

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. R. Hickel

Der Einfluss verschiedener Politurverfahren auf das Verschleißverhalten von
indirekten Restaurationsmaterialien

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde

an der Medizinischen Fakultät

der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Ann-Kristin von Köckritz

aus Würzburg

2014

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann

Mitberichterstatter: Priv.Doz. Dr. Dr. Jürgen Durner
Priv.Doz. Dr. Christoph Görlach

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 17. April 2014

Hinweis:

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

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERSICHT	3
2.1	KERAMISCHE SYSTEME IN DER ZAHNMEDIZIN	3
2.1.1.1	IPS Empress Esthetic	4
2.1.1.2	IPS e.max Press	5
2.1.1.3	KaVo Everest ZS	6
2.1.1.4	Lava Ultimate	8
2.2	VERSCHLEIßMECHANISMEN - DEFINITIONEN	10
2.3	VERSCHLEIßANALYSEN IN DER ZAHNMEDIZIN	13
2.4	ABSCHLIEßENDE OBERFLÄCHENBEARBEITUNG VON DENTALEN KERAMIKRESTAURATIONEN	20
2.5	TECHNIKEN ZUR EINSCHÄTZUNG DER OBERFLÄCHENRAUIGKEIT.....	24
3	ZIELSETZUNG.....	27
4	MATERIAL UND METHODE	28
4.1	MATERIAL	28
4.1.1	<i>Herstellung der Proben</i>	<i>28</i>
4.1.1.1	Presskeramik: IPS e.max Press und IPS Empress	28
4.1.1.2	Sinter-Keramik: Everest ZS.....	31
4.1.1.3	CAD/CAM-Restaurationsmaterial: Lava Ultimate.....	32
4.2	METHODE.....	33
4.2.1	<i>Experimentelle Vorversuche.....</i>	<i>33</i>
4.2.1.1	Durch Politur hervorgerufene Abtragmechanismen auf der keramischen Oberfläche	33
4.2.2	<i>Versuchsteil 1: Analyse der auf dem Markt vorherrschenden Politursysteme.....</i>	<i>36</i>

4.2.2.1	Finieren der Probenkörper	36
4.2.2.2	Politur der Probenkörper	37
4.2.2.3	Messung des Rauigkeitsprofils mit dem Perthometer S8P	42
4.2.2.4	Statistische Methoden	44
4.2.3	<i>Versuchsteil 2: Analyse des Verschleißverhaltens von Grund- und Gegenkörper durch Kausimulation</i>	45
4.2.3.1	Auswahl der typischen Rauigkeiten für die Verschleißprüfung der Materialien im Kausimulator	45
4.2.3.2	Vorbereitung der Proben für den Kausimulator	46
4.2.3.3	Vorbereitung der Antagonisten für den Kausimulator	50
4.2.3.4	Der Kausimulator München I	51
4.2.3.5	Vermessung der Verschleißspur mithilfe eines 3D-Konfokal- Scanners	53
4.2.3.6	Statistische Methoden	54
4.2.4	<i>Visuelle Darstellung der Verschleißspur im Rasterelektronenmikroskop</i>	55
5	ERGEBNISSE	56
5.1	VERSUCHSTEIL 1: ANALYSE DER AUF DEM MARKT VORHERRSCHENDEN POLITURSYSTEME	56
5.1.1	<i>Oberflächenrauigkeit nach Simulation des Finiervorganges</i>	56
5.1.2	<i>Korrelation der Ausgangsrauigkeit mit dem finalen Politurergebnis 58</i>	
5.1.3	<i>Oberflächenrauigkeit der drei Keramikarten nach Politur: Vergleich der Politursysteme</i>	60
5.1.3.1	Zirkoniumdioxid-Polierer der Firma Komet	60
5.1.3.2	Jazz P2S-Politursystem der Firma SS White Burs	62
5.1.3.3	Ceramisté-Politursystem der Firma Shofu	64

5.1.4	<i>Oberflächenrauigkeit von Lava Ultimate nach Politur: Vergleich manuell vs. maschinell</i>	66
5.2	VERSUCHSTEIL 2: ANALYSE DES VERSCHLEIßVERHALTENS VON GRUND- UND GEGENKÖRPER DURCH KAUSIMULATION	68
5.2.1	<i>Verschleiß der Prüfkörper (Grundkörper) durch Steatit</i>	68
5.2.2	<i>Antagonistenverschleiß (Steatit)</i>	70
5.2.3	<i>Verschleiß der Prüfkörper (Grundkörper) durch Degussit</i>	72
5.2.4	<i>Antagonistenverschleiß (Degussit)</i>	74
5.2.5	<i>Rasterelektronenmikroskopie</i>	76
6	DISKUSSION	83
6.1	VERSUCHSTEIL 1: ANALYSE DER AUF DEM MARKT VORHERRSCHENDEN POLITURSYSTEME	83
6.1.1	<i>Oberflächenrauigkeit nach Simulation des Finiervorganges</i>	84
6.1.2	<i>Korrelation der Ausgangsrauigkeit mit dem finalen Politurergebnis</i> 85	
6.1.3	<i>Oberflächenrauigkeit der drei Keramikarten nach Politur: Vergleich der Politursysteme</i>	85
6.1.4	<i>Oberflächenrauigkeit von Lava Ultimate nach Politur: Vergleich manuell vs. maschinell</i>	89
6.2	VERSUCHSTEIL 2: ANALYSE DES VERSCHLEIßVERHALTENS VON GRUND- UND GEGENKÖRPER DURCH KAUSIMULATION	89
6.2.1	<i>Interpretation des Einflusses der Oberflächenrauigkeit auf das Verschleißverhalten von Grund- und Gegenkörper</i>	90
6.2.2	<i>Interpretation des Verschleißverhaltens von Grund- und Gegenkörper anhand der mechanischen Eigenschaften und Strukturen der keramischen Werkstoffklassen</i>	99
7	ZUSAMMENFASSUNG	105
8	LITERATURVERZEICHNIS	108

9 ANHANG	127
9.1 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	127
9.2 TABELLENVERZEICHNIS.....	130
9.3 ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	131
10 DANKSAGUNG	136
11 EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	138

Meinen lieben Eltern in voller Dankbarkeit.

1 Einleitung

In der modernen Zahnheilkunde wird verlorengegangene Zahnhartsubstanz immer häufiger durch Hochleistungskeramiken ersetzt. Die meisten dieser Keramiken weisen eine höhere Härte als der Zahnschmelz und Glaskeramik auf. Hieraus wurde in der Vergangenheit geschlussfolgert, dass diese Werkstoffeigenschaft zu einem erhöhten Antagonistenverschleiß oder einer myoarthrogenen Kompensation in Form von Kiefergelenksbeschwerden führen könnte (Wiley 1989).

Zirkoniumdioxidkeramik, welche eine besonders hohe Härte aufweist, findet in letzter Zeit gehäuft Einsatz als monolithische Krone im Seitenzahnbereich. Im Rahmen dieser Verwendung wurde festgestellt, dass der Einfluss von Zirkoniumdioxidkeramik auf die Antagonistenabrasion zu vernachlässigen ist, wenn diese vorher glatt poliert wurde (Jung et al. 2010; Preis et al. 2011; Rosentritt et al. 2012). Neben den Materialeigenschaften der Keramik spielt also auch die abschließende Oberflächenbehandlung durch den Zahntechniker bzw. den Zahnarzt eine Rolle hinsichtlich des Antagonistenverschleißes. Dementsprechend stellt sich die Frage, wie man möglichst effektiv poliert, nachdem klinische Modifikationen an der Restauration vorgenommen wurden, um diese passend in das stomatologische System einzugliedern.

Das Ziel dieser vorliegenden Dissertation ist es, die Zirkoniumdioxidkeramik mit anderen Keramikarten hinsichtlich des Verschleißverhaltens im Kausimulator zu vergleichen. Um die Notwendigkeit der finalen Politur zu überprüfen und deren Einfluss auf den Verschleiß zu beurteilen, soll hierbei besonderes Augenmerk auf die Oberflächenrauigkeiten der keramischen Proben gelegt werden. Im ersten Versuchsteil werden verschiedene Politursysteme getestet, um ausgehend von der *Finierrauigkeit*, welche durch abschließende Modifikationen durch den

Zahnarzt mittels Diamantinstrumenten erzeugt wird, eine optimal *polierte* Oberfläche zu erreichen. Die in diesen Untersuchungen gewonnen, typischen Rauigkeiten werden im zweiten Versuchsteil hinsichtlich des Antagonistenverschleißes im Kausimulator getestet. Als zahnarztrelevante Zusatzinformation dient die Bewertung von auf dem Dentalmarkt etablierten Politursystemen.

2 Literaturübersicht

2.1 Keramische Systeme in der Zahnmedizin

In Anbetracht der Vielzahl der aktuell verfügbaren, vollkeramischen Systeme wurden in der vorliegenden Studie die Keramikwerkstoffklassen leuzit-verstärkte Glaskeramik, Lithiumdisilikat- und Zirkoniumdioxidkeramik, sowie das CAD/CAM-Restaurationsmaterial Lava Ultimate näher untersucht. Lava Ultimate, ein neues Restaurationsmaterial auf Kompositbasis, wurde interessehalber zum Vergleich mit herangezogen.

Produkt	Hersteller	Art.-Nr.	Material
IPS e.max Press (LT, A3)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	605275	Lithiumdisilikatkeramik
IPS Empress Esthetic (E-O2)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	574514	Leuzit-verstärkte Glaskeramik
Everest ZS Blanks (42/16)	KaVo, Biberach, Deutschland	10058932	Yttrium-stabilisierte Zirkoniumdioxidkeramik
Lava Ultimate (LT, A3)	3M-ESPE, Seefeld, Deutschland	3312A3LT	Komposit

Tabelle 1: Verwendete Dentalkeramiken.

IPS Empress Esthetic, sowie IPS e.max Press gehören gemäß der Einteilung dentalkeramischer Werkstoffe den Silikatkeramiken an, welche aufgrund ihres hohen Glasanteils synonym auch als Glaskeramiken bezeichnet werden, wobei sich die Glaskeramiken erneut in Feldspatkeramik und kristallverstärkte Glaskeramik unterteilen lassen. IPS Empress Esthetic und IPS e.max Press gehören letzterer Werkstoffklasse an. Diese Glaskeramiken besitzen zunächst eine über-

wiegend amorphe Glasphase, welche durch einen gesteuerten, sekundären Kristallisationsprozess reduziert und durch kristalline Anteile, wie Leuzit- oder Lithiumdisilikatkristalle ersetzt wird.

Die Klassifizierung dentalkeramischer Werkstoffe unterscheidet weiterhin Oxid- von den Silikatkeramiken, welche zusätzlich in glasinfiltrierte und polykristalline Oxidkeramiken unterteilt werden können. Diese Keramikklasse wird durch eine dominierende kristalline Phase charakterisiert. Die untersuchte KaVo Everest ZS Zirkoniumdioxidkeramik gehört den polykristallinen Oxidkeramiken an (Pospiech 2004).

2.1.1.1 IPS Empress Esthetic

In der Zahnmedizin wurde pressbare Glaskeramik zum ersten Mal in der Form des von Wohlwend entwickelten Empress®-Systems angewandt (Wohlwend 1987). Bei der untersuchten IPS Empress Esthetic Glaskeramik handelt es sich um eine leuzit-verstärkte Glaskeramik, die in industriell vorgefertigten Rohlingen verfügbar ist.

Mittels gesteuerter Kristallisation entstehen in der Glasmatrix durch einen mehrphasigen Prozess Leuzitkristalle mit einer Korngröße von wenigen Mikrometern. Diese sind homogen in der Matrix verteilt und verleihen dem Werkstoff eine erhöhte Festigkeit und Stabilisation (Pospiech 2004). Da die Kristalle eine höhere thermische Ausdehnung als das umgebende Glas besitzen, kommt es durch Differenz der Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) beim Abkühlen nach dem Sinterprozess zu einer Druckspannung in der Glasmatrix (Heinenberg 1991).

2.1.1.2 IPS e.max Press

Die Zusammensetzung der Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press besteht zu ca. 70 % aus der nadelförmigen Hauptkristallphase von Lithiumdisilikat, die in eine Glasmatrix eingebettet ist. Erhältlich ist IPS e.max Press als Pressrohling in unterschiedlichen Opazitätsstufen (HT: *High Translucency*; LT: *Low Translucency*; MO: *Medium Opacity*; HO: *High Opacity*). Diese weisen eine Biegefestigkeit von 400 MPa auf und sind somit im Vergleich die Presskeramik mit der höchsten Festigkeit.

Trotz dieser Werte ist IPS e.max Press mit einer Vickers-Härte von 5.8 GPa nicht härter als die weniger festen Keramiken, wie z. B. IPS Empress mit einer Härte von 6.8 GPa (IPS e.max Press - Wissenschaftliche Dokumentation; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; 2011). Härte gilt insbesondere in Hinsicht auf den Antagonistenverschleiß zu beachten.

IPS e.max Press Lithiumdisilikatkeramik ist für seine hohe Widerstandsfähigkeit gegen Ermüdung unter zyklischer Belastung bekannt. Guess et al. berichteten, dass bei IPS e.max erst bei höherer Belastung Frakturen auftreten, als bei Zirkoniumdioxidkronen mit Glaskeramikverblendungen (Guess et al. 2010). Bei letzteren kommt es durch unterschiedliche thermische Ausdehnung von Gerüst- und Verblendkeramik in Folge innerer Spannungen klinisch gelegentlich zum Abplatzen von Verblendkeramikanteilen (= chipping). Die Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press zeigte in einer Studie von 2006 eine ca. zweifach höhere Antagonistenabrasion als die natürliche, durch Schmelz hervorgerufene Abrasion (Esquivel-Upshaw et al. 2006)

2.1.1.3 KaVo Everest ZS

Die in dieser Studie untersuchten KaVo Everest ZS-Blanks bestehen aus vorge-sintertem, Yttrium-stabilisiertem Zirkoniumdioxidkeramik (chemische Struktur: ZrO_2). Diese Keramik gehört zur Gruppe der Oxidkeramiken. Temperaturabhängig unterscheidet man drei unterschiedliche Anordnungen, in denen die ZrO_2 -Kristalle vorkommen können (siehe Abbildung 1): Eine monokline, eine tetragonale und eine kubische räumliche Anordnung. Bis 1173 °C liegt die stabile, monokline Phase und bei darüber liegenden Temperaturen bis zu 2370 °C die tetragonale, metastabile Phase. Ab 2371 °C existiert die kubische Phase. Die Übergänge zwischen diesen sind stets mit einer Volumenänderung verbunden.

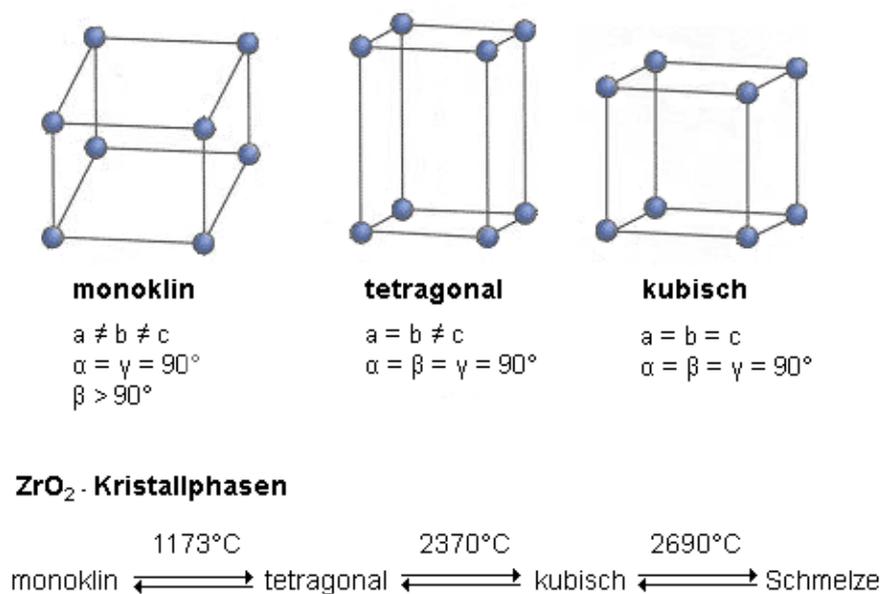


Abbildung 1: Phasenübergänge reinen Zirkoniumdioxids, vereinfacht (aus: Gehre 2005).

Die martensitische $t \rightarrow m$ -Transformation reiner Zirkoniumdioxidkeramik-schmelze vom tetragonalen in den monoklinen Zustand geht mit einer Expansion von 3 % einher, die sich bei vollständiger Abkühlung auf Raumtemperatur bis zu 5 % steigern kann (Evans, Cannon 1986). Diese Ausdehnung führt zu unerwünschter Rissbildung und Spannungen im Materialgefüge und eignet sich nicht für die Verwendung von reinem Zirkoniumdioxid als Keramikmaterial in

der Zahnmedizin. Dieser volumenverändernde t→m-Phasenübergang kann jedoch vermieden werden, indem die Umwandlungstemperatur nahe Raumtemperatur gesenkt wird. Dies wird durch Zugabe von Stabilisierungsoxiden, wie Yttriumoxid (chemische Struktur: Y_2O_3) und anderer Metalloxide, wie z. B. Magnesiumoxid (chemische Struktur: MgO) oder Kalziumoxid (chemische Struktur: CaO) realisiert. Somit kommt es zu einer Stabilisierung des Molekulargerüsts. Garvie et al. erreichten erstmals 1975 durch Zugabe von Yttriumoxid, die tetragonale Phase beim Abkühlen zu erhalten. Dies ist daher als Meilenstein in der technischen Verwendung des Materials Zirkoniumdioxidkeramik zu betrachten (Piconi, Maccauro 1999).

Die sog. tetragonalen Zirkoniumdioxidpolykristalle (TZP) oder auch Yttriumstabilisierten Zirkoniumdioxidpolykristalle (Y-TZP) zeigen das Phänomen der sog. *Umwandlungsverstärkung* (Rösler et al. 2006) bzw. *stress-induced transformation toughening process* (Butler 1985). Unter Einwirkung äußerer Belastung kommt es zur Entstehung von Mikrorissen. An der Spitze solcher Risse entstehen Spannungsfelder, welche lokal eine Transformation in die monokline Phase induzieren. Da der t→m-Phasenübergang eine Volumenzunahme von ca. 3 – 5 % induziert, werden die Rissflanken komprimiert und das Risswachstum kann sistieren. Durch diese Eigenschaft weist die Y-TZP eine sehr hohe mechanische Belastbarkeit auf und ist somit für die Entstehung und Ausbreitung von Rissen weniger anfällig.

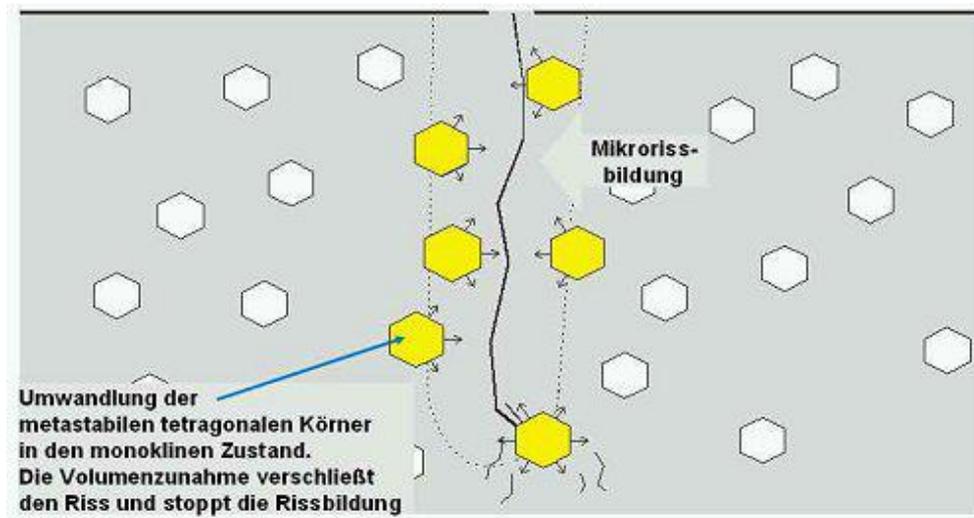


Abbildung 2: Umwandlungsverstärkung von Zirkoniumdioxidkeramik (aus: Mörmann et al. 2007).

