Aus den Zahnmedizinischen Kliniken der Universität Bern, Klinik für rekonstruktive Zahnmedizin und Gerodontologie

Direktor: Prof. Dr. Urs Brägger

Arbeit unter der Betreuung von Prof. Dr. Urs Brägger und Dr. Stefan Hicklin

Einfluss des Einschleifens auf die Oberflächenrauheit von CAD/CAM-Lithiumdisilikatkeramik Kronen

Inaugural-Dissertation Zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnmedizin der medizinischen Fakultät der Universität Bern

vorgelegt von Bischof Frank Marius von Eggersriet-Grub SG

Originaldokument gespeichert auf dem Webserver der Universitätsbibliothek Bern



Dieses Werk ist unter einem Creative Commons Namensnennung-Keine kommerzielle Nutzung-Keine Bearbeitung 2.5 Schweiz Lizenzvertrag lizenziert. Um die Lizenz anzusehen, gehen Sie bitte zu http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.5/ch/ oder schicken Sie einen Brief an Creative Commons, 171 Second Street, Suite 300, San Francisco, California 94105, USA.

Urheberrechtlicher Hinweis

Dieses Dokument steht unter einer Lizenz der Creative Commons Namensnennung-Keine kommerzielle Nutzung-Keine Bearbeitung 2.5 Schweiz.

http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.5/ch/

Sie dürfen:

D dieses Werk vervielfältigen, verbreiten und öffentlich zugänglich machen

Zu den folgenden Bedingungen:

• Namensnennung.

Sie müssen den Namen des Autors/Rechteinhabers in der von ihm festgelegten Weise nennen (wodurch aber nicht der Eindruck entstehen darf, Sie oder die Nutzung des Werkes durch Sie würden entlohnt).

S Keine kommerzielle Nutzung.

Dieses Werk darf nicht für kommerzielle Zwecke verwendet werden.

E Keine Bearbeitung.

Dieses Werk darf nicht bearbeitet oder in anderer Weise verändert werden.

Im Falle einer Verbreitung müssen Sie anderen die Lizenzbedingungen, unter welche dieses Werk fällt, mitteilen.

Jede der vorgenannten Bedingungen kann aufgehoben werden, sofern Sie die Einwilligung des Rechteinhabers dazu erhalten.

Diese Lizenz lässt die Urheberpersönlichkeitsrechte nach Schweizer Recht unberührt.

Eine ausführliche Fassung des Lizenzvertrags befindet sich unter http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.5/ch/legalcode.de Von der medizinischen Fakultät der Universität Bern auf Antrag der Dissertationskommission als Dissertation genehmigt.

Promotionsdatum:

Der Dekan der Medizinischen Fakultät:

Für meine Familie

Abstract

Problem: Aufgrund von okklusalen Interferenzen, müssen indirekte Keramikrestaurationen mit Diamantschleifkörpern und Polieren eingeschliffen werden. Die daraus resultierende Oberflächenrauheit bewirkt diverse Nachteile, wie geringere mechanische Stabilität und ein ästhetisch weniger zufriedenstellendes Ergebnis.

Ziel: Den Einfluss von verschiedenen okklusalen Einschleifprotokollen und Polituren auf die Oberflächenrauheit evaluieren.

Materialien und Methoden: 60 monolithische Lithiumdisilikat Vollkeramikkronen (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) für erste Prämolaren wurden in fünf Gruppen aufgeteilt (n=12). Die Gruppen A und B wurden zuerst mit einem standard-gekörnten (64-126 μ m) und dann mit einem fein-gekörnten (27-76 μ m) Diamantschleifkörper eingeschliffen. Während die Gruppe A mit einem zweistufigen Poliersystem nachbearbeitet wurde, geschah dies bei Gruppe B mit einem dreistufigen Poliersystem. Gruppe C wurde mit einem fein-gekörnten Diamantschleifkörper eingeschliffen und mit einem dreistufigen System poliert. Gruppe D wurde mit einem standard-gekörnten Schleifkörper eingeschliffen und mit einem dreistufigen Poliersystem ausgearbeitet. Gruppe E wurde ausschliesslich mit einem fein-gekörnten Diamantschleifkörper eingeschliffen ohne weitere Nachbearbeitung. Als Kontrolle (K) wurden ebenfalls zwölf unbearbeitete Oberflächen vermessen und beurteilt. Mit kontaktloser Profilometrie wurden R_a- und R_z-Werte generiert und quantitativ evaluiert. Zusätzlich wurde die zwei- und dreidimensionale Bildgebung visuell bewertet.

Resultate: Für R_a wies die Gruppe C signifikant tiefere Werte auf als die Gruppen A, B und D. Die Gruppe C war statistisch nicht signifikant rauer als die Gruppe E und die Kontrollgruppe. Für R_z zeigte die Gruppe C signifikant tiefere Werte als die Gruppen A und D, gleichzeitig jedoch signifikant höhere Werte als die intaglio Oberflächen (Kontrollgruppe). Die visuelle Beurteilung ergab zudem entscheidende Unterschiede zwischen den Gruppen C und E zugunsten der polierten Oberflächen (Gruppe C). So wurden bei Gruppe C deutlich weniger scharfe Kanten und Keramikabsplitterungen beobachtet.

Schlussfolgerung: Um eine bestmöglich polierte Oberfläche zu erreichen, ist es von zentraler Bedeutung okklusale Interferenzen wenigstens mit einem fein-gekörnten (27-76µm) Diamantschleifkörper durchzuführen. Um zudem Keramikabsplitterungen, scharfen Kanten und möglicherweise daraus resultierenden Mikrorissen vorzubeugen, ist eine genügend lange Politur nach dem Schleifprozess essentiell.

Inhaltsverzeichnis

Abstract	V
1. Einleitung	1
 2. Literaturübersicht. 2.1. Dentalkeramiken 2.1.1. Silikatkeramiken 2.1.1.1 Feldspatkeramiken 2.1.2 Glaskeramiken 2.1.2. Oxidkeramiken 2.1.2.1 Glasinfiltrierte Keramiken 2.1.2.2. Polykristalline Oxidkeramiken 2.1.3. Gegenüberstellung der wichtigsten Keramiken 	3 3 4 4 4 6 7 8
 2.2. Bearbeitung von Keramikobertiachen 2.3. Rauheit 2.3.1. Rauheitsmessung 2.3.2. Rauheitsparameter 	. 9 10 10 12
3. Materialien und Methoden 3.1. Materialien 3.1.1. Keramik 3.1.2. Rotierende Instrumente 3.2. Methoden 3.2.1. Probenherstellung und Versuchsaufbau 3.2.2. Profilometrie 3.2.3. Studienablauf 3.2.4. Statistische Auswertung	15 15 15 16 16 18 19 20
 4. Resultate	21 21 22 23 24 25 26 27 28 28 30
 5. Diskussion	32 33 34 35 37
6. Verdankung	.VI
7. Literatur	VII

1. Einleitung

Die Verwendung von Keramiken für indirekte Restaurationen ist heutzutage eine anerkannte Behandlungsoption für konservierende Therapien sowie für die festsitzende Prothetik. Dentale Keramiken sind langlebig, haben gute mechanische Eigenschaften und eine hohe Biokompatibilität [1, 2]. Besonders die letzte Eigenschaft scheint gegenwärtig immer wichtiger zu werden, da Allergien auf dentale Werkstoffe zunehmend weiter verbreitet sind [3]. Dentalkeramiken werden ausserdem den steigenden Bedürfnissen der Patienten gerecht. So ermöglichen sie ansprechende ästhetische Ergebnisse bei minimaler Behandlungszeit (chairside CAD/CAM-Verfahren).

Um im klinischen Alltag eine optimale Form und Funktion zu garantieren, werden okklusale Interferenzen oder überkonturierte Bereiche vom Zahntechniker oder vom Zahnarzt mit Diamantschleifkörpern angepasst beziehungsweise eingeschliffen [4, 5]. Hiermit wird einerseits die Gesamtstruktur der Restauration verletzt und andererseits die Oberflächenrauheit erhöht, woraus verschiedene Nachteile resultieren: schlechtere mechanische Eigenschaften der Keramik [6]; eine erhöhte Abnutzung des Antagonisten [7]; die Akkumulation eines Biofilms [8] und als mögliche Folge eine Entzündung der parodontalen Gewebe; Einlagerung exogener Pigmente [9]; Verlust des zahnähnlichen Glanzes und Charakters. Letztere gehen mit einer Verschlechterung der Ästhetik einher [10]. Oberflächenunebenheiten an prothetischen Rekonstruktionen werden auch vom Patienten als unangenehm und nachteilig empfunden, was ein allfälliges subjektives Fremdkörpergefühl intensivieren kann [11]. Für eine festsitzende Versorgung sollte also nach dem Einschleifen wieder eine möglichst glatte Oberfläche geschaffen werden.

Die Keramik wird hierfür entweder erneut gebrannt oder eingeschliffen und anschliessend mit einem entsprechenden Poliersystem nachbearbeitet. Durch einen weiteren Brennvorgang ergäben sich neben dem Zeitverlust auch eventuelle strukturelle Veränderungen in der Keramik, welche sich wiederum in einer Einbusse der mechanischen sowie auch ästhetischen Eigenschaften äussern. Es wurde gezeigt, dass mit den erhältlichen Poliersystemen eine vergleichbare oder sogar bessere Oberflächenbeschaffenheit erreicht werden kann, wie nach einem Glasurbrand [1, 11]. Ausserdem werden okklusale Interferenzen normalerweise bei der Rohbrandeinprobe korrigiert. Trotzdem kann es vorkommen, dass nach dem adhäsiven Zementieren erneut Diskrepanzen auftreten. Diese müssen daher direkt am Patienten behoben werden. In bisherigen Untersuchungen wurden Oberflächenrauheiten nach dem okklusalen Einschleifen hauptsächlich mit variierendem Politurprotokoll betrachtet und vermessen [1, 5, 11, 44, 48, 57]. Inwiefern das Protokoll des Einschleifens mit Diamantschleifkörpern selbst die Oberflächenrauheit, und somit auch die Stabilität beziehungsweise die Bildung von Bruchspalten in der Keramik beeinflusst, ist hingegen nicht bekannt. In der vorliegenden Studie soll nun der Parameter "Politur" unverändert bleiben. Stattdessen wird die resultierende Oberflächenrauheit unter der Anwendung von verschiedenen Einschleifprotokollen mit diamantierten rotierenden Instrumenten erforscht.

2. Literaturübersicht

2.1. Dentalkeramiken

Seit dem Mittelalter haben Menschen versucht, die Funktion und die Ästhetik fehlender Zähne wieder herzustellen. Nicht selten dienten dabei Fremdmaterialien wie Holz, Knochen, Elfenbein oder auch extrahierte menschliche sowie tierische Zähne als Ersatz. Mitte des 19. Jahrhunderts begannen sich allmählich Prothesen mit Porzellanzähnen zu etablieren [12]. Mit der Entwicklung der Zahnmedizin in der Neuzeit, verbesserten sich im Gleichschritt auch die Werkstoffe für die zahnärztliche Prothetik. Gleichzeitig stiegen auch die Anforderungen an das Material für eine festsitzende Restauration (Tab. 1):

-	vollumfänglicher Ersatz der Funktion
	(genügende Bruchfestigkeit und Risszähigkeit)

- hohe Ästhetik (Farbe, Transluzenz, Opaleszenz)
- hohe chemische Stabilität, Biokompatibilität
- geringe Plaqueakkumulation
- gute marginale Passform
- thermische und elektrische Isolation
- einfache Reparatur



Während Verbund-Metall-Keramikkronen (VMK) seit Jahrzehnten Goldstandard für die festsitzende Prothetik sind [14], scheinen vollkeramische Arbeiten in den letzten Jahrzehnten aufzuholen. So konnten anfängliche Probleme wie Chipping oder Gerüstfrakturen minimiert und die Überlebensrate verbessert werden [15]. Die verschiedenen Keramiken der heutigen Generation bieten folgende Vor- und Nachteile [16]:

+	Ästhetik	-	Sprödigkeit
+	kein toxisches/allergenes Potenzial	-	kleine Biegefestigkeit
+	Biokompatibilität	-	kleine Bruchzähigkeit
+	geringe Plaqueakkumulation	-	mässige marginale Passform
+	therm. und elektr. Isolation	-	Reparatur schwierig

Tab. 2: Vor- und nachteilige Materialeigenschaften von Keramiken nach *Zarone et al. 2011* [15].

