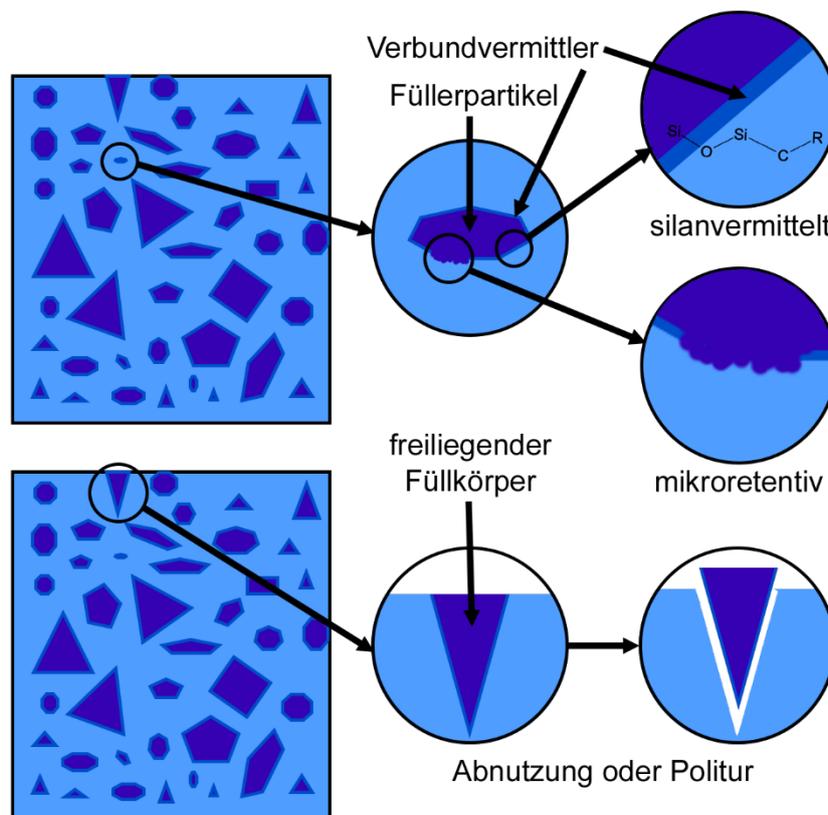


**Abb. 4:** 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) in Skelettformel. Der Initiationsspunkt für die Startreaktion befindet sich an dem umkreisten Methacrylat.

### 1.1.3 Anorganische Phase

Die alleinige Aushärtung einer reinen Monomermatrix führt zu deutlicher Polymerisations-schrumpfung und erzeugt einen spröden, schnell abradierbaren Festkörper. Durch das

Beimengen von Füllkörpern wie etwa Silikaten (z. B. Siliziumdioxid, Bariumsilikat, Silizium-Zirkonium-Mischoxiden), wird dem Gefüge eine anorganische Phase hinzugefügt, welche die chemischen und mechanischen Eigenschaften im Sinne einer höheren Abriebfestigkeit, einer verminderten Schrumpfung bei der Vernetzung und eine Sichtbarkeit in radiologischen Untersuchungen gewährleisten. Eine umgebende silanbasierte Haftschicht, die auf den Partikeln zuvor aufgebracht wird, vermittelt den Gefügeverbund und stabilisiert diesen (Nihei et al., 2008). In Abbildung 5 wird ein schematischer Querschnitt des Kompositverbundes gezeigt.



**Abb. 5:** Füllkörper-Matrix-Verbund in schematischer Darstellung. Die organische Matrix ist in hellblau dargestellt, die Füllkörper in dunkelblau. Der mittelblaue Rahmen symbolisiert die Haftvermittlerschicht.

Dieser Ansatz ermöglichte bei den ersten öffentlich verfügbaren Kompositen eine vertretbare Polymerisationsschrumpfung und somit eine Anwendbarkeit in der Füllungstherapie, hatte jedoch den Nachteil, dass eine Polierbarkeit nur erschwert möglich war und es mit der Zeit schnell wieder zu einer Rauigkeit kam (Nihei et al., 2008). Bedingt durch das

Risiko des Versagens des Haftvermittlerverbundes durch Umweltfaktoren wie etwa durch Nahrungsaufnahme kommt es zu einem erneuten Entstehen von Oberflächenzerklüftung (Al-Samadani, 2013; Yap et al., 2000).

#### 1.1.4 Einteilung der Komposite

Grundsätzlich werden dentale Kompositwerkstoffe unter verschiedenen physikalischen oder anwendungsbezogenen Aspekten systematisch kategorisiert. So findet u.a. die Einteilung nach der Größe der Füllkörper bzw. deren Mischung statt (Lutz und Phillips, 1983). Die Nomenklatur der Partikelgrößen wird in der Literatur wie in Tab. 1 beschrieben definiert.

**Tab. 1:** Nomenklatur der Füllkörperpartikelgrößen.

<b>Name</b>	<b>Füllkörpergröße</b>
Makrofüllkörper	10-100 $\mu\text{m}$
Midifüllkörper	1-10 $\mu\text{m}$
Minifüllkörper	0,1-1 $\mu\text{m}$
Mikrofüllkörper	0,01-0,1 $\mu\text{m}$
Nanofüllkörper	0,005-0,001 $\mu\text{m}$

Die in ursprünglicher Form beschriebene füllkörperbasierte Einteilung ist durch technische Weiterentwicklungen mit nanofüllkörperbasierten Gefügen, um die der Hybridkomposite wie in Tabelle 2 gezeigt erweitert worden (Zimmerli et al., 2010).

**Tab. 2:** Klassifikation der Komposite nach Zimmerli et al. (2010).

<b>Matrix</b>	<b>Chemisches System</b>	<b>Gruppe</b>	<b>Beispielmaterial</b>
konventionelle Matrix	Pure Methacrylate	Hybridkomposite	Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent)
		Nanokomposite	Filtek Supreme XT® (3M ESPE™)
anorganische Matrix	Anorganische Polykondensate	Ormocere	Admira® (VOCO)
säuremodifizierte Methacrylate	Polare Gruppen	Compomere	Dyract eXtra® (Dentsply Sirona)
ringöffnende Epoxide	Kathionische Polymerisation	Silorane	Filtek Silorane® (3M ESPE™)

Dentales Komposit wird zur Anwendung in Form direkter Restaurationen im Sinne einer Kunststofffüllung zumeist vom Typ sog. LC Komposite verwendet. Die Abkürzung LC bezieht sich auf den Polymerisationstyp. Unterschieden wird in:

- LC („light curing“ – lichthärtend, photoinitierte Polymerisation)
- DC („dual curing“ – dualhärtend, photo- und/oder eigeninitiierte Polymerisation)
- SC („self curing“ – selbsthärtend, eigeninitiierte Polymerisation)

So startet die photoneninitiierte Polymerisationsreaktion erst mit Beginn der Applikation einer Lichtquelle zumeist mit einem Emissionsmaximum im Bereich der Absorption von Kampherchinon (CQ) im Wellenlängenbereich zwischen 440 – 480 nm bei einem Maximum von 468 nm.

Des Weiteren erfolgt eine Einteilung nach der Viskosität in stopfbare und fließfähige sog. „flowable“ Derivate. Die Anwendung richtet sich nach den Indikationen im Sinne der Herstellerspezifikation und der Freigabe (in-label Anwendung nach Kavitätenklasse).

#### 1.1.5 Abrasionsverhalten von Kompositen

Da das Komposit in seiner finalen Anwendung als eine Art Werkzeugmaterial im stomatognathen Mastikationssystem angesehen werden muss, sollte das Abrasionverhalten im Vergleich zu physiologischer Zahnhartsubstanz ebenbürtig sein und muss nichtsdestotrotz in annehmbarer Zeit und mit umsetzbaren Mitteln nachbearbeitbar, sprich form- und polierbar, sein. Vor dem Hintergrund, wie schnell und mit welcher Oberflächenveränderung korrelierend eine Degradation in Erscheinung tritt, spielt die Zusammensetzung der anorganischen Füllkörper zu der organischen Matrix eine entscheidende Rolle (Condon und Ferracane, 1997; Craig und Powers, 1976; Finer und Santerre, 2004).

Für bestimmte Indikationsbereiche werden Dentalkomposite in verschiedenen Variationen bezüglich des Füllkörpergehalts, der Polymerisationsart und farbgebenden Eigenschaften zur Verfügung gestellt. Wenn z. B. eine erweiterte Zahnfissur versiegelt werden soll, eignen sich die fließfähigen Materialien („flowables“) besser zu einem fehlerstellenfreien Verschluss als stopfbare Werkstoffe. Wichtige Parameter in den sich diese Komposittypen unterscheiden sind zum einen die Schrumpfrate während der Polymerisation und zum anderen der Füllkörperanteil in Vol. %, welcher die Fließrate physikalisch bestimmt. Füllkörpertyp, -größe und -anteil haben darüber hinaus einen maßgeblichen Einfluss auf die Polierbarkeit (Devlukia et al., 2023).

#### 1.2 Bedeutung der Oberflächenrauheit

Mit Bezug auf die Oberflächengüte ist der Materialverlust eines physiologischen Verschleißes maßgeblich entscheidet für die Qualität der Füllung, da eine hohe Verschleißrate zeitgleich eine rapide Zunahme der Oberfläche mit sich zieht und eine Plaqueakkumulation begünstigt (Hao et al., 2018; Ionescu et al., 2012). Folglich kommt es aus Patientensicht subjektiv zu einer taktill raueren Oberfläche an der sich schneller Verfärbungen zeigen (Catelan et al., 2011; Duc et al., 2019; Hachiya et al., 1984).

### 1.2.1 Plaqueanlagerung an Kompositrestaurationen

Ausgehend von der Oberflächenbeschaffenheit bieten rauhere Füllungen oder insuffiziente Füllungen eine größere Anlagerungsfläche für Verunreinigungen. Je nach Morphologie und Topographie verschlechtern somit einhergehende Auflagerungen bzw. Einlagerungen bakteriellen Ursprungs die Überlebensrate hinsichtlich der Entstehung von Sekundärkaries oder der Progredienz parodontal-pathogener Entitäten (Bollen et al., 1997; Ghezzi et al., 2024; Litonjua et al., 2011; Park et al., 2019; Quirynen und Bollen, 1995; Teughels et al., 2006). Der Schwellenwert hinsichtlich der Mittenrauheit  $R_a$  für eine lege artis gelegte Füllung liegt bei  $0,2 \mu\text{m}$  (Yap et al., 2004). Unter diesem Mittenrauhwert findet keine schnellere Besiedlung als an umliegender unversehrter Zahnhartsubstanz statt.

### 1.2.2 Verfärbung

Verfärbungen, bedingt durch Ein- oder Auflagerung von Partikeln vor allem in Bereichen geringerer Oberflächengüte, verringern die Ästhetik der Restauration (Duc et al., 2019). Je nach Zerklüftungsgrad und Gefügekomponenten kann so eine dauerhafte optische und mechanische Veränderung auftreten, welche sich ohne Materialabtrag nicht beseitigen lässt. In Abhängigkeit vieler Variablen, wie beispielsweise der Partikelgröße oder der chemischen Polarität, kann der Prozess der Anlagerung großflächig oder in vereinzelt isolierten Bereichen stattfinden. Es herrscht ein direkt proportionaler Bezug zwischen Oberflächenrauheit, Expositionszeit und Verfärbungsgrad (Beltrami et al., 2018). Je nach Lokalisation kann dies zur Nachbearbeitung der Füllung führen, entweder aufgrund optischer Bemängelung durch den Patienten oder durch Annahme einer Insuffizienz durch den Behandler. Nicht zuletzt ist dieser Aspekt ein wesentlicher Faktor der zum Austausch des Füllungsmaterials und somit auch zu einem Zahnhartsubstanzverlust führt. Zusätzlich zeigten sich ebenfalls poröse oder nicht polierte Defektversorgungen als Grund für eine Neuversorgung (Kirsch et al., 2016).

### 1.3 Oberflächenbearbeitung

Aus erwähnten ästhetischen und hygienischen Aspekten folgt nach der plastischen Ausarbeitung mittels Handinstrumenten und rotierenden Schleifkörpern eine rauhtiefeneinbringende Prozessierung. Diese ist entgegen der spahnabtragenden Störkontaktentfernung nicht formgebend, sondern formglättend.

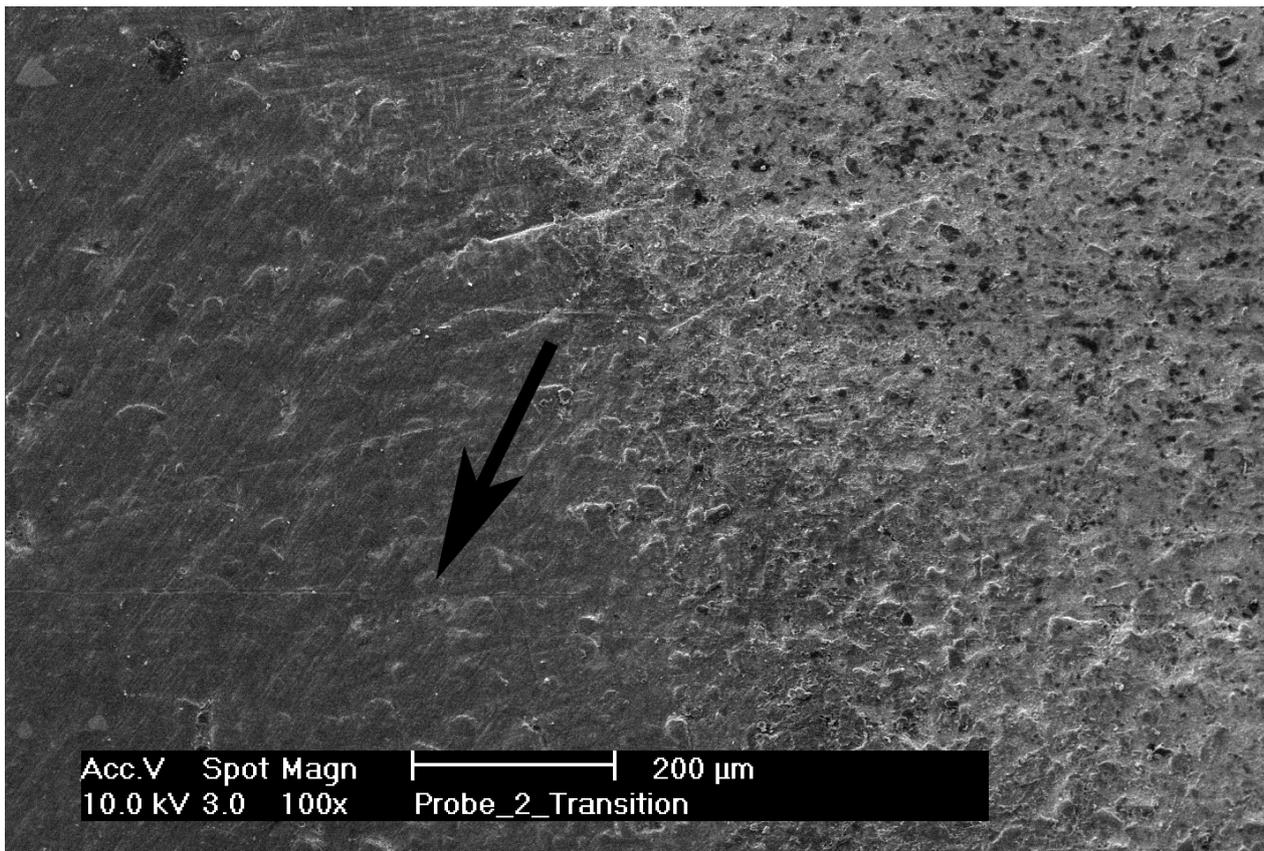
#### 1.3.1 Formgebung

Mikroskopisch betrachtet kommt es bei der Formgebung zu einer Entfernung von Mikro- und Makrofüllkörpern (Abb. 5). Das dabei allgemein gebräuchliche Instrumentarium weist einen starren Werkzeugschaft auf, der keine Resilienz der Abrasivkörper erlaubt und somit eine Herauslösung aller Matrixbestandteile verursacht. Es resultiert eine fortwährend zerklüftete Oberfläche in Abhängigkeit der Körnung des Schleifkörpers. Bedingt durch eine größere Kraffeinleitung in das Gefüge, kann es zudem zu Absprengungen von Makrofüllern kommen.

#### 1.3.2 Politur

Moderne Instrumente zur mikroskopischen Glättung von Kompositoberflächen verfügen über ein schmiegsames Trägersystem, welches eine übermäßige Kraftübertragung verhindert und eine Vergrößerung der Anlagefläche erzeugt. In Summe resultiert so ein niedrigerer Abrasionsdruck, da es durch elastische Verformung des Polierers zu einer größeren Angriffsfläche kommt. Bedingt durch diesen niedrigeren Druck verbleiben Makrofüllkörper bei einem Materialabtrag im Gefüge. Es findet somit in einer zweidimensionalen Betrachtung idealisiert ein Angleich des Mikrofüllerniveaus an das Makrofüllerniveau statt.

Dieser Prozess lässt sich in der folgenden elektronenmikroskopischen Aufnahme (Abb. 6) im direkten Vergleich beobachten. Zu sehen sind mit einem Pfeil markierte Makrofüllkörper, welche sich parallel zu der Ansichtsebene darstellen und aus der umgebenden Gefüge-Ebene herausstehen. In Pfeilrichtung liegt die Rotation des Werkzeugs, welche Mikroriefen hinterlässt, die sich ebenfalls darstellen lassen.



**Abb. 6:** Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme teilpolierter Kompositoberflächen. 100-fache Vergrößerung. Unten links poliert, oben rechts unpoliert. Die Pfeilspitze markiert einen Makrofüller.

Da bei der Bearbeitung mittels hochtourig-rotierenden Instrumenten ein ebenso schneller Richtungswechsel nicht möglich ist, verbleiben stets Polierschlieren mikroskopisch auf der Oberfläche. Rechtwinklig zu diesen ist die Oberflächenrauheit somit maximal.

Um, wie beschrieben, eine Oberflächenglättung und somit eine Vergütung im Sinne der Haltbarkeit zu quantifizieren, wird in der Literatur der Mittenrauwert  $R_a$  als Abweichung von dem Mittelwert auf einer zweidimensionalen Abtaststrecke verglichen. Mathematisch ermittelt wird dieser aus dem Integral der Abweichungen von dem Mittelwert mit anschließender Division durch die Messstreckenlänge. Folglich entspricht ein kleinerer  $R_a$  Wert einer glatteren Oberfläche.

#### 1.4 Ziel der Arbeit

Bislang wurden bei Untersuchungen zu topografischen Unterschieden in Bezug auf die Auswirkung Rauhtiefen einebnender Verfahren entweder plane Ebenen (Kakaboura et al., 2007; Kılıç und Gök, 2021; Kocaagaoglu et al., 2017; Yadav et al., 2016) oder individuell gelegte Restaurationen herangezogen, welche anschließend händisch prozessiert wurden (Ferraris und Conti, 2014; Ristau et al., 2022). Klinisch stellen jedoch besonders zerklüftete oder erhabene Bereiche technische Schwierigkeiten für Mensch und Material dar. Unter Berücksichtigung technischer Umsetzbarkeit eines standardisierten Verfahrens soll getestet werden, ob es reproduzierbare Differenzen zwischen den 5 zur Verfügung stehenden Politursystemen bei idealisierten Testumgebungen gibt. Als Referenzgröße wird der Mittenrauwert  $R_a$  in nm verglichen.

Resultierend wurden folgende Nullhypothesen aufgestellt:

- Herstelleroptimierte Politursysteme erzeugen eine bestmögliche Oberflächenglättung auf den dazugehörigen Kompositen
- Morphologische Komplexität führt zu keinem inhomogeneren Politurergebnis verglichen zu einer planen Referenzebene

Darüber hinaus wird ein Versuchsaufbau vorgestellt, mit dem ein Bezug zum behandlungsrelevanten Alltag hergestellt werden kann und zusätzlich weitere klinisch relevante Parameter in-vitro untersucht werden können.

Aufgrund mangelnder Datenlage vergleichbarer Ansätze mit maschineller Politurnormierung dient diese Untersuchung als Pilot Studie.

## 2. Material und Methode

### 2.1 Vorversuche

#### 2.1.1 Behandlerabhängige Politur

Zur Validierung der Ergebnisse der allgemeinen Literatur wurde im Vorfeld ein Versuch mit 2 Probanden gleichen Kenntnisstandes durchgeführt (ein männlicher, eine weibliche, gleiches klinisches Semester). Zeitlich entschieden die Probanden eigenständig zu welchem Zeitpunkt ein Wechsel der Polierwerkzeuge notwendig ist. Ebenso wurden keine zeitlichen Einschränkungen hinsichtlich der Fertigstellung und dem Instrumentenwechsel vorgegeben.

Als Testsubjekt wurde eine quadratische Platte aus Tetric EvoCeram® Schmelz A2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) hergestellt. Zur gleichmäßigen Planierung des Materials wurden 2 geätzte Glasscheiben mit 2 Objektträgern von 1 mm Stärke als Abstandhalter zusammengebracht und mittels cyanomethacrylatbasiertem Kleber permanent verbunden. Anschließend wurde mit einer zuvor kalibrierten Polymerisationslampe Modell miniLED der Fa. Acteon Satelec (Düsseldorf, Deutschland) ( $\lambda = 420\text{--}480\text{ nm}$ ,  $I = 1180\text{ mW/cm}^2$ ,  $d = 7,5\text{ mm}$ ) nach Herstellerangaben pro Testfeld ( $t = 10\text{ s}$ ) ausgehärtet. Die zwei resultierenden  $2,5\text{ cm} \times 2,5\text{ cm} \times 0,1\text{ cm}$  großen Rechtecke wurden zunächst mit Isopropylalkohol (99 Vol.%) gereinigt und in 9 gleichdimensionierte, ca.  $0,83\text{ cm}$  breite Quadrate unterteilt.

Zur Probenbearbeitung wurden drei Sätze des dreistufigen Kompositpolitursystems Iden-toFlex™ der Fa. KaVo Kerr (Brea, CA, USA) angewendet. Je Reihe von Prüffeldern wurde ein neuer Satz Polierer verwendet. Der Wechsel der Körnung sowie die temporale Entscheidung des Poliererwechsels wurde den Probanden überlassen. Die verwendeten Mikromotoren an den dentalen Behandlungseinheiten waren vom Typ Intralux KL701 (KaVo, Biberach an der Riß, Deutschland) mit grünen zahnärztlichen Winkelstücken des Modells Sirona T1LINE (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) ausgestattet.

Nach Abschluss der Politur wurden die bearbeiteten Felder (Abb. 7) folgendermaßen unterteilt und kaltlichtprofilometrisch untersucht.

Das Kaltlichtprofilometer MicroSpy® von FRT GmbH (Bergisch Gladbach, Deutschland) in Kombination mit einer Halogen Kaltlichtquelle KL 1500 LCD (Schott AG, Mainz, Deutschland) wurde dazu mit folgenden Einstellungen zur Vermessung verwendet:

- Messfeldgröße: 2,1 mm x 1,7 mm
- Lichttemperatur: variabel

Die spätere Auswertung der Messdaten und Berechnung des Mittenrauwertes  $R_a$  (DIN EN ISO 4287, 2010) erfolgte mittels der Software FRT Mark III (FRT GmbH, Bergisch Gladbach, Deutschland).

