

In-vitro Untersuchung zum Vergleich verschiedener intraoraler Keramikpoliersysteme an unterschiedlichen zahnfarbenen Werkstoffen

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)
der Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

David Adam
aus Troisdorf
2025

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Helmut Stark
2. Gutachterin: PD Dr. Svenja Margaretha Anna Beisel-Memmert

Tag der Mündlichen Prüfung: 24.09.2025

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	5
1.	Einleitung	6
1.1	Literaturübersicht	7
1.1.1	Zahnfarbene Werkstoffe in der Zahnmedizin	7
1.1.2	Verblendkeramik	9
1.1.3	Lithiumdisilikat	10
1.1.4	Zirkoniumdioxid	10
1.1.5	Komposite	11
1.1.6	Oberflächenbearbeitung zahnfarbener Restaurationen	12
1.1.7	Bedeutung der Oberflächenbearbeitung	13
1.1.8	Oberflächenmessung	15
1.2	Ziele der Arbeit	18
2.	Material und Methoden	19
2.1	Prüfkörper	19
2.2	Herstellung der Halterungen	20
2.3	Vorversuche Prüfkörperherstellung	20
2.4	Herstellung Prüfkörper	21
2.5	Beschleifen der Prüfkörper	22
2.5.1	Aufbau Schleifgerät	22
2.5.2	Schleifvorgang	23
2.6	Politur der Prüfkörper	24
2.6.1	Shofu CeraMaster	25
2.6.2	Shofu Brownie, Greenie, Supergreenie	25
2.6.3	ivoclar vivadent OptraGloss	26
2.6.4	Komet dental ZrO ₂ Polierer	26
2.6.5	EVE DIAPOL W16D	26
2.6.6	KERR Identoflex	26
2.6.7	Occlubrush	26
2.7	Messung Oberflächenrauheit	27
2.8	Messung Oberflächenglanz	29
2.9	statistische Auswertung	29

3.	Ergebnisse	30
3.1	Ergebnisse Rauigkeit	30
3.1.1	Lithiumdisilikat	30
3.1.2	Zirkoniumdioxid	32
3.1.3	Verblendkeramik	34
3.1.4	Komposit	36
3.2	Ergebnisse Glanz	38
3.2.1	Lithiumdisilikat	38
3.2.2	Zirkoniumdioxid	39
3.2.3	Verblendkeramik	40
3.2.4	Komposit	41
3.3	Vergleich der Poliersysteme	42
4.	Diskussion	44
4.1	Material	44
4.2	Methode	45
4.2.1	Anrauen der Oberfläche	45
4.2.2	Politur	46
4.3	Ergebnisse	47
5.	Zusammenfassung	51
6.	Anhang	52
7.	Abbildungsverzeichnis	57
8.	Tabellenverzeichnis	59
9.	Literaturverzeichnis	61
10.	Erklärung zum Eigenanteil	73
11.	Danksagung	74

Abkürzungsverzeichnis

CAD	computer aided design
CAM	computer aided manufacturing
mm	Millimeter
µm	Mikrometer
s	Sekunden
°	Grad
ANOVA	Varianzanalyse (<i>ANalysis Of Variance</i>)
GU	Gloss Units
Sa	Surface Area Roughness

1. Einleitung

Seit Jahrzehnten sind Keramiken und Komposite ein fester Bestandteil der Materialien in der restaurativen Zahnheilkunde. Für steigende Anforderungen der Patienten in Bezug auf die Ästhetik oder die biologische Verträglichkeit sind hier insbesondere zahnfarbene Restaurationen von Bedeutung.

Eine Herausforderung in der Zahnmedizin besteht für den Behandler darin, bei einem sich wandelnden Markt, stetiger Forschung und Entwicklung den Überblick zu behalten und dieses bei der Planung und Behandlung zu berücksichtigen. Es gilt dabei zum einen die wissenschaftlichen und medizinischen Anforderungen zu erfüllen und zum anderen den Erwartungen der Patienten zu entsprechen.

Die Oberflächenbeschaffenheit von Restaurationen spielt bei der Bewertung ihrer Ästhetik, Funktion und Haltbarkeit eine wesentliche Rolle, was eine effektive Oberflächenbearbeitung erfordert.

Bei direkten Restaurationen mit Kompositen ist die intraorale Oberflächenpolitur durch den Zahnarzt die Regel. Jedoch kann auch bei indirekten Restaurationen, welche im zahntechnischen Labor fertiggestellt werden, eine anschließende extra- oder intraorale Politur durch den Zahnarzt notwendig sein, wenn am Patienten vor oder nach dem Einsetzen der Restauration Korrekturen vorgenommen werden.

Für die intraorale Politur der verschiedenen Keramiken und Komposite bietet der Dentalmarkt eine Vielzahl von Politursystemen mit z.T. vom Hersteller eingeschränkter Indikation für spezielle Werkstoffe.

Im Folgenden wird die Polierbarkeit von drei dentalen Keramiken und einem Komposit mit sieben verschiedenen Poliersystemen untersucht und verglichen, um die Hypothese zu bewerten, dass für die adäquate Politur verschiedener zahnfarbener Restaurationsmaterialien verschiedene Poliersysteme notwendig sind.

1.1. Literaturübersicht

1.1.1 Zahnfarbene Werkstoffe in der Zahnmedizin

Das Ziel von Restaurationen in der Zahnmedizin ist die Wiederherstellung von Funktion und Ästhetik, ohne dabei neue Funktionsstörungen oder sonstige Schäden zu verursachen (Kern et al., 2012).

Die dazu verwendeten Werkstoffe unterscheiden sich zum Teil relevant in ihren Materialeigenschaften. Dabei sind in der Zahnmedizin die Wärmeleitfähigkeit, die elektrischen Eigenschaften wie Korrosion und Galvanismus wie auch die mechanischen Eigenschaften von Bedeutung. Zu letzteren gehören die Festigkeit, die Härte und der E-Modul. Ästhetische Gesichtspunkte, welche gerade bei zahnfarbenen Restaurationsmaterialien eine Rolle spielen, sind die Farbe, Opazität und Transluzenz sowie die Reflexion und der Glanz. Des Weiteren kann in der Art der Fertigung unterschieden werden, wobei Vorgehen wie Pressen, Gießen, CAD/CAM gestützte Methoden, bei welchen die Konstruktion und Herstellung computergestützt erfolgt, oder 3D-Druck Anwendung finden. Für die zahnärztliche Behandlung sind zudem Parameter wie die Befestigung, besondere Präparationsformen oder die Möglichkeit der Reparatur zu berücksichtigen. Für den Langzeiterfolg relevant sind zudem der zu erreichende Randschluss und die Passgenauigkeit (Strub et al., 2011). Bei der Entwicklung zahnfarbener Restaurationen werden ihre Eigenschaften immer wieder mit denen der metallischen Restaurationsmaterialien verglichen (Nordbo et al., 1992; Erdmann, 1994). Da Allergien auf dentale Legierung an Wichtigkeit zunahmen (Tschernitschek et al., 1995) und immer wieder Reaktionen auf zahnärztliche Werkstoffe gemeldet wurden (Bork, 2008), stieg die Anfrage auf verträglichere dentale Werkstoffe. Keramiken gelten als bioinert und gut verträglich für Parodont und Pulpa (Cavel et al., 1988; Fischer et al., 2000) und stellen gerade auch in dieser Hinsicht eine Alternative für dentale metallische Legierungen dar. Zudem werden bei vollkeramischen Restaurationen keine entzündlichen Reaktionen an der Gingiva festgestellt (Ariaans et al., 2016), sodass die Herstellung der ersten vollkeramischen Jacketkrone durch John McLean einen wesentlichen Einfluss auf die moderne Zahnheilkunde hat (McLean, 1979).

Mit dem Einsatz metallfreier Versorgungen konnte eine bessere Ästhetik erreicht werden, bedingt durch eine natürliche Lichtreflexion und einem günstigen

Adsorptionsverhalten der Keramik (Sieber, 1989). So werden Keramiken auch höchsten ästhetischen Ansprüchen gerecht (Lüthy, 1996).

Einschränkend für die Verwendung von Keramiken ist die hohe Sprödigkeit und das damit erhöhte Frakturrisiko (Manhart et al., 2001) und eine größere Kariesanfälligkeit bei schlechter Mundhygiene im Vergleich zu Goldrestaurationen (Nordbo et al., 1992).

Die anfänglich häufigen Misserfolge in den 80er Jahren (Kappert, 1989) und die geringere Überlebensrate gegenüber dem Vollguss (Erdmann, 1994) forderten neue Zusammensetzungen und Herstellungsverfahren für Keramiken. Durch solche konnten die Materialeigenschaften angepasst und die Indikation für Keramiken ausgeweitet werden.

Durch einen erhöhten Aluminiumoxidgehalt konnte die Festigkeit gesteigert werden (Pospiech, 1999) und die Keramik Aluminiumoxid eignet sich auch für Restaurationen im Seitenzahnbereich sowie für weitspannige Brücken (Kappert et al., 2001). Wiedenmann et al. (2020) untersuchten Zirkoniumdioxid, Lithiumdisilikat und leucitverstärkte Keramik und benennen für monolithische CAD/CAM-Keramiken hohe Bruchlastwerte. Zudem senken monolithische Keramiken das Risiko des Chippings und bei der Präparation wird kein zusätzlicher Platz für eine Verblendung benötigt.

In einem systematischen Review stellen Pjetursson et al. (2007) für vollkeramische und metall-keramische Frontzahnrestaurationen vergleichbare Überlebensraten innerhalb von 5 Jahren fest. Im Seitenzahnbereich werden für Aluminiumoxid und verstärkte Glaskeramik ähnliche Überlebensraten wie für Verblendkeramik (VMK Kronen) erreicht, deutlich schlechtere Werte haben hier Glaskeramiken und glasinfiltrierte Keramiken.

Einen wesentlichen Fortschritt für die restaurative Zahnheilkunde stellt die CAD/CAM Technologie dar. Computer Aided Design beschreibt die Gestaltung und Konstruktion der Restauration und Computer Aided Manufacturing die automatisierte, subtraktive Fertigung. Dabei wird zunächst ein 3D Datensatz erfasst, das Modell erstellt, die Versorgung softwarebasiert konstruiert und anschließend gefertigt. Nachteilhaft ist beim subtraktiven Fräsen der erhöhte Materialverlust. Diese Prozesskette, welche chairside und labside erfolgen kann, ist an einen digitalen Workflow gebunden und bringt ohne Qualitätsverlust eine Zeit- und Kostenersparnis mit sich (Mehl, 2001). So können Oxidkeramiken ohne nachteilige Materialeigenschaften in jeweils 15 min gefräst und gebrannt werden (Cokic et al., 2020). Neben dem zeitlichen Vorteil steht der werkstoffkundliche Aspekt, dass in der CAM/CAM Technologie zahlreiche Materialien

bearbeitet werden und z.B. polykristalline Keramiken nur aufgrund dieser Technik verarbeitet werden können (Li et al., 2014). Die Rohlinge werden zudem unter standardisierten und kontrollierten industriellen Bedingungen hergestellt, sodass das Material weniger anfällig gegenüber unterschiedlichen Anwendern ist.

Eine Alternative zur subtraktiven Fertigung bietet der 3D-Druck. Auch wenn dieser heute primär auf Harzbasis Anwendung findet, ist es möglich keramische Partikel hinzuzufügen (Revilla-Leon et al., 2020), was dessen Einsatz für keramische Restaurationen in Zukunft ermöglichen könnte.

Folgende Übersicht zeigt wie dentale Keramiken eingeteilt werden können:

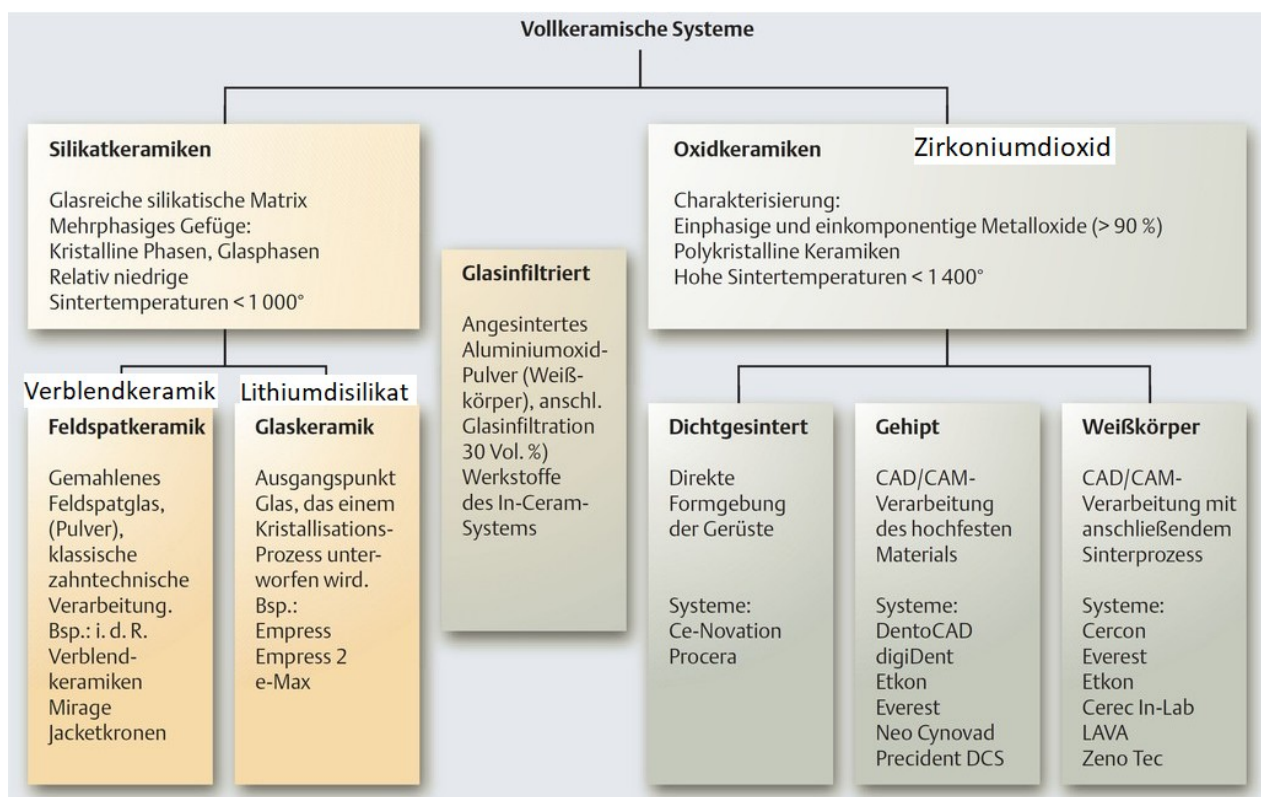


Abb. 1: Einteilung aktuell verfügbarer dentalkeramischer Werkstoffe, Pospiech (Zahnärztliche Prothetik)

1.1.2 Verblendkeramik

Silikatkeramiken setzen sich zusammen aus Feldspat, Quarz und Kaolin. Sie bestehen aus einer transparenten Glasphase mit Kristallen. Diese Kristalle dienen der Lichtstreuung und der Farbanpassung an die Zahnschubstanz. Sie erhalten ihre Festigkeit erst beim Brennen (Kern et al., 2012). Unterteilt werden sie in Glaskeramiken und Feldspatkeramiken, zu welchen auch Verblendkeramiken zugeordnet werden (Rinke,

2011). Verblendkeramik wird flüssig auf das Metall- oder Keramikgerüst aufgetragen und beim Brennprozess, dem Sintern verdichtet. Mit der Verblendtechnik ist es gelungen, die positiven Eigenschaften von Metallen und Keramiken in einer Restauration zu verbinden (Mc Lean, 1979). Die Schwachstelle der Verblendkeramik ist der Verlust der Verblendung, das sogenannte Chipping. Dies wird bedingt durch die Sprödigkeit der Keramik, unterschiedliche thermische Eigenschaften von Metall und Keramik und einer Materialspeicherung durch die Abkühlung nach der Herstellung (Lohbauer, 2012; Fischer et al., 2008). Der unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten lässt sich durch die Kristallisation von Leucit angleichen (Strub et al., 2011). Gänzlich vermeiden lässt sich diese Problematik mit monolithischen Restaurationen.

1.1.3 Lithiumdisilikat

Lithiumdisilikat kann im Heißpressverfahren verarbeitet werden oder mit der CAD/CAM Technologie. Bei letzterer werden als LS_2 vorkristallisierte Blöcke gefräst und durch das Tempern entsteht $Li_2Si_2O_5$. So erhält das Lithiumdisilikat deutlich bessere mechanische Eigenschaften als herkömmliche Silikatkeramiken (Lohbauer et al., 2018). Teichmann et al. (2017) kommen bei ihrer Studie auf eine Überlebensrate nach 10 Jahren für Einzelzahnkronen im Frontzahnbereich auf 86,1 % und für Implantatkronen auf 93,8 %. Höhere Überlebensraten stellen Valenti und Valenti (2015) innerhalb von 9 Jahren für Front- und Seitenzahnkronen fest mit 98,2 %.

1.1.4 Zirkoniumdioxid

Oxidkeramiken sind einphasische Keramiken, die aus Oxiden bestehen (Rinke, 2011). Sie besitzen ein rein kristallines Gerüst aus Aluminiumoxid (Al_2O_3) oder Zirkoniumdioxid (ZrO_2) (Kern et al., 2012). Sie haben ein dichtes Mikrogefüge und eine feine Korngröße. Durch die Zugabe von Yttrium sind sie besser verarbeitbar und es bilden sich stabile Kristallgitter. Oxidkeramiken, die auch als Suspension verarbeitet werden können, verändern beim Erhitzen ihre Kristallstruktur und liegen dann in teilgesinterter oder dichtgesinterter Form vor. Im teilgesinterten Zustand kann es leicht verarbeitet werden, danach folgt die Endsinterung um die vorteilhaften, mechanischen Eigenschaften zu erreichen, wobei es um ca. 25 % schrumpft (Rinke, 2011). Unter den Keramiken hat Zirkoniumdioxid die höchste Bruchlast (Filser et al., 2002; Tinschert et al., 2006). Bei

einem erhöhten Yttrium Gehalt reduziert sich die Opazität und die Transluzenz wird erhöht (Zhang et al., 2018). Vollkeramische Zirkonkronen haben sich in einem 5 Jahres Zeitraum bewährt (Dogan et al., 2017). In einem 3 Jahres Zeitraum geben Bömicke et al. (2017) eine Überlebensrate für monolithische Zirkonkronen von 100 % an und für verblendete Zirkonkronen von 98,5 %. Die gute Erfolgsrate monolithischer Zirkonkronen führt zu dem Trend, dass diese immer öfter eingesetzt werden (Bömicke et al., 2017). Sie erreichen eine hohe Patientenzufriedenheit, müssen jedoch genau angepasst werden um keine Veränderung am Antagonisten zu verursachen (Mikeli et al., 2021). Durch eine gute Politur lässt sich die Abrasion und Attrition der Zahnhartsubstanz des Antagonisten reduzieren (Gou et al., 2019; Esquivel-Upshaw et al., 2018). Frakturen von Zirkonkronen sind vermehrt bei starker Parafunktion zu erkennen. Unter diesen Umständen steigt das Risiko einer Fraktur innerhalb von 5 Jahren um das 2,6 fache (Monaco et al., 2013).