Dentalkeramiken lassen sich gemäss *Rinke* [17] nach ihrem chemischen Aufbau in zwei Gruppen einteilen (Tab. 3):

Silikatkeramiken		Oxidkeramiken		
mehrphasig: glasreich Phasen	e Matrix mit kristallinen	einphasige Metalloxide (>90%); kein bis wenig Glasanteil		
Feldspatkeramiken	Glaskeramiken	Glasinfiltriert	Polykristallin	
gemahlenes Feld- spatglas (Pulver) wird gesintert	Glas als Ausgangs- produkt wird einem Kristallisationsprozess unterworfen	Angesintertes Alumi- niumoxidpulver (Weisskörper) wird mit Glas infiltriert	Glasphasenfreies sehr gleichmässiges Mikrogefüge	

Tab. 3: Einteilung von Dentalkeramiken nach ihrem chemischen Aufbau [17].

2.1.1. Silikatkeramiken

Silikatkeramiken bestehen aus Feldspat (60-80 Gew.%), Quarz (15-25 Gew.%) und Kaolin (0-5 Gew.%) [18]. Sie sind in einem mehrphasigen Gefüge aufgebaut und bestehen aus einer amorphen Glasphase, die mit kristallinen Anteilen wie Leuzit- (K[AlSi₂O₆]) oder Lithiumdisilikat (Li₂Si₂O₅) verstärkt wird. Dabei wird zwischen Feldspatkeramik und Glaskeramik unterschieden [17].

2.1.1.1 Feldspatkeramiken

Feldspatkeramiken (z.B. VITABLOCS, Sirona CEREC Blocs, etc.) werden im klassischen Arbeitshergang durch den Zahntechniker geschichtet. So wird eine absolut individuelle Farbund Transparenzgestaltung möglich. Die Feldspatkeramik eignet sich daher vorzüglich als Verblendmaterial z.B. von VMKs. Es gilt zu bedenken, dass durch den manuellen Herstellungsprozess und die Sinterschrumpfung um ca. 40 Vol.-% Fehlstellen im Werkstück entstehen, welche die Ästhetik und die Stabilität beeinträchtigen. Die Biegefestigkeit beträgt ca. 60-80 MPa [19].

2.1.1.2 Glaskeramiken

Glaskeramiken (IPS Empress, IPS e.max CAD, 3M ESPE Paradigm C) werden durch die Erhöhung des Kristallanteils (Leuzit, Lithiumdisilikat) verstärkt. Die Verarbeitung am Beispiel von IPS e.max CAD unterscheidet sich deutlich: Die Glasrohlinge werden gegossen und gepresst (transparentes Lithiumorthosilikat, Li₄SiO₄). Durch erneute Hitzezufuhr entsteht eine bläulich-opake Zwischenphase, das teilkristallisierte Lithiummetasilikat (Li₂SiO₃). Diese Zwischenphase zeichnet sich durch eine relativ einfache Bearbeitbarkeit bei suffizienter Festigkeit und Kantenstabilität aus. Nach dem computergesteuerten Schleifen und Fräsen der Restauration (CAM) muss sie getempert werden. Unter dem Tempern versteht man das längerfristige Erhitzen (ca. 15 Minuten) eines Werkstücks zur Transformation in ein vollkristallines Gefüge (Lithiumdisilikat, Li₂Si₂O₅). Dabei geschieht keine Schrumpfung. Das Tempern und ein genau definiertes Abkühlungsprotokoll beteiligen sich an der Reduktion materialinterner Spannungen und an der Erlangung der endgültigen physikalischen Eigenschaften (Tab. 4). Zudem hängt auch die Bildung der definitiven Farbe von diesen Prozessen ab. Zusätzlich können die Restaurationen mit Glasurmassen individualisiert werden [20].

Materialeigenschaft	Lithiummetasilikat (teil-	Lithiumdisilikat (vollkris-
	kristalline Zwischenphase)	tainner Endzüstand)
Biegefestigkeit (biaxial)	130 ± 30 MPa	360 ± 60 MPa
Risszähigkeit	0.9 – 1.25 MPa m ^½	2.0 – 2.5 MPa m ^½
Vickershärte	5400 ± 200 MPa	5800 ± 200 MPa
Elastizitäts-Modul	na	95 ± 5 GPa
Wärmeausdehnungskoeffizient	na	10.45 ± 0.4 10 ⁻⁶ K ⁻¹
(100-500°C)		
Dichte		$2.5 \pm 0.1 \text{ g/cm}^3$
Lineare Schrumpfung während	0.2%	na
dem Tempern		
Chemische Löslichkeit	100 – 160 μg/cm ²	$30 - 50 \mu \text{g/cm}^2$

Tab. 4: Physikalische Eigenschaften einer klassischen Lithiumdisilikatkeramik in der leicht bearbeitbaren teilkristallinen Zwischenphase und im vollkristallinen Endzustand (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). na=keine weiteren Informationen verfügbar.

Aus den Resultaten diverser Untersuchungen können sich folgende Charakteristika der aus Blöcken gefrästen Lithiumdisilikat-Kronen belegt werden: eine höhere Biegefestigkeit als die Vorgängermaterialien [16], Resistenz gegenüber zyklischer Belastung und hohe Bruchzähigkeit [21] auch unabhängig vom verwendeten Zement (Multilink Implant, Variolink II, RelyX Unicem, FujiCem oder Panavia 2.0) sofern der Verbund adhäsiv erfolgt [22]. Die klinische Überlebensrate (Kaplan-Meier Test) für Empress 2 beträgt über zehn Jahre 95.5%. Trotz der akzeptablen mechanischen Charakteristika waren die Hauptprobleme für das Versagen Chipping und Brüche [23]. Lithiumdisilikat-Restaurationen weisen je nach Belastung unterschiedliche Frakturraten auf. In der Literaturübersicht von *Heintze&Rousson* [24] wurden sieben Studien mit knapp 1500 adhäsiv zementierten Vollkeramik-Kronen identifiziert. Während einer mittleren Beobachtungszeit von 4.5 Jahren wurden für Kronen an Eckzähnen (1.2%) und Molaren (1.6%) signifikant höhere Frakturraten beobachtet als für Restaurationen an Prämolaren (0.7%) und Inzisiven (0.5%). Unter Einhaltung der vorgeschriebenen Präparationsrichtlinien und Mindeststärken ist die Alltagstauglichkeit somit bestätigt:

- Anatomische Form ohne Ecken und Kanten
- Stufenpräparation mit abgerundeten Innenkanten min. 1mm breit
- Konizität beziehungsweise Präparationswinkel von 6°
- Platzbedarf okklusal sowie zirkulär min. 1.5mm

Des Weiteren weisen Dentalkeramiken insbesondere im Vergleich mit Komposit eine sehr geringe bis nicht existente Zytotoxizität auf [25, 26]. *Cavazos* [27] und *Allison et al.* [28] bewiesen schon früh, dass Keramik keine oder nur eine minimale Sensibilisierung und spätere allergische Reaktion hervorruft. Keramiken zählen also zu den inertesten beziehungsweise reaktionsträgsten Dentalmaterialien überhaupt und können als höchst biokompatibel betrachtet werden.

Lithiumdisilikat-Glaskeramik ist ein hochfestes und biokompatibles Material, welches auch hohen ästhetischen Ansprüchen gerecht wird. Die Keramik ist daher bei vollanatomischen Front- und Seitenzahnkronen, dreigliedrigen Brücken bis zum zweiten Prämolaren sowie Veneers, Inlays und Onlays indiziert [16, 20].

2.1.2. Oxidkeramiken

Im Gegensatz zu den Silikatkeramiken sind Oxidkeramiken in einer einphasigen Mikrostruktur aufgebaut. Sie bestehen grösstenteils aus Metalloxiden wie Magnesiumoxid (MgO₃), Aluminiumoxid (Al₂O₃) oder Zirkoniumdioxid (ZrO₂) und nur einem sehr geringen Anteil Glasphase [17].

2.1.2.1 Glasinfiltrierte Keramiken

Glasinfiltrierte Keramiken (VITA In-Ceram, etc.) bestehen aus einem gefrästen, porösen Aluminiumoxid-Gerüst (Al₂O₃, ALUMINA), das durch die Infiltration mit Lanthanglas verfestigt wird. Je nach Produkt wird das Basismaterial (Al₂O₃) mit weiteren Oxiden wie zum Beispiel Magnesiumoxid (MgO₃, SPINEL) oder Zirkoniumdioxid (ZrO₂, ZIRKONIA) modifiziert und verstärkt. Dabei geschieht keine Schrumpfung beim Sintern. Die Gerüste weisen abhängig von der Materialzusammensetzung eine Biegefestigkeit von 400-600 MPa und eine Risszähigkeit von 2.7-4.4 MPa m^½ auf. Glasinfiltrierte Keramiken werden schliesslich mit einer her-kömmlichen Silikatkeramik (siehe 2.1.1.) verblendet [29].

Reine Al₂O₃-Gerüste weisen statistisch eine höhere Frakturrate auf als die mit ZrO₂ verstärkten Varianten [30]. Sie eignen sich daher nur für den Frontzahnbereich, nicht aber für den Seitenzahnbereich [31]. Anders sieht es bei festsitzenden Seitenzahnrestaurationen mit ZrO₂-Gerüsten aus: Mit ihnen werden Überlebensraten erreicht, die vergleichbar mit dem Goldstandard VMK sind. Debonding und Fraktur des Verblendmaterials zählten zu den häufigsten technischen Komplikationen [32]. Hingegen sind glasinflitrierte Keramiken mittlerweile überholt und finden in der Praxis kaum mehr eine Verwendung. Als Beitrag zur Vollständigkeit wurden sie hiermit kurz besprochen.

2.1.2.2. Polykristalline Oxidkeramiken

Das polykristalline Gerüst der Oxidkeramiken besteht entweder aus Aluminiumoxid (Al₂O₃, Procera Alumina) oder Zirkoniumdioxid (ZrO₂, IPS e.max ZirCAD), welches als vorgesinterter Rohling im CAM-Verfahren geschliffen wird. Beim anschliessenden Dichtsintern schrumpft das Werkstück um ca. 20% und erreicht dabei seine endgültige Biegefestigkeit von 500-700 MPa (Al₂O₃) beziehungsweise bis 1300 MPa (ZrO₂). Das Gerüst wird mit einer herkömmlichen Silikatkeramik (siehe 2.1.1.) verblendet.

Die Übersichtsarbeit von *Kassem et al.* [33] zeigte, dass über fünf Jahre 10.2% der beobachteten Molarenkronen mit Al₂O₃-Gerüsten zu einem Misserfolg führten. In Anbetracht dieser hohen Rate in einer eher kurzen Beobachtungszeit, ist Al₂O₃ für Restaurationen im Seitenzahnbereich nicht geeignet. Allerdings können mit der Keramik gute ästhetische Ergebnisse erzielt werden, da sie die nötigen Charakteristika wie Opaleszenz, Tansluszenz und auch Farbstabilität mit sich bringt. Zusammen mit den genügenden mechanischen Eigenschaften eignet sich Al₂O₃ daher zur Verwendung im Frontzahnbereich [34].