2.1.1.4 Lava Ultimate

In der modernen Zahnheilkunde gewinnen weiterhin computergestützte Restaura-
 tionsverfahren immer mehr an Bedeutung. Die CAD/CAM-
 Verarbeitungstechnik (computer-aided-design und computer-aided-
 manufacturing) bietet Zahnärzten die Möglichkeit der direkten chairside-
 Fertigung von zahntechnischen Restaurationen. Dieser Trend wird durch immer
 präzisere Fräseinheiten, Digitalisierung und somit Wegfall der obligaten Abfor-
 mung durch das intraorale Scannen, sowie innovative Restauraionsmaterialien
 gefördert.

Neben den bewährten Silikat- und Oxidkeramiken, die sowohl durch traditionel-
 le zahnmedizinische Verfahren als auch mit CAD/CAM bearbeitet werden kön-
 nen, rücken auch neue Werkstoffe, wie z.B. die Hybridkeramik VITA Enamic,
 oder das in dieser Studie untersuchte Komposit Lava Ultimate von 3M-Espe,
 welche speziell für die CAD/CAM-Verarbeitung entwickelt wurden, in den
 Vordergrund. Lava Ultimate besteht mit einem Gewichtsgehalt bis zu ca. 80 %
 aus Nanomer- bzw. Nanocluster-Füllpartikeln (Siliziumoxid, Zirkoniumdioxid),
 welche in eine hochvernetzte Polymermatrix eingebettet sind. Die verwendeten

Siliziumoxid- und Zirkoniumdioxid-Nanomere werden mittels Silanhaftvermittler chemisch mit der Kunstharzmatrix verbunden und das Material wird in einem Heißpolymerisationsverfahren ausgehärtet. Durch diese Methode entfällt der abschließende Sintervorgang und die indirekte Restauration kann mit Cerec®-Schleifmaschinen von Sirona chairside hergestellt werden.

Interne Untersuchungen von 3M-ESPE haben ergeben, dass die erreichte Biegefestigkeit von 200 MPa allen anderen CAD/CAM-Materialien überlegen ist (Lava™ Ultimate – CAD/CAM Restauration aus Resin Nano Keramik; Technisches Produktprofil; 3M-ESPE).

2.2 Verschleißmechanismen - Definitionen

Allgemein ist der Begriff *Verschleiß* nach DIN 50320 des Deutschen Institut für Normung wie folgt definiert: „Verschleiß ist der fortschreitende Materialverlust aus der Oberfläche eines festen Körpers (Grundkörpers), hervorgerufen durch mechanische Ursachen, d. h. Kontakt- und Relativbewegung eines festen, flüssigen oder gasförmigen Gegenkörpers“. Eine Ursache für Verschleiß stellt z. B. die Reibung zwischen sich berührenden Oberflächen dar. In diesem Fall ist die Rauigkeit der zu untersuchenden Flächen eine bedeutende Einflussgröße.

Es ist notwendig, die einzelnen Mechanismen, die Verschleiß verursachen, zu kennen sowie die beanspruchten Oberflächen zu untersuchen, um das komplexe Phänomen *Verschleiß* zu verstehen (Roulet 1987).

Es werden in der Zahnmedizin allgemein folgende vier Hauptverschleißmechanismen unterschieden:

1. Abrasion

Bei der Abrasion kommt es zum Zahnhartsubstanzverlust, der durch Fremdkörperabrieb verursacht wird. Allgemein wird hierbei der Zwei-Körper-Verschleiß (*two-body-wear*), durch direkten Kontakt von Agonist (Grundkörper) und Antagonist (Gegenkörper), z. B. antagonistischen bzw. benachbarten Zähnen (= Attrition), und Drei-Körper-Verschleiß (*three-body-wear*) unterschieden. Letzterer wird durch Abnutzung durch ein Zwischenmedium, wie z. B. Nahrungsmittel oder Zahnpasta, hervorgerufen, welche sich zwischen Grund- und Gegenkörper frei beweglich befinden (Hickel 1993). Abrasion und Attrition sind die zwei Hauptmechanismen in Bezug auf Verschleiß dentaler Materialien (Mair 1996).

Nach Art der Wechselwirkungen zwischen den Abrasivpartikeln und der Werkstoffoberfläche können wiederum vier Grundmechanismen unterteilt werden

(zum Gahr 1987): Das Mikrospalten (*microploughing*), das Mikrospanen (*microcutting*), das Mikroermüden (*microfatigue*) und das Mikrobrechen (*microcracking*).

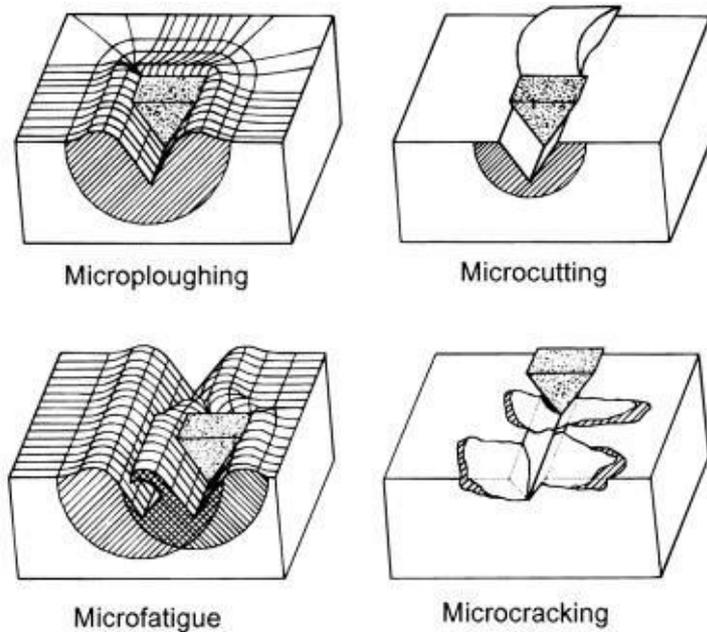


Abbildung 3: Grundmechanismen des abrasiven Verschleißes (zum Gahr 1987).

Das Mikrospalten verursacht lediglich die Verformung der Oberfläche ohne Substanzverlust, wohingegen es bei kontinuierlicher Beanspruchung zur Mikroermüdung mit der Bildung von Verschleißpartikeln kommt. Beim Mikrospanen wird sofort Material abgetragen: Höhe, Breite und Länge entsprechen der Schnittspur. Werden Anteile splitterförmig aus ihrem Verbund gerissen, spricht man vom Mikrobrechen durch Rissbildung und -wachstum.

2. Oberflächenzerrüttung

Oberflächenzerrüttung entsteht durch wiederholtes Einwirken von Belastungen auf Festkörperoberflächen und bewirkt Rissbildungen. Diese sind Folge wechselnder mechanischer Spannungen. Zunächst entstehen Submikrorisse und Mikrorisse parallel und senkrecht zur Oberfläche. Wachsen diese und vereinigen

sich, so kann es zur Abtragung von relativ großen Verschleißpartikeln führen. Die Bildung von solchen Fragmenten wurde bereits durch Suh (1986) als *delamination wear* beschrieben.

3. Tribochemische Reaktion

Unter tribochemischer Reaktion versteht man eine chemische Reaktion oder Wechselwirkung von sich berührenden Oberflächen mit der flüssigen oder gasförmigen Umgebung im Sinne von Korrosionsvorgängen, wie z. B. das Bilden einer Oxidschicht auf Metalloberflächen.

4. Adhäsion

Adhäsion bedeutet Flächenanziehung und ist die Kraft, welche das Aneinanderhaften zweier miteinander in Berührung gebrachter Körper bewirkt. Durch Reibungsvorgänge wird somit ein Materialtransfer zwischen den Oberflächen bewirkt, wobei Partikel des weicheren Materials das härtere Material "umhüllen".

Des Weiteren lässt sich der Begriff der *Ermüdung (fatigue)* auf Füllungswerkstoffe übertragen. Hierbei unterscheidet man drei Formen (Kunzelmann 1998): Ermüdung im Sinne von *bulk fracture* (plötzlicher Verlust großer Anteile an Füllungsmaterial), von *surface pitting* (*Grübchenbildung* auf der Füllungs Oberfläche), sowie *chipping* (Absplittern großer Füllungsanteile v. a. im Randbereich).

2.3 Verschleißanalysen in der Zahnmedizin

Der Verschleiß von Zahnhartsubstanz ist ein natürlicher Prozess. Untersuchungen von Lambrechts et al. aus dem Jahr 1989 besagen, dass der physiologische Verschleiß von Schmelz 20 – 40 μm pro Jahr beträgt. Sobald Schmelz einer zahnärztlichen Restauration als Antagonist exponiert ist, hat dies jedoch einen beschleunigten Verschleißprozess zur Folge (Wiley 1989).

Da der Verschleiß von Keramiken zu einem großen Teil von Material- und strukturellen Eigenschaften der Restaurationsmaterialien abhängt, besteht eine tribologische Limitation beim Einsatz von Keramiken im stomatologischen System: Das Erreichen von hohem Verschleißwiderstand der Restauration, gleichzeitig aber minimaler Abrasivität gegenüber dem Antagonisten (= Gegenkörper), stellt eine werkstoffkundliche Herausforderung dar (Heintze 2010).

Seit Einführung der Metallkeramikkronen im Jahre 1962 (Weinstein, Katz und Weinstein 1962) kommt es immer wieder zur Diskussion, ob die Härte der verwendeten Keramik Folgen, wie z. B. Kiefergelenksbeschwerden oder höheren Antagonistenverschleiß verursachen kann (Wiley 1989). Besonders der Verschleiß des Gegenkörpers konnte bei früher eingesetzten Verblendkeramiken oft beobachtet werden. Als Grund hierfür wurde die Größe der Primärpartikel der verwendeten Materialien genannt. Es wurde auch berichtet, dass die Kristalle, welche in die glasige Matrix eingearbeitet werden, aufgrund ihrer Härte, als verantwortlich für die höhere Verschleißrate des Antagonisten erachtet werden (Oh et al. 2002). Die Größe der Keramikfritten vor Sinterung und auch die Größe der Kristallite, mit denen die Risszähigkeit erhöht wird, wurden im Laufe der Zeit jedoch stark verkleinert. Dementsprechend lässt sich heute in diesem Zusammenhang kaum mehr ein Risiko für den entsprechenden Antagonisten erkennen.

Mit der Weiterentwicklung von Metallkeramik zu verblendkeramischen Vollkeramikrestaurationen richtete sich der Fokus der Wissenschaft vor allem auf die Problematik des Absplitters (*chipping*) der Verblendkeramik. Als Ursachen hierfür wurden die Sprödigkeit der glashaltigen Verblendkeramikmassen, unterschiedliche Wärmeausdehnung des Verblend- und Kernmaterials und durch den Abkühlprozess induzierte Materialspannungen genannt (Swain 2009; Lohbauer 2012). Dies wurde vor allem als Thema der verblendeten Vollkeramik in der Dentalliteratur intensiv erörtert, obwohl die Häufigkeit nicht höher als bei den bis dato eingesetzten Metallkeramiken einzuschätzen war (Lohbauer 2012). Aufgrund dieser materialspezifischen Debatte, der ästhetischen Weiterentwicklung der Kernmaterialien aber auch, um Kosten einzusparen, wurde vorgeschlagen, auf die Verblendung ganz zu verzichten und Zirkoniumdioxidkeramik- und Lithiumdisilikatkeramik monolithisch einzusetzen. Da die Härte dieser Keramik jedoch höher als die der bisher verwendeten Keramiken ist, wurde durch diesen Vorschlag die Diskussion um die Schädigung des Antagonisten neu belebt (siehe auch Kapitel 2.4).

Jung et al. konnten im Jahr 2010 zeigen, dass gut polierte Zirkoniumdioxidkeramikoberflächen eine geringere Antagonistenabrasion bewirken als die klassischen Verblendkeramiken. Dieses Ergebnis war zunächst unerwartet, da die Härte von Zirkoniumdioxidkeramik höher ist als die Härte von Glaskeramiken. Der geringe Antagonistenverschleiß von gut polierter Zirkoniumdioxidkeramik wurde mittlerweile durch weitere Studien bestätigt (Preis et al. 2011; Rosentritt et al. 2012).

Dementsprechend ist das Verschleißverhalten von Füllungs- und Restaurationsmaterialien in der Zahnmedizin von großem Interesse für den entsprechenden Einsatz im Praxis-Alltag. Die physikalischen Eigenschaften von dentalen, restaurativen Materialien, wie Bruchzähigkeit, Härte und Elastizitätsmodul, spielen

für das Verschleißverhalten eine wichtige Rolle (Oh et al. 2002; Heintze et al. 2005). Ebenso können sich mikrostrukturelle Eigenschaften, wie die Art und Verteilung der Kristalle, Defekte und Porositäten in der Keramik, auf diesen Prozess auswirken (Oh et al. 2002; Olivera, Marques 2008; Etman 2009).

Da Verschleiß ein fortwährender Prozess ist, der sich häufig erst nach längerer Zeit deutlich bemerkbar macht, ist es bei einer klinischen Kontrolle für den behandelnden Zahnarzt sehr problematisch, ebendiesen genau zu quantifizieren. Klinisch gewonnene Daten liefern darüber hinaus aufgrund hoher Standardabweichungen (Meier, Lutz 1979; Lambrechts, Vanherle 1983; Kunzelmann 1998) und Probleme bei der Standardisierung der Testbedingungen oft keine befriedigenden Ergebnisse (Krejci et al. 1990). Da die Kaukräfte und die Fläche des okklusalen Kontaktes von Füllmaterial und antagonistischem Schmelz (Harrison, Moores 1985) als entscheidende Faktoren für den Verschleiß bei In-vivo-Studien nicht vereinheitlicht sind, wird die Aussagekraft solcher Studien eingeschränkt. Grund dafür sind ebenso die individuellen, personenabhängigen Unterschiede, wie z. B. Parafunktionen, Einfluss der Nahrung (Ghazal, Kern 2010). Zudem ist es schwer, verschiedene Materialien in einer klinischen Studie zu testen. Um trotz dieser patientenbezogenen und beeinflussenden Faktoren eine statistisch gesicherte Aussage zu erhalten, müsste eine ausreichend hohe Fallzahl untersucht werden.

Zur Bewertung experimenteller Werkstoffe ergibt sich daher die Notwendigkeit, den Verschleiß dentaler Restaurationsmaterialien in vitro zu simulieren. Nur so ist ein objektiver Vergleich verschiedener Materialien möglich. Die Simulation wird mit Hilfe von Tribosystemen vorgenommen, die in der Zahnmedizin als *Kausimulatoren* bezeichnet werden (DeLong, Douglas 1983). Ziel ist es, mit diesen Apparaturen einen natürlichen Kauzyklus zu simulieren, um das Verschleißverhalten von Füllungswerkstoffen in der Zahnmedizin zu vergleichen und so-

mit bessere Vorhersagen für den klinischen Erfolg von ebendiesen zu machen (Harrison, Lewis 1975; DeLong, Douglas 1983). Mithilfe der Kausimulatoren können sowohl Drei-Körper- (DeGee et al. 1986), als auch Zwei-Körper-Verschleißprozesse simuliert werden (Powers et al. 1974; Bailey, Rice 1981; Bailey et al. 1981). Es gibt jedoch auch Simulatoren, welche Attrition und Abrasion in einem Belastungszyklus vereinigen (Condon, Ferracane 1996). Die anschließende Verschleißquantifizierung erfolgt meist durch dreidimensionale Messverfahren mit Laserabtastung (Mehl et al. 1996).

In-vitro-Simulationen erfahren jedoch auch Limitationen in der praktischen Durchführung der Verschleißuntersuchungen. Vor allem die Auswertung der Verschleißkavitäten durch Berechnung des Volumenverlustes über die Zeit stellt mögliche Fehlerquellen dar: Es gibt sowohl die Möglichkeit, die Verschleißspuren auf den Prüfkörpern selbst zu beurteilen (Harrison 1975, 1976, 1977; Draughn, Harrison 1978; Harrison, Moores 1985; Jagger, Harrison 1994), als auch Replika herzustellen (Roulet 1987), um die Ergebnisse auszuwerten. Die Produktion von Gipsreplika beinhaltet den Prozess der Abformung der Proben mittels eines Abformmaterials (Polyether, Hydrokolloide, Silikon). Mögliche Dimensionsungenauigkeiten des Abdrucks durch zu hohe Druckanwendung, sowie Deformationen des Materials beim Entnehmen der Abformhilfen können zur Herstellung fehlerhafter Replika führen. Weiterhin ist die Präzision und Qualität des Laser-Scans für die dreidimensionale Vermessung der Verschleißkavität und die anschließende Datenaufbereitung für die Berechnung des Volumenverlustes von großer Bedeutung für eine regelrechte Interpretation des Verschleißprozesses.

Der Einfluss verschiedener Parameter, wie die Wahl des Antagonisten, Oberflächenbearbeitung der Proben und Berücksichtigung von Umwelteinflüssen, wie z. B. Speichel oder Temperaturschwankungen, können des Weiteren die Resultate

tate stark beeinflussen (Heintze et al. 2008). Die große Vielfalt der Größen, welche an einem Kauvorgang beteiligt sind, erschwert eine genaue Simulation der In-vivo-Situation. Somit ist es erforderlich, die Parameter so zu wählen, dass sie die klinischen Umstände, so gut es geht, simulieren, um klinisch relevante Ergebnisse zu erhalten. Normalerweise müsste man eine Art künstlichen Speichel als Zwischenmedium verwenden, um die intraoralen Bedingungen nachzustellen. Da dieser korrosiv ist und den Kausimulator zerstören würde, wird daher in der Versuchsreihe nur mit destilliertem Wasser gearbeitet. In einer Publikation von Douglas et al. wurde nachgewiesen, dass Wasser hinsichtlich der Reibung eine ausreichend gute Näherung an Speichel darstellt (Douglas et al. 1985).

Zur Verschleißsimulation oftmals angewandte *Pin-on-Block*-Apparaturen weisen ein gemeinsames Grundprinzip auf: Ein Gegenkörper (Antagonist) belastet senkrecht die zu untersuchenden Werkstoffproben (= Grundkörper), welche in horizontal beweglichen Kammern fixiert sind. Bei diesem Prinzip wird der Antagonist während der horizontalen Oszillationsbewegung nicht von der Probe abgehoben und übt eine Gleitbewegung aus. Die Probenkammern werden druckluftbetrieben in anterior-posteriorer Richtung verschoben. Die Gewichtskraft beträgt 50 N, was als Standard-Mittelwert für physiologische Kaukräfte im Gebiss von Non-Bruxismus-Patienten angesehen wird (Gibbs et al. 1981). Gemessen wird der Verschleiß, also das verlorene Volumen über die Zeit.

Eine häufige Fragestellung bei In-vitro-Studien ist die Wahl des Antagonisten- bzw. Gegenkörpermaterials. Hinsichtlich einer realitätsnahen Simulation des Kauvorganges, läge es auf der Hand, Zähne bzw. natürlichen Schmelz als Antagonisten zu verwenden (Phillips 1971). Unabhängig von den Schwierigkeiten bei der Beschaffung von natürlichen Zähnen stellen die variable Form der Höcker und die morphologische Inhomogenität von menschlichem Zahnschmelz Problematiken in der Standardisierung der Proben dar (Rice et al. 1984). Durch

vorheriges Beschleifen oder Politur wäre es möglich, die Höckerform zu vereinheitlichen (Powell et al. 1975, DeLong et al. 1985, Sakaguchi et al. 1986, Pintado 1990). Diese Ausgangssituation entspräche jedoch nicht der natürlichen Beschaffenheit des Schmelzes, da die oberflächliche Schicht prismenfreien Schmelzes durch die Formgestaltung entfernt wird, sodass selbst geometrisch standardisierte Schmelzantagonisten zu keinem natürlichen Verschleißverhalten führen (Krejci et al. 1999; Heintze et al. 2008). Des Weiteren ist es unmöglich, qualitativ gleichwertige Antagonisten herzustellen, da sich die Zähne hinsichtlich ihrer Mineralisation und auch ihres Fluoridgehalts in der Oberfläche z. T. erheblich unterscheiden (Lutz et al. 1992).