1.1.5 Komposite

Der Begriff Komposit kommt aus dem Lateinischen und bedeutet zusammengesetzt. Sie lassen sich in direkte und indirekte Komposite einteilen. Bereits 1930 wurden die ersten lichthärtenden Kunststoffe auf der Basis von PMMA entwickelt (Staehle et al., 2021). Komposite aus Monomeren und anorganischen Füllkörpern werden seit 1962 in der Zahnmedizin verwendet (Bowen, 1962).

Komposite bestehen aus einer anorganischen Matrix, einer dispersen Phase und einer Verbundphase, welche als Haftvermittler dient. Die Füllkörper der dispersen Phase werden genutzt um die physikalischen und mechanischen Eigenschaften zu verbessern (Hellwig et al., 2010).

Insbesondere als Alternative zu Amalgam haben sich Komposite etabliert, zumal auf Amalgam die meisten allergischen Reaktionen in der Zahnmedizin beschrieben sind (Seyd et al., 2015). Laut der Quecksilber-Verordnung der EU von 2017 darf seit dem 1. Juli 2018 kein Dentalamalgam mehr für die Behandlung von Milchzähnen, von Kindern unter 15 Jahren und von Schwangeren oder Stillenden verwendet werden, was den vermehrten Einsatz von Komposit zur Folge hat.

Bei der Polymerisation von Kompositen ist auf eine richtige Anwendung und ausreichende Lichthärtung zu achten, wobei die Inkrementtechnik für die Haltbarkeit eine wesentliche Rolle spielt (Hickel et al., 2018). Eine reduzierte

Polymerisationsspannung lässt sich daneben durch einen höheren Füllstoffgehalt verringern (Goncalves et al., 2010). Ein weiterer Vorteil von hochgefüllten Kompositen ist eine erhöhte Stabilität (Finer/Santerre, 2007). Dagegen sind Komposite mit feinen und mikrofeinen Füllstoffen am besten polierbar (Venz, 1983) und bieten eine gute Möglichkeit die natürliche Zahnschmelze nachzuahmen (Hugo B, 2008).

Die Indikation für Komposite erstreckt sich über alle Kavitätenklassen (Hellwig et al., 2010), ist aber gerade bei ausgedehnten, mehrflächigen Füllungen vom Behandler und der angewandten Technik abhängig (Krastl, 2010). Beck et al. (2015) kommen bei ihrer Untersuchung auf eine jährliche Verlustrate von zwei Prozent bei Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich. Frese et al. (2020) kommen auf eine Überlebensrate von Zahnformkorrekturen in der Front von 98.5% nach 15 Jahren, wobei bei 22% der Füllungen eine Reparaturfüllung notwendig war. In Bezug auf den Verschleiß sind Komposite den dentalen Keramiken signifikant unterlegen und verlieren schneller ihren Glanz (Gresnigt, 2013).

1.1.6 Oberflächenbearbeitung zahnfarbener Restaurationen

Ziel der Politur ist es, die Oberfläche zu glätten mit einem möglichst geringen Substanzverlust. Dabei werden Rauigkeiten und Unregelmäßigkeiten geebnet um eine geeignete Oberfläche zu erhalten. Bei der Füllungstherapie mit einem Komposit ist die Politur nach der Formgebung, Okklusionsanpassung und dem Finieren Standard. Bei indirekten Restaurationen aus Keramik kann eine Anpassung nach Einprobe am Patienten notwendig sein um Ungenauigkeiten zu korrigieren, die bei der Abdrucknahme, der Modellherstellung oder der Artikulation entstehen können. Diese können den Rand der Restauration oder die Form betreffen, insbesondere aber auch die Approximalkontakte und die Okklusion. Restaurationen, die vom Zahntechniker poliert oder mit einem Glanzbrand versehen worden sind, dann vom Zahnarzt aber nochmal angepasst und dadurch aufgeraut werden, sollten wieder poliert werden, damit keine Nachteile am Material entstehen (Kolb, 1988). Die Politur durch den Zahnarzt kann einen erneuten Weg der Restauration zum Zahntechniker und einen zusätzlichen Behandlungstermin ersparen. Zudem ist explizit die intraorale Politur notwendig, wenn Anpassungen nach der Eingliederung erfolgen. Eine Politur kann auch nach Chipping an einer Restauration sinnvoll und als Therapie ausreichend sein (Rinke et al., 2015). Im Abschnitt 2.1.4 wurde gezeigt, dass Komposite verhältnismäßig schnell ihren Glanz

verlieren können. Auch hier kann eine Nachpolitur der Füllung nach einigen Jahren indiziert sein.

Für die intraorale Politur stehen Polierer in verschiedenen Formen wie flexible Disks, Gummipolierer als Kelche oder Spitzen oder Bürstchenpolierer unterschiedlicher Zusammensetzung sowie Polierpasten zur Verfügung. Einstufige Polierer sollen mehrstufige Poliersysteme ersetzen, was eine Zeitersparnis und eine einfachere Anwendung verspricht. Systeme mit mehreren Polierern werden von grob nach fein angewendet. Unterschiedliche Polierverhalten und Abrasivitäten der Polierer ergeben sich aus der Korngröße der Diamantpartikel, dem Körnungsanteil und der Zusammensetzung des Gummiantteils (Strietzel et al., 2018).

1.1.7 Bedeutung der Oberflächenbearbeitung

Eine raue Oberfläche von Restaurationen ermöglicht Bakterien eine bessere Adhäsion (Sainan et al., 2016). Die erhöhte Plaqueakkumulation an rauen Oberflächen hat nicht nur die Verfärbung der Restauration sondern auch ein erhöhtes Risiko einer Gingivitis und Parodontitis sowie einer Sekundärkaries zur Folge (Quirynen 1994). Zum gleichen Ergebnis kommen Bollen et al. (1997) und bestätigen, dass eine gut polierte Oberfläche von Restaurationen mit einer geringeren Plaque- und Bakterienbesiedlung einhergeht, wodurch eine Karies oder eine Parodontitis unwahrscheinlicher wird.

Daneben haben polierte Restaurationen den ästhetischen Vorteil, weniger anfällig für Verfärbungen zu sein (Al-Wahadni, 2006; Motro et al. 2012). Alpkilic et al. (2021) stellen fest, dass sich Lithiumdisilikat, zirkonverstärktes Lithiumdisilikat und leucidverstärkte Feldspatkermik durch Mundspüllösungen verfärben. Diese Farbveränderungen können durch eine Politur wieder entfernt werden. Besonders bei großen Frontzahnrestaurationen kommt neben der Farbstabilität dem Glanz der Oberfläche eine besondere Relevanz zu (Heintze & Zimmerli, 2011). Awad et al. (2015) beschreiben, dass die Transluzenz eines Materials abhängig von der Materialstärke und der Politur ist.

Mechanische Vorteile einer guten Politur sind seltenere Risse und Frakturen sowie eine erhöhte Biegefestigkeit (Tinschert et al., 1996). Mikrorisse führen bei schlechter Politur zu einer Materialschwächung und senken den Langzeiterfolg einer Restauration (Tuan, 1998; Oblak, 2004; Hulsterström, 1993). Nach Lauer et al. (1996) liegt dies daran, dass

es bei einem Temperaturwechsel und zyklischen Belastungen vermehrt zu einem Risswachstum kommt.

Des Weiteren geht eine gute Politur mit einem niedrigeren Verschleiß des Antagonisten einher, auch bei härteren Keramiken (Rosentritt et al. 2012). Zahlreiche Untersuchungen bestätigen den erhöhten Verschleiß durch unpolierte Restaurationen (Wiley, 1989; Preis et al., 2012; Magne, 1999; Satheesh, 2012).

Amberg (1992) beschreibt gute Ergebnisse durch eine Politur, die der Restaurationen eine Oberfläche wie die der natürlichen Zahnschmelze verleiht. Dabei soll die Bearbeitung im fertiggestellten Zustand unter Wasserkühlung und mit wenig Druck erfolgen (Matzinger et al., 2018). Überhitzung und ein falsches Ansetzen der Polierrolle kann ein nicht zufriedenstellendes Politurergebnis zur Folge haben (Steinberg, 1967). Für eine großflächige oder punktuelle Politur kann entsprechend die Form des Polierers gewählt werden.

Im zahntechnischen Labor können keramische Restaurationen mit einem Glanzbrand versehen werden, wodurch Unebenheiten auf der Oberfläche reduziert werden (Sindel, 1998). Beim Glanzbrand wird die Oberfläche aufgeschmolzen und so Defekte und Unregelmäßigkeiten ausgeglichen. Ein entsprechendes Verfahren ist intraoral nicht möglich. Mit einer adäquaten Politur lassen sich jedoch gleich gute Oberflächen erreichen, sodass bei Korrekturen nach dem Einsetzen eine intraorale Politur keinen Nachteil darstellt (Matzinger et al., 2019). Zum Teil kommen Untersuchungen auch zu dem Ergebnis, dass durch eine Politur bessere Ergebnisse als durch einen Glanzbrand erreicht werden, da bei letzterer die Wirkung schneller verloren geht (Fasbinder et al., 2016; Wiedenmann et al., 2020), da es durch Hydrolyse zu einer Auflösung der chemischen Struktur und Abplatzungen kommt, was mit einer erhöhten Abnutzung einhergeht.

Verschiedene dentale Werkstoffe und die Vielzahl der erhältlichen Poliersysteme bringen die Fragestellung mit sich, ob ein einheitliches Poliersystem und Politurprotokoll für die verschiedenen Materialien empfohlen werden kann. Bollen et al. (1997) untersuchten die Oberflächenbearbeitung von Zahnschmelze, Amalgam, Gold, Kunststoff, Komposit und Keramik und kommen zum Ergebnis, dass für jeden dieser Werkstoffe ein eigenes Vorgehen notwendig ist, um eine glatte und langfristig weniger plaquebefallene Oberfläche zu erhalten.

In der Literatur werden Oberflächen $R_a < 0,2 \mu\text{m}$ angestrebt und als klinisch ausreichend glatt bewertet (Bollen et al., 1997; Matzinger et al., 2018).

1.1.8 Oberflächenmessung

Ein wesentlicher Parameter für die Beurteilung einer Oberfläche ist die Rauheit. Diese beschreibt die Unebenheit einer Oberfläche. Die Oberflächenbeschaffenheit eines Körpers wird laut DIN 4760 als regelmäßige oder unregelmäßige wiederkehrende Gestaltabweichung in sechs Gruppen unterteilt. Die erste und zweite Ordnung beschreiben Formabweichung und Welligkeit, Ordnung 3-6 umfassen unter dem Begriff Rauheit auch Rillen, Riefen und die Gefügestruktur.

Ordnungssystem für Gestaltabweichungen nach DIN 4760

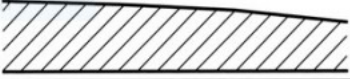
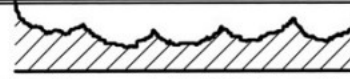
Gestaltabweichung (als Profilschnitt überhöht dargestellt)		Beispiele für die Art der Abweichung
Formabweichung	1. Ordnung: Formabweichungen 	Geradheits-, Ebenheits-, Rundheits- Abweichung
	2. Ordnung: Welligkeit 	Wellen
Rauheit	3. Ordnung: Rauheit 	Rillen
	4. Ordnung: Rauheit 	Riefen, Schuppen, Kuppen
	5. Ordnung: Rauheit Nicht mehr in einfacher Weise bildlich darstellbar	Gefügestruktur
	6. Ordnung: Nicht mehr in einfacher Weise bildlich darstellbar	Gitteraufbau des Werkstoffes
		Die Gestaltabweichungen 1. bis 4. Ordnung überlagern sich zur Istoberfläche

Abb. 2: Gestaltabweichungen nach DIN 4760 (Labisch und Weber, 2004); in sechs Ordnungen werden die verschiedenen Formen der Gestaltabweichung differenziert

Eine Messgröße zur Beschreibung der Rauheit ist der mittlere Rauwert R_a . Dieser ist laut DIN 4287 das arithmetische Mittel der Profilabweichung des gefilterten Rauheitsprofils von der mittleren Linie innerhalb einer definierten Einzelmessstrecke. Der Parameter S_a beschreibt die erweiterte Betrachtung in der Fläche.

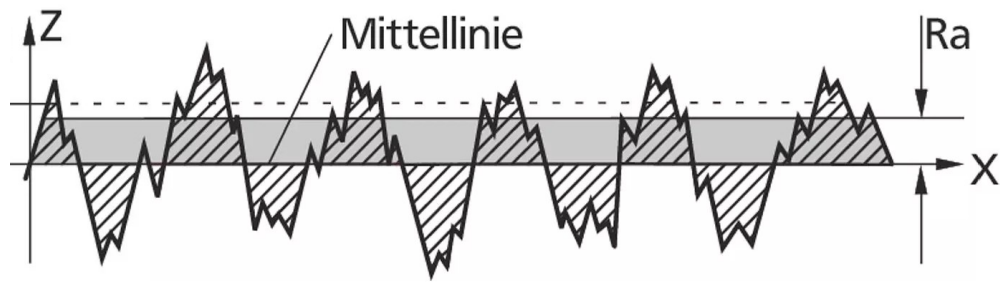


Abb. 3: Mittenrauwert R_a (Mahr); abgebildet ist die Profilabweichung (Z-Achse) über eine Strecke (X-Achse) und grau hinterlegt der Mittenrauwert R_a

Für die Messung der Oberflächenrauigkeit können mechanische Tastschnittverfahren angewendet werden, zu welchen das Profilometer und das Perthometer gehören. Daneben wird bei der Konfokalmikroskopie die Oberfläche lichtmikroskopisch punktuell abgetastet, wodurch ein digitales Bild entsteht (Leach, 2011). Bei dieser Methode zur 3D Bildgebung wird das vom Objekt emittierte Licht mit einer Linse gebündelt und vor dem Detektor durch eine Blende selektiert um eine Verfälschung durch Streulicht zu reduzieren. Eine Multi-Pinhole-Disk ermöglicht die zeitgleiche Erfassung mehrerer Punkte und durch ihre Rotation entsteht ein lückenloses Bild.

Neben der Rauheit kann auch der Glanz als Oberflächenparameter beurteilt werden. Diesen neben der Rauheit separat zu bewerten ist sinnvoll, da zwischen Glanz und Rauheit kein proportionaler Zusammenhang besteht (Takahashi et al., 2013). Glanz ist das Maß für die Lichtreflexion einer Oberfläche. Als Reflexion wird der Lichtanteil, der von der Oberfläche eines Körpers wegen seiner Oberflächenbeschaffenheit zurückfällt, beschrieben (Knauer, 2002). Die Bestimmung des Glanzgrads erfolgt durch fotoelektrische Messung des reflektierten Lichts.

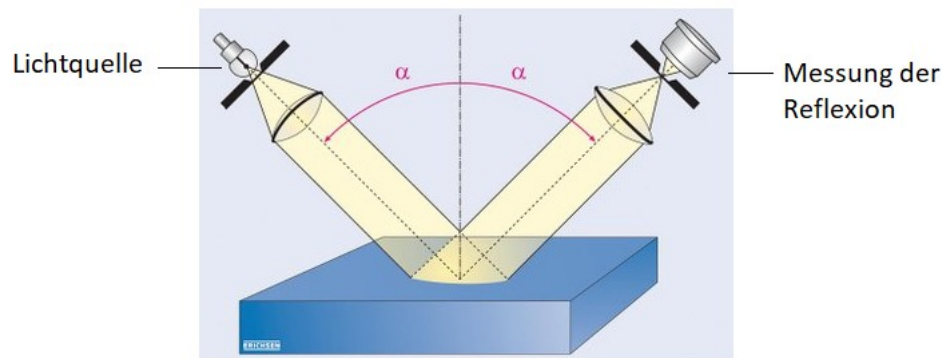


Abb. 4: Prinzip der Glanzmessung (Erichsen); bei der Glanzmessung wird das von der Oberfläche reflektierte Licht gemessen

Der Glanz wird in Glanzgrad GU (Glossunits) angegeben, in der Regel mit Werten zwischen 0 und 100. Jedoch können abhängig von der Kalibrierung auch Werte über 100 gemessen werden.

In der Praxis kommt es öfter zu dem Fehler, dass glänzend als poliert definiert wird, so dass der Bestimmung beider Parameter eine hohe Relevanz bemessen werden kann.

1.2. Ziele der Arbeit

In der Zahnmedizin haben sich heute verschiedene zahnfarbene Restaurationsmaterialien etabliert mit unterschiedlichen Materialeigenschaften und Härten. Ebenso bietet der Markt hier eine Vielzahl von Poliersystemen, die sich teils für spezielle Werkstoffe, teils aber auch für alle zahnfarbenen Restaurationsmaterialien eignen sollen.

Ziel dieser In-Vitro-Studie ist, den Poliereffekt verschiedener Poliersysteme in Bezug auf die Oberflächenrauheit und den Oberflächenglanz an verschiedenen zahnfarbenen Restaurationsmaterialien zu vergleichen.

Dabei soll festgestellt werden, ob bei der zahnärztlichen Behandlung verschiedene Poliersysteme für zahnfarbene Restaurationen nötig sind oder ob ein einziges Poliersystem für die Politur der verschiedenen Materialien ausreicht. Dabei soll auch betrachtet werden, inwiefern die einzelnen Poliersysteme spezifische Vorteile bei der Politur von Komposit und verschiedenen Keramiken haben.

2. Material und Methoden

2.1 Prüfkörper

Insgesamt wurden 336 Prüfkörper aus vier verschiedenen zahnfarbenen Werkstoffen hergestellt. Die Prüfkörper selbst wurden je Werkstoff als 84 flache Plättchen mit einem Durchmesser von 8 mm und einer Stärke von 4 mm angefertigt.



Abb.5: keramischer Prüfkörper vor dem Einkleben in die Halterung

Diese wurden dann in einem einheitlichen und standardisierten Verfahren mit zwei verschiedenen Körnungen angeraut und mit sieben Poliersystemen poliert. 16 Proben wurden zusätzlich hergestellt und nur angeraut, um einen Referenzwert zu den polierten Proben zu bilden. Als Werkstoffe wurden die drei dentalen Keramiken Lithiumdisilikat, Zirkoniumdioxid und Verblendkeramik sowie ein Komposit gewählt. Das gewählte Lithiumdisilikat ist e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), das Zirkoniumdioxid ist e.max CirCAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), als Verblendkeramik wurde e.max Ceram (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) und als Komposit Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) gewählt. Alle Materialien wurden von der Firma Ivoclar Vivadent für die Untersuchung zur Verfügung gestellt.