In den letzten Jahren wird immer häufiger auf die Variante Vollzirkonium gesetzt. Das Material verspricht höchste mechanische Eigenschaften bei verhältnismässig minimalinvasiver Präparation kombiniert mit den Vorteilen herkömmlicher Lithiumdisilikat-Keramik (Farbe, therm. und elektr. Isolation, etc.). So zeigen Vollzirkonium Kronen für den ersten Molaren im Oberkiefer im Vergleich mit Lithiumdisilikat- und konventionellen Feldspatkeramik Kronen die höchste Bruchlast [35]. Bei der Untersuchung der maximalen Bruchlast von ZrO₂-Gerüsten verblendet mit Lithiumdisilikat-Keramik (e.max CAD) für Einzelkronen konnten sehr hohe Werte bis 1600N erreicht werden [36]. Auch für drei- bis fünfgliedrige Brücken scheint sich ZrO₂ als Gerüstmaterial gut zu eignen. Über einen Zeitraum von fünf Jahren wurde für ZrO₂-Gerüste eine Erfolgsrate von 97.8% ermittelt. Allerdings existieren hier noch eindeutige Mängel: In rund 15% der Fälle wurden technische Komplikationen (Chipping der Verblendung) registriert. Der Verbund zwischen Verblend- und Gerüstmaterial sollte daher verbessert werden. Zusammen mit 21.7% biologischen Komplikationen (Sekundärkaries) wurde eine Überlebensrate von knapp 74% erreicht. Hier stellt sich die Frage, ob die Zahl aufgrund einer insuffizienten marginalen Passform oder mangels Mundhygiene von Seiten der Patienten so hoch ist [37]. Trotzdem sind komplette Restaurationen sowie auch Gerüste aus ZrO₂ vielversprechend und vermutlich zukunftsweisend.

2.1.3. Gegenüberstellung der wichtigsten Keramiken

Die heutzutage wahrscheinlich am häufigsten eingesetzten Materialen sind Lithiumdisilikat, Zirkoniumdioxid sowie der Goldstandard Verbund-Metall-Keramik, weshalb sich dieses Kapitel dem Vergleich dieser Stoffe widmet. Der Vergleich der Zuverlässigkeit von monolithischen Lithiumdisilikat Kronen und von Kronen mit einem ZrO₂-Gerüst und handgeschichteter Verblendung zeigt eindrücklich die Stabilitätsmängel der handgeschichteten Verblendung auf. Während bei einer Kaubelastung von 100'000 Zyklen und 200N unter 1% der verblendeten ZrO₂-Gerüste überlebten, hielten alle Lithiumdisilikat Kronen der Kausimulation (180'000 Zyklen und 900N) stand. Letztere brachen beim anschliessenden Test für die maximale Bruchlast erst bei 1100-1200N Belastung [21]. Wie bereits oben erwähnt (2.1.3.) ist aber die Kombination von einem ZrO₂-Gerüst mit einer Lithiumdisilikat-Verblendung eine mechanisch äusserst standhafte Alternative für Einzelzahnrestaurationen.

In einer randomisierten klinischen Studie untersuchten *Nicolaisen et al.* [38] Überlebens- und Erfolgsraten von dreigliedrigen Vollzirkonium- und VMK-Brücken. Die Resultate nach drei Jahren waren für beide Gruppen (n=17 Patienten) vergleichbar. Die Überlebensrate betrug je 100%, während die VMK-Brücken mit 76% Erfolgsrate etwas besser abschlossen als die Vollzirkon-Brücken (71%). Hauptkomplikation war bei beiden Gruppen Chipping. Allerdings wurden bei Vollzirkonium-Restaurationen grössere Chippings beobachtet als bei VMK-Restaurationen [39]. In der Übersichtsarbeit von *Le et al.* [40] wurden die Überlebensraten von ZrO₂-Kronen über einen Zeitraum von fünf Jahren untersucht. Während die Implantat-getragenen Kronen eine Überlebensrate von 100% erreichten, war es für die zahngetragenen Restaurationen noch 93.3%. Die Hauptgründe für den Misserfolg waren Frakturen des Verblendmaterials, Gerüstfrakturen und Karies. Die Komplikationsrate betrug 30.5% (Implantat-getragen) beziehungsweise 27.6% (Zahn-getragen), wobei bei beiden Gruppen hauptsächlich Frakturen des Verblendmaterials passierten [40]. Im Vergleich dazu werden mit VMK-Restaurationen Überlebensraten von ca. 96% erreicht [41, 42].

Alles in allem sind vollkeramische Restaurationen mit wenigen Einschränkungen eine valable Behandlungsalternative. Die technische Hauptkomplikation aller festsitzenden prothetischen Versorgungen ist Chipping. Es tritt vermehrt bei vollkeramischen Arbeiten auf und beeinträchtigt je nach Ausmass Stabilität, Ästhetik und Funktion der gesamten Restauration.

2.2. Bearbeitung von Keramikoberflächen

Nach der Versorgung eines Zahnes mit einer Restauration – sei es direkt mit Komposit-Füllungen, Chairside fabrizierten In- und Onlays oder aber mit indirekt hergestellten Kronen und Brücken – ist abschliessend zwingend eine Kontrolle der statischen und der dynamischen Okklusion notwendig. Wird diese nicht oder nur insuffizient durchgeführt, zieht dies unweigerlich durchwegs negative Konsequenzen mit sich. So führt eine nicht an die Okklusion und Artikulation angepasste Restauration unter anderem zu okklusalen Traumata, Parafunktion, Chipping der Verblendkeramik und im Extremfall bis hin zur Fraktur der Restauration oder des Zahnes selbst. Die Anpassung der Okklusion, insbesondere bei keramischen Arbeiten, geht aber immer mit einer Aufrauhung der Oberfläche und damit verschiedenen Nachteilen (siehe Einleitung [6-11]) einher. Hauptaugenmerk soll in diesem Kapitel auf die Veränderung der mechanischen Eigenschaften nach okklusalem Einschleifen gelegt werden.

Obwohl die heutigen keramischen Werkstoffe gute mechanische Eigenschaften mit sich bringen, tolerieren Keramiken verhältnismässig wenig Zugspannung. Generell kann gesagt werden, dass sich eine auf einen Körper einwirkende Druckkraft an einer anderen Stelle auch als Zugkraft auswirkt. Ausserdem beeinflusst jede mechanische Bearbeitung, welche die Oberflächenrauheit erhöht die Biegefestigkeit negativ [43]. Wird nun eine Restauration okklusal eingeschliffen, entsteht damit eine primäre Schwachstelle. Des Weiteren können durch das Bearbeiten auch materialinterne Blasen freigelegt werden, welche während der Sinterung entstanden sind (eine absolute Fusion der Keramikpartikel und damit Homogenität kann nicht erreicht werden). Die Erhöhung der Oberflächenrauheit und die Freilegung von materialinternen Inhomogenitäten stellen also potenzielle Sollbruchstellen dar. Kommt es dann zu einer exzessiven Belastung, entstehen Mikrorisse, die bei anhaltender Belastung perpendikulär zur einwirkenden Kraft propagieren und zu einer Absplitterung beziehungsweise zum Bruch führen können [13].

Um die Biegefestigkeit und damit die Lebensdauer von Keramikrestaurationen zu erhöhen, wurden Glaskeramiken mit Kristallen angereichert. Lithiumdisilikat oder Leuzitkristalle sollen einen allfälligen beginnenden Riss in der Glasphase aufhalten. Prinzipiell kann so ein senkrecht propagierender Riss durch den Kristall im mehrphasigen Glas-Kristall-Gefüge gestoppt werden. Der Bruchspalt wird sich erst bei einer Erhöhung der Energie entlang des Kristallrandes oder direkt durch den Kristall weiterführen [13]. Auch für Zirkondioxid wurde eine Methode zur Aufhaltung von Rissen entdeckt. Üblicherweise existiert Zirkondioxid je nach Temperatur in drei verschiedenen Phasen: monoklin bei <1170°C, tetragonal bei 1170-2370°C und kubisch bei >2370°C. Bei der Abkühlung unter 1170°C erfährt das Material eine Phasenumwandlung (von tetragonal zu monoklin) und nimmt dabei 3-4% an Volumen zu. Wird nun dem Zirkondioxid während der Sinterung Yttriumoxid (Y₂O₃) beigefügt, kann die Hochleistungskeramik auch bei Temperaturen <1170°C in der tetragonalen Phase stabilisiert werden. Es entstehen sogenannte "Yttrium-stabilisierte tetragonale Zirkon-Polykristalle", kurz Y-TZP. Kommt es nun zur Bildung eines Risses, konvertiert das Material lokal zurück in die monokline Phase und erfährt dabei eine Volumenzunahme um 3-4%. Somit kann an der Rissspitze ein Gegendruck aufgebracht werden, der die Risspropagation aufhält und somit das Material stabilisiert [13].

Um technischen Komplikationen bestmöglich vorzubeugen, sollten daher die jeweils empfohlenen Präparationsrichtlinien eingehalten werden. Besonders eine anatomische und höckerunterstützende Form hilft Spannungsspitzen zu reduzieren. Die entstehenden Kaukräfte können so auf den Zahn und sein Parodont abgeleitet werden. Suffiziente Abformungen und präzise Abformmaterialien helfen eine optimal passende Restauration herzustellen. Ist trotzdem eine okklusale Anpassung erforderlich, sollte – so viel wie nötig, jedoch so wenig wie möglich – eingeschliffen werden. Anschliessend muss die Oberflächenqualität durch Politur wiederhergestellt werden.

2.3. Rauheit

Die Beschreibung der Oberflächenbeschaffenheit eines Werkstückes wird laut dem Deutschen Institut für Normung (DIN 4760) in sechs verschiedene Ordnungen unterteilt [44]. Dazu gehören unter anderem Gestaltabweichungen wie Formabweichung, Welligkeit und verschiedene Formen der Rauheit (mikro, submikro und nano). In der vorliegenden Studie wird durch das Bearbeiten mit Diamantschleifkörpern (Körnungen 27-126 μ m) und Polierkörpern Rauheit in diesem Bereich oder leicht darunter erwartet. Diese sogenannte μ -Rauheit entspricht einer Gestaltabweichung vierter Ordnung in Form eines aperiodischen Profils.

2.3.1. Rauheitsmessung

Die Messung solcher Oberflächen wird normalerweise mittels Profilometrie bewerkstelligt. Dabei existieren grundsätzlich zwei Möglichkeiten: mechanische Kontaktprofilometrie und optische Kontaktlosprofilometrie. Bei der Kontaktprofilometrie wird eine Oberfläche von einem sogenannten Stylus, einer aus Diamant gefertigten Nadel, abgetastet (Abb. 1 a.). Diese Spitze hat normalerweise einen Durchmesser von 2-10 μ m und liegt dem zu untersuchenden Objekt in einem Winkel von 60° oder 90° auf (DIN EN ISO 3274). Indem sich der Stylus auf einer Oberfläche fortbewegt, befindet er sich in unterschiedlichen vertikalen Positionen. Durch deren laufende Aufzeichnung entsteht nun ein vollständiges Profil der Probe.

Die Technik ist ein verhältnismässig einfaches Verfahren. Vor allem die Möglichkeiten grössere Flächen sowie transparente Objekte zu vermessen sind die wichtigsten Vorteile. Zudem sind die entscheidenden Teile genormt. Daher finden Kontaktprofilometer auch häufig Verwendung für die Beurteilung von Oberflächenabweichungen. Allerdings kann der diamantene Stylus in die untersuchte Oberfläche einsinken oder diese sogar zerkratzen, was häufiger bei weichen Materialien geschieht. Des Weiteren setzt die Geometrie der Tastspitze der Genauigkeit einer Messung gewisse Grenzen. Enge Profiltäler können nur soweit erfasst werden, wie dies der Durchmesser einer Spitze zulässt. Anderenfalls wird die Messung flacher und weicher ausfallen, als sie in Realität sein sollte [45].