Für reproduzierbare Ergebnisse, ist es notwendig, einen weitgehend standardisierten Antagonisten auszuwählen, der ein möglichst schmelzähnliches Abrasionsverhalten sicherstellt. Fang (1993) und Wassell et al. (1994) warben aufgrund der schmelzähnlichen Reibung und Härte bereits früh für Magnesiumoxidkeramik in Form von Steatitkugeln. Bis heute ist dieses als verbreitetes Antagonistenmaterial anzusehen (Pelka et al. 1996, Rosentritt et al. 2012; Hahnel et al. 2011; Mehl et al. 2007).

Eine standardisierte Alternative stellt Aluminiumoxidkeramik (Degussit) dar (Rice et al. 1984; Kunzelmann 1998; Scheufele 2000). Nach Scheufele (2000) liegt die Variationsbreite der Ergebnisse bei der Verwendung von Schmelz-Antagonisten drei Mal höher als die von Degussit-Gegenkörpern.

Dieses Material verfügt weiterhin über eine hohe Abrasionsresistenz, welche zum Vorteil hat, dass die Antagonistenabrasion selbst als beeinflussender Parameter in den Hintergrund tritt. Der Fokus der Untersuchungen mit Degussit liegt vor allem im reinen Materialvergleich der Grundkörper. Der verschleißresistente Antagonist eignet sich für die Untersuchung in Zwei-Körper-Verschleiß-Kausimulatoren wie die *Pin-on-Disk*-Apparatur, da die resultierende kleine

Kontaktfläche eine Entfernung loser Partikel aus der Belastungszone erleichtert (Scheufele 2000). Auf den Zwei-Körper-Verschleiß richtet sich derzeit ein erhöhtes wissenschaftliches Interesse, da dieser in vitro das klinische Bild des Bruxismus in Form von Gleitbewegungen simuliert.

Hinsichtlich der Form des Gegenkörpers empfohlen Wassell et al. (1994) für den Zwei-Körper-Verschleiß die Verwendung von kugelförmigen Antagonisten. Darüber hinaus können Verschleißanalysen mittels Aluminiumoxidkeramik als Antagonist anhand der *Hertz'schen Feldtheorie* unter Kugelbelastung einfach nachvollzogen werden (Hertz 1881). Dies erleichtert eine Interpretation der Messergebnisse.

Bei der Verwendung von Kugeln ist jedoch zu bedenken, dass sich die Kontaktgeometrie während der Versuchsdurchführung unvorhersehbar ändern kann und die Flächenpressung mit dem Einsinken der Kugel im Verlauf des Verschleißprozesses abnimmt. Gründe hierfür liegen sind vorwiegend in den mechanischen Eigenschaften, wie z. B. dem Elastizitätsmodul der Werkstoffklassen zu finden.

2.4 Abschließende Oberflächenbearbeitung von dentalen Keramikrestaurationen

Um den keramischen Zahnersatz passend in das stomatologische System einzugliedern, bedarf es vor allem hinsichtlich der vertikalen Dimension häufig manueller Feinkorrekturen durch den behandelnden Zahnarzt. Dieses Einschleifen mittels Finierdiamanten erfordert nachfolgend eine erneute intraorale Politur der Restaurationsoberfläche, da der Glanzbrand, welcher durch das Labor auf die Restauration gebrannt, somit entfernt wurde und die Oberflächenstruktur nun eine erhöhte Rautiefe aufweist. Eine erneute Politur der Restaurationsoberfläche ist nach dem adhäsiven Einsetzen der Arbeit demnach obligat, um die ursprüngliche Oberflächengüte wiederherzustellen (Eichner 1979; Kolb 1988).

Der Begriff *Polieren* kommt aus dem Lateinischen *expolire* und bedeutet *einen Gegenstand glatt machen*. Unter Politur im Allgemeinen versteht man ein glättendes Feinbearbeitungsverfahren, indem Rauigkeitsspitzen der Oberflächenstruktur zunächst eingeebnet werden und somit ein Werkstoffabtrag erfolgt.

In Abhängigkeit von der angewandten Finier- und Poliermethode können die Ergebnisse der Oberflächenrauigkeit einer Restauration stark variieren. Diese Methoden sollten durch den Substanzabtrag mittels Anwendung stetig feinerer Schleif- und Polierinstrumente mit absteigender Korngröße die Rauigkeiten minimieren. Denn durch unterschiedlich große Abrasivpartikel der Instrumente können auch unterschiedlich tiefe Oberflächenrauheiten am Material hervorgerufen werden.

Für Keramik geeignete Politurinstrumente unterscheiden sich hinsichtlich Größe und Art der verwendeten Schleifmittel. Je nach Härte und Zähigkeit der keramischen Materialien sind unterschiedliche abrasive Sequenzen notwendig, um die

Oberflächen der Keramiken zu bearbeiten. Derzeit stehen viele verschiedene Polier-Systeme zur Verfügung. Jedoch fehlen häufig die notwendigen Informationen über Größe, Verteilung und Menge der abrasiven Partikel. Ferner sind viele Herstellerangaben widersprüchlich: Die Firma Shofu empfiehlt beispielsweise, das Politursystem *Ceramaster Coarse* ausschließlich trocken und intermittierend unter Luftzufuhr anzuwenden, wohingegen das in dieser Studie untersuchte System *Ceramisté* des gleichen Herstellers unter stetiger Wasserkühlung eingesetzt werden soll.

Idealerweise sollten dentale Restaurationsmaterialien ähnliche Verschleißraten erzielen wie menschlicher Schmelz oder diese sogar senken. Wichtige limitierende Faktoren hierfür sind sowohl die speziellen Eigenschaften des ausgewählten Materials, als auch die entsprechende abschließende Oberflächenbehandlung der Restauration durch das Labor und den Zahnarzt (Jacobi et al. 1991).

Zahlreiche Studien betonen die Notwendigkeit der Politur in Bezug auf die resultierende geringere Abnutzung des Antagonisten: die Qualität der Politur beeinflusst u.a. den abrasiven Effekt auf den Antagonisten (Turssi et al. 2003; Ghazal, Kern 2009; Preis et al. 2012). Falls man die Politur vernachlässigen würde, könnte die erhöhte Rauigkeit die Antagonisten bzw. Nachbarzähne schädigen (Monasky, Taylor 1971; al-Hiyasat et al. 1997; Satheesh 2012). Es wurde in diesem Zusammenhang festgestellt, dass die Verschleißrate von antagonistischem Schmelz größer ist, wenn dieser unpolierten Restaurationsoberflächen ausgesetzt ist (Monasky, Taylor 1971; al-Hiyasat et al. 1997; Magne et al. 1999). Auch Plaqueakkumulation und Verfärbungen der Restaurationen, welche zu Gingivitis oder Parodontitis führen können, werden bei guter Mundhygiene und einer glatten Restaurationsoberfläche weitgehend reduziert (Quirynen 1994; Quirynen, Bollen 1995). Raue Oberflächen erhöhen weiterhin die Anfälligkeit für Frakturen durch Ausbreitung von Mikrorissen. So wurde nachgewiesen, dass

durch eine gewissenhafte Politur u. a. die Festigkeit einer Keramik um bis zu 20 % gesteigert werden kann (Hulterström 1993). Somit kann festgehalten werden, dass eine gewissenhafte Politur u.a. die strukturellen Fähigkeiten des Materials hinsichtlich dessen Beständigkeit im oralen Milieu verbessert.

Der Einfluss des Verschleißverhaltens durch Aufbrennen einer Glanzbrandschicht auf die Keramiken und der Vergleich gegenüber Politur wurden bereits in unterschiedlichen Studien beschrieben. Scurria, Haywood und Sarac berichteten, dass gleiche oder sogar bessere Ergebnisse durch Politur erzielt wurden als bei einer Glasur (Haywood et al. 1988; Scurria, Powers 1994; Sarac et al. 2006). Ein geringerer Schmelzverschleiß bei gleichzeitig höheren Rauigkeitswerten durch Politur wurde von Olivera et al. beschrieben (Olivera et al. 2006). Des Weiteren zeigten Studien, dass eine gut polierte keramische Oberfläche weniger Verschleiß als glasierte Keramik am Antagonisten erzeugt (Jacobi et al. 1991; Jagger, Harrison 1994; Oh et al. 2002). Die Anwendung unterschiedlicher Politur-Systeme und Techniken, sowie letztendlich auch die variierenden Eigenschaften der jeweils untersuchten Keramikklassen stellen Gründe für die abweichenden und auch kontroversen Ergebnisse dar.

Auf dem Dentalmarkt gibt es eine Vielzahl von Politursystemen: für jedes Restaurationmaterial in der Zahnmedizin sind spezielle Instrumente verfügbar. Jedoch ist das praktische Wissen über das Polieren, insbesondere von harten keramischen Oberflächen, ziemlich begrenzt. Im Gegensatz zu industriellen Polier-techniken kann die intraorale manuelle Politur nicht standardisiert werden, so dass zum Beispiel der Anpressdruck, die Kühlweise bzw. -menge, Umdrehungszahl des Winkelstückes pro Minute, sowie die Dauer der Politur stark variieren und sich somit unterschiedliche Abtragmechanismen ergeben.

Spur unterschied bereits 1990 hinsichtlich der Keramikverarbeitung folgende Abtrennmechanismen:

- ✓ das Eingreifen bzw. Abrollen von Spitzen der gebundenen Polierpartikel,
- ✓ sowie die ritzende Werkstoffabtrennung.

Je nach Eingreifintensität der Abrasivpartikel, welche wiederum von Anpressdruck und Härte dieser Sequenz abhängen, kommt es zum Herausplatzen von Kornbruchstücken der Keramik, zur Rissinduzierung mit nachfolgendem Herausbrechen von Primärkörnern (*filler plucking*) oder zu einem ritzenden Abtragmechanismus.

Nach Axén et al. hängt die Art der Interaktion zwischen dem Abrasivmedium und den, an der Reibung beteiligten, Oberflächen von der jeweiligen Härte der Tribopartner ab: Grund- und Gegenkörper gleicher Härte können ein *Rollen* der abrasiven Partikel, bis hin zu beiderseitigem Eindringen in Grund- und Gegenkörper bewirken. Bei ungleicher Härte der Tribopartner werden die Partikel stets vorwiegend in den weicheren Partner eindringen und dort teilweise gebunden, oder ganz eingebettet (Axén et al. 1994).

In einer zahnärztlichen Praxis wäre es zusammengefasst von Vorteil, wenn der Zahnarzt alle Dentalkeramiken mit dem gleichen Politursystem vorbehandeln könnte – trotz des Wissens, dass die keramischen Eigenschaften artspezifisch sehr unterschiedlich sein können. Daher ist es wichtig, zu bestimmen, welches Politursystem auf dem Dentalmarkt die besten Ergebnisse für die unterschiedlichen Keramikarten bietet.

2.5 Techniken zur Einschätzung der Oberflächenrauigkeit

Verschiedene Techniken und eine Auswahl an Geräten können zur Einschätzung von Oberflächenrauigkeiten und Glanz genutzt werden (Church et al. 1977; Roche, Pelletier 1984; Stover et al. 1985; Al-Jumaily et al. 1986; Al-Jumaily et al. 1987): Es gibt sowohl qualitative, wie z. B. das Rasterelektronenmikroskop, aber auch quantitative Methoden, wie die Profilometrie, zur Erfassung der Oberflächenbeschaffenheit (Kakaboura et al. 2007). Des Weiteren gelten Streulichtmessverfahren als weit verbreitete Techniken (Jacobson et al. 1992). Grundsätzlich kann man die Streulichtverfahren in drei Kategorien einteilen:

- ✓ Winkelaufgelöste Lichtstreuung (ARS: angle-resolved scattering)
- ✓ Totale Lichtstreuung (TS: total scattering) und
- ✓ Totale integrierte Lichtstreuung (TIS: total integrated scattering)

Die winkelaufgelöste Lichtstreuung wird z. B. zur Bestimmung der räumlichen Verteilung des gestreuten Lichts genutzt. Dies ist eine komplementäre Methode zur Bestimmung charakteristischer Größen einer Oberfläche, wie z. B. rms-Rauigkeit (*root mean square*; Standardabweichung des Höhenprofils vom mittleren Höhenwert) und wurde oftmals verwendet, um reflektierende Proben zu untersuchen (Church et al. 1977; Roche, Pelletier 1984; Stover et al. 1985; Al-Jumaily et al. 1986).

Die Proben werden mit verschiedenen Lasern, welche unterschiedliche Wellenlänge haben, bestrahlt. Eine Photodiode misst die Lichtstreuung, die von der Probe ausgeht. Zur Messung unterschiedlicher Winkel kann die Photodiode auf einer Kreisbahn konzentrisch um das Streuzentrum der Probe bewegt werden. Mit dem Photogoniometer wird die reflektierte Lichtintensität winkelabhängig gemessen. Vorteile sind u. a. eine berührungsfreie, schnelle Oberflächendiag-

nostik und fehlende Notwendigkeit der speziellen Präparation der Proben (Jacobson et al. 1992).

Eine genauere Analyse der Oberflächenmorphologie kann durch eine Kombination von qualitativer und quantitativer Messverfahren erzielt werden. In der vorliegenden Studie wurden ebenfalls bildgebende und messtechnische Analyseverfahren kombiniert. Anhand profilometrischer und rasterelektronenmikroskopischer Untersuchungen konnten die Oberflächenstrukturen und deren –veränderungen bewertet und verglichen werden.

Eine sehr weit verbreitete, quantitative Methode zur Untersuchung von Oberflächenprofilen ist die Profilometrie (Jacobson et al. 1992; Joniot et al. 2000; Heintze et al. 2006; Sarac 2006; Attar 2007; Heintze et al. 2011; Kara et al. 2012).

Man unterscheidet mechanische von optischen Profilometern. Erstere arbeiten taktil mit einer kleinen Diamantnadel, welche die Oberfläche abtastet (Kara et al. 2012). Eine zentrale Rechereinheit verarbeitet die durch Oberflächenrauigkeiten entstandenen Tasterauslenkungen zu elektrischen Messsignalen, ermöglicht somit die graphische Darstellung der abgetasteten Oberfläche und die Ausgabe von verschiedenen Rauigkeitsparametern. Da mechanische Tastnadeln meist einen Spitzenradius von 5 – 10 μm aufweisen, ist es nicht möglich feinere Rauigkeiten zu erfassen. Dies bedeutet im Umkehrschluss: je kleiner der Nadel-Durchmesser, umso genauer kann das Ursprungsprofil wiedergegeben werden (Wassel et al. 1994). Idealerweise sollte der Spitzenradius sehr viel kleiner sein als die zu messenden Irregularitäten. Ein weiterer Vorteil besteht in der Differenzierung von Rauigkeit und Welligkeit (Perthen Feinprüf, Bedienungsanleitung für Perthometer S8P; Hommelwerke GmbH; 1993).

Optische Profilometer, wie z. B. die Laserstrahl-Profilometrie, untersuchen die Topographie einer Materialoberfläche hingegen „berührungslos“ (Joniot et al. 2000). Der Vorteil dieser Diagnostik ist, dass die Probe nicht durch zu hohe Belastungskräfte der Tastnadel plastisch deformiert werden kann (Jacobson et al. 1992). Des Weiteren sind sie sensibler gegenüber Verunreinigungen der Probenoberfläche, erfassen aber auch fragile Oberflächenstrukturen (Attin et al. 1999; Zhang et al. 2000).

Eine weitere quantitative Methode zur Analyse der Oberflächenbeschaffenheit ist die Laserlichtreflexionsmessung: Glanz ist die Eigenschaft einer Oberfläche, Licht ganz oder teilweise spiegelnd zu reflektieren. Das Prinzip der Glanzmessung mittels Reflektometer beruht auf der Messung eben dieser gerichteten Reflexion. Je gerichteter das Licht reflektiert wird, desto höhere Glanzwerte können beobachtet werden. Dies lässt gleichzeitig auf eine glatte und hochglänzende Oberfläche schließen (Billmeyer, Abrams 1973). Der Rest des eingestrahnten Lichtes dringt in das Material ein und wird dort zum Teil absorbiert oder diffus gestreut. Bei transparenten Materialien kann der Messwert durch Mehrfachreflexion im Material zusätzlich erhöht sein. Diese Methode eignet sich jedoch nicht für die exakte Rautiefenmessung.

3 Zielsetzung

Das Ziel dieser In-Vitro-Studie ist es, indirekte Restaurationsmaterialien hinsichtlich ihres Verschleißverhaltens im Kausimulator zu vergleichen und dabei besonderes Augenmerk auf den Einfluss der Oberflächenrauigkeit der Keramiken, bzw. des Politurergebnisses auf den Verschleiß des Grund- und Gegenkörpers zu legen.

Im ersten Versuchsteil soll eine Bewertung von weit verbreiteten Politursystemen erfolgen, um ein effektives, materialübergreifendes Politur-Universalverfahren hinsichtlich Zeitmanagement, Kostenersparnis und Qualität für unterschiedliche Keramikarten zu evaluieren. Durch diese praxisnahe Beurteilung wird dem Zahnarzt eine Hilfe bei der klinisch korrekten Entscheidung in der Auswahl der geeigneten Finier- und Poliersysteme, sowie in deren Anwendung gegeben. Bei den Untersuchungen wird das neue Polierset der Firma Kommet berücksichtigt, welches speziell für die hochfeste Zirkoniumdioxidkeramik entwickelt wurde. Die Probenkörper werden sowohl manuell, als auch hochstandardisiert mittels eines Industrieroboters poliert, um Versuchsleiterfehler zu verhindern.

Die in diesen Untersuchungen gewonnenen, typischen Rauigkeiten werden im zweiten Versuchsteil hinsichtlich des Antagonistenverschleißes im Kausimulator getestet. Gezielt soll der Verschleiß von „glatten“ (= „*Polierten*“) dem Verschleiß von „rauen“ (= „*Finierten*“) Restaurationsoberflächen gegenübergestellt und erläutert werden.

4 Material und Methode

4.1 Material

4.1.1 Herstellung der Proben

Insgesamt wurden 240 flache Prüfkörper aus Lithiumdisilikatkeramik, leuzit-verstärkter Glaskeramik, yttrium-stabilisierter Zirkoniumdioxidkeramik, sowie dem CAD/CAM-Komposit Lava Ultimate gefertigt. Diese Zahl entspricht 72 Prüfkörpern pro Keramikklasse, sowie 24 Proben des Restaurationsmaterials Lava Ultimate.

4.1.1.1 Presskeramik: IPS e.max Press und IPS Empress

Die zu prüfenden Materialien IPS e.max Press sowie IPS Empress sind dentale Presskeramiken. Die Herstellung erfolgt über die bekannte *Lost-Wax-Technik*, so dass die gewünschte Probenform zunächst in Wachs modelliert werden musste. Es ist wichtig, darauf zu achten, dass ausschließlich organische Wachse (S.U. Ästhetikwachs, organisch; Schuler Dental; Art.-Nr. 600611) verwendet werden, da diese rückstandslos verbrennen.

Um immer die gleiche Gestalt und einheitliche Maße zu erhalten, wurde die Form mittels additionsvernetzendem Silikon (Adisil rosé; Komponente A + B; DIN EN ISO 14356 – Typ 2; irreversible Dubliermasse; Siladent Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) dubliert. Die Duplikationsabformung diente im Anschluss als Negativform für die weitere Probenherstellung.



Abbildung 4: Negativform aus additionsvernetzendem Silikon für die Probenherstellung.

Nach Anstiftung der Modellation wurde diese mit graphitfreier, phosphatgebundener Einbettmasse (StarVest-SOFT-3, Pulver, Bestell-Nr.: 30492; StarVest-Konzentrat rot, Bestell-Nr.: 30510; WEBER DENTAL Stuttgart) in eine Muffel (200 g IPS Muffelsystem) eingebettet. Vor dem Anstiften erfolgte das Abwiegen der Muffelbasis, um später das definitive Wachsgewicht bestimmen zu können.



Abbildung 5: Angestiftete Modellation der Probenkörper.

