

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
DIREKTOR: PROF. DR. G. HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

In-vitro Verschleiß- und Polierverhalten von Dentalkeramiken

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Katharina Grumser

2015

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
DIREKTOR: PROF. DR. G. HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

In-vitro Verschleiß- und Polierverhalten von Dentalkeramiken

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Katharina Grumser

2015

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Torsten E. Reichert

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt

2. Berichterstatter: PD Dr. med. dent. Stephanie Krifka

Tag der mündlichen Prüfung: 26. Februar 2016

Hinweis:

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen und Gebrauchsbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein Patent oder urheberrechtlicher Schutz besteht.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
2	Werkstoffkundliche Grundlagen	6
2.1	Einteilung von Dentalkeramiken	6
2.1.1	Silikatkeramik	7
2.1.1.1	Feldspatkeramik	7
2.1.1.2	Glaskeramik	8
2.1.2	Oxidkeramik	9
2.1.2.1	Glasinfiltrierte Oxidkeramik	9
2.1.2.2	Polykristalline Oxidkeramik	9
2.2	Oberflächenbearbeitung von Keramiken	11
2.2.1	Einfluss und Auswirkungen der Oberflächenbearbeitung	12
2.2.2	Glasur	12
2.2.3	Beschleifen	13
2.2.4	Politur	14
2.3	Verschleißverhalten von Keramiken	16
2.3.1	Verschleiß in der Zahnmedizin	16
2.3.2	Einflussfaktoren auf den Verschleiß	17
2.3.3	Verschleißsimulation	20
2.3.4	Messmethoden für den Verschleiß	21
3	Material und Methode	23
3.1	Verschleißverhalten von Keramiken	23
3.1.1	Materialauswahl und Versuchsdesign	23
3.1.2	Versuchsdurchführung	25
3.1.2.1	Probenherstellung	25
3.1.2.2	Verschleißsimulation im Regensburger Kausimulator	25
3.1.3	Auswertung	27
3.1.3.1	3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop	27
3.1.3.2	Auswertung der Prüfkörper	28
3.1.3.3	Auswertung der Steatitantagonisten	30
3.1.3.4	Statistische Auswertung	31
3.2	Polierverhalten von Zirkoniumdioxid	32
3.2.1	Materialauswahl und Versuchsdesign	32
3.2.2	Versuchsdurchführung	33
3.2.3	Auswertung	34
3.2.3.1	Oberflächenrauigkeit	34
3.2.3.2	Statistische Auswertung	34
3.2.3.3	Rasterelektronenmikroskop	34
4	Ergebnisse	35
4.1	Verschleißverhalten von Keramiken	35
4.1.1	Oberflächenrauigkeit	35
4.1.1.1	Mittenrauwert R_a der Prüfkörper	35
4.1.1.2	Rautiefe R_z der Prüfkörper	37
4.1.2	Verschleiß	39
4.1.2.1	Verschleißtiefe der Prüfkörper	39
4.1.2.2	Verschleißvolumen der Prüfkörper	41
4.1.2.3	Relative Verschleißfläche der Steatitantagonisten	43
4.1.3	3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop	46

4.2 Polierverhalten von Keramiken	58
4.2.1 Mittenrauwert R_a	58
4.2.2 Rautiefe R_z	60
4.2.3 Rasterelektronenmikroskop.....	62
5 Diskussion	67
5.1 Diskussion des Materials.....	67
5.2 Diskussion der Methode	68
5.2.1 Oberflächenbearbeitung	68
5.2.2 Verschleißsimulation.....	69
5.2.3 Auswertung	70
5.3 Diskussion der Ergebnisse	71
5.3.1 Oberflächenrauigkeit.....	71
5.3.2 Verschleiß.....	71
5.3.3 Polierverhalten.....	73
6 Zusammenfassung	75
7 Literaturverzeichnis.....	77
8 Abkürzungsverzeichnis.....	93
9 Anhang	95
9.1 Übersicht der verwendeten Keramiken.....	95
9.2 Verschleißverhalten von Keramiken – Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzwerte	96
9.2.1 Mittenrauwert R_a	96
9.2.2 Rautiefe R_z	98
9.2.3 Verschleißtiefe der Prüfkörper	100
9.2.4 Verschleißvolumen der Prüfkörper	104
9.2.5 Relative Verschleißfläche der Steatitantagonisten	108
9.3 Polierverhalten von Zirkoniumdioxid – Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzwerte	112
9.3.1 Mittenrauwert R_a	112
9.3.2 Rautiefe R_z	116
10 Danksagung.....	120

1 Einleitung

“Zum menschlichen Körper passt Keramik, Metall ist Substitution...” [137]. Pospiech unterstrich mit dieser Aussage die weitreichende und steigende Bedeutung von keramischen Materialien in der Zahnmedizin. Keramiken wurden im Laufe der letzten Jahre aufgrund ästhetischer, biologischer und wirtschaftlicher Vorteile gegenüber den Metallen vermehrt in der Zahnmedizin angewandt. Durch die Entwicklung hochfester Keramiken können weitspannige, vollkeramische Restaurationen hergestellt werden. Hierbei erfreuen sich vor allem zirkonbasierte Keramiken durch ihre ausgezeichnete Biokompatibilität, mechanischen Eigenschaften und CAD/CAM-unterstützte (Computer-aided-design/Computer-aided-manufacturing) Verarbeitung steigender Beliebtheit.

Der klinische Langzeiterfolg einer modernen Keramikrestauration ist neben den Materialeigenschaften und dem Verhalten in der Mundhöhle unter anderem von der Art und Verarbeitung des Materials sowie der Konstruktion des Zahnersatzes abhängig. Grundlage dieser Faktoren ist eine adäquate, für den keramischen Zahnersatz geeignete Präparation des zu versorgenden Zahnes. Aus ästhetischen Gründen werden besonders im Frontzahnbereich mit transluzenter Feldspatkeramik verblendete Gerüste angewandt. Zur Vermeidung des bei diesem Zahnersatz bekannten Problems von Abplatzungen der Keramikverblendung (Chipping) begann die Entwicklung monolithisch hergestellter Restaurationen aus Oxid- oder Lithiumdisilikatkeramiken. Diese Materialien zeigen allerdings Einschränkungen in der Ästhetik, wodurch ihr Einsatz vorrangig im ästhetisch weniger anspruchsvollen Seitenzahnbereich eine Rolle spielt.

Die bessere Härte dieser Materialien für monolithische Restaurationen startete die Diskussion über die Auswirkungen auf den Antagonisten [66, 92, 123, 129, 190]. Verschleiß ist ein natürlicher Vorgang an Zähnen. Im Idealfall sollte das Material des Zahnersatzes ein ähnliches Verschleißverhalten aufweisen wie die eigenen Zähne. Die Hypothese, dass die hohe Härte der Keramiken im Vergleich zu Zahnschmelz einen erhöhten Verschleiß am Antagonisten verursacht, wurde daraufhin ausgiebig untersucht. Die Ergebnisse zeigten, dass der Oberflächenrauigkeit eine weitaus höhere Rolle als Einflussfaktor auf den Verschleiß zuzuordnen ist [11, 17, 36, 60, 66, 74, 75, 77, 83, 95, 102, 123, 124, 125, 129, 139, 140, 143, 151, 156, 168]. Folglich stieg das Interesse an der optimalen Oberflächenbearbeitung dieser monolithischen Restaurationsmaterialien, wobei die bereits erwähnte hohe Härte eine Herausforderung bei der Politur darstellt.

Im Rahmen dieser Doktorarbeit wurde in Anlehnung an klinische Arbeitsabläufe der Verschleiß von Restauration und Antagonist in Abhängigkeit von unterschiedlichen Oberflächenbearbeitungen und steigender Kauzyklenanzahl untersucht. Da die Problematik der Politur hochfester Keramiken durch die Entwicklung neuer Poliersysteme gelöst werden sollte, ist unter anderem die Untersuchung unterschiedlicher Poliersysteme verschiedener auf dem Markt etablierter Firmen in dieser Studie integriert.

2 Werkstoffkundliche Grundlagen

2.1 Einteilung von Dentalkeramiken

Keramiken wurden 1774 das erste Mal durch den Pariser Apotheker Alexis Duchâteau und den Zahnarzt Nicholas Dubois de Chémant erfolgreich in der Zahnmedizin angewandt, um zu dieser Zeit gängige zahnfarbene Restaurationen aus Elfenbein, Knochen, Holz, Tierzähnen oder von anderen Menschen gezogene Zähne zu ersetzen [89]. Im Laufe der nächsten Jahre wurden die Keramiken in ihren Herstellungsverfahren und ihrer Ästhetik, besonders ihre Transluzenz durch Reduktion von Quarz und Kaolin in der Zusammensetzung, verbessert. Die Einführung des Vakuumbrandes im Jahre 1949 brachte zusätzliche Fortschritte in der Ästhetik und Konstanz der Qualität und Herstellung [92]. In den 60 er Jahren des 20. Jahrhunderts wurden Keramiken für die Schichtung auf Metallgerüste eingeführt, was die Anwendung von Keramiken in der Zahnmedizin erheblich erweiterte [89]. In den vergangenen Jahren stieg die Nachfrage nach vollkeramischem Zahnersatz durch den erhöhten ästhetischen Anspruch und seine hohe Biokompatibilität. In Folge wurden verschiedene Keramiken umfangreich untersucht und in der Zahnmedizin angewandt [31, 91, 99, 135].

Allgemein umfasst der Begriff Keramik “alle nichtmetallischen, anorganischen Werkstoffe, die weitestgehend wasserbeständig und zu einem großen Teil oder ganz kristalline Werkstoffe beziehungsweise Stoffgemische sind, welche durch Sintern hergestellt werden” [182]. Sie verkraften Druckkräfte sehr gut, sind allerdings spröde und nicht in der Lage hohen Zugbelastungen standzuhalten [22]. In der Mundhöhle werden Keramiken einigen Einflüssen ausgesetzt. Darunter fallen verschiedene Krafteinwirkungen während des Kauvorgangs oder bei Parafunktionen (Knirschen, Pressen), multiple Kauzyklen pro Tag, das feuchte Milieu im Mundraum sowie Schwankungen in dessen Temperatur und pH-Wert [89] (s. Tabelle 1).

Kaukraft		Kauzyklen pro Tag	Maximale Temperatur	pH-Wert
Während des Kauvorgangs	Maximal			
6 – 130 N	200 – 800 N	1000 – 1400	65 °C	0,5 – 8,0

Tabelle 1: Einflüsse in der Mundhöhle [89]

Die Einteilung von Keramiken kann nach unterschiedlichsten Gesichtspunkten erfolgen:

- Herstellungsart (Gießen, Pressen, Fräsen, Schichten)
- Anwendungsbereich (Gebrauchskeramik, Baukeramik, technische Keramik, Dentalkeramik)
- Brenntemperatur (leicht- (850 - 1050 °C), mittel- (1050 – 1200 °C), hochschmelzend (1200 – 1450 °C))
- Chemischer Aufbau (Silikat-, Oxidkeramiken)

In der Zahnmedizin stellt die Einteilung der Keramiken nach ihrem chemischen Aufbau, wie in Abbildung 1 dargestellt, die sinnvollste Variante dar [182].

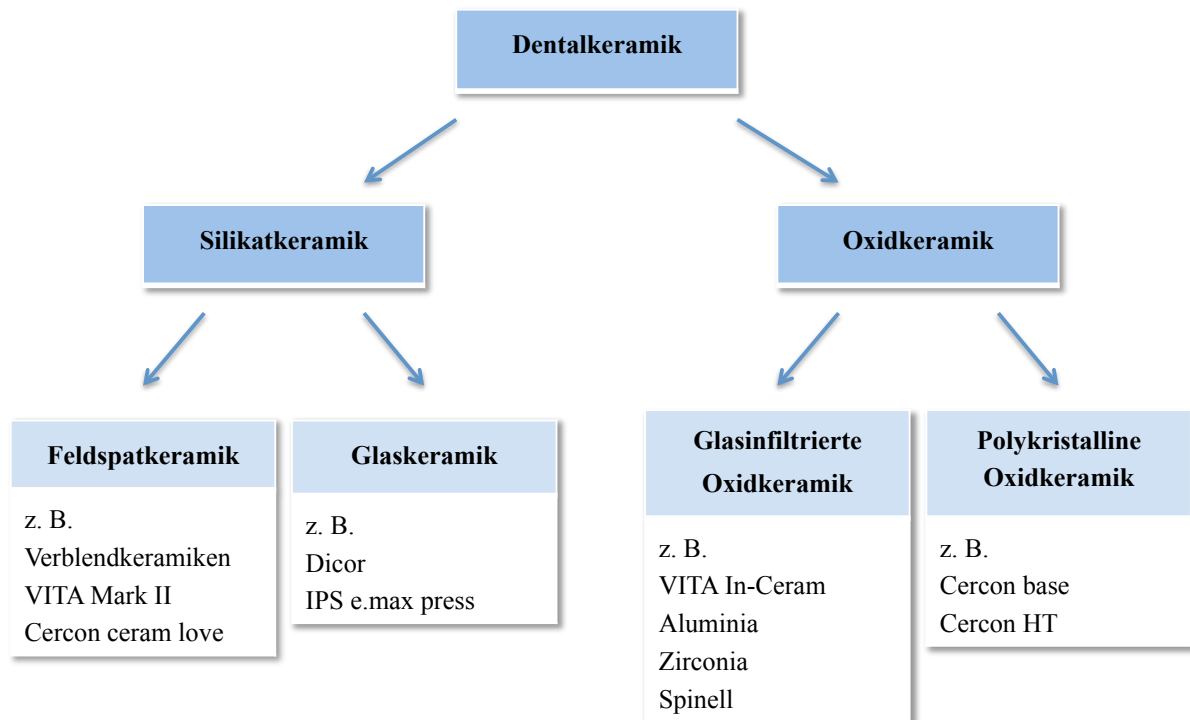


Abbildung 1: Einteilung der Keramiken [182]

2.1.1 Silikatkeramik

Silikatkeramiken gelten als die älteste Form der Dentalkeramiken und weisen glasig-amorphe Phasen und eine ausgeprägte Porenstruktur auf. Diese überwiegend heterogenen Werkstoffe aus gleichen und unterschiedlichen Kristallen sind von einer Glasphase aus Siliziumdioxid (SiO_2) umgeben [182].

2.1.1.1 Feldspatkeramik

Klassische Feldspatkeramiken leiten sich vom Porzellan ab, wobei sie sich durch einen unterschiedlichen prozentualen Anteil der Hauptbestandteile unterscheiden. So enthält die Feldspatkeramik Kaolin ($(\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2) \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) mit 0-5 Gew%, Quarz (SiO_2) mit 15-25 Gew% und Feldspat ($\text{K}_2\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) mit 60-80 Gew%. Feldspat ist wiederum ein Mischkristall aus Natronfeldspat, Kalkfeldspat und vor allem Kalifeldspat, aus welchem während des Brennvorgangs Leuzitkristalle entstehen. Diese sorgen für eine hohe Viskosität und Standfestigkeit, bestimmen aber auch die mechanische Festigkeit der Keramik sowie ihren für die Verblendtechnik wichtigen thermischen Ausdehnungskoeffizienten. Durch weitere Zusätze wie Flussmittel (z.B. Kaliumcarbonat,

Natriumcarbonat, Oxide), Farbzusätze, Trübungsmittel und Fluoreszenzbildner lassen sich Verarbeitung und Ästhetik beeinflussen [35].

Feldspatkeramiken finden vor allem Anwendung in der Verblendtechnik. Die Verblendung eines Metallgerüsts oder Gerüsts aus einer hochfesten Keramik gilt als Schwachpunkt einer vollkeramischen Restauration. Abplatzungen der Verblendung, sogenanntes Chipping, stellt einen der Hauptfaktoren für das Versagen dieser Restaurationsart dar. Auch Verbesserungen in der Verblendtechnik wie beispielsweise Modifikationen im Brennvorgang [154] und die Herstellung der Verblendung mittels CAD/CAM (Computer-aided-design/Computer-aided-manufacturing) [161] können ein Versagen der Verblendung nicht ausschließen.

Die in dieser Studie untersuchte Feldspatkeramik Cercon ceram love (Degudent, Hanau, D) ist eine Verblendkeramik, die laut Hersteller ausschließlich für das Verblenden von Zirkoniumdioxidgerüsten entwickelt wurde und somit nicht für metallkeramische Restaurationen geeignet ist.

2.1.1.2 Glaskeramik

Die neueren Glaskeramiken unterscheiden sich von den Feldspatkeramiken durch ihre überwiegend amorphe Glasstruktur, welche in einem sekundären Kristallisationsprozess auskristalliert wird [182]. Dabei kann je nach Kristallsystem eine Unterteilung in Leuzit- ($K(AlSi_2O_6)$), Lithiumdisilikat- ($Li_2Si_2O_5$) oder Fluorapatitglaskeramiken erfolgen [35]. Durch den erhöhten Kristallanteil kommt es zu einer Verbesserung der physikalischen, chemischen und mechanischen Eigenschaften und einem veränderten Verhalten des Materials bei Rissbildungen [30]. Risse werden an diesen Kristallen gestoppt beziehungsweise umgeleitet und können sich somit nicht mehr ungehindert weiter ausbreiten, wodurch eine erhöhte Risszähigkeit des Materials zustande kommt. Die Stärke dieses Effekts ist abhängig von der Größe und homogenen Verteilung der Kristalle sowie der Dichte des Materials [35, 44, 121, 171]. Bei leuzitverstärkten Glaskeramiken liegen die 3-5 μm großen Kristalle mit einer hohen Konzentration von 40-50 % gleichmäßig verteilt im Feldspatglas vor. Durch den höheren Wärmeausdehnungskoeffizienten schwinden Leuzitkristalle beim Abkühlen stärker wie das Glas und sorgen dafür, dass die Glasmatrix unter Druckspannung gerät. Dies verursacht eine Festigkeitssteigerung [54], welche zu einer erhöhten Biegefestigkeit von bis zu 350 MPa und Frakturfestigkeit von 3,2 MPa/m² führt [24].

Glaskeramiken werden vor allem für monolithische Restaurationen wie Inlays, Onlays, Veneers, Kronen und Brücken verwendet, welche entweder durch Pressverfahren, wie das in dieser Studie untersuchte, 70 Vol% Lithiumdisilikatkristalle enthaltende IPS e.max press (Ivoclar Vivadent, Schaan, FL), oder durch CAD/CAM-Technologien hergestellt werden [30].

2.1.2 Oxidkeramik

In Oxidkeramiken ist kein oder nur ein geringer Teil an Glasphase vorhanden, wodurch die kristalline Phase dominiert. Dadurch ist gleichzeitig ihre Transluzenz verringert [163]. Oxidkeramiken sind Sinterprodukte hochschmelzender Oxide wie Aluminiumoxid (Al_2O_3) oder Zirkoniumdioxid (ZrO_2) und können durch weitere Zusätze in ihren Eigenschaften verändert werden [35, 182]. Durch ihre Struktur besitzen sie eine hohe Risszähigkeit und eine Frakturfestigkeit von bis zu 1665 N, weshalb sie sich als Gerüstwerkstoff für festsitzenden Zahnersatz eignen [163]. Oxidkeramiken werden entweder dicht gesintert als hochbelastbarer Gerüstwerkstoff oder als Infiltrationskeramik verwendet.

2.1.2.1 Glasinfiltrierte Oxidkeramik

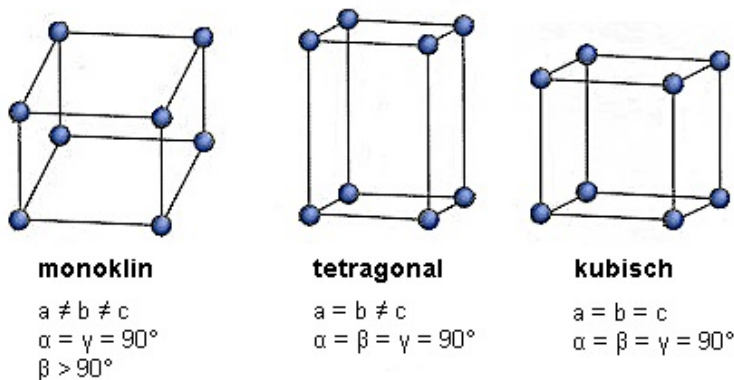
Glasinfiltrierte Oxidkeramiken bestehen aus einem vorgesinterten, porösen Aluminiumoxidgerüst, das bei dem sogenannten Glasinfiltrationsbrand mit einem mehrkomponentigen Spezialglas durchsetzt wird. Diese Keramiken können auf zwei unterschiedliche Arten bearbeitet werden. Die Herstellung des Gerüsts erfolgt entweder durch Schlickertechnik (Modellation einer Pulver-Flüssigkeitssuspension auf einem feuerfesten Stumpf) oder durch CAD/CAM-Technologie. In diesem Verarbeitungszustand ist das Material porös und muss durch einen Sintervorgang (1100 °C über 4 Stunden) in seine endgültige hohe Festigkeit überführt werden. Dies geschieht durch Infiltration eines lathanhaltigen Glases in die Poren, wobei diese verschlossen werden. Im In-Ceram System (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) bestehen diese oxidkeramischen Mikropartikel entweder aus Magnesium-Aluminiumoxid (In-Ceram Spinell), Aluminiumoxid (In-Ceram Alumina) oder aus einer Mischung von Aluminium- und Zirkoniumdioxid (In-Ceram Zirconia) [144].

2.1.2.2 Polykristalline Oxidkeramik

Polykristalline Oxidkeramiken bestehen ausschließlich aus kristallinen Metalloxiden wie Zirkoniumdioxid und Aluminiumoxid. Durch die Abwesenheit einer Glasphase, die durch den Einfluss von Feuchtigkeit, wie z.B. Speichel, anfällig ist für Risswachstum und Spannungsrisskorrosion, besitzen polykristalline Oxidkeramiken eine hohe Festigkeit und sind daher qualifiziert für die Verwendung als Gerüstmaterial. [49, 167]. Zusätzlich zeichnen sie sich neben ihren mechanischen und chemischen Eigenschaften auch durch ihre hohe Biokompatibilität aus [49].

Zirkoniumdioxid ist ein polymorphes Material, welches temperaturabhängig in drei Phasenzuständen vorkommt: Monoklin (bis 1170 °C), tetragonal (bis 2370 °C) und kubisch (Schmelzpunkt 2680 °C) [173] (s. Abbildung 2). Bei Abkühlung auf Raumtemperatur kommt es zu einer martensitischen Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase, was mit einer Volumenexpansion von 3-5 % einhergeht. Dies kann zu Rissbildungen führen. Um dies zu vermeiden, müsste die Umwandlungstemperatur unter der Raumtemperatur liegen, so dass bei dieser nur die tetragonale

Phase des Zirkoniumdioxids vorliegt [25]. Erreicht wird das durch den Einbau von Stabilisierungsoxiden (MgO, CaO, Y₂O₃, CeO₂) in die Kristallstruktur von Zirkoniumdioxid [48, 115, 135]. Da sich Yttriumoxid besonders positiv auf die mechanischen Eigenschaften auswirkt, wird fast ausschließlich Y₂O₃-verstärktes Zirkoniumdioxid verwendet [58]. Dieses als Y-TZP (Yttrium-stabilized tetragonal Zirconia Polycrystal) bezeichnete Zirkoniumdioxid weist im Vergleich zu anderen Oxidkeramiken eine sehr feine Korngröße (0,5 µm), hohe Dichte (6,01 g/cm³), geringe Verunreinigung (< 0,05 %) und eine extrem hohe Festigkeit (bis zu 1300 MPa) und Härte (1200 HV) auf [46, 48, 115].



ZrO₂ - Kristallphasen

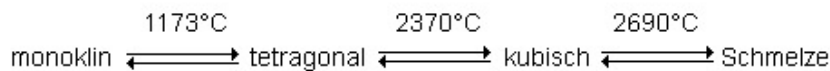


Abbildung 2: Kristallphasen von Zirkoniumdioxid [13]

Neben der Art des Stabilisierungsoxids wird nach dessen Gehalt zwischen vollstabilisiertem (FSZ: fully-stabilized-zirconia) und teilstabilisiertem (PSZ: partially-stabilized-zirconia) Zirkoniumdioxid unterschieden. Vollstabilisiertes ZrO₂ wird bei einem Zusatz von 8 Mol% Y₂O₃ erreicht, so dass die kubische Phase bei Raumtemperatur erhalten bleibt. Im teilstabilisierten Zirkoniumdioxid ist ein Anteil der tetragonalen Phase enthalten, der in der kubischen ZrO₂-Matrix eingelagert ist. Dafür werden circa 3 Mol% an Y₂O₃ benötigt [62]. Allerdings liegen die mechanischen Eigenschaften wie Festigkeit und Bruchzähigkeit von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid unter denen der vollstabilisierten Variante [116, 181]. Die hohe Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit wird durch eine lokale Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase verursacht [112, 121]. So kommt es beim Auftreten von äußeren Spannungen wie beispielsweise einem Riss an der Risspitze zu einer lokalen Transformation von der tetragonalen in die monokline Phase. Die dabei einhergehende Volumenexpansion von 3 - 5 % erzeugt eine Druckspannung, welche bei der Rissausbreitung überwunden werden muss und somit dessen Progression verlangsamt [41, 46]. Aufgrund dieses

Mechanismus ist die Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit von Oxidkeramiken bis zu 10-fach höher als die der Silikatkeramiken [57, 183]. Vor allem Y-TZP weist im Vergleich zu anderen Keramiken eine hohe Bruchfestigkeit und Langlebigkeit auf [2], weshalb es neben der Zahnmedizin auch in der Humanmedizin beispielsweise im Bereich der Hüftprothetik Anwendung findet [135].

Bei der Herstellung von Zirkoniumdioxid für monolithische Restaurationen wurden u.a. durch Modifikationen der Sintertemperatur und Sinterbrandbedingungen hochtransluzente Alternativen entwickelt [79], welche als eingefärbte Keramikblöcke erhältlich sind und zusätzlich durch Malfarben individualisiert werden können [169]. Allerdings ist vor allem in ästhetisch anspruchsvollen Zahnbereichen die Verblendung mit Feldspatkeramik beliebt, da die hohe Transluzenz der Schmelzmassen trotz neuer monolithischer Materialien nicht erreicht werden kann. Zusätzlich ist die Glasur bei allen keramischen Restaurationen für die Ästhetik empfehlenswert [77].

2.2 Oberflächenbearbeitung von Keramiken

Unterschiedliche Herstellungsmöglichkeiten für keramische Restaurationen wie das Press- und Gießverfahren, die Schlickermethode oder die CAD/CAM-Technologie bringen auch verschiedene Einflüsse auf das Material und dessen Varianten der Oberflächenbearbeitung mit sich. Abschließend der Herstellung von keramischem Zahnersatz wird dieser im zahntechnischen Labor in der Regel einem Glanzbrand unterzogen. Durch eventuell notwendige Korrekturen von Approximalkontakt und Okklusion wird die Bearbeitung der Keramik mit diamantierten rotierenden Instrumenten notwendig, auf welche eine Politur oder ein erneuter Glanzbrand folgen sollte. Gründe für eine Endbearbeitung, Glasur oder Politur von Keramiken sind [81]:

- Anpassung der Restaurationsränder
- Reduktion des erhöhten Frakturrisikos durch raue Oberflächen
- Schaffung einer perfekten Oberfläche durch Reduktion der Oberfläche und der Korrosionsanfälligkeit
- Produktion einer glatten Oberfläche für eine geringere Plaque- und Bakterienadhäsion
- Verbesserung der Kaufunktion, da Speisen leichter über glatte Oberflächen gleiten
- Schaffung einer glatten Oberfläche für eine vereinfachte Mundhygiene mit Zugang zu allen Oberflächen, auch interdental und zu Restaurationsrändern [18, 145, 178], und für einen geringeren Verschleiß am Antagonisten und Nachbarzahn
- Herstellung einer ästhetischen, lichtreflektierenden Restauration
- Erhöhung des Tragekomforts für den Patienten [80]

Die Oberflächenqualität ist einer der wichtigsten Faktoren für die Erfolgsaussichten und die Verweildauer von keramischen Restaurationen im Mund und für deren Festigkeit von großer Bedeutung. Defekte oder Poren an der Oberfläche können Ursprung für eine Rissbildung sein, deren

Ausbreitung durch das feuchte Milieu der Mundhöhle unterstützt wird. Es existieren zwei Phänomene, welche die Festigkeit von keramischen Prüfkörpern herabsetzen [138]:

1. Rebinder-Effekt: Oberflächenaktive Flüssigkeiten (z.B. Speichel) treten in die Mikrorisse ein und verursachen eine Rissausbreitung durch einen nach innen gerichteten Druck [188]
2. Spannungsrisskorrosion: Die für das Risswachstum erforderliche Energie wird frei, indem Feuchtigkeit in die sich unter Zugspannung geöffneten Risse eindringt und die Bindungen der Siliziumoxiddtetraeder an der Risspitze spaltet. Dies geschieht bereits bei geringer Belastung des Materials und schädigt die Restauration [148]

2.2.1 Einfluss und Auswirkungen der Oberflächenbearbeitung

Die Oberflächenbearbeitung beeinflusst die Rauigkeit der Keramik: optimal polierte Oberflächen sind am glattesten, gefolgt von glasierten und schlussendlich der beschliffenen Keramik [77, 86, 88, 156].

Das Bearbeitungs- und Polierverhalten von Keramiken ist von folgenden Faktoren abhängig [78]:

- Struktur und mechanische Eigenschaften des Materials
- Unterschied der Härte des Materials und des Bearbeitungswerkzeugs
- Härte, Größe, Form der abrasiven Partikel
- Physikalische Eigenschaften (Festigkeit, Elastizität, Flexibilität, Dicke, Porösität usw.) des Bindemittels, welches die abrasiven Partikel auf dem Werkzeug befestigt
- Umdrehungsgeschwindigkeit und Anpressdruck des Werkzeuges
- Feuchtigkeit

Die durch die Oberflächenbearbeitung entstandene Oberflächenrauigkeit hat wiederum Einfluss auf die Bakterienadhäsion [10, 18, 178], die Biegefestigkeit der Keramik [3, 19] und den Verschleiß [17, 36, 66, 74, 75, 77, 95, 102, 123, 124, 125, 129, 139, 140, 151, 156, 168]. Eine adäquate finale Bearbeitung der Keramikoberfläche ist wichtig um eine ausgeprägte Biofilmbildung, Gingivairritationen, Verfärbungen und ein ungenügendes ästhetisches Erscheinungsbild zu vermeiden [78]. Glasur und Politur reduzieren nachgewiesenermaßen die Oberflächenrauigkeit und haben demnach einen entscheidenden Einfluss auf die genannten Faktoren [12, 155].

2.2.2 Glasur

Eine Aufgabe der Glasur ist offene Poren an der Oberfläche von gebrannten Keramiken zu verschließen. Die Glasurmassen bestehen aus einem farblosen Glaspuder, welcher dünn und gleichmäßig auf die Keramik aufgetragen eine glänzende Oberfläche erzeugt [10]. Bei dem folgenden Glasurbrand wird die oberflächliche Schicht geschmolzen. Dieser Brennvorgang findet bei 930 °C und normalem Luftdruck statt, da sich unter Vakuum Blasen in der Glasurschicht bilden und diese zerstören würden [70]. Wie unter 2.2 beschrieben können sich Risse ausgehend von Poren und

anderen oberflächlichen Defekten entwickeln, welche durch das Auffüllen dieser nachteiligen Oberflächenbeschaffenheiten durch die Glasurmasse verhindert werden kann und zu einer erhöhten Biegefestigkeit und Langlebigkeit des Materials führt [3, 72, 133]. Zusätzlich beeinflusst die Glasur die Ästhetik der keramischen Restauration [77].

In einigen Studien wurde nachgewiesen, dass die Glasurschicht glatte Oberflächen erzeugt [10, 111]. Uneinigkeit besteht darin, ob die Politur oder die Glasur eine geringere Oberflächenrauigkeit verursacht. Einige Studien [9, 21, 77, 88, 179] zeigten niedrigere Rauigkeitswerte für polierte wie für glasierte Keramiken, wohingegen Fuzzi et al. [47] glasierte Oberflächen als glatter identifizierten. Laut Barghi et al. ist die Rauigkeit der glasierten Oberfläche nicht von der Oberflächenbearbeitung vor der Glasur abhängig [15]. Zalkind et al. zeigten hingegen, dass vor einer erneuten Glasur nach dem Beschleifen nur durch vorheriges Sandstrahlen eine ähnlich glatte Oberfläche geschaffen werden kann [194].

Im Hinblick auf das Verschleißverhalten von Keramiken wird die Glasur tendenziell negativ gesehen, da sie nachgewiesenermaßen einen erhöhten Verschleiß am Antagonisten verursacht [66, 77, 124, 156] und das Verschleißverhalten vor allem im Anfangsstadium beeinflusst [66, 111]. Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass die Glasurschicht mit einer Höhe von durchschnittlich 50-80 µm nach circa sechs Monaten in Benutzung abgetragen und die darunterliegende raue Keramikoberfläche freigelegt wird [39, 156]. Die Politur vor der Glasur könnte somit einen Vorteil bringen [77]. Preis et al. konnten allerdings zeigen, dass beispielsweise Sandstrahlen vor der Glasurmasse nicht zu einem erhöhten Verschleiß führt [141].

Nach der Anpassung der Restauration vor der Eingliederung am Patienten kann nochmals ein Glanzbrand durchgeführt werden, allerdings ist bei einigen Glaskeramikrestaurationen aufgrund der hohen Bruchgefahr eine okklusale Anpassung erst nach der adhäsiven Befestigung möglich. Dadurch wird als Alternative eine intraorale Politur nötig [98, 120]. Ein wiederholter Glanzbrand hat den Vorteil, dass die Zeit am Behandlungsstuhl reduziert wird, da eine adäquat hochglanzpolierte Keramikoberfläche mit unterschiedlichen Polierschritten und Polierpasten viel Zeit kostet [63]. Jedoch wird dadurch eine weitere Behandlungssitzung für die Eingliederung notwendig.