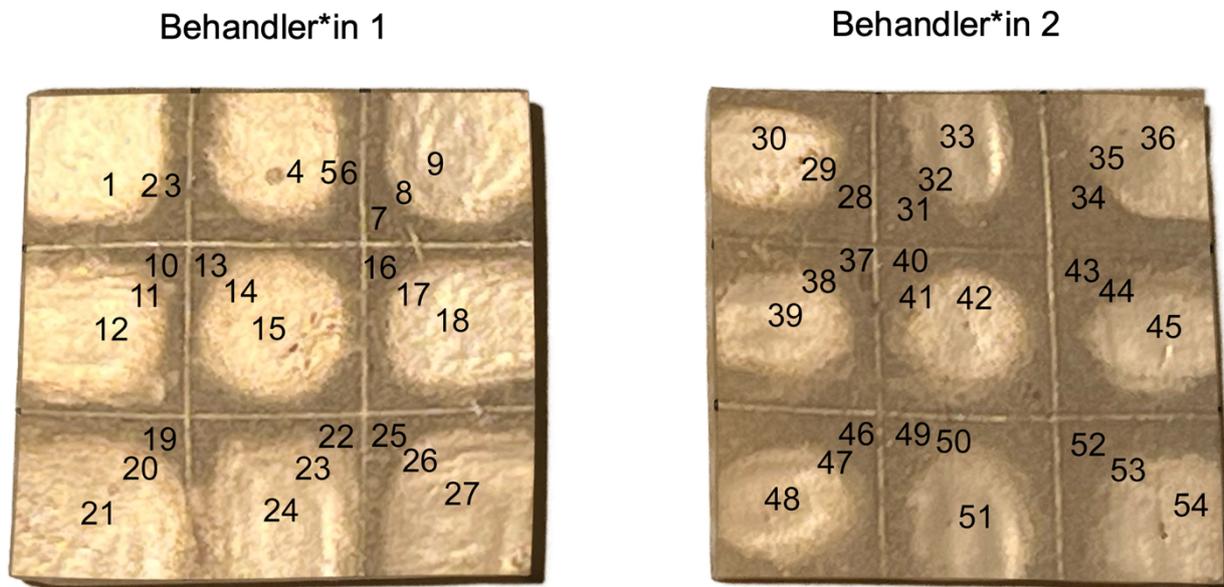
#### 2.1.2 Oberflächenmodifikation mittels Kathodenzerstäubung (Sputtern)

Die ästhetischen Ansprüche an moderne Komposite umfassen nicht nur eine farbliche Abstimmung auf die verbliebene Zahnhartsubstanz, sondern auch eine Rekonstruktion von Lichtbrechungsmerkmalen (Transluzenz, Opaleszenz). Um diese Eigenschaft realisieren zu können werden Silkatverbundmaterialien in das organische Gefüge eingebracht. Diese ermöglichen ein zahnähnliches Erscheinungsbild der späteren Restauration, erschweren jedoch zugleich eine photonenbasierte Vermessung, da neben Reflexionsercheinungen auch Transmissions- und Brechungsphänomene auftreten.

Um diesen, der Oberflächenanalyse hinderlichen Effekt zu umgehen, fand eine Modifikation mittels Kathodenzerstäubung statt. Zum Einsatz kam das Gerät HHV Scancoat Six der Firma Edwards (Burgess Hill, Großbritannien) mit den folgenden Einstellungen:

- Atmosphärischer Druck:  $< 1 \times 10^{-2}$  mbar (fällt auf 0,4-0,6 mbar)
- Kathodenmaterial: Platin
- Spannung: 12 kV
- Stromstärke: 20 mA
- Bedampfungszeit: 30 s

Anschließend wurden die in Abbildung 7 definierten Bereiche mit dem MicroSpy® Profilometer abgetastet.



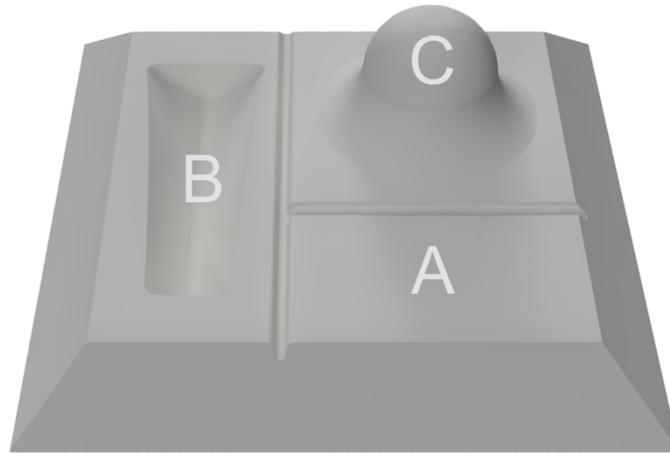
**Abb. 7:** Darstellung der polierten Prüfkörper des Vorversuchs. Die Kontrastierung erfolgte mittels Kathodenzerstäubung. Die Nummerierungen 1 - 54 markieren die Bereiche der Vermessung.

## 2.2 Prüfkörpergestaltung (Hauptversuche)

Eine standardisierte, halbautomatische Politur mit Polierkörpern verschiedener Morphologie und Trägerbasissystemen erfordert eine systematische Aufteilung der komplexen Okklusionsfläche eines humanen Zahnes, um eine normierte einachsige translations- oder rotationsbasierte Politurbewegungen zu ermöglichen. Neben größeren Glatflächen wie z. B. bei der Politur facialer Füllungsflächen, stellen vor allem kleinwinklige, zerklüftete Bereiche wie das okklusale Relief oder der proximale Bereich eine Herausforderung an den Anwender und das Werkzeug dar.

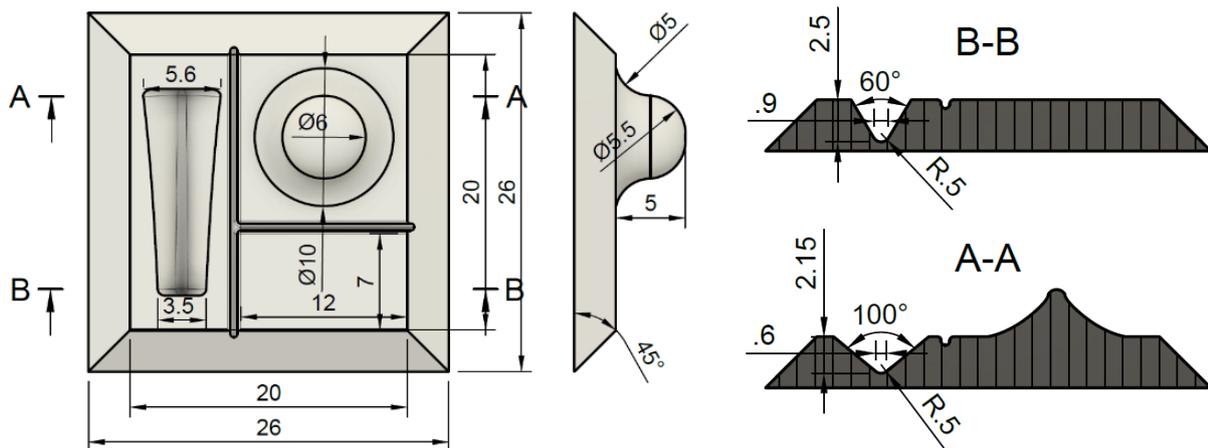
Zur Untersuchung winkelbezogener Effektivität beinhaltet der Prüfkörper als Testoberfläche eine rillenförmige Vertiefung mit graduell variierendem Öffnungswinkel (Fissur). Zur Abbildung nichtlinear ansteigender Erhebungen, wie sie sich z. B. in Höckern oder der Kauspitze eines Caninus zeigt, galt ebenfalls ein Bereich mit hemisphärischer Erhebung der sich abgerundet der Basis angleicht. Zum Vergleich einer Standardpolitur wurde die

verbleibende Fläche plan gestaltet. Aus den genannten Kriterien wurde unter Berücksichtigung biologischer Mittelwerte der nachfolgende Prüfkörper mittels CAD-Software Fusion 360® (Autodesk® Inc., San Francisco, CA, USA) konstruiert (Abb.8).



**Abb. 8:** Visualisierung des Prüfkörperdesigns mittels CAD-Software Fusion 360® (Autodesk® Inc., San Francisco, CA, USA). Die Planfläche (A) dient als Referenz. Die grubenförmige Vertiefung (B) entspricht geometrisch einer Fissur bzw. einem interdentalen Approximalkontakt, die Erhebung (C) eine reduzierte Höckerform.

Mit Hilfe der aus der Literatur entnommenen mittelwertigen biomorphologischen Charakteristika in Kombination mit den technischen Voraussetzungen ergibt sich eine Bemaßung des Prüfkörpers, wie sie in Abbildung 9 dargestellt ist.



**Abb. 9:** Schematische Zeichnung des Profilkörpers. Alle Maßangaben erfolgen in mm. Der Querschnitt (A-A) zeigt die Parameter im Bereich des größten Fissurenöffnungswinkels. Das Schnittbild (B-B) den Bereich des kleinsten Öffnungswinkels im Bereich der Fissur.

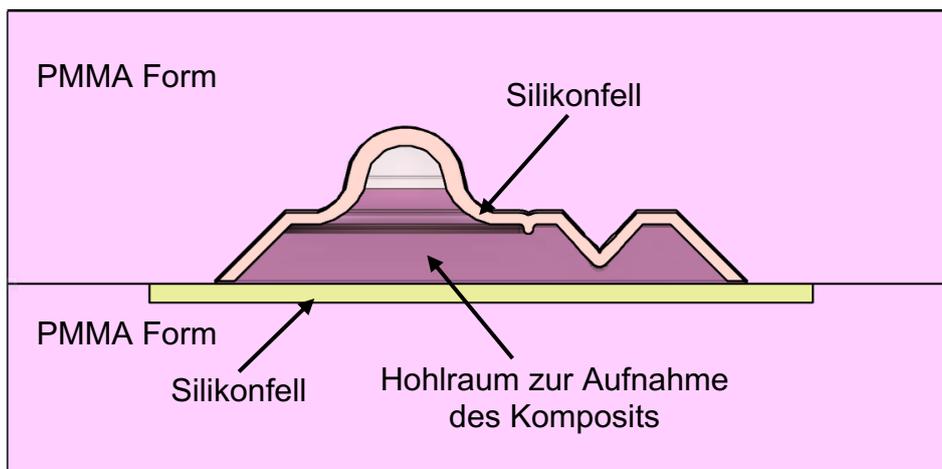
Die Profilkörpergeometrie (Abb. 8) ermöglicht jetzt eine einachsige, normierte Politur unter konstanten Verarbeitungsparametern wie Anpressdruck und Vorschubgeschwindigkeit an den geometrisch-morphologisch simulierten restaurationsähnlichen Flächen.

### 2.2.1 Gestaltung der Herstellungsform

Um eine volumetrische Kopie der Grundform herzustellen eignen sich entweder additive oder subtraktive Verfahren. Im Behandlungsalltag ist zumeist eine Kombination beider Anwendungen üblich. Bereiche außerhalb der Kontaktflächen der antagonistischen Bezahnung erfahren je nach Morphologie und Topographie eine Nachbearbeitung mittels Interdentalstreifen oder Handinstrumenten, wohingegen Störkontakte okklusal unter Zuhilfenahme diamantierter Schleifkörper reduziert werden.

Zur Herstellung der Prüfkörper ist für die Initiation der Polymerisation eine ausreichende Photopermeabilität der Hohlform Voraussetzung. Durch ihren Aspekt der Verarbeitbarkeit stehen, transluzente Polymere wie z. B. PMMA zur Verfügung. Prozessbedingt entstehen in der Hohlform Oberflächenrauheiten, welche als Retentionsmuster eine beschädigungsfreie Entnahme des polymerisierten Pressobjekts unmöglich machen. Aus ebenjenem Grund ist eine Trennschicht, welche die chemischen und physikalischen Eigenschaften des Dentalpolymers unberührt lassen erforderlich. Hierzu haben sich phototransmissive,

additionsvernetzende Polyvinylsiloxane als geeignet erwiesen. Durch seine additionsvernetzenden Eigenschaften kann eine Abgabe von Alkoholgruppen als Abspaltprodukt ausgeschlossen werden. Eine im Vorhinein gefertigte 0,75 mm starke Silikonmembran, auch „Silikonfell“ genannt, aus additionsvernetzendem Silikon vom Typ M+W SELECT SIO-PLAST LAB TRANSPARENT der Fa. Müller & Weygandt GmbH (Büdingen, Deutschland) separiert das Komposit von der Herstellungshohlform (Abb.10).



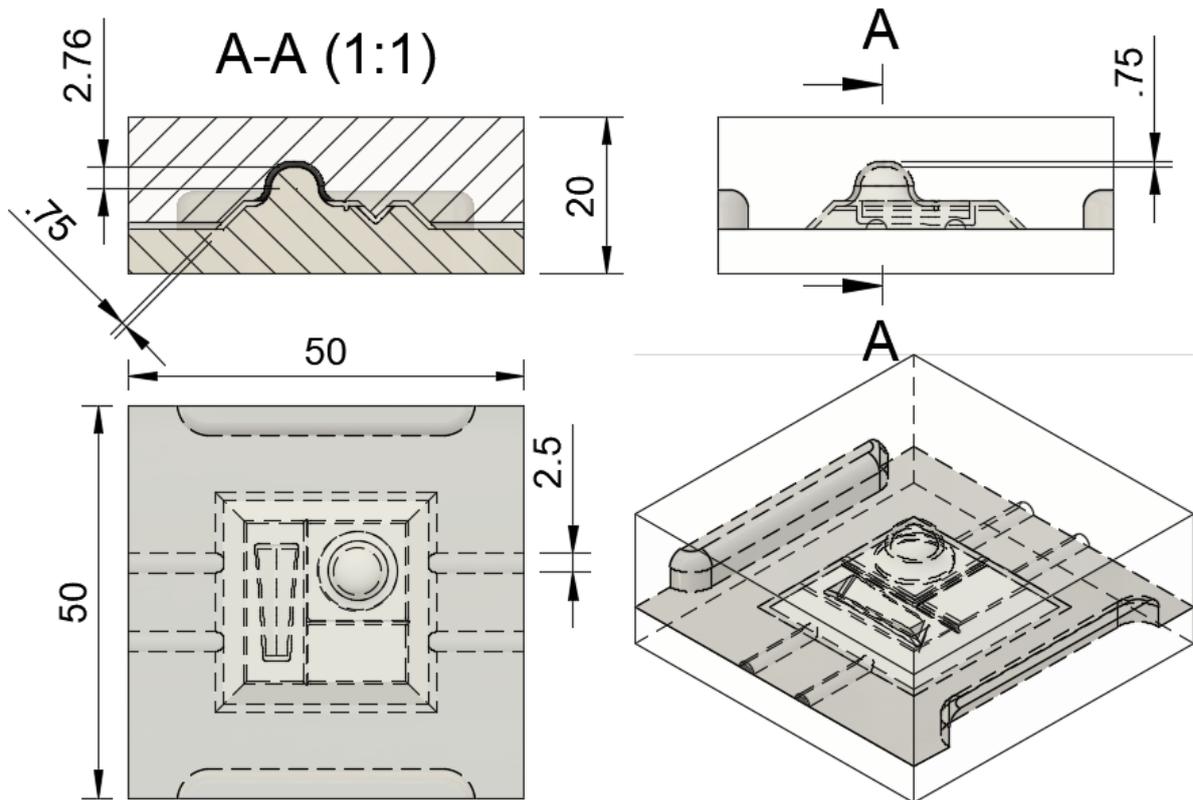
**Abb. 10:** Schematischer Aufbau der Hohlform. Die orange und gelb markierten Anschnittflächen symbolisieren die Trennschicht aus Silikon, die beiden pinken Formteile die Trägerhohlform.

Ein Nebeneffekt dieses Herstellungsprozesses ist der Ausschluss von Sauerstoff bei der Polymerisation. Dieser Barriereeffekt erzeugt eine Minimierung der Inhibitionsschicht und somit eine tiefere initiale Polymerisation (Ciocan et al., 2022; Rueggeberg und Margeson, 1990). Das verwendete Silikon weist eine Shore A Härte von 70 auf und unterliegt einer linearen Maßänderung von ca. 0,2 %. Durch seine Elastizität ermöglicht das Silikonfell eine zuverlässige Entformbarkeit ohne den Einsatz von Trennmitteln, welche sich auf das Gefüge oder die Sauerstoffinhibitionsschicht negativ auswirken könnten.

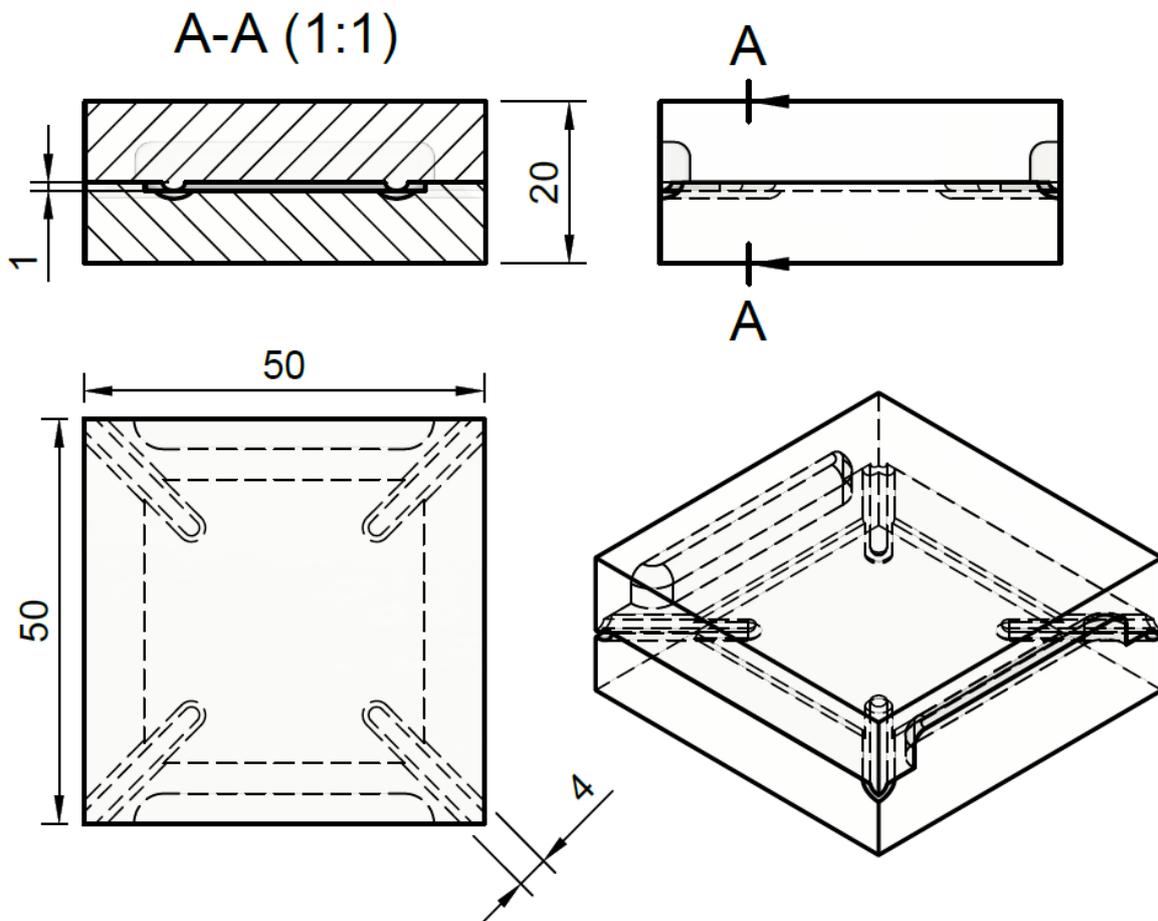
### 2.2.2 Fertigung der Herstellungshohlform

Unter den o.g. Gesichtspunkten erwiesen sich Herstellungshohlformen aus transparenten Yamahachi PMMA Monocolor Disks (Yamahachi Dental MFG., CO., Gamagori, Japan) als geeignet. Mithilfe der 4 gefrästen Bauteile entstand so eine Pressform (Abb. 10) mit

zwei Silikonfellen, in welche das Komposit manuell eingebracht und anschließend unter Zusammenhalt der Form polymerisiert wurde. Die Abbildungen 11 und 12 zeigen die Fertigungskomplexe H1 und H2, die der Anfertigung der Silikontrennfelle dienten und den Hohlraum für das spätere Komposit freihalten.

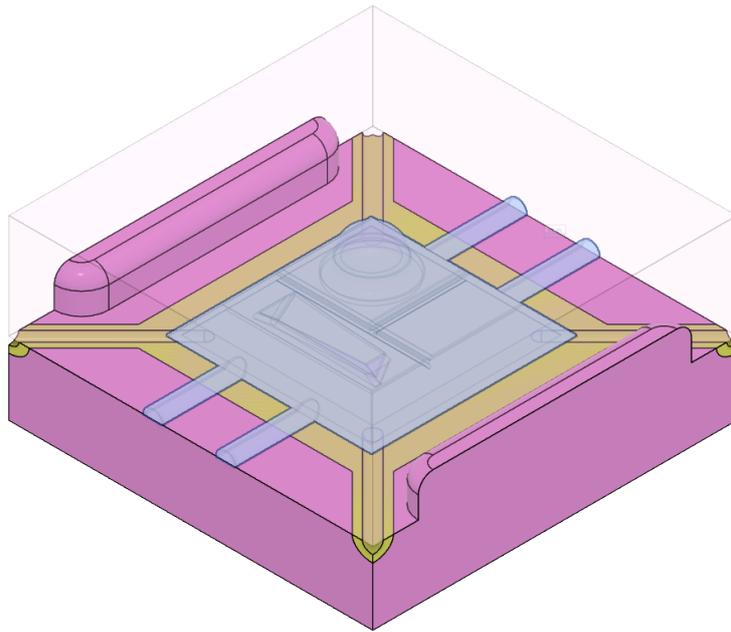


**Abb. 11:** Schematische Zeichnung des Matrizen-Patrizen-Komplexes H1 zur Herstellung des Silikonfells für die Matrize. Alle Maßangaben in mm. (A-A) zeigt einen Schnitt zur Veranschaulichung des entstehenden Hohlraums für das transparente Silikon.



**Abb. 12:** Schematische Zeichnung des Matrizen-Patrizen-Komplexes H2 zur Herstellung des Silikonfells für die Hohlformbasis. Alle Maßangaben in mm. (A-A) zeigt einen Schnitt zur Veranschaulichung des entstehenden Hohlraums für das transparente Silikon.