Aus dem Versuchsaufbau mit vier Werkstoffen, zwei Ausgangsrauigkeiten und sieben Poliersystemen ergeben sich insgesamt 56 Versuchsgruppen, von denen jeweils sechs gleiche Proben bearbeitet und ausgewertet wurden (N=6).

Tab. 1: die untersuchten Werkstoffe Lithiumdisilikat, Zirkoniumdioxid, Verblendkeramik und Komposit

Material	Produkt	Hersteller	Artikelnummer
Lithiumdisilikat	IPS e.max® CAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	626408
Zirkoniumdioxid	IPS e.max® ZirCAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	686870
Verblendkeramik	IPS e.max® Ceram	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	596976
Komposit	Tetric EvoCeram®	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	590313WW

2.2 Herstellung der Halterungen

Für die Prüfkörper wurden 336 zylindrische Halterungen aus Prothesenkunststoff PalaXpress (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) hergestellt um ein handliches und möglichst reproduzierbares Anrauen und Polieren zu ermöglichen. Diese haben an einer Kopfseite eine Aussparung mit ca. 9 mm Durchmesser, in welche die keramischen Probenkörper mit einem adhäsiven Befestigungszement (RelyX Unicem 2 Automix, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) festgeklebt wurden. Dabei wurden diese so positioniert, dass sie ca. 1 mm vorstehen, damit beim Anrauen möglichst nur die Proben Kontakt mit dem Schleifpapier haben und nicht die Halterungen. Das Komposit wurde direkt in die Hohlform geschichtet.

2.3 Vorversuche Prüfkörperherstellung

Um möglichst praxisnahe Voraussetzungen zu schaffen, wurde jeweils eine Probe von jedem Werkstoff zunächst mit einem Rotring- und Gelbringdiamanten mit einem Winkelstück angeraut und die Oberflächen mit denen aus dem Schleifgerät mit der entsprechenden Körnung eines Schleifpapiers verglichen (s. 4.5). Dabei konnte

insbesondere bei den härteren Werkstoffen festgestellt werden, dass mit dem Schleifgerät bei beiden Körnungen keine entsprechende Rauigkeit erreicht wurde. Deshalb wurden stattdessen Diamantschleifscheiben (Apex Hercules DGD, Bühler, Lake Bluff, IL, USA) der Körnung 30 μm und 45 μm verwendet. Mit diesen konnte eine optisch gleich raue Oberfläche wie mit den Diamanten im Winkelstück erzeugt werden bei einem konstanten Ergebnis bis zum letzten Probekörper. Die entsprechenden Körnungen der zahnärztlichen Diamanten betragen nach ISO Norm für den Rotring Diamant 46 μm und für den Gelbring Diamant 25 μm .

In der zahnärztlichen Praxis müssen Restaurationen häufig im Patientenmund angepasst werden. Diese Einschleifmaßnahmen werden intraoral meist mit rotierenden Instrumenten der hier verwendeten Körnung durchgeführt.

2.4 Herstellung Prüfkörper

Die Prüfkörper aus Lithiumdisilikat wurden aus e.max CAD Blöcken mit dem Fräsgerät Kompaktlinie M1 von Zirkonzahn gefräst. Dafür wurde die Form der Probenkörper in Wachs modelliert, eingescannt und einzeln gefräst. Anschließend wurden diese im Brennofen Ivoclar Vivadent Programat EP 3000 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) gebrannt.

Die eingescannte Prüfkörperform wurde auch für das Fräsen des Zirkoniumdioxids verwendet. Dabei wurde der Körper digital mehrfach in einen Blank gesetzt und mit dem selben Fräsgerät gefräst. Das Sintern erfolgte im Ofen Cercon heat (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland).

Die Verblendkeramik wurde auf einer Glasplatte in eine runde Hohlform geschichtet und anschließend im Sinterofen AUSTROMAT 624 (DEKEMA, Freilassing, Deutschland) gebrannt.

Für die Kompositprüfkörper wurde das Komposit direkt in die Halterungen geschichtet und mit UV-Licht im Wellenlängenbereich 385-515 nm polymerisiert.

Alle Materialien wurden entsprechend der Herstellerangaben verwendet.

2.5 Beschleifen der Prüfkörper

Die Prüfkörper wurden für eine gleichmäßige Rauigkeit mit einer Schleifmaschine angeraut. Dazu wurde die Probenschleifmaschine Phoenix 4000 der Firma Jean Wirtz verwendet. Die Probenkörper wurden mit gleicher Geschwindigkeit und gleichem Anpressdruck in der Schleifmaschine angeraut bis sich eine plane, gleichmäßig raue Oberfläche darstellte.

2.5.1 Aufbau Schleifgerät

Die Probenschleifmaschine Phoenix 4000 von Jean Wirtz besteht aus einer rotierenden Scheibe, auf welche das Schleifpapier gelegt wird, und einem von oben dagegen drückenden Probenkopf, an welchem sechs Proben gleichzeitig gesetzt werden können. Der einstellbare Anpressdruck wird auf jeden Probekörper einzeln ausgeübt. Dabei kann gewählt werden, ob der Druck vor Beginn der Rotation oder während der Rotation des Schleiftellers ausgeübt wird. Des weiteren lässt sich die Umdrehungszahl des Schleiftellers sowie die Schleifzeit einstellen. Die einstellbare Wasserzufuhr sorgt für die Kühlung der Proben während des Schleifvorgangs. Das Kühlwasser wird durch einen Spritzschutzring aufgefangen und abgeleitet.

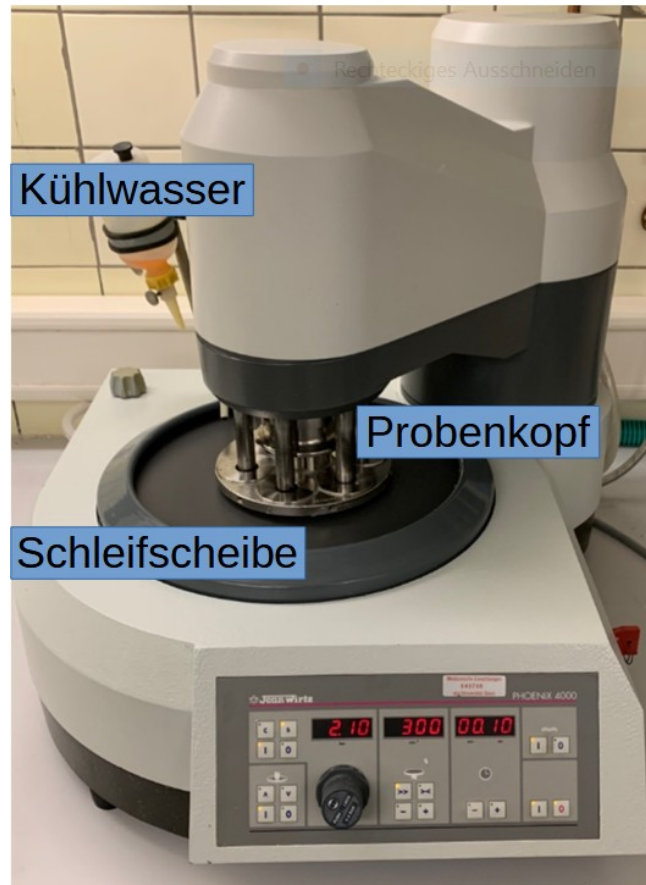


Abb. 6: Probenschleifmaschine Phoenix 4000 von Jean Wirtz

2.5.2 Schleifvorgang

Je sechs Proben wurden in die Halterung der Schleifmaschine eingesetzt und bei einem Anpressdruck von 2,3 bar und einer Umdrehungszahl von 300 U/min unter Wasserkühlung angeraut. Aufgrund unterschiedlicher Materialhärten ergab sich eine Schleifzeit von 30 s beim Komposit, 60 s bei der Verblendkeramik, 80 s beim Lithiumdisilikat und 200 s beim Zirkoniumdioxid. Dabei wurden die Zeiten so gewählt, dass sich eine optisch plane und gleichmäßig angeraute Oberfläche ergab. Für jeden der vier Werkstoffe wurden jeweils 42 Proben mit den Diamantscheiben mit 30 μm und 45 μm beschliffen.

2.6 Politur der Prüfkörper

Die Probekörper wurden mit sieben verschiedenen Poliersystemen, welche für die intraorale Politur geeignet sind, poliert. Für jeden Werkstoff und jede Ausgangsrauigkeit wurden sechs Proben mit dem gleichen System poliert, um möglichst reproduzierbare Werte zu erhalten. Entsprechend wurden 336 Proben poliert. Dabei wurde eine Polierzeit von einer Minute je Polierer gewählt, sodass sich bei den Poliersystemen bestehend aus einem bis drei Polierern eine Polierzeit von einer Minute bis drei Minuten ergab. Alle Polierer sind für die intraorale Anwendung mit dem grünen Winkelstück geeignet und wurden mit der vom Hersteller angegebenen Bereich der Umdrehungszahl verwendet. Wenn diese nicht direkt angegeben waren, wurde einheitlich eine Umdrehung von 6.000 U/min gewählt. Der Anpressdruck wurde regelmäßig mit einer Waage kontrolliert, um eine gleichmäßige Kraft von 1,5 N zu erreichen. Die Polierer wurden schräg so an die Probekörper gehalten, dass die Kontaktfläche möglichst groß war. Es wurde mit permanenter Bewegung aus dem Handgelenk und den Fingern poliert, damit dabei möglichst keine Wellen in der Oberfläche entstanden. Bei den mehrstufigen Poliersystemen wurden die nächst feinere Stufe um 90 Grad versetzt benutzt, um die entstandenen Schleifriefen möglichst gut zu entfernen. Für jede Gruppe der Proben wurden fabrikneue Polierer verwendet, damit die Abnutzung der Polierer zu keiner Verfälschung der Ergebnisse zwischen den Werkstoffen und Poliersystemen führt.

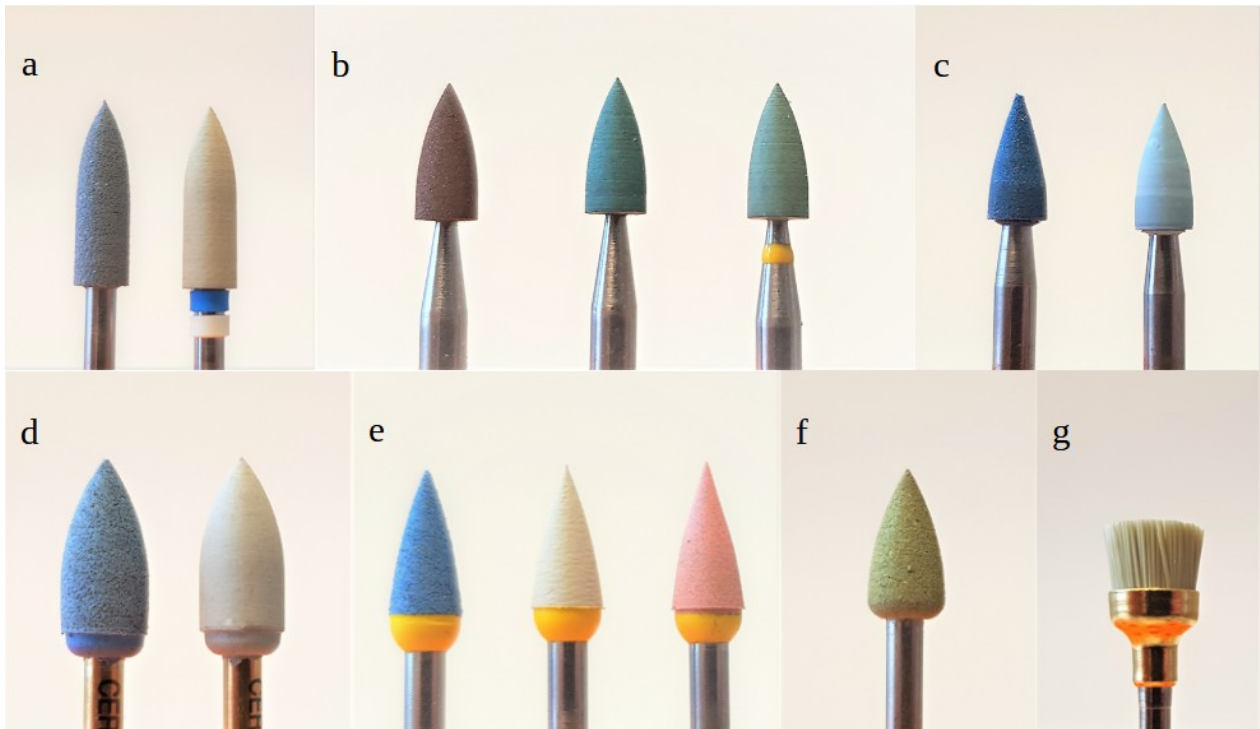


Abb. 7: verwendete intraorale Polierer: a: Shofu CeraMaster (SHOFU DENTAL GmbH, Ratingen, Deutschland), b: Brownie/ Greenie/ Supergreenie (SHOFU DENTAL GmbH, Ratingen, Deutschland), c: OptraGloss (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), d: Komet (DENTAL Brasseler GmbH, Sitz Lemgo, Deutschland), e: EVE DIAPOL (EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Deutschland), f: KERR (Kerr Dental, Brea, USA), g: Occlubrush (Kerr Dental, Brea, USA)

Zudem wurde für jeden Werkstoff eine Probe so weit poliert, dass sich optisch eine maximal glatte und glänzende Oberfläche darstellte, unabhängig von der benötigten Zeit. Die entsprechenden Messwerte werden im Folgenden als Ra_{max} und $Glanz_{max}$ beschrieben.

2.6.1 Shofu CeraMaster (SHOFU DENTAL GmbH, Ratingen, Deutschland)

CeraMaster Coarse von Shofu ist ein Poliersystem bestehend aus zwei Gummipolierern mit imprägnierten Diamantkörnern. Er ist für die Politur von Keramikrestorationen vorgesehen und soll mit einer maximalen Drehzahl von 20.000 U/min verwendet werden.

2.6.2 Shofu Brownie, Greenie, Supergreenie (SHOFU DENTAL GmbH, Ratingen, Deutschland)

Brownie, Greenie und Supergreenie sind Polierer aus Silikon für die Politur von nicht näher bestimmten Zahnrestorationen, wobei sie ursprünglich nur für die Politur

metallischer Restaurationen vorgesehen waren. Sie sollten bis zu einer Umdrehungszahl von 30.000 U/min verwendet werden.

2.6.3 Ivoclar vivadent OptraGloss (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)

OptraGloss ist ein Universalpolierer für die intra- und extraorale Anwendung mit einem Vorpolierer und einem Hochglanzpolierer. Diese setzen sich zusammen aus Polyurethan, Bindungshilfstoffen, Pigmenten, Diamantgranulat und zusätzlich Baumwollfasern im Hochglanzpolierer. Laut Hersteller eignet sich dieses Poliersystem für diverse Keramiken und Komposite, wobei bei letzteren nur die Politur mit dem Hochglanzpolierer empfohlen wird. Bei der Politur ist eine Umdrehungszahl von max. 10.000/min empfohlen und bei intraoraler Anwendung eine Wasserkühlung mit mind. 50 ml/min.

2.6.4 Komet dental ZrO₂ Polierer (DENTAL Brasseler GmbH, Sitz Lemgo, Deutschland)

Für die Komet dental ZrO₂ Polierer gibt der Hersteller eine maximale Umdrehung von 15.000 U/min und eine optimale Anwendung bei 6.000 U/min an.

2.6.5 EVE DIAPOL W16D (EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Deutschland)

EVE DIAPOL W16D sind drei diamantierte Polierer für die Politur von Keramik und Metall, die bei einer Umdrehungszahl von 7.000-12.000 U/min verwendet werden sollten.

2.6.6 KERR Identoflex (Kerr Dental, Brea, USA)

Identoflex von Kerr ist ein Polierer für die Ausarbeitung und Politur von dentalen Kunststoffen. Er setzt sich aus Silikongummi, Siliziumkarbid, Aluminiumoxid, Siliziumoxid, Polyamid und Diamantpartikeln. Laut Hersteller kann die Politur mit oder ohne Wasserkühlung erfolgen. Dabei soll eine maximale Umdrehungszahl von 5.000 bzw. 20.000 U/min nicht überschritten werden.

2.6.7 Occlubrush (Kerr Dental, Brea, USA)

Die verwendeten Occlubrush Bürsten bestehen aus einem synthetischen Polymer und Siliziumkarbid. Sie sind für die Vor- und Hochglanzpolitur von Kompositen,

Glasionomeren und Keramiken geeignet. Sie sollen bei einer Umdrehung von bis zu 5.000 U/min trocken angewendet werden.

Tab. 2: Polierprotokoll; Anwendung der Polierer

	Anzahl Polierer	Umdrehungszahl in U/min	Wasserkühlung
Shofu CeraMaster (SHOFU DENTAL GmbH, Ratingen, Deutschland)	2	6.000	nein
Shofu Brownie, Greenie, Supergreenie (SHOFU DENTAL GmbH, Ratingen, Deutschland)	3	6.000	ja
Komet dental ZrO ₂ Polierer (DENTAL Brasseler GmbH, Sitz Lemgo, Deutschland)	2	6.000	ja
EVE DIAPOL W16D (EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Deutschland)	3	7.000	ja
ivoclar vivadent Optragloss (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)	2	6.000	ja
KERR Identoflex (Kerr Dental, Brea, USA)	1	6.000	ja
Occlubruch – Optishine (Kerr Dental, Brea, USA)	1	5.000	nein

2.7 Messung Oberflächenrauheit

Zur Messung der Oberflächenrauheit wurde das Konfokalmikroskop MarSurf CM explorer vom Hersteller Mahr (Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland) verwendet.



Abb. 8: MahrSurf CM explorer, Mahr

Neben den polierten Proben wurden auch jeweils zwei Proben eines Materials und einer Ausgangsrauigkeit gemessen, damit beim Vergleich der Poliersysteme die Ausgangssituation als Referenz vorliegt. Die Proben wurden unter 20- und 50-facher Vergrößerung mikroskopiert. Die Belichtung wurde manuell eingestellt, nachdem das Objekt fokussiert wurde. Bei 20-facher Vergrößerung wurde ein Messfeld von 320 x 320 µm gewählt, bei 50-facher Vergrößerung ein Messfeld von 160 x 160 µm. Aus diesem Flächenausschnitt wurde gemäß DIN EN ISO 25178 dreidimensional die Rauheit bestimmt (S_a).

Die Einstellung erfolgte nach einem zweitägigen Training durch die Firma Mahr.

2.8 Messung Oberflächenglanz

Für die Glanzmessung wurde das Rhopoint Novo-Curve 60° Glanzmessgerät (Rhopoint Instruments Ltd, St Leonards on Sea, East Sussex, UK) verwendet. Dieses misst den Glanz bei einem Winkel von 60°.