2.2.3 Beschleifen

Das Beschleifen von Keramiken ist neben dem Herstellungsprozess auch bei möglichen Anpassungen der Restauration am Patienten notwendig. Das Schleifen stellt ein spanabtragendes Bearbeitungsverfahren dar, bei dem ein mit abrasiven Partikeln besetzter Schleifkörper für den Materialabtrag des zu beschleifenden Körpers verantwortlich ist [71, 82]. Als abtragende Schleifmittel kommen Diamanten, Siliziumcarbid, Wolframcarbid (W_2C), Korund (vorwiegend Al_2O_3) und Schmirgel (Gemenge aus Al_2O_3 , Quarz, Silikat) zum Einsatz [82]. Der beim Schleifen verursachte Abtrag ist direkt proportional zum Durchmesser und der Umdrehungsgeschwindigkeit des Schleifkörpers [71]. Das Schleifergebnis ist abhängig von der Größe der abtragenden Partikel des

Schleifkörpers sowie der Korngröße des bearbeiteten Materials [71]. Grundsätzlich wird Schleifen unter Wasserkühlung empfohlen, um einerseits das Abspülen des Schleifstaubes zu gewährleisten und andererseits eine Wärmeentwicklung zu vermeiden, welche je nach bearbeitetem Material zu Gefüge- (Metall), Aggregatzustands- (Kunststoffe) und Phasenänderungen (Oxidkeramiken) führen kann [82]. Das Beschleifen verursacht eine Unterbrechung der Glasurschicht, welche die Rauigkeit erhöht und zu weiteren klinischen Problemen führt: Biofilmbildung [145] mit Entzündung des parodontalen Gewebes, Verfärbung [63], ungenügende Ästhetik [77] und eine höhere Anfälligkeit für Rissausbreitung [160].

Unterschiedliche Ergebnisse existieren über den Einfluss des Beschleifens auf die Festigkeit von Zirkoniumdioxid. Einige Studien [96, 113, 114] berichten von einer Festigkeitsverminderung von bis zu 50 %, wohingegen Baltzer und Kaufmann-Jonian [14] keine Änderung der Festigkeit feststellen konnten. Weitere Untersuchungen konnten eine Festigkeitssteigerung nachweisen, vorausgesetzt es kommt zu keiner Temperaturerhöhung während der Bearbeitung [59, 184]. Diese Steigerung kann bei Zirkoniumdioxid durch oberflächliche Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase erklärt werden. Dadurch entsteht eine kompressive Schicht auf der Oberfläche, welche die Festigkeit erhöht und die Rissausbreitung verlangsamt [55, 59]. Andererseits verursacht das Beschleifen tiefe Defekte in der Oberfläche, welche Ausgangspunkt für eine Rissbildung und somit Materialschwächung sein können, vorausgesetzt diese Defekte überschreiten die durch das Beschleifen entstandene Druckspannungsschicht [55, 59, 96, 97, 127, 184].

Die durch das Beschleifen entstandene aufgeraute Oberfläche führt zu Problemen wie zum Beispiel erhöhte Sekundärkariesbildung, Entzündungen des Parodonts und Einbußen in der ästhetischen Erscheinung. Zusätzlich verursacht eine raue Oberfläche nachgewiesenermaßen einen erhöhten Verschleiß des Antagonisten [11, 36, 60, 66, 74, 75, 77, 83, 102, 124, 125, 139, 143, 156, 168]. Dadurch ist eine anschließende Politur notwendig, um diese negative Auswirkung zu vermeiden beziehungsweise zu minimieren [125] und um die Ästhetik sowie die Langlebigkeit durch Beseitigung der durch das Beschleifen gebildeten oberflächlichen Defekte zu steigern [56, 68]

2.2.4 Politur

Die Politur soll die Oberfläche einebnen und glätten, um die Ästhetik zu steigern und gleichzeitig die Plaqueanlagerung und den Verschleiß zu mindern [3]. Dies geschieht einerseits durch geringfügigen Materialabtrag und andererseits durch plastische Deformation unter lokal hohen Druck- und Temperaturspitzen [82]. Gebräuchliche Poliermittel sind Diamanten, Schlammkreide (CaCO_3), Aluminiumoxid (Al_2O_3), Chromoxid (Cr_2O_3), Eisenoxid (Fe_2O_3), Magnesiumoxid (MgO) und Zinkoxid (ZnO). Diese können härter, aber auch weicher als das zu polierende Material sein [82]. Für die Politur von Keramiken werden vor allem mit Diamanten besetzte Polierer, abrasive Gummikelche, abrasive Steine, Schleifpapier, Filzräder, Aluminiumoxidpolierpasten und Diamantpolierpasten verwendet [26, 78, 160]. Keramiken weisen nach der Politur in einer sehr dünnen oberflächlichen

Schicht mit einer Stärke von etwa 10 μm ein feinkörniges Gefüge auf, welche für die hohe Härte und Korrosionsresistenz der Oberfläche verantwortlich ist [82]. Grundsätzlich sind Materialien nach der Politur glatt und glänzen ohne glanzerzeugende Hilfsmittel wie beispielsweise ein Ölfilm [82]. Der Grad der Politur ist direkt proportional zu Dauer, Anpressdruck und Umdrehungsgeschwindigkeit [34]. Bei hohen Umdrehungszahlen von 20000 U/min ergab sich zwar eine glattere Oberfläche, allerdings zusätzlich eine niedrigere Biegefestigkeit, welche auf eine oberflächliche Rissentwicklung durch unruhiges Laufen des Polierers bei höherer Umdrehungszahl zurückzuführen ist [3]. Daher sollte die von den Herstellern vorgegebene Umdrehungszahl beachtet werden. Ahmad et al. sehen eine Umdrehungsgeschwindigkeit von 10000 U/min als ideal an, da hiermit weder eine Schwächung noch eine Stärkung des Materials beobachtet wurde [3]. Das Ergebnis der Politur hängt außerdem von der Mikrostruktur und den mechanischen Eigenschaften des Materials ab: je kleiner die Korngröße, umso geringer die Oberflächenrauigkeit nach der Politur [54, 89, 98, 130, 160]. Zusätzlich beeinflusst die Art des Polierwerkzeuges und die Verwendung von Polierpasten das Ergebnis [20, 160]. Oft werden Soflex-Scheiben (3M ESPE, Seefeld, D) für die Politur empfohlen, da sie bessere Ergebnisse liefern als Gummipolierer [45, 87, 98, 120, 159] Diese sind allerdings im Seitenzahngebiet schwierig in der Handhabung [120].

Die Effizienz der Politur ist zusätzlich von folgenden Faktoren abhängig [128, 131]:

- Härte­differenz zwischen Poliermittel und Keramik
- Größe und Form der abrasiven Polierpartikel
- Physikalische Eigenschaften der Bindemittel des Polierers
- Feuchtigkeit, beziehungsweise der Anwendung von Flüssigkeiten während des Poliervorgangs (Wasser, Glycerin, Fett, Vaseline)

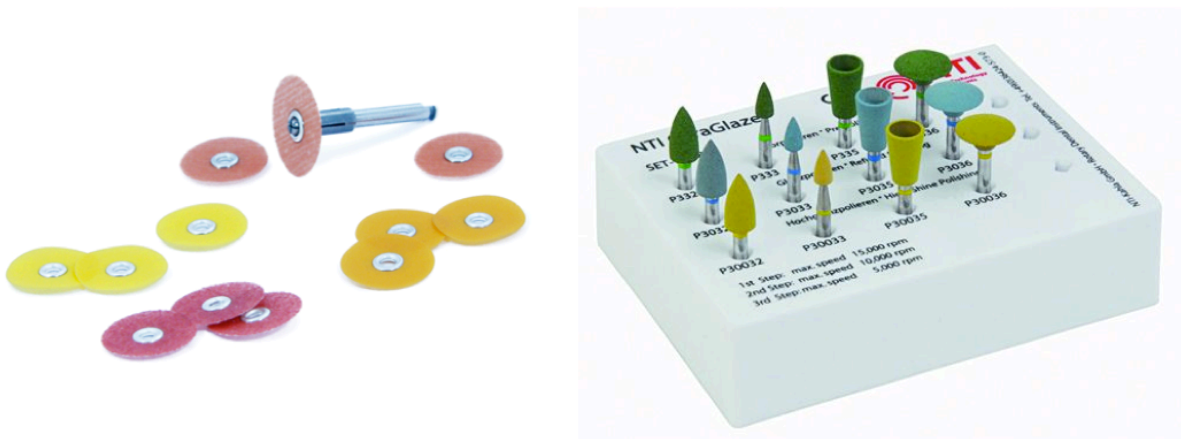


Abbildung 3: Soflexscheiben [177], NTI CeraGlaze Polierset [32]

Zur Vermeidung von Frakturen der keramischen, vor allem glaskeramischen Restaurationen, ist die Anpassung der Okklusion erst im befestigten Zustand möglich [120]. Dadurch werden intraorale Poliersysteme für die Nachbearbeitung von beschliffenen Oberflächen benötigt [98, 120, 191]. Einige Studien haben gezeigt, dass eine polierte Oberfläche die Qualität einer glasierten erreicht [63, 162, 190] wohingegen andere Untersuchungen die mit einer Politur erreichte Oberflächenbeschaffenheit nicht mit einer wiederholten Glasur vergleichbar sehen [87, 157, 189]. Die Politur wird von einigen Autoren bevorzugt, da sie leicht kontrollierbar ist. Trotzdem gibt es keinen gemeinsamen Konsens in Bezug auf die am besten geeignete Politurdurchführung [26].

2.3 Verschleißverhalten von Keramiken

2.3.1 Verschleiß in der Zahnmedizin

Verschleiß ist ein natürlicher Prozess, welcher immer auftritt wenn sich zwei oder mehr Oberflächen unter Kontakt gegeneinander bewegen oder ein Materialverlust durch chemische Vorgänge zustande kommt [196]. In der Zahnmedizin wird Verschleiß als Ergebnis von direktem Kontakt der Zähne oder von abrasiven Partikeln oder Objekten, welche sich während des Kauvorgangs oder bei parafunktionellen Bewegungen zwischen den Zähnen befinden, angesehen [118]. Zu diesen physikalischen Vorgängen kommen chemische Prozesse, wie beispielsweise die Säureeinwirkung, hinzu [118]. Der Verschleißmechanismus selbst beruht auf einer Wechselwirkung von Unebenheiten auf rauen Oberflächen. Wenn zwei Oberflächen sich gegeneinander bewegen kommt es durch Adhäsion sowie plastische beziehungsweise elastische Deformation dieser Unebenheiten zu Friktionskräften, woraus sich ein Materialabtrag ergibt [146]. Der physiologische Verschleiß der Zähne wird von Lambrechts et al. mit einem jährlichen Schmelzverlust von 20 – 40 µm angegeben [105].

In der zahnmedizinischen Terminologie werden Verschleißvorgänge meist in Attrition, Erosion und Abrasion eingeteilt, wobei diese Ausdrücke lediglich die klinische Situation, nicht aber den zugrundeliegenden Verschleißmechanismus beschreiben [118].

Attrition ist die Abnutzung, die durch direkten Zahnkontakt beim Kauen, dem Schluckvorgang und durch die dynamische Okklusion entsteht [52, 170]. Sie tritt in Form von Abflachungen der Höcker und Inzisalkanten, zusammen mit Schliffacetten auf Okklusal- und Palatinalflächen auf [107, 152]. Attrition zeigt sich verstärkt bei Bruxismus [192]. Auch die physiologische sukzessive Abflachung des Approximalkontaktes wird als Attrition bezeichnet [118].

Die Erosion stellt den Materialverlust durch chemische Einflüsse und Flüssigkeitsbewegungen dar, wobei der pH-Wert eine entscheidende Rolle spielt [118, 119]. Bei Zähnen beschreibt die Erosion einen Zahnhartsubstanzverlust durch Säuren, welcher unabhängig von dem Einfluss durch Bakterien ist [118]. Aufgrund ihres Ursprungs werden intrinsische von extrinsischen Säurequellen unterschieden. Intrinsische Säuren haben ihren Ursprung im Körper wie beispielsweise die

Magensäure bei Reflux. Extrinsische Säuren werden von außen durch Nahrungsmittel oder industrielle Säuren zugeführt [156]. Obwohl die Abtragung der Oberfläche durch Bewegung der Zähne stattfindet, ist der Oberflächenverlust vor allem auf chemische Vorgänge zurückzuführen [119, 156].

Die Abrasion ist der am meisten benutzte Ausdruck bei der Beschreibung von Verschleiß in der Zahnmedizin. Sie beschreibt den Materialverlust außerhalb der Kontaktzonen sowie alle weiteren Verschleißmechanismen, welche weder der Erosion, noch der Attrition zugeordnet werden können [119, 156]. Abrasion entsteht durch einen Dreikörperverschleiß verursacht durch abrasive Partikel oder Nahrungsmittel [106]. In westlichen Ländern ist vor allem Zahnpasta das abrasive Medium für Schmelz und Dentin [2]. Fehlerhafte Zahnreinigung wie extremes Schrubben oder inadäquate Anwendung von Zahnseide und Zahnstochern sind die Hauptursachen für Abrasion [2].

Verschleiß von Zähnen und Restaurationen verursacht eine Veränderung der Zahnanatomie, welche unbehandelt zu Komplikationen, wie beispielsweise dem Verlust mineralisierter Zahnhartsubstanz, erhöhte Sensibilitäten mit Auswirkungen auf die Pulpa oder Verfärbungen, führt [33, 74]. Zusätzlich ist der Verlust von Ästhetik und Funktion ein Problem, wobei ein Verlust der okklusalen Vertikaldimension in eine dentoalveoläre Kompensation mit erhöhtem interokklusalem Abstand übergeht [27]. Das hat Auswirkungen auf die neuromuskuläre Funktion und die Kaukraft aufgrund einer Remodellation des Kiefergelenks. Zusätzlich wird die Ästhetik durch eine Veränderung der Lachlinie, der horizontalen Okklusion sowie der Versetzung des Inzisalpunkts beeinflusst [27, 33, 74]. Verschleiß führt außerdem zu einer fehlenden Front-Eckzahnführung mit einer erhöhten Belastung der Seitenzähne, welche zu einem Verlust oder Versagen von Restaurationen in diesem Bereich führen kann [33]. Diese Vorgänge und Auswirkungen beeinflussen zusätzlich nachweislich die Lebensqualität [7]

2.3.2 Einflussfaktoren auf den Verschleiß

Einer der Haupteinflussfaktoren auf den Verschleiß sind die Materialien der beiden sich berührenden Oberflächen [11, 36]. Im Idealfall weisen die Materialien der Restauration eine ähnliche beziehungsweise niedrigere Verschleißtendenz auf als der Schmelz [23, 175]. Keramik kann ein sehr abrasives Material für den Schmelzantagonisten sein, wobei diese Eigenschaft durch unterschiedliche Faktoren, wie beispielsweise der Oberflächenbearbeitung, positiv beeinflusst werden kann [66, 92, 123, 129, 190] (s. Tabelle 2)

Mikrostruktur	Physikalische Faktoren	Chemische Alterung	Oberflächenbearbeitung/-Rauhigkeit	Sonstige
Porositäten Kristalle	Härte Friktionskoeffizient Frakturfestigkeit	Säuren Laugen Wasser	nicht glasiert glasiert poliert eingeschliffen	Kaukräfte, Kaumuster Parafunktionen Schmelzeigenschaften Speicheleigenschaften

Tabelle 2: Übersicht der Hauptfaktoren auf den Verschleiß

Bei Keramiken spielen vor allem Mikrofrakturen des sehr spröden Materials eine große Rolle beim Verschleiß, welche bei einer zusätzlichen Belastung durch Laterotrusion 10-mal häufiger auftreten als bei einer rein statischen Belastung [119]. Des Weiteren hat bei Keramiken auch das feuchte Milieu der Mundhöhle einen Einfluss auf den Verschleiß, da unter diesen Bedingungen laut Krell und Blank ein 10-fach höherer Verschleiß auftritt als unter Trockenheit [100]. Dabei spielt auch das Okklusionsprinzip eine Rolle, da bei einer Gruppenführung von mit Keramikrestorationen versorgten Seitenzähnen in der Laterotrusion einen höheren Verschleiß am Schmelzantagonisten entsteht als bei einer Front-Eckzahnführung [190].

Lange wurde die Härte eines Materials als einer der Hauptfaktoren für den Materialabtrag am Antagonisten angesehen [66, 92]. Dieser proportionale Zusammenhang zwischen hoher Materialhärte und hohem Verschleiß trifft auf einige Materialgruppen, wie beispielsweise Metalle, zu. Eine weiche, hochgoldhaltige Legierung verursacht einen geringeren Verschleiß am Schmelz als eine harte Nichtedelmetalllegierung [129]. Dies ist allerdings nicht auf spröde Materialien wie Keramiken übertragbar, da hierbei der Verschleiß auf Mikrofrakturbildung beruht, wohingegen bei Metallen eine plastische und elastische Deformation zugrunde liegt [129]. Es konnte bei Keramiken bisher kein Zusammenhang zwischen dem Verschleiß des Antagonisten und der Materialhärte der Restauration nachgewiesen werden [129]. Bei einem Vergleich von hochfesten Keramiken wie In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, D) und einer Glaskeramik (Beta Quarz Glass Keramik Insert, Lee Pharmaceuticals, S. El Monte, California, USA) in ihrem Verschleißverhalten, zeigte sich ein sehr geringer Verschleiß von Schmelz verglichen mit herkömmlichen Keramiken. Dadurch kann die Härte des Materials nicht als Hauptfaktor für Verschleiß gesehen werden [92]. Als weitere physikalische Einflussfaktoren spielen der Friktionskoeffizient und die Frakturfestigkeit der Materialien eine Rolle [129].

Bei der Untersuchung einer Feldspatkeramik mit feiner Mikrostruktur für CAD-CAM-gefertigte Restaurationen (VitaMark II, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, D), zeigte sich geringerer Verschleiß am Schmelz im Kausimulator im Vergleich zu geschichteter Feldspatkeramik [103]. Dadurch wird der Einfluss der Mikrostruktur des Materials auf den Verschleiß deutlich, was auch durch weitere Studienergebnisse bestätigt wurde [11, 77, 83, 95, 103, 132, 140]. Porositäten in der Keramik sowie Kristall- und Korngröße und deren Form spielen dabei eine große Rolle [66, 129]. Poren verringern

die Härte der Keramik und verursachen Einbußen in der Ästhetik mit einer erhöhten Plaqueanlagerung und Verfärbungstendenz [129]. Werden Poren durch den fortschreitenden Verschleiß an der Oberfläche freigelegt, verursachen die scharfen Kanten einen erhöhten Verschleiß am Antagonisten [74, 129] (s. Abbildung 4). Porenbildung kann durch Modifikationen im Herstellungsprozess und Aufbau der Keramik, wie der Viskosität der Glasmatrix, Korngröße und Brenntemperatur beeinflusst beziehungsweise vermieden werden [129]. Die in die Silikatglasmatrix eingebetteten Kristalle beeinflussen den Verschleiß am Antagonisten durch ihre höhere Härte, Form und Größe sowie ihre Verteilung in der Glasmatrix [92, 129]. Diese Faktoren können zusammen mit der Kristallart zugunsten eines verbesserten Verschleißverhaltens verändert werden [129].

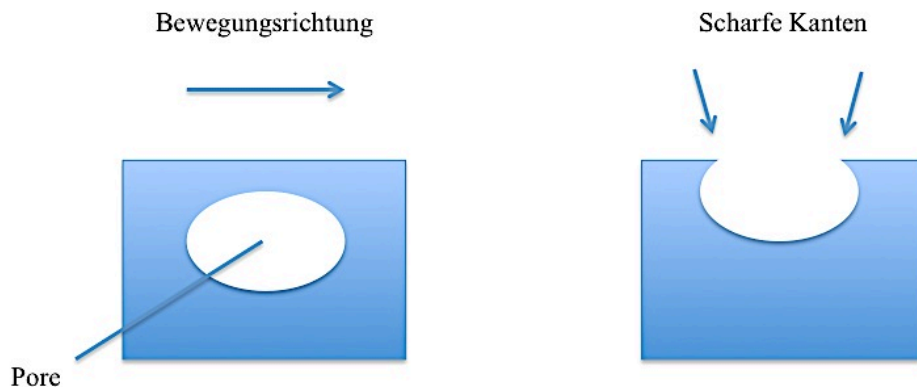


Abbildung 4: Freigelegte Poren während des fortschreitenden Verschleißprozesses und die resultierenden scharfen Kanten, welche einen erhöhten Verschleiß am Antagonisten verursachen [129]

Die Oberflächenalterung durch chemische Vorgänge hat Auswirkungen auf den Verschleiß. Die Glasphase der Keramik ist anfällig gegenüber Feuchtigkeit, da sich die Siliziumoxidbrücken zwischen den einzelnen Siliziumtetraedern unter sehr sauren oder basischen pH-Werten und Temperaturen unter 250 °C auflösen. Dabei diffundieren Wassermoleküle in die Glasmatrix und lösen Hydroxylionen aus dem dreidimensionalen Netzwerk, welche anschließend mit den positiv geladenen Natrium- oder Kaliumionen aus dem Material wandern (s. Abbildung 5) [37]. Diese Kationen wurden der Keramik für die Anpassung des thermischen Ausdehnungskoeffizienten an das Gerüstmaterial zugeführt [129]. Der pH-Wert hat einen zusätzlichen Einfluss auf die Löslichkeit der Zahnhartsubstanzen. Ein von 6,5 auf 5,5 in den sauren Bereich reduzierter pH-Wert erhöht die Löslichkeit um das 7-8 fache [108]. Eine in-vitro Untersuchung von al-Hiyasat et al. zeigte einen erhöhten Verschleiß unter sauren (pH-Wert 2,28 - 2,37) als unter neutralen Bedingungen [5].

klinische Studien möglich. Allerdings sind diese sehr zeitintensiv, kostspielig und haben den Nachteil, dass nicht alle den Verschleiß beeinflussenden Faktoren wie beispielsweise Kaumuster, Kaukraft, Parafunktionen, Habits und Ernährung ausreichend kontrolliert werden können [23, 136]. Zwar ist es möglich durch vorherige Untersuchungen wie zum Beispiel die Messung der Muskelaktivität des Masseters durch das BiteStrip Messgerät (up2dent, Pulheim-Stommeln, D) die Auswahl der Probanden einzugrenzen, allerdings sind viele der anderen Faktoren weiter nicht beeinflussbar [117, 169] und führen somit zu unterschiedlichen Ergebnissen [23, 64]. Aus diesen Gründen werden die meisten Studien in Form von in-vitro Untersuchungen mittels Verschleißsimulation durchgeführt. Die verschiedenen verfügbaren Kausimulatoren unterscheiden sich in ihren Untersuchungsmethoden (pin-on-block, pin-on-disc, Zahnbürstenabrasion) und Variablen wie Kaukraft, Spühhlösung, Antagonist und Zyklenanzahl und liefern unterschiedliche, schwer miteinander vergleichbare Ergebnisse [64, 65, 106, 119, 195]. Da nicht alle physiologischen Kauschemata und Einflüsse in der Mundhöhle simuliert werden können, ist eine Repräsentation des klinischen Verschleißes nicht möglich [64, 67, 90, 169]. Zusätzlich werden für die Verschleißsimulation meist flache Prüfkörper verwendet, weshalb auch aus diesem Grund ein Vergleich mit einer in-vivo Studie nicht möglich wird [36, 69, 77, 83, 95, 124, 139, 140, 141, 143, 150, 168]. Weitere Varianten bestehen in der Simulation eines Zweikörperverschleißes bei direktem Kontakt der Materialien (abrasives Medium ist Bestandteil eines der beiden Materialien) und eines Dreikörperverschleißes mit dem freien losen abrasiven Medium (z.B. Suspension) zwischen Prüfkörper und Antagonist [52, 65, 78, 106, 195].

2.3.4 Messmethoden für den Verschleiß

Die am weitesten verbreitete Methode für die Verschleißmessung in-vivo wird in Form von klinischen Verschleißindices durchgeführt [6, 42, 166]. Der am meisten verwendete Index wurde von Smith und Knight beschrieben, welche den Verschleiß an den okklusalen/inzisalen, bukkalen, lingualen und zervikalen Oberflächen anhand des freigelegten Dentins beurteilten [119, 166]. Die Kriterien sind in Tabelle 3 dargestellt. Bei Indices werden keine speziellen Geräte benötigt, allerdings sind die Messungen subjektiv und für signifikante Ergebnisse müssen eine Vielzahl an Messungen durchgeführt werden [176]. Von Nachteil sind die unklaren Klassifizierungen und Quantifizierungen des Zahnverschleißes und komplizierte Kriterien der Indices, welche eine Standardisierung erschweren und somit keine gleichbleibenden, vergleichbaren Ergebnisse hervorbringen [69]. Daher wurde bisher kein allgemein anerkannter Verschleißindex gefunden [16] und es werden laufend neue Indices in der Literatur beschrieben [42].

Kriterien	
0	Kein Verlust von oberflächlichen Schmelzeigenschaften erkennbar
1	Verlust von oberflächlichen Schmelzeigenschaften erkennbar
2	Bukkaler, lingualer und okklusaler Schmelzverlust mit weniger als 1/3 der Fläche freigelegtes Dentin Inzischer Schmelzverlust, minimale Dentinfreilegung
3	Bukkaler, lingualer und okklusaler Schmelzverlust mit mehr als 1/3 der Fläche freigelegtes Dentin Inzischer Schmelzverlust mit großflächiger Dentinfreilegung
4	Kompletter bukkaler, lingualer und okklusaler Schmelzverlust Freilegung der Pulpa oder von Sekundärdentin Inzischer Schmelzverlust mit Freilegung der Pulpa oder von Sekundärdentin

Tabelle 3: Verschleißindex nach Smith und Knight [166]

Als weitere, direkte Messmethode ist der intraorale Scan, wie beispielsweise bei Cerec (Sirona Dental Systems, Inc.), möglich. Diese Methode wird als sehr genau erachtet, allerdings stellt das notwendige Mattieren der Zähne mittels eines Sprays vor dem Scanvorgang eine Quelle für Ungenauigkeiten dar [28, 69]. Bei in-vitro Studien ist zusätzlich die direkte Vermessung durch Scan der Prüfkörper möglich. Für die indirekte Messung im Rahmen einer in-vivo Studie müssen Replikas angefertigt werden, wobei die Umsetzung mittels Abdrucknahme und Modellherstellung durch Gips oder Kunststoffe eine potentielle Fehlerquelle darstellt [40, 105, 110, 175]. Für die Vermessung sind unterschiedliche Verfahren wie beispielsweise der Scan über Elektronen- und Lichtmikroskop [40, 105, 175], der dreidimensionale (3D-) Scan [6, 38, 40, 134, 175] oder die Tast- bzw. Laserprofilometrie [36, 136] möglich. Der 3D-Scan stellt dabei in klinischen und Laborstudien eine angestrebte Methode dar, da dabei die Oberfläche ohne Beeinflussung komplett eingescannt werden kann und sehr genaue, quantitative Ergebnisse liefert [29, 122]. Diese Scans können mittels Kontaktprofilometrie, Weißlicht ohne Kontakt, Computerized Tomography (CT), Laser Scanner und CAD/CAM Systemen gewonnen werden [6]. Dabei wird eine spezielle Hard- und Software benötigt, welche als kostspielig gilt und somit nicht für alle Forscher zugänglich ist [28, 134]

3 Material und Methode

Im Rahmen dieser Doktorarbeit wurden zwei separate Versuche durchgeführt. Bei der ersten Untersuchung wurde der Verschleiß von vier verschiedenen Keramiken in Abhängigkeit von ihrer Oberflächenbearbeitung und der Kauzyklenanzahl betrachtet. Ergänzend befasste sich der zweite Teil mit dem Polierverhalten von Zirkoniumdioxid durch unterschiedliche auf dem Dentalmarkt erhältliche Poliersysteme.

3.1 Verschleißverhalten von Keramiken

Im Rahmen dieser Studie sollte untersucht werden, in wie weit die klinisch durchgeführte Oberflächenbearbeitung und die damit verbundene unterschiedliche Oberflächenrauigkeit vier verschiedener keramischer Materialien den Verschleiß des Materials selbst und des Steatitantagonisten beeinflusst. Hierfür erfolgte vor der Pin-on-Block Verschleißsimulation im Regensburger Kausimulator eine Oberflächenrauigkeitsmessung nach unterschiedlicher Bearbeitung. Nach der Verschleißsimulation wurden an Antagonisten und Prüfkörpern mittels 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop die Verschleißtiefe und das Verschleißvolumen des Prüfkörpers sowie die relative Verschleißfläche des Antagonisten gemessen und in Bezug zu den, für die Ermittlung von Referenzwerten ausgewählten Materialien - Steatit und humaner Zahnschmelz - mittels One-way ANOVA und post-hoc Bonferroni ausgewertet.

3.1.1 Materialauswahl und Versuchsdesign

Bei den untersuchten Materialien handelte es sich um die Zirkoniumdioxidkeramiken Cercon HT, Cercon base (beide DeguDent, Hanau, D), die Lithium-Disilikat-Glaskeramik IPS e.max press (Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) und die Schmelzmasse der Verblendkeramik Cercon ceram love (DeguDent, Hanau, D). Zusammensetzung und mechanische Kennwerte der verwendeten Materialien können aus der Tabelle 23 im Anhang (9.1) entnommen werden.

Getestet wurden für jedes der vier Materialien 9 Serien mit jeweils 8 Prüfkörpern, wobei sich die Serien durch den Bearbeitungszustand der Oberfläche und die Anzahl der durchgeführten Kauzyklen im Kausimulator unterschieden. Um die Relevanz der Untersuchung für den klinischen Alltag hervorzuheben, wurde die Oberflächenbearbeitung an ein allgemein gängiges Vorgehen in der Praxis angelehnt. Die Oberfläche von Keramikrestorationen wird im zahntechnischen Labor abschließend einem Glanzbrand unterzogen. Bei der Eingliederung am Patienten kann es durch eventuell notwendige Anpassungen von Approximalkontakt oder Okklusion zum Beschleifen der Restauration mit einem diamantierten rotierenden Instrument unter Wasserkühlung kommen. Abschließend erfolgt die Politur mit einem Poliersystem. In jedem dieser drei Bearbeitungszustände (Glaser, Beschleifen, Politur) wurde die Oberflächenrauigkeit gemessen und die Prüfkörper einer Pin-on-Block

Verschleißsimulation mit jeweils unterschiedlicher Kauzyklenanzahl (40000 – 80000 - 120000) im Kausimulator unterzogen. Als Antagonist kamen Steatitkugeln (CeramTec, Plochingen, D) mit dem Durchmesser 3 mm zum Einsatz.

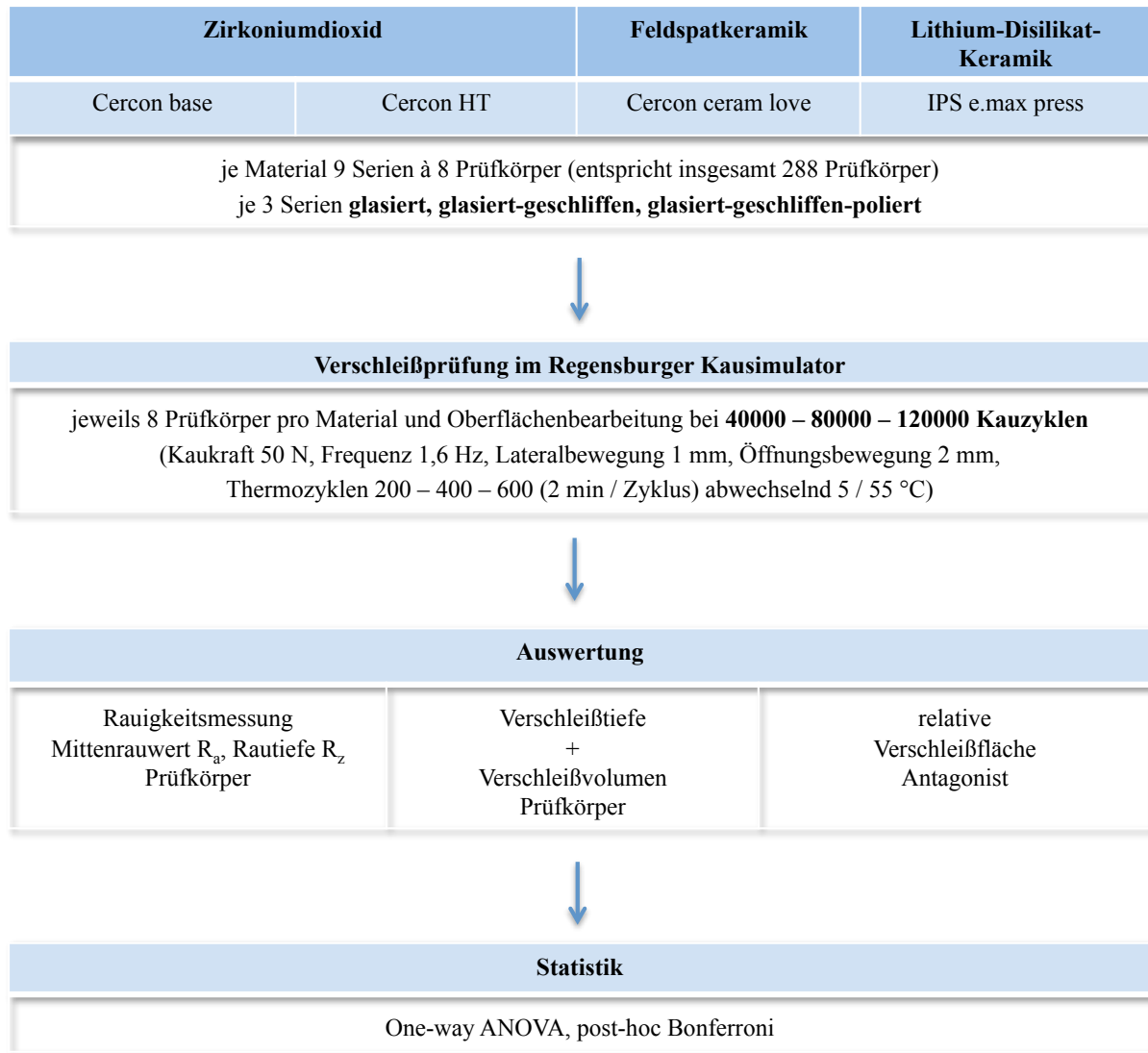


Abbildung 6: Versuchsdesign

3.1.2 Versuchsdurchführung

3.1.2.1 Probenherstellung

Die quadratischen Prüfkörper wurden nach materialspezifischer Verarbeitung mit einer Seitenlänge von 5 mm und einer Materialstärke von 2 mm hergestellt. Die Verblendkeramik Cercon ceram love wurde auf Plättchen aus Cercon HT aufgebrannt, um eine ausreichende Stabilität für die Verschleißsimulation zu gewährleisten. Bei allen Prüfkörpern wurde die Oberfläche mittels der dem Material zugehörigen Glasurmasse (s. Tabelle 23 unter 9.1) einem Glanzbrand unterzogen. Es folgte das Schleifen von zwei Drittel der Prüfkörper (6 Serien mit je 8 Prüfkörpern) jedes Materials mit einer Diamantwalze (837LF 014, ISO 806 314 FG, Meisinger, D) unter Zeit- und Druckkontrolle (10 Sekunden mit Wasserkühlung, 1 N) mit der Umdrehungszahl 160000 U/min. Der Anpressdruck wurde durch Befestigung der Prüfkörper auf einer Briefwaage überprüft. Die anschließende Politur der Hälfte (3 Serien mit je 8 Prüfkörpern) der beschliffenen Prüfkörper mit dem intraoralem Poliersystem NTI Cera Glaze (NTI-Kahla GmbH, P335, P3035, P30035) erfolgte wiederum unter Zeit und Druckkontrolle (3 N, 30 Sekunden ohne Wasserkühlung) mit der für jeden Polierschritt vom Hersteller vorgegebenen Umdrehungszahl (Schritt 1: 15000 U/min, Schritt 2: 10000 U/min, Schritt 3: 5000 U/min). Resultierend waren jeweils ein Drittel (3 Serien mit je 8 Prüfkörpern) der Prüfkörper

- glasiert
- glasiert und beschliffen
- glasiert, beschliffen und poliert.