Optische Kontaktlosprofilometer bestehen aus einer Lichtquelle (Halogenlampe), welche Weisslicht (Wellenlänge γ=380nm – 780nm) abgibt, andererseits aus einem Spektrometer, welche das reflektierte Licht des zu untersuchenden Objekts analysiert. Um daraus die Beschaffenheit einer Oberfläche ableiten zu können, macht man sich das Prinzip der chromatischen Aberration zunutze. Dabei wird Licht unterschiedlicher Wellenlängen auf verschiedene Ebenen projiziert. Das Spektrometer misst, welche Wellenlänge mit welcher Intensität reflektiert wird. Erreicht die Lichtintensität auf dem Detektor ein Maximum, so wird ein Messwert generiert (Abb. 1 b.) [46]. Während sich die Plattform mit den Proben nach vorgegebenem Muster in der xy-Ebene verschiebt, werden laufend Messwerte erhoben. Daneben sind auch Profilometer mit Laser-Dioden als Lichtquellen erhältlich, welche mit dem Prinzip der Autofokussierung funktionieren.



Abb. 1 a.-b.: a. Messprinzip mit Hilfe der chromatischen Aberration bei optischen Kontaktlosprofilometern: Halogenlampe (1), Lichtwellenleiter (2), Faserkoppler (3), Sensor (4), Oberfläche (5) [46]. b. Messprinzip bei mechanischen Kontaktprofilometern: Oberfläche (5), Stylus mit Träger (6), vertikale Auslenkung des Trägers (7), horizontale Bewegungsrichtung (8).

Optische Profilometer stehen nicht in direktem Kontakt mit der zu vermessenden Oberfläche. Sie eignen sich daher ebenfalls für weiche Oberflächen und verursachen keine Beschädigungen. Ferner arbeiten sie generell auch schneller als Kontaktprofilometer. Da Licht jede noch so enge Stelle erreicht, arbeiten optische Apparate genauer und bieten auch eine höhere Auflösung als die mechanischen Profilometer. Hingegen muss beachtet werden, dass dadurch höhere Werte gemessen werden und damit das Resultat eventuell überschätzt wird. Zudem führen scharfe Kanten und steile Abhänge zu einer starken Deviation des einfallenden Lichtstrahls. In der Konsequenz kann die Reflexion vom Spektrometer beziehungsweise der Linse nicht mehr erfasst werden, was schliesslich zu Datenausfällen führt [45].

2.3.2. Rauheitsparameter

Um die Topographie von Oberflächen möglichst genau beschreiben zu können, existieren Messgrössen verschiedener Kategorien. Die für diese Studien relevanten Parameter sind sogenannte Amplitudenparameter. Sie beschreiben eine Oberfläche anhand von vertikalen Ausschlägen unter- und oberhalb einer Bezugslinie, welche den Mittelwert des zu untersuchenden Profils darstellt. Die Messanordnungen werden dabei vom Deutschen Institut für Normung (DIN) definiert [45].

Um die gewünschten Messgrössen zu generieren, muss die definierte zuerst Messstrecke gefiltert werden. Zur Einpassung des Filters wird dem Profil eine Vor- und Nachlaufstrecke

abgezogen. Aus der verbleibenden Messstrecke können anschliessend die Rauheitsparameter abgeleitet werden [44]. Die, für diese Studie relevanten, Messgrössen sind:

• Der arithmetische Mittenrauwert R_a (DIN EN ISO 4287:2010)

 R_a ist das arithmetische Mittel aller Abweichungen von der Bezugslinie (Mittelwert) nach unten und nach oben eines Profils (Abb. 2). R_a -Werte sind aufgrund der starken Mittelwertbildung relativ resistent gegenüber Ausreissern. Die Werte streuen daher nur wenig, sind gut reproduzierbar und somit auch vergleichbar. Auf der anderen Seite reagiert R_a nicht sehr sensitiv auf Profilspitzen und -täler [44, 45].

$$R_a = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |z(x_i)|$$



Abb. 2: Bildung der arithmetischen Mittenrauheit R_a durch Mittelung aller positiven und negativen Werte, die von der Bezugslinie abweichen [44].

• Die gemittelte Rautiefe R_z (DIN EN ISO 4287:2010)

R_z ist die Summe aus der Höhe der grössten Profilspitze und der Tiefe des grössten Profiltals innerhalb einer Einzelmessstrecke (Abb. 3). R_z-Werte reagieren infolgedessen generell empfindlicher auf die Veränderung von Oberflächenstrukturen. Schliesslich werden fünf Einzelmessstrecken, welche zusammen die Gesamtmessstrecke bilden, gemittelt [44, 45].





Abb. 3: Bildung der gemittelten Rautiefe R_z durch Bildung der Summe des grössten und des kleinsten Wertes innerhalb einer Einzelmessstrecke (I_r). Danach Mittelung der fünf Einzelmessstrecken [44].

3. Materialien und Methoden

3.1. Materialien

3.1.1. Keramik

In dieser Arbeit wurden Vollkeramikkronen in Bezug auf ihre Oberflächenrauheit nach unterschiedlichen Einschleifprotokollen und Polituren untersucht. Als Material für die Kronen wurde die bewährte und in der Praxis oft gebrauchte Lithium-Disilikat (Li₂Si₂O₅)-Glaskeramik IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) verwendet.

3.1.2. Rotierende Instrumente

Für die Versuche wurden Diamantschleifkörper und Politursysteme desselben Herstellers verwendet (JOTA AG, Rüthi/St. Gallen, Schweiz). Somit konnte sichergestellt werden, dass die Produkte optimal aufeinander abgestimmt wurden. Die nachfolgende Tabelle (Tab. 5) und die Abbildungen geben Aufschluss über die verwendeten rotierenden Schleif- (Abb. 4 a.b.) und Polier-Instrumente (Abb. 4 c.-g.).

Schleifkörper	Lot Nr.	Körnung/Material	Optimale Drehzahl
JOTA 833.FG (standard)	563538	64-126µm (Ø95µm)	190'000 U/min
JOTA 833F.FG (fein)	562014	27-76µm (Ø51.5µm)	190'000 U/min
Polierinstrumente			
JOTA 9812G (grob)	797936	na (Silikon, Diamantpartikel)	9'500 U/min
JOTA 9812M (medium)	799525	na (Silikon, Diamantpartikel)	8'000 U/min
JOTA 9812F (fein)	800176	na (Silikon, Diamantpartikel)	8'000 U/min
JOTA 9871M (medium)	800415	na (Silikon, Diamantpartikel)	8'000 U/min
JOTA 9871F (fein)	800417	na (Silikon, Diamantpartikel)	8'000 U/min

Tab. 5: Herstellerinformationen zu den verwendeten Schleif- und Polierkörper (JOTA AG, Rüthi/St. Gallen, Schweiz). na=keine weiteren Informationen verfügbar.



Abb. 4: a.-g.: Verwendete Diamanschleifkörper (a., b.) und Polierer (c.-g.). a. JOTA 833.FG, b. JOTA 833F.FG, c. JOTA 9812G, d. JOTA 9812M, e. JOTA 9812F, f. JOTA 9871M, g. JOTA 9871F (JOTA AG, Rüthi/St. Gallen, Schweiz).

3.2. Methoden

3.2.1. Probenherstellung und Versuchsaufbau

In der durchgeführten Studie wurde an einem Kunststoffzahn eine universelle Kronenpräparation für vollkeramische Restaurationen durchgeführt. Die Musterpräparation wurde mit einem Scanner digitalisiert (inEos Blue, Sirona Dental Systems GmbH, Wals, Österreich). Ein erfahrener Zahntechniker konstruierte mittels CAD-Verfahren eine vollanatomische Krone für den Zahn 24. Die Prämolarenkrone wurde mittels CAM-Verfahren 60 mal identisch aus einem e.max CAD Block geschliffen (Sirona inLAB MC XL; Sirona Dental Systems GmbH, Wals, Österreich). Nach der Kristallisation wurden die Kronen anhand der Herstellerangaben einem Glanzbrand (Programat P500, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) unterzogen. Auf eine individuelle Charakterisierung wurde verzichtet. Mit dem optischen Einlesen, dem Gestalten und der Herstellung einer Krone basierend auf einer digitalisierten Abformung geschahen diese Arbeitsschritte nach dem klassischen Work-Flow des CAD/CAM-Verfahrens, wie es heutzutage in der Praxis Usus ist.

Um alle Kronen im Bereich des buccalen Höckerabhangs und mit derselben Kraft von 100g okklusal einzuschleifen [47, 48], wurde entsprechen eine Versuchsanordnung konstruiert (Abb. 5). Zur optimalen Fixation des Probestumpfes wurde ein Zahnstumpfanalog aus einer NEM-Legierung hergestellt. Dieser Probestumpf wurde in einer für ihn vorgesehenen abgewinkelten Auffangvorrichtung in einer Schraubzwinge fixiert. Diese Halterung wurde nun auf einem Rollschlitten montiert und über drei Umlenkrollen wurde ein Gewicht von 100g am Schlitten befestigt. Somit konnten alle Kronen in derselben Position und mit derselben Kraft dem Diamantschleifkörper zugeführt werden (Abb. 6, a.-c.). Anschliessend wurde standardisiert und kontrolliert mit einer Turbine (3.4 bar Luftdruck mit konstanter Wasserkühlung / 100g Anpressdruck für 2 Sekunden) bei allen Kronen im Bereich des buccalen Höckerabhangs ein annähernd identischer Defekt von ca. 4mm² eingeschliffen. Für jede Krone wurde dabei ein fabrikneuer Diamantschleifkörper verwendet. Als Form des Schleifkörpers wurde ein Football (JOTA AG, Rüthi/St. Gallen, Schweiz) gewählt, da dieser auch in der Praxis am Patienten oft eingesetzt wird. Die identischen Defekte wurden anschliessend anhand des Protokolls mit handelsüblichen Politursystemen (JOTA AG, Rüthi/St. Gallen, Schweiz) gemäss Herstellerinformationen (siehe oben, Tab. 4) für zehn Sekunden je Instrument nachbearbeitet beziehungsweise poliert.



Abb. 5: Schema des Aufbaus der Versuchsanordnung mit Rollschlitten (1), Krone (2), Turbine mit Wasserkühlung (3), Umlenkrollen (4) und Gewicht (5).



Abb. 6 a.-c.: a. Fertiggestellte Versuchsanordnung mit Rollschlitten, b. eingespannte, vollanatomische Krone und Turbine mit Wasserkühlung, c. 0.1kg bzw. 100g Anpressdruck nachgemessen mit einer Federwaage.

3.2.2. Profilometrie

Die Messung der bearbeiteten Oberflächen wurde mit dem CyberSCAN CT 100 (Abb. 7; Cyber Technologies, Ingolstadt, Deutschland), einem hochpräzisen Kontaktlos-Profilometer, durchgeführt. Als Sensor beziehungsweise Spektrometer wurde der Typ P-CHR-6000 (Tab. 6) verwendet. Während sich die Plattform mit den Proben nach vorgegebenem Muster (Travel) bidirektional in der xy-Ebene verschob, wurden laufend Messwerte erhoben.



Abb. 7: CyberSCAN CT 100 (Cyber Technologies, Ingolstadt, Deutschland) mit Sensor (1) und verschiebbarer Plattform (2). Zum System gehört zusätzlich eine PC-Arbeitsstation, die mit dem Gerät verbunden ist.

Sensor	Auflösung	Messabstand	Grösse d. Lichtflecks
P-CHR-6000	0.2µm	36mm	16µm

Tab. 6: Verwendeter Sensor für cyberSCAN CT 100.