Abb. 9: Rhopoint Novo-Curve 60°, Rhopoint Instruments

Vor der Messung und in regelmäßigen Abständen während der Messung wurde das Gerät mit der Kalibrierplatte kalibriert bzw. kontrolliert. Der Glanz wurde möglichst mittig an den Proben gemessen. Für jede Probe wurden drei Messwerte erhoben und daraus das arithmetische Mittel gebildet. Dieses wurde in der Auswertung betrachtet.

2.9 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung wurde das Programm GraphPad Prism 5 verwendet. Über die One-Way ANOVA und dem post-hoc Tukey's Multiple Comparison Test wurde die Signifikanz der Unterschiede der Ergebnisse festgestellt. Dabei wurden für jeden Werkstoff die Poliersysteme verglichen und zusätzlich der Einfluss der Ausgangsrauigkeit.

3. Ergebnisse

3.1 Ergebnisse Rauigkeit

Bei allen Werkstoffen zeigten sich die höchsten S_a Werte bei den Proben, die mit dem Schleifpapier mit 45 μm Körnung (entsprechend Rotring Diamant) angeraut wurden. Bei dem Schleifpapier mit 30 μm Körnung (entsprechend Gelbring Diamant) waren die S_a Werte niedriger und die niedrigsten Werte wurden bei den maximal polierten Proben erreicht.

In der Literatur wird ein angestrebter S_a Wert von 0,2 μm angegeben, um eine möglichst geringe Plaqueakkumulation zu erreichen (Quirynen et al., 1996; Heitze et al., 2006).

In den Diagrammen ist die Ausgangsrauigkeit für gelb mit der gelb gestrichelten Linie sowie der angestrebte Wert von 0,2 μm mit der rot gestrichelten Linie markiert.

3.1.1 Lithiumdisilikat

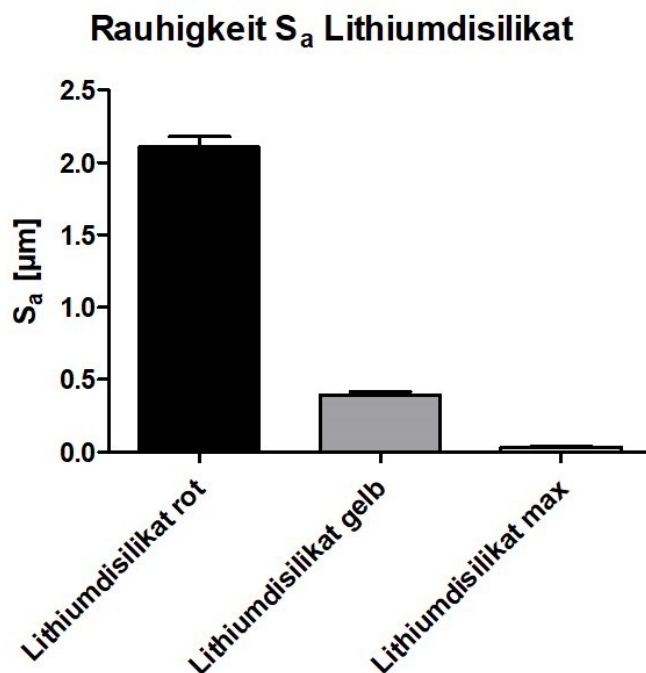


Abb. 10: Ausgangsrauigkeit S_a von Lithiumdisilikat nach dem Anrauen mit Rotringdiamant, Anrauen mit Gelbringdiamant und maximaler Politur in μm

Die Ausgangsrauigkeit von Lithiumdisilikat rot lag bei $S_a = 2,1 \pm 0,07 \mu\text{m}$, von Lithiumdisilikat gelb bei $S_a = 0,39 \pm 0,03 \mu\text{m}$. Für die maximal polierte Oberfläche ergab sich ein Wert von $0,03 \pm 0,01 \mu\text{m}$.

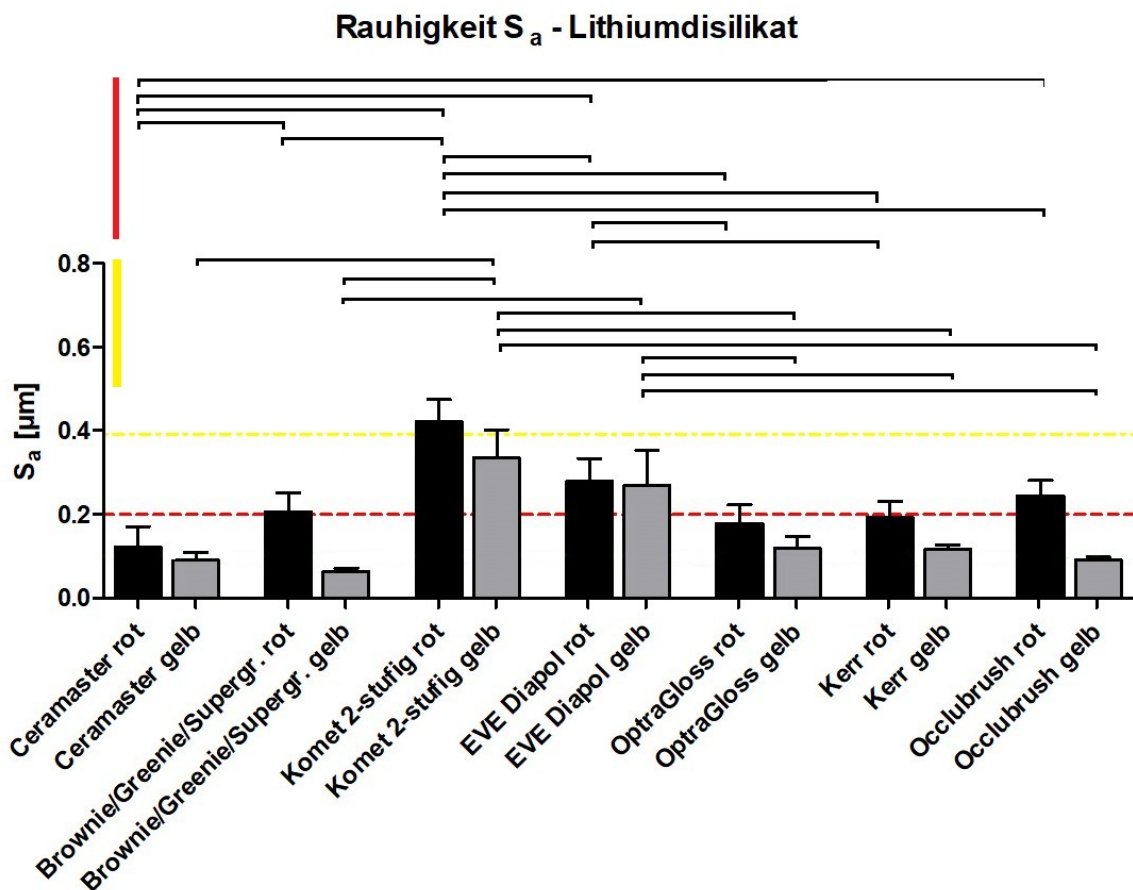


Abb. 11: Rauigkeit S_a von Lithiumdisilikat in μm nach Politur mit entsprechendem Poliersystem; die gelb gestrichelte Linie bildet die Ausgangsrauigkeit für gelb ab, die rot gestrichelten Linie bildet den angestrebte Wert von $0,2 \mu\text{m}$ ab. Oben sind die signifikanten Unterschiede für rot und gelb jeweils markiert.

Nach der Politur mit den jeweiligen Poliersystemen lagen die S_a Werte zwischen $0,12 \pm 0,05 \mu\text{m}$ (Ceramaster) und $0,42 \pm 0,05 \mu\text{m}$ (Komet) für rot und zwischen $0,06 \pm 0,01 \mu\text{m}$ (Brownie/Greenie/Supergreenie) und $0,33 \pm 0,07 \mu\text{m}$ (Komet) für gelb.

Ein S_a Wert unter dem Grenzwert von $0,2 \mu\text{m}$ wurde nicht erreicht mit dem 2-stufigen Komet Poliersystem und EVE Diapol bei beiden Ausgangsrauigkeiten sowie bei Brownie/Greenie/Supergreenie und Occlubrush rot.

Signifikante Unterschiede im Ergebnis abhängig von der Ausgangsrauigkeit ließen sich bei Brownie/Greenie/Supergreenie, Komet, OptraGloss, Kerr und Occlubrush feststellen.

3.1.2 Zirkoniumdioxid

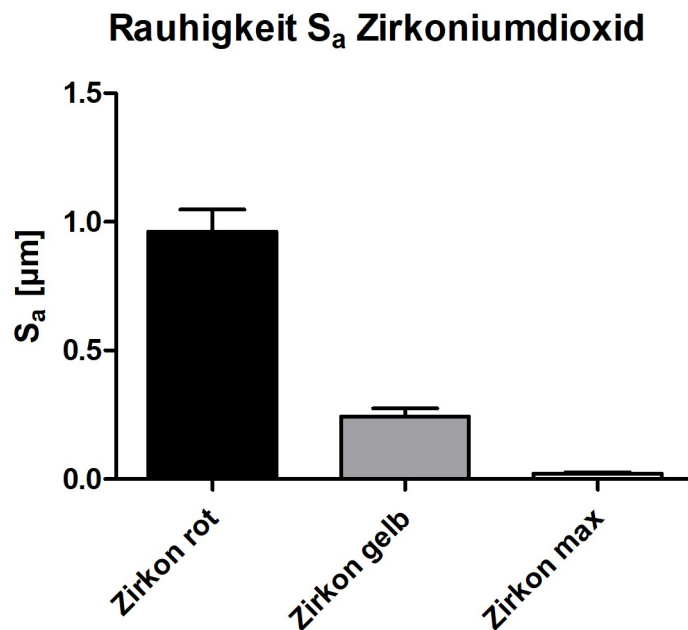


Abb. 12: Ausgangsrauigkeit S_a von Zirkoniumdioxid nach dem Anrauen mit Rotringdiamant, Anrauen mit Gelbringdiamant und maximaler Politur in μm

Die Ausgangsrauigkeit von Zirkoniumdioxid rot lag bei $S_a = 0,96 \pm 0,09 \mu\text{m}$, gelb bei $S_a = 0,24 \pm 0,03 \mu\text{m}$. Für die maximal polierte Oberfläche ergab sich ein Wert von $0,02 \pm 0,01 \mu\text{m}$.

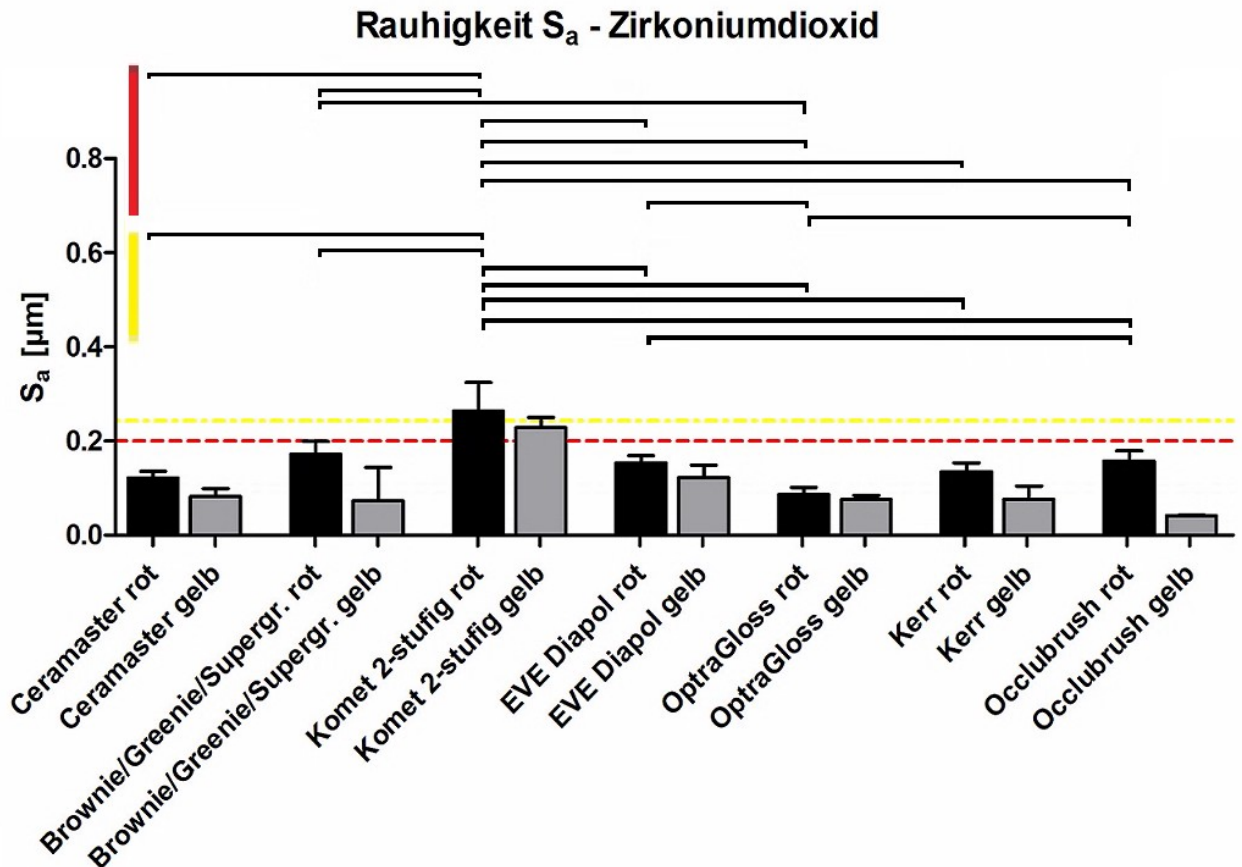


Abb. 13: Rauigkeit S_a von Zirkoniumdioxid in µm nach Politur mit entsprechendem Poliersystem; die gelb gestrichelte Linie bildet die Ausgangsrauigkeit für gelb ab, die rot gestrichelten Linie bildet den angestrebte Wert von 0,2 µm ab. Oben sind die signifikanten Unterschiede für rot und gelb jeweils markiert.

Nach der Politur lagen die S_a Werte für rot zwischen $0,09 \pm 0,02$ µm (OptraGloss) und $0,26 \pm 0,06$ µm (Komet) und zwischen $0,04 \pm 0,002$ µm (Occlbrush) und $0,23 \pm 0,02$ µm (Komet) für gelb.

Ein S_a Wert unter dem Grenzwert von 0,2 µm wurde nicht erreicht mit dem 2-stufigen Komet Poliersystem bei beiden Ausgangsrauigkeiten.

Signifikante Unterschiede im Ergebnis abhängig von der Ausgangsrauigkeit ließen sich bei Ceramaster, Brownie/Greenie/Supergreenie, EVE Diapol, Kerr und Occlbrush feststellen.

3.1.3 Verblendkeramik

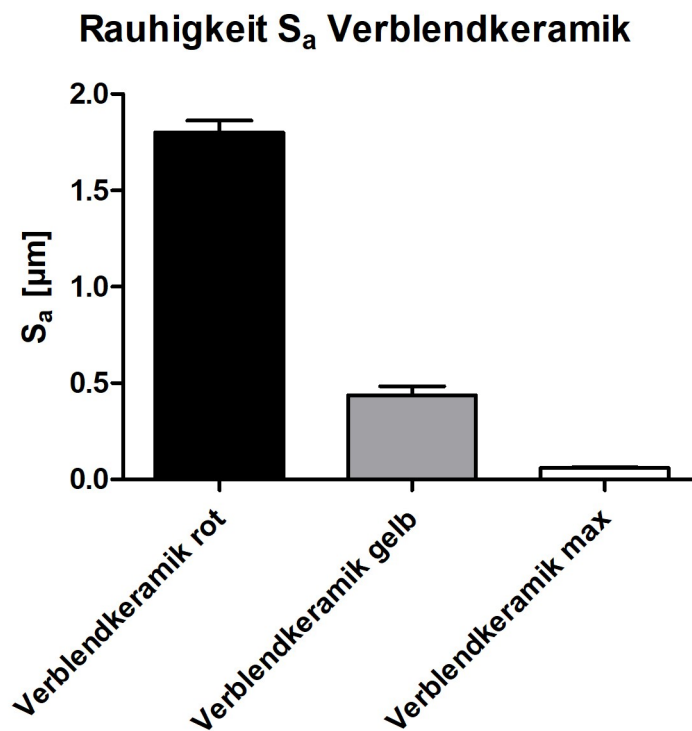


Abb. 14: Ausgangsrauigkeit S_a von Verblendkeramik nach dem Anrauen mit Rotringdiamant, Anrauen mit Gelbringdiamant und maximaler Politur in μm

Die Ausgangsrauigkeit der Verblendkeramik rot lag bei $S_a = 1,8 \pm 0,06 \mu\text{m}$, gelb bei $S_a = 0,44 \pm 0,04 \mu\text{m}$. Für die maximal polierte Oberfläche ergab sich ein Wert von $0,06 \pm 0,04 \mu\text{m}$.

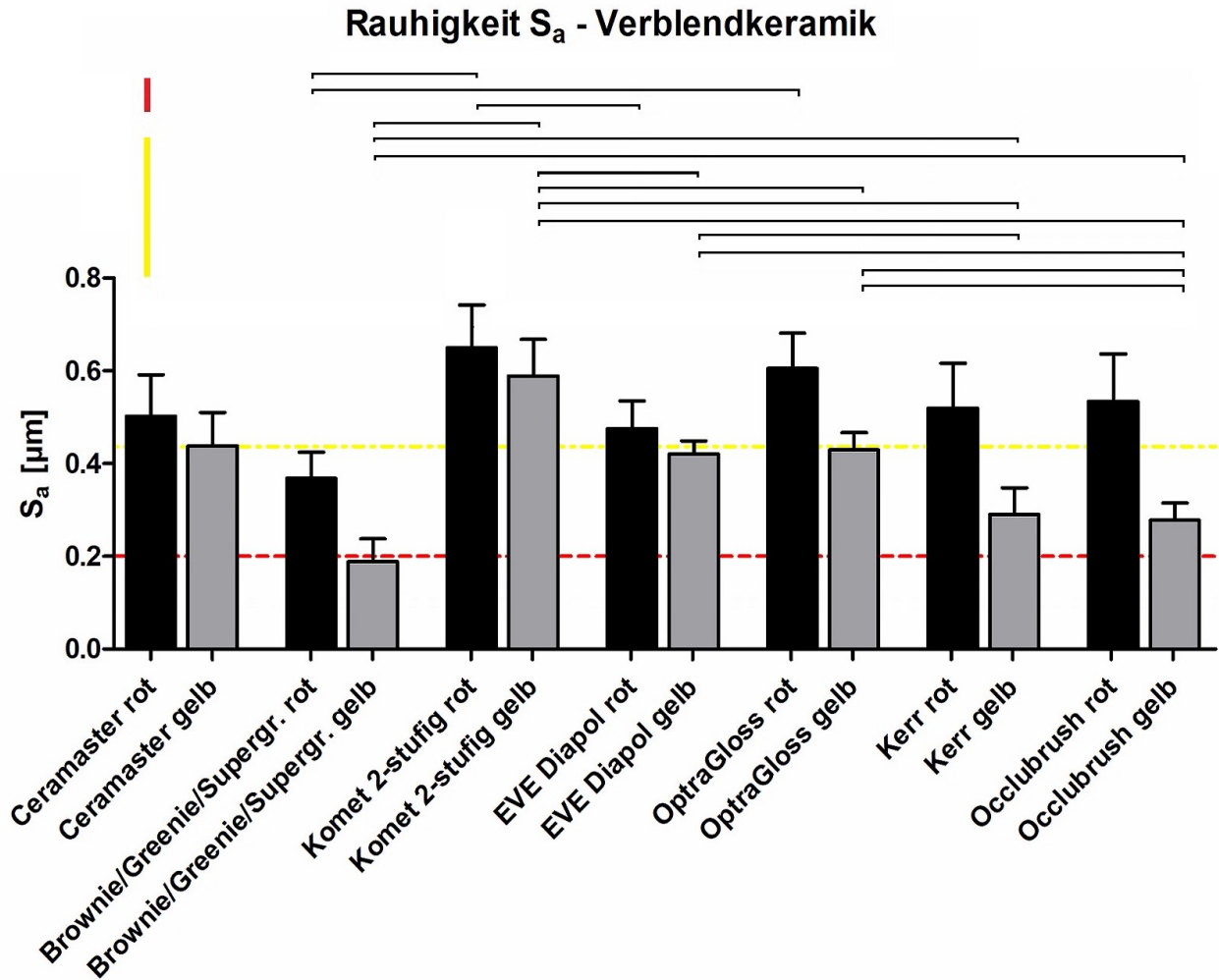


Abb. 15: Rauigkeit S_a von Verblendkeramik in μm nach Politur mit entsprechendem Poliersystem; die gelb gestrichelte Linie bildet die Ausgangsrauigkeit für gelb ab, die rot gestrichelten Linie bildet den angestrebte Wert von $0,2 \mu\text{m}$ ab. Oben sind die signifikanten Unterschiede für rot und gelb jeweils markiert.