Als Referenzserien wurden 24 plane Steatitoberflächen (Seitenlänge 5 mm, Stärke 2 mm) mit einem Schleifpapier der Körnung 4000 vorbehandelt und 24 Schmelzplättchen ohne Oberflächenbearbeitung vorbereitet. Dafür wurden möglichst glatte Flächen von extrahierten Zähnen (Labialflächen von humanen Frontzähnen) verwendet, welche seit der Extraktion in 0,5 %iger Chloraminlösung gelagert waren. Für den späteren Einbau in den Kausimulator erfolgte mit Luxatemp (REF 110403, DMG, Hamburg, D) die Befestigung der Prüfkörper auf entsprechenden Probestellern (RHP 140 01, Baltic Präparation, Koppelheck, D) und der Steatitkugeln als Antagonisten auf Zylinderschrauben (DIN 912, ISO 4762, Würth, D).

3.1.2.2 Verschleißsimulation im Regensburger Kausimulator

Für jede Serie wurden 8 Probekörper mit ihren Antagonisten in den Regensburger Kausimulator montiert. Die Lateralbewegung wurde auf 1 mm und der Abhebeweg des Antagonisten auf 2 mm eingestellt, die Kaukraft auf 50 N und die Kaufrequenz auf 1,6 Hz. Lediglich die Kauzyklenanzahl von 40000, 80000 und 120000 variierte zwischen den Serien. Um einen Zweikörperverschleiß zu gewährleisten, wurden die Kammern mit den darin befestigten Probekörpern zyklisch mit Wasser gefüllt und wieder geleert, um abgetragene Partikel zu entfernen. Die Thermozyklenzahl wurde wiederum der Kauzyklenzahl angepasst (200 – 400 – 800) und die Spühdauer des Wassers auf 2 min

pro Zyklus festgelegt. Um die Bedingungen in der Mundhöhle zu simulieren, wechselte die Wassertemperatur zwischen 5 °C und 55 °C.



Abbildung 7: Regensburger Kausimulator

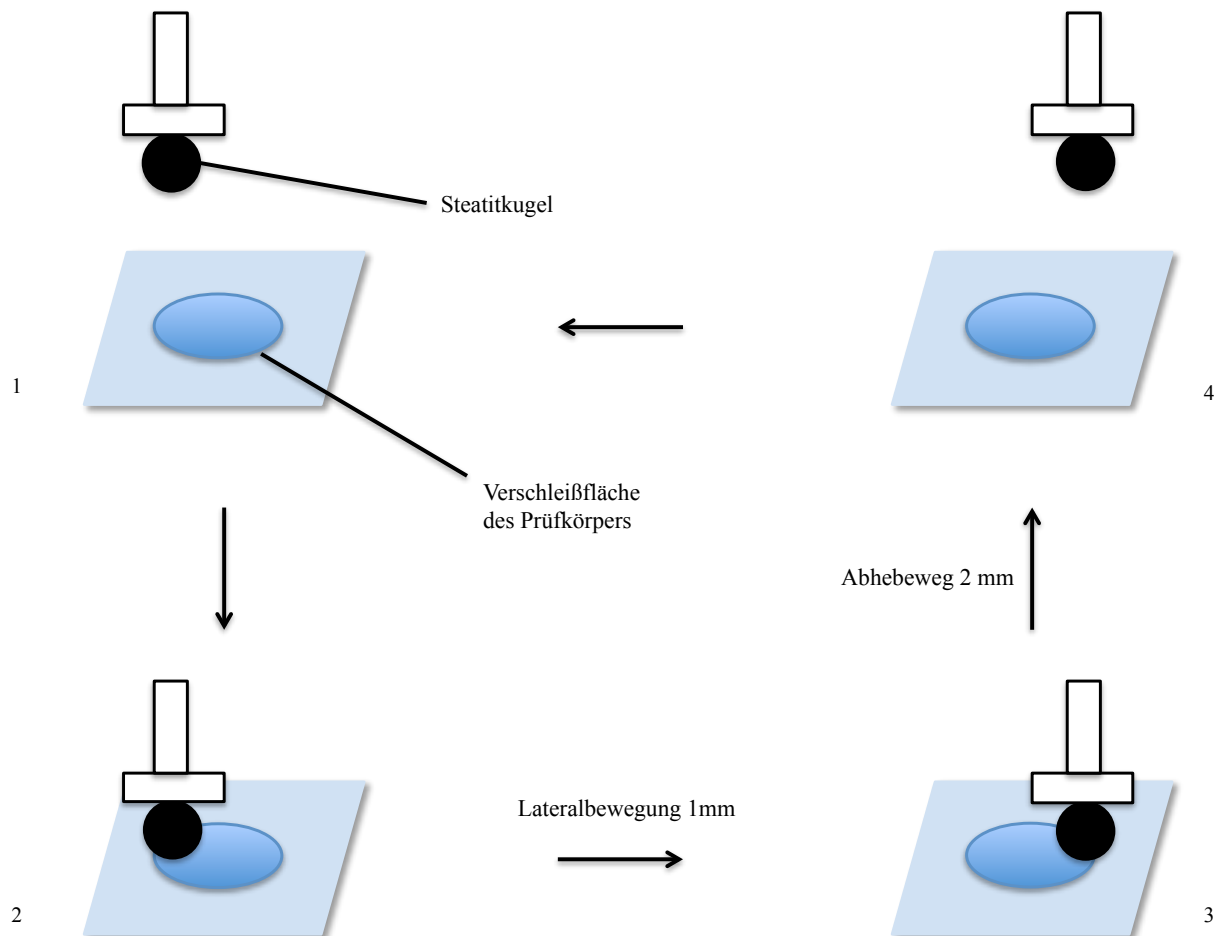


Abbildung 8: Schematische Darstellung des Bewegungsablaufs der Verschleißsimulation

3.1.3 Auswertung

3.1.3.1 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop

Die Auswertung der Probekörper und Antagonisten erfolgte mittels 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop (VK-X100 Series, Keyence Corporation) und der zugehörigen Software (VK Viewer, Version 2.2.0.0 und VK Analyzer, Version 3.3.0.0, jeweils Keyence Corporation). Dabei wurden folgende Werte ausgewertet:

- Mittenrauwert R_a und Rautiefe R_z des Prüfkörpers
- Verschleißtiefe und Verschleißvolumen des Prüfkörpers
- relative Verschleißfläche des Steatitantagonisten

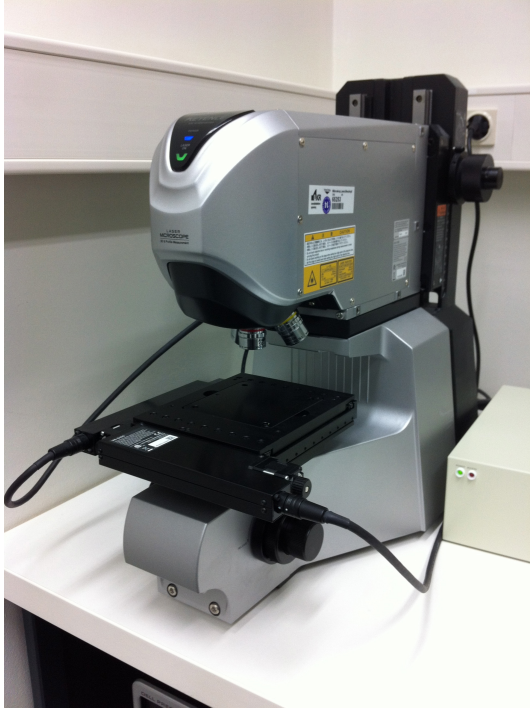


Abbildung 9: VK-X-100, Keyence Corporations

3.1.3.2 Auswertung der Prüfkörper

Für die Herstellung standardisierter Bedingungen wurde nach dem dreidimensionalen Scan der Prüfkörper eine Neigungskorrektur der Aufnahmen durchgeführt.

Die Messung der Verschleißhöhe [μm] und des Verschleißvolumen [μm^3] erfolgte durch Festlegung der ursprünglichen Höhe der Oberfläche des Prüfkörpers und der Markierung der Grenzen der Verschleißfläche (s. Abbildung 11 und 12).

Die Messung der Oberflächenrauigkeit wurde als Linienrauigkeit senkrecht zur Schleif- und Polierrichtung durchgeführt, was der Richtung der Lateralbewegung bei der Verschleißsimulation entspricht (s. Abbildung 10). Die gemessene Linienlänge betrug einheitlich $1000 \mu\text{m}$, wobei die Grenzwellenlängen λ_s und λ_c auf $0,8 \mu\text{m}$ und $0,08 \text{ mm}$ festgelegt wurden.

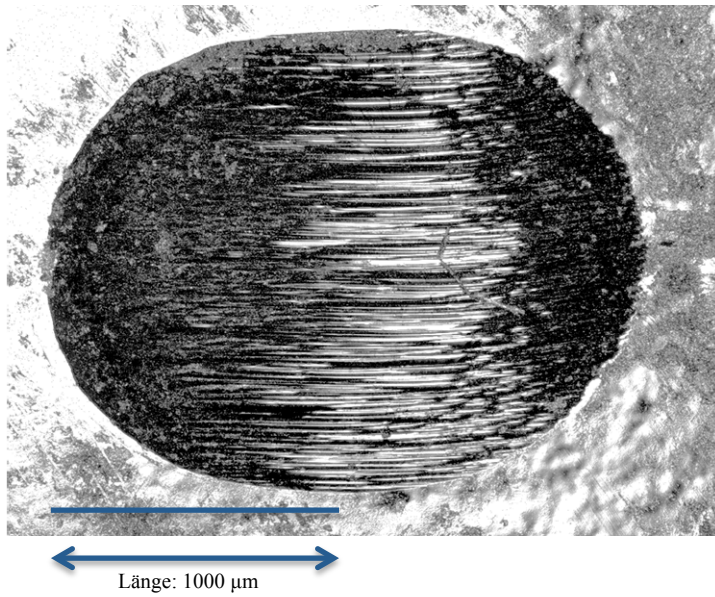


Abbildung 10: eingescannter Prüfkörper mit eingezeichneter Linie für die Rauigkeitsmessung

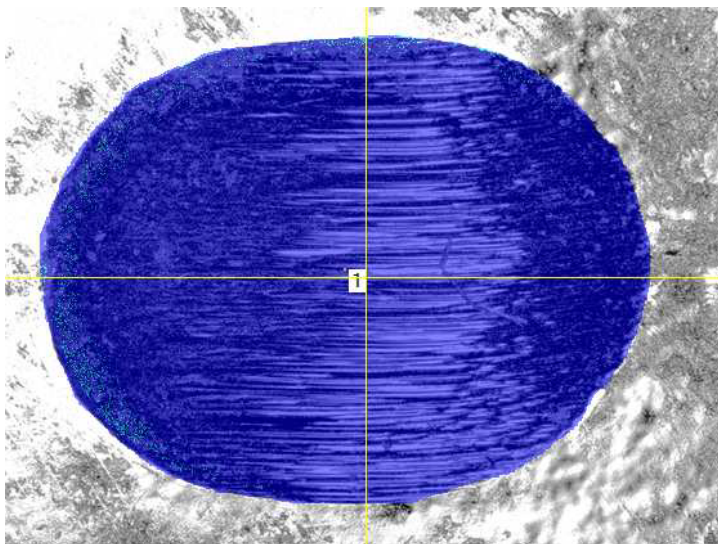


Abbildung 11: eingescannter Prüfkörper mit markierter Verschleißfläche



Abbildung 12: schematische Darstellung der Verschleißtiefe des Prüfkörpers

3.1.3.3 Auswertung der Steatitantagonisten

Vor der Auswertung der Antagonisten wurde, wie bei den Prüfkörpern, nach dem Scan eine Neigungskorrektur durchgeführt.

Zur Analyse der Verschleißfläche des Antagonisten wurde neben den Steatitkugeln aus der Verschleißsimulation auch eine Kugel im Ursprungszustand eingescannt. Durch Überlagerung der beiden dreidimensionalen Aufnahmen konnte ein Bild des abradierten Körpers konstruiert werden, welches die Ermittlung der relativen Verschleißfläche (%) ermöglichte. Dabei stellt die relative Verschleißfläche das Verhältnis der absoluten Verschleißfläche zur Kugelquerschnittsfläche dar.

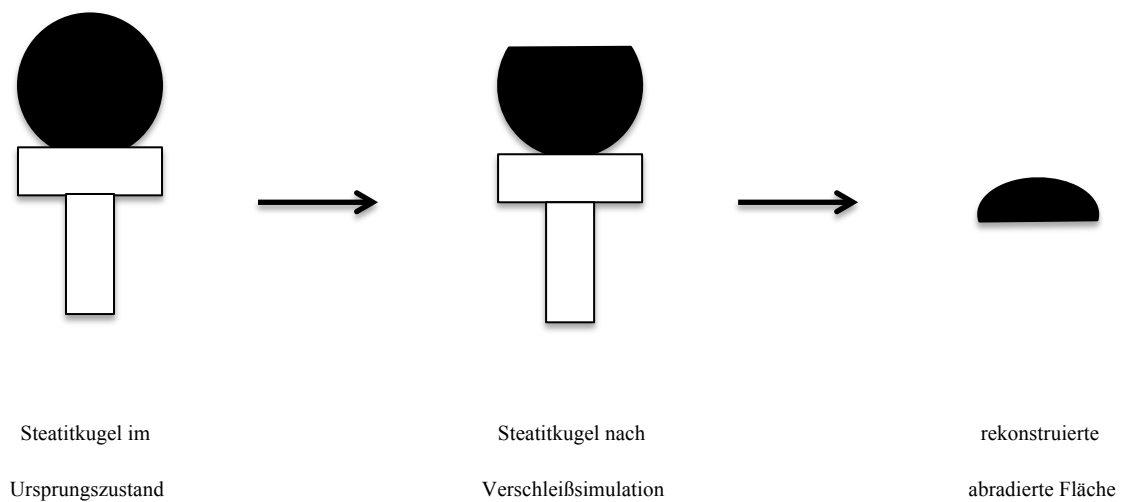


Abbildung 13: Schematische Darstellung der Vermessung des Antagonisten

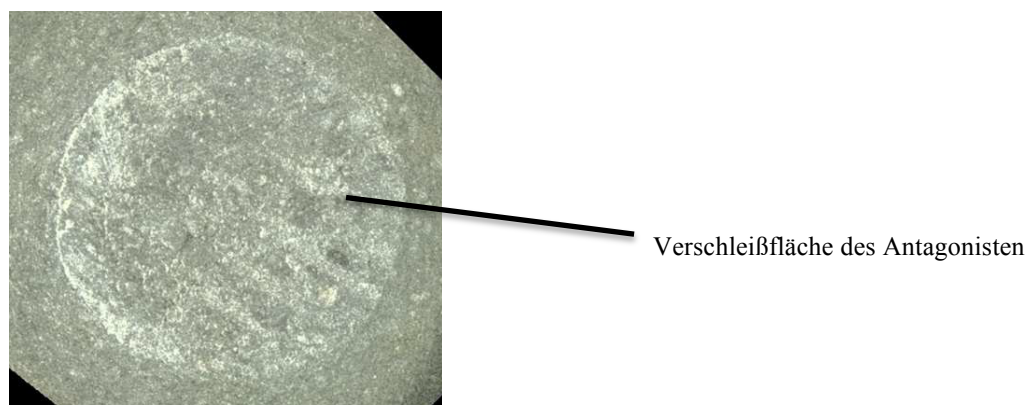


Abbildung 14: Verschleißfläche des eingescannten Antagonisten

3.1.3.4 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung und graphische Darstellung erfolgte mit dem Programm SPSS 22.0 mit Ermittlung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Mittels einer einfaktoriellen ANOVA (One-way ANOVA/analysis of variance) wurden die Testgruppen untereinander verglichen. Die Signifikanz der Unterschiede der einzelnen Testgruppen wurde mittels der post-hoc Analyse nach Bonferroni ermittelt. Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % ($\alpha = 0,05$) festgesetzt.

3.2 Polierverhalten von Zirkoniumdioxid

In diesem Versuchsteil wurde ergänzend zur bereits dargestellten Studie die Wirksamkeit von intraoralen und labortechnischen Poliersystemen untersucht. Besonderes Interesse galt der Gegenüberstellung von zwei- und dreistufigen Poliersets und der Veränderung der Oberflächenrauigkeit nach den einzelnen Poliervorgängen.

3.2.1 Materialauswahl und Versuchsdesign

Als Material für die zu polierenden Probekörper wurde Cercon HT (DeguDent, Hanau, D) ausgewählt. Tabelle 4 zeigt die 14 verwendeten Poliersysteme sowie die Verarbeitungshinweise der Hersteller.

Poliersystem	empfohlene Umdrehungszahl	Wasserkühlung
intraorale Dreischrittssysteme		
CeraGlaze (NTI, Kahla, D)	1. Schritt: 15000 U/min 2. Schritt: 10000 U/min 3. Schritt: 8000 U/min	-
Zenostar (Wieland, Pforzheim, D)	7000 – 12000 U/min	-
OptraFine (Ivoclar Vivadent, Schaan, FL)	1. Schritt: 15000 U/min 2. Schritt: 15000 U/min 3. Schritt: 7000 – 10000 U/min mit Polierpaste	ja (ausgenommen 3. Schritt)
Komet Ceramic kit (Brasseler, Lemgo, D)	5000 – 6000 U/min	ja
intraorale Zweischrittssysteme		
Komet Zirconia kit (Brasseler, Lemgo, D)	6000 – 15000 U/min	ja
Zir-Cut set (Axis, Coppell, Texas, USA)	7000 U/min	-
Diacera (EVE, Pforzheim, D)	7000 – 12000 U/min	ja
CeraMaster/CeraMaster Coarse (Shofu, Ratingen, D)	10000 – 15000 U/min	-
Zircovis (Kenda, Vaduz, FL)	1. Schritt: 10000 U/min 2. Schritt: 7500 U/min	ja
All Ceramic (Kenda, Vaduz, FL)	1. Schritt: 10000 U/min 2. Schritt: 7500 U/min	ja
labortechnische Dreischrittssysteme		
Zirkonumoxidpolierer (Zirkonzahn, Gais, I)	7000 – 10000 U/min	
Diaceram (Diaswiss, Nyon, CH)	6000 U/min	
labortechnische Zweischrittssysteme		
Zirkonumoxidpolierer (Meisinger, Neuss, D)	6000 – 12000 U/min	
Dia Blue O-Cera (Topdent, Kentzler-Kaschner, Ellwangen/Jagst, D)	7000 – 12000 U/min	

Tabelle 4: Überblick der verwendeten Poliersysteme

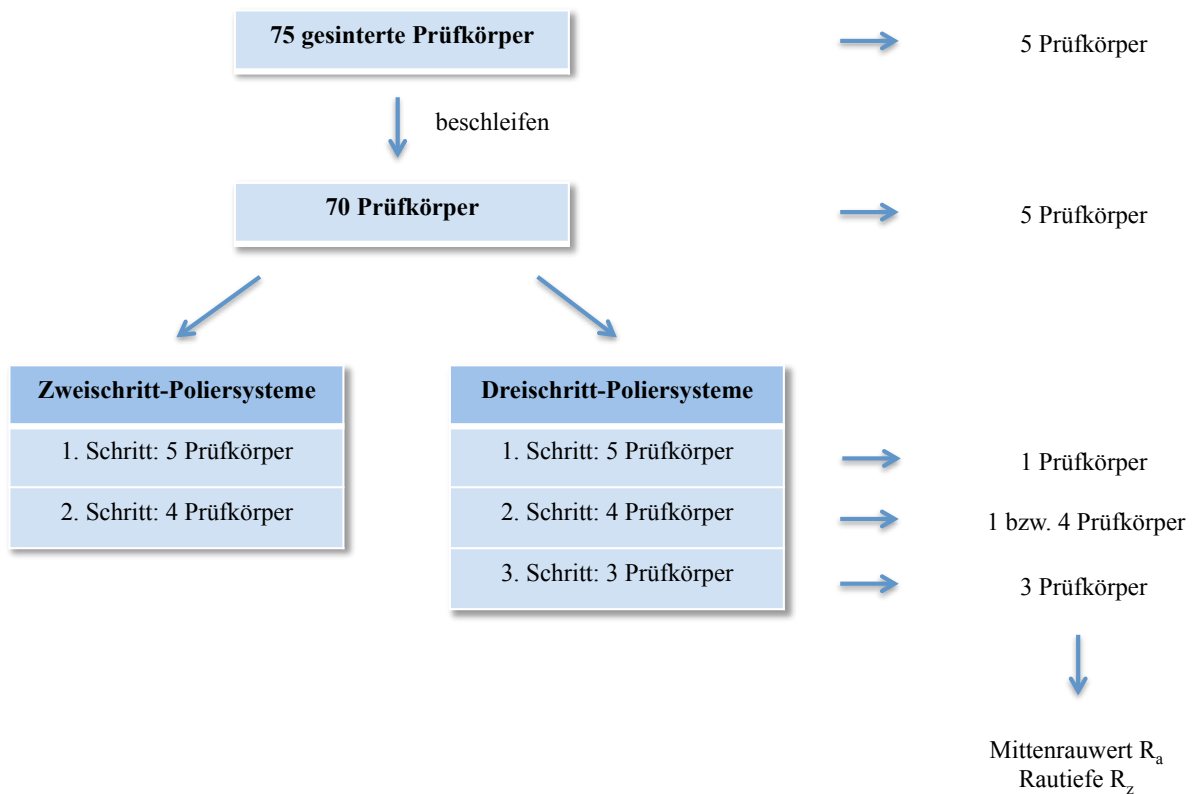


Abbildung 15: Versuchsdesign

3.2.2 Versuchsdurchführung

Es wurden insgesamt 75 quadratische Prüfkörper aus dem Zirkoniumdioxid Cercon HT (DeguDent, Hanau, D) mit der Seitenlänge 5 mm und einer Dicke von 1,5 mm hergestellt und nach Herstellerangaben bei 1500 °C gesintert (Cercon heat, DeguDent, Dentsply, USA). Anschließend wurden 70 Prüfkörper mit einer Diamantwalze (837LF 014, ISO 806 314 FG, Meisinger) unter Zeit- (10 Sekunden) und Druckkontrolle (1 N) mit Wasserkühlung beschliffen. Die übrigen 5 gesinterten Prüfkörper wurden als Referenzserie in ihrem Zustand belassen. Mithilfe des Perthometers S6P (Feinprüf Perthen, Göttingen, D) erfolgten jeweils 5 Messungen des Mittenrauwerths R_a und der Rautiefe R_z je Prüfkörper senkrecht zur Schleifrichtung.

Mit jedem der 14 Poliersysteme wurden pro Serie 5 Probekörper bearbeitet, wobei neben einer Zeit- (30 Sekunden) und Druckkontrolle (2 N) auch die in Tabelle 4 aufgeführten spezifische Herstellerangaben bezüglich Umdrehungszahl und Wasserkühlung berücksichtigt wurden. Die Polierrichtung entsprach dabei der Schleifrichtung. Bei Poliersystemen mit Bedarf an Wasserkühlung kam ein blaues Winkelstück (1:1, KaVo, D), ohne Wasserkühlung ein Laborhandstück (KaVo, D) zur Anwendung. Nach jedem Polierschritt erfolgte wiederum eine Messung der Oberflächenrauigkeit senkrecht zur Schleif- beziehungsweise Polierrichtung. Die Anzahl der zu polierenden Plättchen wurde von Schritt zu Schritt jeweils um Eins reduziert.

3.2.3 Auswertung

3.2.3.1 Oberflächenrauigkeit

Die Messung der Oberflächenrauigkeit wurde mit dem Perthometer SP6 (Feinprüf Perthen, Göttingen, D) senkrecht zur Schleif- und Polierrichtung vorgenommen. Das dabei verwendete Tastschnittverfahren "ist eine messtechnische Methode zur zweidimensionalen Erfassung einer Oberfläche, bei der ein Tastsystem (Diamantspitze mit dem Radius $2\ \mu\text{m}$) mit konstanter Geschwindigkeit horizontal $1,75\ \mu\text{m}$ über die Oberfläche bewegt wird" [43]. Gemessen wurden dabei der Mittenrauwert R_a und die Rautiefe R_z , wobei der Mittenrauwert den arithmetischen Mittelwert der Beträge aller Profilwerte des Rauigkeitsprofils und die Rautiefe den Mittelwert aus den Einzelrautiefen aufeinanderfolgender Einzelmessstrecken darstellt.

Es wurden je Prüfkörper 5 Messungen des Mittenrauwertes R_a und der Rautiefe R_z durchgeführt. Nach jedem Polierschritt wurden wiederum 5 Messungen pro Prüfkörper durchgeführt, wobei die Anzahl der polierten Plättchen von Schritt zu Schritt um jeweils Eins reduziert wurde.



Abbildung 16: Perthometer S6P, Feinprüf Perthen, Göttingen, D

3.2.3.2 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung und graphische Darstellung erfolge analog der Untersuchung des Verschleißverhaltens mit dem Programm SPSS 22.0 (s. 3.1.3.4).

3.2.3.3 Rasterelektronenmikroskop

Für eine Analyse der Oberflächenqualität wurde nach jedem Polierschritt eine Aufnahme mit 80-facher, 1000-fachen und 3000-facher Vergrößerung und einer Spannung von 10 kV mit dem Rasterelektronenmikroskop Quanta FEG-400 (FEI Company, Eindhoven, NL) angefertigt.

4 Ergebnisse

4.1 Verschleißverhalten von Keramiken

4.1.1 Oberflächenrauigkeit

Die Messung des Mittenrauwertes und der Rautiefe wurde unabhängig von der Zyklanzahl außerhalb der Verschleißspur senkrecht zur Schleif- und Polierichtung durchgeführt. Die angegebenen Messwerte sind Mittelwerte. Die Standardabweichungen können aus den zugehörigen Tabellen im Anhang entnommen werden.

4.1.1.1 Mittenrauwert R_a der Prüfkörper

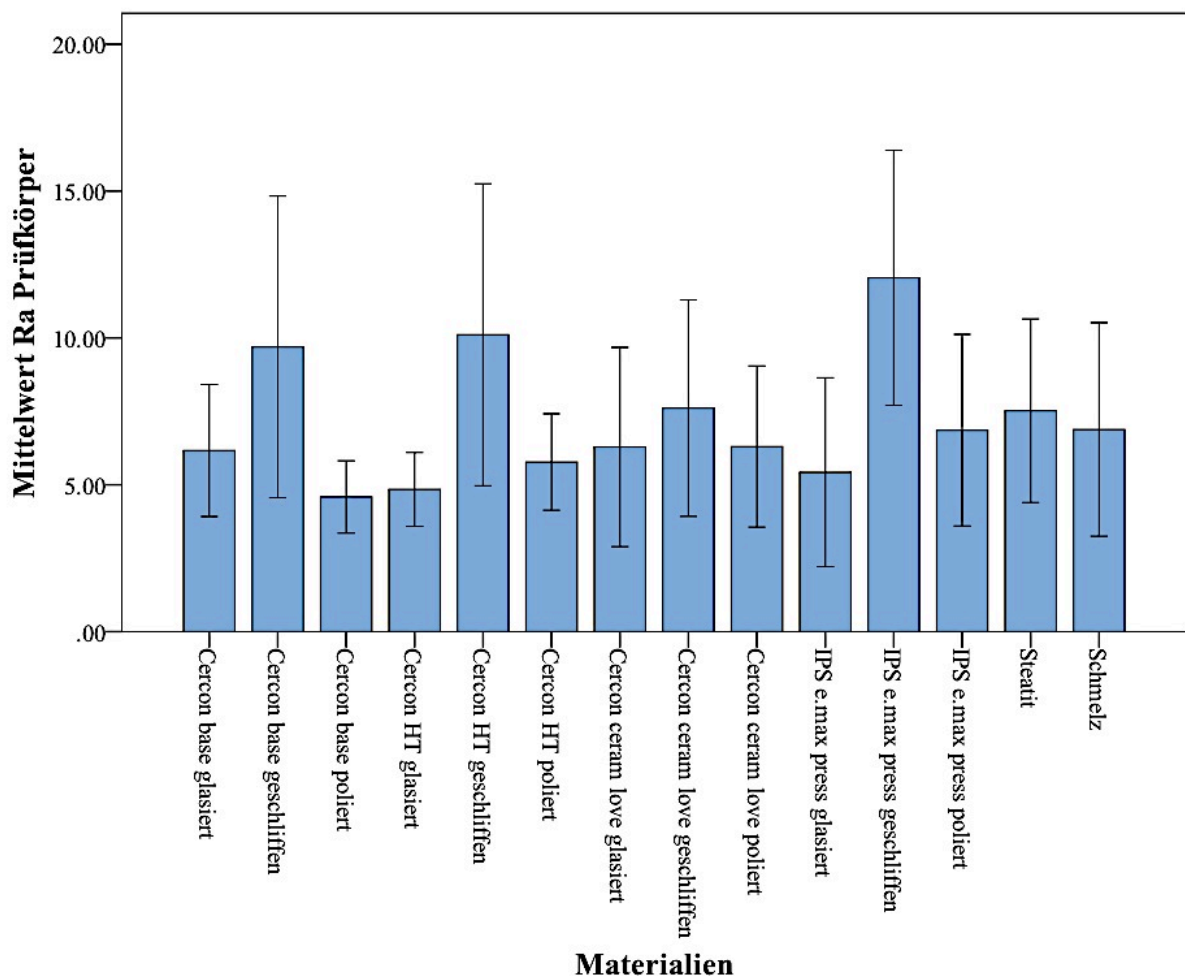


Abbildung 17: Mittenrauwert R_a der Prüfkörper (Mittelwerte und Standardabweichungen), Einheit [μm]

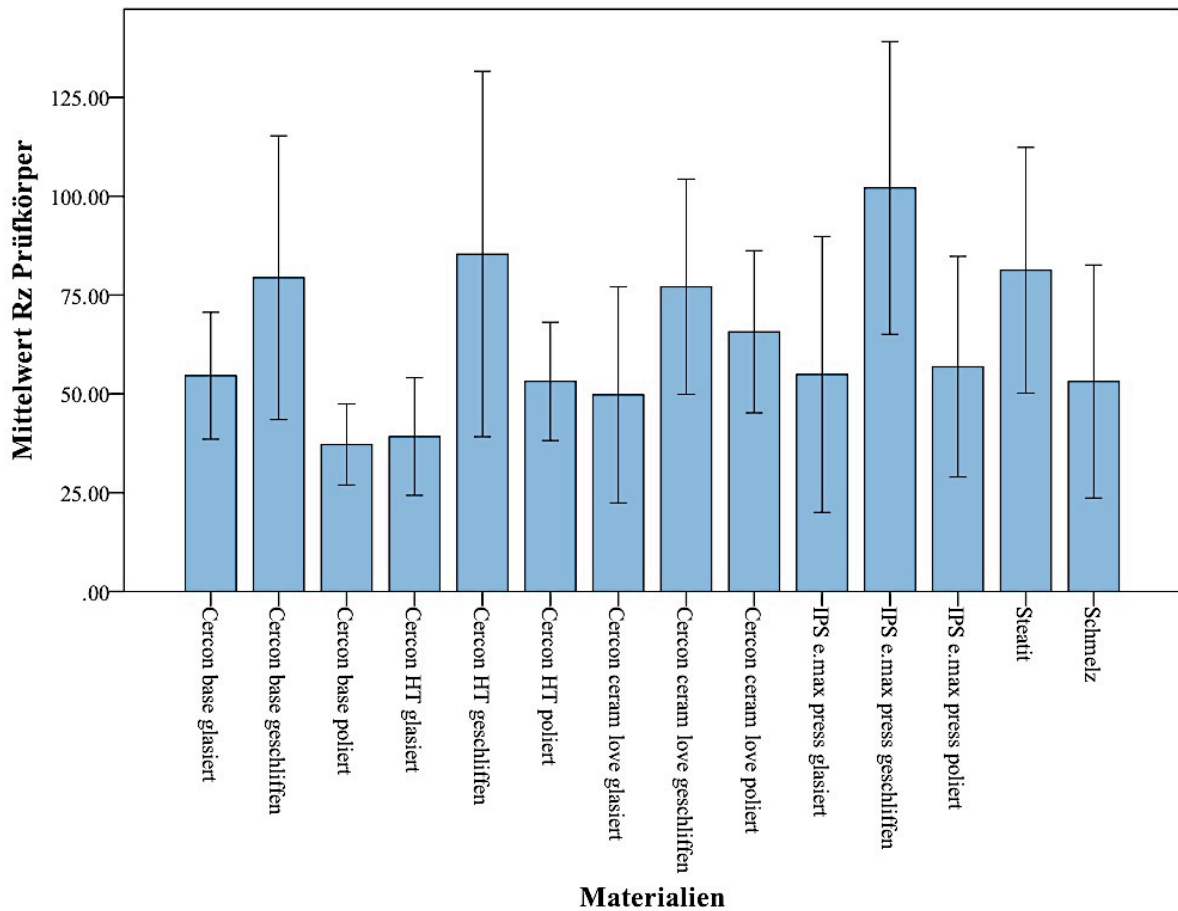
Die Mittenrauwerte lagen mittelwertig zwischen 4,59 μm für poliertes Cercon base und 12,05 μm für beschliffenes IPS e.max press.

Das Diagramm zeigt nur geringe Differenzen zwischen den glasierten und polierten Oberflächen, welche sich auch in der Statistik als nicht signifikant erwiesen ($p = 1,000$). Die Werte der polierten Prüfkörper lag zwischen 4,59 μm (Cercon base) und 6,86 μm (IPS e.max press), die glasierten zwischen 4,84 μm (Cercon HT) und 6,29 μm (Cercon ceram love).