In der vorliegenden Studie wurde die Grösse der Abtastschritte (Step) in der x- und in der y-Achse auf je 5µm festgelegt. Für ein optimales Bild wurden die Belichtungszeit (Exposure Time) auf 0.5ms bis 5ms und die Schwelle der detektierten Lichtintensität auf 1% (Intensitivy Threshold) festgelegt. Aus dem Oberflächenscan jeder Prämolarenkrone wurden im Anschluss zehn Messstrecken vertikal zur Schleifrichtung (90°; bucco-orale Dimension) und fünf Messstrecken horizontal zur Schleifrichtung (0°; mesio-distale Dimension) definiert. Für die unbearbeiteten Oberflächen wurden analog dazu zehn Messstrecken in bucco-oraler Richtung und deren fünf in mesio-distaler Richtung ausgewählt. Die mitgelieferte Software errechnete aus den unterschiedlich hohen beziehungsweise tiefen Messpunkten und der definierten Messstrecke den arithmetischen Mittenrauwert (R_a) und die gemittelte Rautiefe (R_z). Zur besseren Veranschaulichung wurden mit der dazugehörigen Software ausserdem zwei- und dreidimensionale Bilder generiert. Die Bilder wurden danach visuell analysiert und bewertet.

3.2.3. Studienablauf

Die 60 Prämolarenkronen wurden in fünf Gruppen mit jeweils zwölf Proben aufgeteilt. Die einzelnen Versuchsgruppen wurden nun mit Diamantschleifkörpern unterschiedlicher Körnungen (rot: "fein", Ø51.5µm; blau: "standard", Ø95µm) in verschiedener Abfolge bearbeitet, poliert und schliesslich profilometrisch analysiert (Abb. 8).



Abb. 8: Chronologische Darstellung der Versuchsanordnung. I Probenherstellung; II Versuchsgruppen A-E mit Diamantschleifkörpern bearbeitet; III A-D Politur der Proben mit zweioder dreistufigem Poliersystem; IV Profilometrische Untersuchung aller Oberflächen.

Dabei wurden die Oberflächen nach folgenden Protokollen bearbeitet:

- Einschleifen zuerst mit Ø95µm Körnung und danach mit Ø51.5µm Körnung. Anschliessend Politur mit einem zweistufigen Poliersystem (Diamant blau und rot, zweistufige Politur; DBR2; Abb. 8, Ziff. II und III A),
- Einschleifen zuerst mit Ø95µm Körnung und danach mit Ø51.5µm Körnung. Anschliessend Politur mit einem dreistufigen Poliersystem (Diamant blau und rot, dreistufige Politur; DBR3; Abb. 8, Ziff. II und III B),
- Einschleifen mit Ø51.5μm Körnung und Politur mit einem dreistufigen Poliersystem (Diamant rot, dreistufige Politur; DR3; Abb. 8, Ziff. II und III C),
- Einschleifen mit Ø95μm Körnung und Politur mit einem dreistufigen Poliersystem (Diamant blau, dreistufige Politur; DB3; Abb. 8, Ziff. II und III D),
- Einschleifen ausschliesslich mit Ø51.5μm Körnung ohne weitere Nachbearbeitung (Diamant rot; DR; Abb. 8, Ziff. II E),
- Beurteilung der unbearbeiteten Oberflächen als Kontrollgruppe (intaglio Oberfläche; Abb. 8, Ziff. II K).

3.2.4. Statistische Auswertung

Die Daten wurden unter Anwendung des Statistikprogramms R 3.2.2. (The R Project for Statistical Computing, Wien, Österreich) statistisch ausgewertet. Zuerst wurden die Mittelwerte der zehn Messstrecken vertikal zur Schleifrichtung (90°) und fünf Messstrecken horizontal zur Schleifrichtung (0°) innerhalb jeder der zwölf Proben berechnet. Anschliessend wurden die fünf Testgruppen (A-E) und die Kontrollgruppe K mit einem globalen "Friedman's Test" simultan verglichen. Diese nichtparametrische statistische Analyse untersucht die zentralen Tendenzen von drei oder mehr Stichproben und geht davon aus, dass die Messwerte nicht einer Normalverteilung folgen [49]. Im Falle eines signifikanten Resultates wurden die einzelnen Gruppen (A-E und K) paarweise mit dem "Wilcoxon signed rank Test" verglichen. Diese ebenfalls nichtparametrische statistische Prüfung dient der Untersuchung, ob sich die zentralen Tendenzen zweier nicht normalverteilter Stichproben unterscheiden [50].

Das Signifikanzniveau wurde auf p=0.05 festgelegt, die Irrtumswahrscheinlichkeit beträgt somit 5%. Ist der errechnete p-Wert \geq 0.05, muss die Nullhypothese akzeptiert werden. Ist der errechnete p-Wert \leq 0.05, kann die Nullhypothese abgelehnt und das Resultat somit als statistisch signifikant betrachtet werden. In der vorliegenden Studie bedeutet dies, dass die Unterschiede der ermittelten Oberflächenrauheiten nicht zufallsbedingt entstanden sind.

4. Resultate

4.1. Visuelle Analyse der Bildgebung

4.1.1. Testgruppe A

Die Keramikproben der Testgruppe A (Diamantschleifkörper "standard" und "fein" mit zweistufiger Politur, DBR2) weisen deutliche Furchen der rotierenden Instrumenten auf (Abb. 9). Im apikalen Randbereich, nahe der Zentralfissur, müssen vermutlich Keramikabplatzungen stattgefunden haben. Ausserdem wurde die Keramikoberfläche möglicherweise durch den Anpressdruck des Schleifkörpers leicht aufgefaltet. Lateral und koronal des Defektes konnten die Polierkörper die Kanten und Absplitterungen besser glätten als zentral.



Abb. 9 a.-b.: Testgruppe A (Probe 7/12). a. Profilometrische Bildgebung. Keramikabplatzungen (Pfeile), koronale Areale glatt poliert (*);

b. Dreidimensionale Bildgebung. Keramikabplatzungen und aufgefaltete Schleifränder apikal (Pfeile), koronal (*).

4.1.2. Testgruppe B

Auch die Keramikproben der Testgruppe B (Diamantschleifkörper "standard" und "fein" mit dreistufiger Politur, DBR3) zeigen im Defektzentrum deutliche Spuren der rotierenden Instrumente (Abb. 10). Die Furchen wirken aber bereits abgeflachter als bei Testgruppe A. Die Ränder erscheinen zirkulär homogener und besser poliert. Dennoch sind sie immer noch scharfkantig. Insbesondere koronal laufen die Unebenheiten etwas feiner aus. Abplatzungen der Keramik sind nur mehr minimal erkennbar beziehungsweise wurden deutlich besser poliert. Bei den weissen Flächen im apikalen Bereich handelt es sich um Artefakte bei welchen keine Messwerte aufgenommen wurden.



Abb. 10 a.-b.: Testgruppe B (Probe 9/12), zentrale Schleifspuren, aber homogenerer Randbereich.

a. Profilometrische Bildgebung. Abplatzung (Pfeil) und Artefakte apikal (*);

b. Dreidimensionale Bildgebung. Konturen einer Abplatzung nach deren Politur (Pfeil), Artefakte apikal (*).

4.1.3. Testgruppe C

Die Keramikproben der Testgruppe C (Diamantschleifkörper "fein" mit dreistufiger Politur, DR3) zeigen eindeutig weniger sowie auch generell kleinere Schäden an der Oberfläche (Abb. 11). Das Zentrum ist weitestgehend glatt, einzig im koronalen Anteil sind einige nur grob polierte Furchen zu sehen. Die polierten Areale wirken sogar feiner ausgearbeitet als die nicht bearbeiteten Anteile ausserhalb des Schleifdefektes. Auch der Randbereich erscheint homogen und über alles gesehen weniger scharfkantig als bei allen anderen Test-gruppen (A, B, D, E). Abplatzungen sind nicht mehr sichtbar beziehungsweise wurden durch das Politursystem suffizient ausgearbeitet.



Abb. 11 a.-b.: Testgruppe C (Probe 6/12), allgemein beste Oberflächenqualität. a. Profilometrische Bildgebung. Wenig Schleifspuren im koronalen Bereich (Pfeil). Unbearbeitete Areale (*) erscheinen rauer als die polierte Fläche;

b. Dreidimensionale Bildgebung. Wenig Schleifspuren (Pfeil) und minimal scharfe Kanten im koronalen Randbereich (°). Unbearbeitete Areale (*).

4.1.4. Testgruppe D

Die Keramikproben der Testgruppe D (Diamantschleifkörper "standard" mit dreistufiger Politur, DB3) zeigen zentral ausgeprägte Schleifschäden (Abb. 12). Die einzelnen Furchen erscheinen unregelmässiger und reichen tiefer in die Oberfläche. Marginal wurde der Defekt trotz des gröberen Standard-Schleifkörpers relativ glatt poliert. Trotzdem ist der Randbereich immer noch scharfkantig und scheint auch leicht aufgefaltet. Ferner entstanden zirkulär auch viele Keramikabplatzungen, die nicht suffizient poliert werden konnten. Im apikalen Teil der Schleifkorrektur treten wieder Areale auf, bei denen keine Messwerte erhoben wurden. Dies vermutlich aufgrund der stärkeren Lichtstreuung durch die erhöhte Oberflächenrauheit.



Abb. 12 a.-b.: Testgruppe D (Probe 4/12), Defektzentrum und Randbereich wurden nur ungenügend poliert.

a. Profilometrische Bildgebung. Keramikabplatzungen (Pfeile) und Artefakte (*);

b. Dreidimensionale Bildgebung. Keramikabplatzungen (Pfeile) sind besser erkennbar im 3D-Modell. Artefakte (*).

4.1.5. Testgruppe E

Die Keramikproben der Testgruppe E (Diamantschleifkörper "fein" ohne weiteres Nachbearbeiten, DR) weisen nur relativ oberflächliche Unebenheiten auf (Abb. 13). Über die gesamte bearbeitete Fläche hinweg zeigt die Testgruppe die am homogensten verteilten Schäden. Marginal läuft der Defekt in eine eher scharfe Kante über. Im zirkulären Randbereich sind kleine und grössere Keramikabplatzungen zu sehen.



Abb. 13 a.-b.: Testgruppe E (Probe 9/12), homogener Defekt (*) mit Keramikabplatzungen im gesamten Randbereich (Pfeile).

a. Profilometrische Bildgebung.

b. Dreidimensionale Bildgebung.

4.1.6. Kontrollgruppe

Die Keramikproben der Kontrollgruppe K (intaglio Oberflächen) weisen keineswegs komplett glatte Oberflächen auf (Abb. 14). Es zeigt sich eine homogen gewellte Topographie ohne jegliche Unregelmässigkeiten. Einige Zonen erscheinen fast unter sich gehend. Sie könnten auf Porositäten hinweisen, welche während des Brennprozesses entstanden sind.



Abb. 14 a.-b.: Kontrollgruppe K (Probe 3/12).a. Profilometrische Bildgebung.b. Dreidimensionale Bildgebung. Porositäten (Pfeile)?