Von IPS e.max Press wurden je drei und von IPS Empress je zwei Modellationen auf die Muffelbasis aufgewachst und anschließend noch einmal gewogen. Die Differenz zwischen der bestückten und der unbestückten Muffelbasis ergab das definitive Wachsgewicht und somit auch die Anzahl der zu verwendenden Rohlinge.

Zum Einbetten wurde der jeweilige IPS Silikon-Ring mit passender Muffellehre verwendet. Pro Einbettung wurden 200 g Einbettmasse mit dem Verhältnis von 11 ml Konzentrat : 29 ml destilliertem Wasser während 60 sek unter Vakuum angerührt (Vacuret-S; Fabr.Nr.: 13076265; REITEL, Bad Essen, Deutschland). Nach einer Abbindezeit von 20 min im Druckluft-Einbettgerät bei 4,5 bar (Wassermann Dentalmaschine; Typ DEG-2, Seriennr. 118968) und dem Entfernen der Muffelbasis, der Muffellehre und des Silikonrings wurden die vorbereiteten Muffeln in einen Vorwärmeofen (Dentallaborofen P6/B, Typ: KMP6 – U; S/N: 48211; Mihm-Vogt GmbH & Co. KG, Stutensee, Deutschland) platziert. Der Vorwärmzyklus dauert bei 800°C, 270 min und dient gemäß der *Lost-Wax-Technik* dem vollständigen Ausbrennen des Wachses.

Anschließend wurden in einem speziellen Keramikpressofen (Programat EP 5.000, Set.-Nr. 825634; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) die Keramikrohlinge mit Hilfe eines Aluminiumoxid-Kolben in die entstandene Hohlform gepresst. Nach dem Pressvorgang wurden die Muffeln auf einem grobschigen Gitter abgestellt und langsam auf Raumtemperatur abgekühlt.

Die Keramikproben wurden später mittels Trennscheibe und Sandstrahlgerät (Maschinentyp P – G 400/3; Masch.nr. 2060253; Harnisch + Rieth GmbH & Co. KG, Winterbach, Deutschland) ausgebettet und vom Presskanal getrennt. Es ist wichtig, darauf zu achten, dass, sobald die Keramikobjekte sichtbar werden, nur mit einem maximalen Druck von 1,6 bar weitergestrahlt wird. Zu hohe Drücke könnten die Oberfläche der Keramik zerstören.

Die für die Kausimulation benötigte Probendimension von 1,5 x 1,0 x 0,5 cm wurde mittels einer Innenlochsäge (SP 1.600 Leica, Bensheim; Fabrik-Nr.: 0248/02.2003; Cat-Nr.: 044021768) zurechtgeschnitten.

4.1.1.2 Sinter-Keramik: Everest ZS

Das für die Probenherstellung verwendete Everest-System (ZS-Blanks) der Firma KaVo besteht aus vorgesintertem, yttrium-stabilisiertem Zirkoniumdioxid. Dieser sogenannte *Weißkörperzustand* wird durch Teilsinterung (bei ca. 1000°C) von Rohlingen aus mechanisch verdichtetem oxidkeramischem Pulver erreicht. Ein *Weißkörper* weist eine kreideartige, niedrige Festigkeit auf. Dadurch lassen sich bereits mit geringem Materialaufwand und –verschleiß individuelle Formen aus den Blöcken erzeugen (LECO VP 100 - Schleifsystem; Serien-Nr.: 2411; Leco Instrumente GmbH, Mönchengladbach, Deutschland).



Abbildung 6: LECO VP 100 – Schleifsystem mit Weißkörper (Everest ZS Blank).

Bei dem sich anschließenden definitiven Sinterprozess, durch den die endgültige Festigkeit erreicht wird, muss eine Schrumpfung zwischen 19 % und 21 % (linear) berücksichtigt und bei der Herstellung der Probenkörper aus den Rohlingen mit einberechnet werden.

Zum Dichtsintern wurden die Proben in die Schalen des Sinterofens (KaVo Everest therm) gelegt und der Ofen gestartet. Nach Beenden des Sinterprozesses wurden die Schalen aus dem Ofen genommen und auf Raumtemperatur abgekühlt.

4.1.1.3 CAD/CAM-Restaurationsmaterial: Lava Ultimate

Für die Probenherstellung wurden Blöcke der Größe 12 in einer Innenlochsäge (SP 1.600 Leica, Bensheim; Fabrik-Nr.: 0248/02.2003; Cat-Nr.: 044021768) zentrisch fixiert und in ca. 0,5 cm flache Werkstücke geschnitten. Das Trennblatt ist bei dieser Säge im äußeren Bereich in einen Rahmen eingespannt und hat ein rundes Loch in der Mitte. Die Scheibe dreht sich unter Wasserkühlung, während der fixierte Block mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit zum äußeren Rand fährt (Paucksch 1996).

4.2 Methode

4.2.1 Experimentelle Vorversuche

4.2.1.1 *Durch Politur hervorgerufene Abtragmechanismen auf der keramischen Oberfläche*

Um die unterschiedlichen Abtragmechanismen nachvollziehen und für die intra-orale Politur bestätigen zu können, wurden die einzelnen Polierparameter, wie Anpressdruck, Wasserkühlung und Umdrehungszahl/Minute in Vorversuchen variiert. In diesem Zusammenhang konnte beobachtet werden, dass durch einen hohen Anpressdruck, sowie höhere Umdrehungszahlen/Minute lange Kratzspuren auf der Keramikoberfläche überwiegen. Das kann man darauf zurückführen, dass die Diamantkörner einen schneidenden Materialabtrag verursachen.



Abbildung 7: Lichtmikroskop-Bild zeigt deutliche Schnittspuren des Abrasivs auf der keramischen Oberfläche nach Politur mit hohem Anpressdruck.

Durch einen im Gegensatz geringen Anpressdruck und kleinere Umdrehungszahlen/Minute sieht man auf den lichtmikroskopischen Bildern Defekte, die man als Absplitterungen in Folge von rollendem Einsatz der Abrasivpartikel interpretieren kann. Die Abrasivpartikel der Polierinstrumente greifen aufgrund der niedrigen Anpresskraft nicht in den keramischen Werkstoff ein, sondern *rollen*

über die Oberfläche und lassen charakteristische kraterförmige Defekte entstehen. Durch alternierende Bewegungen und ständige Richtungswechsel der Instrumente während der Politur können die Finierspuren, welche durch das Anpassen der Restauration durch einen Finierdiamanten entstanden sind, somit eingeebnet werden.



Abbildung 8: Lichtmikroskop-Bild zeigt eine reduzierte Anzahl an Kratzspuren auf der keramischen Oberfläche. Es dominieren kraterförmige Defekte, die auf Materialabtrag durch rollende Partikel hinweisen.

Ergänzend zu den lichtmikroskopischen Bildern wurden die durch Politur hervorgerufenen Abtragmechanismen mittels Weißlichtinterferometrie dargestellt. Mit Hilfe der Firma OPM Messtechnik GmbH (Standort: Ettlingen, Deutschland) konnte ein Interferometrie-Messgerät genutzt werden. Abbildung 9 zeigt, dass ein hoher Anpressdruck, sowie höhere Umdrehungszahlen/Minute lange Schnittspuren auf der Keramikoberfläche verursachen.

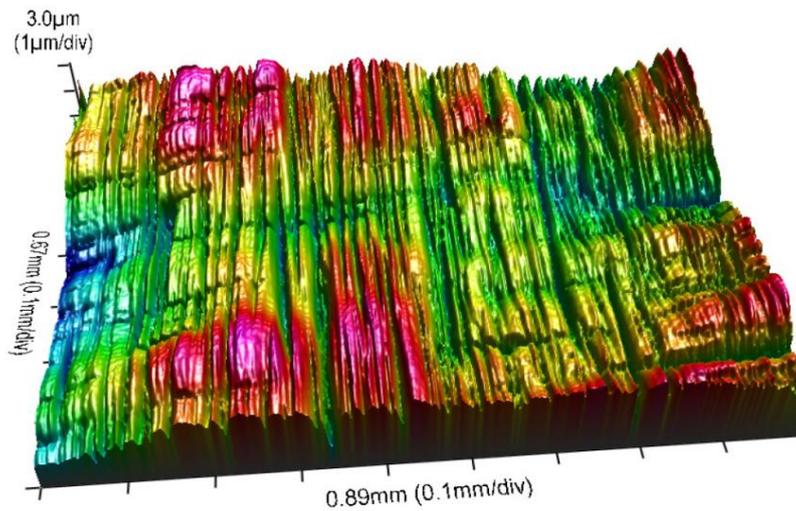


Abbildung 9: Darstellung der Zirkoniumdioxidkeramik Everest ZS durch Weißlichtinterferometrie; Standort: Firma OPM Messtechnik GmbH, Ettlingen, Deutschland. Das Bild zeigt deutliche Schnittspuren auf der keramischen Oberfläche (vgl. Abbildung 7).

Ein geringerer Anpressdruck und kleinere Umdrehungszahlen/Minute bewirken dagegen Defekte, die man durch Absplitterungen als Folge von rollendem Einsatz der Abrasivpartikel interpretieren kann (siehe Abbildung 10).

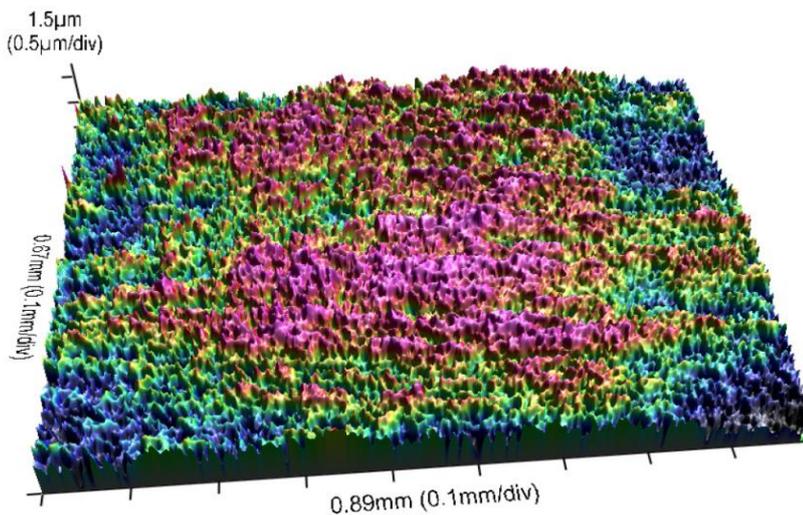


Abbildung 10: Darstellung der Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press durch Weißlichtinterferometrie; Standort: Firma OPM Messtechnik GmbH, Ettlingen, Deutschland. Dominanz der kraterförmigen Defekte durch rollende Partikel (vgl. Abbildung 8).

4.2.2 Versuchsteil 1: Analyse der auf dem Markt vorherrschenden Politur-systeme

Für die vorliegenden Untersuchungen wurde der deskriptive Rauigkeitsparameter R_z für die Oberflächenuntersuchung verwendet. Der Mittenrauwert R_z spiegelt die Rauigkeit zwischen dem niedrigsten und dem höchsten Messpunkt der Messstrecke wieder: auf diese Weise kann die Differenz aus maximalem und minimalem Rauigkeitswert ermittelt werden. Anhand der Verwendung dieses Parameters wird es möglich, eine detaillierte und genauere Analyse der Oberflächenbeschaffenheit zu bekommen, da dieser Parameter zwischen Spitzen und Riefen unterscheiden kann und dadurch sehr empfindlich auf Oberflächenveränderungen reagiert.

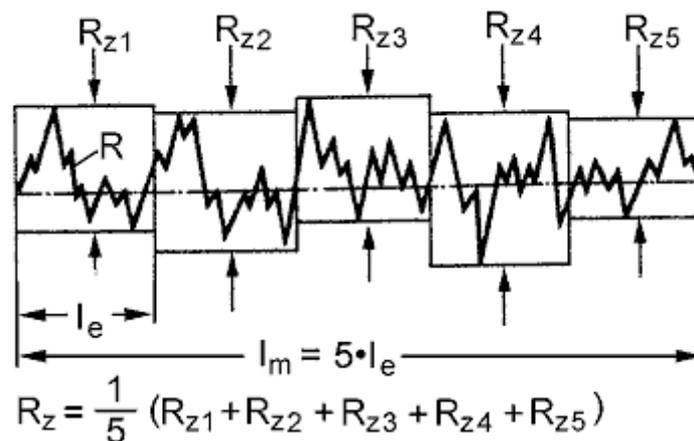


Abbildung 11: R_z ist der Mittelwert aus den Einzelrautiefen aufeinanderfolgender Einzelmessstrecken (aus: Perthometer.Definitionen, Oberflächen-Kenngrößen, Mahr GmbH, Ausgabe 01/09/99).

4.2.2.1 Finieren der Probenkörper

In Vorversuchen war die Rauigkeit nach dem Einschleifen von Keramik bestimmt und der R_z -Wert nach DIN EN ISO 4287 mit einem Perthometer S8P (Feinprüf Perthen GmbH, Göttingen, Deutschland) gemessen worden. Der durchschnittliche R_z -Wert betrug nach Anwendung des Finierdiamanten $2 \mu\text{m}$

(SD: 0,5 μm). Da es nicht möglich ist, mit manuell geführten Finierdiamanten eine reproduzierbare plane Fläche zu erzielen, wurde mit einem Nassschleif- und Poliersystem LECO VP 100 (Serien-Nr.: 2411; Leco Instrumente GmbH, Mönchengladbach, Deutschland) und SiC-Schleifpapier (120 P; SiC, Leco Instrumente GmbH, Mönchengladbach, Deutschland) eine zu Finierdiamanten vergleichbare Rauigkeit nachvollzogen. Die Korngröße P 120 entspricht der Rauigkeit, wie sie durch den Finierdiamanten D 08 der Firma Komet (Weißring-Diamant; durchschnittliche Korngröße von 8 μm ; Komet, Lemgo, Deutschland) verursacht wird, am besten (Marxkors, Danger 1998).

Insgesamt wurden je 72 Proben pro Keramikklasse und 24 Proben des CAD/CAM-Restaurationsmaterials Lava Ultimate mit SiC-Schleifpapier vorbehandelt. Dies entspricht einer Gesamtprobenzahl von 240.



Abbildung 12: Nassschleif- und Poliersystem LECO VP 100.

4.2.2.2 Politur der Probenkörper

Die Oberflächenqualität einer intraoralen Politur wurde vor den Verschleißuntersuchungen individuell bestimmt, da zu den aktuellen Keramikpoliersystemen keine Vergleichsdaten bzgl. der Oberflächenrauigkeit existieren.

Die drei Keramiken wurden manuell mit drei verschiedenen, klinisch weit verbreiteten Keramikpoliersystemen poliert und die R_z -Werte nach den einzelnen Politurstufen gemessen (siehe Tabelle 2).

Produkt	Zusammensetzung	Hersteller	Art.-Nr.
Zirkoniumdioxid-Polierer	Silikonmatrix + Diamantkörner	Komet, Gebr. Brasser, Lemgo, Deutschland	94020C.204.040 94020F.204.040
Jazz P2S	Silikonmatrix + Siliziumkarbid-Schleifpartikel	SS White Burs, Lakewood, N. J., U. S. A.	89017 89019
Ceramisté	Silikonmatrix + Siliziumkarbid-Schleifpartikel	Shofu, Ratingen, Deutschland	0251 Standard 0254 Ultra 0257 Ultra II

Tabelle 2: Verwendete Politursysteme für Keramik.

Bei Lava Ultimate wurde die Politur mit Kompositpoliersystemen vorgenommen und anschließend im Perthometer vermessen. Die eingesetzten Polierinstrumente sind in Tabelle 3 zusammengefasst.

Produkt	Zusammensetzung	Hersteller	Art.-Nr.
Sof-lex XT Pop-on	Kunststoffträger + Aluminiumoxidbeschichtung	3M-ESPE, Seefeld, Deutschland	2382F
Enhance	Urethanharz + Aluminiumoxidbeschichtung	Dentsply, Konstanz, Deutschland	624065X-3
Occlubrush	Polyamidfilamente + Siliziumkarbid-Schleifpartikel	Kerr Hawe, Bioggio, Schweiz	2510

Tabelle 3: Verwendete Politursysteme für Komposit.

Die pro Keramikklasse vorbereiteten 72 Proben stellen sicher, dass pro Politurensystem 24 Prüfkörper, á 12 für die manuelle und á 12 für die maschinelle Politur, zur Verfügung stehen. Von den 24 Lava Ultimate-Proben sind jeweils 12 für die manuelle und 12 für die maschinelle Politur vorbehalten.

4.2.2.2.1 Manuelle Politur

Um die individuelle Politur durch Zahnarztthand zu simulieren, wurden zunächst 120 Proben manuell poliert. Unabhängig vom gewählten Politurensystem wurde stets das blaue Winkelstück KaVo INTRAmatic 20LN (Kavo, Biberach, Deutschland; siehe Abbildung 13) mit einer 1 : 1 Übersetzung zur Bearbeitung der Probenoberflächen verwendet. Beim Polieren wurde der Anpressdruck bei gleichzeitig ausreichender Wasserkühlung konstant gehalten, um eine übermäßige Temperaturentwicklung an der Restauration zu vermeiden. Die Notwendigkeit der Wasserkühlung wurde entsprechend der Herstellerangaben berücksichtigt. Alle Schritte wurden von derselben Person ausgeführt.



Abbildung 13: KaVo Winkelstück INTRAmatic 20LN.

Im Hinblick auf die vom Hersteller empfohlene Drehzahl der verschiedenen Politurensysteme, wurde diese nach den Vorversuchen auf 10.000 – 12.000 Umdrehungen/min. festgelegt. Grund hierfür ist, wie bereits oben erwähnt, die Neigung des Zahnarztes, hochoberflächlich zu arbeiten und dementsprechend häufig höhere

Drehzahlen als vom Hersteller empfohlen an der Behandlungseinheit einzustellen.

Beim Polieren sollte auf einen gemäßigten Anpressdruck von 1-2 N mit gleichzeitig ausreichender Wasserkühlung geachtet werden, um eine übermäßige Temperaturentwicklung an der Restauration zu vermeiden. Die Dauer der Ausarbeitung pro Politurstufe war auf 1 min festgesetzt. Nach jeder Benutzung wurde der Polierer weggeworfen.

4.2.2.2 Maschinelle Politur mittels Roboter

Im Labor der Forschungs- & Entwicklungsabteilung der Firma Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo konnte zusätzlich ein Roboter-System (siehe Abbildung 14) für die Politur verwendet werden. Ziel dieser Versuchsreihe war es, einen Vergleich zwischen der Politur durch den Zahnarzt und der, unter standardisierten Bedingungen, durch einen Roboter herzustellen. Insgesamt wurden auch in dieser Versuchsreihe 120 Proben maschinell poliert.

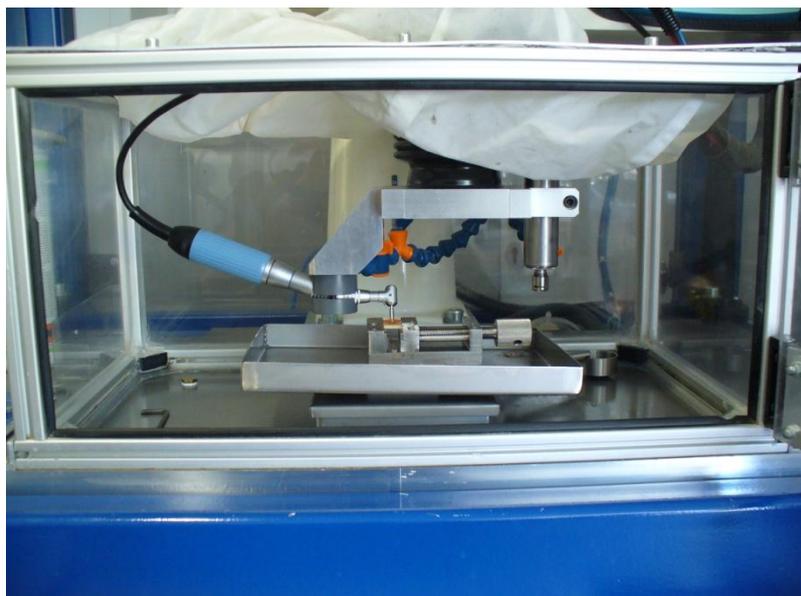


Abbildung 14: *Polierroboter*; Standort: Firma Komet, Gebrüder Brasseler GmbH & Co KG, Lemgo.