Die Werte für R_a im beschliffenen Zustand waren am höchsten und ungefähr doppelt so groß wie der Mittenrauwert der polierten Oberfläche, ausgenommen Cercon ceram love, bei dem auch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Bearbeitungszuständen feststellbar waren ($p = 1,000$). Im post-hoc Bonferroni-Test zeigten die beschliffenen Prüfkörper von Cercon HT und IPS e.max press signifikante Unterschiede zu ihren polierten (Cercon HT: $p = 0,000$, IPS e.max press: $p = 0,001$) und ihren glasierten ($p = 0,000$) Prüfkörpern. Bei Cercon base war nur der Unterschied des Mittenrauwertes zwischen dem geschliffenen und polierten Zustand signifikant ($p = 0,000$), allerdings zeigte der Unterschied zur Glasur keine Signifikanz ($p = 0,094$).

Im post-hoc Bonferroni-Test zeigten die beschliffenen Prüfkörper signifikante Unterschiede zu polierten ($p \leq 0,019$) und glasierten ($p \leq 0,02$) Prüfkörpern. Unter den beschliffenen Prüfkörpern war der hohe Wert von IPS e.max press (12,05 μm) signifikant zu Cercon ceram love (7,61 μm) ($p = 0,002$).

Für die Kontrollgruppen Steatit (7,52 μm) und Schmelz (6,88 μm) ergab sich nur eine Signifikanz zu beschliffenem IPS e.max press ($p \leq 0,001$)

4.1.1.2 Rautiefe R_z der PrüfkörperAbbildung 18: Rautiefe R_z der Prüfkörper (Mittelwerte und Standardabweichungen), Einheit [μm]

Der Vergleich der Diagramme von Mittenrauwert R_a und Rautiefe R_z zeigt erkennbare Parallelen.

Die gemessenen Mittelwerte für die Rautiefe waren wie bei R_a am niedrigsten für poliertes Cercon base (37,19 μm) und am höchsten für beschliffenes IPS e.max press (102,10 μm).

Die Werte für polierte Prüfkörper lagen zwischen 37,19 μm (Cercon base) und 65,71 μm (Cercon ceram love), die für die glasierten Prüfkörper betragen zwischen 39,19 μm (Cercon HT) und 54,92 μm (IPS e.max press), woraus sich wie bei dem Mittenrauwert keine Signifikanz ergab ($p \leq 1,000$). Die beschliffenen Oberflächen von Cercon HT und IPS e.max press zeigten einen signifikanten Unterschied zur Glasur ($p = 0,000$) und zur Politur ($p \leq 0,001$), für beschliffenes Cercon base ergab sich nur eine Signifikanz zwischen Beschleifen und Politur ($p = 0,000$), wohingegen Cercon ceram love wie beim Mittenrauwert R_a keine signifikanten Unterschiede zwischen den Rautiefen der einzelnen Oberflächenbearbeitungen zeigte ($p \leq 1,000$). Vor allem das Beschleifen der Lithiumdisilikatkeramik erzeugte signifikant höhere Werte im Vergleich zu den anderen drei Keramiken im polierten oder glasierten Zustand ($p \leq 0,014$).

Bei den Kontrollgruppen zeigte sich ein signifikant geringerer Wert von Schmelz im Vergleich zu beschliffenem Cercon HT und IPS e.max press ($p \leq 0,016$) sowie ein signifikant erhöhter Wert von Steatit verglichen mit poliertem Cercon base ($p = 0,000$) und glasierten Cercon HT ($p = 0,000$).

4.1.2 Verschleiß

4.1.2.1 Verschleißtiefe der Prüfkörper

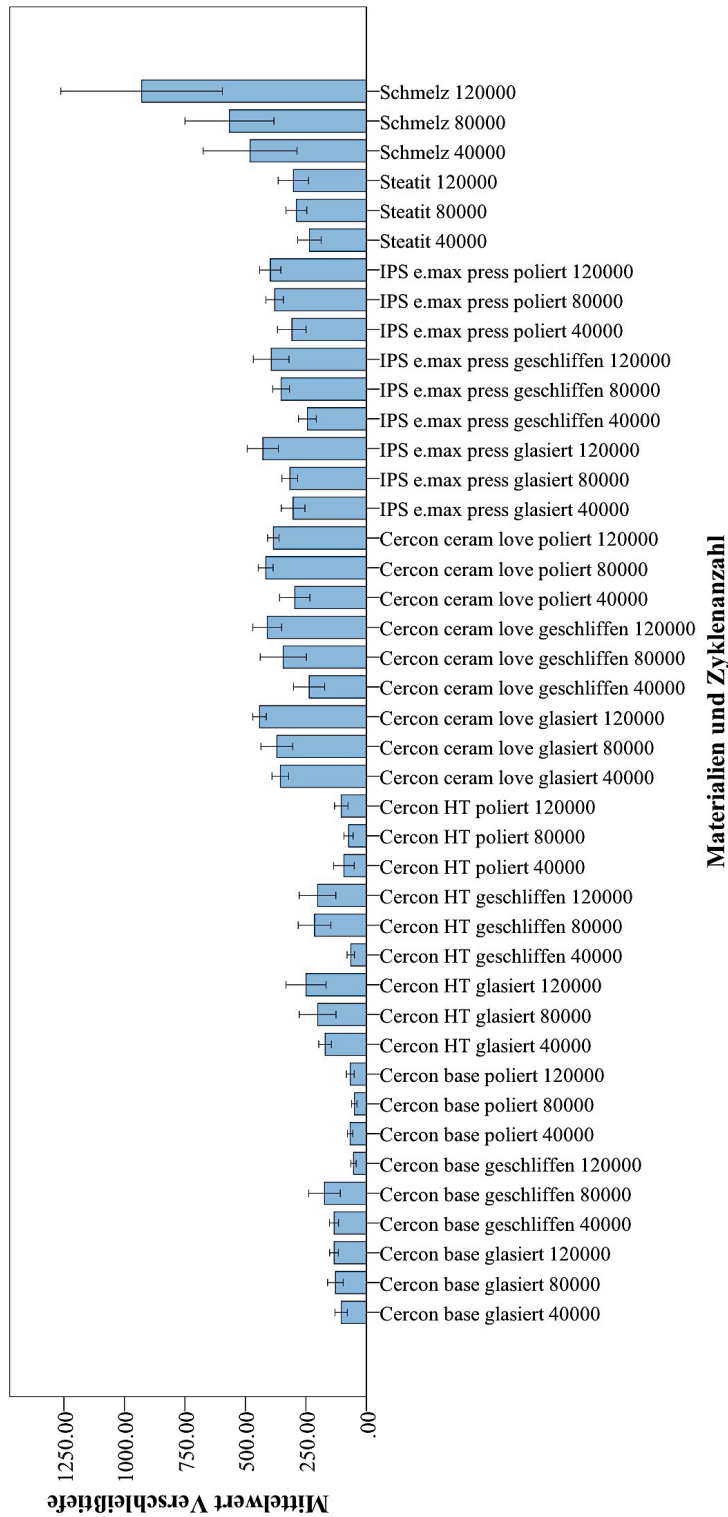


Abbildung 19: Verschleißtiefe der Prüfkörper (Mittelwerte und Standardabweichungen), Einheit [µm]

Das Diagramm zeigt deutlich geringere Verschleißtiefen der Zirkoniumdioxidkeramiken im Vergleich zur Feldspat- und Lithiumdisilikatkeramik. Die Mittelwerte der Verschleißtiefe der Keramiken lagen zwischen 49,97 μm (Cercon base poliert 80000 Zyklen) und 441,63 μm (Cercon ceram love glasiert, 120000 Zyklen). Die höchsten Werte wurden für Schmelz als Kontrollgruppe nach 120000 Zyklen gemessen. Auffällig ist bei der Feldspatkeramik und der Lithiumdisilikatkeramik ein sukzessiver, jedoch nicht signifikanter ($p \leq 1,000$) Anstieg des Verschleißes mit steigender Zyklenanzahl, was bei den Zirkoniumdioxidkeramiken nicht zu beobachten war.

Für Cercon HT, Cercon ceram love und IPS e.max press lagen die höchsten Ergebnisse bei den glasierten Prüfkörpern nach 120000 Kauzyklen, die geringsten bei geschliffenen Prüfkörpern nach 40000 Zyklen.

Cercon base hatte Verschleißtiefen von 49,97 μm (poliert 80000 Zyklen) bis zu 173,28 μm (geschliffen 80000 Zyklen). Ausgenommen von geschliffenem Cercon base nach 80000 Zyklen bestand unabhängig der Zyklenanzahl und Oberflächenbearbeitung von Cercon base immer eine Signifikanz zu glasiertem Cercon ceram love ($p \leq 0,045$) und poliertem IPS e.max press ($p \leq 0,038$). Zu beachten ist der Abfall der Verschleißtiefe von Cercon base im beschliffenen Zustand von 173,28 μm auf 53,50 μm zwischen 80000 und 120000 Zyklen obwohl dieser Unterschied nicht signifikant war ($p = 1,000$).

Die Verschleißtiefen von Cercon HT lagen zwischen 64,61 μm und 249,57 μm . Wie bei Cercon base lagen signifikante Unterschiede vor allem von poliertem Cercon HT ($p \leq 0,006$) und geschliffenem Cercon HT nach 40000 Zyklen ($p \leq 0,045$) zu Cercon ceram love und IPS e.max press vor. Zwischen den Zirkoniumdioxidkeramiken zeigten sich Signifikanzen zwischen glasiertem Cercon HT und beschliffenem Cercon base nach 120000 Zyklen ($p = 0,008$) sowie poliertem Cercon base ($p \leq 0,032$).

Die Verschleißtiefen für die Feldspatkeramik Cercon ceram love zeigten Werte zwischen 237,02 μm und 441,63 μm . Wie bei den Zirkoniumdioxiden bereits erwähnt, waren vor allem signifikante Unterschiede zu Cercon HT und Cercon base zu erkennen ($p \leq 0,046$).

IPS e.max press besaß Verschleißwerte zwischen 243,94 μm und 428,31 μm . Bei Betrachtung der Signifikanzen ergab sich ein vergleichbares Bild zu Cercon ceram love.

Beim Vergleich der Zirkoniumdioxide mit Cercon ceram love und IPS e.max press war erkennbar, dass vor allem die polierten und glasierten Zirkoniumdioxide einen signifikant ($p \leq 0,049$) niedrigeren Wert erzielten.

Bei den Referenzserien war die hohe Verschleißtiefe von Schmelz auffällig, wobei der Wert von 80000 auf 120000 Zyklen signifikant anstieg ($p = 0,000$). Beim Vergleich von Schmelz und Steatit zeigten sich signifikant höhere Werte für Schmelz bei jeder Zyklenanzahl ($p \leq 0,007$), wohingegen die Zunahme des Verschleißes bei Steatit keine Signifikanz zeigte ($p = 1,000$).

4.1.2.2 Verschleißvolumen der Prüfkörper

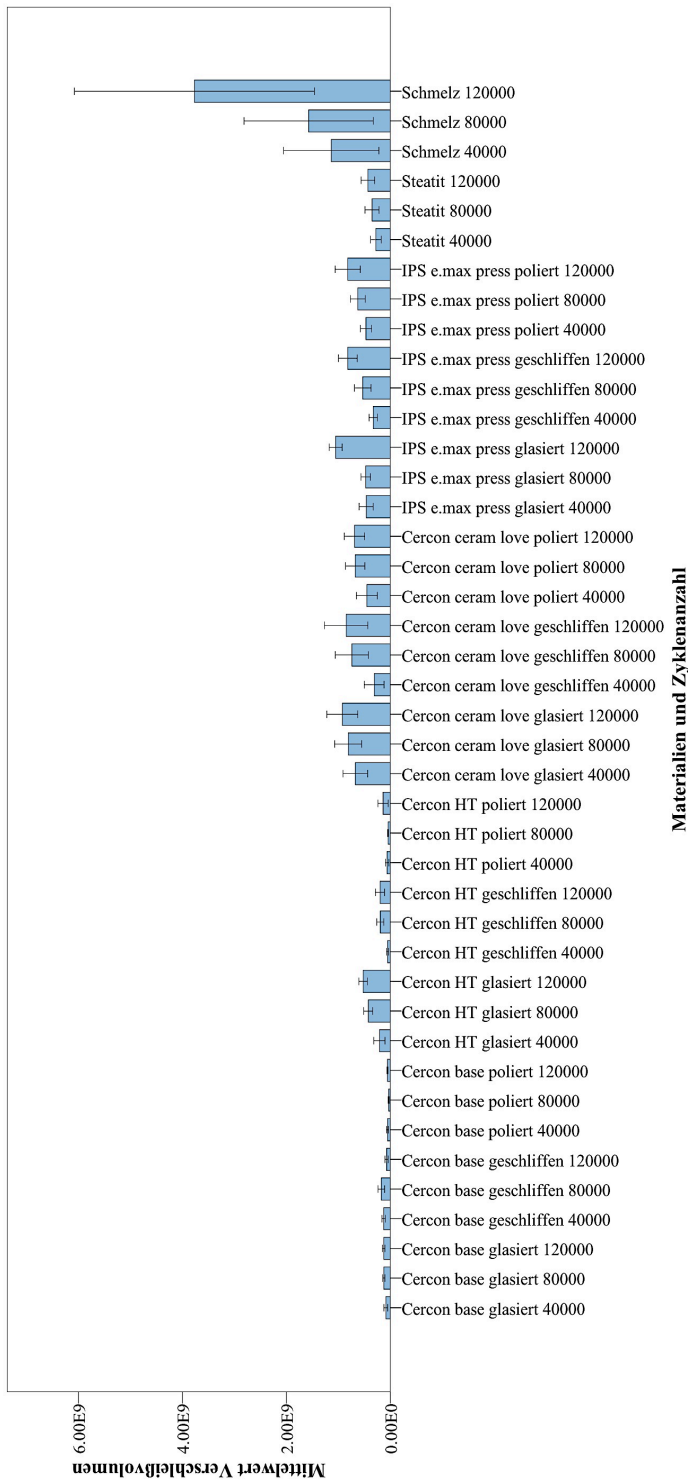


Abbildung 20: Verschleißvolumen der Prüfkörper (Mittelwerte und Standardabweichungen) Einheit [µm³]

Das Verschleißvolumen des Prüfkörpers lag für die Keramiken mittelwertig zwischen $0,29 \times 10^8 \mu\text{m}^3$ (poliertes Cercon base nach 80000 Kauzyklen) und $9,23 \times 10^8 \mu\text{m}^3$ (glasiertes Cercon ceram love nach 120000 Zyklen). Der am höchsten gemessene Wert lag in der Kontrollgruppe vom Schmelz nach 120000 Zyklen bei $37,67 \times 10^8 \mu\text{m}^3$. Analog zu der unter 4.1.2.1 dargestellten Verschleißtiefe des Prüfkörpers zeigte sich ein Anstieg des Verschleißvolumens mit steigender Zyklenanzahl, wenn auch nicht signifikant, für Cercon ceram love ($p = 1,000$) und IPS e.max press ($p = 1,000$). Dies war wie bei der Verschleißtiefe der Zirkoniumdioxidkeramiken nicht zu beobachten.

Beim Blick auf das Diagramm zeigt sich wie bei der Verschleißtiefe ein deutlicher Unterschied zwischen den Werten der Zirkoniumdioxide und der Feldspat- bzw. Lithiumdisilikatkeramik. Cercon base und Cercon HT im polierten Zustand zeigten das geringste Verschleißvolumen von maximal $1,39 \times 10^8 \mu\text{m}^3$ (Cercon HT poliert, 120000 Zyklen). Wie bei der Verschleißtiefe war ein Abfall des Verschleißvolumens von geschliffenem Cercon base zwischen 80000 und 120000 Zyklen von $1,02 \times 10^8 \mu\text{m}^3$ zu sehen.

Bei den Mehrfachvergleichen ist kein signifikanter Unterschied zwischen Cercon base und Cercon HT ($p = 1,000$), Cercon ceram love und IPS e.max press ($p = 1,000$), sowie zwischen den Zirkoniumdioxidkeramiken und Cercon ceram love ($p \leq 1,000$) erkennbar. Einzig die Ergebnisse für das glasierte IPS e.max press nach 120000 Kauzyklen waren signifikant höher als die für Cercon base ($p \leq 0,050$) und geschliffenes Cercon HT nach 40000 Zyklen ($p = 0,012$) und poliertes Cercon HT nach 40000 und 80000 Zyklen ($p \leq 0,015$).

Für die Kontrollgruppen bestand für Zahnschmelz nach 120000 Zyklen ein signifikanter Unterschied zu allen anderen Materialien und zu dem Wert von Zahnschmelz nach 80000 Zyklen ($p = 0,000$). Steatit zeigte keinen signifikanten Anstieg des Verschleißvolumens mit steigender Zyklenanzahl und im Vergleich zu den Keramiken, allerdings einen signifikant niedrigeren Wert verglichen mit Zahnschmelz nach 80000 und 120000 Zyklen ($p \leq 0,002$).

4.1.2.3 Relative Verschleißfläche der Steatitantagonisten

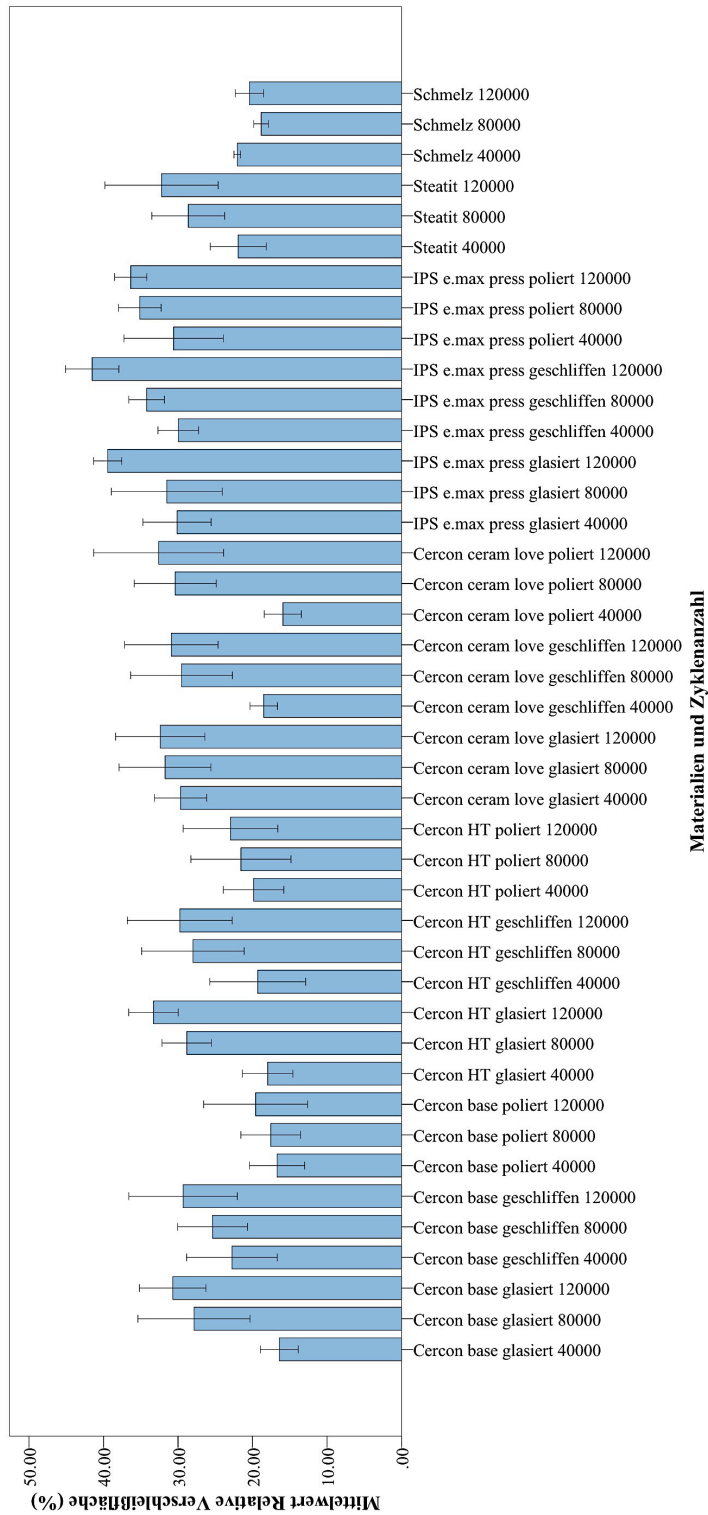


Abbildung 21: Relative Verschleißfläche der Steatitantagonisten (Mittelwerte und Standardabweichungen)

Die relative Verschleißfläche des Antagonisten zeigte einen minimalen Wert nach 40000 Kauzyklen für glasiertes Cercon base (16,41 %) und einen maximalen Wert von 41,53 % für geschliffenes IPS e.max press nach 120000 Zyklen.

Anhand des Diagramms sind deutlich die niedrigen Verschleißwerte für poliertes Cercon base (16,41 – 19,59 %), poliertes Cercon HT (17,78 – 33,30 %) und Schmelz als Referenzserie (18,85 – 22,04 %) erkennbar. Grundsätzlich war ein Zusammenhang zwischen steigender Zyklenanzahl und größerer Verschleißfläche zu sehen.

Generell zeigten alle getesteten Materialien in den ersten 40000 Kauzyklen den höchsten Verschleiß am Antagonisten. Bis auf poliertes Cercon base, glasiertes und geschliffenes IPS e.max press sowie bei der Referenzserie Schmelz zeigte sich zwischen 40000 und 80000 Zyklen ein höherer Anstieg der Verschleißfläche des Antagonisten als zwischen 80000 und 120000 Zyklen.

Beim Vergleich der Werte nach 120000 Kauzyklen erzeugte poliertes Cercon base den geringsten Verschleiß (19,59 %) im Vergleich zu den anderen Keramiken. Signifikant höher war im Vergleich das beschliffene Cercon base nach der selben Zyklenanzahl ($p = 0,022$).

Zwischen 40000 und 80000 Zyklen verursachten die glasierten Zirkoniumdioxide einen signifikanten Anstieg der Verschleißfläche um 11,06 – 11,45 % (Cercon base: $p = 0,013$; Cercon HT: $p = 0,033$), was zwischen 80000 und 120000 Zyklen nicht zu erkennen war ($p = 1,000$). Dagegen zeigten die geschliffenen und polierten Oberflächen keinen signifikanten Anstieg der Verschleißfläche des Antagonisten mit steigender Zyklenanzahl ($p \leq 1,000$). Nach 120000 Zyklen ergaben sich geringfügige Unterschiede der relativen Verschleißfläche des Antagonisten zwischen den glasierten und geschliffenen Oberflächen (29,33 – 33,30 %).

Cercon ceram love verursachte wie die anderen Materialien in den ersten 40000 Kauzyklen einen sehr hohen Verschleiß, der jedoch im glasierten Zustand mit 29,66 % verglichen mit den anderen Oberflächenbearbeitungen (15,94 – 18,50 %) dieses Materials am höchsten war. Mit steigender Zyklenanzahl zeigte sich eine geringere Verschleißzunahme am Antagonisten, so dass nach 120000 Zyklen unabhängig der ursprünglichen Oberflächenbearbeitung, nur ein geringer, nicht signifikanter ($p = 1,000$) Unterschied erkennbar war (30,90 – 32,60 %). Im geschliffenen Zustand zeigte die Feldspatkeramik einen vergleichbaren Verschleiß des Antagonisten wie die geschliffenen Zirkoniumdioxidkeramiken, wobei nur signifikante Unterschiede zu poliertem Cercon base nach 80000 und 120000 Zyklen zu erkennen waren ($0,011 \leq p \leq 0,030$). Glasierte und polierte Prüfkörper von Cercon ceram love verursachten einen erhöhten Verschleiß des Steatitantagonisten als die Zirkoniumdioxidkeramiken mit der selben Oberflächenbearbeitung mit signifikanten Unterschieden im glasierten Zustand nach 40000 Zyklen ($p = 0,001$), poliert nach 80000 ($p = 0,011$) und 120000 ($p = 0,002$) Zyklen verglichen mit Cercon base, und nur einem signifikanten Unterschied zu Cercon HT nach Politur und 40000 Zyklen ($p = 0,009$).

Die Lithiumdisilikatkeramik zeigte von allen getesteten Materialien den größten Verschleiß am Antagonisten (geschliffen, 120000 Zyklen: 41,53 %). Mit Werten von 21,93 – 22,04 % wurde mehr

als die Hälfte der nach 120000 Zyklen gemessenen Verschleißfläche in den ersten 40000 Zyklen verursacht. Den geringsten Verschleiß nach 120000 Zyklen ergab poliertes IPS e.max press (36,35 %), gefolgt von den glasierten (39,44 %) und den geschliffenen Prüfkörpern (41,53 %). Die unterschiedlichen Oberflächenbearbeitungen zeigten nach der selben Zyklenanzahl keine signifikanten Unterschiede ($p = 1,000$), wohingegen nach 40000 Zyklen der Verschleiß im Vergleich zu geschliffenem und poliertem Cercon ceram love signifikant höher war ($p \leq 0,012$). Cercon base verursachte vor allem im polierten Zustand einen signifikant geringeren Verschleiß ($p \leq 0,001$) nach der jeweils entsprechenden Zyklenanzahl als IPS e.max press. Vor allem nach 120000 Zyklen lag IPS e.max press mit geschliffener Oberfläche signifikant höher als die beiden Zirkoniumdioxide ($p \leq 0,036$), ausgenommen glasiertes Cercon HT ($p = 1,000$)

Die Kontrollgruppen zeigten analog den höchsten Verschleiß am Antagonisten in den ersten 40000 Kauzyklen (21,93 – 22,04 %). Bei Zahnschmelz blieb dieser Wert mit steigender Zyklenzahl weitestgehend konstant und war vergleichbar mit den polierten Zirkoniumdioxidkeramiken, wohingegen Steatit nach 120000 Zyklen mit 32,21 % einen ähnlich hohen Verschleiß wie die Feldspatkeramik Cercon Ceram love verursachte.

4.1.3 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop

Folgende Tabellen zeigen für jede Serie repräsentativ einen gescannten Prüfkörper sowie einen Steatitantagonisten.

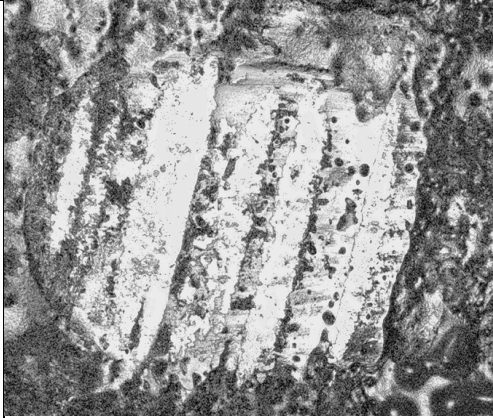
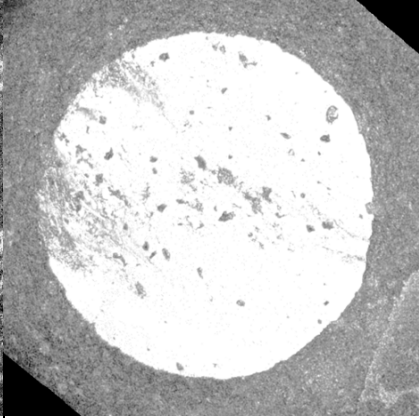
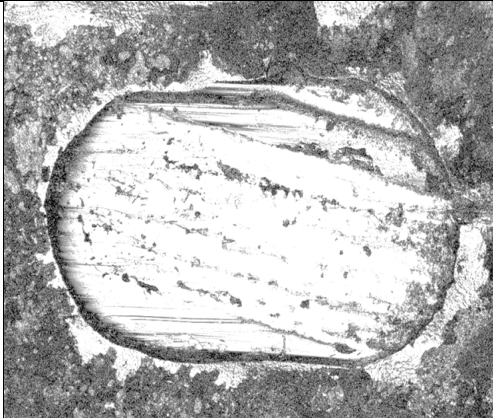
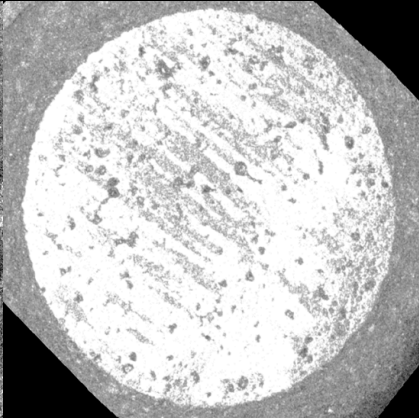
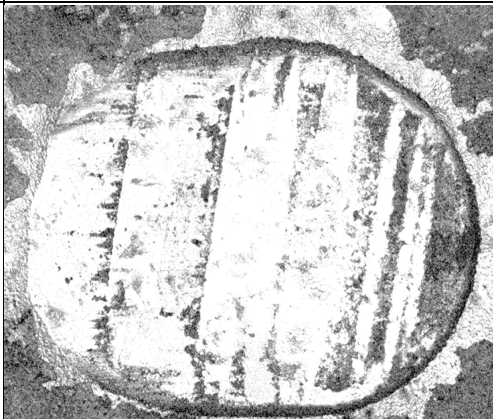
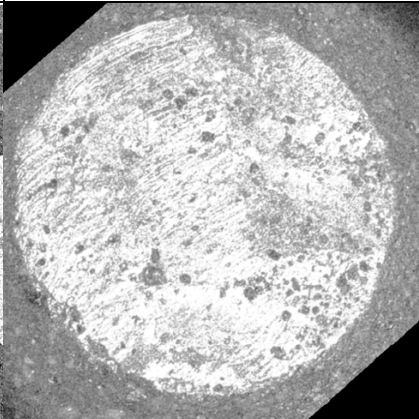
	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
Cercon base glasiert	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 5: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: Cercon base glasiert

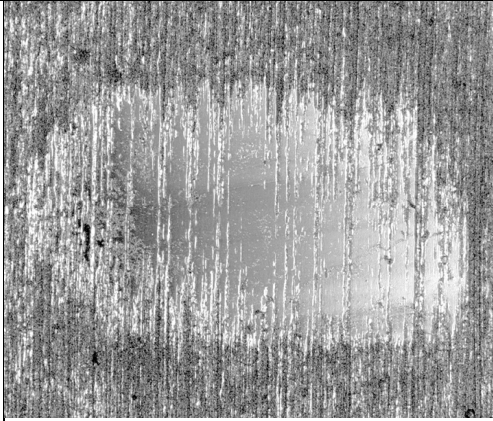
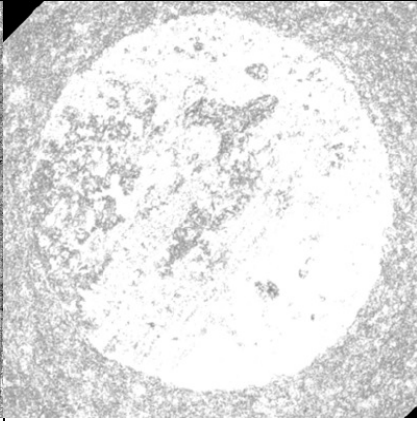

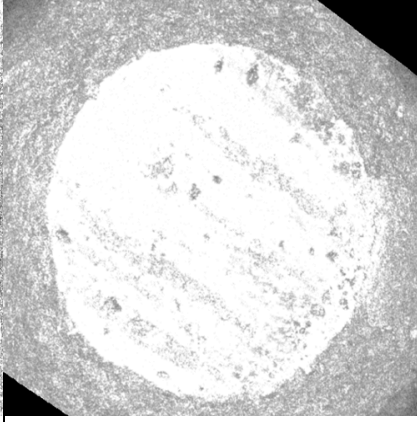
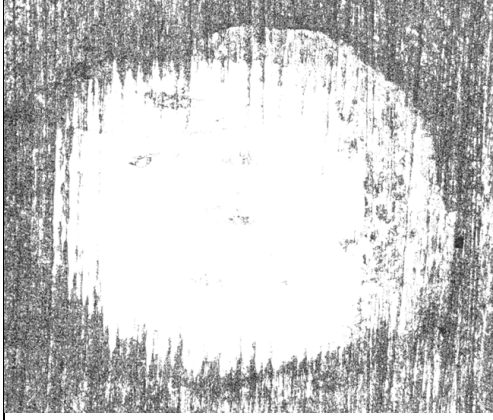
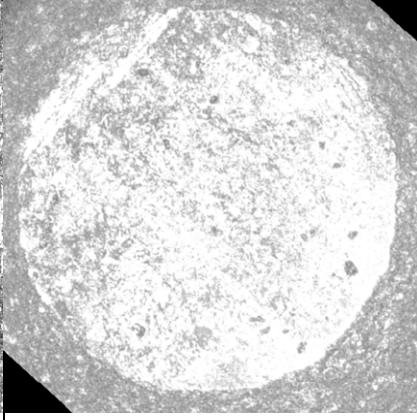
	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
Cercon base geschliffen	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 6: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: Cercon base geschliffen


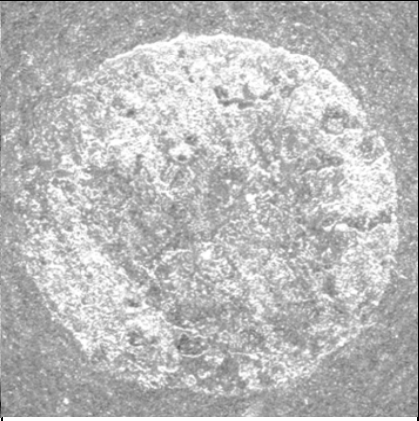
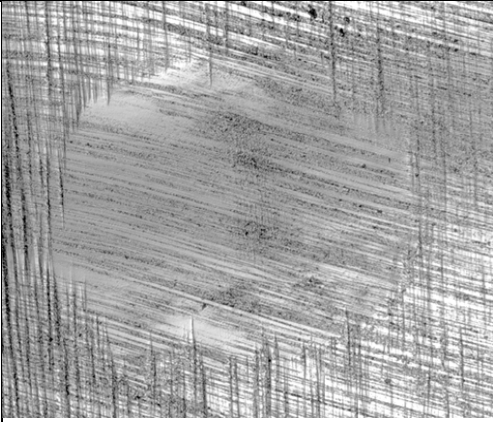
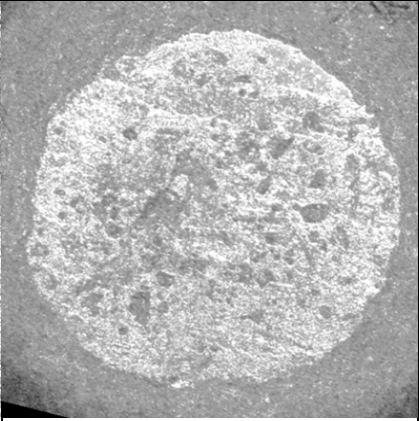
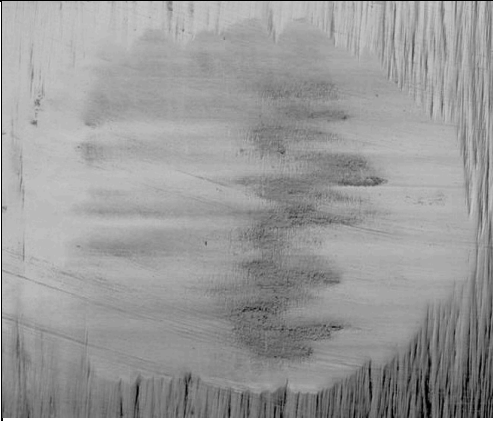