4.1.7. Übersicht über die visuelle Analyse der Testgruppen A-E

Bei der optischen Prüfung der profilometrischen Bildgebung beziehungsweise der dreidimensionalen Darstellungen können einige Unterschiede sowie auch Gemeinsamkeiten festgestellt werden. Die Testgruppen, bei welchen der Diamantschleifkörper mit der Standardkörnung (blau, Ø95µm) verwendet wurde (A, B, D), beobachtet man Defekte, die generell tiefer in die Oberfläche reichen, als die nur mit dem feinen Diamant (rot, Ø51.5µm) bearbeiteten Proben (C, E). Keramikabplatzungen erfolgen unabhängig von den gewählten Einschleifprotokollen. Allerdings hängen die Grösse und die Polierbarkeit der Splitter offensichtlich von der Körnung der rotierenden Instrumente ab: Während bei der Testgruppe C die Absplitterungen suffizient poliert werden konnten, war dies bei allen anderen Testgruppen (A, B, D, E) nicht der Fall. Eine zweistufige Politur (A) verfeinerte die Randregion visuell betrachtet schlechter als eine dreistufige Politur (B-D). In der gesamten Gegenüberstellung von zweistufiger und dreistufiger Politur (A versus B) kann aber nur ein minimaler optischer Unterschied festgestellt werden. Ohnehin muss festgehalten werden, dass keine Probe komplett glatt poliert wurde. Nachfolgende Tabellen geben eine Zusammenfassung der optischen Evaluation und der Gegenüberstellung der einzelnen Testgruppen wieder (Tab. 7 und 8). Daraus wird ersichtlich, dass Gruppe C in den drei bewerteten Kriterien (Defektzentrum und Defektrand sowie das Vorhandensein von Keramikabplatzungen) mit Abstand am besten abschnitt. Die Testgruppe E wurde aufgrund ihrer verhältnismässig homogenen Defekte neutral gewertet.

	Zentrum	Rand	Abplatzungen
Testgruppe A	_	_	-
Testgruppe B	_	_	0
Testgruppe C	+	+	+
Testgruppe D	_	_	_
Testgruppe E	0	0	_

Tab.	7: Optische	Evaluation	der	Oberflächenqualität;	+=positiv,
o=ne	eutral, -=neg	ativ.			

	Α	В	С	D	Е	Total	Rang
А		-1	-1	0	-1	-3	IV.
В	+1		-1	+1	-1	0	III.
С	+1	+1		+1	+1	4	I.
D	0	-1	-1		-1	-3	IV.
E	+1	+1	-1	+1		2	II.

Tab. 8: Vergleich und Rangverteilung nach optischer Evaluation; besser=+1, gleich=0, schlechter=-1.

4.2. Übersicht über die Oberflächenrauheit aller Proben

4.2.1. Arithmetischer Mittenrauwert Ra

In der nachfolgenden Tabelle (Tab. 9) werden die statistisch ausgewerteten Zahlen für die mit Diamantschleifkörpern bearbeiteten Oberflächen (Testgruppen A-E) sowie für die unbearbeiteten Oberflächen (Kontrollgruppe K) zusammengefasst. Das Boxplot-Diagramm (Abb. 15) zeigt R_a-Werte jeder Testgruppe und der Kontrollgruppe. Die Testgruppen C und E zeigen wie auch die Kontrollgruppe K tiefere Medianwerte als die übrigen Testgruppen A, B und D. Die Werte der Testgruppen A, B und D unterscheiden sich deutlich von den Testgruppen C und E sowie von der Kontrollgruppe K. Um den Effekt der Diamantschleifkörper präziser darzustellen, wurden in der nachfolgenden Grafik (Abb. 16) die Medianwerte der Testgruppen A-E und der Kontrollgruppe K über alle zwölf Proben dargestellt. Die Werte der einzelnen Proben weisen eine grosse Streuung auf, welche aber für den Vergleich der sechs Gruppen keine Bedeutung hat.

Gruppe	n	Minimum (µm)	Maximum (µm)	Median (µm)	Standardabweichung (μm)
Α	12	4.4	7.6	5.3	0.99
В	12	4.27	5.82	5.24	0.52
С	12	2.8	5.01	4	0.65
D	12	2.98	8.34	5.31	1.51
E	12	3.69	4.94	4.24	0.37
K	12	2.22	4.22	3.4	0.65

Tab. 9: Deskriptive Statistik des arithmetischen Mittenrauwer	ts F	≀ a.
---	------	-------------



Abb. 15: Arithmetische Mittenrauheit R_a (µm) aller Prüfkörper für die Messwerte der Testgruppen A-E und der Kontrollgruppe K (Median, Minimum/Maximum, 1./3. Quartil).



heit R_a (µm) der zwölf Messungen pro Gruppe (A-E und K).

Der statistische Test für die simultane Beurteilung der sechs Gruppen (Friedman's Test) ergab p<0.0001. Aus dem paarweisen Vergleich der verschiedenen Testgruppen A-E mit der Kontrollgruppe K (Wilcoxon signed rank Test) resultierten signifikante Unterschiede zwischen der Kontrollgruppe K und Testgruppe A (p=0.0005), Testgruppe B (p=0.0005), Testgruppe D (p=0.0024) und Testgruppe E (p=0.0034) während für die Testgruppe C der p-Wert (p=0.0522) klein, jedoch statistisch nicht signifikant ist.

Bei der Gegenüberstellung der Testgruppen A-E untereinander konnten teilweise deutliche Unterschiede zwischen einzelnen Gruppen detektiert werden. Gruppen A und C (p=0.0005), Gruppen A und E (p=0.0015), Gruppen B und C (p=0.001), Gruppen B und E (p=0.0034), Gruppen C und D (p=0.0015) sowie Gruppen D und E (p=0.0161) unterschieden sich statistisch signifikant voneinander. Nachfolgend sind alle berechneten p-Werte in einer Übersicht (Tab. 10) aufgelistet.

	А	В	С	D	Е	K
А		0.2334	0.0005	0.7334	0.0015	0.0005
В			0.001	0.5693	0.0034	0.0005
С				0.0015	0.1099	0.0522
D					0.161	0.0024
E						0.0034
K						

Tab. 10: Übersicht aller berechneten p-Werte der Gruppen A-E und K für den arithmetischen Mittenrauwert R_a .

4.2.2. Gemittelte Rautiefe Rz

In der nachfolgenden Tabelle (Tab. 11) werden die statistisch ausgewerteten Zahlen für die mit Diamantschleifkörpern bearbeiteten Oberflächen (Testgruppen A-E) sowie für die unbearbeiteten Oberflächen (Kontrollgruppe K) zusammengefasst. Das Boxplot-Diagramm (Abb. 17) zeigt die R_z-Werte jeder Testgruppe und der Kontrollgruppe. Die Testgruppen C und E sowie die Kontrollgruppe K weisen tiefere Medianwerte auf als die restlichen Testgruppen A, B und D. Verglichen mit den Messwerten der arithmetischen Mittenrauheit R_a unterscheiden sich die Werte der Testgruppen A, B und D stärker. Sie heben sich aber immer noch klar von jenen der Kontrollgruppe K ab. Um den Effekt der Diamantschleifkörper präziser darzustellen, wurden in der nachfolgenden Grafik (Abb. 18) die Medianwerte der Testgruppen A-E und der Kontrollgruppe K über alle zwölf Proben dargestellt. Wie bei den R_a-Werten gibt es auch hier eine grosse Streuung, welche aber für den Vergleich der Gruppen nicht von Bedeutung ist.

Gruppe	n	Minimum (µm)	Maximum (µm)	Median (µm)	Standardabweichung (μm)
Α	12	21.34	34.08	27.17	4.23
В	12	16.05	35.11	22.81	5.83
С	12	10.14	24.24	18.66	4.78
D	12	13.07	40.78	24.78	7.92
E	12	17.54	26.08	19.87	2.93
K	12	10.35	24.33	17.74	4.33

Tab. 11: Deskriptive Statistik für die gemittelte Rautiefe Rz.



Gruppe

Abb. 17: Gemittelte Rautiefe R_z (µm) aller Prüfkörper für die Messwerte der Testgruppen A-E und der Kontrollgruppe K (Median, Minimum/Maximum, 1./3. Quartil).



 (μm) der zwölf Messungen pro Gruppe (A-E und K).

Der statistische Test für die simultane Beurteilung der sechs Gruppen (Friedman's Test) ergab p=0.0005. Aus dem paarweisen Vergleich der verschiedenen Testgruppen A-E mit der Kontrollgruppe K (Wilcoxon signed rank Test) resultierte, dass sich alle Testgruppen signifikant von der Kontrollgruppe K unterscheiden. Dabei wurden folgende Werte festgestellt: Testgruppe A (p=0.0024), Testgruppe B (p=0.0093), Testgruppe C (p=0.0005), Testgruppe D (p=0.0005) sowie Testgruppe E (p=0.0005). Zu beachten sind die teilweise identischen p-Werte. Sie können aufgrund der Natur von Rangsummen Tests, wie dem angewendeten "Wilcoxon signed rank Test", entstehen.

Bei der Gegenüberstellung der Testgruppen A-E untereinander konnten teilweise deutliche Unterschiede zwischen einzelnen Gruppen detektiert werden. Gruppen A und C (p=0.001), Gruppen A und E (p=0.001), Gruppen C und D (p=0.0093) sowie Gruppen D und E (p=0.0122) unterschieden sich statistisch signifikant voneinander. Nachfolgend sind alle berechneten p-Werte in einer Übersicht (Tab. 12) aufgelistet.

	А	В	С	D	Е	K
А		0.0771	0.001	0.9697	0.001	0.0024
В			0.0771	0.3804	0.2036	0.0093
С				0.0093	0.1294	0.0005
D					0.0122	0.0005
E						0.0005
K						

Tab. 12: Übersicht aller berechneten p-Werte der Gruppen A-E und K für die gemittelte Rautiefe R_z .

5. Diskussion

5.1. Einschätzung der Methodik

Die Tests in dieser Studie wurden in vitro standardisiert durchgeführt. So wurde sichergestellt, dass die Resultate untereinander vergleichbar blieben. Die Apparatur zum genormten Einschleifen entspricht hingegen nicht der klinischen Realität. In der Praxis wird der Schleifkörper eher tupfend über die zu beschleifende Stelle bewegt. Mit dieser Technik können Druckspitzen durch den Bohrer und eine mögliche lokale Hitzeentwicklung durch eine erhöhte Reibung reduziert werden. In der Konsequenz werden somit auch negative Einflüsse auf die Keramik minimiert [51]. Ein weiteres Problem zeigt sich bei den verwendeten Diamantschleifkörpern. Die tatsächliche Korngrösse innerhalb einer Körnung kann relativ stark variieren ("standard" 64-126 μ m bzw. "fein" 27-76 μ m). So können Defekte mit dem feinen Schleifkörper unter Umständen tiefer sein als jene mit dem standardgekörnten. Das bedeutet, dass eine tiefe Kerbe – die schlechter wegpoliert wird – auch von einem roten Diamanten verursacht werden kann. Jedoch geschieht dies mit geringerer Wahrscheinlichkeit.

Wie bei Studien in der Zahnmedizin üblich, wurde erster Linie wurde die arithmetische Mittenrauheit R_a berechnet. Dieser Wert lässt wohl einen studieninternen Vergleich zu, weist aber sonst gewisse Defizite auf. In Anbetracht der starken Mittelwertbildung sowie, durch den Umstand, dass Ra Profilspitzen und -täler nicht unterscheidet, kann die Materialgrösse eine Oberfläche nicht absolut beschreiben [52]. Des Weiteren wurde gezeigt, dass mit optischer Profilometrie R_a tendenziell überschätzt wird [53]. Die Zahlen der vorliegenden Studie sind somit mit ähnlichen Studien [51], welche Kontaktprofilometer verwendeten, nicht vergleichbar. Die detektierten Unterschiede zwischen den sechs Gruppen (A-E und K) verlieren aber deshalb ihre Gültigkeit nicht. Um die Resultate trotzdem etwas differenzierter darzustellen, wurde auch die gemittelte Rautiefe R_z einbezogen. Ein weiteres beschriebenes Problem der Kontaktlosprofilometer sind Datenausfälle [45]. Auch in dieser Studie wurden in bestimmten Arealen keine Daten eingelesen (vgl. Abb. 10 und 12). Dies ereignete sich vermutlich aufgrund unregelmässiger Oberflächen und steilen Abhängen, welche den Reflexionen eine zu starke Deviation gaben. So konnten die Lichtwellen nicht mehr vom Spektrometer erfasst werden. Durch Drehen und Kippen der Proben wurde versucht diese Datenausfälle auf ein Minimum zu reduzieren.