Durch normierte maschinelle Einstellungen können die gleichen Bedingungen für alle Gruppen gewährleistet werden. Dies ermöglicht einen unabhängigen Vergleich der getesteten Materialien, ohne den Einfluss zahnärztlicher, individueller Parameter, wie z. B. negativ beeinflusste Beurteilung des Systems durch persönliche Einstellung.

Dafür stehen eine Hochfrequenzspindel (1.500 – 50.000 min⁻¹) und ein Antriebssystem zum Betreiben von dentalen Winkelstücken (in diesem Fall: KaVo INTRAmatic 20LN; siehe Abbildung 14) zur Verfügung. Mit Hilfe des Roboterarms Cobra™ s350 der Firma Adept (Adept Technology GmbH, Dortmund, Deutschland) können programmierte, weggeführte Zyklen mit bestimmten Parametern wie Vorschubgeschwindigkeit, Zustelltiefe, etc. abgefahren werden. Über einen 3D-Messwertaufnehmer werden dabei die Schnittkräfte in den Achsen X, Y und Z aufgezeichnet. Eine Vibrationsmessung mit immer gleichen Parametern, wie Geschwindigkeit, Schnittkraft, Zustelltiefe, etc. kann somit sichergestellt werden.

Technische Daten:

Reichweite:	Ø 350mm
Tragkraft:	5,5 kg
Achsgeschwindigkeit X,Y:	7200 mm/s
Achsgeschwindigkeit Z:	1100 mm/s
Wiederholgenauigkeit X, Y:	±0,015 mm
Wiederholgenauigkeit Z:	±0,010 mm
Programmierung:	V+

Jeder Politurvorgang à 1 min erfolgte unter ca. 500 ml/min Wasserkühlung unter einer geradlinigen Bewegung des Roboterarms auf einer Strecke von 20 mm bei einem Vorschub von 100 mm/sek.

4.2.2.3 Messung des Rauigkeitsprofils mit dem Perthometer S8P

Die profilometrische Evaluierung der einzelnen Proben wurde mit dem Perthometer S8P (Feinprüf Perthen GmbH, Göttingen, Deutschland) durchgeführt. Es wurde sowohl die anfängliche Oberflächenrauigkeit sowie die Rauigkeit nach jedem Polierschritt bewertet.

Der beschreibende Parameter, die mittlere Oberflächenrauigkeit R_z , beschreibt für jede Messstrecke die Differenz von Maximum und Minimum.

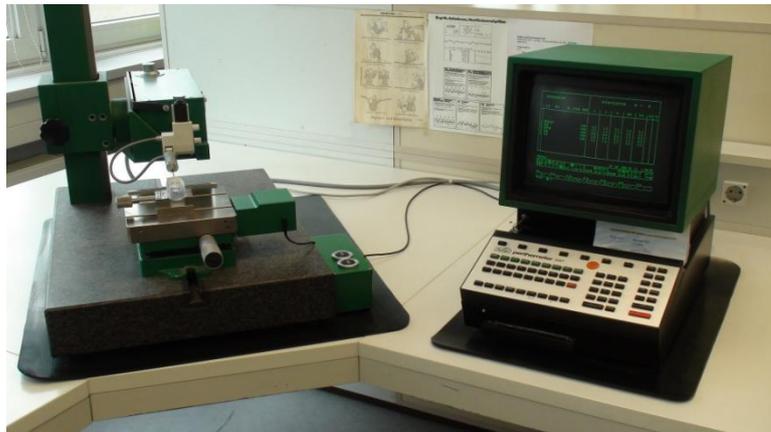


Abbildung 15: Perthometer S8P; Standort: Firma Komet, Gebrüder Brasseler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland.

Zur Vermessung der Proben wurden diese mit Hilfe von Knetmasse auf einer Haltevorrichtung des Präzisionskreuztisches PKT (Feinprüf Perthen GmbH, Göttingen, Deutschland) angebracht. Ein in vertikaler Richtung vollkommen uneingeschränktes Freitastsystem (FRW-750) mit Diamantspitze liegt der Probe auf und wird mittels eines Vorschubsystems (Vorschubgerät PRK; Feinprüf Perthen GmbH, Göttingen, Deutschland) mit konstanter Geschwindigkeit abge-

fahren. Die Abtastnadel hat einen Spitzendurchmesser von ca. 5 μm bei einem Öffnungswinkel von 80 °. Bei der Durchführung wurde darauf geachtet, dass die Abtastung eines jeden Prüfkörpers senkrecht zur Hauptbearbeitungsrichtung der Polierinstrumente erfolgte.

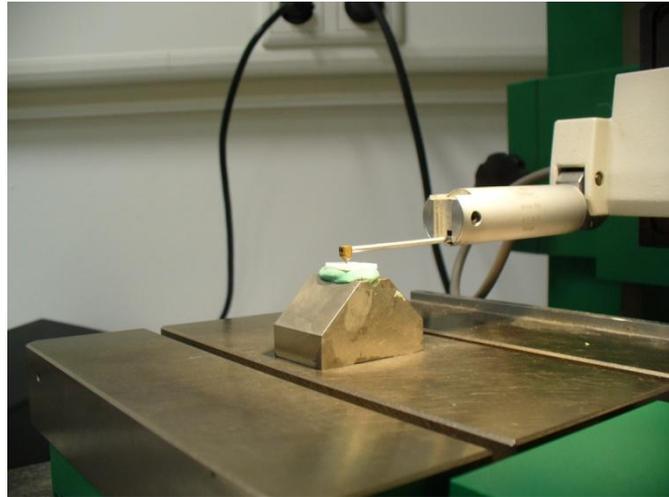


Abbildung 16: Keramikprobe auf Haltevorrichtung des Präzisionskreuztisches PKT.

Die Taststrecke besteht aus einer Vor- und einer Nachlaufstrecke, sowie 5 Einzelmessstrecken, welche alle die gleiche Länge haben. Laut DIN EN ISO 4288 und DIN EN ISO 3274 ergibt sich diese aus der ausgewählten Grenzwellenlänge des Profilfilters. Für die vorliegenden Rauigkeitsmessungen wurde stets eine Grenzwellenlänge von 0,25 mm gewählt. Daraus ergibt sich folgende Taststreckenlänge:

$$\begin{aligned}
 \text{Grenzwellenlänge} &= \text{Länge der Einzelmessstrecke} \\
 l_m (\text{Gesamtmessstrecke}) &= 5 \times \text{Grenzwellenlänge } \lambda_c \\
 &= 5 \times 0,25 \text{ mm} = 1,25 \text{ mm} \\
 l_v - l_n (\text{Vor- und Nachlaufstrecke}) &= 0,25 \text{ mm} \\
 \text{Taststrecke} &= 1,75 \text{ mm}
 \end{aligned}$$

Anhand der Grenzwellenlänge wird ebenso bestimmt, welche Wellenlängen des gemessenen Profils der Welligkeit und welche der Rauigkeit zugeordnet werden. Dies ist für das vorliegende Versuchsprinzip von besonderem Interesse, da durch die manuelle Politur der flachen Proben das gemessene Profil durch die entstandene Welligkeit beeinflusst werden kann.

Es gilt folgendes Prinzip: Wellenlängen, die kleiner als die Grenzwellenlänge sind, gehören der Rauheit und Wellenlängen, die größer sind, der Welligkeit an. Mit abnehmender Grenzwellenlänge nimmt die Amplitude des gefilterten Rauheitsprofils ab und die des Welligkeitsprofils zu. Somit können bei kürzeren Grenzwellenlängen auch kleinere Rauigkeitswerte gemessen werden.

4.2.2.4 Statistische Methoden

Die Ergebnisse der Rauigkeiten wurden statistisch aufbereitet, indem zunächst mit einer Probitdarstellung mit den Grenzen nach Lillefors auf Gaußsche Normalverteilung getestet und anschließend der Mittelwert (\pm Standardabweichung) berechnet wurden. Aufgrund der Ergebnisse des Lillefors-Tests wurde zum Vergleich der Mittelwerte die Einweg-Rang-Varianzanalyse nach Kruskal-Wallis herangezogen. Im Anschluss erfolgte die Berechnung der Unterschiede nach jedem Polierschritt mittels dem Wilcoxon-Test. Die Korrelation des Endergebnisses mit dem Anfangswert wurde anhand der Pearson's Korrelation berechnet. Das Signifikanz-Niveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Die Illustration erfolgte durch eine Boxplot-Darstellung.

4.2.3 Versuchsteil 2: Analyse des Verschleißverhaltens von Grund- und Gegenkörper durch Kausimulation

4.2.3.1 Auswahl der typischen Rauigkeiten für die Verschleißprüfung der Materialien im Kausimulator

Im 2. Versuchsteil sollte der Einfluss der Oberflächenrauigkeit der Keramik, bzw. des Politurergebnisses auf den Verschleiß des Grund- und Gegenkörpers näher untersucht werden: Im Folgenden entspricht die Bezeichnung „*Finiert*“ der Rauigkeit, wie sie nach Modifikation der Restauration durch den Zahnarzt mit einem Finierdiamanten vorliegt. „*Poliert*“ stellt die Situation nach abschließender Hochglanzpolitur dar. Somit stehen die Bezeichnungen „*Finiert*“ und „*Poliert*“ als Gruppennamen für die zwei unterschiedlichen im Kausimulator untersuchten Rauigkeiten.

Der durchschnittliche R_z -Wert der Gruppe „*Finiert*“ betrug nach Anwendung der Poliermaschine mit P 120-SiC-Schleifpapier 2 μm (ST: 0,5 μm). Für das zu vergleichende CAD-/CAM-Restaurationmaterial Lava Ultimate lag der untersuchte Mittelwert bei ca. 3,5 μm (siehe auch Ergebnisse in 5.1.1).

Die Oberflächenqualität der Gruppe „*Poliert*“ wurde nach Anwendung der untersuchten Politursysteme im ersten Versuchsteil vor den Verschleißuntersuchungen individuell bestimmt (siehe auch Ergebnisse in 5.1.3, 5.1.4). Obwohl die Keramiken mit Handinstrumenten insgesamt schlechter poliert werden konnten, wurde für alle untersuchten Materialien ein gemeinsamer Mittelwert festgelegt, um für die Verschleißuntersuchung vergleichbare Ausgangsbedingungen zu bekommen. Für die Keramiken und das Vergleichsmaterial Lava Ultimate wurde der R_z -Mittelwert für das Kriterium „*Poliert*“ auf 0,8 μm festgesetzt.

Für die anschließende Verschleißuntersuchung im Kausimulator *Muc I* wurden die gewonnenen Finier- und Polier- R_z -Mittelwerte der vier Materialien standar-

disiert mittels des LECO Poliersystems (siehe Abbildung 12) nachgestellt. Eine zu Politur vergleichbare Rauigkeit kann mit einem Schleifpapier der Körnung P 1000 am besten erreicht werden.

Um sicher zu gehen, dass die einzelne Probe tatsächlich die gewünschte Rautiefe aufweist, wurde vor der Kausimulation jede Probe erneut mit dem Profilometer kontrolliert. Bei der Durchführung der Verschleißsimulation wurde darauf geachtet, dass die Belastung eines jeden Prüfkörpers senkrecht zur Hauptbearbeitungsrichtung des SiC-Schleifpapiers erfolgte.

4.2.3.2 Vorbereitung der Proben für den Kausimulator

Von jedem der vier Materialien wurden separat für Degussit- und Steatitantagonisten jeweils 8 Proben mit der Oberflächenrauigkeit „*Finiert*“ und 8 Proben mit Oberflächenrauigkeit „*Poliert*“ im Kausimulator getestet, so dass insgesamt 128 Proben (4 Grundkörpermaterialien x 2 Antagonistenmaterialien x 2 Polierstufen x N = 8 pro Gruppe) untersucht wurden.

	Degussit		Steatit		Anzahl
	<i>Finiert</i>	<i>Poliert</i>	<i>Finiert</i>	<i>Poliert</i>	
IPS e.max Press	8	8	8	8	32
IPS Empress	8	8	8	8	32
Everest ZS	8	8	8	8	32
Lava Ultimate	8	8	8	8	32
					128

Tabelle 4: Anzahl der Prüfkörper. Darstellung der Gruppeneinteilung nach Antagonisten- und Oberflächenvariation.

Die Prüfkörper wurden adhäsiv auf Aluminiumprobenträgern befestigt. Zur Vorbereitung einer Versuchsreihe wurden zunächst jeweils acht Probenträger sandgestrahlt, mit Komposit Tetric Evo Flow (Farbe A4; R48175; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) als Basis gemäß Herstellerangaben gefüllt und jeweils 40 sek ausgehärtet.



Abbildung 17: Befüllen der Aluminiumprobenträger mit Komposit Tetric Evo Flow als Basis.

Zur Erzielung einer ausreichenden Haftung der Keramikprüfkörper an ebendieser Komposit-Basis, musste ein Bonding-System aufgetragen werden. Das Schmelz-Dentin-Adhäsivsystem Syntac (Art.nr. 532891AN; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), bestehend aus Primer, Adhäsiv und Heliobond, wurde in jeder Versuchsreihe gemäß Herstellerangaben zur Konditionierung der Proben verwendet. Der Bonding-Auftrag erhöht die Benetzbarkeit für das finale Befestigungskomposit. Es sollte allgemein darauf geachtet werden, dass bei der Eingliederung von indirekten Restaurationen das Heliobond erst zusammen mit dem Befestigungsmaterial polymerisiert wird.



Abbildung 18: Bonding-System zur adhäsiven Befestigung der Keramikprüfkörper.

Die Befestigungsseite von IPS Empress Esthetic und Lava Ultimate wurde mit 5 %iger Flusssäure 60 sek, die Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press 20 sek, angeätzt (Vita Ceramics Etch; +J017FCE30; VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland). Im Anschluss wurde die Oberfläche abgespült, getrocknet und mit einer Silan-Lösung (Espe-Sil; 768050/01; 3M-ESPE, Seefeld, Deutschland) für 5 min vorbehandelt. Dies führt zu einer Verbesserung der Haftwerte, da diese als Haftvermittler zwischen anorganischer Keramik- und organischer Kompositoberfläche dient.



Abbildung 19: Vorbehandlung von IPS Empress und Lava Ultimate mittels Flusssäure und Silan-Lösung.

Um bei Zirkoniumdioxidkeramik Everest ZS und dem Komposit Lava Ultimate eine vergrößerte Retentionsfläche zu erreichen, wurden diese mit Aluminiumoxidpartikeln (120 μm ; V – A; Hasenfrat hafra Strahlmittel, Asslin, Deutsch-

land) unter 1 bar Druck bestrahlt (Sandstrahlgerät; Maschinentyp P – G 400/3; Masch.Nr. 2060253; Harnisch + Rieth GmbH & Co. KG, Winterbach, Deutschland). Die Vorbehandlung der KaVo Everest ZS-Blanks mit Flusssäure und Silan entfällt. Auf die Klebefläche der Lava Ultimate-Proben wurde Silan appliziert.

Als Befestigungsmaterial diente, ausgenommen für Zirkoniumdioxidkeramik, das dualhärtende Befestigungskomposit Variolink II high viscosity A3 (Base + Catalyst; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

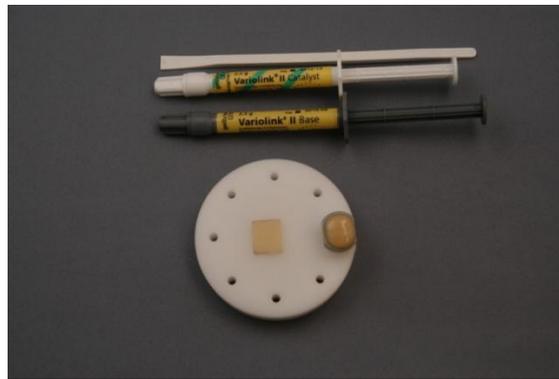


Abbildung 20: Dualhärtendes Befestigungskomposit Variolink II für Lithiumdisilikat-, leuzit-verstärkte Glaskeramik, sowie das CAD/CAM-Restaurationsmaterial.

Die Keramik Everest wurde mit dem dualhärtenden, selbstadhäsiven Zement RelyX Unicem (3M-ESPE, Seefeld, Deutschland) auf den Probenträgern fixiert. Abschließend erfolgte die Lichthärtung aller Seiten für jeweils 40 sek mit der Polymerisationslampe (3M-ESPE Elipar Free Light 2; Seriennr. 939820018923; 3M-ESPE, Seefeld, Deutschland).



Abbildung 21: Dualhärtender, selbstadhäsiver Zement RelyX Unicem für Zirkoniumdioxidkeramik.

Um eine gleiche Ausgangshöhe der befestigten Keramikproben garantieren zu können, wurde diese mittels, von der Firma Syndicad (Syndicad Ingenieurbüro, München, Deutschland) hergestellten, Höhenregulators entsprechend sichergestellt.



Abbildung 22: Höhenregulation der Probenkörper durch individuell verstellbaren Höhenregulator (Syndicad Ingenieurbüro, München, Deutschland).

4.2.3.3 Vorbereitung der Antagonisten für den Kausimulator

In der vorliegenden Untersuchung wurden Steatit- und Degussitkugeln als Antagonisten verwendet, wie sie industriell für den Einsatz in Kugelmöhlen hochstandardisiert hergestellt werden. Die Kugeln sind nicht mit gleichen Radien verfügbar, sodass der Radius der Degussitkugel 2,5 mm betrug, während der Radius der Steatitkugel 3 mm war. Die Kugeln wurden mit Technovit 4004

(Kulzer, Wehrheim, Deutschland) in den Halterungen fixiert und im Drucktopf auspolymerisiert.



Abbildung 23: Fixierte Aluminiumoxidkeramikugeln (Degussit) in Antagonistenhalterung.

4.2.3.4 *Der Kausimulator München I*

Als Kausimulation wurde das Pin-on-Block-Prinzip im *Kausimulator Muc I* angewendet (Kunzelmann 1998). Im *Kausimulator Muc I* werden die Grundkörper in horizontal beweglichen Kammern fixiert. Die Probenkammern werden druckluftbetrieben in anterior-posteriorer Richtung verschoben.

Die Amplitude der horizontalen Exkursionsbewegung kann durch Abstandsschrauben mit Feingewinde mit einer Genauigkeit von 1/10 mm festgelegt werden. Für die vorliegenden Versuche wurde eine Wegstrecke von 0,5 mm festgelegt, was der Abgleitbewegung einer sog. *long centric* entspricht (Dawson 1974). Die okklusale Last wird über Messing-Gewichte realisiert. Die Gewichtskraft beträgt 50 N was als Standard-Mittelwert für physiologische Kaukräfte im Gebiss von Non-Bruxismus-Patienten angesehen wird (Gibbs et al. 1981).

Beim Pin-on-Block-Prinzip wird der Antagonist während der horizontalen Oszillationsbewegung nicht von der Probe abgehoben. Das hat den entscheidenden

Vorteil, dass der Oberflächenverschleiß primär abrasiv ist und nicht von Ermüdungsaussplitterungen in Folge sich wiederholender Aufsetzimpulse beeinflusst wird. Die Kammern wurden während der Versuche mit destilliertem Wasser geflutet.

Die Proben und Antagonisten wurden jeweils vor dem Test und nach 1.000, 10.000, 25.000 und 50.000 Zyklen abgeformt, um die Verschleißentwicklung im zeitlichen Verlauf, dementsprechend in Abhängigkeit der Zyklen, quantifizieren zu können. Einzelne Verschleißstadien sind somit gut abgrenzbar. Nach 50.000 Zyklen war jeweils eine Versuchsreihe beendet.

Für eine detailliertere, morphologische Untersuchung der anfänglichen *Running-in*-Phase wurden zusätzlich geringere Zyklenintervalle innerhalb der ersten 1.000 Zyklen gewählt und die Proben der Degussit-Antagonisten anschließend mit dem Rasterelektronenmikroskop optisch begutachtet. Diese Analyse des anfänglichen Verschleißverhaltens sollte die Unterschiede der einzelnen Materialien vermehrt herausstellen.