	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
Cercon base poliert	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 7: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: Cercon base poliert


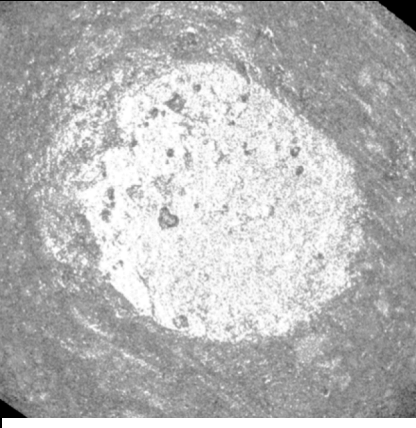
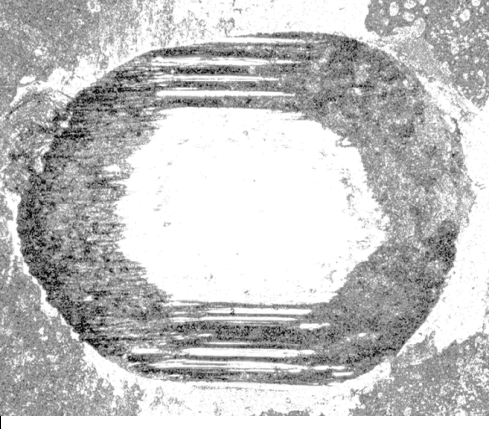
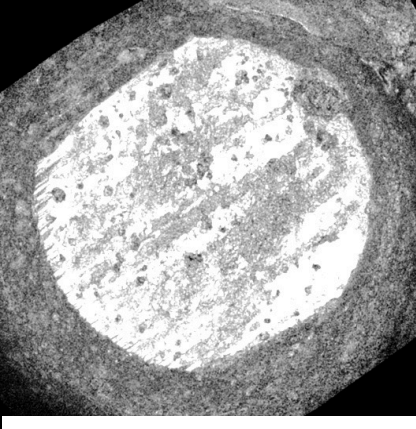
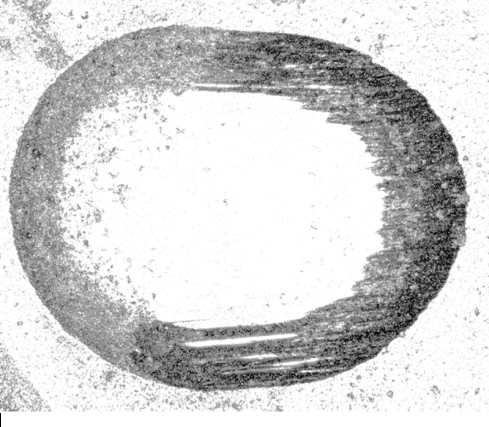
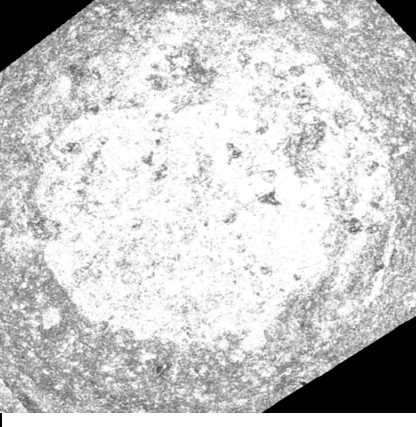
	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
Cercon HT glasiert	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 8: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: Cercon HT glasiert

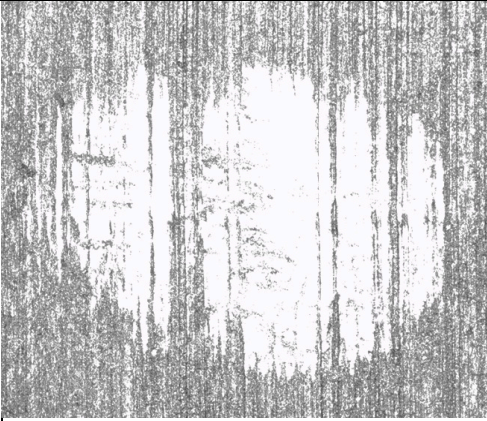
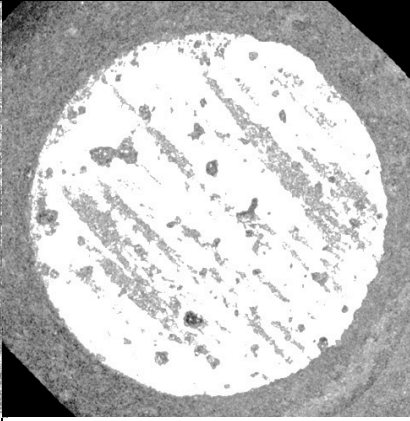
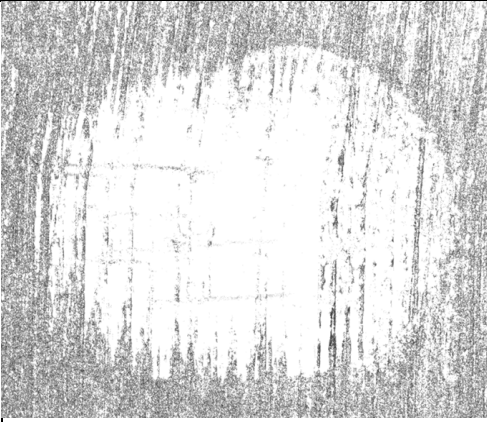
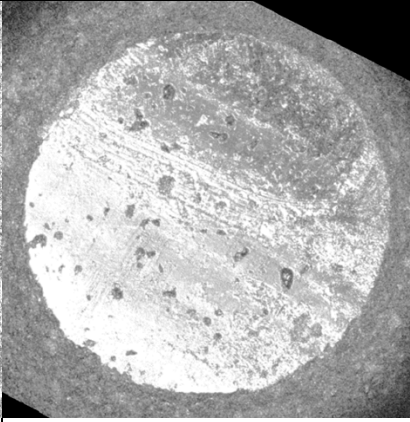
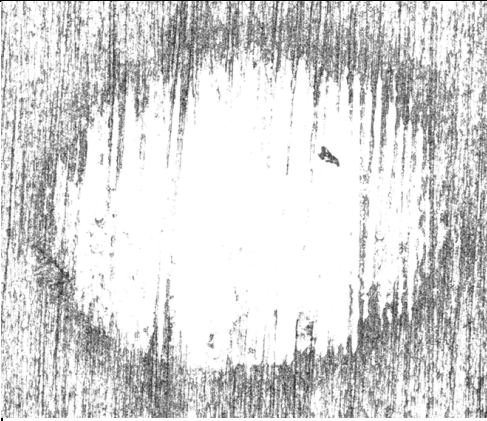

	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
Cercon HT geschliffen	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 9: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: Cercon HT geschliffen

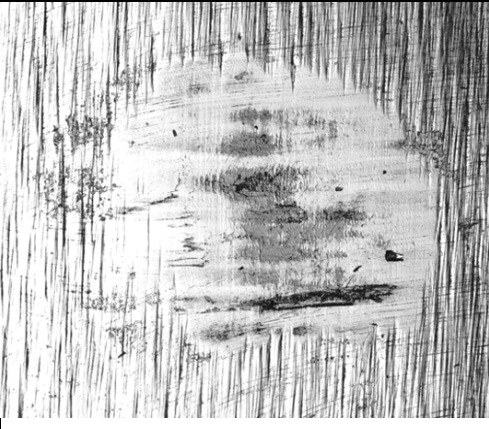
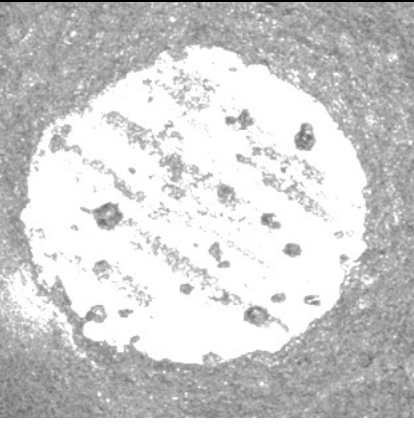
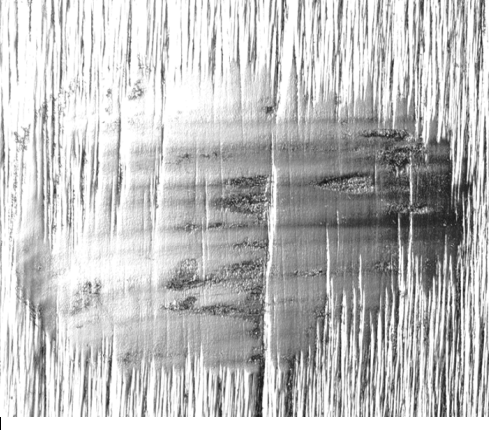
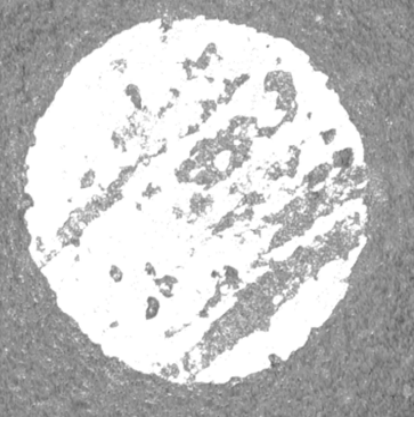
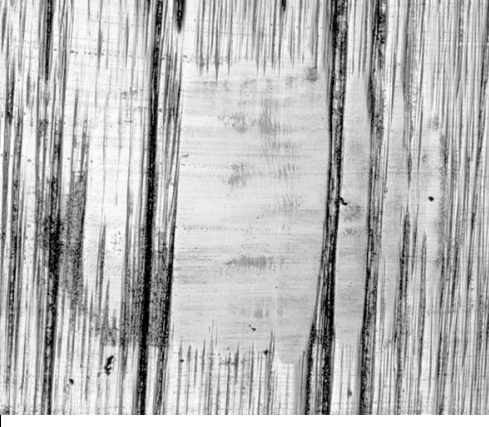
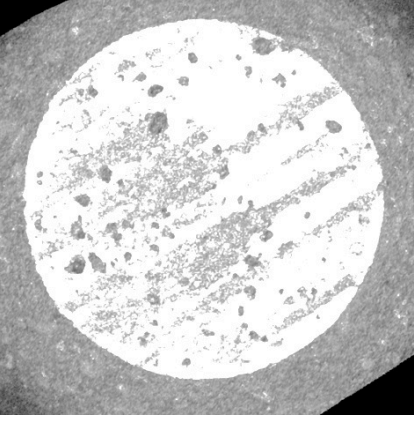
	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
Cercon HT poliert	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 10: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: Cercon HT poliert

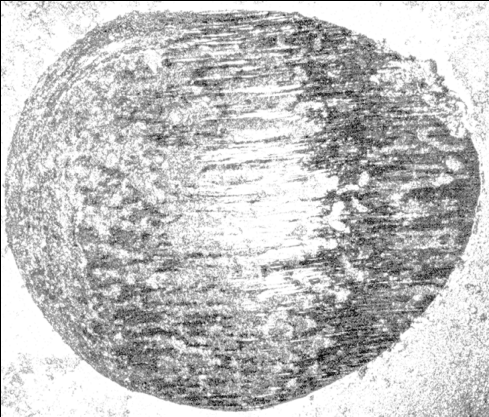
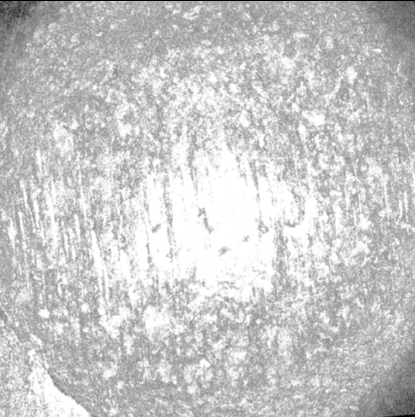
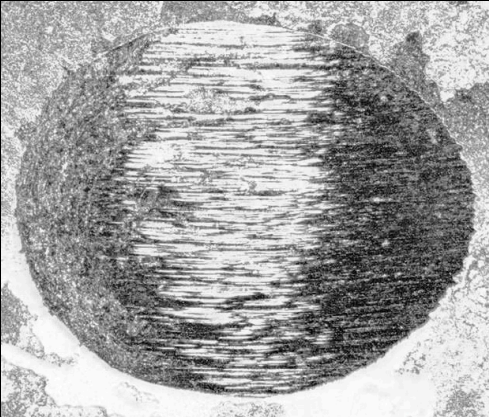
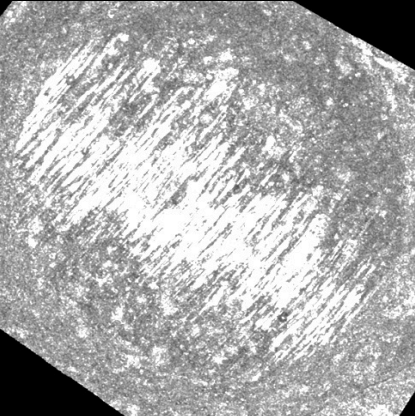
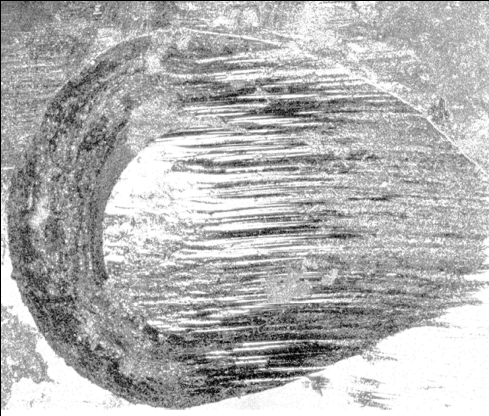
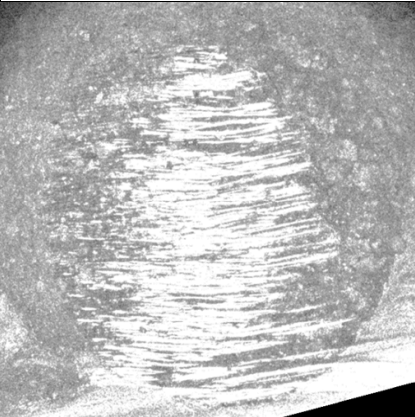
	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
Circon ceram love glasiert	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 11: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: Cercon ceram love glasiert

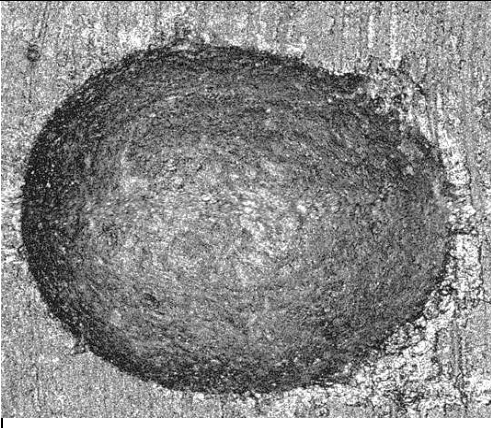
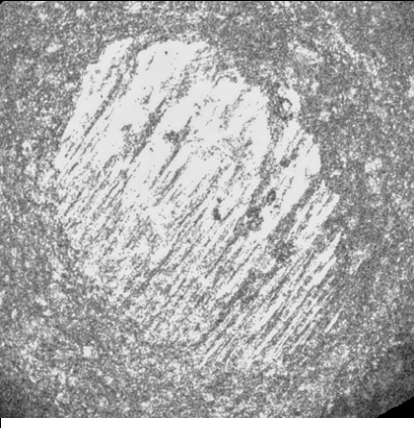
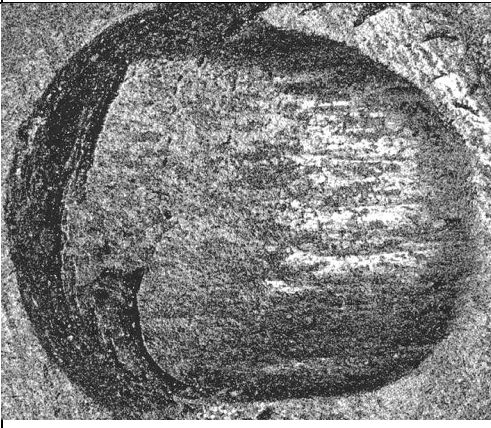
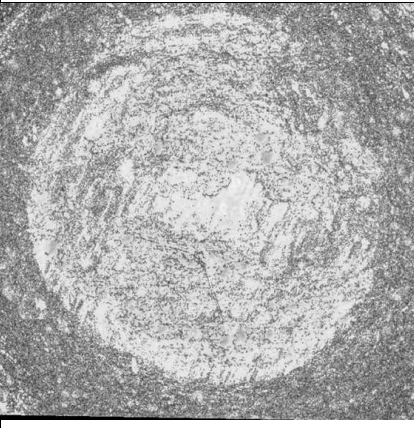
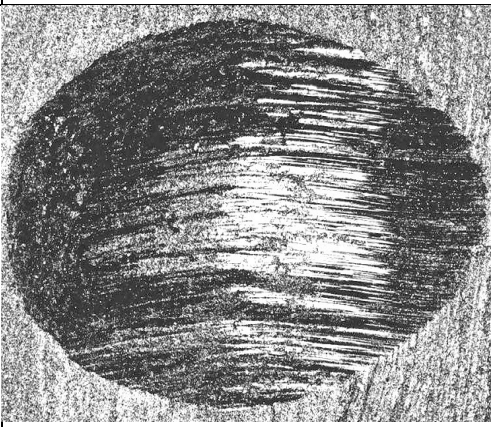
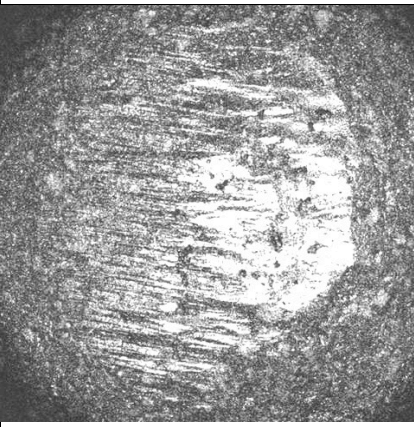
	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
Cercon ceram love geschliffen	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 12: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: Cercon ceram love geschliffen

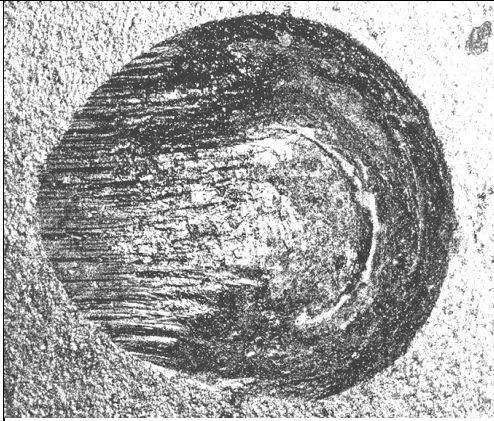
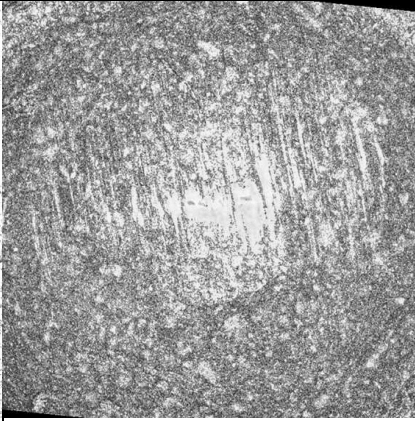
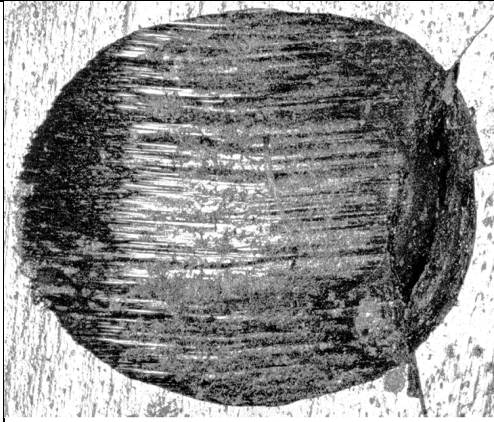
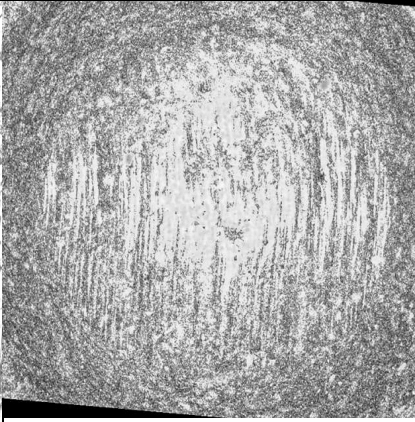
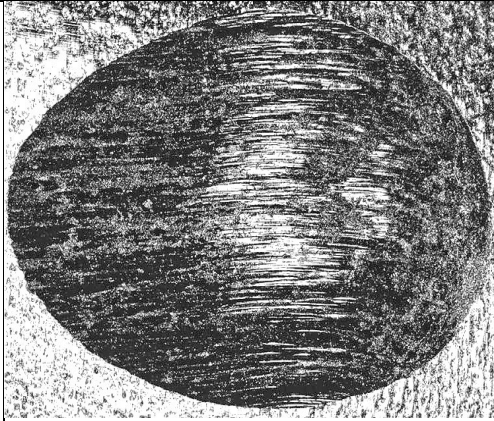
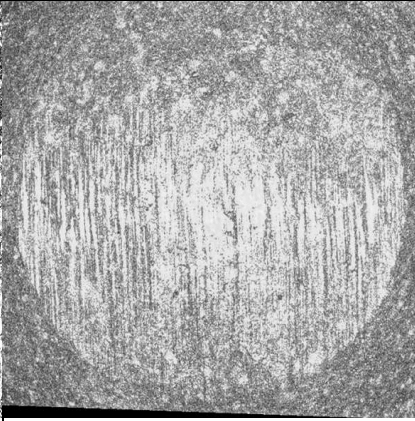
	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
Cercon ceram love poliert	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 13: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: Cercon ceram love poliert

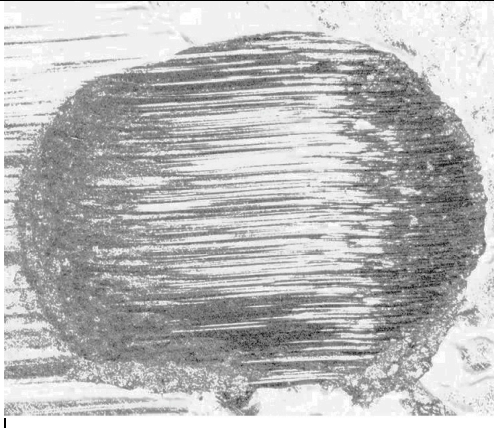
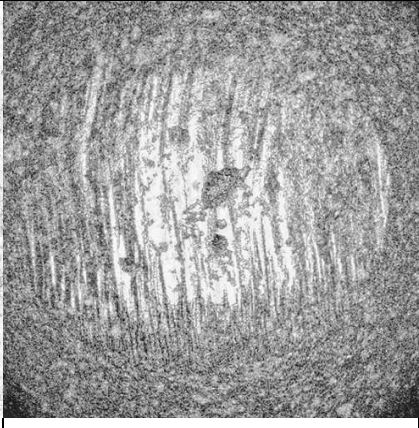
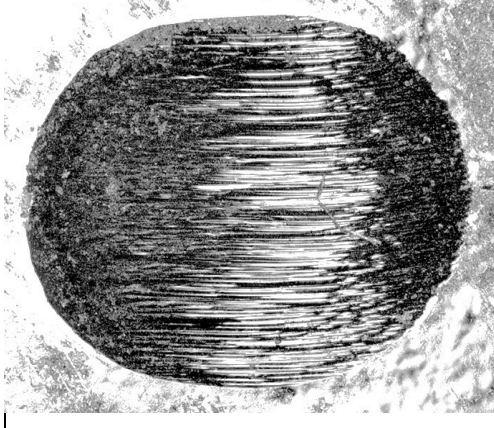
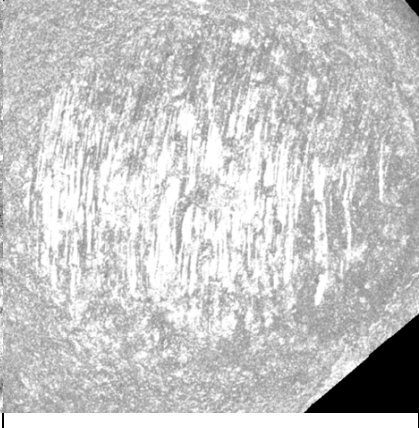
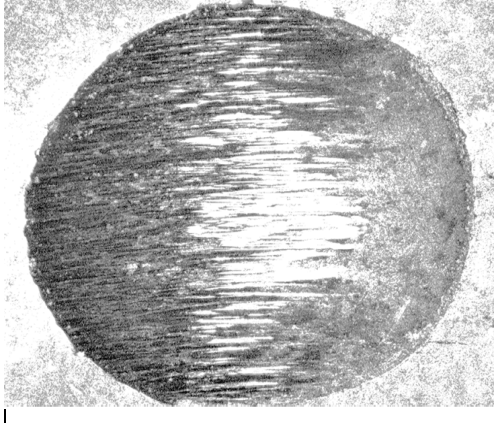
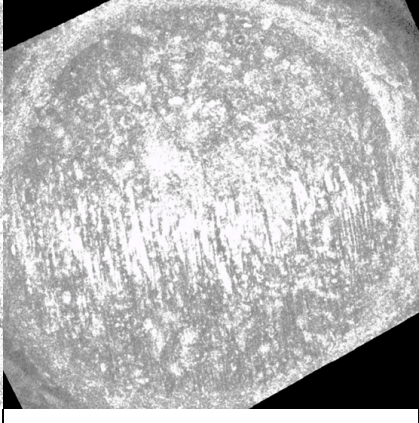
	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
IPS e.max press glasiert	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 14: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: IPS e.max press glasiert

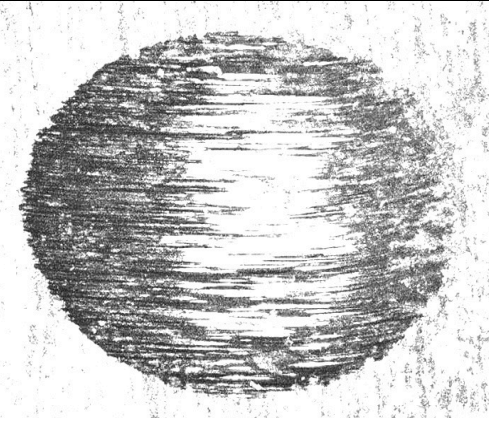
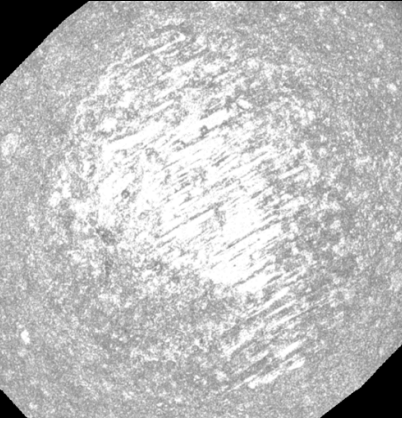
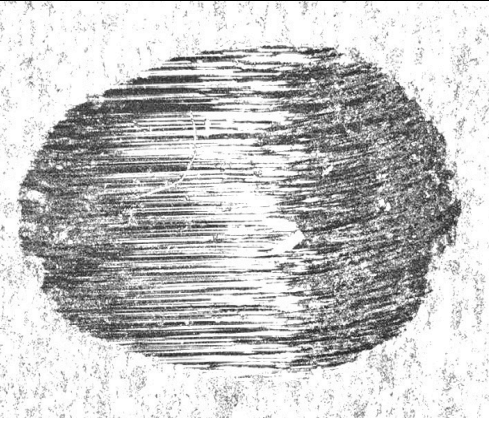
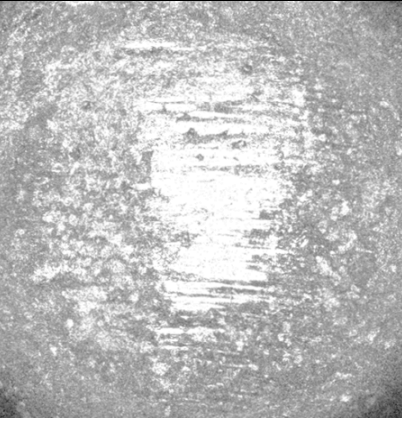
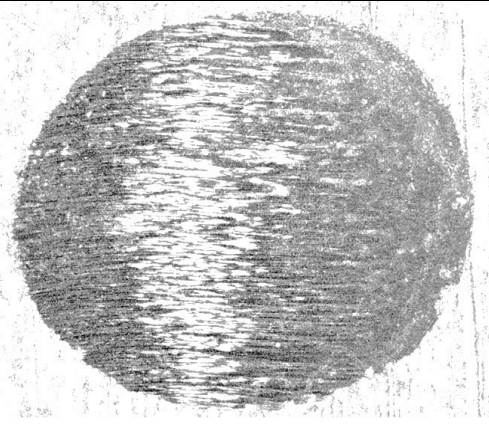
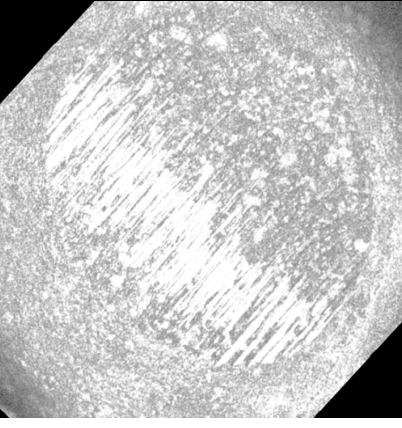
	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
IPS e.max press geschliffen	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 15: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: IPS e.max press geschliffen

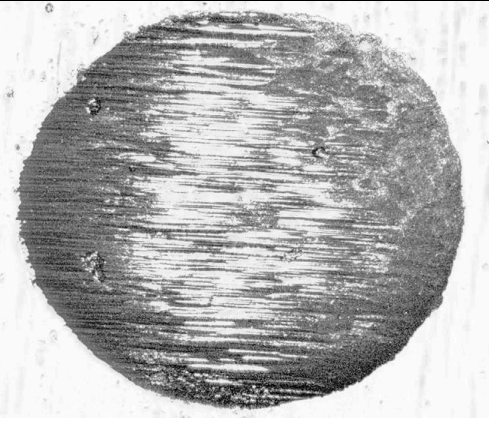
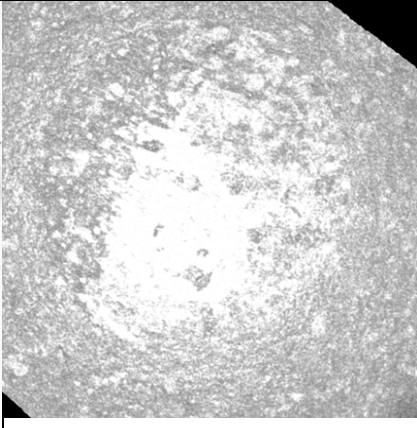
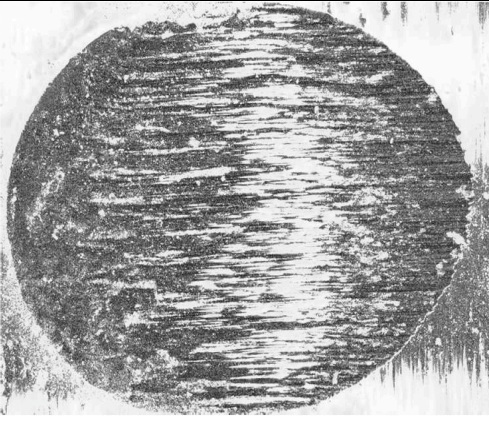
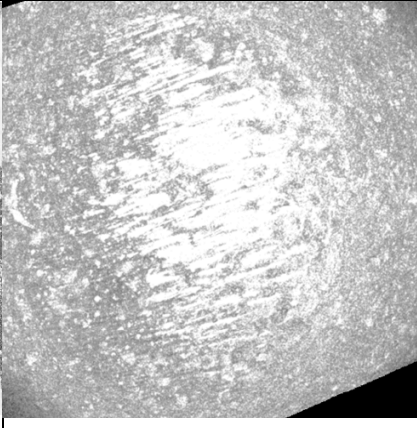
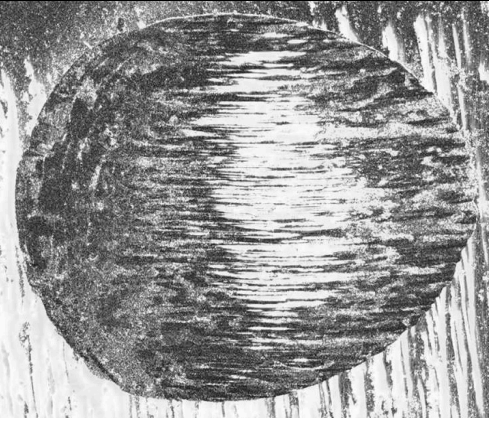
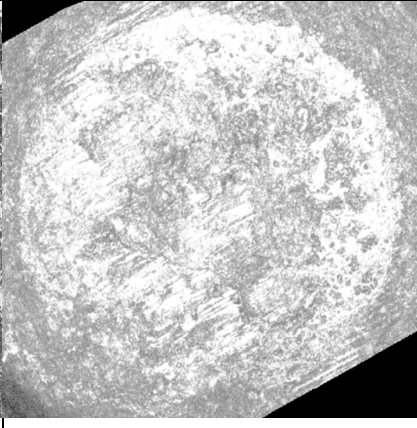
	Zyklen	Prüfkörper	Steatitantagonist
IPS e.max press poliert	40000		
	80000		
	120000		

Tabelle 16: 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskop-Bilder der Prüfkörper und Steatitantagonisten: IPS e.max press poliert

4.2 Polierverhalten von Keramiken

Die Oberflächenrauigkeit R_a und R_z zeigten statistisch signifikante Unterschiede ($\alpha < 0.05$) zwischen den Testgruppen