Das Silikon wurde mit Hilfe einer Mischpistole vom SCS Typ 1:1 nach Verwerfen der Initialmischung blasenfrei in die Herstellungskomplexe H1 und H2 eingebracht und nach einer Abbindezeit von 5 min entformt und von Pressfahnen befreit. Nach der Sicherstellung einer behinderungsfreien Repositionierbarkeit wurde mit der Herstellung der Prüfkörper begonnen. Nach der Herstellung eines jeden Prüfkörpers wurden Rückstände aus der Hohlform entfernt und eine Reinigung des Fells mit einer 99 %igen IPA - Lösung durchgeführt. Das fertig zusammengesetzte Werkzeug zur Prüfkörperherstellung zeigt Abbildung 13.



**Abb. 13:** Schematische Seitenansicht des Fertigungskomplexes. Die Oberseite (transparent, Pink) und Unterseite (Pink) dienen der Stabilisierung der Silikonfelle. Das obere (Blau) und untere (Gelb) Silikonfell verhindern den Haftverbund zwischen PMMA Form und dentalem Komposit.

### 2.3 Verwendete Komposite

Grundlage der Prüfkörper stellen 4 gängige Komposite namhafter Dentalunternehmen dar. Dazu wurden die folgenden Präparate ausgewählt:

- Filtek™ Supreme XTE Universal (3M ESPE™, Seefeld, Deutschland)
- Ceram.x Spectra™ ST LV (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA)
- Tetric® Prime (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Herculite® XRV Ultra™ (KaVo Kerr, Brea, CA, USA)

Um ein äquivalentes Testumfeld zu erzeugen, wurden alle Prüfkörper in der VITA-Farbskala Farbe A2 oder Äquivalent als Schmelzfarbe aus Spritzen nach Herstellervorgaben hergestellt. Als Transluzenzgrad wurden schmelzsimulierende Komposite gewählt. Da in Abhängigkeit der geforderten Transluzenz ein Unterschied im Anteil beigefügter Füllkörper besteht, resultiert ein Unterschied in der Polierbarkeit. Dazu jeweilige Angaben finden sich in den entsprechenden Unterabschnitten. Tabelle 3 listet die ausgewählten Komposite mit der Füllkörpergröße auf.

**Tab. 3:** Liste der verwendeten Komposite mit Herstellernamen, herstellerabhängigen Artikel- und Chargennummern, sowie Materialeigenschaften. Alle Daten beziehen sich auf Herstellerangaben. Als Farbe wurde das Äquivalent zu A2 der VITA Farbpalette in Schmelztransluzenz gewählt

Hersteller	Komposit	Hersteller Artikel Nr. & Chargennummer	Füllkörpergröße
3M ESPE™	Filtek™ Supreme XTE Universal	4910A2E NF28235	Nanofüller Komposit 4–11 nm Füller 0,6–20 nm Cluster
Dentsply Sirona	Ceram.x Spectra™ ST LV	60701682 2307000048	Nanohybrid Komposit 100–3000 nm
Ivoclar Vivadent	Tetric® Prime	706608WW Z057W6	Nanohybrid Komposit 40 - 3000 nm
Kerr	Herculite® XRV Ultra™	34003 34003S 10157463	Nanohybrid Komposit 20 - 50 nm Silikatnanofüller 400 nm Bariumglassfüller

### 2.3.1 Filtek™ Supreme XTE Universal

Filtek™ Supreme XTE Universal (3M ESPE™, Seefeld, Deutschland) gehört zur Gruppe der lichthärtenden, radioopaken Nanofüller-Komposite. Die Matrix basiert auf Methacrylat (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA und Bis-EMA), die Füllkörper aus einem Gemisch von Siliziumdioxid - ( $\text{SiO}_2$ ) und Zirkondioxid - ( $\text{ZrO}_2$ ) Partikeln. Der durchschnittliche Füllergehalt beträgt 72,5 – 78,5 Gew. % bzw. 55,6 – 63,3 Vol. % und besteht aus 4 – 11 nm großen Füllkörpern bzw. 0,6 – 20 nm großen Clustern. Diese Cluster dienen als Vorpolymerisat (sog. Agglomerate) zur Reduktion der Schrumpfrate bei der eigentlichen Polymerisation in der klinischen Anwendung. Nach Herstellerangaben wird eine Polymerisationszeit von mindestens 20 Sekunden bei einer Schichtstärke von maximal 2 mm bei einer Intensität (I) von 550 – 1000  $\text{mW}/\text{cm}^2$  gefordert. Das Material ist für die Füllung sämtlicher Kavitätenklassen (I-V nach Black) zugelassen.

Der Hersteller 3M ESPE™ nutzt für die Farbkennung der Materialien die VITA –Farbskala. Zur Verwendung kam der Farbton A2E, wobei der Anhang „E“ hier für Enamel, der Schmelzfarbe, steht.

### 2.3.2 Ceram.x Spectra™ ST LV

Das Material Ceram.x Spectra™ ST LV der Firma Dentsply Sirona (Charlotte, NC, USA) ist nach Herstellerangaben ein nanokeramisches, lichthärtendes Universalkomposit, welches mit sog. SphereTec® Füllertechnologie einen neuartigen Ansatz verfolgt, um eine bessere Polierbarkeit zu ermöglichen. Hierzu werden Submikron große Silikatpartikel aus einer granulierten Grundsubstanz zu einem kugelförmigen Primärmakrofüller vorverarbeitet. Dieser soll sich bei der Rauhtiefeneinebnung wie ein Mikrofüller bearbeiten lassen. Nach Datenblattangaben findet keine nähere Benennung der organischen Matrixbestandteile statt, lediglich die Angabe Dimethacrylat-Harze. Der Namenszusatz „LV“ bezieht sich auf die niedrigvisköse Variante, die neben Ceram.x Spectra ST HV der hochviskösen Variante zur Verfügung steht. Bei der verwendeten LV Variante beträgt der Anteil des Füllersystems bestehend aus Bariumglas, vorpolymerisierten Füllern und Ytterbiumfluorid ca. 76 – 78 Gew. % bzw. 57 – 60 Vol. %. Die Größe der anorganischen Füllpartikel beträgt 0,1 – 3 µm. Ceram.x Spectra™ ST LV eignet sich für die Füllungstherapie sämtlicher Bereiche (Kavitätenklassen I-V nach Black).

Die Farbskala orientiert sich an dem Farbspektrum der VITA Farbpalette. Zur Verwendung kam die Farbe A2.

Die nach Herstellervorschrift maximal 2 mm starken Schichten in der Farbe A2 müssen mit einer geeigneten Polymerisationslampe ( $\lambda = 440 - 480 \text{ nm}$ ,  $I \geq 800 \text{ mW/cm}^2$ ) für mindestens 10 Sekunden gehärtet werden.

### 2.3.3 Tetric® Prime

Tetric® Prime (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gehört zu der Gruppe der Nano-hybrid Komposite. Die Größe der anorganischen Füllkörper liegt zwischen 40 nm – 3 µm. Als Photoinitiator wird Kampherchinon eingesetzt, wodurch das Polymerisationsspektrum  $\lambda_{\text{abs}}$  im Bereich zwischen 400 – 500 nm liegt. Der organische Matrixanteil, bestehend aus Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA und D3MA, macht einen Volumenanteil von 20 – 21 Gew % aus. Damit liegt der Gesamtgehalt der anorganischen Füllkörper bei 76 – 77 Gew. %, was einem Volumenanteil von 54 – 56 % entspricht. Die beigefügten Füllstoffe setzen sich aus

Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid und Mischoxiden (Siliziumdioxid und Zirkondioxid) sowie Copolymeren (79 – 80 Gew. %) zusammen.

Der Indikationsbereich wird für alle Kavitätenklassen I-V (nach Black) angegeben.

Die Farbskala bezieht sich auf die VITA Zahnfarbenskala. Verwendet wurde die Schmelzfarbe A2. Hinsichtlich der Polymerisationszeit wird herstellerseitig 10 Sekunden bei einer Nennlichtintensität I von 900 – 1400 mW/cm<sup>2</sup> in einem Wellenlängenbereich  $\lambda = 400\text{--}500$  nm angegeben.

#### 2.3.4 Herculite® XRV Ultra™

Herculite® XRV Ultra™ (KaVo Kerr, Brea, CA, USA) ist ein lichthärtendes, radioopakes Nanohybrid-Komposit. Füllkörperkombinationen aus Mikrofüllern einer Größe von ca. 0,4  $\mu\text{m}$  und Nanofüllern zwischen 20 – 50 nm werden in diesem Material kombiniert. Unter den Mikrofüllern finden sich unter anderem Bariumsilikate, welche die Radioopazität sicherstellen. Die organische Matrix setzt sich aus Bis-EMA, Bis-GMA, TEGDMA und UDMA Harzen zusammen. Der Indikationsbereich liegt in allen Kavitätenklassen I – V nach Black.

Das Material hat eine Mindestbelichtungszeit von 10 Sekunden bei einer Lichtnennintensität von mindestens 1000 mW/cm<sup>2</sup> und einem Wellenlängenbereich  $\lambda = 400\text{--}520$  nm.

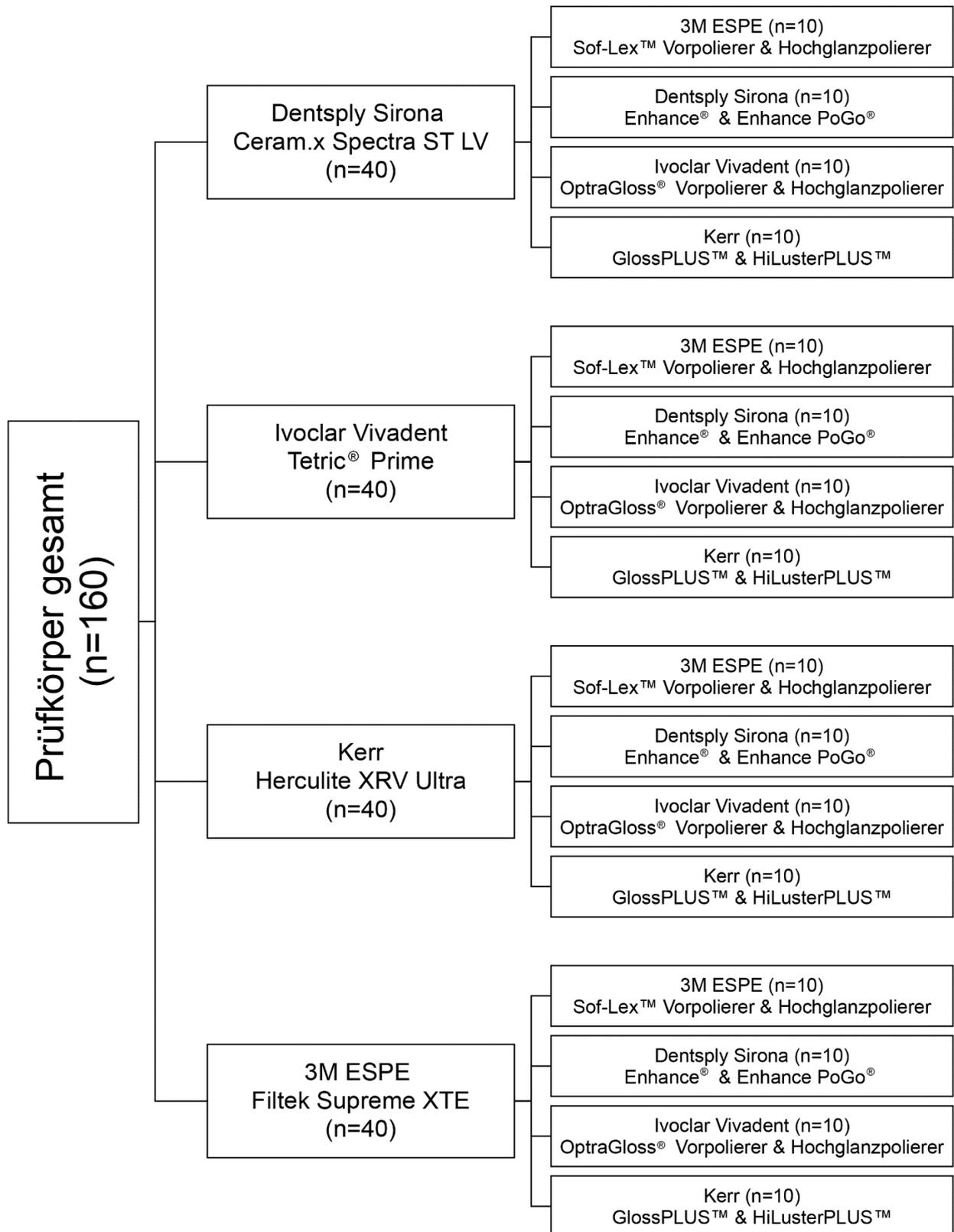
#### 2.4 Verwendete Politursysteme

Nach Empfehlung der Hersteller wurden vier Politursysteme zur Testung herangezogen (Tab.4). Diese unterscheiden sich in der Polierkörpergröße und dem Trägerbasissystem, welches die Schleifpartikel hält. Bei der Auswahl wurden Herstellerempfehlungen zu Rate gezogen, welche die Abstimmung der Komposite auf das Politursystem propagieren. Der Arbeitsablauf ist der Abbildung 14 zu entnehmen. Aus dieser geht die gesamte Prüfkörperanzahl von 160 Subjekten hervor unter denen die 4 Komposite, der jeweiligen Hersteller mit jeweils jedem der vier Politursysteme prozessiert wurden. Für jede Untergruppe wurde eine Gruppengröße von zehn als vertretbar angenommen. Je nach Verfügbarkeit

wurden zum Zweck der Normierung formähnliche Instrumente herangezogen, welche in einem blauen Winkelstück (1:1 Übersetzung) befestigt werden können.

**Tab. 4:** Liste der verwendeten Politursysteme mit Herstellernamen, herstellerabhängigen Artikelnummern und Materialeigenschaften. Alle Daten beziehen sich auf Herstellerangaben.

Hersteller	Politursystem	Hersteller Artikel Nr.	Abrasivkörpereigenschaften
3M ESPE™	Sof-Lex™	Sof-Lex™ Vorpolyer #5090 Sof-Lex™ Hochglanzpolyer #5091	Sof-Lex™ Vorpolyer: aluminiumoxidbasiert Sof-Lex™ Hochglanzpolyer: diamantpartikelbasiert
Dentsply Sirona	Enhance® & Enhance PoGo®	Enhance® #624065 (Spitze) #624055 (Kelche) #624045 (Scheiben) Enhance PoGo® #662022 (Spitze) #662023 (Kelche) #662010 (Scheibe)	Enhance® Finierer: Polymerisiertes Urethan-Dimethacrylat-Harz, Aluminiumoxid, Siliziumdioxid Enhance PoGo® Polierer: Polymerisiertes Urethan-Dimethacrylat-Harz, feines Diamantpulver, Siliziumdioxid, Kunststoffmandrell
Ivoclar Vivadent	OptraGloss®	OptraGloss® Vorpolyer #684553AN (Flamme) #684549AN (Kelch) #684551AN(Linse) OptraGloss® Hochglanzpolyer #684554AN (Flamme) #684550AN (Kelch) #684552AN (Linse)	Diamant, Polyharnstoff, Titandioxid
Kerr	GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™	GlossPLUS™ #2651 (Spitze) #2653 (Kelch) #2654 (Scheibe) HiLusterPlus™ #2661 (Spitze) #2663 (Kelch) #2664 (Scheibe)	Silikongummi, Siliziumkarbid, Aluminiumoxid, Siliziumoxid, Polyamid, natürlichen und synthetischen Diamantpartikeln



**Abb. 14:** Flussdiagramm mit Aufteilung und Anzahl der Prüfgruppen. n ist die Anzahl der Proben innerhalb der Gruppe.

### 2.4.1 Sof-Lex™

Die Polierräder des Sof-Lex™ Systems der Firma 3M ESPE™ (Seefeld, Deutschland) sind silikonträgerbasierte spiralradförmige Polierwerkzeuge (Abb. 15). Die Vorpolierer basieren auf aluminiumoxidpartikel-imprägnierten Polierwerkzeugen, die Hochglanzpolierer auf Diamantpartikeln. Über das Trägermaterial sowie die Größe der Abrasivkörper gibt es keine näheren Beschreibungen.

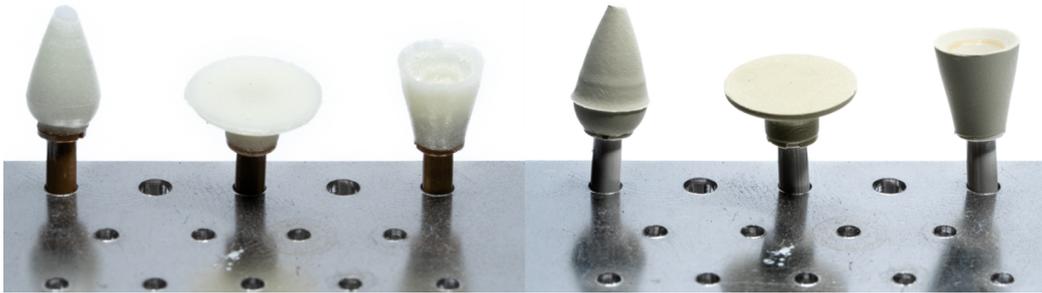


**Abb. 15:** Abbildung der Sof-Lex™ Spiralpolierer. Der linke Polierer ist für die Vorpolitur, der rechte für die Hochglanzpolitur.

Das Werkzeug wird mittels eines wiederverwendbaren Mandrells durch Friktion befestigt. Die optimale Drehzahl wird mit 15000 – 20000 U/min vorgegeben. Der Anpresskraft liegt optimal zwischen 0,3 – 0,6 N.

### 2.4.2 Enhance® & Enhance PoGo®

Enhance® und Enhance PoGo® ist das zweistufige Nachbearbeitungssystem der Firma Dentsply Sirona (Charlotte, NC, USA). Als Partikelträger dient ein UDMA Harz, welches entgegen der anderen Herstellersysteme auf einem Kunststoffschacht befestigt ist. Die Abrasivpartikel bestehen aus Aluminium- und Siliziumoxid Partikeln bei dem Vorpolierwerkzeug. Das Hauptpoliturwerkzeug ist mit Diamant- und Siliziumoxidpartikeln versehen. Die Partikeldimension geht aus vorliegenden Dokumentationen nicht hervor. Es werden drei verschiedene Instrumentenformen angeboten: Kelch, Scheibe und Spitze (Abb. 16).



**Abb. 16:** Abbildung der Enhance® & Enhance PoGo® Polierer. Die Polierer (Enhance®) im linken Bild dienen der Vorpolitur, die im rechten Bild (Enhance PoGo®) der Hochglanzpolitur.

Die Verwendung sollte in einem Drehzahlbereich zwischen 10000 – 15000 U/min mit einem Maximum von 20000 U/min liegen, um eine Unwucht-bedingte Fraktur des Schaftes und eine übersteigende Reibungswärmeentwicklung zu verhindern. Eine nähere Eingrenzung bezüglich des maximal anzuwendenden Anpressdrucks wird herstellerseitig nicht gegeben. Es wird lediglich darauf hingewiesen eine mittlere, alternierende Anpresskraft zu verwenden.

#### 2.4.3 OptraGloss®

Die Firma Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) bietet mit OptraGloss® ebenfalls ein zweistufiges System von Polierern an, welche auf herstellereigene Komposite abgestimmt sein sollen (Abb. 17). Entgegen der konkurrierenden Sortimente verspricht der Hersteller, dass bei ausreichender Vorbehandlung auch eine einstufige Bearbeitung nur durch den Hochglanzpolierer möglich sei, um ein maximales Ergebnis zu erzielen. Die beigemengten Abrasivpartikel bestehen aus Diamant und Titandioxid, eingebettet in eine Elastomer-matrix aus Polyharnstoff, welche auf einen metallischen Werkzeugschaft befestigt sind. Eine nähere Definition der Partikelgröße und Zusammensetzung ist nicht beschrieben.



**Abb. 17:** Abbildung der OptraGloss® Polierer. Die Polierer im linken Bild dienen der Vorpolitur, die im rechten Bild der Hochglanzpolitur.

Vergleichbar mit anderen Herstellern werden ebenfalls sog. Kelche, Spitzen und Linsen (ähnlich Scheiben) angeboten. Die Rotationsgeschwindigkeit wird mit maximal 10000 U/min vorgeschrieben. Die aufzuwendende Kraft wird auf eine mittlere Anpresskraft eingegrenzt. Näheren Angaben sind in der Bedienungsanweisung nicht gegeben.

#### 2.4.4 GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™

Das zweistufige Polierersortiment GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ (KaVo Kerr, Brea, CA, USA) beruht auf einer Silikongummi-Polyamid-Matrix, welche Diamant-, Siliziumoxid-, Aluminiumoxid- und Siliziumkarbid-Partikel enthalten. Weitere Spezifikationen bezüglich Größe und Zusammensetzung werden herstellerseitig nicht bekanntgegeben. Der Poliermittelverbund ist auf einem Metallschaft fixiert (Abb. 18).



**Abb. 18:** Abbildung der GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ Polierer. Die Polierer (GlossPLUS™) im linken Bild dienen der Vorpolitur, die im rechten Bild (HiLusterPLUS™) der Hochglanzpolitur.

Ebenfalls stehen hier die drei Formen Kelch, Spitze und Scheibe zur Verfügung. Für eine sachgemäßen Anwendung ist eine maximale Drehzahl von 10000 U/min vorgeschrieben. Über eine empfohlene Kraftanwendung während der Verwendung werden keine Angaben gemacht.

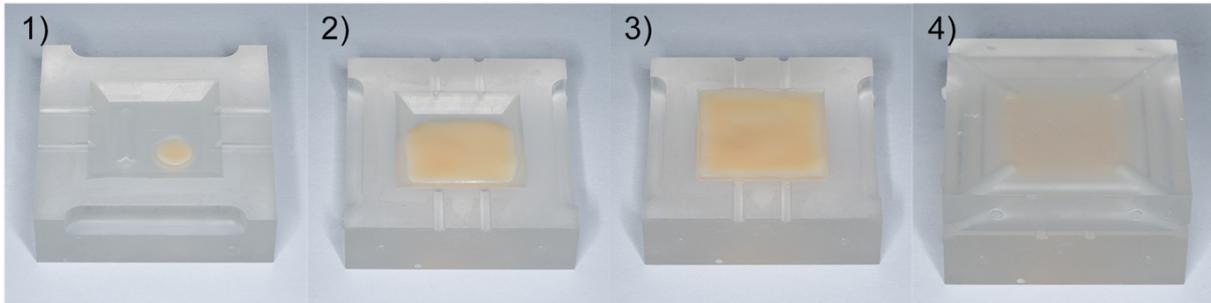
## 2.5 Prüfkörperbearbeitung

### 2.5.1 Herstellung und Vorbehandlung der Prüfkörper

Zur Herstellung der Prüfkörper wurde das zu verarbeitende Material manuell in die zuvor beschriebene Hohlform unter Zuhilfenahme zahnärztlicher Instrumente eingebracht und anschließend mit einer dentalen Polymerisationslampe vom Typ Bluephase<sup>®</sup> Style der Fa. Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) polymerisiert. Zum Verhindern einer ungewollten Polymerisation während der Verarbeitungszeit, wurde der Verarbeitungsraum abgedunkelt. Vor Beginn der Herstellungsphase und nach jeweils 10 hergestellten Objekten wurde mittels eines Bluephase Meter II Radiometer (Fa. Ivoclar Vivadent Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sichergestellt, dass eine ausreichende Lichtintensität von  $I \geq 1000 \text{ mW/cm}^2$  bei einem Wellenlängenspektrum von  $\lambda = 380 - 550 \text{ nm}$  aus dem Austrittsfenster der LED-Polymerisationslampe gewährleistet ist. Nach jeder Herstellung wurde die Hohlform optisch auf Verschmutzungen überprüft und mit Isopropylalkohol (99 Vol.%) gereinigt, um ggf. vorliegende Rückstände zu entfernen. Zur Vermeidung von Lufteinschlüssen wurde die Befüllung schrittweise durchgeführt.