Um die genaue Position des Antagonisten und der Proben nicht zu verändern, wurden sie während der Abformung nicht aus den Halterungen geschraubt. Als Abformmaterial wurde das Polyethermaterial Impregum Penta (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) verwendet. Nach einer Abbindezeit von 6 min ab Mischbeginn wurden die Proben aus der Abformung entfernt und diese anschließend mit CEREC Stone BC Gips (Sirona, Bensheim, Deutschland) ausgegossen. Nach Aushärten des Gipses wurden die Repliken getrimmt, beschriftet und bis zur Auswertung trocken gelagert.



Abbildung 24: Abformung einer Probe mithilfe einer individuellen Abformhilfe (Flaschendeckel).

4.2.3.5 Vermessung der Verschleißspur mithilfe eines 3D-Konfokal-Scanners

Die Verschleißkavitäten auf den Gipsmodellen konnten mit einem speziell für die Vermessung von Kausimulatorproben entwickelten Präzisionsscanner (3D-Surface Scan, Typ KF 30; Version 1.00 – 11/2009; Seriennr. 92701; Syndicad Ingenieurbüro, München, Deutschland) optisch abgetastet werden. Es handelt sich hierbei um ein optisches Messsystem, das mit einem konfokalen Punktsensor diffuse, glänzende und sogar transparente Oberflächen mit einer vertikalen Auflösung von nominell $0,12\ \mu\text{m}$ vermessen kann. Dank des konfokalen Messsystems kann auf Puder und ähnliche Maßnahmen zur Förderung der diffusen Reflexion verzichtet werden.



Abbildung 25: Replika in 3D-LASER-Scan, Typ KF 30 (Syndicad Ingenieurbüro, München, Deutschland) positioniert.

Mit der Software *Scan3D* wurden dreidimensionale Darstellungen der Verschleißmarken erstellt. Die Datenaufbereitung von Proben und Antagonisten erfolgte mit dem Programm *Match 3D* (Gloger, Häusler 1993).

Zur Auswertung der Verschleißfacette der planen Prüfkörper wurde über alle unveränderten Areale nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate eine Ausgleichsebene berechnet. Der mittlere Höhen- sowie Volumenverlust der Verschleißspur wurde dann relativ zu dieser Referenzebene bestimmt (= Differenz Ausgleichsebene und aktueller Messwert). Um den Verschleiß der Antagonisten zu quantifizieren, wurden jeweils die vertikale Differenz aufeinanderfolgender, Replika verglichen (z.B. Baseline - 1 000 Zyklen; 1 000 Zyklen –10 000 Zyklen; usw.) und durch Addition dieser Differenzen der Gesamtverschleiß dokumentiert. Die starre Registrierung der 3D-Datensätze (= Matching) basiert auf einer Implementierung des Iterative Closest Point Algorithmus (Besl, McKay 1992). Auf diese Weise konnte ein Differenzbild erstellt und der Volumenverlust berechnet werden.

4.2.3.6 Statistische Methoden

Die statistische Auswertung der Verschleißdaten erfolgte mit dem Programm *R* (R Core Team 2012). Neben der deskriptiven Statistik (Mittelwert, Standardabweichung, Standarderror und Konfidenzintervall) wurden Unterschiedshypothesen mit der Funktion *General Linear Model* überprüft. Da der Zusammenhang zwischen Zunahme des Verschleißes in Abhängigkeit der Zyklen als trivial angenommen werden konnte, wurde ein zweifaktorielles Modell mit den Faktoren Oberflächenrauigkeit („*Poliert*“ vs. „*Finiert*“) und Material zugrunde gelegt. Als post-hoc-Test für signifikante Faktoren wurde Tukeys HSD Test verwendet. Zur weiteren Analyse der signifikanten Unterschiede wurde zusätzlich der t-Test nach Student herangezogen.

4.2.4 Visuelle Darstellung der Verschleißspur im Rasterelektronenmikroskop

Um die Verschleißspur der Antagonisten und Prüfkörper morphologisch näher untersuchen zu können, wurden diese mithilfe eines Rasterelektronenmikroskops (Supra 55 VP, Zeiss, Oberkochen, Deutschland) mit bis zu 75.000-facher Vergrößerung begutachtet.

5 Ergebnisse

5.1 Versuchsteil 1: Analyse der auf dem Markt vorherrschenden Politur-systeme

5.1.1 Oberflächenrauigkeit nach Simulation des Finiervorganges

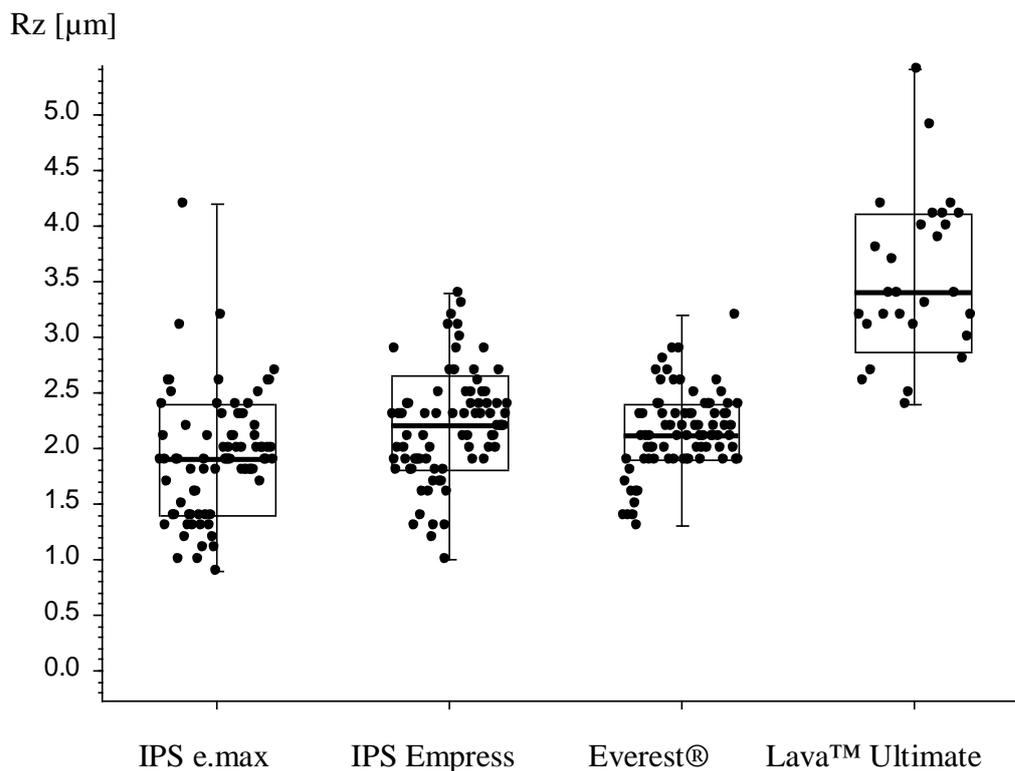


Abbildung 26: Initiale Oberflächenrauigkeit ($R_z = \mu\text{m}$) der drei untersuchten Keramik-Klassen Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max Press), leuzit-verstärkte Glaskeramik (IPS Empress Esthetic) und Zirkoniumdioxidkeramik (Everest ZS) vor dem Polieren.

Bevor der erste Polierschritt ausgeführt wurde, sollten alle Proben annähernd die gleiche Oberflächenrauigkeit aufweisen, um ein ähnliches Ausgangsniveau gewährleisten zu können. Hierfür wurden die Prüfkörper einheitlich mit Schleifpapier der Körnung P 120 vorbehandelt.

In Bezug auf die Oberflächenqualität der Materialien vor Politur gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen dem Mittelwert der Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press ($1,9 \pm 0,5 \mu\text{m}$), der leuzit-verstärkten Glaskeramik IPS Empress Esthetic ($2,1 \pm 0,5 \mu\text{m}$) sowie der Zirkoniumdioxidkeramik Everest ZS ($2,1 \pm 0,4 \mu\text{m}$). Das Kompositmaterial Lava Ultimate weist jedoch eindeutig höhere Oberflächenrauigkeiten nach Vorbehandlung mit Siliziumcarbid-Schleifpapier der Körnung P 120 auf ($3,5 \pm 0,7 \mu\text{m}$).

5.1.2 Korrelation der Ausgangsrauigkeit mit dem finalen Politurergebnis

Um die Korrelation zwischen der Ausgangsrauigkeit und dem Politurergebnis untersuchen zu können, wurde die Pearsons Korrelation berechnet. Zielführend sollte beurteilt werden, ob die Oberflächenbeschaffenheit nach Politur als Erfolgsparameter zu bewerten ist - unabhängig davon, wie rau die Prüfkörper zu Beginn waren.

	Material	Politursystem	n	r	p
manuell	IPS e.max Press	Komet	12	0,4901	0,18
	IPS e.max Press	SS White	12	0,1641	0,65
	IPS e.max Press	Shofu	12	0,5449	0,067
	IPS Empress	Komet	12	-0,7286	0,0072**
	IPS Empress	SS White	12	0,1817	0,62
	IPS Empress	Shofu	12	0,5846	0,046*
	Everest ZS	Komet	12	-0,0615	0,87
	Everest ZS	SS White	12	-0,2288	0,53
	Everest ZS	Shofu	12	0,4625	0,20
	Lava Ultimate	Soflex/Enhance/Occlubrush	12	0,0832	0,82
Roboter	IPS e.max Press	Komet	12	-0,0958	0,79
	IPS e.max Press	SS White	12	-0,0750	0,84
	IPS e.max Press	Shofu	12	0,1735	0,63
	IPS Empress	Brassler	12	0,4740	0,19
	IPS Empress	SS White	12	-0,0017	1,00
	IPS Empress	Shofu	12	0,2906	0,42
	Everest ZS	Komet	12	-0,1628	0,65
	Everest ZS	SS White	12	0,6493	0,022*
	Everest ZS	Shofu	12	-0,0916	0,80
	Lava Ultimate	Soflex/Enhance/Occlubrush	12	-0,4321	0,23

Tabelle 5: Abhängigkeit des letzten Wertes nach dem Polieren vom Anfangswert. r und p aus der Pearsonschen Produkt-Moment-Korrelation der transformierten Rz-Werte.

Der Test zeigte sowohl eine signifikante Korrelation zwischen der Ausgangs- und Endrauigkeit bei leuzit-verstärkter Glaskeramik IPS Empress während der manuellen Politur in Kombination mit den Zirkoniumdioxid-Polierern der Firma Brasseler ($p = 0,0072$) als auch mit dem Politursystem Ceramisté von Shofu ($p = 0,046$). Für Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press und Zirkoniumdioxidke-

ramik Everest ZS konnte keine Korrelation zu der anfänglichen Rauheit aufgezeigt werden.

Weiterhin zeigte die Zirkoniumdioxidkeramik Everest ZS signifikante Korrelation zwischen Anfangs- und Endzustand der Prüfkörper bei der maschinellen Politur in Kombination mit dem Politursystem Jazz P2S von SS White Burs ($p = 0,022$).

5.1.3 Oberflächenrauigkeit der drei Keramikarten nach Politur: Vergleich der Politorsysteme

Die Vergleichsgruppe des Komposits Lava Ultimate wird in diesem Abschnitt nicht thematisiert, da lediglich eine typische Komposit-Politurreihenfolge in Kombination mit diesem Material untersucht wurde. Kapitel 5.1.4 stellt die Ergebnisse der manuellen und maschinellen Politur von Lava Ultimate dar.

5.1.3.1 Zirkoniumdioxid-Polierer der Firma Komet

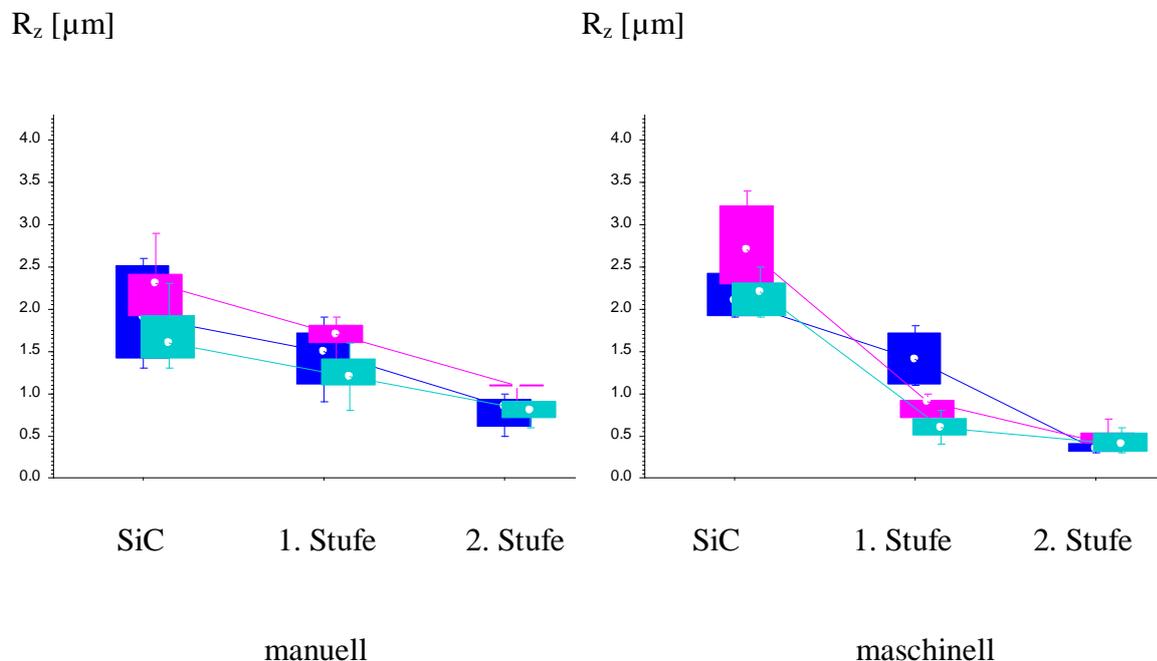


Abbildung 27: Verlauf der Rauigkeiten der drei Materialien unter Verwendung der Zirkoniumdioxid-Polierer der Firma Komet: ■ = IPS e.max Press, ■ = IPS Empress, ■ = Everest ZS, getrennt nach manueller und maschineller Politur.

Die statistische Auswertung zeigt eine kontinuierliche Abnahme der Oberflächenrauigkeit mit signifikanten Unterschieden zwischen den einzelnen Polierschritten – sowohl während der manuellen, als auch der maschinellen Politur durch den Roboter – für alle drei Keramikklassen. Die finalen Rauigkeitswerte für Lithiumdisilikatkeramik ($0,8 \pm 0,2 \mu\text{m}$) und Zirkoniumdioxidkeramik ($0,8 \pm$

0,1 μm), welche durch die manuelle Politur erreicht wurden, kann als ein positives Politurergebnis gewertet werden. Die Zirkoniumdioxid-Polierer der Firma Komet erzielten bei der leuzit-verstärkten Glaskeramik IPS Empress ($1,1 \pm 0,1 \mu\text{m}$) in dieser Versuchsreihe die schlechtesten Ergebnisse. Die Kombination der Komet-Polierer mit Zirkoniumdioxidkeramik schien die vielversprechendste Poliersequenz für diese Keramik-Klasse im Vergleich zu den anderen untersuchten Politursystemen (nach dem ersten Schritt: $1,2 \pm 0,2 \mu\text{m}$; nach dem zweiten Schritt: $0,8 \pm 0,1 \mu\text{m}$) zu sein. Die maschinelle Politur unter standardisierten Bedingungen erreichte eine finale gute Oberflächenqualität für alle drei untersuchten Keramikarten. (Lithiumdisilikatkeramik: $0,4 \pm 0,1 \mu\text{m}$; leuzit-verstärkte Glaskeramik: $0,5 \pm 0,1 \mu\text{m}$; Zirkoniumdioxidkeramik: $0,4 \pm 0,1 \mu\text{m}$).

5.1.3.2 Jazz P2S-Politursystem der Firma SS White Burs

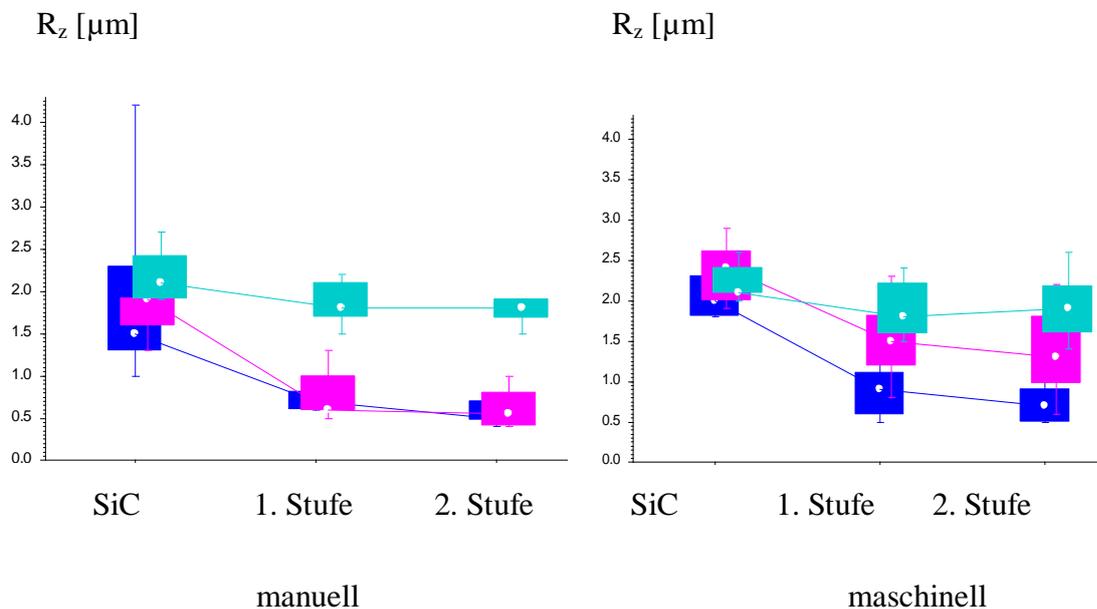


Abbildung 28: Verlauf der Rauigkeiten der drei Materialien unter Verwendung des SS White-Burs-Politursystems Jazz P2S: ■ = IPS e.max Press, ■ = IPS Empress, ■ = Everest ZS, getrennt nach manueller und maschineller Politur.

In dieser Testreihe erzielte die Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press die besten Ergebnisse nach manueller Politur mit Jazz P2S von SS White Burs ($0,6 \pm 0,1 \mu\text{m}$). Bereits nach dem ersten Polierschritt betrugen die Rauigkeitswerte für Lithiumdisilikatkeramik und leuzit-verstärkte Glaskeramik weniger als $1 \mu\text{m}$ (IPS e.max Press: $0,7 \pm 0,1 \mu\text{m}$; IPS Empress Esthetic $0,8 \pm 0,2 \mu\text{m}$).

Zirkoniumdioxidkeramik zeigte im Vergleich mit den anderen Politursystemen, sowohl manuell als auch maschinell, die schlechtesten finalen Rauigkeitswerte für diese Keramikklasse (manuelle Politur nach dem ersten Schritt: $1,8 \pm 0,2 \mu\text{m}$, nach dem zweiten Schritt: $1,8 \pm 0,1 \mu\text{m}$; Roboter-Politur nach dem ersten Schritt: $1,9 \pm 0,3 \mu\text{m}$, nach dem zweiten Schritt: $1,9 \pm 0,3 \mu\text{m}$).

Darüber hinaus ist festzuhalten, dass der zweite Schritt des Jazz P2S-Politursystems keine bemerkenswerte Wirkung auf die durchschnittliche Rau-

heit von Zirkoniumdioxidkeramik zu haben scheint (manuelles Polieren: $p = 0,7$; Roboter-Politur: $p = 0,6$).