Die S_a Werte für rot lagen nach der Politur zwischen $0,37 \pm 0,06 \mu\text{m}$ (Brownie/Greenie/Supergreenie) und $0,65 \pm 0,09 \mu\text{m}$ (Komet) und für gelb zwischen $0,19 \pm 0,05 \mu\text{m}$ (Brownie/Greenie/Supergreenie) und $0,59 \pm 0,08 \mu\text{m}$ (Komet).

Ein S_a Wert unter dem Grenzwert von $0,2 \mu\text{m}$ wurde nur mit Brownie/Greenie/Supergreenie bei der Ausgangsrauigkeit gelb erreicht.

Einen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis hatte die Ausgangsrauigkeit bei Brownie/Greenie/Supergreenie, OptraGloss, Kerr und Occlubrush.

3.1.4 Komposit

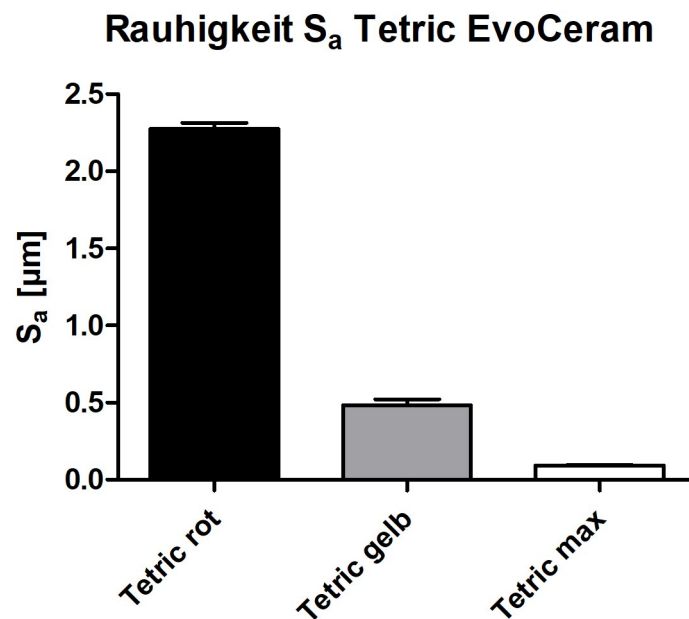


Abb. 16: Ausgangsrauigkeit S_a von Komposit nach dem Anrauen mit Rotringdiamant, Anrauen mit Gelbringdiamant und maximaler Politur in μm

Die Ausgangsrauigkeit bei Tetric EvoCeram rot lag bei $S_a = 2,27 \pm 0,04 \mu\text{m}$, gelb bei $S_a = 0,48 \pm 0,04 \mu\text{m}$. Für die maximal polierte Oberfläche ergab sich ein Wert von $0,09 \pm 0,004 \mu\text{m}$.

Rauhigkeit S_a - Tetric Evoceram

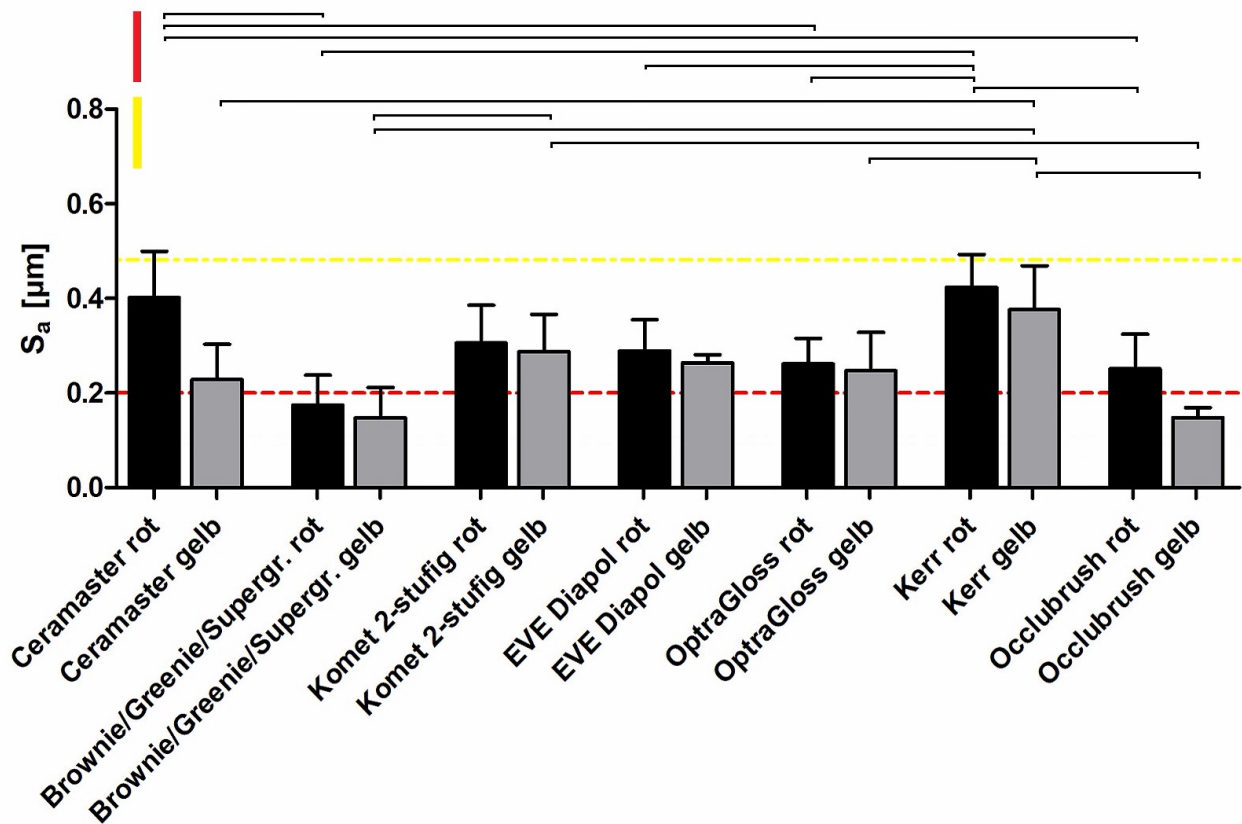


Abb. 17: Rauigkeit S_a von Komposit in µm nach Politur mit entsprechendem Poliersystem; die gelb gestrichelte Linie bildet die Ausgangsrauigkeit für gelb ab, die rot gestrichelten Linie bildet den angestrebte Wert von 0,2 µm ab. Oben sind die signifikanten Unterschiede für rot und gelb jeweils markiert.

Die S_a Werte für rot lagen nach der Politur zwischen $0,18 \pm 0,06$ µm (Brownie/Greenie/Supergreenie) und $0,42 \pm 0,07$ µm (Kerr) und für gelb zwischen $0,15 \pm 0,02$; $0,06$ µm (Occlubrush; Brownie/Greenie/Supergreenie) und $0,38 \pm 0,09$ µm (Kerr). Ein S_a Wert unter dem Grenzwert von 0,2 µm wurde mit Brownie/Greenie/Supergreenie bei beiden Ausgangsrauigkeiten und mit Occlubrush gelb erreicht.

Einen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis hatte die Ausgangsrauigkeit bei Ceramaster und Occlubrush.

3.2 Ergebnisse Glanz

In allen Gruppen bis auf Tetric poliert mit EVE Diapol konnten die höchsten Glanzwerte bei den Proben festgestellt werden, an welchen vor der Politur das Anrauen mit dem feineren Schleifpapier entsprechend dem Gelbring Diamanten durchgeführt wurde.

Grundsätzlich wurden die höchsten Werte bei Zirkoniumdioxid erreicht, die niedrigsten GU-Werte konnten beim Komposit verzeichnet werden.

3.2.1 Lithiumdisilikat

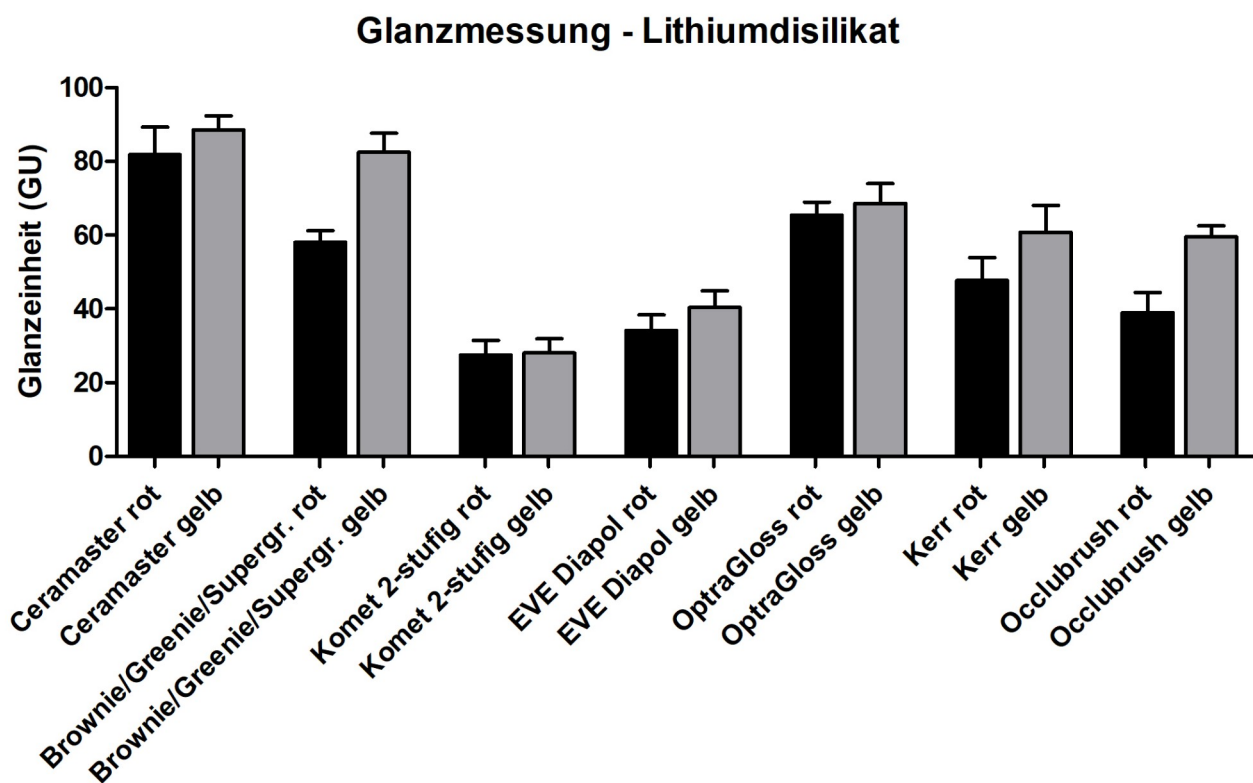


Abb. 18: Glanz von Lithiumdisilikat in GU nach Politur mit entsprechendem Poliersystem

Nach der Politur lagen die Glanzwerte bei Lithiumdisilikat zwischen $27,44 \pm 3,98$ GU (Komet) und $81,78 \pm 7,55$ GU (Brownie/Greenie/Supergreenie) für rot und zwischen $28,06 \pm 3,85$ GU (Komet) und $88,55 \pm 3,85$ GU (Brownie/Greenie/Supergreenie) für gelb.

Signifikante Unterschiede im Ergebnis abhängig von der Ausgangsrauigkeit ließen sich bei Brownie/Greenie/Supergreenie, EVE Diapol, Kerr und Occlubrush feststellen.

3.2.2 Zirkoniumdioxid

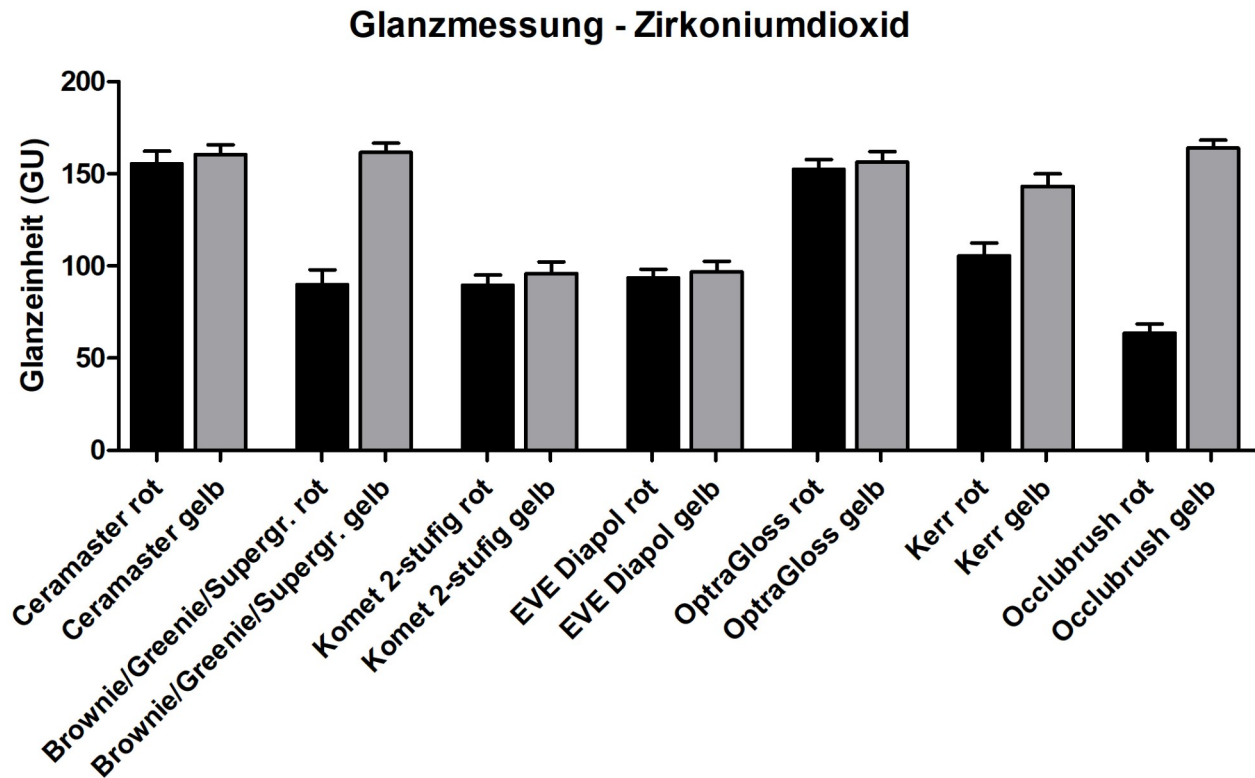


Abb. 19: Glanz von Zirkoniumdioxid in GU nach Politur mit entsprechendem Poliersystem

Bei Zirkoniumdioxid lag der Glanz nach Politur bei rot zwischen $63,5 \pm 5,15$ GU (Occlubrush) und $155,39 \pm 6,85$ GU (Brownie/Greenie/Supergreenie) und für gelb zwischen $95,98 \pm 6,3$ GU (Komet) und $163,84 \pm 4,41$ GU (Occlubrush).

Signifikante Unterschiede abhängig von der Ausgangsrauigkeit ließen sich bei Brownie/Greenie/Supergreenie, Kerr und Occlubrush feststellen.