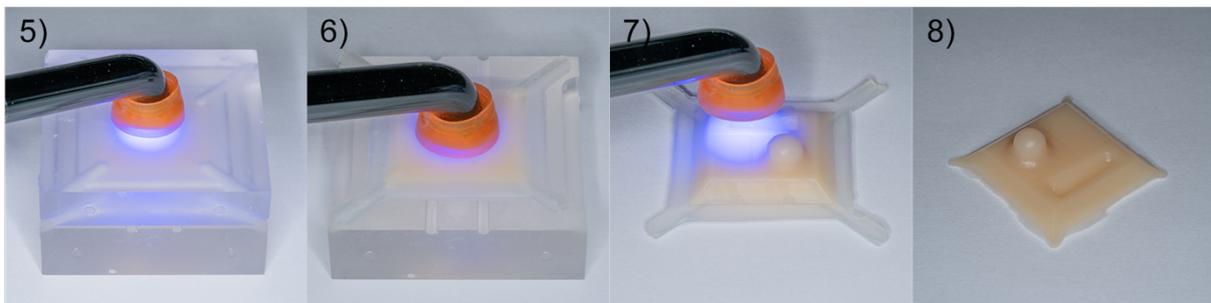
Begonnen wurde mit dem Einbringen in den Bereich der tiefsten Mulde, gefolgt von dem Bereich der Fissuren und der Referenzebene. Nach dem Auffüllen des Hohlraums erfolgte

der Verschluss der Form mit Konterform und Silikonfell. In Abb. 19 ist die beschriebene Prozesskette wiedergegeben.



**Abb. 19:** Prozessablauf zur Einbringung des Komposit in die Hohlform. Im linken Bild (1) wird der Höcker befüllt. In der Ansicht (2) folgt der Materialauftrag des Reliefs. Im Bild (3) wird das verbleibende Material zur Formung eines Trägersockels verwendet. Der Abschnitt (4) zeigt die befüllte und zusammengefügte Herstellungform

Die initiale Polymerisation fand bei vollständig verschlossener Hohlform beidseits statt. Anschließend wurden zunächst die Formbasis (Abb. 20 Schritt 6) unter zurücklassen des Silikonfells gefolgt von der Formmatrizenseite in Schritt 7 (Abb. 20) bestrahlt.



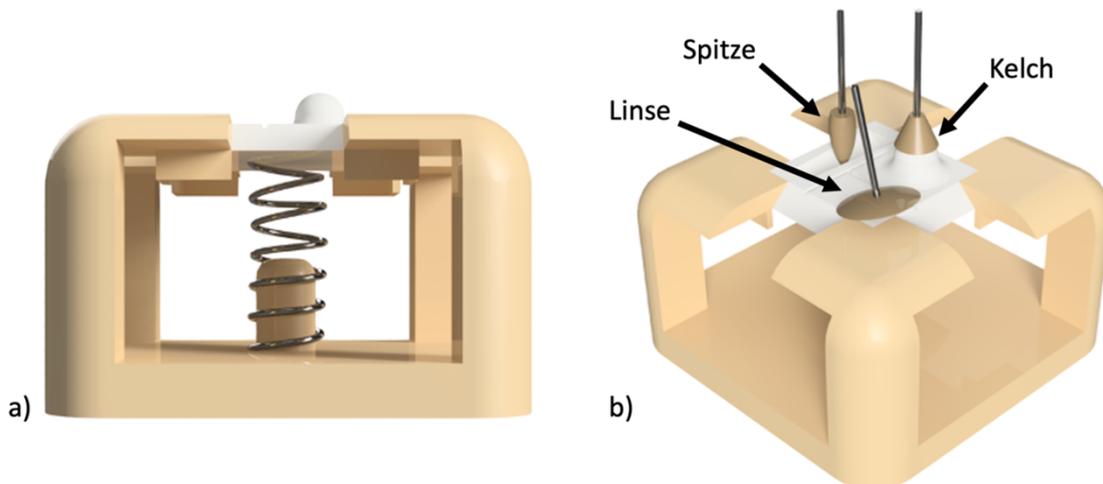
**Abb. 20:** Darstellung zum Ablauf der Polymerisationsschritte während der Herstellung. Im linken Bild (5) erfolgt die initiale Polymerisation der Basis durch die gesamte PMMA-Hohlform mit Silikonfell. Bild (6) zeigt die Härtung der Basis durch das Silikonfell. Ebenso wird das Relief, in Bild (7) zusehen, gehärtet. Im rechten Bild (8) ist der fertig polymerisierte Prüfkörper zu sehen.

Nach vollständiger Durchhärtung erfolgte die Entformung mit anschließender Entfernung von Materialüberständen an der Basis. Hierzu wurden mithilfe eines Karborund-impregnierten Schleifpapiers der Körnung #180 Mesh die Pressnasen an der Objektbasis abgeschmirgelt. In einem 99 Vol.% Isopropanollösungsbad erfolgte abschließend die Reinigung im Ultraschallbad, um Schleif- und anhaftende Monomer-Reste (Inhibitionsschicht)

zu entfernen. Die Ultraschallbehandlung erfolgte in Sammelbädern mit je vier Prüfkörpern des gleichen Materials für vier Minuten in separierten Behältnissen. Nach jeder Behandlung der Gruppen fand ein Austausch des Reinigungsmediums statt. Zuletzt erfolgte eine Nummerierung der Prüfkörper, um eine Verwechslung bei der Prozessierung auszuschließen.

### 2.5.2 Automatisierte Politur

Die Befestigung der Prüfkörper während der Politur erfolgte mittels einer Federpositionierkonstruktion, um eine reproduzierbare XY-Position zu gewährleisten, die zugleich einen konstanten Anpressdruck ermöglicht (Abb. 21).

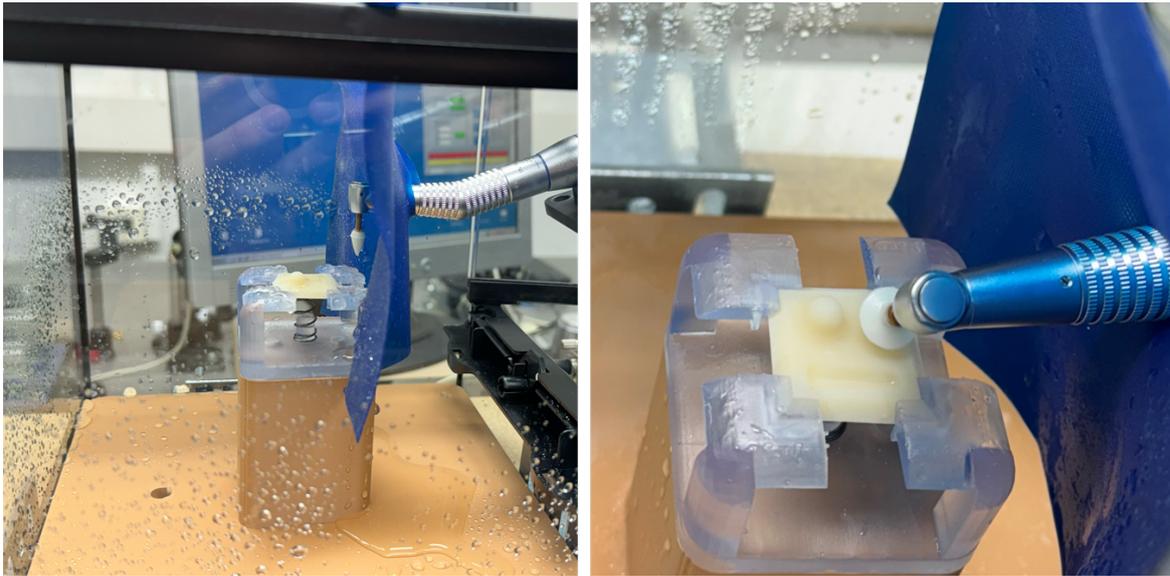


**Abb. 21:** Visualisierung der Federpositionierkonstruktion (a) und der Werkzeuganwendung (b). Die Feder wird an einem zylindrischen Haltesteg befestigt. Die Halterbasis ist mit zwei Bohrungen versehen um die Befestigung auf der Haltesäule zu ermöglichen. Um die pyramidale Zentriervorrichtung des Halters sind Haltestege konstruiert, die einem Verrücken des Prüfkörpers verhindern. In der Ansicht (b) sind die Anwendungen mit den unterschiedlichen Prüfkörpern wiedergegeben.

Die Federkonstante der verwendeten Feder lag bei  $D = 1,961 \text{ N/mm}$  und wurde mittels Prüfzertifikat validiert (Typ MS24585-235, LeeSpring, Lüdenscheid, Deutschland). Die Höhendimension wurde so gewählt, dass die Druckfeder bei zusammengefüger Konstruktion in ihrer freien Länge  $L_{\text{frei}} = 20,57 \text{ mm}$  ausgedehnt ist, sprich in Ruhe liegt. Nach jedem erfolgten Politurschritt fand mit dem Probenwechsel ein Poliererwechsel auf ein unbenutztes Instrument statt.

Die räumliche Bewegung des zahnärztlichen Winkelstückes wurde mithilfe einer individuellen XYZ-Verschiebetischkonstruktion realisiert (Abb. 22). Die Vorrichtung besteht aus drei Linearschrittmotoren des Typs VT-80 (PI miCos GmbH, Eschbach, Deutschland). Damit ließ sich das Winkelstück punktgenau in allen drei Raumrichtungen positionieren. Für den Bereich der Fissur wurden spitzenförmige Polierer verwendet, für den Höcker Kelche und für die Glattfläche die linsenförmigen Werkzeuge. Die Fissur des Prüfkörpers wurde in Translationsbewegung unter ständiger Positionsänderung des Winkelstücks räumlich poliert. Ebenso erfolgte die Bearbeitung der Glattfläche mit einem konstanten Winkel, der eine ausreichende Auflagefläche ermöglichte. Bedingt durch den Versuchsaufbau, war es nicht möglich, das Winkelstück um seine eigene Achse zu drehen. Daher wurde der Höcker unter einem stationären Winkel poliert. Abhängig von der variablen Dimensionierung der Polierkörper, die herstellerindividuell ist, wurde innerhalb einer Gruppe die Winkeleinstellung angepasst.

Da für eine optimale und fachgerechte Politur unter Pulpa-schonenden Aspekten eine konstante Kühlung erforderlich ist (Nasoochi et al., 2017; Stewart et al., 1991), wird die interne Wasserführung des verwendeten Mikromotorsystems Viva Mate G5 der Fa. Nakanishi Inc. kurz NSK (Präfektur Tochigi, Japan) in Verbindung mit einem zahnärztlichen blauen Winkelstück Intramatic Lux 2 20 LN (Übersetzung 1:1) der Fa. KaVo Dental GmbH (Biberbach an der Riß, Deutschland) genutzt, um mit einer Peristaltikpumpe einen konstanten Kühlwasserstrom von 50 ml/min sicherzustellen. Eine ausreichende Durchflussrate wurde im Vorhinein mit einem geeichten Messgefäß überprüft. Ein umgebender Glaskasten verhinderte das unerwünschte austreten von Kühlmittel und fixierte zugleich den Halteraufbau gegen unbeabsichtigtes Verrutschen gegenüber der Poliervorrichtung.



**Abb. 22:** Darstellung des Versuchsaufbaus. Zu sehen ist der Versuchsaufbau in der Übersicht (links) und die Politur der Glattfläche mit einem linsenförmigen Werkzeug (rechts).

Die Steuerungssoftware der Schrittmotoren wurde zu Beginn eines Versuchstages mit eingesetztem Instrumentarium kalibriert. Dies geschah indem die Halterkonstruktion angefahren wurde bis diese drucklos kontaktierte. Anschließend wurde unter Berücksichtigung der gegebenen Federkonstante eine Kraftausübung durch Federkontraktion erzeugt, welche sich in Relation zum Maß der Absenkung berechnen lässt. Eine Kompression um beispielsweise 1 mm erzeugt eine resultierende Kraft von max. 2 N. Analog dazu wurde aufgrund der morphologischen Differenz der Sof-Lex™ Spiralräder auf ein Anpressen verzichtet und stattdessen eine ca. 50 % Kompression des Rades während der Bearbeitung erzeugt. In Tabelle 5 sind die angewendeten Parameter während der Bearbeitung ersichtlich.

**Tab. 5:** Liste der verwendeten Parameter während der Politur. Die Bearbeitungszeit betrug 30 s.

Politursystem	Umdrehungszahl [U/min]	Anpressdruck [N]	Vorschub [mm/s]	Iterationen [n] und Kantenlänge [mm]
Sof-Lex™	15000	n.b. (ca. 0,5)	3	Fissur: 6 (8) Planeben: 5 (10) Höcker: 5 (10)
Enhance® & Enhance PoGo®	15000	2	3	Fissur: 6 (8) Planeben: 5 (10) Höcker: 0 (0)
OptraGloss®	10000	2	3	Fissur: 6 (8) Planeben: 5 (10) Höcker: 0 (0)
GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™	10000	2	3	Fissur: 6 (8) Planeben: 5 (10) Höcker: 0 (0)

Nach Abschluss der Bearbeitung wurde verbliebenes Kühlwasser mit destilliertem Wasser abgespült, die Probe trocken geblasen und der Prüfkörper anschließend staubgeschützt aufbewahrt.

## 2.6 Messmethoden

Alle Prüfkörper wurden nach abgeschlossener Verwendung der beiden Polierschritte ausgewertet. Die Nullreferenz befindet sich auf unbearbeiteten Arealen der jeweiligen Prüfkörper. Auf eine Nullreferenzvermessung in dem Hauptversuch wurde aus ökonomischen Aspekten verzichtet.

### 2.6.1 Vorversuchsvermessung

Die Auswertung der Oberflächenmessungen durch das MicroSpy® Profilometer erfolgte in der FRT Mark III Software in der Version V3.12.4. Die Verarbeitung der konfokalmikroskopischen Messwerte wurde in der Open Source Softwarebibliothek Fiji (Schindelin et al., 2012) in der Version 2.3.0, mittels der Module „SurfCharJ“ in Version 1c (Chinga et al., 2007) und „Extended Depth of Field“ (Forster et al., 2004) in der Version 17.05.2021, durchgeführt.

### 2.6.2 Rasterkraftmikroskopische Vermessung

Feinstpartikel Nanofüllerkomposite haben dank moderner Verfahrenstechniken die Möglichkeit eröffnet, ein handhabbares Material mit vertretbarer Schrumpfrate und gleichzeitig besten Nachbearbeitungsmöglichkeiten im Sinne einer Politur zu realisieren. Jedoch sind die enthaltenen anorganischen Füllpartikel so klein, dass für eine nichtdestruktive quantitative Vermessung Messapparaturen notwendig sind, welche Strukturen abtasten können, deren Größe kleiner als die Wellenlänge sichtbaren Lichts ist. Eine hierfür geeignete Methode ist die Rasterkraftmikroskopie (RKM). Um eine Veränderung der Oberfläche auszuschließen, fand die Vermessung in einem oszillierenden Messmodus, sog. tapping mode statt. Zum Einsatz kam ein RKM vom Typ NanoWizard 3 Ultra der Firma JPK (Berlin, Deutschland). Die Dimensionen der Abtastspitze betragen im Radius  $r$  maximal 10 nm und eine Höhe  $h$  zwischen 14 nm - 16 nm. Die Oszillationsfrequenz  $f$  betrug 200 kHz - 400 kHz.

Bauartbedingt ist eine Erfassung der Oberflächenparameter im Bereich des Höcker- und Fissurenareals nicht möglich. Die Vermessung dient der Gewinnung von Referenzwerten, welche gegen die Messwerte lichtgestützter Verfahren gestellt werden sollen. Auf den Glattflächen der 160 Prüfkörper wurden 320 Messstellen in einer Abmessung von  $30\ \mu\text{m} \times 30\ \mu\text{m}$  erhoben.

### 2.6.3 Laserscanningmikroskopische Vermessung

Zur Analyse der räumlich schwierig zu erreichenden Bereiche wurde auf ein berührungsloses Verfahren, die Laserscanning-Mikroskopie, zurückgegriffen. Zum Einsatz kam ein Aufbau der Modellreihe VK-X3000 der Firma Keyence (Ōsaka, Präfektur Ōsaka, Japan).

Da eine maximale Fokusdistanz von 0,35 mm (Objektiv 50x, APO) erforderlich ist, war aufgrund der Flankensteilheit eine Vermessung der Fissur ohne Manipulation der Prüfkörper nicht möglich. Somit wurden lediglich die Glattfläche und die Höckerstruktur vermessen. Die Glattflächenvermessung erfolgte in einem vordefinierten Bereich, um eine Vergleichbarkeit zwischen den Ergebnissen des RKM und des LSM zu ermöglichen. Zur

Gewährleistung einer möglichst planen Referenzebene der polierten Flächen an der Höckerstruktur, fand die optische Abtastung unter Zuhilfenahme einer Halterkonstruktion statt, welche den Prüfkörper in einem  $35^\circ$  Winkel zu der Tischebene anstellt (Abb. 23).



**Abb. 23:** Darstellung des Probenhalters. 3D gedruckt aus elastischem Resin. Durch den Anstellwinkel ( $35^\circ$ ) wurde die LSM-Vermessung des Höckers ermöglicht.

## 2.7 Beurteilung von Oberflächenrauheit

Eine Vielzahl an qualitativen und quantitativen Parametern hat sich in der Vergangenheit für die Analyse der Oberflächenbeschaffenheit etabliert. Durch den technischen Fortschritt der letzten Jahre finden zunehmend optisch-basierte Verfahren Anwendung, da diese eine nicht destruktive Abtastung ermöglichen und Ungenauigkeiten durch eine zweidimensionale Messstrecke minimieren. Etabliert hat sich in der Literatur der Mittenrauhwert  $R_a$  in der Maßeinheit  $\mu\text{m}$ .

Da moderne Hochleistungskomposite aus Mikro- und Makrofüllkörpern aufgebaut sind, die sich in ihrer dimensional Größe massiv unterscheiden (wenige nm bis  $10\ \mu\text{m}$ ), ist eine besondere Abtastgenauigkeit über einen vergleichsweise großen Messbereich notwendig. Hinzu kommt die Problematik der Transluzenz, welche in Kombination mit Glanzeigenschaften zu Interferenzen führt. Die Transluzenz beschreibt ein physikalisches Phänomen der Lichtdurchlässigkeit, bei dem ein Teil des einfallenden Lichts das bestrahlte Medium unter Energieabgabe passiert. Dieser Effekt ist aus ästhetischen Gründen zur

Imitation von Zahnschmelz gewünscht. Hierzu werden pyrogene Glaspartikel ( $\text{SiO}_2$ ) der organischen Matrix zugefügt.

### 2.7.1 Mittenrauhwert $R_a$

Der Mittenrauhwert  $R_a$  (ISO 4287/1-1997) gibt das arithmetische Mittel der Abweichungen von der Mittelebene wieder. Als linearer Messparameter spiegelt dieser eine lokale Profildifferenz wieder, die abhängig von dem Betrachtungswinkel variieren kann.

$$R_a = \frac{1}{Lr} \int_0^{Lr} |z(x)| dx \quad (1)$$

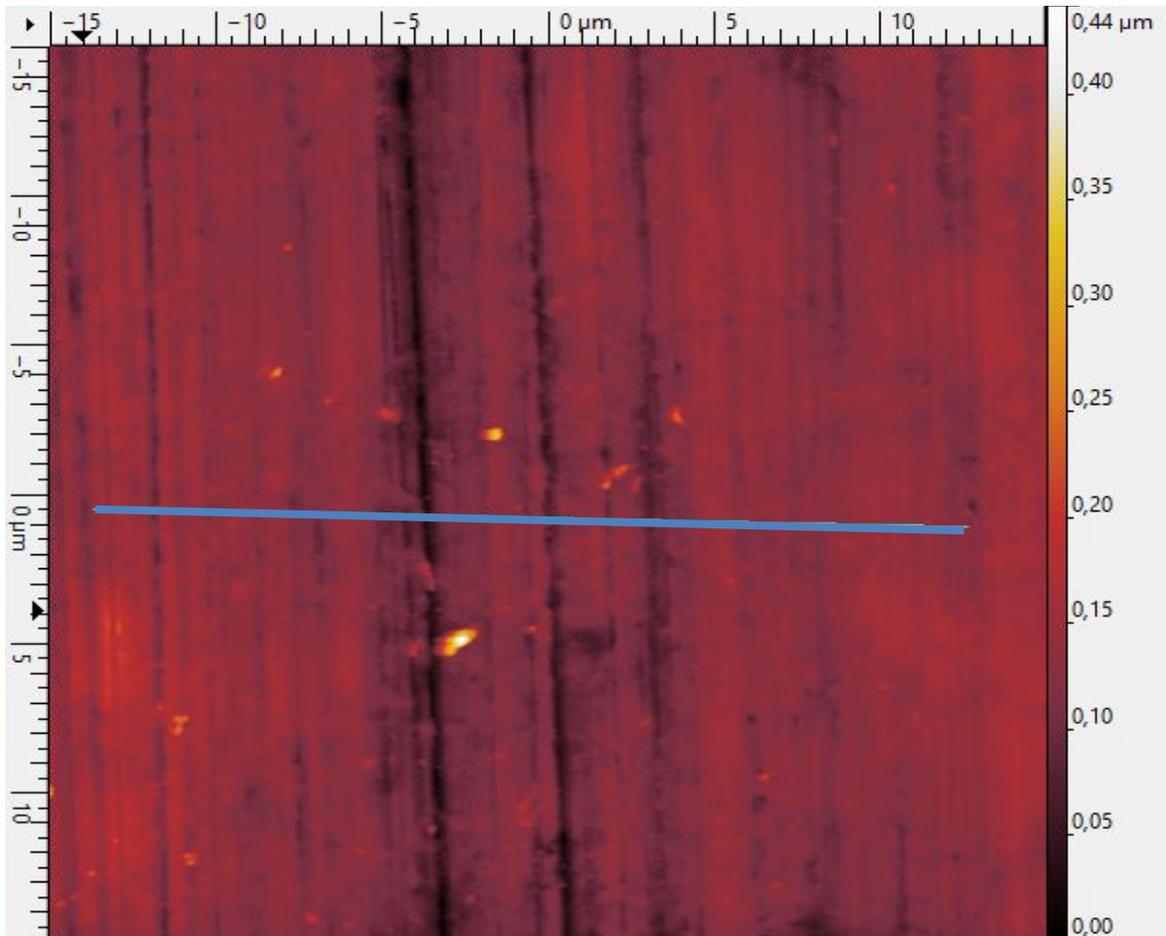
**Abb. 24:** Formel zur Errechnung der Mittenrauheit  $R_a$ .  $Lr$  entspricht der Messstrecke entlang der Messachse. Der Wert  $z$  gibt die Abweichung von der Mittelebene an.