4.2.1 Mittenrauwert R_a

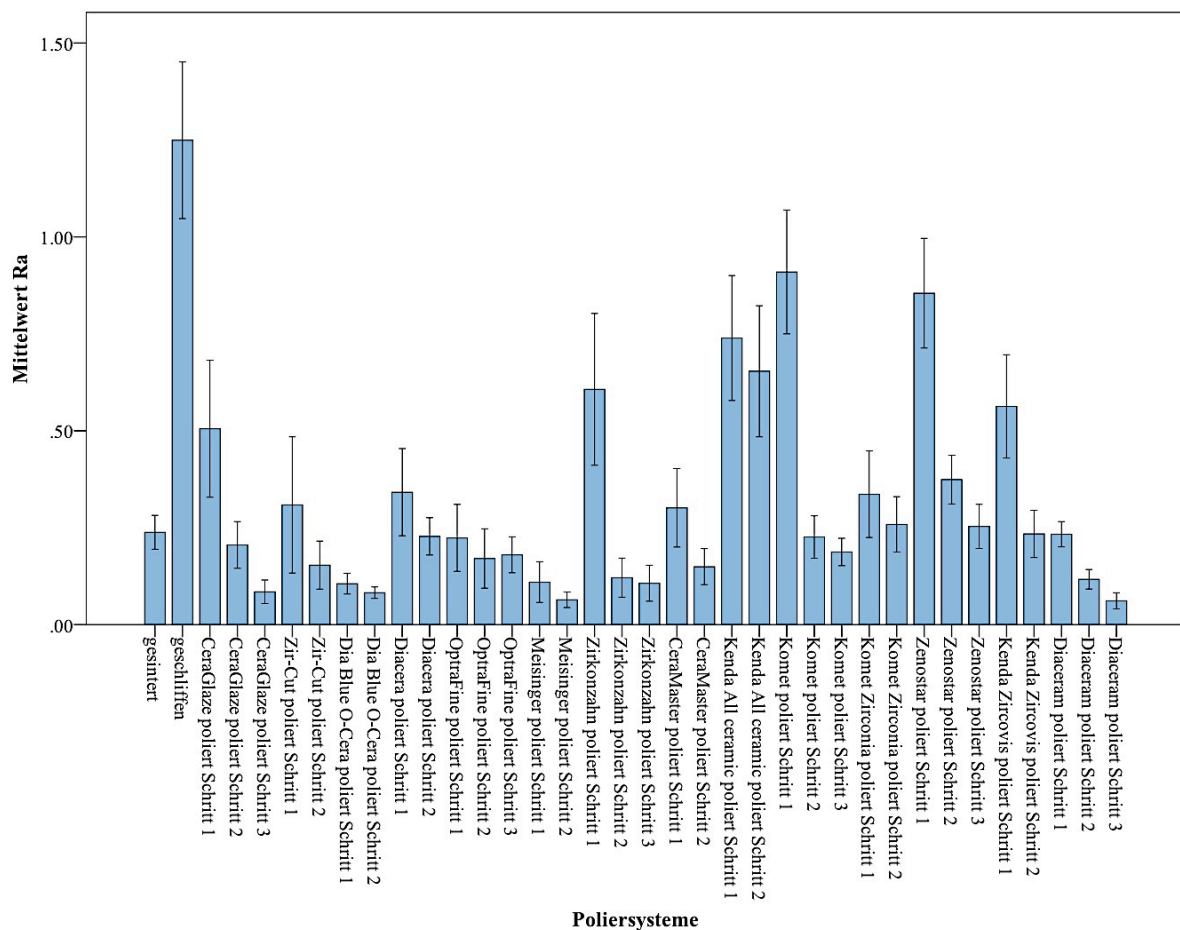


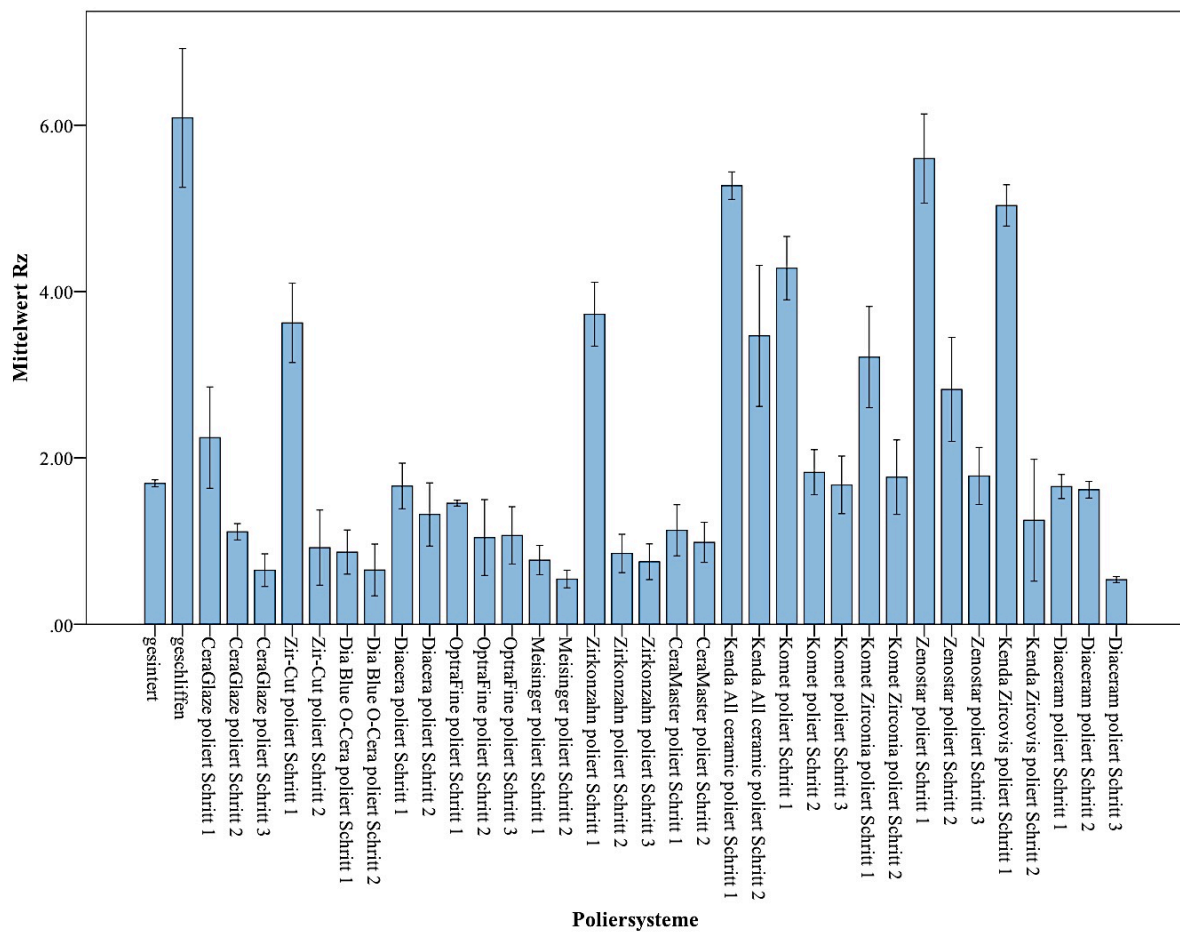
Abbildung 22: Mittenrauwert R_a (Mittelwerte und Standardabweichungen), Einheit [μm]

Wie zu erwarten wurde durch das Beschleifen der gesinterten Probekörper die Oberflächenrauigkeit R_a erhöht ($p = 0,000$). Durch den ersten Polierschritt erfolgte eine signifikante Reduktion der Oberflächenrauigkeit um $0,3 \mu\text{m}$ bis $1,14 \mu\text{m}$ durch jedes der getesteten Poliersysteme ($p = 0,000$). Die darauffolgenden Polierschritte reduzierten den Mittenrauwert weiter, allerdings nicht in diesem Ausmaß wie bei der ersten Politur. Der Mittelwert von R_a variierte nach dem ersten Polierschritt zwischen $0,11 \mu\text{m}$ (Meisinger Zirkoniumdioxidpolierer und Dia Blue O-Cera) und $0,91 \mu\text{m}$ (Komet Ceramic kit). Zwischen dem ersten und zweiten Polierschritt kam es bei vier der sechs Dreischrittssysteme (CeraGlaze, Zirkonzahn Zirkoniumdioxidpolierer, Komet Ceramic kit und Zenostar) zu einer signifikant glatteren Oberfläche ($p = 0,000$) um $0,3 \mu\text{m}$ bis $0,68 \mu\text{m}$, was bei den

Zweischrittssystemen lediglich Zircovis erreichte ($p = 0,000$). Bei den Dreischrittssystemen reduzierte sich R_a mit dem letzten Polierschritt um höchstens $0,13 \mu\text{m}$. Bei den Zweischrittssystemen ergab sich eine Reduktion vom ersten zum zweiten Polierschritt um $0,03 \mu\text{m}$ bis $0,33 \mu\text{m}$, welche nur im Falle von Kenda Zircovis signifikant war ($p = 0,000$). Auffallend bei den Dreischrittssystemen war eine geringere, nicht signifikante ($p = 1,000$) Reduktion der Oberflächenrauigkeit zwischen dem zweiten und dritten Polierschritt von höchstens $0,12 \mu\text{m}$.

Die endgültigen Mittenrauwerte nach Abschluss aller Polierschritte betrugen $0,06 \mu\text{m}$ bis $0,26 \mu\text{m}$, wobei ein Poliersystem (All-Ceramics) als einziges System von diesen Werten abwich ($0,65 \mu\text{m}$) und signifikant höher gegenüber allen anderen getesteten Poliersystemen war ($p = 0,000$). Bis auf signifikante Rauigkeitsunterschiede zwischen Komet Zirconia und den zwei Poliersystemen mit der geringsten Oberflächenrauigkeit (Meisinger Zirkoniumdioxidpolierer $p = 0,012$ und Diaceram $p = 0,038$), zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Mittenrauwerten nach allen Polierschritten.

Die Zirkoniumdioxidpolierer von Zirkozahn, Komet Ceramic kit, Zircovis, Zenostar und All Ceramic zeigten selbst nach dem ersten Polierschritt noch signifikant höhere Mittenrauwerte als im gesinterten Zustand ($p \leq 0,003$). All Ceramic wies sogar nach dem zweiten Polierschritt einen signifikant höheren Wert auf ($p = 0,000$).

4.2.2 Rautiefe R_z Abbildung 23: Rautiefe R_z (Mittelwerte und Standardabweichungen) Einheit [μm]

Analog zu den Mittenrauwerten wurde durch das Beschleifen die Rautiefe signifikant ($p = 0,000$) auf $6,09 \mu\text{m}$ erhöht und durch den ersten Polierschritt der meisten Systeme wieder signifikant ($p \leq 0,05$) auf $0,77 \mu\text{m}$ (Meisinger Zirkoniumdioxidpolierer) bis $4,28 \mu\text{m}$ (Komet Ceramic kit) verringert. Die Polierer von All Ceramics und Zenostar konnten mit Werten von $5,27 \mu\text{m}$ und $5,60 \mu\text{m}$ die Rauigkeit nicht signifikant ($0,847 \leq p \leq 1,000$) verringern. Die folgenden Polierschritte zeigten eine weitere Reduktion der Rautiefe, jedoch mit einer höheren Anzahl an signifikanten Unterschieden im Vergleich zu den Mittenrauwerten.

Die Dreischrittsysteme verursachten im ersten Polierschritt einen signifikanten ($p = 0,000$) Abfall der Rautiefe um maximal $4,63 \mu\text{m}$, ausgenommen das Poliersystem Zenostar ($p = 1,000$). Zwischen dem ersten und zweiten Polierschritt zeigten sich mit einer Reduktion von R_z um $0,04 \mu\text{m} - 2,78 \mu\text{m}$ signifikante Unterschiede ($p \leq 0,014$) für alle Systeme außer OptraFine und Diaceram ($p = 1,000$). Beim letzten Polierschritt verringerte sich die Rautiefe weiter ($0,00 \mu\text{m} - 1,08 \mu\text{m}$), jedoch nur im Fall von Diaceram und Zenostar signifikant ($0,001 \leq p \leq 0,002$).

Die Zweischrittpoliersysteme zeigten bis auf das System All-Ceramic ($p = 0,847$) alle eine signifikante Reduktion von R_z um $0,82 \mu\text{m}$ bis $5,22 \mu\text{m}$ nach dem ersten Polierschritt ($p = 0,000$). Der zweite Polierschritt verringerte die Rautiefe weiter um $0,14 \mu\text{m}$ bis $3,79 \mu\text{m}$, jedoch geringer als beim ersten Polierschritt. Die war trotzdem für vier Zweischrittsysteme (Zir-Cut, Komet Zirconia kit, All-Ceramic und Zircovis) signifikant ($p = 0,000$)

Die Ergebnisse zeigten, dass die vier getesteten labortechnischen Systeme Zirkonzahn Zirkoniumdioxidpolierer, Diaceram, Meisinger Zirkoniumdioxidpolierer, Dia Blue O-Cera und ein intraorales Poliersystem (CeraGlaze) die niedrigsten Werte erzielten. Bis auf das bei dem Mittenrauwert bereits aufgefallenem intraoralen Poliersystem All Ceramics ($3,47 \mu\text{m}$) wiesen alle anderen Poliersets ähnliche ($0,151 \leq p \leq 1,000$) oder signifikant niedrigere Werte ($p \leq 0,010$) (CeraGlaze, Zirkonzahn Zirkoniumdioxidpolierer, Diaceram, Dia Blue O-Cera, Meisinger Zirkoniumdioxidpolierer) wie die gesinterte Referenzserie ($1,69 \mu\text{m}$) auf. Beim Vergleich der Rautiefen nach dem letzten Polierschritt zeigten sich vermehrt signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Poliersystemen (s. Tabelle 45, 46, 47 unter 9.3.2)

4.2.3 Rasterelektronenmikroskop

Die Rasterelektronenmikroskopaufnahmen (Quanta FEG-400, FEI Company, Eindhoven, NL) wurden zur Beurteilung der Oberflächenqualität angefertigt. In den Tabellen 17 bis 21 sind für jeden Polierschritt eines Poliersystems jeweils eine Aufnahme in 3000-facher Vergrößerung dargestellt.

Durch das Beschleifen der gesinterten Prüfkörper wurden auf der Oberfläche deutliche Schleifspuren und eine erhöhte Oberflächenrauigkeit sichtbar. Der erste Polierschritt der Dreischrittpoliersysteme zeigte für alle Poliersysteme eine Reduktion der Schleifspuren, welche für OpraFine und Diaceram deutlich ausfiel. Nach einem weiteren Polierschritt waren im Falle von CeraGlaze, Zenostar und Komet Ceramic kit noch deutliche Unebenheiten in den REM-Bildern sichtbar. Die Systeme OpraFine, Diaceram und Zirkonzahn zeigten bereits nach dem zweiten Polierschritt nur noch geringe bis keine (OpraFine) Schleifspuren. Mit dem dritten Polierschritt wurden alle noch vorhandenen Unebenheiten beseitigt und die homogene Struktur von Zirkoniumdioxid sichtbar.

Die Zweischrittsysteme zeigten bereits nach dem ersten Polierschritt eine deutlichere Verbesserung der Oberflächenstruktur, welche nur im Falle von einem Poliersystem (Komet Zirconia kit) gering ausfiel. Diese Beobachtung deckt sich allerdings nicht mit der Oberflächenrauigkeit, welche für dieses System eine deutliche Verbesserung von $1,25\ \mu\text{m}$ (Referenzserie geschliffen) auf $0,34\ \mu\text{m}$ im ersten Polierschritt zeigte. Für das Poliersystem der Firma Meisinger zeigte sich auf der REM-Aufnahme bereits nach dem ersten Polierschritt eine sehr homogene Oberfläche, was sich in diesem Fall mit den Messungen der Oberflächenrauigkeit deckt ($R_a = 0,11\ \mu\text{m}$). Analog der Dreischrittsysteme ist nach dem letzten Polierschritt eine glatte Oberfläche der Prüfkörper auf den Bildern zu erkennen.

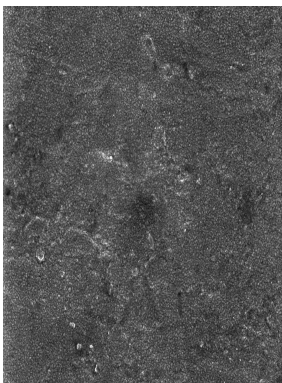
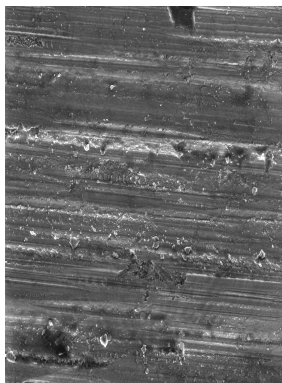
Referenzserien	gesintert	geschliffen
		

Tabelle 17: SEM-Bilder der Referenzserien

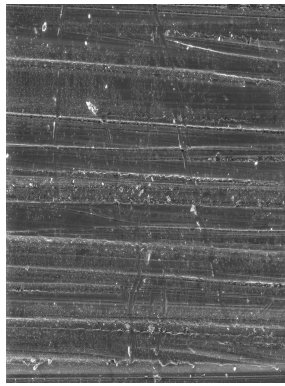
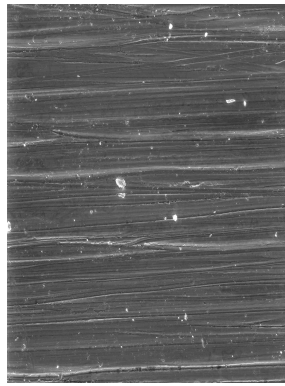
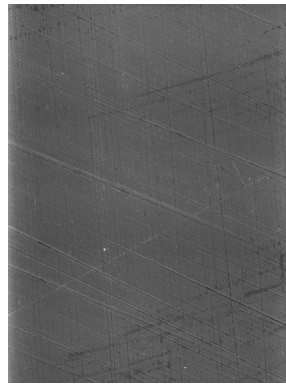
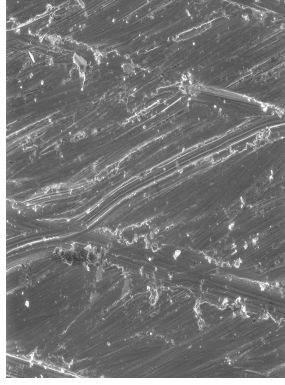
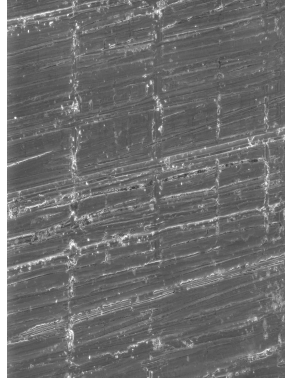
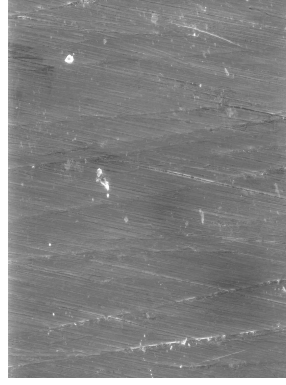

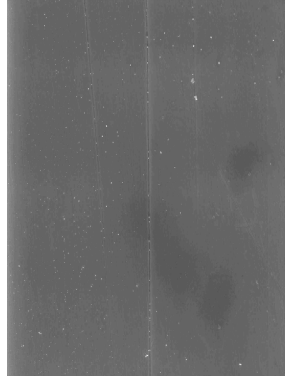
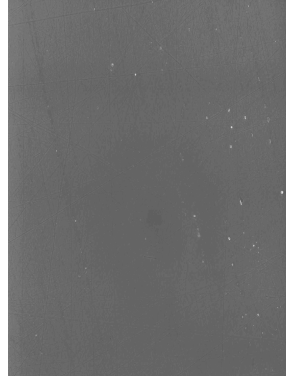
Dreischrittssysteme	1. Schritt	2. Schritt	3. Schritt
Cera Glaze			
Zenostar			
OptraFine			

Tabelle 18: REM-Aufnahmen der Dreischrittpoliersysteme

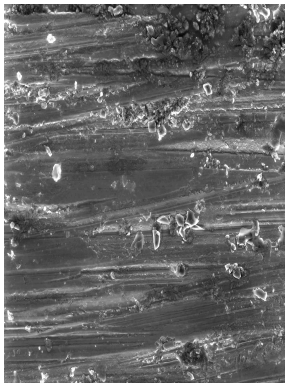
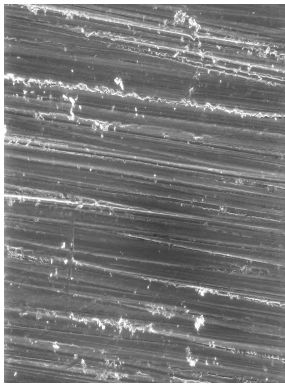

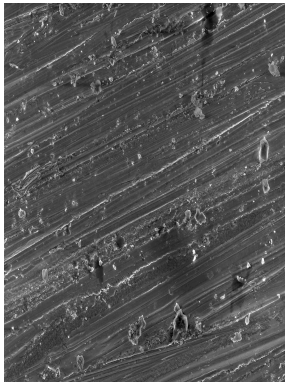
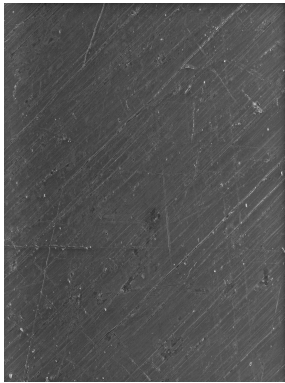
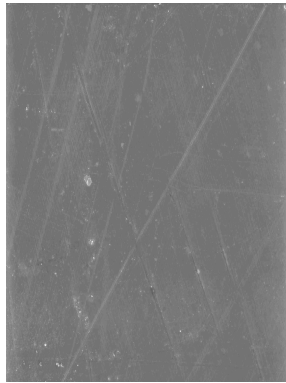
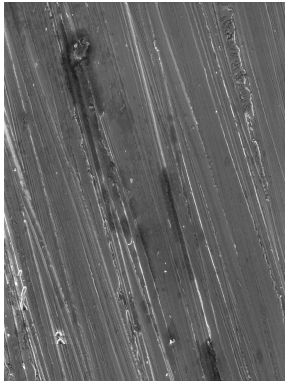
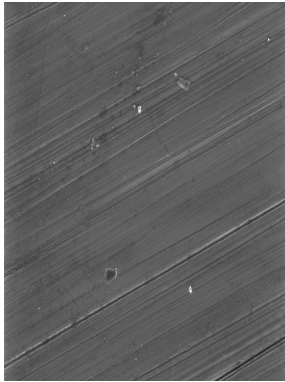
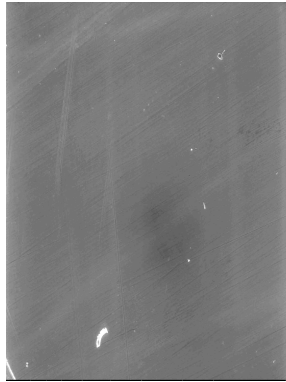
Dreischrittssysteme	1. Schritt	2. Schritt	3. Schritt
Komet Ceramic kit			
Zirkonzahn Zirkoniumdioxid- polierer			
Diaceram			

Tabelle 19: REM-Aufnahmen der Dreischrittpoliersysteme

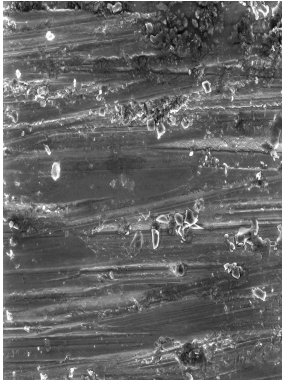

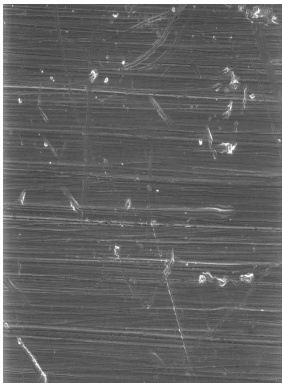
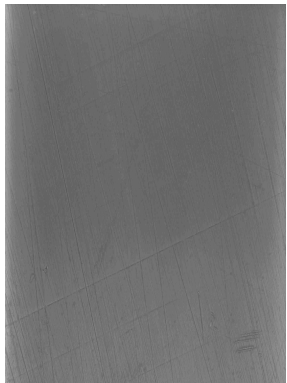
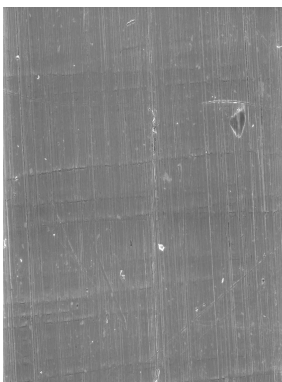
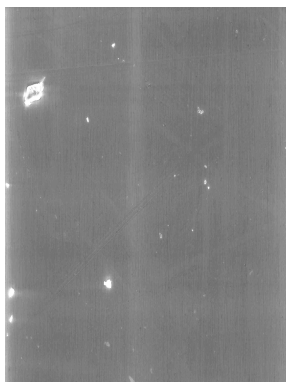
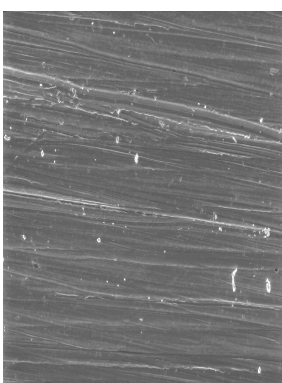

Zweischrittssysteme	1. Schritt	2. Schritt
Komet Zirconia kit		
Zir-Cut Set		
Diacera		
Cera Master/ Cera Master Coarse		

Tabelle 20: REM-Aufnahmen der Zweischrittpoliersysteme

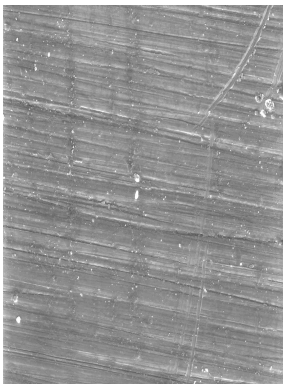

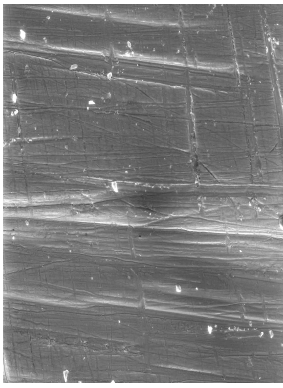

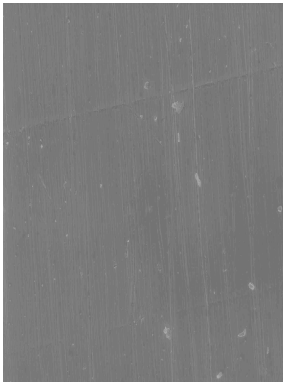


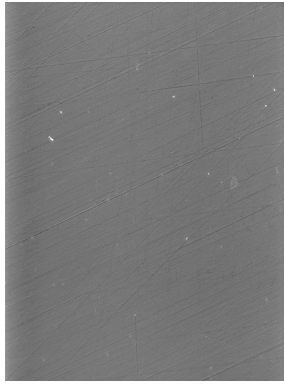
Zweischrittssysteme	1. Schritt	2. Schritt
Zircovis		
All Ceramic		
Meisinger Zirkoniumdioxid- polierer		
Dia Blue O-Cera		

Tabelle 21: REM-Aufnahmen der Zweischrittpoliersysteme

5 Diskussion

5.1 Diskussion des Materials

Die im Rahmen dieser Studie untersuchten Materialien sind in der Zahnmedizin weit verbreitet und werden häufig für die Anfertigung von vollkeramischem Zahnersatz verwendet. Cercon base und Cercon HT finden als Gerüstmaterial für eine Keramikverblendung Anwendung, wobei für die Herstellung monolithischer Kronen und Brücken vor allem Cercon HT aufgrund seiner höheren Transluzenz verwendet wird. Die Verblendung des Zirkoniumdioxidgerüsts erfolgt mit einer, im thermischen Ausdehnungskoeffizienten auf das Gerüstmaterial abgestimmten Verblendkeramik. Die von der Firma DeguDent empfohlenen Feldspatkeramiken Cercon ceram love und Cercon ceram kiss wurden speziell für die Verblendung der beiden Zirkoniumdioxidkeramiken entwickelt.

Als weiteres Material für vollkeramische Restaurationen wurde die Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max press mit in diese Studie aufgenommen, welches sich für die Herstellung von Inlays, Teilkronen, Vollkronen, kleinspannige Brücken im Front- und Prämolarenbereich, sowie für Implantatsuprakonstruktionen eignet [73].

Wie bereits unter 2.3.3 erwähnt, bevorzugen die meisten in-vitro Studien die Untersuchung der Materialien anhand von flachen Prüfkörpern [29, 36, 74, 75, 83, 123, 139, 140, 141, 143, 150]. Heintze et al. [66] konnten zeigen, dass ein Material in Form einer Krone eine geringere Verschleißtendenz aufweist als in Form eines flachen Prüfkörpers. Folglich ist kein Vergleich zu in-vivo Ergebnissen möglich, da die Auswirkung der Gestaltung der Okklusalfäche auf den Verschleiß laut Hmaidouch und Weigl [69] nur unzureichend untersucht ist.

Die Materialauswahl des Antagonisten wird kontrovers diskutiert, da sie nachgewiesenermaßen den Verschleiß beeinflusst [66, 101]. In der Vergangenheit verwendete Materialien unterscheiden sich sowohl in ihrer Friktion als auch in ihrem Verschleißverhalten [174]. Das in dieser Studie verwendete Steatit hat sich in mehreren durchgeführten Untersuchungen als Antagonist bewährt [4, 50, 51, 61, 95, 139, 140, 141, 142, 143, 150, 186]. Shortall et al. [164] sahen dagegen Steatit als Ersatzmaterial für Schmelz als nicht geeignet an, da es härter und verschleißfester ist [77, 164]. Natürlicher Zahnschmelz wird als das am besten geeignete Material für die Verschleißsimulation in-vitro angesehen, wobei die Herstellung von Antagonisten in geeigneter Größe, differierende physikalische Eigenschaften, sowie natürliche Unterschiede in Form und Struktur, als Problem angesehen werden [156]. Eine umfangreiche Vorbereitung und Standardisierung gestaltet sich aufgrund der genannten Faktoren als schwierig [164], wobei diese Maßnahme laut Krejci et al. [101] keinen Vorteil im Vergleich zu nicht standardisierten Schmelzhöckern als Antagonisten zeigt. Die Oberflächenbearbeitung von Schmelz beeinflusst allerdings seine Verschleißigenschaften [104]. Da der Verschleiß von Schmelz jedoch entscheidend von dessen morphologischen und strukturellen Unterschieden abhängt, ist ein standardisiertes Testverfahren unmöglich [187].

Basierend auf der Tatsache, dass natürlicher Schmelz vor allem aus Hydroxylapatitkristallen besteht, wurden in einigen Versuchen synthetisch hergestelltes Hydroxylapatit als Ersatz für natürlichen Zahnschmelz verwendet [76, 85, 86, 156]. So zeigten Kalin et al. [86], dass die Verschleißwerte von Hydroxylapatit weitestgehend mit denen von Schmelz übereinstimmen. Bei der Verschleißsimulation wurde allerdings eine Entstehung von Mikrorissen und eine Materialauflösung des Hydroxylapatits beobachtet, welche bei Schmelz nicht auftrat [50, 85, 86]. Daher ist die Verwendung von Hydroxylapatit in der Verschleißsimulation als kritisch anzusehen [156].

Eine weitere Alternative ist die Verwendung von Stahlkugeln als Antagonist, wobei diese aufgrund der unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften im Vergleich zu Schmelz als nicht geeignet anzusehen sind [17, 180].

5.2 Diskussion der Methode

Die meisten Verschleißuntersuchungen werden in Form von in-vitro Studien durchgeführt. Dies hat den Vorteil, dass alle Parameter genau überprüft werden können, jedoch sind diese nicht standardisiert und führen somit zu unterschiedlichen Ergebnissen [64]. Wie bereits unter 2.3.3 erwähnt, ist durch die unterschiedliche Gestaltung der Prüfkörper und Antagonisten ein Vergleich zu in-vivo Studien unmöglich [69]. Andererseits haben in-vivo Studien den Nachteil hoher Kosten sowie patientenspezifischer Einflüsse, wie Geschlecht, Bruxismus, Ernährung, bevorzugte Kauseite und Habits, welche meist nicht oder nur schwer kontrollierbar sind [64, 67, 90, 169].

Bei in-vitro Untersuchungen besteht die unter 5.1 erwähnte Schwierigkeit bei der Auswahl des Antagonistenmaterials. Humaner Zahnschmelz simuliert am ehesten eine in-vivo Situation, jedoch ist dessen Verschleiß von mehreren Parametern wie der Dicke und Härte des Schmelzes, Ausrichtung der Schmelzprismen, Geometrie der Kontaktfläche, Oberflächenrauigkeit, Speichereigenschaften, Temperatur und Feuchtigkeit abhängig [36, 94, 101, 119, 128].

5.2.1 Oberflächenbearbeitung

Die Oberflächenbearbeitung der Keramiken wurde unter gleichbleibenden und kontrollierten Bedingungen durchgeführt. Die Reihenfolge der Bearbeitungsmethoden orientierte sich an dem allgemein gängigen Vorgehen in der klinischen Praxis.

Beschichtet mit den zugehörigen Glasurmassen wurden die Keramiken bei 930 °C ohne Vakuum einem Glanzbrand unterzogen. Dieser Vorgang erzeugt eine glatte Oberfläche [10, 111] und besitzt laut Al-Wahadni und Martin [10] die geringste Tendenz zur Biofilmbildung.

Das Beschleifen mit der Diamantwalze wurde unter Wasserkühlung vorgenommen. Dies erzielt bei Zirkoniumdioxiden, verglichen mit trockenem Beschleifen, wie unter 2.1.2.2 beschrieben, einen positiven Effekt auf die Transformation von der monoklinen in die tetragonale Phase [59, 68, 114].