3.2.3 Verblendkeramik

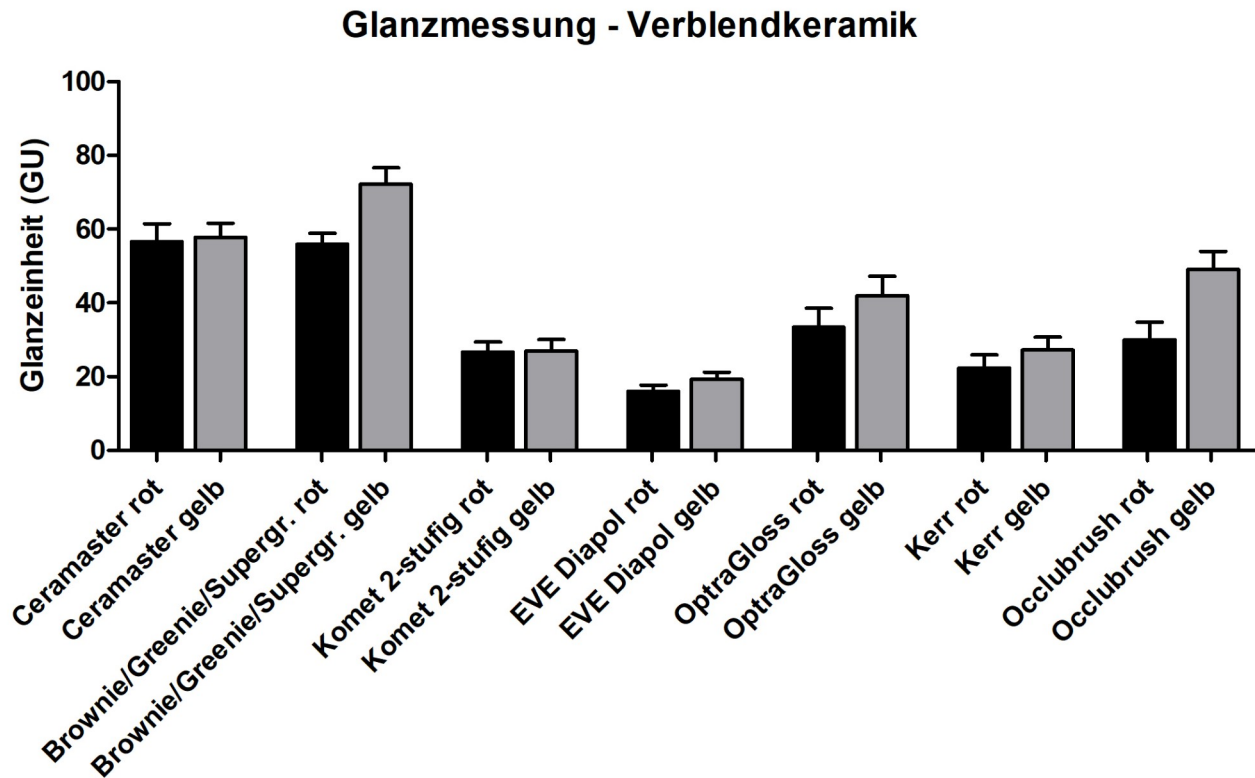


Abb. 20: Glanz von Verblendkeramik in GU nach Politur mit entsprechendem Poliersystem

Die Glanzwerte bei der Verblendkeramik lagen zwischen $16,04 \pm 1,67$ GU (EVE Diapol) und $56,61 \pm 4,89$ GU (Ceramaster) für rot und zwischen $19,31 \pm 1,93$ GU (EVE Diapol) und $72,19 \pm 4,47$ GU (Brownie/Greenie/Supergreenie) für gelb.

Signifikante Unterschiede im Ergebnis abhängig von der Ausgangsrauigkeit lagen bei Brownie/Greenie/Supergreenie, EVE Diapol, OptraGloss, Kerr und Occlubrush vor.

3.2.4 Komposit

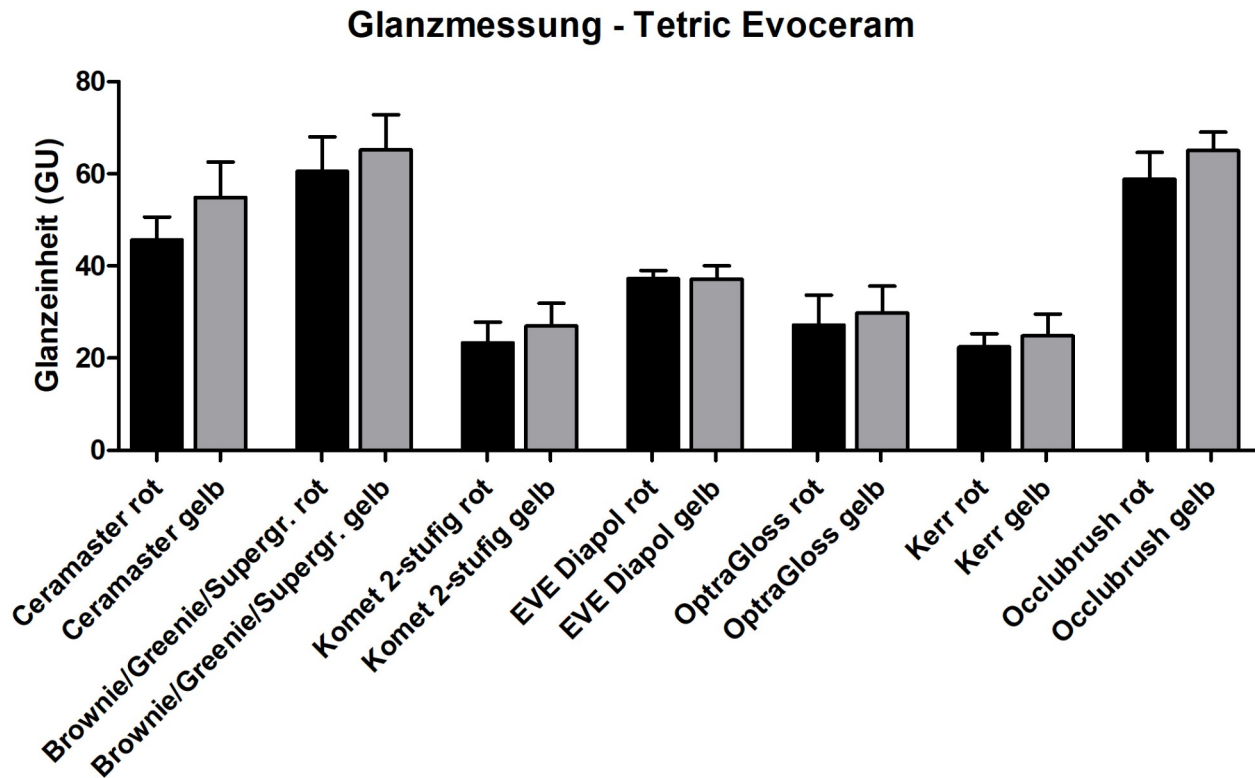


Abb. 21: Glanz von Komposit in GU nach Politur mit entsprechendem Poliersystem

Beim Komposit lagen die Glanzwerte nach der Politur zwischen $22,42 \pm 2,88$ GU (Kerr) und $60,47 \pm 7,55$ GU (Brownie/Greenie/Supergreenie) für rot und zwischen $24,84 \pm 4,73$ GU (Kerr) und $65,18 \pm 7,68$ GU (Brownie/Greenie/Supergreenie) für gelb.

Signifikante Unterschiede abhängig von der Ausgangsrauigkeit ließen sich bei Ceramaster feststellen.

3.3 Vergleich der Poliersysteme

Anhand des Grenzwertes Sa von 0,2 µm lässt sich die Eignung der Poliersysteme für die jeweiligen Werkstoffe feststellen.

Tab. 3: erreichter Grenzwert Sa von 0,2 µm nach entsprechender Politur (✓=erreicht; X=nicht erreicht; ~=fast erreicht – unter 0,25 µm)

	Lithiumdisilikat		Zirkoniumdioxid		Verblendkeramik		Komposit	
	rot	gelb	rot	gelb	rot	gelb	rot	gelb
Ceramaster	✓	✓	✓	✓	X	X	X	~
Brownie, Greenie...	~	✓	✓	✓	X	✓	✓	✓
Komet	X	X	X	~	X	X	X	X
EVE	X	X	✓	✓	X	X	X	~
Optragloss	✓	✓	✓	✓	X	X	X	X
Kerr	✓	✓	✓	✓	X	X	X	X
Occlubrush	~	✓	✓	✓	X	X	X	✓

Mit keinem Poliersystem konnte der Grenzwert von 0,2 µm für jede Gruppe erreicht werden. Mit Brownie, Greenie, Supergreenie konnte dieser für alle Werkstoffe mit der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring erreicht werden. Mit dem Poliersystem Komet wurde bei keiner Gruppe der Grenzwert erreicht.

Die höchsten Rauigkeiten wurden bei der Verblendkeramik gemessen, hier wird der Grenzwert nur mit Brownie, Greenie, Supergreenie bei Gelbring erreicht. Die niedrigste Rauigkeit lag bei den Ergebnissen vom Zirkoniumdioxid.

Entsprechend wurden auch die Glanzwerte miteinander verglichen.

Tab. 4: Glanzwerte in GU nach entsprechender Politur (auf ganze Zahlen gerundet; Werte ab dem Durchschnitt sind grau hinterlegt)

	Lithiumdisilikat		Zirkoniumdioxid		Verblendkeramik		Komposit	
	rot	gelb	rot	gelb	rot	gelb	rot	gelb
Ceramaster	82	89	155	160	57	58	46	55
Brownie, Greenie...	58	82	90	162	56	72	60	65
Komet	27	28	90	96	27	27	23	27
EVE	34	40	94	97	16	19	37	37
Optragloss	65	69	152	156	33	42	27	30
Kerr	48	61	106	143	22	27	22	25
Occlubrush	39	60	64	164	30	49	59	65
Ø	50	61	107	140	34	42	39	43

Mit Ceramaster und Brownie, Greenie, Supergreenie konnten bei allen Werkstoffen hohe Glanzwerte erreicht werden. Mit Komet und EVE wurden bei allen Werkstoffen Werte unter dem Durchschnitt erreicht. Mit Optragloss werden eher für Lithiumdisilikat und Zirkoniumdioxid, mit Occlubrush für Komposit höhere Glanzwerte gemessen.

Bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring werden immer höhere Glanzwerte erreicht außer bei der Verblendkeramik mit der Politur mit Komet und dem Komposit mit der Politur mit EVE.

Bei Zirkoniumdioxid wurden die höchsten Glanzwerte erreicht.

4. Diskussion

Bei einem vielfältigen und sich änderndem Angebot von dentalen, intraoralen Poliersystemen auf dem Markt stellt sich für den behandelnden Zahnarzt die Frage nach dem geeigneten Einsatz bei verschiedenen dentalen Werkstoffen. Diese Untersuchung befasst sich mit der Fragestellung, ob der Zahnarzt in seiner Praxis mehrere, für die jeweiligen Werkstoffe geeignete Poliersysteme benötigt oder ein universales Poliersystem genügt.

Dabei gilt es zu untersuchen, ob einige Poliersysteme sich nur für spezifische Werkstoffe eignen und mit welchem System bei welchem Werkstoff eine klinisch ausreichende Rauheit und ein hoher Glanz erzielt werden können. Auch ist für den Behandler ein möglicher Vorteil von ein-Polierer Systemen gegenüber mehrstufigen Poliersystemen interessant.

In der vorliegenden Untersuchung wurden vier Werkstoffe (Lithiumdisilikat, Zirkoniumdioxid, Verblendkeramik und Komposit) in mit zwei verschiedenen Körnungen maschinell angeraut und anschließend manuell mit dem Winkelstück mit jeweils sieben Poliersystemen poliert. Anschließend wurden die Rauigkeit und der Glanz gemessen und verglichen. Dabei stand die Eignung der Poliersysteme zur Politur der jeweiligen Werkstoffe im Vordergrund.

4.1 Material

Die zum Teil eingeschränkte Indikation durch die Hersteller für bestimmte Werkstoffe wurde hier vernachlässigt und alle Poliersysteme für jeden Werkstoff gleichermaßen verwendet. Anhand der Ergebnisse lässt sich zeigen, dass diese Einschränkung sich nicht im Ergebnis widerspiegelt und eine Politur auch für die anderen Werkstoffe gut geeignet sein kann. Zu diesem Schluss kommen auch Flury et al., (2010) und Matzinger (2018) bei ihren Untersuchungen zur Politur von CAD/CAM-Keramiken.

Bei der Betrachtung der Werkstoffe muss berücksichtigt werden, dass die Verblendkeramik und der Komposit selbst verarbeitet und geschichtet wurden und im Vergleich zum Lithiumdisilikat und zum Zirkoniumdioxid keine idealen industriellen Bedingungen vorliegen. Letzte wurden aus Rohlingen gefräst.

4.2 Methode

Die Proben wurden standardisiert angeraut und poliert um möglichst vergleichbare Werte zu erhalten. Dadurch, dass jede Kombination aus Poliersystem und Werkstoff sechs mal angefertigt und davon der Mittelwert ermittelt wurde, werden potentielle Ungenauigkeiten reduziert.

Für die Form der Prüfkörper wurde eine plane Fläche gewählt, was die Reproduzierbarkeit vereinfacht, jedoch von der klinischen Situation abweicht. Das notwendige Einschleifen von Restaurationen erfolgt häufig okklusal im Bereich störender Okklusions- und Artikulationskontakte punktuell, nicht großflächig und plan. Zudem wurden die jeweiligen Polierer der mehrstufigen Poliersysteme um 90° versetzt angewendet, was anhängig von der Zahnmorphologie z.T. nicht möglich ist und auch beim Arbeiten in der Mundhöhle eingeschränkt wird. Alternativ können auch Kronen statt planer Probekörper für solche Untersuchungen angefertigt werden für einen näheren klinischen Bezug.

Hier ist auch zu erwähnen, dass die Polierer zwar eine ähnliche, aber nicht die gleiche Form haben (s. Abb. 7) und somit die Kontaktfläche zum Versuchskörper variiert. Bei der Verwendung der Polierer von Komet wurden die höchsten Rauigkeiten bei den Proben gemessen, was auch an der eher runden statt Kegelform liegen kann. Dadurch ist die Kontaktfläche zum Probekörper eher punktuell und nicht wie bei den anderen Polierern flächig. Dass die Form der Polierkörper das Politurergebnis beeinflusst, beschreibt auch Baumstieger in ihrer Dissertation zur Politur unterschiedlicher Poliersysteme (2005).

4.2.1 Anrauen der Oberfläche

Das Anrauen der Proben in den Halterungen erfolgte standardisiert maschinell mit gleichem Schleifkörper, Anpressdruck und Geschwindigkeit. In Vorversuchen wurde zunächst Schleifpapier verwendet, welches nach einigen Schleifvorgängen Abnutzungen aufwies und trotz der Körnung von 30 µm und 45 µm an den Proben optisch glattere Oberflächen hinterließ als die entsprechenden Proben, die mit dem Winkelstück mit Gelbring und Rotring Diamanten angeraut wurden. Für ein konstantes Anrauen aller Proben wurden deswegen diamantierte Schleifscheiben verwendet, welche optisch ähnliche Oberflächen schufen wie die Diamanten.

4.2.2 Politur

Eine ausreichende Politur ist nach der Oberflächenbearbeitung unerlässlich um eine geringere Plaqueanlagerung zu ermöglichen und das Risiko auf Gingivitis, Parodontitis und Karies zu reduzieren (Quirynen, 1994). Zudem wird der Antagonistenverschleiß dadurch verringert (Satheesh, 2012) und das Frakturrisiko minimiert (Tinschert et al., 1996).

Die Politur erfolgte manuell mit grünem Winkelstück. Trotz regelmäßigen Kalibrierens mittels Waage könnte es durch Ermüdung zu einem inkonstanten Anpressdruck und damit zu einem veränderten Ergebnis kommen. Während in anderen Untersuchungen auch maschinell mit konstantem Anpressdruck poliert wird (Köckritz, 2014), sollte das Polieren hier möglichst praxisnah und damit manuell erfolgen.

Zur Polierzeit ist anzumerken, dass eine Minute Polierzeit pro Polierer gewählt wurde. Entsprechend wurde die Oberfläche mit einem dreistufigen Poliersystem auch drei mal so lange bearbeitet wie mit einem ein-Polierer System. Die Zeit wurde so gewählt, da letztere gerade durch eine potentiell kürzere Polierzeit in der Praxis interessant sind. Alternativ hätte die Polierzeit für jedes Poliersystem gleichgesetzt werden können. Kozmacs et al. beschrieben in einer Studie zur Politur von monolithischen Zirkonkronen 2017, dass die Polierzeit keinen wesentlichen Einfluss auf das Ergebnis bei der Politur von Zirkoniumdioxid hatte.

Ergänzend zu den ausgewählten Polierkegeln kann in Zukunft auch die Keramikpolitur mit Ceroxid-Polierpaste untersucht und verglichen werden, mit welcher die Rauigkeit von Lithiumdisilikat effektiv reduziert werden kann. Dabei sollte parallel auch eine eventuelle Toxizität untersucht werden (Yamockul et al., 2023).

Eine Studie von Pott et al. (2018) vergleicht die drei Poliersysteme Dimanto (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany), Komet Dental (Zirkonpoliersystem, Komet Dental Gebr. Brasseler GmbH & Co KG, Lemgo, Germany) und ein zwei-Polierer System von Busch & Co (Zirkon-/Keramikpoliersystem, BUSCH & CO GmbH & Co KG, Engelskirchen, Germany) an Zirkon, Silikatkeramik und Komposit und erreicht bei Zirkon mit allen Systemen eine zufriedenstellende Oberfläche wie nach dem Glanzbrand. Komposit lässt sich dagegen mit diesen Systemen nicht gut polieren.

Für die Politur von Zirkon sind Gummipolierer mit Diamantpartikeln gut geeignet (Vila-Nova et al., 2020) und es sollten Poliersysteme verwendet werden, die laut Hersteller auch für Keramiken geeignet sind (Caglar et al., 2018).

Während Gaonkar et al. (2010) mit dem Poliersystem OptraFine (Ivoclar vivadent, A.G, Schaan) an monolithischem Zirkon eine glattere und gleichmäßigere Oberfläche als durch Glanzbrand erreichen, beschreiben Alfrisany et al. (2019), dass sich die Rauheit von Zirkon mit einem intraoralen Poliersystem nicht wirklich reduzieren lässt.

Die Verwendung von Poliersystemen mit zwei oder drei Polierstufen an Zirkon, Lithiumdisilikat und Feldspatkeramik hat keinen Einfluss auf das Ergebnis, wobei Feldspatkeramik generell schlechtere Werte erreicht (Scherrer et al., 2020).

Beim Vergleich von fünf Poliersystemen (Cerapreshine, 94006C, Ceramiste, Optrafine, Zenostar) empfehlen Steiner et al. (2015) den Einbezug von Diamantpolierpasten und bemerken, dass der Preis der Poliersysteme keinen Einfluss auf das Ergebnis hat.

Silva et al. (2014) vergleichen in einem Literatur Review Veröffentlichungen aus den Jahren 2004-2012, in denen verschiedene Keramiken, Politurmethoden und die Oberflächenrauheit untersucht wurden. Sie kommen zu Ergebnis, dass ein Poliersystem abhängig von der Keramikart gewählt werden sollte und dass mit einer Politur mit Gummipolierern und Diamantpolierpaste als Alternative zum Glanzbrand eine zufriedenstellende Oberfläche erreicht werden kann. Jedoch stellen sie auch fest, dass in den Untersuchungen selten Polierprotokolle berücksichtigt werden und viele Variablen, welche die Ergebnisse beeinflussen, ein Zusammenführen erschweren.

4.3 Ergebnisse

Zunächst ist anzumerken, dass Glanz und Rauigkeit zwei unterschiedliche Parameter sind, die nicht in einem linearen Zusammenhang stehen. Eine glänzende Oberfläche kann dem Zahnarzt eine glatt polierte Oberfläche vortäuschen und dieser orientiert sich bei seiner Politur meist optisch an dem Glanz, da er die Rauheit nicht praktikabel messen kann. So wurden bei der Politur von Zirkoniumdioxid mit Komet und EVE Diapol ähnliche Glanzwerte gemessen, wobei sich die Werte für die Rauigkeit signifikant unterscheiden.

Der angestrebte Sa Grenzwert von $0,2\ \mu\text{m}$ ist ein klinisch angenommener und in der Literatur gängiger Wert (Bollen et al., 1997; Matzinger et al., 2018), jedoch nicht als gemessene Schwelle zu sehen, oberhalb welcher z.B. ein deutlich höheres Frakturrisiko

von Restaurationen auftritt. Künftige Untersuchungen könnten zielgerichteter durchgeführt und die klinische Bedeutung deutlicher formuliert werden, wenn die Bedeutung dieses Grenzwertes weiter untersucht wird.