Da die Oberflächenbearbeitung mittels axialer Rotation stattfand, ergibt sich je nach Angulation des Werkzeugs ein Politurmuster mit Riefen (Abb. 6), zu dem in einem rechten Winkel der Maximalwert bestimmt wurde.

### 2.7.2 Bestimmung von $R_a$ in Gwyddion

Die Auswertung der 3 Datensätze (1x RKM der Glattfläche, 2x LSM [1x Glattfläche, 1x Höcker]) erfolgte mithilfe der Open-Source Software Gwyddion (Nečas und Klapetek, 2012) in der Version 2.66 für Microsoft Windows (Redmond, WA, USA). Insgesamt entstanden 640 Messfelder aus welchen 960 Einzelmesswerte erhoben wurden. Aus den Messfeldern ( $n=320$ ) des Rasterkraftmikroskops wurde nach Nivellierung, durch Subtraktion einer Referenzebene, manuell der Mittenrauhwert  $R_a$  (nach ISO 4287-1997, Gwyddion Dokumentation) mittels des in der Software integrierten Analysewerkzeugs als linearer Parameter bestimmt. In Abbildung 25 ist die Softwaredarstellung eines exemplarischen nivellierten Messfeldes zu sehen. Aus den jeweils 2 Ergebnissen von 2 Feldern wurde der Mittelwert gebildet.

Oberflächenanalytisch analog zu der Auswertung der RKM-Ergebnisse wurde für die LSM Glatfläche eine Nivellierung mittels Subtraktionsebene angewendet. In dem aufgenommenen Messfeld erfolgt eine doppelte Vermessung und Mittelung der Resultate.



**Abb. 25:** Bildschirmaufnahme der  $R_a$ -Bestimmung in Gwyddion. Die Skalierung ist in  $\mu\text{m}$  angegeben. Die Messwertgröße wird entlang der eingezeichneten Linie bestimmt. Die Ansicht ist Ebenen-korrigiert.

Die Vermessung der Höckerfläche des LSM Datensatzes bedurfte einer Ebenen-Korrektur aufgrund morphologischer Gegebenheit der Flächenkrümmung. Eine polynomielle Korrektur mit einem maximalen Grad von 4 in vertikaler und horizontaler Ausdehnung wurde gewählt, um den Kreisradius und die Steigung zu kompensieren. Aus 2 unabhängigen Messstellen wurde anschließend der Mittelwert gebildet.

## 2.8 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse erfolgte mit der Software GraphPad Prism der Firma GraphPad Software Inc. (Boston, MA, USA) in der Version 10.3 für Microsoft Windows (Redmond, WA, USA).

### 2.8.1 Vorgehen der statistischen Analyse

Zunächst wurden alle erhobenen Messwerte nach ihren Untergruppen aufgeteilt und die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen deskriptiv berechnet. Mittels eines QQ - Diagramms wurden die Verteilungsvoraussetzungen für ein parametrisches Testverfahren visuell bestimmt. Auf Grund der Annahme einer Normalverteilung aller vorliegenden Datensätze, wurde anschließend eine zweifaktorielle Varianzanalyse (two-way ANOVA), gefolgt von einem post-hoc Test nach *Tukey* (Tukey's multiple comparison with single pooled variance) durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt. Die in den Abbildungen 27 - 32 gezeigten Boxplots enthalten den Median, Minimum/Maximum (Whiskers) und den 25 - 75 % Interquartilsabstand.

### 3. Ergebnisse

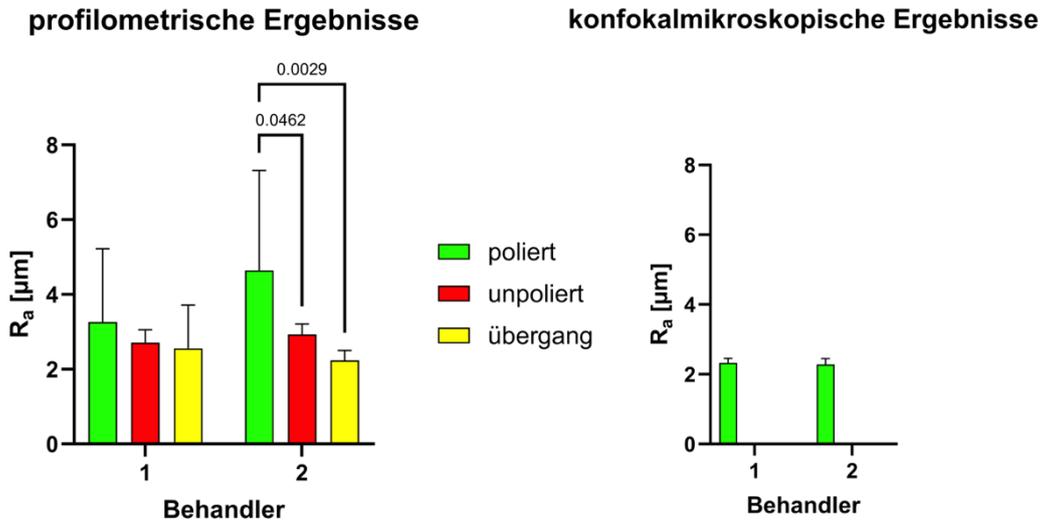
#### 3.1 Vorversuch

##### 3.1.1 Behandlerabhängige Politur

In den Tabellen 6 & 7 sind die errechneten Mittenrauhwerte  $R_a$  (mit Standardabweichung) der jeweils neun Testfelder in polierte, übergehende und unbearbeitete Fläche unterteilt aufgeführt. Bei Betrachtung der kaltlichtprofilometrischen Messwerte zeigte sich der geringste Wert bei Behandler 1 mit  $2,56 \mu\text{m}$  gemittelt in den Bereichen des Übergangs von polierter zu unpolierter Fläche. Ein ähnliches Ergebnis ergab die gemittelte Analyse des zweiten Behandlers mit  $2,236 \mu\text{m}$ . Die Mittelwerte der unpolierten Flächen zeigten sich bei Behandler 1 mit  $2,71 \mu\text{m}$  im Vergleich zu Behandler 2 mit  $2,927 \mu\text{m}$  glatter. Den größten  $R_a$  Wert zeigte sowohl bei dem ersten Behandler mit  $3,264 \mu\text{m}$  und dem zweiten mit  $4,64 \mu\text{m}$  die polierten Flächen gemittelt. Vergleichsweise ergibt die Auswertung der konfokal bestimmten Kenngrößen ein niedrigeres Ergebnis mit  $2,327 \mu\text{m}$  für die Glanzfläche des Prüfkörpers des ersten Behandlers und  $2,283 \mu\text{m}$  für den des zweiten Behandlers. Aus den bearbeiteten und unbearbeiteten Segmenten zeigt sich keine signifikante Unterscheidung jeweils zwischen den Behandlern und vor oder nach der Prozessierung (Abb. 26).

**Tab. 6:** Ergebnisse der Rauheitswerte aus dem Vorversuch. Die Messwerte sind in  $\mu\text{m}$  angegeben. Der Mittelwert und die Standardabweichung sind auf die 2. Nachkommastellen gerundet. Pro Behandler\*in wurden 9 Felder pro Prüfkörper untersucht ( $n = 18$ ).

	kaltlichtprofilometrisch		konfokalmikroskopisch	
	Behandler*in 1	Behandler*in 2	Behandler*in 1	Behandler*in 2
Poliert	3,26 ( $\pm 1,85$ )	4,64 ( $\pm 1,92$ )	2,33 ( $\pm 0,12$ )	2,28 ( $\pm 0,14$ )
Übergang	2,56 ( $\pm 1,1$ )	2,24 ( $\pm 0,26$ )	n.b.	n.b.
Unpoliert	2,71 ( $\pm 0,33$ )	2,93 ( $\pm 2,01$ )	n.b.	n.b.



**Abb. 26:** Boxplots der profilometrischen und konfokalmikroskopischen Auswertung des Vorversuchs. Dargestellt sind die Mittelwerte mit Standardabweichung sowie die Signifikanz nach zweifaktorieller Varianzanalyse mit anschließenden multiplen Tests unter Šidák Korrektur. Bei den profilometrischen Auswertungen wurden je Prüfkörper und Gruppe neun Messstellen erhoben und gemittelt ( $n = 54$ ), bei den konfokalmikroskopischen jeweils eine Messstelle ( $n = 18$ ).

### 3.2 Hauptversuch

Für einen direkten Vergleich wurden sowohl die RKM- als auch die LSM-Resultate in tabellarischer Form wiedergegeben (Tab. 5 - 7). Eine Farbkodierung dient dazu die unterschiedlichen Hersteller zu differenzieren.

3M ESPE™ (Seefeld, Deutschland)

Dentsply Sirona (Charlotte, NC, USA)

Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein)

KaVo Kerr (Brea, CA, USA)

Die in den Tabellen 7 - 9 Grün hinterlegte Ergebniszellen stellen den niedrigsten  $R_a$  Wert dar, die Rot hinterlegten den höchsten und die Grau hinterlegten den niedrigsten im Vergleich der Herstellersysteme, sofern diese nicht bereits der niedrigste Wert sind.

### 3.2.1 Rasterkraftmikroskopische Ergebnisse der Glattfläche

Für Rauigkeit aus Filtek™ Supreme XTE und Enhance® & Enhance PoGo® mit einem  $R_a$  von 5,9 nm das Beste Ergebnis. Die größte Mittenrauheit erzeugte das Politorsystem OptraGloss® auf dem Komposit Herculite® XRV Ultra™ mit einem Wert von 17,4 nm. Gruppenweise betrachtet erzeugte das Sof-Lex™ System das glatteste Resultat auf Filtek™ Supreme XTE ( $R_a = 8,4$  nm) und das raueste auf Ceram.x Spectra™ ( $R_a = 14,6$  nm). Enhance® & Enhance PoGo® schnitt mit Ceram.x Spectra™ in der Politorsystemgruppe am schlechtesten ab ( $R_a = 14,8$  nm). Das Politorsystem OptraGloss® zeigte den niedrigsten Wert in Kombination mit Filtek™ Supreme XTE ( $R_a = 9$  nm), mit einem Mittenrauwert  $R_a$  von 17,4 nm in Kombination mit Herculite® XRV Ultra™ den größten. Die Polierer des Systems GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ erzeugten auf Proben aus Filtek™ Supreme XTE die niedrigste Rauheit mit 5,9 nm und die größte auf Ceram.x Spectra™ mit 9 nm. Tabelle 7 zeigt nach farblicher Herstellerkodierung die Ergebnisse mit Standardabweichung.

**Tab. 7:** Gemittelte Rauigkeitswerte  $R_a$  der RKM Analyse der Glattflächen. Die Messwerte sind in nm angegeben. Die Standardabweichung ist auf die 1. Nachkommastellen gerundet. Die Farbkodierung bezieht sich auf die Herstellersysteme und die besten (grün), schlechtesten (rot) und herstellerinternen besten Ergebnisse (grau). Es wurden pro Prüfkörper zwei Messfelder mit je einer Messstelle erhoben und gemittelt ( $n = 320$ ).

Komp. Polierer	Filtek™ Supreme XTE	Ceram.x Spectra™	Tetric® Prime	Herculite® XRV Ultra™
Sof-Lex™	8,4 ( $\pm 0,2$ )	14,6 ( $\pm 1,2$ )	12,8 ( $\pm 0,7$ )	13,7 ( $\pm 1,5$ )
Enhance® & Enhance PoGo®	5,9 ( $\pm 0,8$ )	14,8 ( $\pm 1,2$ )	12,2 ( $\pm 0,9$ )	12,5 ( $\pm 0,8$ )
OptraGloss®	9 ( $\pm 5,4$ )	14,1 ( $\pm 4,8$ )	16,2 ( $\pm 5,4$ )	17,4 ( $\pm 3,7$ )
GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™	7,7 ( $\pm 0,5$ )	9 ( $\pm 2,8$ )	8,2 ( $\pm 3$ )	7 ( $\pm 1,3$ )

Die zweiwege ANOVA der rasterkraftmikroskopischen Ergebnisse mit einem Alphaniveau von 0,05 ergab einen p-Wert  $< 0,0001$  sowohl für die Kompositkomponente als auch für

die Politursystemkomponente, was auf eine Signifikanz hindeutet. Die Variation durch Interaktion liegt bei  $p = 0,0007$ . Die Prozentzahl der totalen Variation liegt in Bezug auf die Interaktion bei 8,089 %, in Bezug auf das Komposit bei 26,24 % und bezüglich des Politursystems bei 28,11 %.

### 3.2.2 Laserscanningmikroskopische Ergebnisse der Glattfläche

Aus der LSM-Vermessung ergaben sich für die Glattfläche gemittelt folgende Werte. In Gänze wurde das beste Resultat in der Verbindung Sof-Lex™ System mit Filtek™ Supreme XTE mit einem Wert von 14,5 nm ermittelt. Nach erfolgter Bearbeitung zeigte sich das am wenigsten zufriedenstellende Ergebnis mit einem  $R_a$  von 67,1 nm aus der Kombination OptraGloss® mit Herculite® XRV Ultra™. Aus allen mit dem Sof-Lex™ System polierten Prüfkörpern resultierte die glatteste Oberfläche bei Filtek™ Supreme XTE ( $R_a = 14,5$  nm) und die raueste bei Ceram.x Spectra™ ( $R_a = 27,5$  nm). Enhance® & Enhance PoGo® erzeugten auf Filtek™ Supreme XTE mit einer Mittenrauheit  $R_a$  von 15,4 nm als niedrigsten Wert, wohingegen der größte Wert mit 32,2 nm auf Herculite® XRV Ultra™ gemessen wurde. Die Polierer der OptraGloss® Serie präsentierten den kleinsten gemittelten Wert in Kombination mit Filtek™ Supreme XTE ( $R_a = 26,4$  nm), den größten hingegen in Verbindung mit Herculite® XRV Ultra™ ( $R_a = 67,1$  nm). Zu guter Letzt ergab die Analyse der Politur mittels GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ den kleinsten Mittenrauwert  $R_a$  von 18,8 nm bei der Bearbeitung von Herculite® XRV Ultra™ und den größten von 35,6 nm auf Oberflächen aus Ceram.x Spectra™. In der Tabelle 8 sind die Ergebnisse der LSM-Vermessung, ebenfalls farblich codiert, aufgetragen.

**Tab. 8:** Ergebnisse der LSM-Analyse der Glattfläche. Die Messwerte sind in nm angegeben. Die Standardabweichung ist auf die 1. Nachkommastellen gerundet. Die Farbkodierung bezieht sich auf die Herstellersysteme und die besten (grün), schlechtesten (rot) und herstellerinternen besten Ergebnisse (grau). Es wurde pro Prüfkörper ein Messfeld mit zwei getrennten Messstellen erhoben und daraus der Mittelwert berechnet (n = 320).

Komp. Polierer	Filtek™ Supreme XTE	Ceram.x Spectra™	Tetric® Prime	Herculite® XRV Ultra™
Sof-Lex™	14,5 (±2,3)	27,5 (±6,5)	26,8 (±3,8)	26,8 (±3,4)
Enhance® & Enhance PoGo®	15,4 (±3,2)	31,2 (±4,9)	26,5 (±4,3)	32,2 (±3,3)
OptraGloss®	26,4 (±22,4)	29,6 (±7)	45,8 (±21)	67,1 (±26,8)
GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™	19,6 (±2,4)	35,6 (±16,1)	26,6 (±8,3)	18,8 (±5,3)

Mit einem Variationskoeffizienten von 24,86 % ( $p < 0,0001$ ) bezogen auf das Politursystem und 14,16 % ( $p < 0,0001$ ) bezogen auf das Komposit zeigt die zweiwege ANOVA ein signifikantes Ergebnis hinsichtlich beider Einzelfaktoren. Bei Betrachtung des Variationskoeffizienten bezüglich der Interaktion berechnet sich ein Prozentanteil der Gesamtvariation von 12,23 % ( $p = 0,0001$ ) und somit ebenfalls ein signifikantes Resultat.

### 3.2.3 Laserscanningmikroskopische Ergebnisse des Höckers

Bei der Auswertung der Höckerstruktur mittels laserscanningmikroskopischer Vermessung erzielte insgesamt die Kombination aus Herculite® XRV Ultra™ und Enhance® & Enhance PoGo® mit einem  $R_a$  von 18,4 nm das Beste Ergebnis. Die raueste Oberfläche nach der Bearbeitung des Höckers ergab sich aus der Paarung Ceram.x Spectra™ mit OptraGloss® ( $R_a = 108,6$  nm). Innerhalb der Herstellerkombinationen schnitt Herculite® XRV Ultra™ mit dem dazugehörigen GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ mit einem  $R_a$  von 28,8 nm ab. Bei der Bearbeitung mit dem Sof-Lex™ System wurde die glatteste Topografie in Kombination mit Filtek™ Supreme XTE ( $R_a = 48,6$  nm) und die raueste mit Tetric® Prime ( $R_a = 71,1$  nm). In der Gruppe Enhance® & Enhance PoGo® schnitt Herculite® XRV Ultra™ mit einem  $R_a$  Wert von gemittelt 18,4 nm am besten ab und zeigt sich als die beste

Kombination hinsichtlich der Politur des Höckers. In Verbindung mit Tetric® Prime wurde das schlechteste Ergebnis mit Enhance® & Enhance PoGo® erzeugt ( $R_a = 56,2$  nm). Aus der Gruppe der Prüfkörper die mit OptraGloss® bearbeitet wurden, wurde die geringste Mittenrauhtiefe in Kombination mit Herculite® XRV Ultra™ ( $R_a = 55,4$  nm) und die größte mit Ceram.x Spectra™ ( $R_a = 108,6$  nm) ermittelt. Das System GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ erzeugte den besten  $R_a$  Wert mit 28,8 nm in Verbindung mit Herculite® XRV Ultra™, welches ebenfalls von der Fa. KaVo Kerr (Brea, CA, USA) ist. Innerhalb dieser Gruppe scheint die Kombination mit Ceram.x Spectra™ die vergleichsweise schlechtesten Resultate zu erzeugen ( $R_a = 41,4$  nm). Tabelle 9 zeigt die Ergebnisse der LSM-Vermessung der Höckerstruktur mit farblicher Codierung der Hersteller und der besten und schlechtesten Ergebnisse.

**Tab. 9:** Ergebnisse der LSM-Analyse des Höckers. Die Messwerte sind in nm angegeben. Die Standardabweichung ist auf die 1. Nachkommastellen gerundet. Die Farbkodierung bezieht sich auf die Herstellersysteme und die besten (grün), schlechtesten (rot) und herstellerinternen besten Ergebnisse (grau). Es wurde pro Prüfkörper ein Messfeld mit zweigeteilten Messstellen erhoben und daraus der Mittelwert berechnet ( $n = 320$ ).

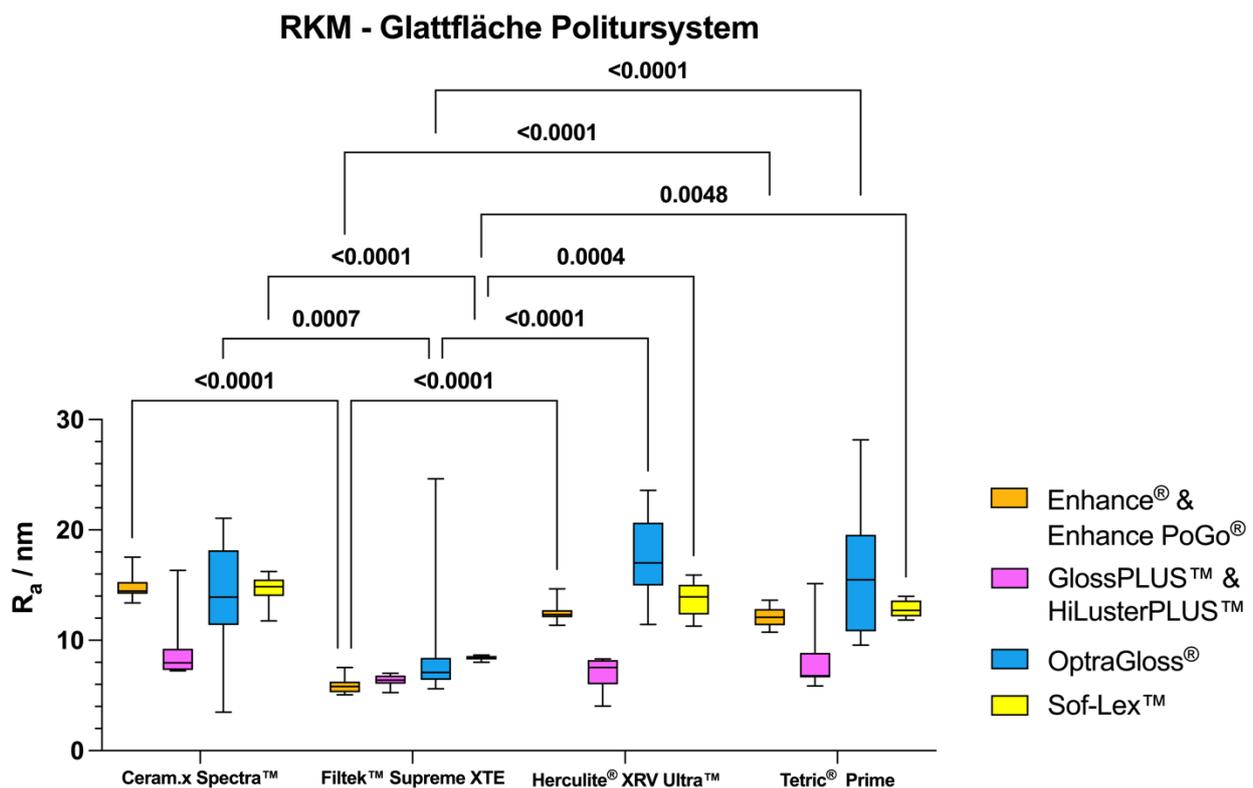
Komp. Polierer	Filtek™ Supreme XTE	Ceram.x Spectra™	Tetric® Prime	Herculite® XRV Ultra™
Sof-Lex™	48,6 ( $\pm 18,5$ )	67,2 ( $\pm 7,6$ )	71,1 ( $\pm 4$ )	55,1 ( $\pm 6,9$ )
Enhance® & Enhance PoGo®	30,1 ( $\pm 20,3$ )	34,2 ( $\pm 18,6$ )	56,2 ( $\pm 36,4$ )	18,4 ( $\pm 6,9$ )
OptraGloss®	66,6 ( $\pm 17,3$ )	108,6 ( $\pm 45,5$ )	65,5 ( $\pm 22,9$ )	55,4 ( $\pm 10,7$ )
GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™	35,4 ( $\pm 19,9$ )	41,4 ( $\pm 19,4$ )	31 ( $\pm 18,6$ )	28,8 ( $\pm 13,4$ )

### 3.2.4 Ergebnisse in Abhängigkeit zum Politorsystem

Zur Vergleichbarkeit der erzeugten Oberflächen wurden Box Plot Visualisierungen herangezogen. Auf der X-Achse sind gruppiert die Politorsysteme aufgetragen.