5.1.3.3 Ceramisté-Politursystem der Firma Shofu

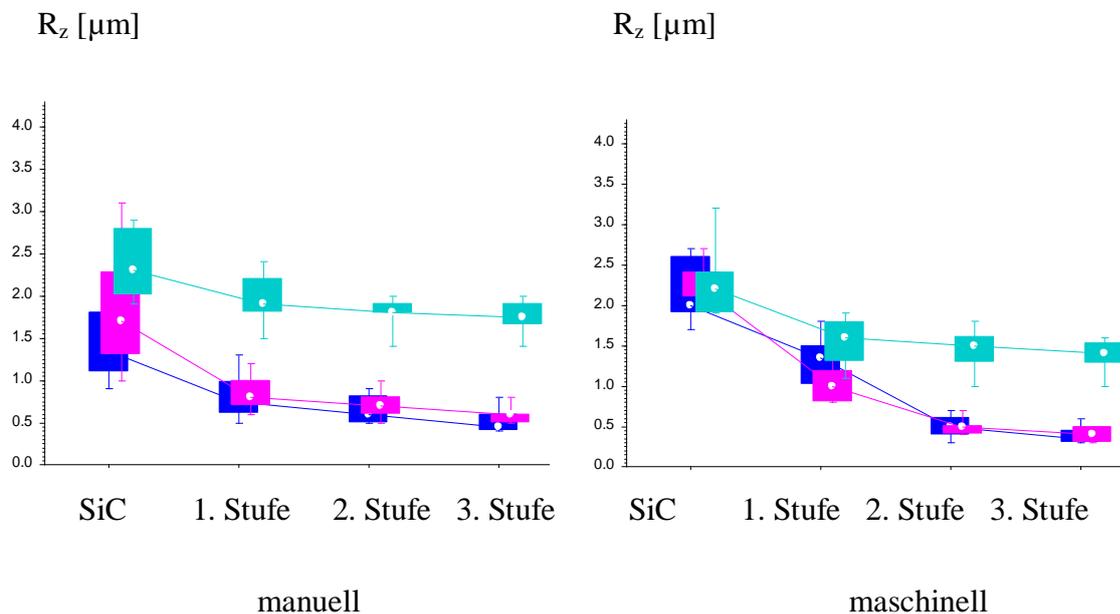


Abbildung 29: Verlauf der Rauigkeiten der drei Materialien unter Verwendung des Shofu-Politursystems Ceramisté: ■ = IPS e.max Press, ■ = IPS Empress, ■ = Everest, getrennt nach manueller und maschineller Politur.

Die glattesten Oberflächen wurden in dieser Testreihe nach manueller Anwendung aller drei Politurschritte für die Lithiumdisilikatkeramik ($0,5 \pm 0,1 \mu\text{m}$), gefolgt von leuzit-verstärkter Glaskeramik ($0,6 \pm 0,1 \mu\text{m}$) erreicht. Es ist offensichtlich, dass der letzte (dritte) Schritt deutlich zu diesem guten Ergebnis beigetragen hat und dementsprechend nicht vernachlässigt werden sollte: IPS e.max Press: $0,7 \pm 0,2 \mu\text{m} > 0,5 \pm 0,1 \mu\text{m}$; IPS Empress Esthetic: $0,7 \pm 0,1 \mu\text{m} > 0,6 \pm 0,1 \mu\text{m}$.

Die Politur durch den Roboter mit dem Shofu-Politursystem zeigte vergleichbare Ergebnisse für Lithiumdisilikat-Keramik ($0,4 \pm 0,1 \mu\text{m}$) und leuzit-verstärkte Glaskeramik ($0,4 \pm 0,1 \mu\text{m}$) zu den finalen, maschinellen Politurergebnissen von Lithiumdisilikatkeramik und Zirkoniumdioxidkeramik in Kombination mit den Polierern der Firma Komet ($0,4 \pm 0,1 \mu\text{m}$).

Für Zirkoniumdioxidkeramik waren die finalen Rauigkeitswerte sowohl der manuellen als auch der Roboter-Politur im Vergleich nicht effizient (manuelles Polieren: $1,8 \pm 0,2 \mu\text{m}$; Roboter-Politur: $1,4 \pm 0,2 \mu\text{m}$), jedoch effektiver als die Kombination von Zirkoniumdioxidkeramik mit SS White Burs (manuelle Politur: $1,8 \pm 0,1 \mu\text{m}$; Roboter-Politur: $1,9 \pm 0,3 \mu\text{m}$). Es kann weiterhin festgehalten werden, dass sowohl der zweite ($p = 0,063$), als auch der dritte ($p = 1,0$) Politurenschritt von Shofu Ceramisté in Kombination mit Zirkoniumdioxidkeramik keinen nennenswerten Beitrag zum Endergebnis aufweist (manuelles Polieren: 1./ 2. Schritt, $p = 0,063$; 2./ 3. Schritt, $p = 1,0$; Roboter-Politur: 1./ 2. Schritt, $p = 1,0$; 2./ 3. Schritt, $p = 1,0$).

5.1.4 Oberflächenrauigkeit von Lava Ultimate nach Politur: Vergleich manuell vs. maschinell

Die Ergebnisse von Lava Ultimate sind gesondert zu betrachten, da dieses Material zu den neuartigen CAD-/CAM-Restaurationsmaterialien gehört, deren keramischer Anteil in einer Polymermatrix eingebettet ist und somit nicht direkt mit den anderen, in dieser Studie untersuchten Keramiken, vergleichbar ist.

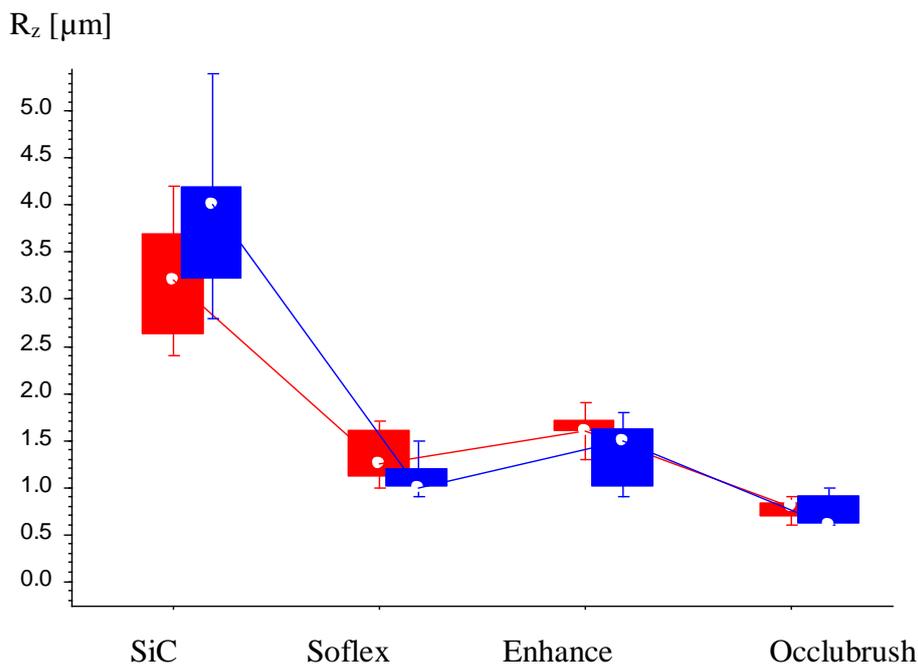


Abbildung 30: Rauigkeit von Lava Ultimate nach den verschiedenen Polierstufen, mittels Soflex/Enhance/Occlubrush; ■ = manuell, ■ = maschinell.

Die Ausgangsrauigkeit von Lava Ultimate liegt im Vergleich zu den Keramikklassen nach der Vorbehandlung mittels P 120-SiC-Schleifpapier deutlich höher (manuell: $3,2 \pm 0,5 \mu\text{m}$; maschinell: $3,9 \pm 0,7 \mu\text{m}$).

Mittels Anwendung der Soflex-Scheiben kann eine Reduktion der Oberflächenrauigkeit auf $1,3 \pm 0,3 \mu\text{m}$ durch manuelle und $1,1 \pm 0,2 \mu\text{m}$ durch maschinelle Politur erreicht werden. Deutlich zu erkennen ist, dass die zweite Stufe dieser Poliersequenz mittels Enhance-Polierer eine Verschlechterung des Rauigkeitsergebnisses zur Folge hat (manuell: $1,6 \pm 0,2 \mu\text{m}$; maschinell: $1,4 \pm 0,3 \mu\text{m}$).

Die finalen Rauigkeitswerte nach Anwendung der Occlubrush-Polierbürste betrugen $0,8 \pm 0,1 \mu\text{m}$ nach manueller und $0,7 \pm 0,2 \mu\text{m}$ nach maschineller Politur.

5.2 Versuchsteil 2: Analyse des Verschleißverhaltens von Grund- und Gegenkörper durch Kausimulation

5.2.1 Verschleiß der Prüfkörper (Grundkörper) durch Steatit

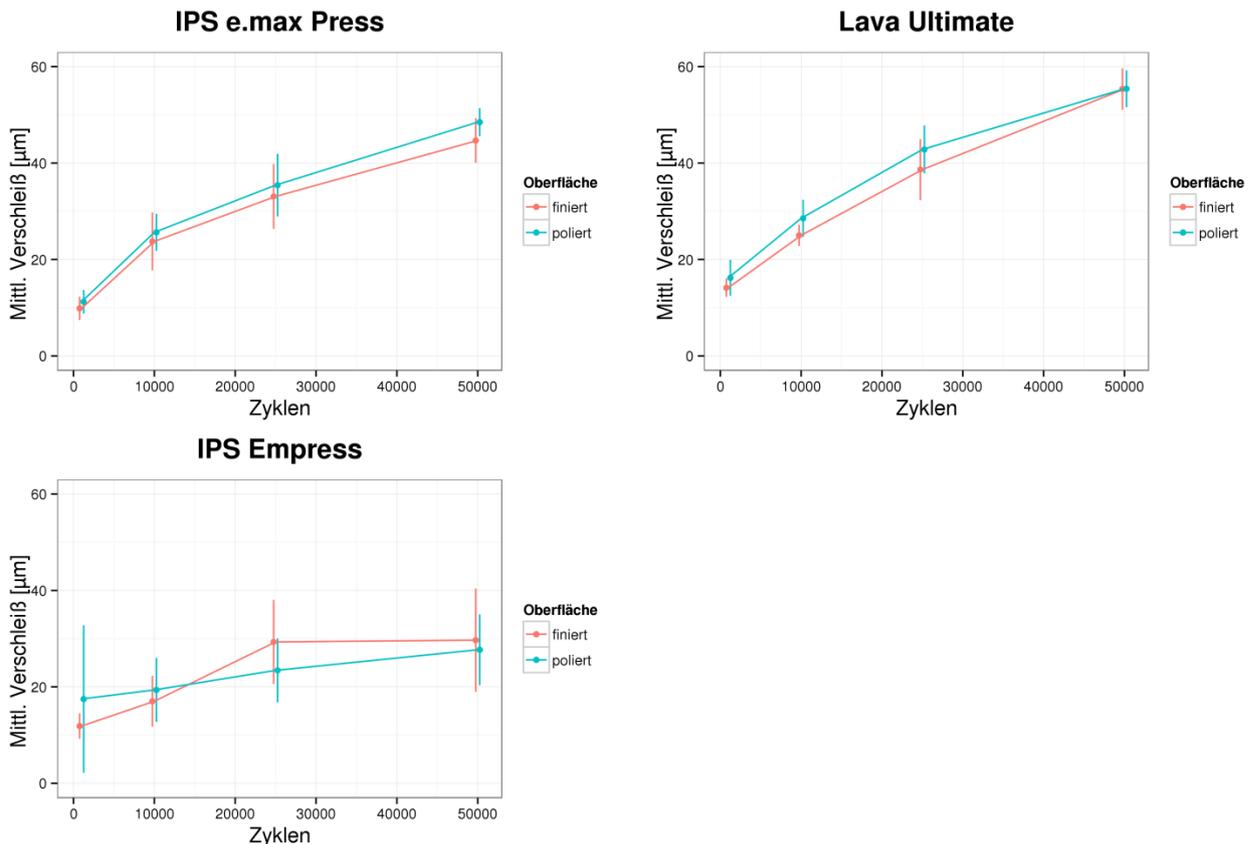


Abbildung 31: Der mittlere Verschleiß [µm] der Grundkörper mit Steatit als Antagonisten im zeitlichen Verlauf von 50.000 Zyklen.

Die Zirkoniumdioxidkeramik Everest ZS weist, unabhängig von der Oberflächenbehandlung, keine messbare Verschleißspur nach Kausimulation gegen Steatit-Antagonisten auf. Die zwei Materialien IPS Empress Esthetic und Lava Ultimate unterscheiden sich hinsichtlich des Probenverschleißes der Gruppen „*Finiert*“ und „*Poliert*“ nicht. Es kann ein ähnliches Verschleißverhalten festgestellt werden und die Oberflächenrauigkeit des Materials zu Beginn des Versu-

ches als beeinflussender Faktor ist in diesen Fällen nicht signifikant (IPS Empress Esthetic: $p = 0,56$; Lava Ultimate: $p = 0,54$).

Lediglich die Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max Press) zeigt einen signifikanten Unterschied hinsichtlich des Keramikverschleißes zwischen den zwei Rauigkeitsstufen „*Finiert*“ und „*Poliert*“. An der polierten Oberfläche von IPS e.max Press ist signifikant mehr Verschleiß festzustellen, als an der finierten ($p = 0,00115$). Mit dem post-hoc Test nach Tukey und Berücksichtigung der Bonferroni Korrektur kann nachgewiesen werden, dass sich alle drei Materialien (Everest wies keinen messbaren Verschleiß auf) nach 50.000 Zyklen hinsichtlich des mittleren Höhenverlustes höchst signifikant voneinander unterscheiden ($p = 0,001$). Dementsprechend ist das Material der Prüfkörper als beeinflussender Faktor besonders hervorzuheben. Lava Ultimate zeigt nach 50.000 Zyklen den größten mittleren Höhenverlust („*Finiert*“: $55,4 \pm 4,3 \mu\text{m}$; „*Poliert*“: $55,4 \pm 3,8 \mu\text{m}$), gefolgt von IPS e.max Press („*Finiert*“: $44,7 \pm 4,6 \mu\text{m}$; „*Poliert*“: $48,5 \pm 2,9 \mu\text{m}$) und zuletzt IPS Empress („*Finiert*“: $29,7 \pm 10,7 \mu\text{m}$; „*Poliert*“: $27,7 \pm 7,3 \mu\text{m}$).

5.2.2 Antagonistenverschleiß (Steatit)

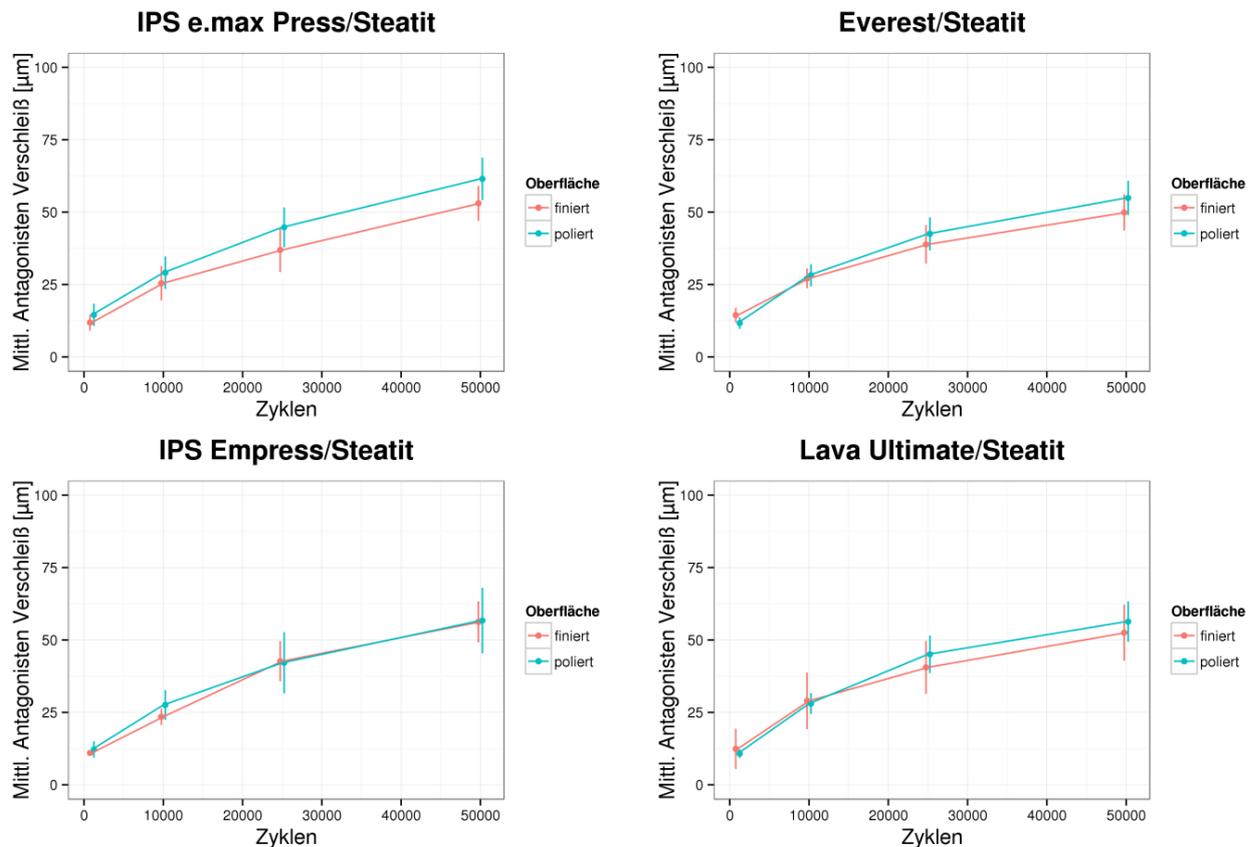


Abbildung 32: Der mittlere Antagonistenverschleiß [μm] von Steatit im zeitlichen Verlauf von 50.000 Zyklen.

Der mittlere Antagonistenverschleiß von Steatit weist nach 50.000 Zyklen keinen signifikanten Einfluss des Grundkörpermaterials auf (zweifaktorielle Varianzanalyse). Der Einfluss der Oberflächenrauigkeit des Prüfkörpers hatte dagegen einen signifikanten Einfluss: Der als post-hoc-Test eingesetzte t-Test ergab, dass IPS e.max Press das einzige Material ist, bei dem die Oberflächenrauigkeit einen signifikanten Einfluss auf den Antagonisten ausübt, wobei der polierte Grundkörper einen höheren Antagonistenverschleiß zur Folge hat. Bei allen anderen Materialien war kein signifikanter Einfluss der Oberflächenrauigkeit des Grundkörpers auf den Gegenkörper zu beobachten.

Die hochfeste Zirkoniumdioxidkeramik bewirkt die niedrigste Verschleißrate am Antagonisten Steatit. Der Verschleiß beschreibt nach 50.000 Zyklen einen mittleren Höhenverlust zwischen $49,9 \pm 6,2 \mu\text{m}$ (Zirkoniumdioxidkeramik; Everest ZS) und $56,3 \pm 7,1 \mu\text{m}$ (Glaskeramik; IPS Empress) bei finierter Agonistenoberfläche. Die polierten Prüfkörper erzeugen einen Verschleiß zwischen $54,9 \pm 5,9 \mu\text{m}$ (Zirkoniumdioxidkeramik; Everest ZS) und $61,5 \pm 7,3 \mu\text{m}$ (Lithiumdisilikatkeramik; IPS e.max Press) an den Steatitkugeln.