Für die Politur der Keramiken wurden die Herstellerangaben in Bezug auf Umdrehungszahl und Wasserkühlung berücksichtigt, sowie die Dauer der Politur und der Anpressdruck überprüft. Viele Veröffentlichungen über die Auswirkungen der Politur machen bezüglich dieser Parameter keine oder nur ungenügende Angaben [3, 130]. Meist wird nur die Dauer und die Umdrehungsgeschwindigkeit überprüft [98, 172], wobei der Anpressdruck oft nicht als Einflussfaktor aufgeführt wird [175, 191]. Bei der Untersuchung von Hmaidouch et al. [68] wurde analog zu dieser Studie der Anpressdruck auf 2 N festgelegt, wodurch eine gleichbleibende Behandlung der Prüfkörper gewährleistet wurde. Hohe Umdrehungsgeschwindigkeiten können bei Keramiken die Biegefestigkeit verringern, allerdings verursachen sie auch eine glattere Oberfläche [3]. Ahmad et al. [3] geben eine Geschwindigkeit von 10000 U/min als optimal an, beziehungsweise verweisen auf die Empfehlungen des Herstellers. Einige Studien konnten nachweisen, dass die Politur mit Soflex Scheiben (3M Espe, Seefeld, G) bessere Resultate liefert als Gummipolierer [45, 120]. Allerdings ist durch das Scheibendesign die Anwendung im Molarenbereich schwierig, weshalb der Gebrauch limitiert ist [120]. Mehrere Autoren kamen zusätzlich zu dem Ergebnis, dass die Anwendung von Diamantpolierpasten nach dem letzten Polierschritt die Oberflächenrauigkeit nochmals reduziert, weshalb deren Anwendung zu berücksichtigen wäre [47, 126, 162].

Bei der durchgeführten Untersuchung der unterschiedlichen auf dem Markt verfügbaren Poliersysteme für Zirkoniumdioxidkeramiken sollte die Bedeutung der Politur dieser Materialklasse hervorgehoben werden. Aus Gründen der Zeitersparnis und Bequemlichkeit wird bei der Politur am Behandlungsstuhl und im Labor öfters zu Zweischritt- als zu Dreischrittssystemen gegriffen, weshalb ein Vergleich der Effektivität dieser Systeme mit berücksichtigt wurde.

Die Bearbeitung der Oberfläche in Form von Glasur, Beschleifen oder Politur hat nachweislich einen Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit und dementsprechend auf den Verschleiß des Materials sowie des Antagonisten [36, 84, 109, 139]. Nach den intraoralen Anpassungen ist die Politur als Alternative für einen erneuten Glanzbrand zu empfehlen, allerdings sollte dabei die Art der Keramik berücksichtigt und ein dementsprechend passendes Poliersystem gewählt werden [26].

5.2.2 Verschleißsimulation

Unterschiedliche Kausimulatoren in Kombination mit unterschiedlichsten Untersuchungsmethoden (pin-on-block, pin-on-disc, Zahnbürstenabrasion) und weiteren beeinflussenden Faktoren wie beispielsweise Kaukraft, Spüllösung, Lateralbewegung und Frequenz zeigen abweichende Ergebnisse, welche nicht miteinander vergleichbar sind [64, 65, 67, 106, 119, 195].

Die in dieser Untersuchung durchgeführte Simulation im Regensburger Kausimulator wurde mit einer Frequenz von 1,6 Hz und 50 N Kaukraft durchgeführt. Diese Werte repräsentieren die durchschnittliche Kaubelastung in-vivo [53, 149]. Die vertikale Belastung wurde mit einer

Lateralbewegung kombiniert, welche nachweislich einen Einfluss auf Verschleiß und Materialermüdung hat [64, 149], da hierbei im Vergleich zu einer reinen vertikalen Belastung eine bis zu 10-fach höhere Beanspruchung des Materials resultiert [119]. Die Lateralbewegung bei der Verschleißsimulation wurde auf 1 mm festgelegt und liegt damit nahe dem von Rilo et al. [147] in-vivo gemessenen Wert von 1,46 mm.

Für einen Zweikörperverschleiß, welcher häufig für die in-vitro Simulation von natürlichem Verschleiß herangezogen wird, wurden die Probenkammern des Kausimulators je Zyklus 2 Minuten mit destilliertem Wasser gespült. In der Mundhöhle tritt eine Kombination von Zwei- und Dreikörperverschleiß auf, weshalb ein Rückschluss auf das Verschleißverhalten unter natürlichen Bedingungen kritisch zu sehen ist. Der Zweikörperverschleiß simuliert somit nur die natürliche Abnutzung durch Bruxismus, Pressen und Okklusionskontakt beim Schluckvorgang [52] ohne ein abrasives Medium wie beispielsweise Speisen. Zusätzlich hat das feuchte Milieu der Mundhöhle einen Einfluss auf die Materialalterung der Keramik. Wie unter 2.2 beschrieben wird durch den auftretenden Rebinder-Effekt und die Spannungsrisskorrosion die Festigkeit keramischer Werkstoffe herabgesetzt [138, 148, 188]. Um die Bedingungen in der Mundhöhle zu simulieren, wechselte die Wassertemperatur zwischen 5 °C und 55 °C [64, 103]. Diese Temperaturschwankungen können zu Spannungen in der Keramik führen und die Rissausbreitung beschleunigen [1]. Trotz des Versuchs der genauen Simulation der Mundhöhlenverhältnisse können gewisse Faktoren, wie die Auswirkungen von Speisen und Getränken mit unterschiedlichen pH-Werten oder der Einfluss von Speichелеigenschaften nur schwer simuliert und berücksichtigt werden.

5.2.3 Auswertung

Die Bestimmung der Oberflächenrauigkeit kann durch Profilometrie, Verwendung eines Tastschrittgerätes, eines Rasterelektronenmikroskops oder Lasermikroskops erfolgen [8, 9, 45, 98, 120, 130, 157, 158, 159, 179, 185, 191, 193]. Im Rahmen dieser Doktorarbeit kamen zwei Methoden zur Messung der Oberflächenrauigkeit zum Einsatz. Mittels 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskopie (VK-X100 series, Keyence Corporation) wurde im Versuchsteil 3.1 neben der Oberflächenrauigkeit auch die Bestimmung der Verschleißwerte durchgeführt. Das Perthometer S6P (Feinprüf Perthen, Göttingen, D) kam bei der Untersuchung der verschiedenen Poliersysteme (3.2) zum Einsatz. Durch den kleineren Durchmesser (0,005 µm) des Laserstrahls [93] im Vergleich zu der Diamantspitze (4 µm) des Perthometers werden genauere Messungen möglich, wodurch ein direkter Vergleich der Ergebnisse der Oberflächenrauigkeiten der beiden Versuchsteile (s. 4.1.1 und 4.2) nicht möglich ist. Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Korrelationskoeffizient von 0,098 ermittelt, mit welchem die Werte in Bezug zueinander gestellt werden können.

Die Auswertung der Verschleißwerte wurde mittels eines 3D-Farb-Laserscanning-Mikroskops (VK-X100 series, Keyence Corporation) und der zugehörigen Software (VK Viewer, Version 2.2.0.0 und

VK Analyzer, Version 3.3.0.0, beide Keyence Corporation) durchgeführt. Der dreidimensionale Scan wird derzeit als genaueste Methode für die Bestimmung von Verschleiß angesehen [4, 28, 132]. Es kann auf die Herstellung von Replikas mittels Abdrucknahme und Gipsmodellherstellung verzichtet werden, womit Ungenauigkeiten und potentielle Fehlerquellen ausgeschlossen werden können [105]. Wie bereits erwähnt kann der 0,005 µm dünne Laserstrahl kleinste Unebenheiten erfassen und folglich genauere Messungen durchführen [93]. Dies ist eine Erklärung für höhere Werte im Vergleich zu vorangegangenen Studien [11, 109, 132, 139, 140, 143]. Jedoch ist die bei diesem Verfahren benötigte Hard- und Software teuer und somit nicht für alle Forscher zugänglich [28, 134].

5.3 Diskussion der Ergebnisse

5.3.1 Oberflächenrauigkeit

Wie bereits in vorangegangenen Studien nachgewiesen, ergab sich bei den Untersuchungen ein Zusammenhang zwischen der Oberflächenbearbeitung und dessen Rauigkeit [86, 156]. Durch das Beschleifen der Materialien wurde in beiden Versuchsdurchführungen die Oberflächenrauigkeit signifikant erhöht. Die folgende Politur führte zu ähnlich glatten Oberflächen wie die Glasur [10, 111, 185]. Damit kann die von Janyavula et al. [77], Karayazgan et al. [88] und Fuzzi et al. [47] beschriebene glattere Oberfläche von polierten im Vergleich zu glasierten Keramiken nicht bestätigt werden. Darüber hinaus war die Oberflächenrauigkeit von polierter oder glasierter Feldspatkeramik nicht höher als von Zirkoniumdioxid, gleiches traf auf Zahnschmelz zu. Daraus lässt sich schließen, dass das Material selbst nur einen geringen Einfluss auf die Qualität der Glasur oder Politur hat. Frühere Studien zeigten allerdings, dass vor allem die Mikrostruktur eines Materials einen entscheidenden Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit und die Politur hat [160]. Da Zirkoniumdioxid über eine sehr homogene Mikrostruktur verfügt, ist eine sehr gute Politur möglich [98]. Dies konnte in den im Versuchsteil 3.2 angefertigten REM-Aufnahmen dargestellt werden.

5.3.2 Verschleiß

Der Verschleiß von Prüfkörper und Antagonisten zeigte unterschiedliche Entwicklungen mit steigender Kauzyklenzahl. Für alle geprüften Materialien und deren Antagonisten ergab sich der höchste Verschleiß innerhalb der ersten 40000 Kauzyklen, unabhängig der vorangegangenen Oberflächenbearbeitung. Im weiteren Verlauf bis 80000 und 120000 Zyklen wurde bei IPS e.max press und Cercon ceram love ein weiter ansteigender Verschleiß beobachtet jedoch in einem geringeren Ausmaß. Dieses Phänomen trat bereits in anderen Untersuchungen auf [52, 77, 102]. Eine Erklärung hierfür könnte die Entwicklung der Kontaktfläche von Antagonist und Prüfkörper im Laufe der Kausimulation sein. Ist zu Beginn der Untersuchung der Kontakt sehr klein, vergrößert sich dieser mit fortlaufendem Verschleiß, wobei die eingestellte Kaukraft von 50 N gleich bleibt. Resultierend

wird die gleiche Kraft auf eine größere Fläche verteilt, wodurch ein geringerer Materialabtrag erklärt werden kann [102].

Bezüglich der Keramiken können Unterschiede im Verschleißverhalten von Silikatkeramiken und Zirkoniumdioxidkeramiken erkannt werden. Die Feldspatkeramik und Lithiumdisilikatkeramik zeigten unabhängig der vorangegangenen Oberflächenbearbeitung einen ansteigenden Verschleiß mit steigender Zyklenanzahl. Im Gegensatz dazu stieg der Verschleiß der Zirkoniumdioxidkeramiken mit höherer Kauzyklenbelastung nicht entscheidend an, wohingegen deren Antagonisten ähnlich der Silikatkeramiken einen Zusammenhang zwischen ansteigendem Verschleiß und Zyklenanzahl erkennen ließen.

Poliertes Zirkoniumdioxid verursachte den geringsten Verschleiß an Prüfkörper und Antagonist. Dabei blieben die Verschleißwerte der Prüfkörper mit steigender Zyklenanzahl weitestgehend konstant. Glasiertes Cercon HT und Cercon base zeigten trotz geringer Oberflächenrauigkeit einen im nicht signifikanten Maß ansteigenden Verschleiß des Prüfkörpers und die höchste Verschleißfläche am Antagonisten nach 120000 Zyklen, die ähnlich hoch wie die der Steatitkugeln gegen Cercon ceram love lagen. Erklären lässt sich dies mit der Entstehung einer aufgerauten weichen Glasurschicht während der Verschleißsimulation, unter der nach vollständigem Abtrag das darunterliegende Zirkoniumdioxid freigelegt wird. Eine Lösung wäre die Politur der Zirkoniumdioxidkeramiken vor dem Glasurbrand. Beschliffenes Zirkoniumdioxid und deren Antagonisten zeigte kein deutlich erkennbares Verhaltensmuster mit steigender Zyklenanzahl. Die Werte für die Verschleißtiefen der Keramiken lassen einen leichten Abfall bis 120000 Zyklen erkennen. Die Antagonisten wiesen einen ansteigenden Verschleiß mit steigender Zyklenanzahl auf, der allerdings nicht höher lag als gegen glasiertes Zirkoniumdioxid. Dies lässt die Vermutung zu, dass Unebenheiten in der Prüfkörperoberfläche durch zyklische Materialbewegung während der Verschleißsimulation abgetragene Materialpartikel des Antagonisten aufgefüllt wurden. Dieser Effekt scheint eine Erklärung für die Abweichungen der Verschleißwerte der beschliffenen und polierten Prüfkörper zu sein. Diese Beobachtungen decken sich mit den Ergebnissen von mehreren Veröffentlichungen [66, 75, 77, 142, 150], welche polierten Oberflächen einen geringeren Verschleiß nachwiesen als glasierten Keramiken. Die Silikatkeramiken bestätigten einerseits die Annahme, dass der Verschleiß mit steigender Zyklenanzahl ansteigt, wobei sich andererseits kein Zusammenhang mit der ursprünglichen Oberflächenbearbeitung erkennen ließ. Nach 40000 Zyklen war ein erhöhter, aber nicht signifikanter Unterschied zwischen den Oberflächenbearbeitungszuständen zu sehen, welcher sich bei steigender Zyklenanzahl bis 120000 weiter verkleinerte. Daraus lässt sich schließen, dass die Oberflächenbearbeitung das Verschleißverhalten in der Anfangsphase beeinflusst und mit laufender Kaubelastung an Bedeutung verliert. Eine Erklärung hierfür wäre der Abtrag der Glasphase der Silikatkeramiken bei andauernder Kaubelastung und eine Freilegung der kristallinen Phase, beispielsweise von Leuzitkristallen. Dies scheint bereits nach 40000 Zyklen der Fall zu sein, da ab diesem Zeitpunkt ein gleiches Verschleißverhalten von glasierten, beschliffenen und polierten

Oberflächen zu beobachten war. Dadurch wird die Annahme von Metzler et al. [123] bestätigt, dass die Mikrostruktur einer Keramik letztendlich den entscheidenden Faktor für das Verschleißverhalten darstellt. Zusätzlich wäre dies eine Erklärung der hohen Verschleißwerte von IPS e.max press. Um den Einfluss der Oberflächenbearbeitung auf den Verschleiß in der Initialphase zu beurteilen, sind Untersuchungen von Kauzyklenzahlen unter 40000 notwendig. Die gering ansteigenden Verschleißwerte der Oxidkeramiken und Cercon ceram love ab 80000 Kauzyklen könnte darauf hindeuten, dass sich bei diesen Materialien, anders als bei IPS e.max press, die Zunahme von Verschleiß mit steigender Belastung einpendelt. Um diese Annahme zu bestätigen, sind hierfür weiter Untersuchungen mit höheren Kauzyklenanzahlen notwendig.

Eine weitere Erklärung für die höheren Verschleißwerte von Silikatkeramiken ist deren höhere Anfälligkeit für Ermüdung und folglich Rissbildungen, deren Ausbreitung und Chipping. Die dadurch entstehende aufgeraute Oberfläche beschädigt den Antagonisten zusätzlich und ist verantwortlich für die höheren Verschleißwerte der Antagonisten dieser Materialgruppe.

Grundsätzlich ist die regelmäßige, präventive Politur von angerauten Keramikrestorationen ein Lösungsansatz, um einem erhöhten Verschleiß des Antagonisten vorzubeugen.

Die Referenzserien zeigten unterschiedliches Verschleißverhalten. Dies bestätigt die im Kapitel 5.1 geäußerten Schwierigkeiten bei der Suche nach einem geeigneten Ersatzmaterial für Schmelz zur Anwendung in der Kausimulation. Steatit ist möglicherweise aufgrund unterschiedlicher Eigenschaften in Härte und Rauigkeit nicht in der Lage, Schmelz zu imitieren (s. Tabelle 22).

	Schmelz	Steatit
Härte	330 HV	680 HV
Rauigkeit	$0,9 \pm 0,2 \mu\text{m}$	$1,7 \pm 0,2 \mu\text{m}$

Tabelle 22: Härte und Rauigkeit von Schmelz und Steatit [140, 164]

Zusätzlich kann Steatit nicht die komplexen Strukturen von Schmelz imitieren oder ersetzen. Steatit ist allerdings in gleichbleibender Qualität verfügbar, weshalb eine standardisierte Untersuchung möglich wird. Die Ergebnisse sind miteinander vergleichbar und lassen eine Einschätzung grundlegender Verschleißverhalten von Materialien zu.

5.3.3 Polierverhalten

Die Politur spielt durch die steigende Anwendung von monolithischen Zirkoniumdioxidrestorationen eine immer größer werdende Rolle. Der Verschleiß des Antagonisten ist bei polierten Zirkoniumdioxiden nachweislich geringer als bei Verblendkeramiken [77, 139, 168]. Zusätzlich ist

eine durch okklusale Anpassungen beschliffene Zirkoniumdioxidoberfläche anfälliger für Rissbildungen und deren Ausbreitung, weshalb eine adäquate Politur für die Langzeitprognose dieser Restaurationen in der klinischen Anwendung von großer Bedeutung ist. Die untersuchten verschiedenen Poliersysteme zeigten bereits nach dem ersten Polierschritt eine signifikante Reduktion der Oberflächenrauigkeit. Diese Werte variierten allerdings unter den verschiedenen Systemen. Mit den folgenden Polierschritten reduzierte sich die Oberflächenrauigkeit weiter und näherte sich in Folge an, mit Endwerten von unter $0,3 \mu\text{m}$ für R_a und $1,8 \mu\text{m}$ für R_z . Nur ein intraorales Zweischnittsystem (Kenda) zeigte deutlich höhere Ergebnisse. Dies zeigt, dass alle Polierschritte der Zwei- oder Dreischnittsysteme essentiell sind für eine effektive Politur von Zirkoniumdioxid.

6 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Studie wurde das Verschleißverhalten von vier in der Vollkeramiktechnik angewandten Materialien in Abhängigkeit zur Oberflächenbearbeitung, Oberflächenrauigkeit und Zyklenanzahl dargestellt. Da die Politur von Zirkoniumdioxid durch einen steigenden Verbrauch dieses Materials auch für monolithischen Zahnersatz an Bedeutung gewinnt, wurden ergänzend zum ersten Versuchsteil 14 auf dem Markt verfügbare Keramikpoliersysteme untersucht. Neben labortechnischen und intraoralen Poliersets wurde zwischen Zwei- und Dreischritt-Systemen unterschieden.

Von vier Keramiken, darunter zwei Zirkoniumdioxide (Cercon base, Cercon HT), eine Feldspatkeramik (Cercon ceram love) und eine Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max press), wurden plane, quadratische Prüfkörper (Seitenlänge 5 mm, Materialstärke 2 mm) angefertigt und einem Glanzbrand unterzogen. Anschließend wurden zwei Drittel der Prüfkörper mit einer Diamantwalze (837LF 014, ISO 806 314 FG, Meisinger, D) beschliffen und davon wiederum die Hälfte mit einem Dreischrittpoliersystem (NTI Cera Glaze) poliert. Resultierend lagen pro Bearbeitungszustand (glasiert, beschliffen, poliert) 24 Prüfkörper vor. Als Referenzserien wurden Steatit- und Schmelzplättchen angefertigt.

Für die Untersuchung des Zweikörperverschleißes wurden die Prüfkörper einer Kausimulation (50 N; 1,6 Hz; Lateralbewegung: 1 mm; Abhebeweg: 2 mm; Thermozyklen: 5 °C/55 °C, 2 min/Zyklus) unterzogen. Als Antagonisten kamen Steatitkugeln (Durchmesser 3 mm) zum Einsatz. Die für jedes Material untersuchten 9 Serien (à 8 Prüfkörper) unterschieden sich in ihrer Oberflächenbearbeitung (glasiert, beschliffen, poliert) sowie in der Zyklenanzahl (40000 – 80000 – 120000). Die Auswertung der Oberflächenrauigkeit (Mittenrauwert R_a , Rautiefe R_z), der Verschleißtiefe und des Verschleißvolumens der Prüfkörper und der relativen Verschleißfläche der Steatitantagonisten erfolgte mit einem 3D-Laser-Scanning-Mikroskop (VK-X100 Series, Keyence Corporation).

Ergänzend sollte im zweiten Teil das Polierverhalten von Zirkoniumdioxid untersucht werden. Hierfür wurden 75 quadratische, plane Prüfkörper (Seitenlänge 5 mm, Materialstärke 2 mm) der Zirkoniumdioxidkeramik Cercon HT hergestellt und mit einem Diamantschleifer beschliffen. Anschließend wurden die Prüfkörper mit 14 verschiedenen Keramikpoliersystemen bearbeitet. Dabei wurde zwischen Zwei- und Dreischrittssystemen sowie intraoralen und labortechnischen Systemen unterschieden. Nach jedem Polierschritt wurde die Oberflächenrauigkeit (Mittenrauwert R_a , Rautiefe R_z) mittels eines Perthometers (Perthometer S6P, Feinprüf Perthen, Göttingen, D) ermittelt und Rasterelektronenmikroskopaufnahmen angefertigt. Die statistische Auswertung beider Versuchsteile erfolgte mittels one-way ANOVA und dem post-hoc Bonferroni-Test mit einem Signifikanzniveau von 5 %.

Die Oberflächenrauigkeiten zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den glasierten und polierten Prüfkörpern der vier untersuchten Keramiken. Die drei Bearbeitungszustände ergaben bei Cercon ceram love keine signifikanten Unterschiede in den Rauigkeitswerten. Lediglich bei Cercon HT und IPS e.max press erreichte das Beschleifen mit einem Diamantschleifer eine signifikante Erhöhung der Oberflächenrauigkeit. Durch die folgende Politur wurde diese für Cercon base, Cercon HT und IPS e.max press wieder signifikant reduziert.

Zirkoniumdioxid, vor allem im polierten Zustand, zeigte den geringsten Verschleiß des Prüfkörpers sowie deren Antagonisten. Ein steigender Verschleiß mit steigender Zyklanzahl war nicht für das Material selbst, sondern nur an ihren Steatitantagonisten zu beobachten. Die Verblendkeramik und die Lithiumdisilikatkeramik mit ihren Antagonisten zeigten einen steigenden Verschleiß mit höherer Kauzyklanzahl, wobei die vorangegangene Oberflächenbearbeitung den Verschleiß nur gering beeinflusste. Grundsätzlich war für alle Keramiken und Antagonisten der größte Verschleißanstieg in den ersten 40000 Zyklen erkennbar. In den folgenden Kauzyklen kam es zu einem weiteren, jedoch geringeren Anstieg des Verschleißes.

Die auf dem Markt verfügbaren Systeme für die Politur von Zirkoniumdioxid eignen sich unabhängig ihrer Anwendung (intraoral, labortechnisch) und ihrer Anzahl an Polierschritten (Zwei-, Dreischrittssysteme) sehr gut als Alternative für einen erneuten Glanzbrand. Der erste Polierschritt reduzierte die Oberflächenrauigkeit signifikant. Die folgenden Polierschritte erreichten eine weitere, nicht signifikante Reduktion der Rauigkeit. Nach der letzten Politur ergaben sich Werte für R_a von $0,06 \mu\text{m}$ bis $0,26 \mu\text{m}$, wobei ein System (All Ceramic, Kenda, FL) mit einem Wert von $0,65 \mu\text{m}$ weit von den anderen Ergebnissen abwich.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die unterschiedlichen Keramiken ein unterschiedliches Verschleißverhalten aufwiesen. Die Oberflächenbearbeitung spielte dabei bei der Feldspat- und Lithiumdisilikatkeramik eine Rolle, wohingegen bei den Zirkoniumdioxiden nur der Verschleiß deren Antagonisten eine Abhängigkeit zur Oberflächenbearbeitung von Zirkoniumdioxid zeigte. Da poliertes Zirkoniumdioxid den geringsten Verschleiß vom Material selbst sowie ihrer Antagonisten aufwies, sollte im klinischen Alltag auf eine glatte Oberfläche dieses Materials geachtet, und die Politur als Alternative zu einem erneuten Glanzbrand nach dem Beschleifen in Betracht gezogen werden. Die dafür verfügbaren Poliersysteme eignen sich gleichermaßen, allerdings sollte auf eine Einhaltung aller Parameter und Durchführung aller das System beinhaltenden Polierschritte geachtet werden. Um eine Adaption an den physiologischen Verschleiß des natürlichen Gebisses zu erreichen, empfiehlt sich eine Okklusionsüberprüfung bei der zahnärztlichen Kontrolle und bei Bedarf eine okklusale Anpassung der Vollzirkonrestauration – mit nachfolgender Politur.

7 Literaturverzeichnis

- [1] Addison O, Fleming GJ, Marquis PM
The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials
Dent Mater 2003; 19(4): 291-297
- [2] Addy M, Hunter ML
Can tooth brushing damage your health? Effects on oral and dental tissues
Int Dent J 2003; 53(3): 177-186
- [3] Ahmad R, Morgano SM, Wu BM, Giordano RA
An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics and polishing load on the flexural strength of polished ceramics
J Prothet Dent 2005; 94(5): 421-429
- [4] Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M
Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic
J Prosthet Dent 2010; 104(2): 105-113
- [5] Al-Hiyasat AS, Saudners WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH
The abrasive effect of glazed, unglazed and polished porcelain on the wear of human enamel and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear
Int J Prosthodont 1997; 10(3): 269-282
- [6] Al-Omiri MK, Harb R, Abu Hammad AO, Lamey PJ, Lynch E, Clifford TJ
Quantification of tooth wear: conventional vs new method using toolmakers microscope and a three-dimensional measuring technique
J Dent 2010; 38(7): 560-568
- [7] Al-Omiri MK, Lamey PJ, Clifford T
Impact of tooth wear on daily living
Int J Prosthodont 2006; 19(6): 601-605
- [8] 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; 23(6): 736-741
- [9] Al-Wahadni A
An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed and refinished ceramic materials
Quintessence Int 2006; 37(4): 311-317
- [10] Al-Wahadni A, Martin DM
Glazing and finishing dental porcelain: a literature review
J Can Dent Assoc 1998; 64(8): 580-583
- [11] Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RR
Three-body wear potential of dental Y-TZP ceramic after grinding, polishing and glazing treatments
J Prothet Dent 2014; 112(5): 1151-1155
- [12] Aravind P, Razak PA, Francis PG, Issac JK, Shanoj RP, Sasikumar TP
Comparative evaluation of the efficiency of four ceramic finishing systems
J Int Oral Health 2013; 5(5): 59-64

- [13] arbeitsgruppe-vollkeramik-muenchen.de/uploads/pics/phasenumwandlung_01.gif
- [14] Baltzer A, Kaufmann-Jonian V
Die Belastbarkeit von VITA In-Ceram
Quintessenz Zahntech 2003; 29: 1318
- [15] Barghi N, Alexander L, Draugh RA
When to glaze – an electron microscope study
J Prosthet Dent 1976; 35(6): 648-653
- [16] Bartlett D, Dugmore C
Pathological or physiological erosion – is there a relationship to age?
Clin Oral Investig 2008; 12(1): 27-31
- [17] Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M
In vitro performance of full-contour zirconia single crowns
Dent Mater 2012; 28(4): 449-459
- [18] 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(4): 258-269
- [19] Brackett SE, Leary JM, Turner KA, Jordan RD
An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment
J Prosthet Dent 1989; 61(4): 446-451
- [20] Camacho GB, Vinha D, Panzeri H, Nonaka T, Gonçalves M
Surface roughness of a dental ceramic after polishing with different vehicles and diamond pastes
Braz Dent J 2006; 17(3): 191-194
- [21] Campbell SD
Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials
J Prosthet Dent 1989; 61(5): 563-568
- [22] Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ
The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics – Part II
J Dent 1997; 25(5): 409-414
- [23] Condon JR, Ferracane JL
In-vitro wear of composit with varied cure, filler level and filler treatment
J Dent Res 1997; 76(7): 1405-1411
- [24] Craig RG, Powers JM
Restorative dental materials
12. Auflage, Mosby Elsevier, St Louis, 2006
- [25] Cutler RA, Reynolds JR, Jones A
Sintering and characterization of polycrystalline monoclinic, tetragonal and cubic zirconia
J Am Ceram Soc 1992; 75(8): 2173-2183
- [26] da Silva TM, Salvia AC, Carvalho RF, Pagani C, Rocha DM, Silva EG
Polishing for glass ceramics: Which protocol?
J Prothodont Res 2014; 58(3): 160-170

- [27] Davies SJ, Gray RJ, Qualtrough AJ
Management of tooth surface loss
Br Dent J 2002; 192(1): 11-23
- [28] De Long R
Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear
Dent Mater 2006; 22(8): 702-711
- [29] De Long R, Pintado MR, Doughlas WH
The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials. An in vitro study
J Prosthet Dent 1992; 68(1): 42-48
- [30] Denry I, Holloway JA
Ceramics for dental applications: a review
Materials 2010; 3(1): 351-368
- [31] Denry I, Kelly JR
State of the art of zirconia for dental applications
Dent Mater 2008; 24(3): 299-307
- [32] dentalkompakt-online.de/produktdetail/produkt/ceraglaze__1606.html
- [33] Dietschi A, Argente A
A comprehensive and conservative approach for the restoration of abrasion and erosion
Part I: Concepts and clinical rationale for early intervention using adhesive techniques
Eur J Esthet Dent 2011; 6(1): 20-33
- [34] Doi TK, Kasai T, Tonshoff HK
Lapping and Polishing
Handbook of Ceramic Grinding and Polishing
Noyes Publications/William Andrews Publishing, New York, 2000
- [35] Eichner K, Kappert HF
Zahnärztliche Werkstoffe und Ihre Verarbeitung
Band 1, 6. Auflage, Hüthig Verlag, Heidelberg, 1996
- [36] Elmaria A, Goldstein G, Vijayaraghavan T, Legeros RZ, Hittelman EL
An evaluation of wear when enamel is opposed by various ceramic materials and gold
J Prosthet Dent 2006; 96(5): 345-353
- [37] Ernsberger FM
The role of molecular water in the diffusive transport of protons in glasses
Physics Chem Glasses 1980; 21(4): 146-149
- [38] Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ
In vivo wear of enamel by a lithia-disilicate-based core ceramic used for posterior fixed partial dentures: first-year results
Int J Prosthodont 2006; 19(4): 391-396
- [39] Etman MK
Confocal examination of subsurface cracking in ceramic materials
J Prosthodont 2009; 18(7): 550-559
- [40] Etman MK, Woolford M, Dunne S
Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study

- [41] Int J Prosthodont 2008; 21(3): 245-252
Evans AG
Perspective on the development of high toughness ceramics
J Am Ceram Soc 1990; 73(2): 187-206
- [42] Fares J, Shirodaria S, Chiu K, Ahmad N, Sherriff M, Bartlett DW
A new index of tooth wear. Reproducibility and application to a sample of 18- to 30-year old university students
Caries Res 2009; 43(2): 119-125
- [43] Feinprüf Perthen
Gebrauchsanweisung
Definitionen, Oberflächenmessgrößen
- [44] Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler LJ
Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich: Bewertung von Werkstoffen hinsichtlich Bruchlast und Zuverlässigkeit
Quintessenz Zahntechnik 2002; 27(6): 697-707
- [45] Flury S, Lussi A, Zimmerli B
Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations
Oper Dent 2010; 35(4): 470-481
- [46] Fürst EM
Untersuchungen zur Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefrästen Zirkonoxid-Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel
Dissertation LMU München 2008
- [47] Fuzzi M, Zacceroni Z, Vallania G
Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain
Int J Prosthodont 1996; 9(5): 452-458
- [48] Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT
Ceramic steel?
Nature 1975; 258: 703-704
- [49] Geis-Gerstorfer J, Fässler P
Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkoniumdioxid-TZP und In-Ceram
Dtsch Zahnärztl Z 1999; 54:692-694
- [50] Ghazal M, Kern M
The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth
J Prosthet Dent 2009; 101(6): 342-349
- [51] Ghazal M, Kern M
Wear of human enamel and nano-filled composite resin denture teeth under different loading forces
J Oral Rehabil 2009; 36(1): 58-64
- [52] Ghazal M, Yang B, Ludwig K, Kern M
Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel
Dent Mater 2008; 24(4): 502-507

- [53] Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB
Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission
J Prosthet Dent 1981; 46(4): 443-449
- [54] Giordano R
A comparison of all ceramic restorative Systems: Part I
Gen Dent 1999; 47(6): 566-570
- [55] Green DJ
A technique for introducing surface compression into zirconia ceramics
J Am Ceram Soc 1983; 66(10): C178-C179
- [56] Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV
Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic
Dent Mater 2005; 21(5): 454-463
- [57] Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV
Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials
Part II: Zirconia-based dental ceramics
Dent Mater 2004; 20(5): 449-456
- [58] Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J
Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia
Int J Prosthodont 2002; 15(4): 339-346
- [59] Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV
Influence of surface heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic
J Dent 2005; 33(1): 9-18
- [60] Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW, Balooch M
Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale
Arch Oral Biol 2001;46(2):173-183
- [61] Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M
Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material
J Prosthet Dent 2009; 101(4): 269-278
- [62] Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC
Transformation toughening in zirconia-containing ceramics
J Am Ceram Soc 2000; 83(3): 461-487
- [63] Haywood VB, Heymann HO, Scurria MS
Effects of water, speed and experimental instrumentation on finishing and polishing porcelain intra-orally
Dent Mater 1989; 5(3): 185-188
- [64] Heintze SD
How to qualify validate wear simulation devices and methods
Dent Mater 2006; 22(8): 712-734
- [65] Heintze SD, Barkmeier WW, Latta MA, Rousson V
Round robin test: wear of nine dental restorative materials in six different wear simulators – supplement to the round robin test of 2005
Dent Mater 2011; 27(2): 1-9

- [66] Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V
Wear of ceramic and antagonist – a systematic evaluation of influencing factors in vitro
Dent Mater 2008; 24(4): 433-449
- [67] Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Ozcan M
Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods
Dent Mater 2012; 28(9): 961-973
- [68] Hmaidouch R, Müller WD, Lauer HC, Weigl P
Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing
Int J Oral Sci 2014; 6(4): 241-246
- [69] Hmaidouch R, Weigl P
Tooth wear against ceramic crowns in a posterior region: a systematic literature review
Int J Oral Sci 2013; 5(4): 183-190
- [70] Hohmann A, Hielscher W
Lehrbuch der Zahntechnik Band III
4. Auflage, Quintessenz Verlag, Berlin, 2005
- [71] Inasaki I, Meyer HR, Klocke F, Shibata J, Spur G, Tonshoff HK, Wobker HG
Grinding
Handook of Ceramics Grinding & Polishing
Noyes Publications/William Andrews Publishing, New York, 2000
- [72] Isgrò G, Pallav P, van der Zal JM, Feilzer AJ
The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat pressed ceramic
J Prosthet Dent 2003; 90(5): 465-473
- [73] ivoclarvivadent.de/de/produkte/vollkeramik/ips-emax-techniker/ips-emax-press
- [74] Jacobi R, Shillingburg HT Jr, Duncanson MG Jr
A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold
J Prosthet Dent 1991; 66(3): 303-309
- [75] Jagger DC, Harrison A
An in vitro investigation into the wear effect of unglazed, glazed and polished porcelain on human enamel
J Prosthet Dent 1994; 72(3): 320-323
- [76] Jain V, Platt JA, Moore BK, Borges GA
In vitro wear of new indirect resin composites
Oper Dent 2009; 34(4): 423-428
- [77] Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO
The wear of polished and glazed zirconia against enamel
J Prosthet Dent 2013; 109(1): 22-29
- [78] Jefferies SR
Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review
Dent Clin North Am 2007; 51(2): 379-39