Trotzdem gibt eine in Vitro Studie immer nur eine Teilwirklichkeit der tatsächlichen klinischen Situation wieder. Die generierten Daten dienen dem Vergleich verschiedener Bearbeitungsprotokolle, die unter standardisierten Bedingungen untersucht wurden.

5.2. Visuelle Evaluation

Die visuelle Analyse der zwei verschiedenen Bildgebungen ist eine entscheidende Ergänzung zu den reinen Zahlenwerten (R_a und R_z). In den Proben, die quantitativ keine statistisch signifikanten Unterschiede aufwiesen, zeigte die visuelle Beurteilung der topographischen Gegebenheiten zumindest eine mögliche Tendenz der Oberflächenbeschaffenheit. So konnte mit dem Vergleich der Testgruppen C und E rein optisch festgestellt werden, dass eine Politur Defektränder und -zentrum besser glättet, beziehungsweise auspoliert, als gar keine. Dies obwohl bei beiden Testgruppen nahezu identische Werte auftraten. Des Weiteren wurde gezeigt, dass Keramikabsplitterungen, welche durch den Standard-Schleifkörper (Körnung 95µm) hervorgerufen wurden, so gross waren, dass sie nicht mehr suffizient poliert werden konnten. Im Gegensatz dazu stehen die Abplatzungen, welche sich aufgrund des feinen rotierenden Instrumentes (Körnung 51.5 μ m) ereigneten, jedoch fast gänzlich wieder wegpoliert werden konnten. Flury et al. [51] untersuchten die Oberflächenqualität von Keramiken (IPS Empress CAD und Vitablocs Mark II) nach dem Einschleifen mit einem 40μ mgekörnten Diamantschleifkörper und der Verwendung verschiedener Politursysteme. Die Resultate dieser Studie zeigten, dass mit Sof-Lex Discs die feinsten Oberflächen erreicht werden können. Allerdings eignen sich die rigiden und planen Scheiben nur bedingt für die Politur von anatomisch geformten Zähnen, da diese mehr Ecken, Kanten und Winkel aufweisen. Daher eignen sich Silikon- oder Gummispitzen besser für die Politur von okklusalen Anpassungen [51].

Der Einbezug von Bildern zusätzlich zu einer statistischen Analyse von Rauheitsparametern ist also von zentraler Bedeutung, um möglichst differenzierte und objektive Resultate präsentieren zu können. *Amaya-Pajares et al.* [54] empfehlen für die Untersuchung von Keramikoberflächen ein Rasterkraftmikroskop. Dieses liefere im Vergleich zu einem herkömmlichen Tastprofilometer detailliertere Informationen. In der vorliegenden Studie wurde ein hochauflösendes optisches Kontaktlos-Profilometer der neusten Generation verwendet. Die profilometrischen Aufnahmen und die dreidimensionale Bildgebung liessen eine optische Beurteilung durchaus auch zu. Wie oben erwähnt konnten dank der Bilder sogar Defizite entdeckt werden, welche mit einer reinen Rauheitsmessung nicht gefunden worden wären.

In jedem Fall sollten Studien, welche die Oberflächenqualität untersuchen, neben mehreren quantitativen Rauheitsparametern auch bildgebende Verfahren und Beurteilungen einbeziehen. Nur so kann ein möglichst aussagekräftiges Resultat erzielt werden.

5.3. Einfluss des Einschleifens und der Politur auf die Keramik

Die Resultate dieser Arbeit zeigten, dass nicht allein die Politur eines Defektes in der Keramikoberfläche entscheidend für die Endoberflächenrauheit ist. Auch die Körnung und das Protokoll der anfänglich verwendeten Diamantschleifkörper beeinflusste das Ergebnis. Schleifspuren von gröberen Schleifkörpern konnten tendenziell schlechter bis gar nicht wegpoliert werden. Selbst wenn auf die grobe Körnung (95 μ m) noch die feine Körnung (51.5 μ m) Körnung folgte, blieben nach der Politur tiefere Defekte bestehen. Ferner entstanden durch den Einsatz des Standard-Schleifkörpers (Körnung 95 μ m) Keramikabplatzungen, die im Gegensatz zur feinen Körnung nicht mehr komplett ausgearbeitet werden konnten.

Quinn et al. [55] beschreiben zwei wesentliche Arten, wie Risse in Keramiken entstehen können: Einerseits parallele Risse (0° zur Schleifrichtung), die direkt den Schleifspuren folgen und andererseits kurze orthogonale Risse, welche sich senkrecht (90°) zur Schleifrichtung bilden können. Dies ist vor allem für die Testgruppen A, B, D und E von Interesse, da dort die Defekte nicht suffizient poliert werden konnten. In diesem Zusammenhang bestätigt die vorliegende in Vitro Studie das Ergebnis von *Canneto et al.* [43]: Keramiken sollten nicht mit zu grobkörnigen Schleifkörpern bearbeitet werden, da dies in Bereichen, in welchen Zugspannungen wirken, zu Mikrorissen und im schlimmsten Fall zu Frakturen führen kann. Die Untersuchungen wurden allerdings an Y-TZP und Al₂O₃-Gerüsten durchgeführt. Sie sollten aber ihre Bedeutung in Bezug auf Lithiumdisilikat nur bedingt verlieren, da die mechanischen Eigenschaften von Oxidkeramiken generell besser sind, als diejenigen von Glaskeramiken. Zudem wirken bei Belastung Druck- und Zugkräfte immer simultan, so dass auf Seiten der Zugbelastung die Bildung eines Haarrisses, Risspropagation und schliesslich Absplitterungen mit Fokus auf das Einschleifprotokoll bei unveränderter Politur untersucht werden.

Die Aussage, dass eine Abfolge von Diamantschleifkörpern und Polieren die Oberflächenrauheit reduziert [54], kann präzisiert werden. Um bei Lithiumdisilikat-Keramik feinere Oberflächen zu erhalten, sollte ganz auf den Standard-Schleifkörper (95µm Körnung) verzichtet werden. Es konnte eine signifikante Korrelation zwischen der Oberflächenrauheit und den mechanischen Eigenschaften von Dentalkeramiken aufgezeigt werden [6, 43, 51, 56]. *De Jager et al.* [6] untersuchten die Bruchlast von vier Keramiken mit verschiedenen Oberflächenqualitäten. Dabei wurden 20 Keramikproben mit einem diamant-beschichteten Disc angeschliffen, 20 Proben mit einem Schleif- und Polierinstrument bearbeitet und 20 Proben unbehandelt belassen. Die Hälfte der Proben wurde zudem einem Glasurbrand unterzogen. Anschliessend wurde mittels Kontaktprofilometer und Rasterelektronenmikroskop die Oberflächenrauheit evaluiert sowie die biaxiale Bruchlast geprüft. Je feiner eine Oberfläche ausgearbeitet war, desto höher war auch die Biegefestigkeit des Objekts. Die Autoren schlussfolgerten, dass die Festigkeit der Keramikmaterialien von der Oberflächenrauheit abhängt [6]. Daher ist es vermutlich sinnvoll anschliessend an das rote rotierende Instrument ("fein", 51.5μ m Körnung) noch einen feiner gekörnten Schleifkörper zu verwenden (z.B. gelb, "extrafein", 28μ m Körnung) und erst danach zu polieren.

Neben der Hauptfragestellung, welches Einschleifprotokoll gemeinsam mit der Politur die kleinsten Oberflächenrauheiten hinterlässt, kann ebenfalls der Einfluss der Politur unterstrichen werden. Beim Vergleich zweistufige versus dreistufige Politur (Testgruppen A und B) konnte für beide Rauheitsparameter (R_a und R_z) zwar keine signifikanten Unterschiede, wohl aber – zumindest für die gemittelte Rautiefe – eine Tendenz festgestellt werden. Eine dreistufige Politur schnitt hierbei leicht besser ab als eine zweistufige, was vermutlich rein auf die verlängerte Polierzeit mit der zusätzlichen Stufe erklärt werden kann. Ein ähnliches Bild zeigte sich auch beim Vergleich dreistufige Politur versus keine Politur (Testgruppen C und E). Hier traten quantitativ ebenso keine signifikanten Differenzen für R_a und R_z auf. Allerdings wurden bei Testgruppe C mit der visuellen Beurteilung deutlich weniger gravierende Verletzungen (scharfe Kanten und Keramikabplatzungen) der Oberfläche registriert. Eine genügend lange Politur, vorzugsweise mit einem dreistufigen Politursystem, kann daher klar empfohlen werden.

Schliesslich sinkt mit dem okklusalen Einschleifen auch die Materialdicke der Restauration. Wird dabei die Mindestschichtdicke – wenn auch nur lokalisiert – unterschritten, kann dies auch einen entscheidenden Einfluss auf die Stabilität des Werkstückes haben. Auch wenn dieser Ansatz trivial scheint, sollte darüber diskutiert werden, ob das Einkalkulieren einer Sicherheitsmarge empfohlen werden muss.

5.4. Rauheit

Die vorliegende Studie untersuchte die Oberflächenrauheit von Lithiumdisilikat-Keramik Kronen nach okklusalem Einschleifen und Politur. Dabei wurde der Parameter "Einschleifen" mit diamantbeschichteten, rotierenden Instrumenten ("standard", 95µm und "fein", 51.5µm) verändert. Die anschliessende Oberflächenpolitur wurde mit einem dreistufigen (Testgruppen B-D) oder mit einem zweistufigen (Testgruppe A) Poliersystem ("grob", "medium", "fein" bzw. "medium", "fein") durchgeführt. Dadurch konnte der Einfluss der verschiedenen Diamantkörnungen auf die endgültige Oberflächenrauheit gezeigt werden. Um den wichtigen Effekt der Politur nach dem Einschleifen zu veranschaulichen, wurde eine Testgruppe (A) nur mit einem zweistufigen Poliersystem bearbeitet sowie die Testgruppe E nach dem okklusalen Bearbeiten im Rohzustand belassen. Als Kontrollgrösse wurden zudem auch zwölf gänzlich unbearbeitete Oberflächen miteinbezogen. Die Resultate der profilometrischen Untersuchung wurden optisch sowie auch statistisch miteinander verglichen. Dies geschah mit den beiden für Oberflächenbeurteilungen üblichen Messgrössen R_a (arithmetische Mittenrauheit) und R_z (gemittelte Rautiefe) nach DIN EN ISO 4287:2010.

Die verschiedenen initialen Defekte wurden unterschiedlich gut poliert. Die Kronen der Testgruppe C, die ausschliesslich mit dem feinen Diamantschleifkörper (Körnung 51.5 μ m) bearbeitet und dann mit einem dreistufigen Poliersystem verfeinert wurden, zeigten für R_a und R_z jeweils die tiefsten Werte. Die Zahlen unterschieden sich – grösstenteils mit statistischer Signifikanz (p<0.05) – von allen Testgruppen, bei welchen ein Standard-Diamantschleifkörper (Körnung 95 μ m) mit zwei- oder dreistufiger Politur angewendet wurde (A, B und D). Die einzige Ausnahme war dabei die Testgruppe B, welche für R_z zwar einen kleinen p-Wert (p=0.771), jedoch nicht signifikanten Unterschied zeigte. Ausserdem waren die Messwerte nahezu identisch mit jenen der Gruppen E und K, welche nicht nachpoliert beziehungsweise nicht bearbeitet wurden.