Zu beobachten ist mit einem Signifikanzniveau von  $p < 0,01$  bei dem Sof-Lex™ Politorsystem ein Unterschied zwischen Tetric® Prime und Filtek™ Supreme XTE ( $p = 0,0048$ ).

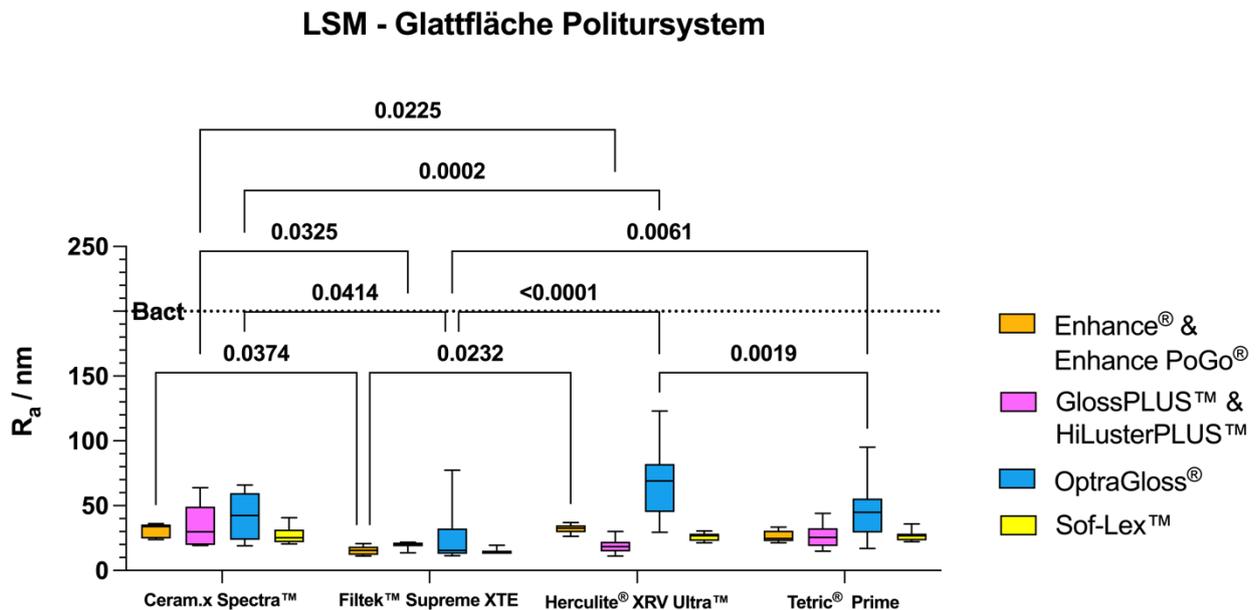
Mit einem Signifikanzniveau  $p$  unter 0,001 bei OptraGloss® zwischen Ceram.x Spectra™ und Filtek™ Supreme XTE ( $p = 0,0007$ ) und Sof-Lex™ System zwischen Filtek™ Supreme XTE und Herculite® XRV Ultra™ ( $p = 0,0004$ ). Ein Signifikanzniveau unter  $p < 0,0001$  zeigte bei Verwendung von Enhance® & Enhance PoGo®, Ceram.x Spectra™ und Filtek™ Supreme XTE ( $p < 0,0001$ ), Filtek™ Supreme XTE und Herculite® XRV Ultra™ ( $p < 0,0001$ ) und Filtek™ Supreme XTE und Tetric® Prime ( $p < 0,0001$ ). Im OptraGloss® System unterschied sich Filtek™ Supreme XTE und Tetric® Prime mit  $p < 0,0001$  sowie Filtek™ Supreme XTE und Herculite® XRV Ultra™ ( $p < 0,0001$ ). Das Sof-Lex™ System zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen Ceram.x Spectra™ und Filtek™ Supreme X ( $p < 0,0001$ ). Die mittels Boxplots visualisierten Ergebnisse sind in Abbildung 27 ersichtlich.



**Abb. 27:** Boxplot der RKM-Auswertung der Glattfläche nach Politursystem.  $R_a$  bezieht sich auf die Mittenrauheit. Über den Klammern befinden sich ausschließlich signifikante Ergebnisse aus dem Tukey post-hoc Test mit  $p < 0,05$ .

Bei der Auswertung der Glattfläche mittels des LSM (Abb. 28) zeigt sich in der Gruppe von Enhance® & Enhance PoGo® ein Unterschied mit einem Signifikanzniveau von

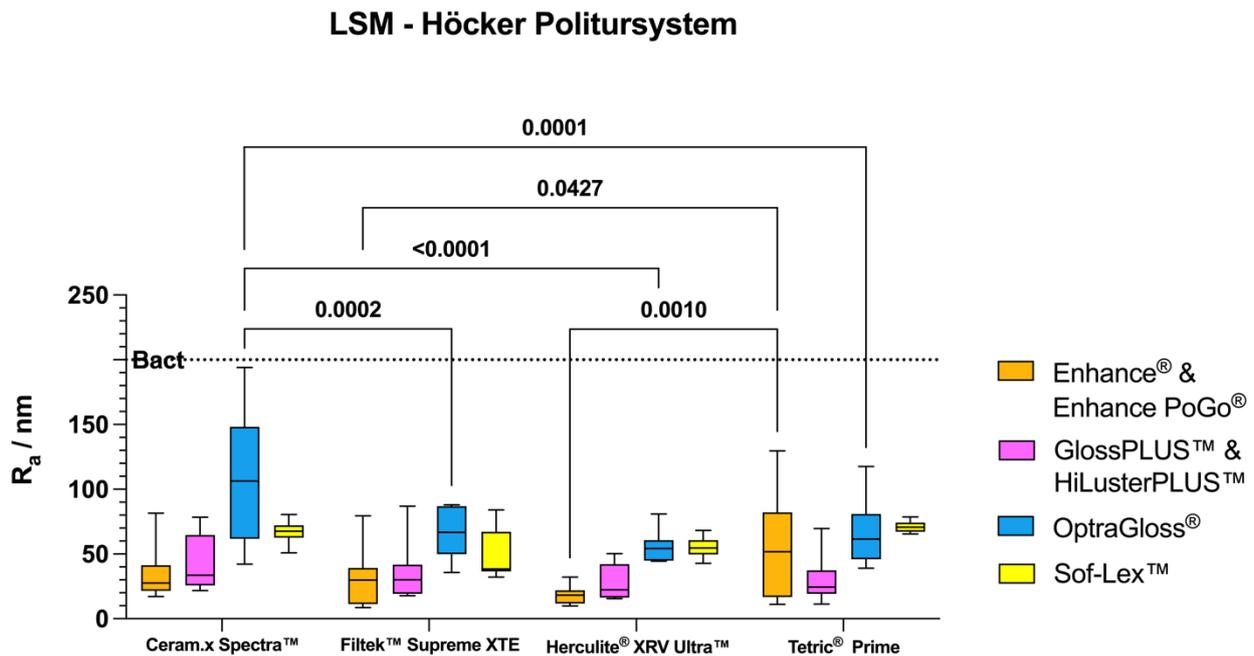
$p < 0,05$  zwischen Ceram.x Spectra™ und Filtek™ Supreme XTE ( $p = 0,0374$ ), Filtek™ Supreme XTE und Herculite® XRV Ultra™ ( $p = 0,0232$ ). Im System GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ stellte sich zwischen Ceram.x Spectra™ und Filtek™ Supreme XTE ( $p = 0,0325$ ), Ceram.x Spectra™ und Herculite® XRV Ultra™ ( $p = 0,0225$ ) sowie Ceram.x Spectra™ und Filtek™ Supreme XTE ( $p = 0,0414$ ) ein signifikanter Unterschied heraus. Mit einem  $p$ -Wert von unter  $0,01$  unterschieden sich bei der Politur mittels OptraGloss® Filtek™ Supreme XTE und Tetric® Prime ( $p = 0,0061$ ) sowie Herculite® XRV Ultra™ und Tetric® Prime. Die Gruppe von OptraGloss® zeigte zwischen den Kompositen Ceram.x Spectra™ und Herculite® XRV Ultra™ einen signifikanten Unterschied mit  $p = 0,0002$  sowie Filtek™ Supreme XTE und Herculite® XRV Ultra™ mit  $p < 0,0001$ .



**Abb. 28:** Boxplot der LSM-Auswertung der Glattfläche nach Politursystem.  $R_a$  bezieht sich auf die Mittenrauheit. Über den Klammern befinden sich ausschließlich signifikante Ergebnisse aus dem Tukey post-hoc Test mit  $p < 0,05$ . Die eingezeichnete Linie zeigt den Schwellenwert für bakterielle Adhäsion.

Bei der Analyse der Höckerstruktur mit dem LSM (Abb. 28) zeigten sich bei der statistischen Auswertung folgende Signifikanzen. Mit einem Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  wurde bei dem Politursystem Enhance® & Enhance PoGo® in Verbindung mit Filtek™ Supreme XTE und Tetric® Prime ein Wert von  $p = 0,0427$  ermittelt. Ein Niveau von  $p < 0,01$  wurde in den folgenden Kombinationen berechnet: Enhance® & Enhance PoGo®

mit Herculite® XRV Ultra™ und Tetric® Prime ( $p = 0,001$ ), OptraGloss® mit Ceram.x Spectra™ und Filtek™ Supreme XTE ( $p = 0,0002$ ) und OptraGloss® mit Ceram.x Spectra™ und Tetric® Prime ( $p = 0,0001$ ). Die größte Signifikanz erzielte das OptraGloss® Set in Kombination mit Ceram.x Spectra™ und Herculite® XRV Ultra™ ( $p < 0,0001$ ).

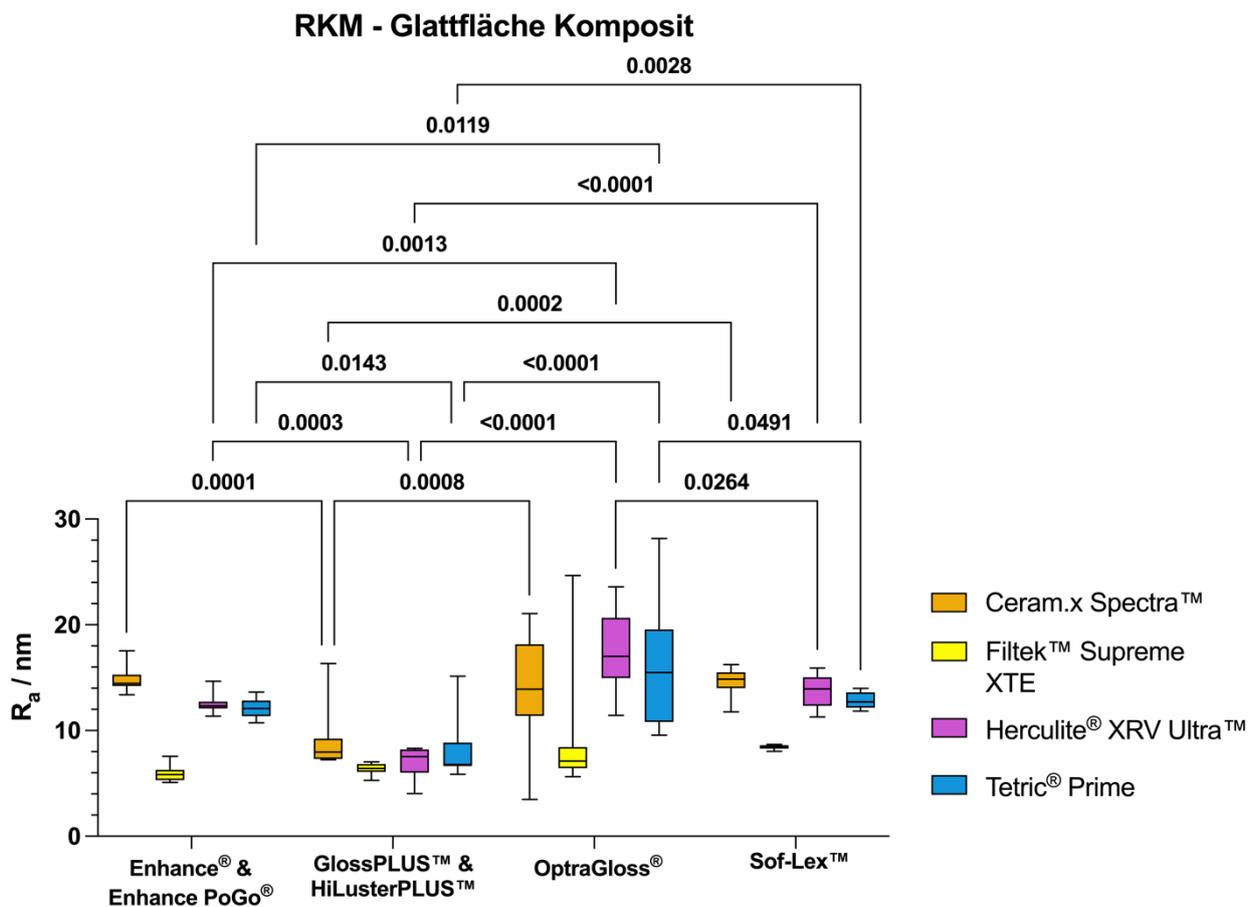


**Abb. 29:** Boxplot der LSM-Auswertung des Höckers nach Politursystem.  $R_a$  bezieht sich auf die Mittenrauheit. Über den Klammern befinden sich ausschließlich signifikante Ergebnisse aus dem Tukey post-hoc Test mit  $p < 0,05$ . Die eingezeichnete Linie zeigt den Schwellenwert für bakterielle Adhäsion.

### 3.2.5 Ergebnisse in Abhängigkeit zum Komposit

Bei der Vergleichbarkeit der einzelnen Füllungsmaterialien mit dem Rasterkraftmikroskop zeigen sich die folgenden signifikanten Unterschiede (Abb. 30): Ceram.x Spectra™ in Kombination mit OptraGloss® und Sof-Lex™ System ( $p = 0,0264$ ), Tetric® Prime zu Enhance® & Enhance PoGo® und GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ ( $p = 0,0143$ ), Enhance® & Enhance PoGo® zu OptraGloss® ( $p = 0,0119$ ), OptraGloss® zum Sof-Lex™ System ( $p = 0,0491$ ). Einen signifikanten Unterschied von  $p < 0,01$  ergab sich in den Konstellationen Herculite® XRV Ultra™ mit Enhance® & Enhance PoGo® zu OptraGloss®, Tetric® Prime mit GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ zum Sof-Lex™ System ( $p = 0,0028$ ). Einen  $p$  – Wert von unter 0,001 stellt sich in dem Komposit Ceram.x Spectra™ bearbeitet mit

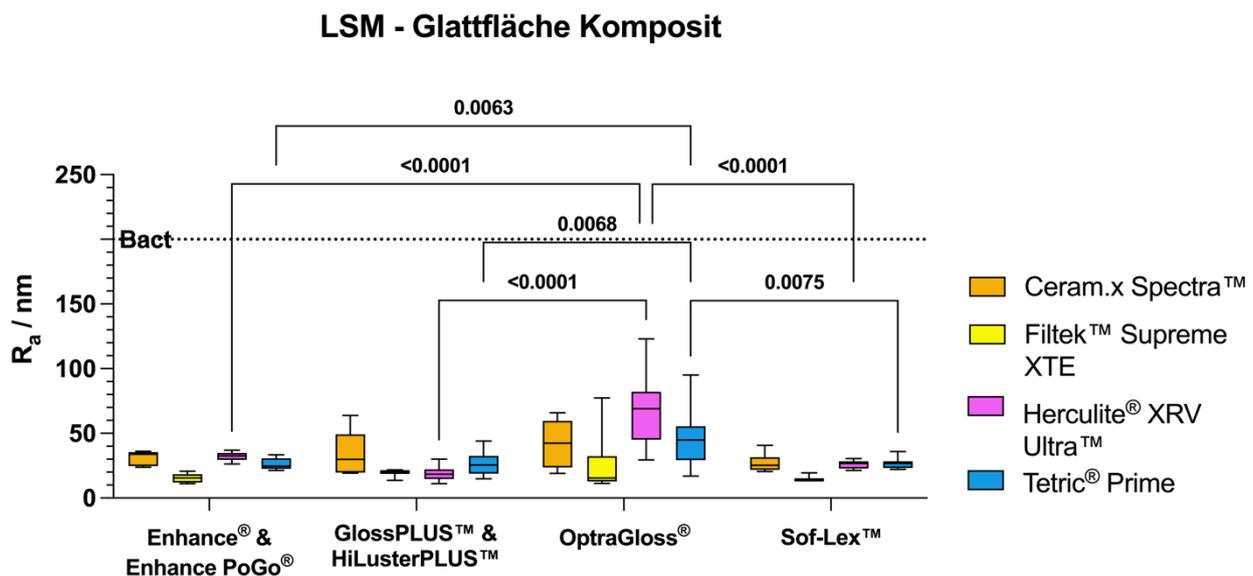
Enhance® & Enhance PoGo® und GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ ( $p = 0,0001$ ), mit GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ und Sof-Lex™ System ( $p = 0,0002$ ), mit GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ und OptraGloss® ( $p = 0,0008$ ) heraus. Den höchsten signifikanten Unterschied mit einem Niveau unter  $0,0001$  zeigte sich bei dem Komposit Herculite® XRV Ultra™ mit GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ zum Sof-Lex™ System und GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ zu OptraGloss®, sowie bei dem Komposit Tetric® Prime mit GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ zu OptraGloss®.



**Abb. 30:** Boxplot der RKM-Auswertung der Glattfläche nach Kompositmaterial.  $R_a$  bezieht sich auf die Mittenrauheit. Über den Klammern befinden sich ausschließlich signifikante Ergebnisse aus dem Tukey post-hoc Test mit  $p < 0,05$ .

Die Betrachtung der Glattflächen unter dem Laserscanningmikroskop unter Gruppierung der Komposite erbrachte die nachstehend beschriebenen Ergebnisse (Abb. 31). Bei der

Bearbeitung des Komposits Tetric® Prime wurde ein Singnifikazniveau von  $p < 0,01$  erreicht bei dem Vergleich von Enhance® & Enhance PoGo® zu OptraGloss® ( $p = 0,0063$ ), GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ zu OptraGloss® ( $p = 0,0068$ ) sowie OptraGloss® zum Sof-Lex™ System ( $p = 0,0075$ ). Die Politur des Komposits Herculite® XRV Ultra™ ergab signifikante Unterschiede von  $p < 0,0001$  im Zuge des Vergleiches von Enhance® & Enhance PoGo® zu OptraGloss®, GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ zu OptraGloss® und OptraGloss® zu Sof-Lex™.



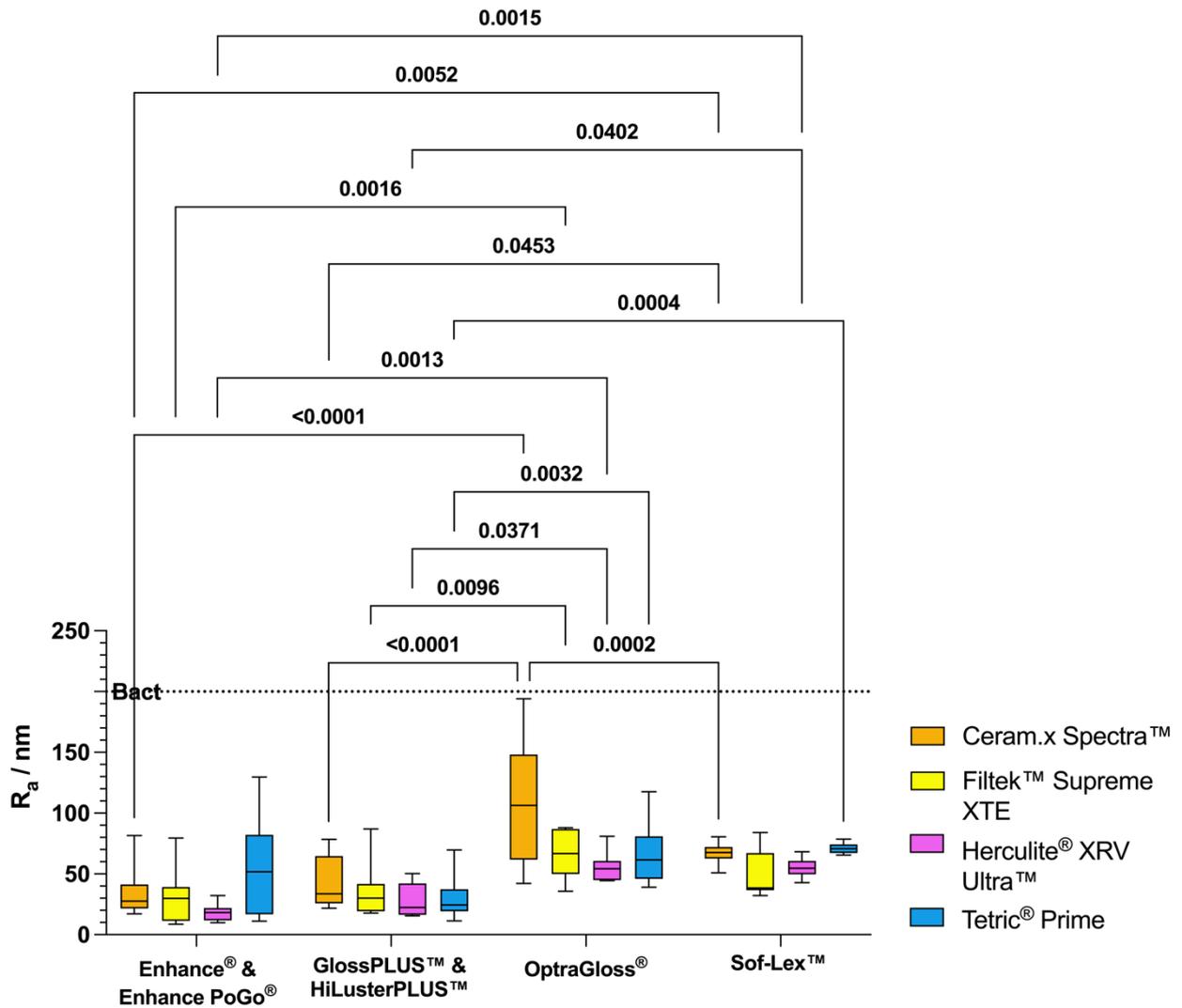
**Abb. 31:** Boxplot der LSM-Auswertung der Glattfläche nach Kompositmaterial.  $R_a$  bezieht sich auf die Mittenrauheit. Über den Klammern befinden sich ausschließlich signifikante Ergebnisse aus dem Tukey post-hoc Test mit  $p < 0,05$ . Die eingezeichnete Linie zeigt den Schwellenwert für bakterielle Adhäsion.