- [79] Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W
Effect of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic
J Mater Sci Mater Med 2011; 22(11): 2429-2435
- [80] Jones CS, Billington RW, Pearson GJ
The in vivo perception of roughness of restorations
Br Dent J 2004; 196(1): 42-45
- [81] Jones CS, Billington RW, Pearson GJ
Interoperator variability during polishing
Quintessence Int 2006; 37(3): 183-190
- [82] Jung T, Borchers L
Schleif- und Poliermittel
Zahnärztliche Werkstoffe und Ihre Verarbeitung
Karl Eichner, Heinrich F. Kappert, 8. Auflage, Thieme Verlag, Stuttgart, 2005
- [83] Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB
A study on the in vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain
J Adv Prosthodont 2010; 2(3): 111-115
- [84] Jagger DC, Harrison A
An in vitro investigation into the wear effect of unglazed, glazed and polished porcelain on human enamel
J Prosthet Dent 1994; 72(3): 320-323
- [85] Kalin M, Hockey B, Jahanmir S
Wear of hydroxyapatite sliding against glass-infiltrated alumina
J Mat Res 2003; 18(1): 27-36
- [86] Kalin M, Jahanmir S, Ives LK
Effect of counterface roughness on abrasive wear of hydroxyapatite
Wear 2002; 252(9-10): 679-685
- [87] Karan S, Toroglu MS
Porcelain refinishing with two different polishing systems after orthodontic rebonding
Angle Orthod 2008; 78(5): 947-953
- [88] Karayazgan B, Atay A, Saracli MA, Gunay Y
Evaluation of Candida albicans formation on feldspathic porcelain subjected to four surface treatment methods
Dent Mater J 2010; 29(2): 147-153
- [89] Kelly JR
Ceramics in restorative and prosthetic dentistry
Annu Rev Mater Sci 1997; 27: 443-468
- [90] Kelly JR, Benetti P, Rungruanant P, Bona AD
The slippery slope: critical perspectives on invitro research methodologies
Dent Mater 2012; 28(1): 41-51
- [91] Kelly JR, Denry I
Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview
Dent Mater 2008; 24(3): 289-298

- [92] Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD
Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives
J Prosthet Dent 1996; 75(1): 18-32
- [93] Keyence Corporation
Produktinformation 3D-Laserscanningmikroskop Modellreihe VK-X100/X200
- [94] Kim SK, Kim KN, Chang IT, Heo SJ
A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear
J Oral Rehabil 2001; 28(11): 1048-1055
- [95] Kontos L, Schille C, Schweizer E, Geis-Gerstorfer J
Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia
Acta Odontol Scand 2013, 71(3-4): 482-487
- [96] Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L
The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic
Dent Mater 1999; 15(6): 426-433
- [97] Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L
Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics
J Biomed Mater Res 2000; 53(4): 304-313
- [98] Kou W, Molin M, Sjögren G
Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing
J Oral Rehabil 2006; 33(2): 117-124
- [99] Koutayas SO, Kern M
All-ceramic posts and cores: the state of the art
Quintessence Int 1999; 30(6): 383-392
- [100] Krell A, Blank P
On abrasive wear of zirconia-toughened aluminas
Wear 1988; 124(3): 327-330
- [101] Krejci I, Albert P, Lutz F
The influence of antagonist standardization on wear
J Dent Res 1999; 78(2): 713-719
- [102] Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann JL
Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements
J Prosthet Dent 1993; 69(4): 425-430
- [103] Krejci I, Lutz F, Reimer M
Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps and luting cements
Quintessence Int 1994; 25(3): 199-207
- [104] Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R
Wear evaluation of MZ 100 compared to ceramic CAD/CAM materials
Int J Comput Dent 2001, 4(3): 171-184
- [105] Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G
Quantitative in vivo wear of human enamel
J Dent Res 1989; 68(12): 1752-1754

- [106] Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B
How to simulate wear? Overview of existing methods
Dent Mater 2006; 22(8): 693-701
- [107] Lambrechts P, Vanherle G, Vuylsteke M, Davidson CL
Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three dimensional measuring technique
J Dent 1984; 12(3): 252-267
- [108] Larsen MJ
Chemical events during tooth dissolution
J Dent Res 1990; 69: 575-580, 634-646
- [109] Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO
Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing
J Dent 2014; 42(12): 1586-1591
- [110] Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV
Tooth wear and wear investigations in dentistry
J Oral Rehabil 2012; 39(3): 217-225
- [111] Luangruangrong P, Cook NB, Sabrah AH, Hara AT, Bottino MC
Influence of full-contour zirconia surface roughness on wear of glass-ceramics
J Proshtodont 2014; 23(3): 198-205
- [112] Luthardt R, Herold V, Sandkuhl O, Reitz B, Knaak JP, Lenz E
Kronen aus Hochleistungskeramik, ein neuer Werkstoff in der Kronenprothetik
Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53: 280-285
- [113] Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH
CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia
Dent Mater 2004; 20(7): 655-662
- [114] Luthardt RG, Holzhüter MS, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M
Reliability and properties of ground Y-TZP Zirconia ceramics
J Dent Res 2002; 81(7): 487-491
- [115] Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B
Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns
Eur J Prosthodont Restor Dent 1999; 7(4): 113-119
- [116] Maier HR
Leitfaden der technischen Keramik; Werkstoffkunde II, Keramik
2. Auflage, Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau (IKKM), Aachen, 1991
- [117] Mainieri VC, Saueressig AC, Pattussi MP, Fagondes SC, Grossi ML
Validation of the BiteStrip versus polysomnography in the diagnosis of patients with a clinical history of sleep bruxism
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2012; 113(5): 612-617
- [118] Mair LH
Wear in dentistry – current terminology
J Dent 1992; 20(3): 140-144

- [119] Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH
Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop
J Dent 1996; 24(1-2): 141-148
- [120] Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M
Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface
Int J Prosthodont 2003; 16(1): 74-77
- [121] Marx R
Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und
Bruchzähigkeit
Dtsch Zahnärztl Z 1993; 48: 229-236
- [122] Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R
A new optical 3D device for the detection of wear
J Dent Res 1997; 76(11): 1799-1807
- [123] Metzler KT, Woody RD, Miller AW 3rd, Miller BH
In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain
J Prosthet Dent 1999; 81(3): 356-364
- [124] Mitov G, Heintze S, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P
Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing
procedures
Dent Mater 2012; 28(8): 909-918
- [125] Monasky GE, Taylor DF
Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold
J Prosthet Dent 1971; 25(3): 299-306
- [126] Newitter DA, Schlissel E, Wolff MS
An evaluation of adjustment and postadjustment finishing techniques on the surface of
porcelain-bonded-to-metal crowns
J Prosthet Dent 1982; 48(4): 388-395
- [127] Oblak C, Jevnikar P, Kosmač T, Funduk N, Marion L
Fracture resistance and reliability of new zirconia posts
J Prosthet Dent 2004; 91(4): 342-348
- [128] O'Brien WJ
Dental materials and their selection
Abrasion, polishing and bleaching,
4. Auflage, Quintessence Books, Chicago, 2002
- [129] Oh WS, De Long R, Anusavice KJ
Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review
J Prosthet Dent 2002; 87(4): 451-459
- [130] Oliveira-Junior OB, Buso L, Fujiy FH, Lombardo GH, Campos F, Sarmiento HR, Souza RO
Influence of polishing procedures on the surface roughness of dental ceramic made by
different techniques
Gen Dent 2013; 61(1): e4-e8
- [131] Owen S, Reaney D, Newsome P
Finishing and polishing porcelain surfaces chairside
Int Dent Australasian edition 2011; 6(4): 68-73

- [132] Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP
Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics
J Prosthet Dent 2014; 111(1): 20-29
- [133] Passos SP, de Freitas AP, Iorgovan G, Rizkalla AS, Santon MJC, Santos Júnior GC
Enamel wear opposing different surface conditions of different CAD/CAM ceramics
Quintessence Int 2013; 44(10): 743-751
- [134] Peters MC, DeLong R, Pintato MR, Pallesen U, Qvist V, Douglas WH
Comparison of two measurement techniques for clinical wear
J Dent Res 1999; 27(7): 479-485
- [135] Piconi C, Maccauro G
Zirconia as a ceramic biomaterial
Biomaterials 1999; 20(1): 1-25
- [136] Pintado MR, Anderson GC, DeLong R, Douglas WH
Variation in tooth wear in young adults over a two-year period
J Prosthet Dent 1997; 77(3): 313-320
- [137] Pospiech P
Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken
Dental-Praxis 2002; 9/10: 255-257
- [138] Pospiech P
Keramisch denken – keramisch rekonstruieren
Keramik-Vollkeramik, ein Kimpendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin, 3M Espe 2004
- [139] Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M
Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments
Mech Behav Biomed Mater 2012; 10: 13-22
- [140] Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M
Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains
Dent Mater 2011; 27(8): 796-804
- [141] Preis V, Hahnel S, Kolbeck C, Behrend D, Warkentin M, Handel G, Rosentritt M
Wear performance of dental materials: a comparison of substructure ceramics, veneering ceramics and non-precious alloys
Adv Eng Mater 2011; 13(12): B432-B439
- [142] Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M
Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation
J Dent 2015; 43(1): 133-139
- [143] Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M
Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments
Quintessence Int 2013; 44(5): 393-405
- [144] Pröbster, Groten
Leitfaden vollkeramische Restaurationen
Vita In-Ceram, Uni Tübingen

- [145] Queiroz JR, Fissmer SF, Koga-Ito CY, Salvia AC, Massi M, Sobrinho AS, Junior LN
Effect of diamond-like carbon thin films coated acrylic resin on candida albicans biofilm formation
J Prosthodont 2013; 22(6): 451-455
- [146] Reid CN, Fisher J, Jacobsen PH
Fatigue and wear of dental materials
J Dent 1990; 18(4): 209-215
- [147] Rilo B, Fernández-Formoso N, Mora MJ, Cadarso-Suárez C, Santana U
Distance of the contact glide in the closing masticatory stroke during mastication of three types of food
J Oral Rehabil 2009; 36(8): 571-576
- [148] Ritter JE, Laporte RP
Effect of test environments on stress-corrosion susceptibility of glass
J Am Ceram Soc 1975; 58(7-8): 265-267
- [140] Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G
Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures
Dent Mater 2006; 22(2): 176-182
- [150] Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C
Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics
Clin Oral Investig 2012; 16(3): 935-943
- [151] Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C
Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns
J Dent 2009; 37(12): 978-983
- [152] Roulet JF
A material scientist's view: assessment of wear and marginal integrity
Quintessence Int 1987; 18(8): 543-552
- [153] Roulet JF
Development of appropriate measuring devices
Degradation of dental Polymers
Karger, Basel, 1987
- [154] Rues S, Kröger E, Müller D, Schmitter M
Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns
J Dent 2010; 38(12): 987-994
- [155] Ruschel VC, Maia HP, Lopes GC
Influence of external and internal surface roughness modifications on ceramic flexural strength
J Prosthet Dent 2014; 112(4): 903-908
- [156] Sabrah AH, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC
Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear
Dent Mater 2013; 29(6): 666-673

- [157] Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S
The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain
J Prosthet Dent 2006; 96(2): 122-128
- [158] Sarac D, Turk T, Elekdag-Turk S, Sarac YS
Comparison of 3 polishing techniques for 2 all-ceramic materials
Int J Prosthodont 2007; 20(5): 465-468
- [159] Sarikaya I, Güler AU
Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains
J Appl Oral Sci 2010; 18(1): 10-16
- [160] Sasahara RMC, Ribeiro Fda C, Cesar PF, Yoshimura HN
Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures
Oper Dent 2006; 31(5): 577-583
- [161] Schmitter M, Mueller D, Rues S
In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer
J Oral Rehabil 2013; 40(7): 519-525
- [162] Scurria MS, Powers JM
Surface roughness of two polished ceramic materials
J Prosthet Dent 1994; 71(2): 174-177
- [163] Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD
Grundlagen der Kronen und Brückenprothetik
Quintessenz Verlag, Berlin, 1989
- [164] Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM
Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing
Dent Mater 2002; 18(3): 246-254
- [165] Smith BG
Toothwear: aetiology and diagnosis
Dent Update 1989; 16(5): 204-212
- [166] Smith BG, Knight JK
An index for measuring toothwear
Br Dent J 1984; 156(12): 435-438
- [167] Sorensen JA
The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics
Quintessence Dent Techno 2003; 26: 57-67
- [168] Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CH
Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists
Acta Odontol Scand 2013; 71(1): 102-112
- [169] Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M
Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use
J Oral Rehabil 2014; 41: 314-322

- [170] Stober T, Lutz T, Gilde H, Rammelsberg P
Wear of resin denture teeth by two-body contact
Dent Mater 2006; 22(3): 243-249
- [171] Strub JR
Vollkeramische Systeme
Dtsch Zahnärztl Z 1992; 47: 566-571
- [172] Subaşı MG, Inan Ö
Evaluation of the topographical surface changes and roughness of zirconia after different surface treatments
Laser Med Sci 2012; 27(4): 735-742
- [173] Subbarao EC
Zirconia – an overview
Adv Ceram 1981; 3: 1-24
- [174] Suh MS, Chae YH, Kim SS
Friction and wear behavior of structural ceramics sliding against zirconia
Wear 2008; 264(9-10): 800-806
- [175] Suputtamongkol K, Anusavice KJ, Suchatlampong C, Sithiamnuai P, Tulaporncha C
Clinical performance and wear characteristics of veneered lithia-disilicate-based ceramic crowns
Dent Mater 2008; 24(5): 667-673
- [176] Taylor DF, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD
Correlation of M-L Leinfelder and USPHS clinical evaluation techniques for wear
Dent Mater 1990; 6(3): 151-153
- [177] tecidental.com.co/Colombia/images/stories/virtuemart/product/resized/magictoolboxcache/366fdaafacfc77510bc1cb3fa8331/3/1349/original/cccd0297659dfe7e7c54907a1a81bb92d6.jpgf
- [178] Teughels W, van Assche N, Sliepen I, Quirynen M
Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development
Clin Oral Implan Res 2006; 17(2): 68-81
- [179] Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M
Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer
Oper Dent 2006; 31(4): 442-449
- [180] Tian BM, Zhang SF, He L, Guo JW, Yu JT, Wu XH
An experimental study of the wear behavior of dental feldspathic glass-ceramic and lithium-disilicate glass ceramic
Zhonghual Kou Xiang I Xue Za Zhi 2013; 48(11): 638-688
- [181] Tietz HD
Technische Keramik: Aufbau, Eigenschaften, Herstellung, Bearbeitung, Prüfung
1. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 1994
- [182] Tinschert J, Natt G
Oxidkeramiken und CAD/CAM- Technologien
Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2007

- [183] Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA
Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations
J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater 2007; 80(2): 317-321
- [184] Tuan WH, Kuo JC
Effect of abrasive grinding on the strength and reliability of alumina
J Eur Ceram Soc 1998; 18: 779
- [185] Wang F, Chen JH, Wang H
Surface roughness of a novel dental porcelain following different polishing procedures
Int J Prosthodont 2009; 22(2): 178-180
- [186] Wassell RW, McCabe JF, Walls AW
Two-body frictional wear test
J Dent Res 1994; 73(9): 1546-1553
- [187] Wassell RW, McCabe JF, Walls AW
Wear characteristics in a two-body wear test
Dent Mater 1994, 10(4): 269-274
- [188] Westwood DRC, Latanision RM
Environment-sensitive machining behaviour of non-metals (Rebinder effect in machining ceramics) Science of ceramic machining and surface finishing
NBS Spec Pub 1972; 348: 141
- [189] Werneck RD, Neisser MP
Surface roughness of a feldspathic dental porcelain after simulation of occlusal adjustment and polishing
Rev Odont Giênc 2008; 23(2): 166-169
- [190] Wiley MG
Effects of porcelain on occluding surface of restored teeth
J Prosthet Dent 1989; 61(2): 133-137
- [191] Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA
Comparison of three systems for polishing of an ultra-low fusing dental porcelain
J Prosthet Dent 2004; 92(5): 486-490
- [192] Xhonga FA
Bruxism and its effect on the teeth
J Oral Rehabil 1977; 4(1): 65-76
- [193] Yilmaz K, Ozkan P
Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings
Quintessence Int 2010; 41(7): 125-131
- [194] Zalkind M, Lauer S, Stern N
Porcelain surface texture after reduction and natural glazing
J Prosthet Dent 1986; 55(1): 30-33
- [195] Zhou ZR, Zheng J
Tribology of dental materials: a review
J Phys D: Appl Phys 2008; 41: 113001

- [196] Zum-Gahr KH
Classification of wear processes
Microstructure and Wear of Materials
Elsevier, Amsterdam, 1987

8 Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
%	Prozent
°C	Grad Celsius
µm	Mikrometer
Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid
bzw	beziehungsweise
CaCO ₃	Kalziumkarbonat
CAD	Computer-aided-design
CAM	Computer-aided-manufacturing
CaO	Kalziumoxid
CeO ₂	Ceroxid
Cr ₂ O ₃	Chromoxid
CT	Computerized Tomography
cm ³	Kubikzentimeter
E-Modul	Elastizitätsmodul
Fe ₂ O ₃	Eisenoxid
FSZ	Fully-Stabilized-Zirconia
g	Gramm
Gew%	Gewichtsprozent
GPa	Gigapascal
HV	Vickershärte
Hz	Hertz
K	Kelvin
k.A.	keine Angaben
kV	Kilovolt
m ²	Quadratmeter
MgO	Magnesiumoxid
min	Minute
mm	Millimeter
Mol%	Molprozent
MPa	Megapascal
N	Newton
p	Signifikanzniveau
PSZ	Partially-Stabilized-Zirconia
R _a	Mittenrauwert
REM	Rasterelektronenmikroskopie

R _z	Rautiefe
SiO ₂	Siliziumdioxid
TZP	Tetragonal-Stabilized-Polycrystal
U/min	Umdrehungen pro Minute
Vol%	Volumenprozent
W ₂ C	Wolframcarbid
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
Y ₂ O ₃	Yttriumoxid
Y-TZP	Yttrium-stabilized Tetragonal-stabilized-Polycrystal
z.B.	zum Beispiel
ZnO	Zinkoxid
ZrO ₂	Zirkoniumdioxid

9 Anhang

9.1 Übersicht der verwendeten Keramiken

In Tabelle 23 sind alle verwendeten Keramiken mit den zugehörigen verfügbaren Zusammensetzungen und Materialeigenschaften aufgeführt.

	Zirkoniumdioxid		Feldspatkeramik	Lithiumdisilikat-Keramik
	Cercon base	Cercon HT	Cercon ceram love	IPS e.max press
Hersteller	DeguDent, Hanau, D			Ivoclar Vivadent, Schaan, FL
Biegefestigkeit	1200 MPa		95 MPa	400 MPa
E-Modul	210 GPa		k.A.	95 GPa
WAK	10,5 µm/ mK (25 – 500 °C)			
Zusammensetzung	Zirkoniumdioxid ≥ 92 % Yttriumoxid 5 % Hafniumoxid < 2 % Aluminiumoxid + Siliziumoxid < 1 %	Zirkoniumdioxid > 91 % Yttriumoxid 5 % Hafniumoxid < 3 % Aluminiumoxid + Siliziumoxid < 1 %	k.A.	Siliziumoxid 58 – 80 % Lithiumoxid 11 – 19 % Kaliumoxid 0 – 13 % Zirkoniumdioxid 0 – 8 % Zinkoxid 0 – 8 % weitere Oxide und Pigmente 0 – 10 %
Glasur	Cercon Glasur		Ducera Liquid Stain	IPS e.max Ceram Glaze Paste

Tabelle 23: Zusammensetzung und Materialeigenschaften der verwendeten Keramiken

9.2 Verschleißverhalten von Keramiken – Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzwerte

9.2.1 Mittenrauwert R_a

Material	Mittenrauwert R_a [μm]	Standardabweichung [μm]
Cercon base glasiert	6,17	2,25
Cercon base geschliffen	9,69	5,14
Cercon base poliert	4,59	1,23
Cercon HT glasiert	4,84	1,26
Cercon HT geschliffen	10,11	5,14
Cercon HT poliert	5,78	1,64
Cercon ceram love glasiert	6,29	3,39
Cercon ceram love geschliffen	7,61	3,69
Cercon ceram love poliert	6,30	2,74
IPS e.max press glasiert	5,43	3,21
IPS e.max press geschliffen	12,05	4,34
IPS e.max press poliert	6,86	3,26
Steatit	7,52	3,12
Zahnschmelz	6,88	3,64

Tabelle 24: Mittenrauwert R_a : Mittelwerte und Standardabweichungen

9.2.2 Rautiefe R_z

Material	Rautiefe R_z [μm]	Standardabweichung [μm]
Cercon base glasiert	54,58	16,03
Cercon base geschliffen	79,38	35,91
Cercon base poliert	37,19	10,28
Cercon HT glasiert	39,19	14,87
Cercon HT geschliffen	85,38	46,25
Cercon HT poliert	53,15	14,97
Cercon ceram love glasiert	49,75	27,34
Cercon ceram love geschliffen	77,11	27,25
Cercon ceram love poliert	65,71	20,53
IPS e.max press glasiert	54,92	34,91
IPS e.max press geschliffen	102,10	37,04
IPS e.max press poliert	56,89	27,90
Steatit	81,27	31,08
Zahnschmelz	53,13	29,48

Tabelle 26: Rautiefe R_z : Mittelwerte und Standardabweichungen

9.2.3 Verschleißtiefe der Prüfkörper

Material/Oberflächenbearbeitung/Zyklusanzahl	Verschleißtiefe [μm]	Standardabweichung [μm]
Cercon base glasiert 40000	104,33	25,55
Cercon base glasiert 80000	128,15	32,17
Cercon base glasiert 120000	133,83	17,79
Cercon base geschliffen 40000	133,81	19,07
Cercon base geschliffen 80000	173,28	65,21
Cercon base beschliffen 120000	53,50	10,89
Cercon base poliert 40000	67,27	11,07
Cercon base poliert 80000	49,97	10,90
Cercon base poliert 120000	66,75	16,02
Cercon HT glasiert 40000	107,88	25,98
Cercon HT glasiert 80000	201,37	75,84
Cercon HT glasiert 120000	249,57	82,84
Cercon HT geschliffen 40000	64,61	15,33
Cercon HT geschliffen 80000	214,47	67,76
Cercon HT geschliffen 120000	201,55	75,64
Cercon HT poliert 40000	93,21	42,39
Cercon HT poliert 80000	73,76	19,01
Cercon HT poliert 120000	103,68	28,08
Cercon ceram love glasiert 40000	355,81	34,58
Cercon ceram love glasiert 80000	370,29	65,80
Cercon ceram love glasiert 120000	441,63	27,59
Cercon ceram love geschliffen 40000	237,02	64,51
Cercon ceram love geschliffen 80000	343,61	95,67
Cercon ceram love geschliffen 120000	409,84	59,39
Cercon ceram love poliert 40000	296,26	62,71
Cercon ceram love poliert 80000	416,14	30,82
Cercon ceram love poliert 120000	384,60	23,59
IPS e.max press glasiert 40000	302,81	48,84
IPS e.max press glasiert 80000	316,47	32,58
IPS e.max press glasiert 120000	428,31	64,49
IPS e.max press geschliffen 40000	243,94	36,66
IPS e.max press geschliffen 80000	352,55	34,77
IPS e.max press geschliffen 120000	393,50	73,82
IPS e.max press poliert 40000	308,38	59,28
IPS e.max press poliert 80000	379,16	36,26
IPS e.max press poliert 120000	397,28	43,72
Steatit 40000	235,58	48,43
Steatit 80000	289,33	43,38
Steatit 120000	302,03	62,95
Zahnschmelz 40000	480,66	194,06
Zahnschmelz 80000	566,16	183,87
Zahnschmelz 120000	928,77	333,72

Tabelle 28: Verschleißtiefe der Prüfkörper: Mittelwerte und Standardabweichungen

9.2.4 Verschleißvolumen der Prüfkörper

Material/Oberflächenbearbeitung/Zyklusanzahl	Verschleißvolumen [$\times 10^8 \mu\text{m}^3$]	Standardabweichung [$\times 10^8 \mu\text{m}^3$]
Cercon base glasiert 40000	0,85	0,36
Cercon base glasiert 80000	1,22	0,21
Cercon base glasiert 120000	1,25	0,25
Cercon base geschliffen 40000	1,27	0,33
Cercon base geschliffen 80000	1,72	0,63
Cercon base geschliffen 120000	0,70	0,30
Cercon base poliert 40000	0,51	0,17
Cercon base poliert 80000	0,29	0,11
Cercon base poliert 120000	0,55	0,11
Cercon HT glasiert 40000	2,07	1,07
Cercon HT glasiert 80000	4,23	0,87
Cercon HT glasiert 120000	5,21	0,81
Cercon HT geschliffen 40000	0,52	0,22
Cercon HT geschliffen 80000	1,92	0,69
Cercon HT geschliffen 120000	1,97	0,87
Cercon HT poliert 40000	0,60	0,33
Cercon HT poliert 80000	0,43	0,10
Cercon HT poliert 120000	1,39	0,99
Cercon ceram love glasiert 40000	6,72	2,37
Cercon ceram love glasiert 80000	8,09	2,59
Cercon ceram love glasiert 120000	9,23	2,98
Cercon ceram love geschliffen 40000	3,09	1,90
Cercon ceram love geschliffen 80000	7,39	3,19
Cercon ceram love geschliffen 120000	8,49	4,18
Cercon ceram love poliert 40000	4,50	2,01
Cercon ceram love poliert 80000	6,74	1,87
Cercon ceram love poliert 120000	6,88	1,96
IPS e.max press glasiert 40000	4,63	1,35
IPS e.max press glasiert 80000	4,73	0,91
IPS e.max press glasiert 120000	1,05	1,25
IPS e.max press geschliffen 40000	3,26	0,80
IPS e.max press geschliffen 80000	5,30	1,59
IPS e.max press geschliffen 120000	8,18	1,80
IPS e.max press poliert 40000	4,67	1,09
IPS e.max press poliert 80000	6,24	1,42
IPS e.max press poliert 120000	8,18	2,41
Steatit 40000	2,77	1,03
Steatit 80000	3,52	1,34
Steatit 120000	4,30	1,30
Zahnschmelz 40000	11,36	9,17
Zahnschmelz 80000	15,70	12,43
Zahnschmelz 120000	37,67	23,09

Tabelle 32: Verschleißvolumen der Prüfkörper: Mittelwerte und Standardabweichungen

9.2.5 Relative Verschleißfläche der Steatitantagonisten

Material/Oberflächenbearbeitung/Zyklusanzahl	relative Verschleißfläche (%)	Standardabweichung (%)
Cercon base glasiert 40000	16,41	2,54
Cercon base glasiert 80000	27,86	7,53
Cercon base glasiert 120000	30,71	4,46
Cercon base geschliffen 40000	22,76	6,08
Cercon base geschliffen 80000	25,36	4,69
Cercon base beschliffen 120000	29,33	7,28
Cercon base poliert 40000	16,71	3,70
Cercon base poliert 80000	17,56	4,00
Cercon base poliert 120000	19,59	6,98
Cercon HT glasiert 40000	17,78	3,40
Cercon HT glasiert 80000	28,84	3,32
Cercon HT glasiert 120000	33,30	3,32
Cercon HT geschliffen 40000	19,30	6,43
Cercon HT geschliffen 80000	28,00	6,88
Cercon HT geschliffen 120000	29,76	7,04
Cercon HT poliert 40000	19,86	4,07
Cercon HT poliert 80000	21,55	6,70
Cercon HT poliert 120000	22,96	6,36
Cercon ceram love glasiert 40000	29,66	3,51
Cercon ceram love glasiert 80000	31,75	6,17
Cercon ceram love glasiert 120000	32,39	5,99
Cercon ceram love geschliffen 40000	18,50	1,84
Cercon ceram love geschliffen 80000	29,53	6,83
Cercon ceram love geschliffen 120000	30,90	6,28
Cercon ceram love poliert 40000	15,94	2,49
Cercon ceram love poliert 80000	30,38	5,50
Cercon ceram love poliert 120000	32,60	8,72
IPS e.max press glasiert 40000	30,14	4,58
IPS e.max press glasiert 80000	31,51	7,44
IPS e.max press glasiert 120000	39,44	1,88
IPS e.max press geschliffen 40000	29,98	2,72
IPS e.max press geschliffen 80000	34,21	2,39
IPS e.max press geschliffen 120000	41,53	3,58
IPS e.max press poliert 40000	30,59	6,67
IPS e.max press poliert 80000	35,13	2,87
IPS e.max press poliert 120000	36,35	2,17
Steatit 40000	21,93	3,76
Steatit 80000	28,63	4,88
Steatit 120000	32,21	7,60
Zahnschmelz 40000	22,04	0,45
Zahnschmelz 80000	18,85	1,00
Zahnschmelz 120000	20,42	1,09

Tabelle 36: relative Verschleißfläche des Steatitantagonisten: Mittelwerte und Standardabweichungen

9.3 Polierverhalten von Zirkoniumdioxid – Mittelwerte, Standardabweichungen, Signifikanzwerte

9.3.1 Mittenrauwert R_a

Poliersystem/Oberflächenbearbeitung/Polierschritt	Mittenrauwert R_a [μm]	Standardabweichung [μm]
gesintert	0,24	0,04
geschliffen	1,25	0,20
CeraGlaze 1	0,51	0,18
CeraGlaze 2	0,21	0,06
CeraGlaze 3	0,08	0,03
Zir-Cut 1	0,31	0,18
Zir-Cut 2	0,15	0,06
Dia Blue O-Cera 1	0,11	0,03
Dia Blue O-Cera 2	0,08	0,01
Diacera 1	0,34	0,11
Diacera 2	0,22	0,05
OptraFine 1	0,22	0,09
OptraFine 2	0,17	0,08
OptraFine 3	0,18	0,05
Meisinger 1	0,11	0,05
Meisinger 2	0,06	0,02
Zirkonzahn 1	0,61	0,20
Zirkonzahn 2	0,12	0,05
Zirkonzahn 3	0,11	0,05
CeraMaster 1	0,30	0,10
CeraMaster 2	0,15	0,05
Kenda All ceramic 1	0,74	0,16
Kenda All ceramic 2	0,65	0,17
Komet Ceramic 1	0,91	0,16
Komet Ceramic 2	0,23	0,05
Komet Ceramic 3	0,19	0,04
Komet Zirconia 1	0,34	0,11
Komet Zirconia 2	0,26	0,07
Kenda Zircovis 1	0,56	0,13
Kenda Zircovis 2	0,23	0,06
Zenostar 1	0,85	0,14
Zenostar 2	0,37	0,06
Zenostar 3	0,25	0,06
Diaceram 1	0,23	0,03
Diaceram 2	0,12	0,03
Diaceram 3	0,06	0,02

Tabelle 40: Mittenrauwert R_a : Mittelwerte und Standardabweichungen

9.3.2 Rautiefe R_z

Poliersystem/Oberflächenbearbeitung/Polierschritt	Rautiefe R_z [μm]	Standardabweichung [μm]
gesintert	1,69	0,04
geschliffen	6,09	0,20
CeraGlaze 1	2,24	0,18
CeraGlaze 2	1,11	0,06
CeraGlaze 3	0,65	0,03
Zir-Cut 1	3,62	0,18
Zir-Cut 2	0,92	0,06
Dia Blue O-Cera 1	0,87	0,03
Dia Blue O-Cera 2	0,65	0,01
Diacera 1	1,66	0,11
Diacera 2	1,32	0,05
OptraFine 1	1,46	0,09
OptraFine 2	1,04	0,08
OptraFine 3	1,07	0,05
Meisinger 1	0,77	0,05
Meisinger 2	0,54	0,02
Zirkonzahn 1	3,73	0,20
Zirkonzahn 2	0,85	0,05
Zirkonzahn 3	0,75	0,05
CeraMaster 1	1,13	0,10
CeraMaster 2	0,99	0,05
Kenda All ceramic 1	5,27	0,16
Kenda All ceramic 2	3,47	0,17
Komet Ceramic 1	4,28	0,16
Komet Ceramic 2	1,83	0,05
Komet Ceramic 3	1,68	0,04
Komet Zirconia 1	3,21	0,11
Komet Zirconia 2	1,77	0,07
Kenda Zircovis 1	5,04	0,13
Kenda Zircovis 2	1,25	0,06
Zenostar 1	5,60	0,14
Zenostar 2	2,82	0,06
Zenostar 3	1,78	0,06
Diaceram 1	1,66	0,03
Diaceram 2	1,62	0,03
Diaceram 3	0,54	0,02

Tabelle 44: Rautiefe R_z : Mittelwerte und Standardabweichungen

10 Danksagung

Herrn Prof. Dr. Gerhard Handel möchte ich dafür danken, dass ich die wissenschaftlichen Untersuchungen für meine Doktorarbeit in dem zahntechnischen Labor seiner Poliklinik für zahnärztliche Prothetik durchführen durfte.

Herzlichsten Dank an Herrn Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt für die Überlassung des Themas, die sehr engagierte Betreuung und mehrmalige Hilfestellung bei der praktischen und schriftlichen Fertigstellung dieser Doktorarbeit. Ihre Türe stand wirklich immer offen.

Ein besonderer Dank gilt Frau Dr. Verena Preis, die mit Ihrer Betreuung und Unterstützung bei der Durchführung, statistischen Auswertung sowie der Korrektur des schriftlichen Teils einen maßgeblichen Beitrag zu dem Erfolg dieser Doktorarbeit geleistet hat.

Herrn Heinz Schmidtke möchte ich für die Hilfe bei der Herstellung der Prüfkörper danken.

Herrn Hans-Jürgen Laberer danke ich für die Hilfestellung und Unterstützung bei der praktischen Durchführung sowie Frau Sibylle Schneider-Feyrer für die Anfertigung der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen.

Den Firmen Degudent, Ivoclar Vivadent, NTI, Wieland, Brasseler, Axis, EVE, Shofu, Kenda, Zirkozahn, Diaswiss, Meisinger und Topdent spreche ich für die Bereitstellung der untersuchten Materialien meinen Dank aus.

Meinen Eltern und meinem Bruder danke ich für Ihre unermüdliche Unterstützung in allen Lebenslagen.