5.5. Schlussfolgerung

Abschliessend können für die vorliegende in Vitro Studie folgende Schlüsse im Hinblick auf das Einschleifprotokoll und die Politur bei CAD/CAM Lithiumdisilikatkeramik gezogen werden:

- Für die Oberflächenrauheit ist es neben der Politur auch zentral, mit welcher Körnung die Keramikoberfläche initial eingeschliffen wurde;
- Defekte durch okklusales Einschleifen, bei welcher ein Diamanschleifkörper mit Standardkörnung (95μm) eingesetzt wurde, können nicht suffizient poliert werden. Sie zeigen statistisch signifikant rauere Oberflächen als Defekte, bei denen ausschliesslich die feine Körnung (51.5μm) verwendet wurde. Ausserdem entstehen durch das Bearbeiten mit dem Standardinstrument (95μm), im Gegensatz zum feinen Instrument (51.5μm), grössere Absplitterungen im Randbereich, die ebenfalls nicht mehr suffizient ausgearbeitet werden können;
- Eine genügend lange Politur erzeugt messbar sowie auch optisch sichtbar weniger unruhige Oberflächen;
- Der Einfluss des Einschleifprotokolls mit gleichbleibender Politur sollte auch für die weiteren klinisch relevanten Keramiken untersucht werden;
- Der Einfluss des Einschleifprotokolls auf das Frakturverhalten muss ebenfalls untersucht werden.

6. Verdankung

Abschliessend möchte ich mich bei folgenden Personen herzlich bedanken, die mich während der letzten zweieinhalb Jahren unterstützt haben:

Prof. Dr. Urs Brägger (Klinik für Rekonstruktive Zahnmedizin und Gerodontologie, Zahnmedizinische Kliniken, Universität Bern), der mir bei Fragen und Anliegen tatkräftig zur Seite stand und mich motivierte. Seine Begeisterung für das Themengebiet und das Fach im Allgemeinen kam mir sehr zu Gute. Dr. Stefan Hicklin (Departement für festsitzende Prothetik und Biomaterialien, Universitätsklinik für Zahnmedizin Genf, Universität Genf), der mir die Idee zu dieser Studie gab sowie mir mit der Organisation des Versuchsaufbaus und deren Messungen half. Rolf Schneider (Maschinentechniker, JOTA AG, Rüthi SG), der mich beim Entwurf für die Versuchsanordnung unterstützte und die Apparatur konstruierte. Maria Cattani-Lorente (Departement für festsitzende Prothetik und Biomaterialien, Universitätsklinik für Zahnmedizin Genf, Universität Genf) für die Einführung in die optische Profilometrie und der Verwendung des CyberScan CT 100. Gabriel Fischer (Institut für Mathematische Statistik und Versicherungslehre, Universität Bern) für die statistische Analyse. Meiner Familie, die mich die gesamte Zeit über seelisch und moralisch unterstützte sowie mir meine Ausbildung erst ermöglichte. Insbesondere möchte ich mich auch bei meiner Schwester, Isabelle Bischof (Institut für Musikwissenschaft, Universität Bern und freischaffende Mitarbeiterin bei der Berner Zeitung, Ressort Kultur), für das Korrektorat bedanken.

7. Literatur

- [1] Boaventura JM, Nishida R, Elossais AA, Lima DM, Reis JM, Campos EA, de Andrade MF. Effect finishing and polishing procedures on the surface roughness of IPS Empress 2 ceramic. Acta Odontol Scand. 2013. PMID: 22724660
- [2] Nawafleh N, Hatamleh M, Elshiyab S, Mack F. Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. J Prosthodont. 2016. PMID: 26505638.
- [3] Syed M, Chopra R, Sachdev V. Allergic Reactions to Dental Materials A Systematic Review. J Clin Diagn Res. 2015.
 PMID: 26557634
- [4] Chang CW, Waddell JN, Lyons KM, Swain MV. Cracking of porcelain surfaces arising from abrasive grinding with a dental air turbine. J Prosthodont. 2011.
 PMID: 22017480
- [5] da Silva TM, Salvia AC, de Carvalho RF, Pagani C, da Rocha DM, da Silva EG. Polishing for glass ceramics: Which protocol? J Prosthodont Res. 2014. PMID: 24684959
- [6] de Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. Dent Mater. 2000.
 PMID: 10967186
- [7] Magne P, Oh WS, Pintado MR, DeLong R. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. J Prosthet Dent. 1999.
 PMID: 10588803
- [8] Queiroz JR, Fissmer SF, Koga-Ito CY, Salvia AC, Massi M, Sobrinho AS, Júnior LN. Effect of diamond-like carbon thin film coated acrylic resin on candida albicans biofilm formation. J Prosthodont. 2013. PMID: 23574425
- Haywood VB, Heymann HO, Scurria MS. Effects of water, speed, and experimental instrumentation on finishing and polishing porcelain intra-orally. Dent Mater. 1989.
 PMID: 2637214
- [10] Al-Wahadni A. An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. Quintessence Int. 2006.
 PMID: 16594363
- Wardak D, Wirz J, Schmidli F. The influence of different polishing systems on dental veneering materials. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2001.
 PMID: 11417498.

- [12] Wedlich, Susanne: "Dritte Zähne aus der Antike", Süddeutsche Zeitung, Stand: 23.06.2014 http://www.sueddeutsche.de/wissen/medizingeschichte-dritte-zaehne-aus-der-antike-1.2010688 (aufgerufen am 19.06.2016)
- [13] Wiskott, H.W. Anselm: Fixed Prosthodontics Principles and Clinics; P. 133, 658f; Quintessence Publishing Co. Ltd, London. 2011.
- [14] Sailer I, Pjetursson BE, 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 II: Fixed dental prostheses. Clin Oral Implants Res. 2007. PMID: 17594373.
- [15] Simeone P, Gracis S. Eleven-Year Retrospective Survival Study of 275 Veneered Lithium Disilicate Single Crowns. Int J Periodontics Restorative Dent. 2015. PMID: 26357698.
- [16] Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. Dent Mater. 2011. PMID: 21094996.
- [17] Rinke Sven: Vollkeramik Ein Praxiskonzept; p. 8ff; Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin. 2011.
- [18] Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde; Deutscher Ärzte-Verlag, Köln. 2008.
- [19] Manhart Jürgen, Schenk Hubert. Vollkeramische Restaurationen im Fokus. Zahntechnik Wirtschaft Labor. 06/2009.
- [20] Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
- [21] Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. Int J Prosthodont. 2010. PMID: 20859559
- [22] Lehmann KM, Hell E, Weibrich G, Sattari Azar M, Stender E, Scheller H. Stability of CAD/CAM Crowns on implant abutments using different luting systems. IADR Abstract 146630, San Diego, CA. 2011.
- [23] Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. Quintessence Int. 2009.
 PMID: 19626232.

- [24] Heintze SD, Rousson V. Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns a systematic review. Int J Prosthodont. 2010. PMID: 20305850.
- [25] Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. Eleventh Edition. W.B. Saunders Company Philadelphia. 2003.
- [26] Grall F. Toxicon Final GLP Report: 10-1251-G1. Agar Diffusion Test ISO. April 2010.
- [27] Cavazos E, Jr. Tissue response to fixed partial denture pontics. J Prosthet Dent. 1968.
- [28] Allison JR, Bhatia HL. Tissue changes under acrylic and porcelain pontics. J Dent Res. 1958.
- [29] Hämmerle CH, Sailer I et al. Dentale Keramiken Aktuelle Schwerpunkte für die Klinik. Quintessenz Berlin 2008.
- [30] Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. J Am Dent Assoc. 2010. PMID: 21037189
- [31] Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures: threeyear clinical trial results. J Calif Dent Assoc. 1998. PMID: 9709657
- [32] Eschbach S, Wolfart S, Bohlsen F, Kern M. Clinical evaluation of all-ceramic posterior three-unit FDPs made of In-Ceram Zirconia. Int J Prosthodont. 2009. PMID: 20095200
- [33] Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Survival rates of porcelain molar crowns-an update. Int J Prosthodont. 2010. PMID: 20234895
- [34] Zarone F, Sorrentino R, Vaccaro F, Russo S, De Simone G. Retrospective clinical evaluation of 86 Procera AllCeram anterior single crowns on natural and implantsupported abutments. Clin Implant Dent Relat Res. 2005. PMID: 16137094
- [35] Zesewitz TF, Knauber AW, Northdurft FP. Fracture resistance of a selection of fullcontour all-ceramic crowns: an in vitro study. Int J Prosthodont. 2014. PMID: 24905268
- [36] Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. J Dent. 2012. PMID: 22197634.

- [37] Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 2007.
 PMID: 17695869
- [38] Nicolaisen MH, Bahrami G, Schropp L, Isidor F. Comparison of Metal-Ceramic and All-Ceramic Three-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses: A 3-Year Randomized Clinical Trial. Int J Prosthodont. 2016. PMID: 27148986
- [39] Pang Z, Chughtai A, Sailer I, Zhang Y. A fractographic study of clinically retrieved zirconia-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. Dent Mater. 2015. PMID: 26233469
- [40] Le M, Papia E, Larsson C. The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. J Oral Rehabil. 2015. PMID: 25580846
- [41] Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10year retrospective study. Clin Implant Dent Relat Res. 2014. PMID: 23551688
- [42] Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2012. PMID: 23062125
- [43] Canneto JJ, Cattani-Lorente M, Durual S, Wiskott AH, Scherrer SS. Grinding damage assessment on four high-strength ceramics. Dent Mater. 2016. PMID: 26727693
- [44] Dipl.-Ing. Pat.-Ing. S. Jung, Institut für Maschinenelemente, Universität Stuttgart, "Oberflächenbeurteilung Rauheitsmessung". 2012.
- [45] Künzler T, Spencer N, Brunette D, Drobek T. Surface Morphology Gradients. Dissertation No. 17049, Eidgenössische Technische Hochschule Zürich. 2007.
- [46] Operating Manual, cyberSCAN CT 100
- [47] Siegel SC, von Fraunhofer JA. Effect of handpiece load on the cutting efficiency of dental burs. Mach Sci Tech. 1997.
- [48] Siegel SC, von Fraunhofer JA. Dental cutting with diamond burs: heavy-handed or light-touch? J Prosthodont. 1999.
 PMID: 10356549

- [49] Hrsg. Schwarz, Jürg: "Methodenberatung, Friedman-Test", Stand: 23.06.2016 http://www.methodenberatung.uzh.ch/datenanalyse/unterschiede/zentral/friedman.ht ml (aufgerufen am 25.06.2016)
- [50] Hrsg. Schwarz, Jürg: "Methodenberatung, Wilcoxon-Test", Stand: 23.06.2016 http://www.methodenberatung.uzh.ch/datenanalyse/unterschiede/zentral/wilkoxon.ht ml (aufgerufen am 25.06.2016)
- [51] Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. Oper Dent. 2010. PMID: 20672733.
- [52] Al-Shammery HA, Bubb NL, Youngson CC, Fasbinder DJ, Wood DJ. The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD-CAM ceramics following two polishing techniques. Dent Mater. 2007. PMID: 16914192
- [53] Al-Nawas B, Grotz KA, Götz H, Heinrich G, Rippin TG, Stender TE, Duschner H, Wagner W. Validation of three-dimensional surface characterising methods: scanning electron microscopy and confocal laser scanning microscopy. Scanning. 2001. PMID: 11534807
- [54] Amaya-Pajares SP, Ritter AV, Vera Resendiz C, Henson BR, Culp L, Donovan TE. Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness of Four Ceramic Materials after Occlusal Adjustment. J Esthet Restor Dent. 2016. PMID: 27264939
- [55] Quinn GD, Ives LK, Jahanmir S. On the nature of machining cracks in ground ceramics: part I: SRBSN strengths and fractographic analysis. Mach Sci Technol. 2005.
- [56] da Silva TM, Salvia AC, Carvalho RF, Silva EG, Pagani C. Effects of Different Polishing Protocols on Lithium Disilicate Ceramics. Braz Dent J. 2015. PMID: 26647932
- [57] Diebold E, Flury S. Einfluss von Poliersystemen auf Oberflächenrauigkeit und mechanische Eigenschaften von CAD/CAM-Materialien. Dissertation aus den Zahnmedizinischen Kliniken der Universität Bern, Klinik für Zahnerhaltung, Präventiv- und Kinderzahnmedizin. 2016.