Die Auswertung der mittels Laserscanningmikroskops gewonnenen Daten bezüglich der Politur der Höcker wird im Folgenden dargelegt (Abb. 32). Eine statistische Signifikanz von  $p < 0,05$  ergab sich bei der Politur des Komposits Ceram.x Spectra™ zwischen den Politurensystemen GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ und Sof-Lex™ System ( $p = 0,0453$ ), sowie bei der Politur von Herculite® XRV Ultra™ zwischen GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ gegen OptraGloss® ( $p = 0,0371$ ) und GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ und Sof-Lex™ System ( $p = 0,0402$ ). Ein signifikanter Unterschied von  $p < 0,01$  zeichnete sich bei der Politur von Ceram.x Spectra™ mit Enhance® & Enhance PoGo® zum Sof-Lex™ System

( $p = 0,0052$ ) ab. Dieselbe Signifikanz erreichte die Bearbeitung von Filtek™ Supreme XTE mit Enhance® & Enhance PoGo® zu OptraGloss® ( $p = 0,0016$ ) sowie mit GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ zu OptraGloss® ( $p = 0,0096$ ). Herculite® XRV Ultra™ ergab beim Vergleich der Politur zwischen Enhance® & Enhance PoGo® und OptraGloss®  $p = 0,0013$ . Bezogen auf Tetric® Prime zeigte der Vergleich von GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ zu OptraGloss® einen statistisch signifikanten Unterschied von  $p = 0,0032$ . Ceram.x Spectra™ wies bei der Politur mit OptraGloss® verglichen mit dem Sof-Lex™ System einen signifikanten Unterschied von  $p = 0,0002$  auf, wobei Tetric® Prime bei der Prozessierung mit GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ gegen Sof-Lex™ System mit  $p = 0,0004$  abschnitt. Zwei der untersuchten Kombinationen zeigten ein Signifikanzlevel unter  $0,0001$ . Diese waren bei Ceram.x Spectra™ mit Enhance® & Enhance PoGo® zu OptraGloss® und GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ gegen OptraGloss® zu beobachten.

Insgesamt überschritt keiner der errechneten Mittelwerte aus sämtlichen Analysen den Schwellenwert für  $R_a$  für bakterielle Adhäsion von 200 nm.

### LSM - Höcker Komposit



**Abb. 32:** Boxplot der LSM-Auswertung des Höckers nach Kompositmaterial.  $R_a$  bezieht sich auf die Mittenrauheit. Über den Klammern befinden sich ausschließlich signifikante Ergebnisse aus dem Tukey post-hoc Test mit  $p < 0,05$ . Die eingezeichnete Linie zeigt den Schwellenwert für bakterielle Adhäsion.

## 4. Diskussion

### 4.1 Interindividuelle Politur und Vorversuch

Bedingt durch die Vielzahl an erhältlichen Systemen zur Kompositbearbeitung (de Oliveira et al., 2023) stellt es eine Herausforderung dar, ein für die Ansprüche des/der Behandlers/Behandlerin geeignetes System auszuwählen. Zumeist spielen Einflüsse, wie etwa der Anpressdruck (Heintze et al., 2019) und die Erfahrung des/der Behandlers/Behandlerin eine Rolle (Jung et al., 2008). Grundsätzlich sind rauere Oberflächen auf Anwendungsfehler zurückzuführen, da bei ausreichend langer korrekter Anwendung, kein Einfluss auf das Resultat in Bezug auf den Mittenrauwert  $R_a$  anzunehmen ist (Watanabe et al., 2005). Nach Erreichen der maximalen Reduktion der Oberflächenrautiefe findet lediglich ein gleichmäßiger minimaler Substanzabtrag statt. Die Literatur zeigt, dass eine subjektive Einschätzung für ein befriedigendes Politurergebnis signifikante Unterschiede aufweist (Jung et al., 2008).

Die Ergebnisse des Vorversuchs der Behandler\*in-abhängigen Politur zeigen ein zu der Literatur widersprüchliches Ergebnis hinsichtlich der  $R_a$  Werte, da nach Oberflächenmodifikation konfokalanalytisch ein gleichwertiges Ergebnis resultiert. Jedoch ist die Oberflächengüte hinsichtlich der Rauigkeitsmessung durch das Profilometer vor und nach der Prozessierung zu hinterfragen, da es dem Anschein nach zu einer Verschlechterung der Rauigkeit kommt. Jedoch stellt der Versuch bereits Limitierungen und mögliche Fehlerquellen in Bezug auf physikalische Parameter anschaulich dar. Aufgrund der anorganischen Füllkörper, welche zumeist aus Silikatderivaten bestehen, zeigte sich bereits in der topografischen Auswertung mittels MicroSpy<sup>®</sup>, dass die Möglichkeit optischer Interferenz als Fehlerquelle in Betracht gezogen werden muss. Die Messmethodik der Profilometrie mittels Weisslichtinterferometrie erzeugt hierbei durch Oberflächenphänomene der Lichtbrechung an Grenzmedien möglicherweise einen Fehler. Durch Artefakte bei der Lichtbrechung an glatten Oberflächen kommt es zu Interferenz (Gmelch und Reineke, 2019), was eine Verfälschung der Messwerte verursacht. Nach Modifikation der Oberfläche

durch Kathodenzerstäubung ist der beschriebene Fehler vermeintlich nicht mehr festzustellen, jedoch stellt jede weitere Bearbeitung durch Modifikation des Mikroreliefs eine potentielle Verfälschung dar.

Verglichen mit den Ergebnissen der Literatur ist der fehlende Unterschied zwischen den Resultaten der Probanden zu hinterfragen, der möglicherweise durch eine zu kleine Gruppengröße zu begründen ist (Heintze et al., 2019; Jung et al., 2008; Yu et al., 2023). Ferner ist auch eine Limitierung durch die Werkstoff-Instrumenten-Kombination zu diskutieren. Unter Umständen ist kein besseres Resultat zu erzielen und hierdurch bedingt kein Unterschied durch beeinflussende physikalische Faktoren erkennbar.

#### 4.2 Geometrie des Prüfkörpers

Die Aufteilung der morphologischen Gegebenheiten des humanen Kaureliefs ermöglichte die einheitliche Prozessierung unabhängig der Polierergeometrie mit einem annehmbaren maschinellen Aufwand. Anatomische Variation und Dimensionsabweichungen hinsichtlich Parametern wie etwa dem Öffnungswinkel zwischen gegenüberliegenden Höckerabhängen bestehen auf natürliche Art und Weise in großem Maße. Grundsätzlich muss bei einem vereinheitlichten Modell von einem Ausschluss morphologischer Grenzfälle (z. B. Höckerradien oder Fissurenöffnungswinkel) ausgegangen werden, welche folglich nicht in Betracht gezogen werden. In dieser Studie sollten zunächst beeinflussende Faktoren wie der Flankenneigungsgrad bzw. Polierwinkel und die Form des Abrasivwerkzeugs untersucht werden. Die gewählten Dimensionen beziehen sich auf anatomische Mittelwerte beruhend auf Analysen für Mittelwerte von Fissurentiefen mit 0,5 mm – 1,15 mm (Cho und Kim, 1989), Höckeröffnungswinkeln von 74,2° - 67,5° (Aramaki, 1995) und Höckerdurchmesser von 4,7 mm – 5,77 mm (Kondo und Yamada, 2003). Daher ist eine ganzheitliche Abdeckung eventueller Maximaldimensionierungen auch mit einem erheblichen maschinellen Mehraufwand nur schwer realisierbar.

Vorteilhaft erweist sich das Design des Prüfkörpers durch seine Reproduktionsgenauigkeit, welche einen geringen Ausschuss verursacht und die Abweichungen unter Berücksichtigung der Polymerisationsschrumpfung möglichst klein hält, da eine Materialdicke von 2 mm nicht überschritten wird. Eine kubische Anordnung hätte zu einer besseren

räumlichen Fixierung in der Haltestruktur und zu einer einfacheren postexperimentellen Auswertbarkeit geführt. Jedoch führt dies zu einem Überschreiten der Maximalschichtstärke von 2 mm und damit verbundenen Problemen bei der einzeitigen Polymerisation.

### 4.3 Herstellung der Prüfkörper

Um die geometrische Form des zu bearbeitenden Reliefs in dentalem Komposit reproduktionsgenau abbilden zu können, wurde analog ein Verfahren verwendet, welches auch in der klinischen Anwendung unter dem englischen Namen „flowable Injection“ Technik gebräuchlich ist. Das selbe Prinzip, welches klinisch zur Rekonstruktion von Okklusal- und Inzisalformen dient, findet in der Versuchsvorbereitung Anwendung, um normgetreue Prüfkörper standardisiert zu erzeugen (Chiang et al., 2008; Francois et al., 2024; Kalaivani et al., 2023).

Durch die Verwendung eines Silikonfells und dem dadurch bedingten Ausschluss von Sauerstoff während der Polymerisation ist von einer gesteigerten Konversion und somit höheren Mikrohärtigkeit der resultierenden Oberfläche auszugehen (Ciocan et al., 2022). Verglichen zu der Praxisanwendung findet allenfalls eine Sauerstoffinhibition durch eine Klar-sichtmatrize bei der Füllungstherapie im Frontzahnbereich, jedoch seltener durch eine Glycerinschicht, statt. Dieser beeinflussende Faktor stellt grundsätzlich ein Verzerrungsrisiko dar, da sich die Oberflächenhärtigkeit auf die Polierbarkeit und die Stabilität der Oberflächengüte auswirkt (Chowdhury et al., 2023; de Matos et al., 2024). Chowdhury et al. (2023) zeigten zudem, dass mittels der sog. Matrizenpolitur die geringste Oberflächenrauheit erreicht werden kann, jedoch zeitgleich die geringste Mikrohärtigkeit der Oberfläche zu beobachten war. Der in der Vorbehandlung angewendete Isopropylalkohol entfernt die nicht konvertierten organischen Matrixanteile und lässt eine Oberfläche ähnlich der einer bearbeiteten Restauration zurück. Ein zusätzlicher Vorteil des Silikonfells besteht in einem Formerhalt vor Abschluss der Belichtung, wodurch in der finalen Polymerisationsphase (Abb. 20, Bild 6 & 7) eine höhere Lichtintensität verwendet werden kann. So erhöht sich die Konversionsrate und folglich die Mikrohärtigkeit auch in tieferen Schichten (Rueggeberg et al., 2000).

Um möglichst vergleichbare Grundvoraussetzungen einer bearbeiteten Kompositoberfläche zu schaffen, wurde der Versuchsaufbau angepasst. Die im Zuge des klinisch formgebenden Substanzabtrages resultierende Aufräuhung der Oberfläche wurde durch das Entfernen der Inhibitionsschicht mittels Isopropanol nachgestellt. Die während des maschinellen Fertigungsprozesses entstandenen Fräsmarken imitieren die Rillen, welche durch die zahnärztlichen Diamanten resultieren.

#### 4.4 Reproduzierbarkeit des Politurvorganges

Um eine gebräuchliche Grundvoraussetzung der Poliereranwendung zu schaffen, muss davon ausgegangen werden, dass der Kliniker\*in zur Orientierung vor der Benutzung die Verwendungsparameter nach Gebrauchsanweisung nutzt oder sich an diesen orientiert. Je nach Konstruktion des Werkzeuges weichen diese voneinander ab oder sind nicht näher spezifiziert (bspw. „moderater Anpressdruck“). Nach diesen Vorgaben wurde unter Vereinheitlichung von Druck und Vorschub die Politur vorgenommen (siehe Tab. 5). Trotz der Kühlung der Bearbeitungsinstrumente ist je nach Benetzung von einer stärkeren Wärmeentwicklung auszugehen als bei intermittierender Anwendung (Cavalcanti et al., 2002; Ottl und Lauer, 1998). Dies hätte in vivo mitunter auch destruktive Konsequenzen für das vitale Gewebe des umgebenden Zahnes. Folglich muss berücksichtigt werden, dass sowohl Prüfkörper wie auch Polierer einer stärkeren thermischen Belastung unterliegen. Darüber hinaus kommt es schneller zu einem Zusetzen der Abrasionsflächen der Polierer und des Reliefs der Prüfkörper, was die Rautiefeneinebnung negativ beeinflusst.

Der Anpressdruck wurde über eine Druckfeder in der Halterkonstruktion gewährleistet (Abb. 21). Diese ist aus Federstahldraht nach Anforderung der Spezifikation MS24585-235 gefertigt und hat eine validierte Federkonstante von 1,961 N/mm. Bei einer Kompression (mit bauartbedingter Ausnahme von Sof-Lex™ Spirallrädern) um einen Millimeter resultiert so ein initialer Anpressdruck von ca. 2 N, welcher in der Literatur als nicht zu überschreitender Wert definiert ist (Heintze et al., 2019, 2006; Yu et al., 2023). Neben der Deformation der Feder kommt es zu einem Verbrauch der Abrasivwerkzeuge während der Bearbeitung. Um den Materialabtrag während der Verwendung zu kompensieren wurde eine Federkonstruktion gewählt, welche zeitgleich eine graduell abnehmende An-

presskraft simuliert. Anders als bei vergleichbaren Studien die eine gewichtskraftbasierende Umlenkrollen- (Pietrokovski et al., 2022) oder Druckluftkonstruktion (Heintze et al., 2006) verwenden, ist von einem nichtlinear-regressiven Anpressdruck auszugehen, der eine Maximalkraft ( $F_{\max} = 2 \text{ N}$ ) nicht überschreitet und zeitgleich den Substanzverlust von Komposit und Polierer ausgleicht.

#### 4.5 Vermessung der Oberflächen

In der Literatur finden sich hauptsächlich Vermessungen mit Profilometrie, Elektronenmikroskopen und Rasterkraftmikroskopen. Je nach verwendeter Füllkörpergröße ist ein größeres Auflösungsvermögen notwendig um Abweichungen im Nanometerbereich zu detektieren. Kakaboura et al. (2007) zeigten, dass die Analytik mit Hilfe von rasterkraftmikroskopischen Geräten im Vergleich zu Profilometer und REM überlegen ist. Zu beachten ist jedoch auch hier die Messfeldgröße des aufgenommenen Areal. So ist es möglich, dass je nach Bereich auf einem Makrofüller gemessen wird, während der umliegende Bereich einen deutlich größeren Zerklüftungsgrad aufweist. Wichtig ist hierbei der Unterschied zwischen Mikrorauheit und Makrorauheit. Während mithilfe des RKM präzise die Mikrorauheit eines kleinen Ausschnittes bestimmt werden kann, ist mittels LSM eine präzisere und kontaktlose Abtastung der Makrorauheit möglich. Die Tastspitze des RKM weist einen Durchmesser von 10 nm auf. Bei Betrachtung der Messwerte fällt auf, dass die kleinste gemessene Mittenrauheit bei ca. 5 nm lag. Es muss davon ausgegangen werden, dass die Breite der Rillen einen ausreichenden Abstand aufweist, der mittels dieser Methode abgetastet werden kann. Anderenfalls ergibt sich ein Vermessungsfehler durch Glättung des aufgezeichneten Reliefs. In der Auswertung dieser Studie lässt sich dadurch die Abweichung der  $R_a$  Werte um den Faktor 3 abhängig von dem Messverfahren begründen. Im direkten Vergleich bemisst sich die Abtastfläche des RKM auf einen Bereich von  $30 \mu\text{m} \times 30 \mu\text{m}$ , wohingegen das LSM einen maximalen Bereich von  $212,537 \mu\text{m} \times 283,475 \mu\text{m}$  erfasst. Nach Evaluation der Analysedaten von Gwyddion resultiert durch die Entkrümmung des Profils teilweise eine Verkleinerung des Messbereichs. Verglichen ist die gerasterte Fläche des LSM verglichen mit dem RKM ungefähr 66,94-fach größer. Für eine möglichst präzise Vermessung in einem krümmungsarmen Bereich wie der Glatfläche bietet sich mit moderneren Geräten die Möglichkeit des sog. „Stichting“ an. Bei dieser

werden benachbarte Vermessungsareale mit einem gewissen Überlappungsbereich abgetastet und anschließend zusammengefügt (engl. „gestiched“). Durch diese Methodik kann ein vermeintlicher Fehler des Ausreißers des Messausschnitts minimiert werden.

Mit dem Ansatz der LSM-Vermessung der Höckerfläche lassen sich Bereiche mit Krümmungsradien vermessen, welche mit taktilen Instrumenten nicht zu explorieren sind, da eine z-Amplitude in diesem Maßstab mit geeigneter Auflösung nicht verfügbar ist. Da jedoch bei der Analyse die Verkrümmung mittels einer polynomiellen Korrektur mit maximalen Grad 4 begründet wird, entsteht entlang der Messprofils ein Entzerrungsfehler, der zu berücksichtigen ist. Dieser ist in Abhängigkeit des Materialabtrags entlang des Höckerabhangs sowie durch den Anstellwinkel der Probe bei Abtastung variabel. Wie groß der resultierende Fehler ist, lässt sich nicht abschätzen. Der Korrekturfaktor 4 wurde basierend auf Vergleichsanalysen mit der Planfläche gewählt, um eine ungewollte Korrektur von Makrorauheiten zu verhindern.

#### 4.6 Diskussion der Ergebnisse

Grundsätzlich zeigen die vorliegenden Ergebnisse eine Signifikanz hinsichtlich der Interaktion von Komposit mit Politursystem sowie eine Varianz innerhalb der Komposite und der Politursysteme untereinander. Auch der Tukey's Test zeigt signifikante Unterschiede im Vergleich der einzelnen Testpaarungen auf. Hinsichtlich der Probenanzahl ist eine kritische Betrachtungsweise auf das Ergebnis zu werfen. Aus finanziellen Gründen wurde nach Bewertung durch das Institut für Medizinische Biometrie, Informatik und Epidemiologie (IMBIE) der Universität Bonn eine Probenanzahl von 10 als annehmbar festgelegt.

Innerhalb der vorliegenden Studie zeigte sich bereits bei dem Vergleich der RKM- und der LSM-Vermessungen, dass Messverfahren und Größe des Messfeldes von entscheidender Bedeutung sind. Aus der Literatur geht hervor, dass es zwischen ebenen Analyseverfahren analog bei Betrachtung von dentalen Hartgeweben zu abweichenden Resultaten kommt (Schäper et al., 2016). Ebenso wie aus den im Vorversuch gewonnenen Ergebnissen muss zudem die Möglichkeit einer Messverfälschung durch Lichtbrechungseigenschaften an silikathaltigen Grenzflächen in Betracht gezogen werden.

In einem direkten Vergleich zeigt sich seitens der verwendeten Komposite unter Berücksichtigung der angewendeten Parameter in der Glattflächenpolitur eine Überlegenheit bei Filtek™ Supreme XTE über alle Politurensysteme hinweg. Herculite® XRV Ultra™ ließ sich auf der Höckerfläche mit sämtlichen Polierern am besten mikroglätten. Filtek™ Supreme XTE besteht in der Grundsubstanz aus Nanofüllern (4 – 11 nm). Dieser Grundsubstanz werden vorpolymerisierte Bestandteile beigefügt, die sich in ihrem Politurverhalten der Grundsubstanz gleichen. Unter diesem Gesichtspunkt deckt sich das erreichte Ergebnis hinsichtlich physikalischer Gegebenheiten. Herculite® XRV Ultra™ hat mit Mikrofüllern zwischen 20 - 50 nm die zweitkleinste Mikrofüllergröße in der verwendeten Kompositauswahl. Eine mögliche Variable während der Höckerbearbeitung kann die Politur unter nicht lot-rechter Krafteinwirkung zu der Kompositoberfläche sein. Ein kraftvektorunabhängiger Materialabtrag deutet auf eine geringere Mikrohärtigkeit der Oberfläche hin, da ein Herauslösen von Gefügebestandteilen möglich ist.

Seitens der Politurensysteme schnitt das GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ System universell am besten ab, wohingegen OptraGloss® die geringste Rauhtiefeneinebnung erzeugte. Da nähere Angaben herstellerseitig nicht verfügbar sind, ist nach der vorliegenden Datenerhebung davon auszugehen, dass das verwendete Politurensystem GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ der Fa. Kerr die geeignetste Abrasivkörperzusammensetzung in Kombination mit den benutzten Nanofüller bzw. Nanohybrid Kompositen besitzt. Eine grundsätzliche Aussage, dass mit kleineren Füllkörpern und Abrasivkörpern generell eine bessere Rauhtiefeneinebnung zu erzielen ist, gilt als widerlegt (Berger et al., 2011).

#### 4.7 Literaturvergleich

Die ermittelten Werte weichen im Vergleich zu ähnlichen Materialkombinationen um den Faktor 4 - 5 ab (Kılıç und Gök, 2021; St-Pierre et al., 2019; Yadav et al., 2016), jedoch gibt es in der zu dem aktuellen Zeitpunkt vorliegenden Literatur keine Veröffentlichungen mit gegebener Materialkombination in einem vergleichbaren Versuchsaufbau. Zum einen liegt ein Variationsfaktor vermutlich in der Messfeldgröße der verwendeten Gerätschaften, zum anderen in Anwendungsparametern wie etwa der Polierorientierung oder dem graduell angewendeten Anpressdruck.

Entgegen der These von Berger et al. (2011) zeigt diese Studie, dass mit systemfremden Polierer-Komposit-Kombinationen auch bessere Resultate hinsichtlich der Oberflächenvergütung möglich sind. Der Vergleich der Ergebnisse aus Politur der Referenzglattfläche und des Höckers zeigt ebenfalls aufschlussreiche Ergebnisse. Analog zu klinischen Beobachtungen ist die Bearbeitung der morphologisch komplexeren Strukturen nur erschwert möglich. Hierdurch lassen sich zusätzlich Hinweise auf eine Abhängigkeit der Effektivität der Politur von der Poliererform und des daraus resultierenden Abrasionswinkels schließen. Dieses Ergebnis bekräftigt die These der besseren Vergleichbarkeit zu einer klinischen Situation durch das Erzeugen einheitlicher Zerklüftung und Erhebungen wie sie das Kaurelief entgegen vieler in-vitro Planflächenversuche aufweist (AlJazairy et al., 2019).

#### 4.8 Klinische Relevanz

Die durchgeführte Studie stellt ein idealisiertes Szenario dar. In der Praxisanwendung weichen Anwendungsparameter zwischen Behandler\*in und einzelnen Behandlungen teils stark ab. Aus der Literatur geht hervor, dass jeder Politurvorgang in sämtlichen Parametern, wie der Anwendungszeit und dem Anpressdruck teils deutlich variieren kann (Heintze et al., 2019; Jung et al., 2008; Nasoohi et al., 2017). Gerade diese Faktoren sind es jedoch, die eine entscheidende Grundvoraussetzung für eine aus physikalischer, hygienischer und ästhetischer Sicht akzeptable Nachbearbeitung ermöglichen (Heintze und Forjanic, 2008). Ausgehend von der korrekten Anwendung kann jedoch auch das Komposit oder das Politursystem einen limitierenden Faktor darstellen. In der durchgeführten Versuchsreihe zeigte sich, dass bei der Verwendung aller Materialien nach Herstellerempfehlungen ein aus hygienischer Sicht zufriedenstellendes Ergebnis erzielt werden kann. Alle geprüften Materialkombinationen zeigten eine hinreichende Oberflächenpolitur in Bezug auf den für die Plaqueretention relevanten Schwellenwert von unter  $0,2 \mu\text{m}$  (Bollen et al., 1997). Perspektivisch betrachtet wäre es von wissenschaftlichem Interesse, Folgestudien anzustellen, welche den Langzeiterhalt der Rauigkeit der erzeugten Oberflächen überprüfen. Auf bestehenden Prüfkörpern können zusätzlich andere relevante Kenngrößen wie beispielsweise die Mikrohärtigkeit untersucht werden. Ebenso eignet sich

das verwendete Modell um standardisiert andere Parameterabhängigkeiten zu überprüfen, wie etwa das Verhalten bei abweichendem Anpressdruck über oder unter dem herstellerseitigen Richtwert.