Im Bezug auf den Glanz kann von den Versuchsergebnissen schlussgefolgert werden, dass Ceramaster und Brownie, Greenie, Supergreenie für die Oberflächenbearbeitung aller Werkstoffe geeignet sind. Optragloss ist eher für die Politur von den härteren Werkstoffen Lithiumdisilikat und Zirkoniumdioxid geeignet und Occlubrush für Komposit. Park et al. (2017) erreichten bei der Politur von Zirkoniumdioxid mit einem Poliersystem geeignet für Feldspatkeramik eine signifikant rauere Oberfläche als mit Systemen, welche laut Hersteller für die Politur von Zirkoniumdioxid geeignet sind.

Beim Vergleich der Materialien untereinander fällt auf, dass sowohl bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Rotring Diamant (Sa Komposit = $2,27 \mu\text{m}$; Sa Verblendkeramik = $1,8 \mu\text{m}$; Sa Lithiumdisilikat = $2,1 \mu\text{m}$; Sa Zirkoniumdioxid = $0,96 \mu\text{m}$) sowie bei den maximal polierten Proben (Sa_{max} Komposit = $0,09 \mu\text{m}$; Sa_{max} Verblendkeramik = $0,06 \mu\text{m}$; Sa_{max} Lithiumdisilikat = $0,03 \mu\text{m}$; Sa_{max} Zirkoniumdioxid = $0,02 \mu\text{m}$) die Rauheit zwischen den Materialien um mehr als das doppelte abweicht. Dies ist auf das mehrphasige Gefüge der Silikatkeramiken und den Füllkörpern der dispersen Phase des Komposits zurückzuführen. Dieser Beobachtung entsprechend stellen Belli et al. (2007) fest, dass unterschiedliche Rauigkeiten bei verschiedenen Werkstoffen trotz gleichen Anrauens und Polierprotokolls gemessen werden und begründen dies ebenfalls mit den unterschiedlichen Materialeigenschaften.

Wardak, Wirz und Schmidli untersuchten 2001 ebenfalls die Politur von Keramiken und Kompositen mit intraoralen Poliersystemen. Sie polierten sieben Keramiken, vier Kunststoffe und natürlichen Zahnschmelz mit sieben Poliersystemen (Dia Finish, Kohinoor, Dia Glace, Kenda, Shofu, UNOR, Opal), welche sich alle von den Systemen der vorliegenden Untersuchung unterscheiden. Sie kamen zum Ergebnis, dass einzelne Poliersysteme auch nur bei bestimmten Werkstoffen gute Polierergebnisse erreichen, wobei die Polierer auch nur für die vom Hersteller geeignete Indikation angewendet wurden. Dabei fällt nur ein Poliersystem (Dia Finish) dadurch auf, dass es bei den Keramiken und z.T. bei den Kunststoffen gute Ergebnisse erzielt.

Pott et al. (2018) untersuchten die Rauheit von Zirkoniumdioxid, Silikatkeramik und Komposit nach der Politur mit drei verschiedenen Poliersystemen (Dimanto der VOCO

GmbH, Zirkonpoliersystem, Komet Dental und Zirkon-/Keramikpoliersystem, BUSCH) und stellten fest, dass bei Zirkoniumdioxid mit allen Systemen die Rauheit deutlich reduziert werden konnte. Bei der Silikatkeramik konnte die Oberfläche nur mit Diamanto von VOCO effektiv poliert werden. Beim Komposit konnte mit keinem System der Grenzwert R_a 0,2 μm erreicht werden. Im Vergleich zur vorliegenden Untersuchung wurde mit Siliziumkarbidpapier der Körnung 165 μm angeraut und eine Polierzeit von 30 s pro Polierschritt gewählt, wodurch die höheren gemessenen Rauigkeiten erklärt werden können.

Incesu et al. (2020) verglichen die Politur von Zirkoniumdioxid und Feldspatkeramik mit 4 verschiedenen Keramikpoliersystemen (OptraFine, Shofu, Meisinger und Komet) mit dem Ergebnis, dass mit OptraFine eine Oberfläche entsprechend der glasierten Oberfläche bei allen Werkstoffen erreicht werden konnte. Mit dem Poliersystem von Komet konnte wie auch in der vorliegenden Untersuchung keine ausreichende Oberflächenpolitur erreicht werden.

Alao et al. (2017) kommen bei der Politur von Lithiumdisilikat auf Maximalwerte von $R_a = 0.12 \pm 0.08 \mu\text{m}$. Matzinger et al. (2018) erreichen R_a Werte bei der chairside Politur von $0,08 \pm 1 \mu\text{m}$ für Keramik und $0,11 \pm 0,13 \mu\text{m}$ für Komposit.

Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen, dass nicht nur das Poliersystem die Rauigkeit und den Glanz im Ergebnis beeinflusst, sondern auch die Ausgangsrauigkeit. Beim Anrauen mit der Schleifscheibe mit 45 μm Körnung entstanden tiefe Defekte, die nicht in allen Fällen wegpoliert werden konnten. Eine signifikant geringere Rauigkeit konnte mit der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring (30 μm) bei Lithiumdisilikat und Zirkoniumoxid bei fünf Poliersystemen, bei der Verblendkeramik bei vier und beim Komposit bei zwei Poliersystemen erreicht werden. Entsprechend wurde ein signifikant höherer Glanz für ein bis fünf Poliersysteme festgestellt.

Für die Praxis bedeutet dies, dass entweder nur mit dem Gelbring Diamanten eingeschliffen werden sollte oder nach dem Einschleifen mit dem Rotring Diamanten vor der Politur die Oberfläche mit dem Gelbring Diamanten nivelliert werden sollte.

Zu einem ähnlichen Ergebnis kommen auch Bischof et al. (2017). Er untersuchte, welchen Einfluss das Einschleifen auf die Oberflächenrauheit von CAD/CAM-Lithiumdisilikat Kronen hat und kam zum Ergebnis, dass neben der Politur auch die

Körnung des Diamanten beim Einschleifen das Ergebnis wesentlich beeinflusst. Bei einem Anrauen mit der Körnung 95 μm war die Oberfläche nicht suffizient polierbar im Vergleich zu dem Anrauen mit der Körnung 51,5 μm . Er beschreibt auch, dass die Verwendung von zweistufigen oder dreistufigen Poliersystemen keinen signifikanten Einfluss auf die Oberflächenbeschaffenheit aufweist.

Köckritz (2014) untersuchte den Einfluss verschiedener Polierverfahren auf das Verschleißverhalten von dentalen Keramiken. Es wurden Lithiumdisilikatkeramik, leuzit verstärkter Glaskeramik, yttrium-stabilsierter Zirkoniumdioxidkeramik und ein Komposit zunächst mit Schleifpapier mit einer durchschnittlichen Korngröße von 8 μm angeraut und anschließend poliert. Durch eine Variation von den Polierparametern Anpressdruck, Wasserkühlung und Umdrehungszahl wiesen die Proben unterschiedliche Rauigkeiten auf. Anschließend wurden alle Proben mit drei Poliersystemen poliert. Sie kam zum Ergebnis, dass die Ausgangsrauigkeit bei Lithiumdisilikat und Zirkoniumdioxid keinen Einfluss auf die Oberflächenrauheit nach manueller Politur hat.

Beim Vergleich der Poliersysteme untereinander fällt auf, dass z.T. signifikante Unterschiede bei der Betrachtung der Rauigkeit nach Politur vorliegen. Diese sind in den Abbildungen 11,13,15 und 17 sowie im Anhang in den Tabellen 5.12 dargestellt. Bei der Politur von Lithiumdisilikat und Zirkoniumdioxid mit der Ausgangsrauigkeit entsprechend Rotring und bei der Politur von Zirkoniumdioxid und Verblendkeramik mit der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring werden für die Polierer von Komet jeweils die höchsten Sa Werte gemessen. Diese unterscheiden sich signifikant von den gemessenen Sa Werten aller anderer Polierer.

Für Lithiumdisilikat, Zirkoniumdioxid und Komposit unterscheiden sich die Rauigkeitswerte nach Politur für die verschiedenen Poliersysteme bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring weniger signifikant als bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Rotring.

Bei der gemeinsamen Betrachtung aller Werkstoffe und Poliersysteme unterscheidet sich das Ergebnis für das Poliersystem mit dem niedrigsten Sa Wert in über 50 % der Fälle signifikant von den gemessenen Werten der anderen Systeme.

5. Zusammenfassung

Ziel der Untersuchung war es, die Effektivität verschiedener intraoraler Poliersysteme für häufig angewendete, zahnfarbene Restaurationsmaterialien zu untersuchen und zu vergleichen. Dazu wurden aus den Materialien Lithiumdisilikat (e.max CAD), Zirkoniumdioxid (e.max CirCAD), Verblendkeramik (e.max Ceram) und einem Komposit (Tetric EvoCeram) 336 Probekörper angefertigt. Diese wurden mit Diamantschleifscheiben mit zwei Körnungen (30 µm entsprechend Gelbring Diamant und 45 µm entsprechend Rotring Diamant) maschinell angeraut. Anschließend wurden die Probekörper mit sieben Poliersystemen poliert. Hierzu wurden Shofu CeraMaster, Brownie/ Greenie/ Supergreenie, OptraGloss, Komet, EVE DIAPOL, KERR und Occlubrush unter Berücksichtigung der Herstellerangaben verwendet.

Die Oberflächenrauheit Sa wurde mit einem Konfokalmikroskop bestimmt und der Glanz mit einem Glanzmessgerät. Die Auswertung der Messergebnisse erfolgte mittels One-Way ANOVA und dem post-hoc Tukey's Multiple Comparison Test.

Mit keinem Poliersystem konnte der Grenzwert Sa von 0,2 µm für jede Gruppe erreicht werden. Mit Brownie, Greenie, Supergreenie konnte eine ausreichende Politur aller Werkstoffe mit der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring und hohe Glanzwerte erreicht werden. Somit konnte die Hypothese nicht bestätigt werden, dass für die adäquate Politur verschiedener zahnfarbener Restaurationsmaterialien verschiedene Poliersysteme notwendig sind. Bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring werden bei allen Materialien eine niedrigere Rauigkeit und höhere Glanzwerte erreicht als bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Rotring. Die niedrigste Rauigkeit und der höchste Glanz wurden bei den Ergebnissen von Zirkoniumdioxid gemessen.

Für die Praxis ist daraus schlusszufolgern, dass nach Anwendung des Rotringdiamanten für die Korrektur der zahnfarbenen Werkstoffe die letzten Schritte des Einschleifens mit dem Gelbringdiamanten erfolgen sollten bevor poliert wird und Brownie, Greenie, Supergreenie als Poliersystem für alle zahnfarbenen Restaurationen genutzt werden kann, während die anderen hier untersuchten Poliersysteme entweder für die Politur einzelner Materialien geeignet sind oder generell unzureichende Werte erreichen.

6. Anhang

Ergebnisse Signifikanz Sa

Im Folgenden ist für die einzelnen Werkstoffe tabellarisch dargestellt, welche der Poliersysteme sich signifikant unterscheiden. Die Signifikanz wird hier mit * bei $p < 0,05$, mit ** bei $p < 0,01$ und mit *** bei $p < 0,001$ dargestellt. Dabei wird die Rauigkeit Sa nach Politur mit den jeweiligen Poliersystemen verglichen.

Tab. 5: signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Lithiumdisilikat bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Rotring (von - nach *** aufsteigend)

	Ceram.	Brownie	Komet	EVE	Optragl.	Kerr	Occl.
Ceramaster		*	***	***	-	-	***
Brownie	*		***	-	-	-	-
Komet	***	***		***	***	***	***
EVE	***	-	***		*	*	-
Optragloss	-	-	***	*		-	-
Kerr	-	-	***	*	-		-
Occlubrush	***	-	***	-	-	-	

Tab. 6: signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Lithiumdisilikat bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring (von - nach *** aufsteigend)

	Ceram.	Brownie	Komet	EVE	Optragl.	Kerr	Occl.
Ceramaster		-	***	***	-	-	-
Brownie	-		***	***	-	-	-
Komet	***	***		-	***	***	***
EVE	***	***	-		***	***	***
Optragloss	-	-	***	***		-	-
Kerr	-	-	***	***	-		-
Occlubrush	-	-	***	***	-	-	

Tab. 7: signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Tetric bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Rotring (von - nach *** aufsteigend)

	Ceram.	Brownie	Komet	EVE	Optragl.	Kerr	Occl.
Ceramaster		***	-	-	*	-	*
Brownie	***		-	-	-	***	-
Komet	-	-		-	-	-	-
EVE	-	-	-		-	*	-
Optragloss	*	-	-	-		**	-
Kerr	-	***	-	*	**		**
Occlubrush	*	-	-	-	-	**	

Tab. 8: signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Tetric bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring (von - nach *** aufsteigend)

	Ceram	Brownie	Komet	EVE	Optragl.	Kerr	Occl.
Ceramaster		-	-	-	-	**	-
Brownie	-		*	-	-	***	-
Komet	-	*		-	-	-	*
EVE	-	-	-		-	-	-
Optragloss	-	-	-	-		*	-
Kerr	**	***	-	-	*		***
Occlubrush	-	-	*	-	-	***	

Tab. 9: signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Verblendkeramik bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Rotring (von - nach *** aufsteigend)

	Ceram.	Brownie	Komet	EVE	Optragl.	Kerr	Occl.
Ceramaster		-	-	-	-	-	-
Brownie	-		***	-	***	*	*
Komet	-	***		*	-	-	-
EVE	-	-	*		-	-	-
Optragloss	-	***	-	-		-	-
Kerr	-	*	-	-	-		-
Occlubrush	-	*	-	-	-	-	

Tab. 10: signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Verblendkeramik bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring (von - nach *** aufsteigend)

	Ceram.	Brownie	Komet	EVE	Optragl.	Kerr	Occlu.
Ceramaster		***	***	-	-	***	***
Brownie	***		***	***	***	*	-
Komet	***	***		***	***	***	***
EVE	-	***	***		-	**	**
Optragloss	-	***	***	-		**	***
Kerr	***	*	***	**	**		-
Occlubrush	***	-	***	**	***	-	

Tab. 11: signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Zirkon bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Rotring (von - nach *** aufsteigend)

	Ceram.	Brownie	Komet	EVE	Optragl.	Kerr	Occl.
Ceramaster		-	***	-	-	-	-
Brownie	-		***	-	***	-	-
Komet	***	***		***	***	***	***
EVE	-	-	***		**	-	-
Optragloss	-	***	***	**		-	**
Kerr	-	-	***	-	-		-
Occlubrush	-	-	***	-	**	-	

Tab. 12: signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Zirkon bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring (von - nach *** aufsteigend)

	Ceram.	Brownie	Komet	EVE	Optragl.	Kerr	Occl.
Ceramaster		-	***	-	-	-	-
Brownie	-		***	-	-	-	-
Komet	***	***		***	***	***	***
EVE	-	-	***		-	-	**
Optragloss	-	-	***	-		-	-
Kerr	-	-	***	-	-		-
Occlubrush	-	-	***	**	-	-	

7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Einteilung aktuell verfügbarer dentalkeramischer Werkstoffe, Pospiech (Zahnärztliche Prothetik)	9
Abb. 2:	Gestaltabweichungen nach DIN 4760 (Labisch und Weber, 2004)	16
Abb. 3:	Mittenrauwert Ra, Mahr	17
Abb. 4:	Prinzip der Glanzmessung (Erichsen). Erichsen: Glanzmessung	18
Abb. 5:	keramischer Prüfkörper	19
Abb. 6:	Probenschleifmaschine Phoenix 4000 von Jean Wirtz	23
Abb. 7:	verwendete intraorale Polierer: a: Shofu CeraMaster, b: Brownie/ Greenie/ Supergreenie, c: OptraGloss, d: Komet, e: EVE DIAPOL, f: KERR, g: Occlubrush	25
Abb. 8:	MahrSurf CM explorer, Mahr	28
Abb. 9:	Rhopoint Novo-Curve 60°, Rhopoint Instruments Rhopoint Instruments	29
Abb. 10:	Ausgangsrauigkeit Sa von Lithiumdisilikat nach dem Anrauen mit Rotringdiamant, Anrauen mit Gelbringdiamant und maximaler Politur in μm	30
Abb. 11:	Rauigkeit Sa von Lithiumdisilikat in μm nach Politur mit entsprechendem Poliersystem	31
Abb. 12:	Ausgangsrauigkeit Sa von Zirkonoxid nach dem Anrauen mit Rotringdiamant, Anrauen mit Gelbringdiamant und maximaler Politur in μm	32
Abb. 13:	Rauigkeit Sa von Zirkonoxid in μm nach Politur mit entsprechendem Poliersystem	33
Abb. 14:	Ausgangsrauigkeit Sa von Verblendkeramik nach dem Anrauen	34

mit Rotringdiamant, Anrauen mit Gelbringdiamant und maximaler Politur in μm

Abb. 15:	Rauigkeit Sa von Verblendkeramik in μm nach Politur mit entsprechendem Poliersystem	35
Abb. 16:	Ausgangsrauigkeit Sa von Komposit nach dem Anrauen mit Rotringdiamant, Anrauen mit Gelbringdiamant und maximaler Politur in μm	36
Abb. 17:	Rauigkeit Sa von Komposit in μm nach Politur mit entsprechendem Poliersystem	37
Abb. 18:	Glanz von Lithiumdisilikat in GU nach Politur mit entsprechendem Poliersystem	38
Abb. 19:	Glanz von Zirkoniumdioxid in GU nach Politur mit entsprechendem Poliersystem	39
Abb. 20:	Glanz von Verblendkeramik in GU nach Politur mit entsprechendem Poliersystem	40
Abb. 21:	Glanz von Komposit in GU nach Politur mit entsprechendem Poliersystem	41

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	untersuchte Werkstoffe	20
Tab. 2:	Polierprotokoll	27
Tab. 3:	erreichter Grenzwert Sa von 0,2 µm nach entsprechender Politur (√=erreicht; X=nicht erreicht; ~=fast erreicht – unter 0,25 µm)	42
Tab. 4:	Glanzwerte in GU nach entsprechender Politur (auf ganze Zahlen gerundet; Werte ab dem Durchschnitt sind grau hinterlegt)	43
Tab. 5:	signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Lithiumdisilikat bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Rotring (von - nach *** aufsteigend)	52
Tab. 6:	signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Lithiumdisilikat bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring (von - nach *** aufsteigend)	53
Tab. 7:	signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Tetric bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Rotring (von - nach *** aufsteigend)	53
Tab. 8:	signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Tetric bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring (von - nach *** aufsteigend)	54
Tab. 9:	signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Tetric bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring (von - nach *** aufsteigend)	54
Tab. 10:	signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Verblendkeramik bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring (von - nach *** aufsteigend)	55
Tab. 11:	signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Zirkon	55

bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Rotring (von - nach ***
aufsteigend)

Tab. 12: signifikante Unterschiede der Rauigkeit nach Politur von Zirkon 56
bei der Ausgangsrauigkeit entsprechend Gelbring (von - nach ***
aufsteigend)

9. Literaturverzeichnis

- Al-Wahadni A. An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. *Quintessence Int* 2006; 37: 311-317.
- Alao AR, Stoll R, Song XF, Abbott JR, Zhang Y, Abduo J, Yin L. Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017; 74: 251-260.
- Alfrisany NM, Shokati B, Tam LE, De Souza GM. Simulated occlusal adjustments and their effects on zirconia and antagonist artificial enamel. *J Adv Prosthodont* 2019; 11: 162-168.
- Alpkilic DS, Ongul D, Isler Deger S. Stainability of different ceramic materials against mouth rinses and effect of polishing after staining. *J Prosthet Dent* 2021; 126: 686-686.
- Amberg A. Die Polierbarkeit von nichtmetallischen Werkstoffen mit verschiedenen Poliersystemen. *Med. Diss. Basel* 1992.
- Ariaans K, Heussen N, Schiffer H, Wienert AL, Plümäkers B, Rink L, Wolfart S. Use of molecular indicators of inflammation to assess the biocompatibility of all-ceramic restorations. *J Clin Periodontol* 2016; 43: 173-179.
- Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent* 2015; 113: 534-540.
- Baumstieger A. Effektivität unterschiedlicher Poliersysteme für Hybridkomposite unter praxisähnlichen Bedingungen. *Aus der Medizinischen Fakultät der Universität Giessen*, 2005.

Beck F, Lettner S, Graf A, Bitriol B, Dumitrescu N, Bauer P, Moritz A, Schedle A. Survival of direct resin restorations in posterior teeth within a 19-year period (1996-2015): A meta-analysis of prospective studies. *Dental Materials* 2015; 31: 958–985.

Belli R, Wendler M, Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* 2017; 33: 84-98.

Bischof F. Einfluss des Einschleifens auf die Oberflächenrauheit von CAD/CAM-Lithiumdisilikatkeramik Kronen. Aus der Medizinischen Fakultät der Universität Bern, 2017.

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* 1997; 13: 258-269.

Bömicke W, Rammelsberg P, Stober T, Schmitter M. Short-term prospective clinical evaluation of monolithic and partially veneered zirconia single crowns. *J Esthet Restor Dent* 2017; 29: 22-30.

Bork K. Allergische und nichtallergisch (toxische) Kontaktstomatitis. In: Bork K, Burgdorf W, Hoede N, Hrsg. *Mundschleimhaut- und Lippenkrankheiten: Klinik, Diagnostik und Therapie (Atlas und Handbuch)*. 3. Aufl. Stuttgart: Schattauer, 2008: 209-214.

Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis phenol and glycidyl acrylate. 1962; Patent No: 3066112.

Cavel WT, Kelsey WP, Barkmeier WW, Blankenau RJ. A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement. *Quintessence* 1988; 19: 257-262.

Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. J Biomed Mater Res 1989; 23: 45-61.

Cokic SM, Vleugels J, Van Meerbeek B, Camargo B, Willems E, Li M, Zhang F. Mechanical Properties, Aging Stability and Translucency of Speed-Sintered Zirconia for Chairside Restorations. Dent. Mater 2020; 36: 959–972.

Wardak D, Wirz J, Schmidli F. Der Einfluss verschiedener Poliersysteme auf zahnärztliche Verblendmaterialien. Swiss Dental Journal 2001: 111.

DIN EN ISO 4287. Geometrische Produktspezifikation (GPS) Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren - Benennung, Definitionen und Kenngrößen der Oberflächenbeschaffenheit, 2010.

Dogan S, Raigrodski AJ, Zhang H, Mancl LA. Prospective cohort clinical study assessing the 5-year survival and success of anterior maxillary zirconia-based crowns with customized zirconia copings. J Prosthet Dent 2017; 117: 226-232.

Erdmann J. Zur Verweildauer von Kunststoffmantelkronen. Aus der Medizinischen Fakultät der Universität Köln, 1994.

Esquivel-Upshaw JF, Kim MJ, Hsu SM, Abdulhameed N, Jenkins R, Neal D, Ren F, Clark AE. Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. J Dent 2018; 68: 19-27.

Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. J Esthet Restor Dent 2016:56-66.

Filser et al. Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. Bewertung von Werkstoffen hinsichtlich Bruchlast und Zuverlässigkeit. Quintessenz Zahntechnik 2002; 28: 48-60.

Finer Y, Santerre JP. Influence of silanated filler content on the biodegradation of bisGMA/TEGDMA dental composite resins. *J Biomed Mater Res* 2017; 81: 75–84.

Fischer et al. Biegefestigkeit von Verblendkeramiken für Zirkoniumoxid. Hat die Prüfmethode einen Einfluss auf die Werte? *Quintessenz Zahntechnik* 2008; 34: 1138-1145.

Fischer H, Marx R. Festigkeit von Dentalkeramik. *ZWR* 2000; 109: 240–244.

Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Oper Dent* 2010; 35: 470-48.

Frese C, Wohlrab T, Soliman S, Hahn B, Büsch C, Babai A, Krastl G, Wolff D. A Multicenter Trial on the Long-term Performance of Direct Composite Buildups in the Anterior Dentition - Survival and Quality Outcome. *J Adhes Dent* 2020; 22: 573-580.

Gaonkar SH, Aras MA, Chitre V. An in vitro study to compare the surface roughness of glazed and chairside polished dental monolithic zirconia using two polishing systems. *J Indian Prosthodont Soc* 2020; 20: 186-192.

Goncalves F, Kawano Y, Braga RR. Contraction stress related to composite inorganic content. *Dent Mater* 2010; 26: 704–709.

Gou M, Chen H, Kang J, Wang H. Antagonist enamel wear of tooth-supported monolithic zirconia posterior crowns in vivo: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2019; 121: 598-603.

Gresnigt MMM, Cune MS, Jansen K, van der Made SAM, Özcan M. Randomized clinical trial on indirect resin composite and ceramic laminate veneers: Up to 10-year findings. *J Dent* 2019; 86: 102-109.

Heitze SD, Zimmerli B. Relevance of in-vitro tests of adhesive and composite dental materials. A review in 3 parts. Part 2: non-standardized tests of composite materials. Swiss Dental Journal 2011; 121: 916-930.

Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. Dental Materials 2006; 22: 146-165.

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T, Hrsg. Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2010: 183-186, 218-238.

Hickel R, Price R, Soares C / ZM-Online, 2018: Lichthärtende Bulkfill-Kompositkunststoffe.
<https://www.zm-online.de/archiv/2018/09/zahnmedizin/lichthaertende-bulkfill-kompositkunststoffe>. (Zugriffsdatum: 10.06.2024)

Hornung K. Ausarbeitung und Politur von okklusalen und approximalen Kompositoberflächen in vivo. Aus der Medizinischen Fakultät der Universität Gießen, 2005.

Hugo B. Technische Grundlagen. In: Hugo B, Hrsg. Ästhetik mit Komposit - Grundlagen und Techniken. Berlin: Quintessenz Verlag, 2008: 25-29.

Hulterström AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. Acta Odontol Scand 1993; 51: 229-234.

Incesu E, Yanikoglu N. Evaluation of the effect of different polishing systems on the surface roughness of dental ceramics. J Prosthet Dent 2020; 124: 100-109.

Kappert HF, Krah M. Keramiken- Eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 2001; 27: 668.

Kappert HF. Dentalkeramik. In: Voss R, Meiners H, Hrsg. Fortschritte in der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. München: Hanser, 1989.

Kern M, Kohal RJ, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K, Kunzelmann KH. Vollkeramik auf einen Blick. 5. Auflage. Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.: Ettlingen, 2012.

Knauer R. Entwerfen und Darstellen: die Zeichnung als Mittel des architektonischen Entwurfs. Berlin: Ernst, 2002.

Köckritz AK. Der Einfluss verschiedener Politurverfahren auf das Verschleißverhalten von indirekten Restaurationsmaterialien. Aus der Medizinischen Fakultät der Universität München, 2014.

Kolb W. Die gegenseitige Abnutzung zahnärztlicher Keramik und Metalllegierungen, sowie des Zahnschmelzes unter besonderer Berücksichtigung der Härte der Materialien, der Oberflächenbeschaffenheit der Keramik und des Einflusses eines abrasiven Stoffes. Aus der Medizinischen Fakultät der Universität Köln, 1988.

Kozmacs C, Hollmann B, Arnold WH, Naumova E, Piwowarczyk A. Polishing of Monolithic Zirconia Crowns-Results of Different Dental Practitioner Groups. Dent J 2017; 5: 30.

Krastl G, Weiger R. Frontzahnrestorationen: Brauchen wir überhaupt Keramik? Quintessenz 2010; 61: 511-520.

Lauer HCh, Ottl P, Weigl P. Kronen und Brücken aus Vollkeramik. In: Heidemann D, Hrsg. Deutscher Zahnärztekalendar. München: Hanser Verlag, 1996: 117-141.

Leach R. Optical Measurement of Surface Topography. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011.

Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. J Prosthodont Res 2014; 58: 208-216.

Lohbauer U, Belli R, Wendler M. Beschreibung der Materialklassen. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. 1. Auflage. Stuttgart: Thieme, 2018.

Lohbauer U / ZWP-online, 2012: Belastbarkeit von Keramiken – Ursachen für Frakturverluste.

<https://www.zwp-online.info/fachgebiete/zahntechnik/werkstoffe/belastbarkeit-von-keramiken-ursachen-fuer-frakturverluste> (Zugriffsdatum: 10.06.2024.)

Lüthy H, Pietroborn N, Sisera M, Wohlwend A, Loeffel O. White esthetics. Swiss Dental Journal 1996; 106: 897.

Magne P, Oh WS, Pintado MR, DeLong R. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. J Prosthet Dent 1999.

Manhart J, Chen HY, Neuerer P, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R. Three Year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. Am J Dent 2001; 11: 35-43.

Matzinger M, Hahnel S, Preis V et al. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. Clin Oral Investig 2018.

Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. Clin Oral Investig 2019; 23: 725-737.

Mc Lean JW. The science and art of dental ceramics. Vol. I: The nature of dental ceramics and their clinical use. Chicago: Quintessence, 1979.

Mehl A. Von den Anfängen bis heute. ZWP 2001; 4: 10-11.

Mikeli A, Walter MH, Rau SA, Raedel M, Raedel M. Three-year clinical performance of posterior monolithic zirconia single crowns. J Prosthet Dent 2021; 14: 0022-3913(21)00139-6.

Monaco C, Caldari M, Scotti R. AIOP Clinical Research Group. Clinical evaluation of 1,132 zirconia-based single crowns: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group. *Int J Prosthodont* 2013; 26: 435-442.

Mota EG, Smidt LN, Fracasso LM, Burnett LH Jr, Spohr AM. The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *J Esthet Restor Dent* 2017; 29: 450-458.

Motro PF, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *J Prosthet Dent* 2012; 108: 231-237.

Nordbo H, Lyngstadaas SP. The clinical of two groups of function class-2 cast gold inlays. *Acta Odontologica Scandinavica* 1992; 50: 189–192.

Oblak C, Jevnikar P, Kosmač T, Funduk N, Marion L. Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 342.

Park C, Vang MS, Park SW, Lim HP. Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *J Prosthet Dent* 2017; 117: 430-437.

Peterson J, Rizk M, Hoch M, Wiegand A. Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology* 2018; 106: 171–180.

Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 73-85.

Pospiech P. Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zur vollkeramischen Klebebrücke. Berlin: Quintessenz-Verl, 1999.

Pott PC, Hoffmann JP, Stiesch M, Eisenburger M. Polieren von Grenzflächen zwischen Zirkonoxid, Silikatkeramik und Komposit mit diamanthaltigen Systemen. J Adv Prosthodont 2018; 10: 315-320.

Pott PC, Hoffmann JP, Stiesch M, Eisenburger M. Polish of interface areas between zirconia, silicate-ceramic, and composite with diamond-containing systems. J Adv Prosthodont 2018; 10: 315-320.

Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. J Mech Behav Biomed Mater 2012; 10: 13-22.

Quecksilber-Verordnung (EU) 2017/852.
<https://eur-lex.europa.eu/legal-content/DE/TXT/PDF/?uri=CELEX:32017R0852&from=FI>

Quirynen M. The clinical meaning of the surface roughness und the surface free energy of intra-oral hard substrata on the microbiology of the supraund subgingival plaque: results of in vitro und in vivo experiments. J Dent 1994; 22: 13-16.

Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, Steenberghe D van. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. J Clin Periodontol 1990; 17: 138-144.

Revilla-León M, Meyer MJ, Zandinejad A, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies for Processing Zirconia in Dental Applications. Int. J. Comput. Dent 2020; 23: 27–37.

Rinke S, Lange K, Roediger M, Gersdorff N. Risk factors for technical and biological complications with zirconia single crowns. Clin Oral Investig 2015; 19: 1999-2006.

Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. J Dent 2015; 43: 765-776.

Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Hundel G, Kolbeck C. Twobody wear of dental porcelain und substructure oxide ceramics. Clin Oral Investig 2012; 16: 935-943.

Sainan Z, Li J, Lei Z, Liying H, Lu Y, Wei L. Influence of surface roughness on oral streptococcal adhesion forces to dental filling materials. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 2016; 34: 448–453.

Satheesh B. Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglazed und overglazed porcelain und its effect on plaque accumulatio. J Adv Prosthodont 2012; 4: 179-186.

Scherrer D, Bragger U, Ferrari M, Mocker A, Joda T. In-vitro polishing of CAD/CAM ceramic restorations: An evaluation with SEM and confocal profilometry. J Mech Behav Biomed Mater 2020; 107: 103761.

Sieber C. Illumination in den Frontzähnen. Quintessenz Zahntech 1989; 15: 913.

Silva TM, Salvia AC, Carvalho RF, Pagani C, Rocha DM, Silva EG. Polishing for glass ceramics: which protocol? J Prosthodont Res 2014; 58: 160-170.

Sindel J. Randzonenbeschädigung von CAD/CAM bearbeiteten Dentalkeramiken. Aus der Medizinischen Fakultät der Universität Erlangen, 1998.

Staehle HJ, Sekundo C. The origins of acrylates and adhesive technologies in dentistry. Journal Adhes Dent 2021; 23: 397-406.

Steinberg PA. Grundriss der Dental-Keramik. München: Neuer Merkur, 1967.

Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielesky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M. Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. J Prosthet Dent 2015; 113: 616-622.

Striezel R, Schmidtke K, Forstreuter J. Intraorale Politur. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. 1. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2018.

Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Curriculum Prothetik. 4. Aufl. Berlin: Quintessenz.

Sven R. Vollkeramik – Ein Praxiskonzept. Berlin: Quintessenz, 2011.

Syed M, Chopra R, Sachdev V. Allergic Reactions to Dental Materials-A Systematic Review. J Clin Diagn Res 2015; 9.

Takahashi R, Jin J, Nikaido T, Tagami J, Hickel R, Kunzelmann KH. Surface characterization of current composites after toothbrush abrasion. Dent Mater J 2013; 32: 75-82.

Teichmann M, Göckler F, Weber V, Yildirim M, Wolfart S, Edelhoff D. Ten-year survival and complication rates of lithium-disilicate (empress 2) tooth-supported crowns, implant-supported crowns, and fixed dental prostheses. J Dent 2017; 56: 65-77.

Tinschert J, Meier M, Marx R, Spickermann H. Oberflächeneigenschaften und Belastbarkeit der vollkeramischen Kronensysteme Dicor- und IPS-Empress. Acta Med Dent Helv 1996; 9: 197–201.

Tinschert J, Natt G, Körbe S, Neines N, Heussen N, Weber M, Spierkamm H. Bruchfestigkeit zirkonoxidbasierter Seitenzahnbrücken – Eine vergleichende In-vitro-Studie. Quintessenz 2006; 57: 867–876.

Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze KA, Heussen N, Spiekermann H. Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon – Ein klinisches Konzept mit Erfolg? Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60: 435-445.

Tschernitschek H, Scheller H, Freistedt M. Allergien auf Dentallegierungen – Entwicklungen seit 1982. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 733-735

Tuan WH, Kuo JC. Effect of abrasive grinding on the strength and reliability of alumina. J Eur Ceram Soc 1998; 18: 799.

Valenti MJ Eur Ceram Soc 18, 799, Valenti A. Retrospective survival analysis of 110 lithium disilicate crowns with feather-edge marginal preparation. Int J Esthet Dent 2015; 10: 246-257.

Venz S. Optische und profilometrische Untersuchung zur Politur und Oberflächenglätte von Komposits. Zahnärztl Welt Rundsch 1983; 9: 31–36.

Vila-Nova TEL, Gurgel de Carvalho IH, Moura DMD, Batista AUD, Zhang Y, Paskocimas CA, Bottino MA, de Assunção E Souza RO. Effect of finishing/polishing techniques and low temperature degradation on the surface topography, phase transformation and flexural strength of ultra-translucent ZrO₂ ceramic. Dent Mater 2020; 36: 126-139.

Wiedenmann F, Böhm D, Eichberger M. et al. Influence of different surface treatments on two-body wear and fracture load of monolithic CAD/CAM ceramics. Clin Oral Invest 2020; 24: 3049–3060.

Wiley MG. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. J Prosthet Dent 1989; 61: 133–137.

Yamockul S, Thamrongananskul N. Cerium Oxide Polishes Lithium Disilicate Glass Ceramic via a Chemical-Mechanical Process. Eur J Dent 2023; 17: 720-726.

Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. J Dent Res 2018; 97: 140-147.

10. Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften unter Betreuung von Prof. Dr. Helmut Stark durchgeführt. Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Herrn OA Dr. Dominik Kraus. Sämtliche Versuche und Analysen wurden von mir eigenständig durchgeführt. Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial wurde eigenständig zusammengestellt. Die statistische Auswertung und Erstellung der Diagramme erfolgte gemeinsam mit Herrn OA Dr. Dominik Kraus. Bei der Erstellung dieser Arbeit wurden keine Tools zur Formulierung verwendet.

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

11. Danksagung

Zunächst bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. Helmut Stark für die Überlassung dieses Themas und die Möglichkeit meine Arbeit in seiner Abteilung zu erstellen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn OA Dr. Dominik Kraus für die durchgehend hilfreiche Betreuung, schnelle Beantwortung meiner Fragen und den konstruktiven Anregungen. Deine fachliche Kompetenz und Begeisterung für die wissenschaftliche Arbeit haben mir sehr weitergeholfen.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Dental Technik Kiel für die Bereitstellung eines Arbeitsplatzes und die Beratung von zahntechnischer Seite.

Bei der Firma Ivoclar Vivadent bedanke ich mich für die großzügige Bereitstellung der Materialien.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei meiner Familie für die Unterstützung und Motivation während meines Studiums und dieser Arbeit.