## 5. Zusammenfassung

Aufgrund des mannigfaltigen Angebots von Herstellersystemen zur direkten Kompositrestauration von dentalen Kavitäten und dazugehörigen Politursystemen bedarf es einer Objektivierung des Vergleichsverfahrens. Dies sollte unter möglichst praxisnahen Bedingungen bei zeitgleicher Standardisierung möglicher Anwendungsvariablen und unter Berücksichtigung anatomischer Komplexität erfolgen.

Mittels eines neuartigen Prüfkörperdesigns wurden auf einem Strukturträger grundsätzliche anatomische Zahnmerkmale angeordnet. Auf den Prüfkörpern war eine Fissur, ein Höcker und eine Planfläche simuliert, an denen 4 Herstellersysteme bestehend aus Komposit und Polierern in allen Kombinationen untereinander verglichen wurden. Daraus ergab sich eine Gesamtprüfkörperzahl von 160 Testobjekten bei einer Gruppengröße von  $n = 10$ . Die Politur wurde in einem eigens definierten Versuchsaufbau vorgenommen, welcher standardisierte Bedingungen sicherstellte. Besonderes Augenmerk lag dabei auf Anpressdruck und Reproduzierbarkeit. Nach erfolgter Politur wurden die Rauigkeitswerte sämtlicher Proben unter dem Rasterkraftmikroskop (RKM) und dem Laserscanningmikroskop (LSM) erfasst. Die gewonnenen Ergebnisse wurden anschließend mittels zweifache ANOVA und post-hoc Tukey Test ausgewertet.

Literaturbasiert wurde hinsichtlich einer minimalen Plaqueakkumulation der Grenzwert von 200 nm festgelegt. Alle untersuchten Kombinationen (Komposit & Poliersystem) lagen unter dem definierten Schwellenwert. Für die RKM-Untersuchung ergab sich auf der Glattfläche der geringste Rauigkeitswert von 5,9 nm aus der Kombination Komposit von 3M und Poliersystem von Dentsply Sirona. Herstellerseitig lieferte das Kerr-System den besten  $R_a$ -Wert von 7 nm. Für die Glattfläche aus der LSM-Untersuchung ergab sich der geringste Rauigkeitswert mit 14,5 nm für die 3M-Kombination, sowohl in Bezug auf sämtliche Kombinationen als auch herstellerintern. Der beste Rauigkeitswert bei Betrachtung der Höckerfläche zeigte die Kombination von Kerr-Komposit und Dentsply Sirona-Polierer mit einem  $R_a$ -Wert von 18,4 nm. Die beste Herstellerkombination zeigte das Kerr-System mit einem  $R_a$ -Wert von 28,8 nm.

Prinzipiell sind die Bedingungen, die innerhalb von in-vitro Untersuchungen realisiert werden, nicht immer nahtlos im klinischen Alltag umzusetzen. Faktoren wie der Anpressdruck, der Anstellwinkel, die Bearbeitungszeit und die natürliche Morphologie unterliegen in-vivo einer Varianz. Durch die Standardisierung wurde diese minimiert.

Die Besonderheit in der vorliegenden Untersuchung stellt das Design des Prüfkörpers dar, welches zusätzlich zu Glattflächen durch die Implementierung von Fissur- und Höcker-morphologie, einen realitätsnahen Bezug erhält. Nichtsdestotrotz limitierte dieses neuartige Design die Vermessung bedingt durch dessen morphologische Komplexität.

## 6. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Bisphenol A-diglycidyl-methacrylat (Bis-GMA) in Skelettformel .....	11
Abb. 2: Urethandimethacrylat (UDMA) in Skelettformel .....	12
Abb. 3: Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) in Skelettformel .....	12
Abb. 4: 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) in Skelettformel .....	12
Abb. 5: Füllkörper-Matrix-Verbund in schematischer Darstellung .....	13
Abb. 6: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme teilpolierter Kompositoberflächen	19
Abb. 7: Darstellung der polierten Prüfkörper des Vorversuchs.....	23
Abb. 8: Visualisierung des Prüfkörperdesigns .....	24
Abb. 9: Schematische Zeichnung des Profilkörpers .....	25
Abb. 10: Schematischer Aufbau der Hohlform .....	26
Abb. 11: Schematische Zeichnung des Matrizen-Patrizen-Komplexes H1 .....	27
Abb. 12: Schematische Zeichnung des Matrizen-Patrizen-Komplexes H2 .....	28
Abb. 13: Schematische Seitenansicht des Fertigungskomplexes .....	29
Abb. 14: Flussdiagramm mit Aufteilung und Anzahl der Prüfgruppen.....	35
Abb. 15: Abbildung der Sof-Lex™ Spiralpolierer .....	36
Abb. 16: Abbildung der Enhance® & Enhance PoGo® Polierer .....	37

Abb. 17: Abbildung der OptraGloss® Polierer .....	38
Abb. 18: Abbildung der GlossPLUS™ & HiLusterPLUS™ Polierer .....	38
Abb. 19: Prozessablauf zur Einbringung des Komposit in die Hohlform .....	40
Abb. 20: Darstellung zum Ablauf der Polymerisationsschritte .....	40
Abb. 21: Visualisierung der Federpositionierungskonstruktion (a) und der Werkzeuganwendung (b) .....	41
Abb. 22: Darstellung des Versuchsaufbaus.....	43
Abb. 23: Darstellung des Probenhalters .....	46
Abb. 24: Formel zur Errechnung der Mittenrauheit $R_a$ .....	47
Abb. 25: Bildschirmaufnahme der $R_a$ - Bestimmung in Gwyddion .....	48
Abb. 26: Boxplots der profilometrischen und konfokalmikroskopischen Auswertung des Vorversuchs.....	51
Abb. 27: Boxplot der RKM-Auswertung der Glattfläche nach Politursystem .....	56
Abb. 28: Boxplot der LSM-Auswertung der Glattfläche nach Politursystem.....	57
Abb. 29: Boxplot der LSM-Auswertung des Höckers nach Politursystem .....	58
Abb. 30: Boxplot der RKM-Auswertung der Glattfläche nach Kompositmaterial .....	59
Abb. 31: Boxplot der LSM-Auswertung der Glattfläche nach Kompositmaterial.....	60
Abb. 32: Boxplot der LSM-Auswertung des Höckers nach Kompositmaterial .....	62

## 7. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Nomenklatur der Füllkörperpartikelgrößen .....	14
Tab. 2: Klassifikation der Komposite nach Zimmerli et al. (2010).....	15
Tab. 3: Liste der verwendeten Komposite mit Herstellernamen, herstellerabhängigen Artikel- und Chargennummern, sowie Materialeigenschaften. ....	30
Tab. 4: Liste der verwendeten Politursysteme mit Herstellernamen, herstellerabhängigen Artikelnummern und Materialeigenschaften.....	34
Tab. 5: Liste der verwendeten Parameter während der Politur. ....	44
Tab. 6: Ergebnisse der Rauigkeitswerte aus dem Vorversuch.....	50
Tab. 7: Gemittelte Rauigkeitswerte $R_a$ der RKM Analyse der Glattflächen. ....	52
Tab. 8: Ergebnisse der LSM-Analyse der Glattfläche.....	54
Tab. 9: Ergebnisse der LSM-Analyse des Höckers. ....	55

## 8. Literaturverzeichnis

Al-Asmar AA, Ha Sabrah A, Abd-Raheem IM, Ismail NH, Oweis YG. Clinical evaluation of reasons for replacement of amalgam vs composite posterior restorations. *Saudi Dent J* 2023; 35: 275–281

AlJazairy YH, Mitwalli HA, AlMoajel NA. The effect of polishing systems on surface roughness of nanohybrid and microhybrid resin composites. *Am J Dent* 2019; 32: 47–52

Al-Samadani KH. Effect of energy drinks on the surface texture of nanofilled composite resin. *J Contemp Dent Pract* 2013; 14: 830–835

Aramaki J. Clinical Measurement of the Cusp Angle. *J Jpn Gnathol* 1995; 16: 107–115

Beltrami R, Ceci M, De Pani G, Vialba L, Federico R, Poggio C, et al. Effect of different surface finishing/polishing procedures on color stability of esthetic restorative materials: A spectrophotometric evaluation. *Eur J Dent* 2018; 12: 49–56

Berger SB, Paliolol ARM, Cavalli V, Giannini M. Surface roughness and staining susceptibility of composite resins after finishing and polishing. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent* 2011; 23: 34–43

Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 1997; 13: 258–269

Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1939 1963; 66: 57–64

Catelan A, Briso ALF, Sundfeld RH, Goiato MC, dos Santos PH. Color stability of sealed composite resin restorative materials after ultraviolet artificial aging and immersion in staining solutions. *J Prosthet Dent* 2011; 105: 236–241

Cavalcanti BN, Otani C, Rode SM. High-speed cavity preparation techniques with different water flows. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 158–161

Chiang Y-C, Knezevic A, Kunzelmann K-H. Slumping during sculpturing of composite materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2008; 24: 1594–1601

- Chinga G, Johnsen PO, Dougherty R, Berli EL, Walter J. Quantification of the 3D microstructure of SC surfaces. *J Microsc* 2007; 227: 254–265
- Cho J, Kim DK. [Study on the shape and depth of the occlusal central fissure in permanent molar teeth]. *Taehan Chikkwa Uisa Hyophoe Chi* 1989; 27: 959–964
- Chowdhury D, Mukherjee S, Maity I, Mazumdar P. Surface roughness and microhardness evaluation of composite resin restorations subjected to three different polishing systems immediately and after 24 h: An in vitro study. *J Conserv Dent Endod* 2023; 26: 639–645
- Ciocan LT, Biru EI, Vasilescu VG, Ghitman J, Stefan A-R, Iovu H, et al. Influence of Air-Barrier and Curing Light Distance on Conversion and Micro-Hardness of Dental Polymeric Materials. *Polymers* 2022; 14: 5346
- Condon JR, Ferracane JL. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res* 1997; 76: 1405–1411
- Craig RG, Powers JM. Wear of dental tissues and materials. *Int Dent J* 1976; 26: 121–133
- Devlukia S, Hammond L, Malik K. Is surface roughness of direct resin composite restorations material and polisher-dependent? A systematic review. *J Esthet Restor Dent* 2023; 35: 947–967
- DIN EN ISO 4287:2010-07, Geometrische Produktspezifikation (GPS)\_- Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren\_- Benennungen, Definitionen und Kenngrößen der Oberflächenbeschaffenheit (ISO\_4287:1997\_+ Cor\_1:1998\_+ Cor\_2:2005\_+ Amd\_1:2009); Deutsche Fassung EN\_ISO\_4287:1998\_+ AC:2008\_+ A1:2009. Beuth Verlag GmbH, 2010
- Duc O, Di Bella E, Krejci I, Betrisey E, Abdelaziz M, Ardu S. Staining susceptibility of resin composite materials. *Am J Dent* 2019; 32: 39–42
- Duncalf WV, Wilson NH. A comparison of the marginal and internal adaptation of amalgam and resin composite restorations in small to moderate-sized Class II preparations of conventional design. *Quintessence Int Berl Ger* 1985 2000; 31: 347–352

Ferraris F, Conti A. Superficial roughness on composite surface, composite-enamel and composite-dentin junctions after different finishing and polishing procedures. Part II: roughness with diamond finishing and differences between enamel composite vs body composite. *Int J Esthet Dent* 2014; 9: 184–204

Finer Y, Santerre JP. The influence of resin chemistry on a dental composite's biodegradation. *J Biomed Mater Res A* 2004; 69: 233–246

Forster B, Van De Ville D, Berent J, Sage D, Unser M. Extended depth-of-focus for multi-channel microscopy images: A complex wavelet approach. 2004 2nd IEEE Int. Symp. Biomed. Imaging Macro Nano IEEE Cat No 04EX821, vol. 2, Arlington, VA, USA: IEEE, 2004, 660–663

Francois P, Attal J, Fasham T, Troizier-Cheyne M, Gouze H, Abdel-Gawad S, et al. Flexural Properties, Wear Resistance, and Microstructural Analysis of Highly Filled Flowable Resin Composites. *Oper Dent* 2024; 49: 597–607

de Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 1993; 9: 11–14

Ghezzi B, Meglioli M, Salvaterra Toffoli A, Mergoni G, Rossi F, Manfredi M, et al. Polishing methods for composites restoration: the influence on human gingival fibroblasts behaviour. *BMC Oral Health* 2024; 24: 651

Gmelch M, Reineke S. *Durchblick in Optik: Mit Phänomenen, Formeln und Fragen zum Verständnis*. 1. Aufl. 2019. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2019

Hachiya Y, Iwaku M, Hosoda H, Fusayama T. Relation of finish to discoloration of composite resins. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 811–814

Hao Y, Huang X, Zhou X, Li M, Ren B, Peng X, et al. Influence of Dental Prosthesis and Restorative Materials Interface on Oral Biofilms. *Int J Mol Sci* 2018; 19: 3157

Heintze SD, Forjanic M. Polishing performance of multiple-use silicone rubber-based polishing instruments with and without disinfection/sterilization. *Am J Dent* 2008; 21: 288–294

Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2006; 22: 146–165

Heintze SD, Reinhardt M, Müller F, Peschke A. Press-on force during polishing of resin composite restorations. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2019; 35: 937–944

Ionescu A, Wutscher E, Brambilla E, Schneider-Feyrer S, Giessibl FJ, Hahnel S. Influence of surface properties of resin-based composites on in vitro *Streptococcus mutans* biofilm development. *Eur J Oral Sci* 2012; 120: 458–465

Jung M, Otte A, Klimek J. Is surface roughness of resin composites affected by operator's performance? *Am J Dent* 2008; 21: 3–6

Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med* 2007; 18: 155–163

Kalaivani M, Prasad SD, Indumathi M, Sruthipriya M, Janani B, Pavankumar O. Influence of home bleaching regimen on microhardness and flexural strength of two contemporary composite resins - an in vitro evaluation. *Eur Oral Res* 2023; 57: 90–95

Kirsch J, Tchorz J, Hellwig E, Tauböck TT, Attin T, Hannig C. Decision criteria for replacement of fillings: a retrospective study. *Clin Exp Dent Res* 2016; 2: 121–128

Kılıç V, Gök A. Effect of different polishing systems on the surface roughness of various bulk-fill and nano-filled resin-based composites: An atomic force microscopy and scanning electron microscopy study. *Microsc Res Tech* 2021; 84: 2058–2067

Kocaagaoglu H, Aslan T, Gürbulak A, Albayrak H, Taşdemir Z, Gumus H. Efficacy of polishing kits on the surface roughness and color stability of different composite resins. *Niger J Clin Pract* 2017; 20: 557–565

Kondo S, Yamada H. Cusp Size Variability of the Maxillary Molariform Teeth. *Anthropol Sci* 2003; 111: 255–263

Litonjua LA, Cabanilla LL, Abbott LJ. Plaque formation and marginal gingivitis associated with restorative materials. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995 2011; 32: e69-72

- Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 480–488
- de Matos JRV, Antunes LB, Catanoze IA, de Souza IS, Dos Santos PH, Guiotti AM. Analysis of Physical and Mechanical Properties of Universal Composites under Different Types of Polishing before and after Acid Challenge. *Int J Dent* 2024; 2024: 6817593
- Nasoohi N, Hoorizad M, Tabatabaei SF. Effects of Wet and Dry Finishing and Polishing on Surface Roughness and Microhardness of Composite Resins. *J Dent Tehran Iran* 2017; 14: 69–75
- Nečas D, Klapetek P. Gwyddion: an open-source software for SPM data analysis. *Open Phys* 2012; 10: 181–188
- Nihei T, Dabanoglu A, Teranaka T, Kurata S, Ohashi K, Kondo Y, et al. Three-body-wear resistance of the experimental composites containing filler treated with hydrophobic silane coupling agents. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2008; 24: 760–764
- de Oliveira AG, Rocha RS, Spinola M da S, Batista GR, Bresciani E, Caneppele TMF. Surface smoothness of resin composites after polishing—A systematic review and network meta-analysis of in vitro studies. *Eur J Oral Sci* 2023; 131: e12921
- Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BAC. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater* 2007; 23: 2–8
- Ottl P, Lauer HC. Temperature response in the pulpal chamber during ultrahigh-speed tooth preparation with diamond burs of different grit. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 12–19
- Park J-W, An J-S, Lim WH, Lim B-S, Ahn S-J. Microbial changes in biofilms on composite resins with different surface roughness: An in vitro study with a multispecies biofilm model. *J Prosthet Dent* 2019; 122: 493.e1-493.e8
- Pietrokovski Y, Zeituni D, Schwartz A, Beyth N. Comparison of Different Finishing and Polishing Systems on Surface Roughness and Bacterial Adhesion of Resin Composite. *Materials* 2022; 15: 7415
- Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *J Clin Periodontol* 1995; 22: 1–14

- Ristau BS, Hamilton BN, Hill AE, Tantbirojn D, Versluis A. Do composite resin polishing systems damage enamel? *Gen Dent* 2022; 70: 49–53
- Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent* 2000; 12: 340–349
- Rueggeberg FA, Margeson DH. The Effect of Oxygen Inhibition on an Unfilled/Filled Composite System. *J Dent Res* 1990; 69: 1652–1658
- Schäper M, Reimann S, Frentzen M, Meister J. Imaging of Dental Hard Tissue Surfaces Prepared by an Ultrashort Pulsed Laser System (USPL). *Microsc Microanal Off J Microsc Soc Am Microbeam Anal Soc Microsc Soc Can* 2016; 22: 1189–1197
- Schindelin J, Arganda-Carreras I, Frise E, Kaynig V, Longair M, Pietzsch T, et al. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nat Methods* 2012; 9: 676–682
- Shenoy A. Is it the end of the road for dental amalgam? A critical review. *J Conserv Dent* 2008; 11: 99
- Stewart GP, Bachman TA, Hatton JF. Temperature rise due to finishing of direct restorative materials. *Am J Dent* 1991; 4: 23–28
- St-Pierre L, Martel C, Crépeau H, Vargas M. Influence of Polishing Systems on Surface Roughness of Composite Resins: Polishability of Composite Resins. *Oper Dent* 2019; 44: E122–E132
- Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17 Suppl 2: 68–81
- Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *J Oral Sci* 2005; 47: 21–25
- Worthington HV, Khangura S, Seal K, Mierzwinski-Urban M, Veitz-Keenan A, Sahrman P, et al. Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent posterior teeth. *Cochrane Database Syst Rev* 2021; 8: CD005620

Yadav RD, Raisingani D, Jindal D, Mathur R. A Comparative Analysis of Different Finishing and Polishing Devices on Nanofilled, Microfilled, and Hybrid Composite: A Scanning Electron Microscopy and Profilometric Study. *Int J Clin Pediatr Dent* 2016; 9: 201–208

Yap AU, Low JS, Ong LF. Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent* 2000; 25: 170–176

Yap AUJ, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent* 2004; 29: 100–104

Yu P, Luo H, Yap AU, Tian F-C, Wang X-Y. Effects of polishing press-on force on surface roughness and gloss of CAD-CAM composites. *J Oral Sci* 2023; 65: 131–135

Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschrift Zahnmed Rev Mens Suisse Odonto-Stomatol Riv Mens Svizzera Odontol E Stomatol* 2010; 120: 972–986

## **9. Erklärung zum Eigenanteil**

Die Arbeit wurde in der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und präventive Zahnheilkunde unter der Betreuung von PD Dr. rer. nat. Jörg Meister angefertigt. Die Konzeptionierung und Durchführung erfolgten eigenständig unter seiner Aufsicht. Der Vorversuch zu der behandlerabhängigen Politur wurde mit Unterstützung von Frau Jenni Lou Wollschläger und von mir durchgeführt. Die Abtastung der Prüfkörper mittels RKM erfolgte durch Herrn Daniel Keppner (LIMES Institut der Universität Bonn). Die Einweisung in das REM erfolgte durch Frau Anna Weber, die Vermessung erfolgte selbständig. Sämtliche anderen Datenerhebungen und Auswertungen erfolgten eigenständig. Die statistische Analyse wurde nach erfolgter Beratung durch das Institut für Medizinische Biometrie, Informatik und Epidemiologie (IMBIE), vertreten durch Frau Alina Schenk, von mir eigenständig durchgeführt.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

## 10. Danksagung

Ich möchte an dieser Stelle all denjenigen meinen Dank aussprechen, die mir beim Ermöglichen dieser Arbeit behilflich waren. Ein besonderer Dank gebührt zunächst meinem Doktorvater Herrn PD. Dr. rer. nat. Jörg Meister. Er hat mir den Freiraum für die eigene wissenschaftliche Entfaltung gelassen und zugleich Rat und Orientierung gegeben.

Herrn Dr. med. dent. Joachim Schroeder danke ich als Zweitbetreuer ebengleich für die freundliche und professionelle Betreuung, fachliche Hilfestellung und zur Verfügung stellen erforderlicher Einrichtungen und Materialien. Bei zahnärztlichen Fragestellungen und praxisbezogenen Anwendungen gab er mit stets pragmatischen Rat. Er hat maßgeblich an der Konzeptionierung, der Entstehung und der Fertigstellung beigetragen.

Der Firma Dentsply Sirona vertreten durch Herrn Siegmar Schwegler, der Firma Kerr vertreten durch Herrn Giovanni Dessi und der Firma Ivoclar Vivadent vertreten durch Herrn Ismail Mohamad danke ich gleichermaßen für die freundliche Bereitstellung von Komposit und Politurmaterialien.

Herrn Dr. med. dent. Tudor Radu Popescu gilt mein Dank für seine fachliche Unterstützung und Motivation, einen kritischen Blick auf Problemstellungen zu wahren und diese in bester Form zu bewältigen.

Mein Dank gilt sodann Herrn Dr. med. dent. Joshua Ullner, der mich in Zeiten der Unsicherheit ermutigt hat und mir eine große Stütze war.

Frau Alina Schenk danke ich für die statistische Beratung im Auftrag des IMBIE der Universität Bonn.

Frau Anna Weber danke ich für die Unterstützung bei der Vorbereitung der Proben und der Herstellung Rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen ebenjener.

Herrn Daniel Keppner des LIMES Institut der Universität Bonn möchte ich meinen Dank für die Unterstützung bei der rasterkraftmikroskopischen Vermessung aussprechen.

Mein größter Dank gilt schließlich meiner Familie, ohne deren Unterstützung ich das Studium der Zahnmedizin und diese Doktorarbeit niemals geschafft hätte. Der ihr gebührende Dank lässt sich nicht in Worte fassen.