5.2.3 Verschleiß der Prüfkörper (Grundkörper) durch Degussit

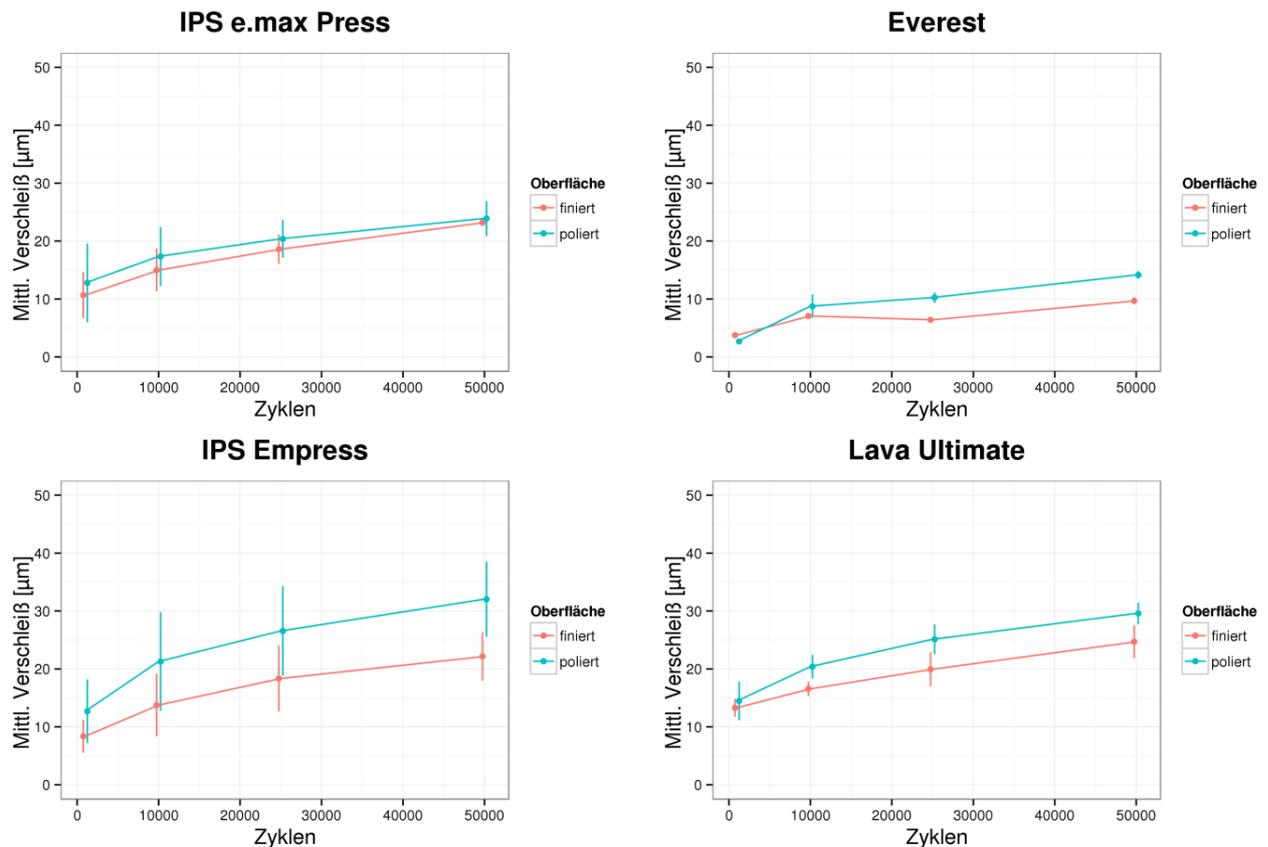


Abbildung 33: Der mittlere Verschleiß [µm] der Grundkörper mit Degussit als Antagonisten im zeitlichen Verlauf von 50.000 Zyklen.

Die zweifaktorielle Varianzanalyse weist für jeden der beiden Faktoren *Material* und *Oberflächenrauigkeit* einen signifikanten Einfluss auf die abhängige Variable *mittlerer Höhenverlust* der Grundkörper nach 50.000 Zyklen auf ($p = 0,001$). Weiterhin wird anhand des Tukey post-hoc Tests mit Bonferroni-Korrektur deutlich, dass sich alle Materialkombinationen mit Ausnahme des Materialpaares IPS Empress/Lava Ultimate hinsichtlich des mittleren Höhenverlustes höchst signifikant voneinander unterscheiden ($p = 0,001$).

Die Frage, für welches Material das Oberflächenkriterium („*Finiert*“/„*Poliert*“) einen signifikanten Einfluss aufweist, wurde für jedes Material mit einem t-Test

überprüft. Everest ZS war das einzige Material, bei dem die Oberflächenrauigkeit einen höchst signifikanten Einfluss hatte und bei polierten Prüfkörpern höheren Verschleiß zur Folge hatte ($p = 0,001$). Bei allen anderen Materialien war die Oberflächenrauigkeit ohne Einfluss auf den mittleren Höhenverlust.

5.2.4 Antagonistenverschleiß (Degussit)

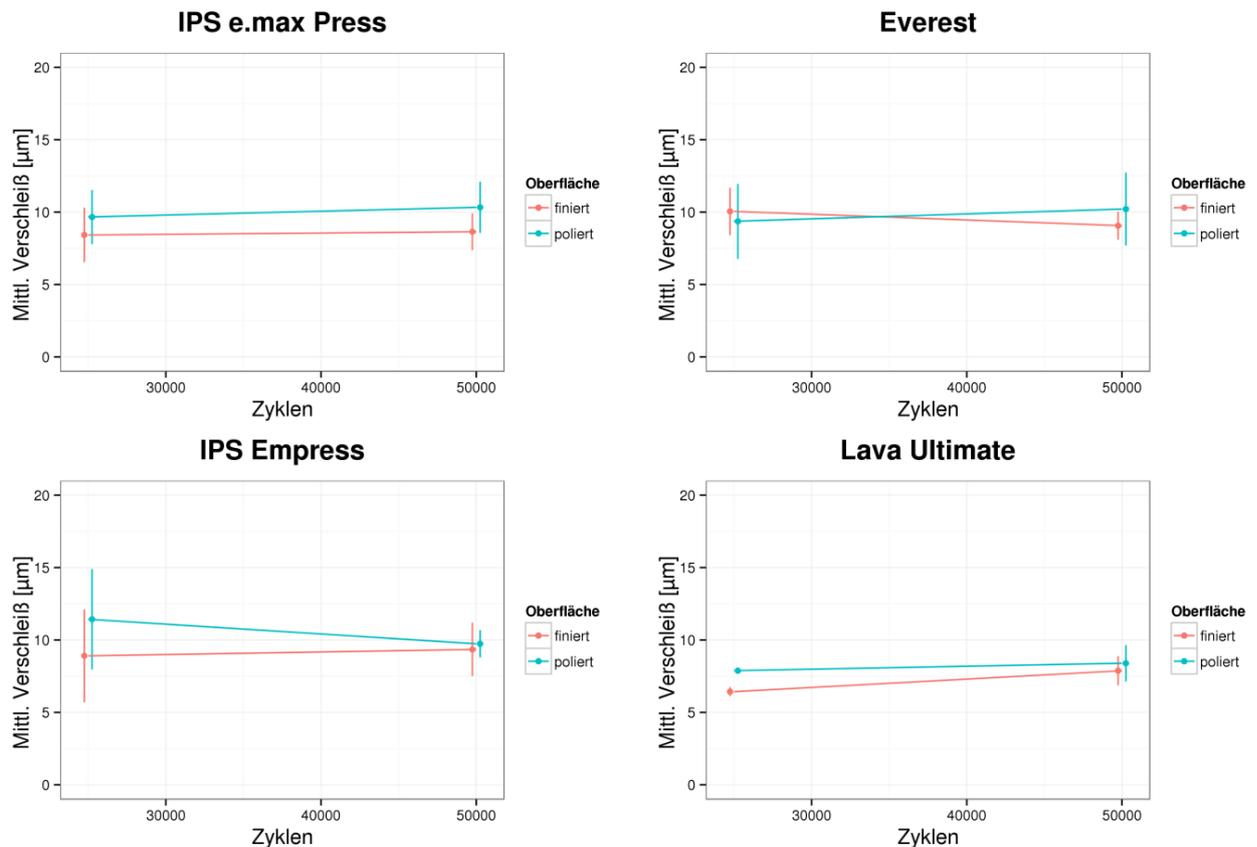


Abbildung 34: Der mittlere Antagonistenverschleiß [µm] von Degussit im zeitlichen Verlauf von 50.000 Zyklen.

Die zweifaktorielle Varianzanalyse deutet darauf hin, dass nach 50.000 Zyklen sowohl *Material* als auch der Faktor *Oberflächenrauigkeit* einen signifikanten Einfluss auf den mittleren Höhenverlust der Antagonisten Degussit haben. Anhand des t-Tests konnte gezeigt werden, dass die Oberflächenrauigkeit nur bei IPS e.max Press einen signifikanten Unterschied auf den Antagonistenverschleiß hatte und somit der polierte Grundkörper einen höheren Antagonistenverschleiß ausübte. Bei den anderen Materialien war hinsichtlich der Oberflächenrauigkeit statistisch kein signifikanter Unterschied im Verschleißverhalten der Gegenkörper zu finden.

Der Hinweis auf einen signifikanten Einfluss des Grundkörpermaterials auf den Antagonistenverschleiß wurde mit dem post-hoc-Test nach Tukey untersucht. Ohne Bonferroni-Korrektur verursachte Lava Ultimate signifikant weniger Verschleiß als alle anderen Materialien am Antagonisten. Nach der Bonferroni-Korrektur war dieser Unterschied jedoch nicht mehr signifikant, d. h. alle Materialien hatten den gleichen Antagonistenverschleiß zur Folge.

Abschließend kann festgehalten werden, dass der Degussit-Verschleiß ca. 1/5 des Steatit-Verschleißes darstellt, dementsprechend also 1/5 weniger abradiert.

5.2.5 Rasterelektronenmikroskopie

Sowohl Proben, als auch Antagonisten zeigten eine klar definierte Verschleißspur, wie sie in Abbildung 35 dargestellt wird.

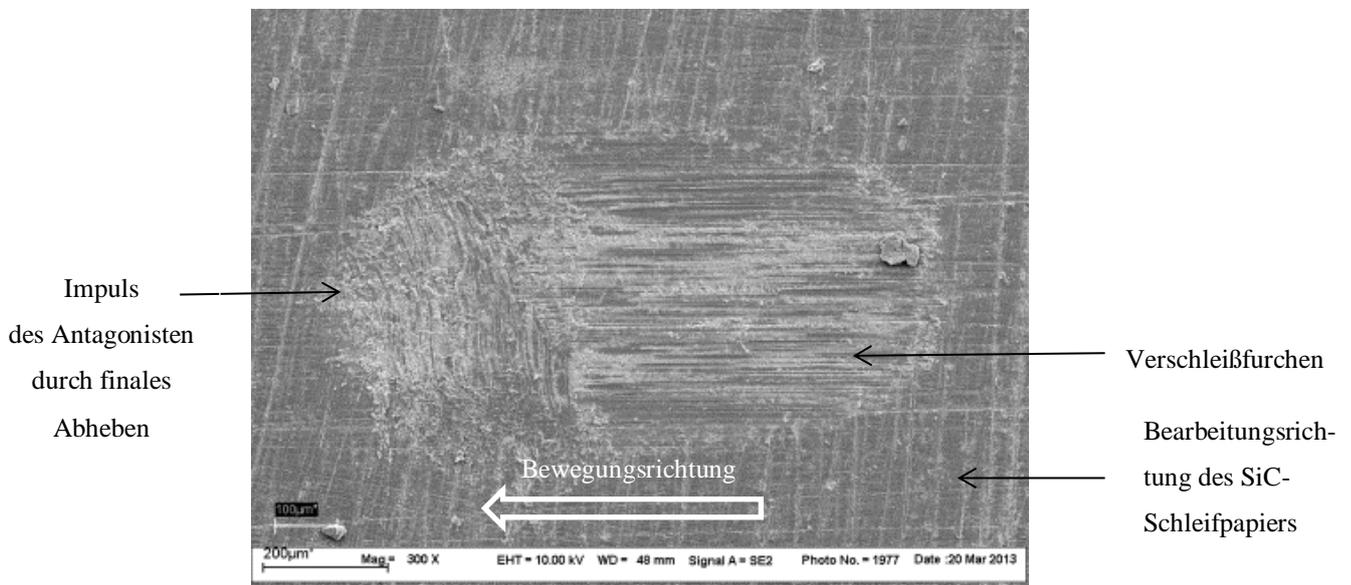


Abbildung 35: REM-Bild mit typischen Verschleißerscheinungen (IPS e.max Press nach 100 Kauzyklen mit Degussit-Antagonisten; 300-fache Vergrößerung).

Durch das finale Abheben des Gegenkörpers nach Durchlaufen der angegebenen Kauzyklen-Anzahl konnte ein begrenztes Areal an zerklüfteter Oberfläche des Grundkörpers erkannt werden. Es sieht so aus, als ob die Verschleißpartikel in dieser Region zurückgeblieben sind. Die Horizontalbewegung des Antagonisten auf der Probe hinterlässt ein charakteristisches Muster mit deutlichen Verschleißfurchen in Bewegungsrichtung. Auf den Prüfkörpern verläuft diese senkrecht zur Bearbeitungsrichtung des SiC-Schleifpapiers der LECO-Schleifmaschine und unterscheidet sich hinsichtlich der Ausdehnung zwischen den Gruppen „*Finiert*“ und „*Poliert*“ nicht.

Im weiteren Verlauf der Antagonistenbewegung kam es zur Ausbildung von Konusrissen (*cone cracks*), welche sich in der Aufsicht als Kreise bzw. Halb-

kreise darstellen. In den vorliegenden Untersuchungen konnten lediglich Halbkreise beobachtet werden (siehe Abbildung 36), was dafür spricht, dass sich die Konusrisse nicht vollständig ausgebildet haben. In diesem Fall spricht man von *partial cone cracks*. Die konkave Seite der Halbkreise zeigt in Bewegungsrichtung des Gegenkörpers.

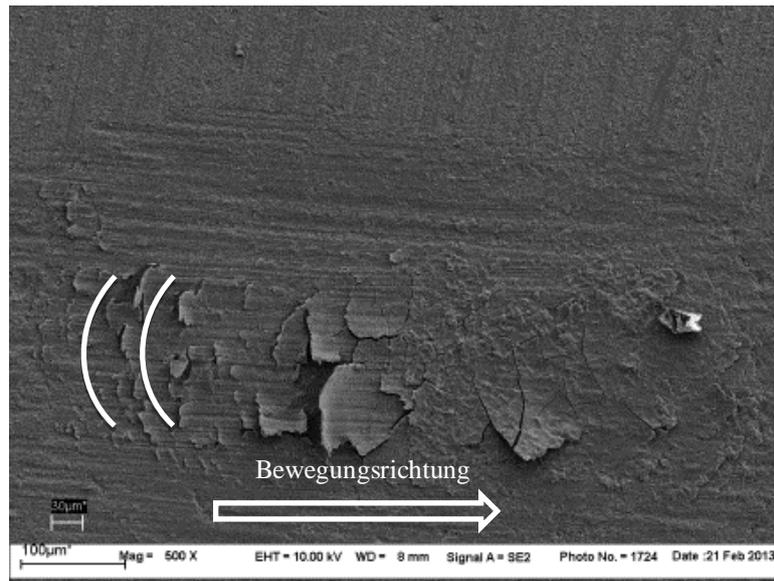


Abbildung 36: REM-Bild mit *partial cone cracks* (IPS Empress Esthetic nach 100 Kauzyklen mit Degussit-Antagonisten; 500-fache Vergrößerung).

Bei weiterer Vergrößerung der Verschleißspur von Lithiumdisilikatkeramik, zeigt diese Anzeichen von Mikrorissen, Abrieb und Verschleißrillen (siehe Abbildung 37, links). Die Anzahl der Mikrorisse, senkrecht zur Bewegungsrichtung des Antagonisten, scheint auf der Oberfläche der härteren, leuzit-verstärkten Glaskeramik vermehrt ausgebildet (siehe Abbildung 37, Mitte). Auf der Oberfläche von Lava Ultimate kann eine keinerlei Riefenbildung in Bewegungsrichtung des Antagonisten, oder oberflächliche Rissbildungen festgestellt werden (siehe Abbildung 37, rechts).

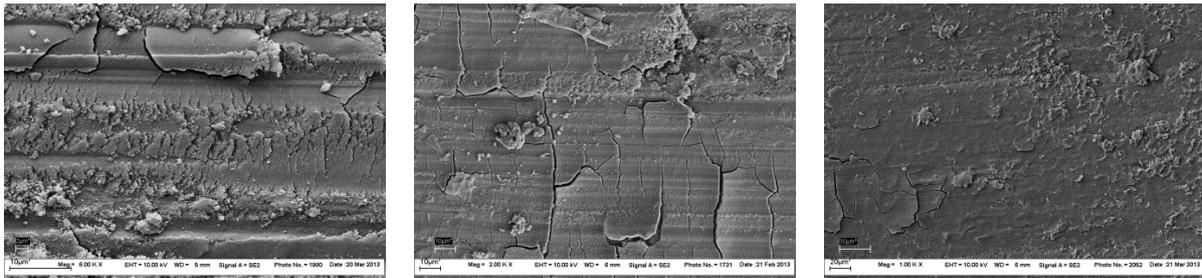


Abbildung 37: 1000 – 6000-fache rasterelektronenmikroskopische Vergrößerung der Verschleißspur von IPS e.max Press (links), IPS Epress Esthetic (Mitte) und Lava Ultimate (rechts) nach 100 Kauzyklen mit Degussit-Antagonisten.

Bei den Steatit-Antagonisten aller verwendeten Materialien kann eine Abflachung der Kugelform bereits mit bloßem Auge beobachtet werden. Besonderes Augenmerk sollte auf die Antagonisten der Zirkoniumdioxidkeramik gerichtet werden: Die Oberfläche erscheint glatt und die Ausdehnung der Verschleißspur kleiner, als bei den übrigen Materialien (siehe Abbildung 38, links). Wohingegen an den Antagonisten der Lithiumdisilikatkeramik Kratzer in Verschleißrichtung zu erkennen sind (siehe Abbildung 38, rechts). Die Länge dieser entspricht der Länge der Bewegung des Grundkörpers zum Gegenkörper (Wegstrecke von 0,5 mm gemäß einer *long-centric*-Bewegung).

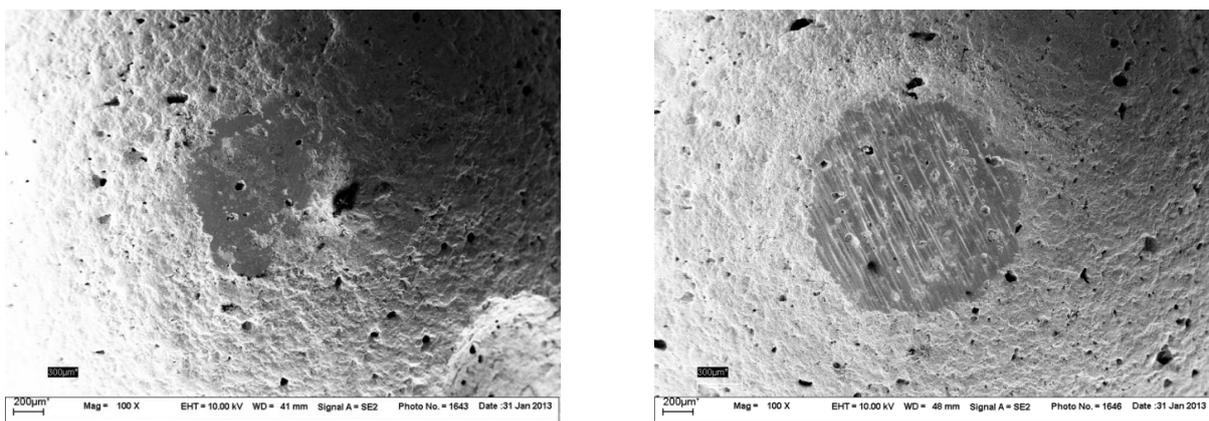


Abbildung 38: Steatit-Antagonisten nach Verschleiß durch einen polierten Everest ZS-Grundkörper (links) und einen polierten IPS e.max Press-Grundkörper (rechts); Darstellung durch Rasterelektronenmikroskopie in 100-facher Vergrößerung.

Um die Mikrostruktur der Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max Press) und der leuzit-verstärkten Glaskeramik (IPS Empress) optisch zu veranschaulichen, wurden beide Keramiken für ca. 20 sek mit 5%iger Flusssäure (Vita Ceramics Etch) angeätzt. Die optische Darstellung in Abbildung 39 gibt einen Einblick in die Größe und Verteilung der Lithiumdisilikatkristalle und Leuzitkristalle der zwei Keramikklassen. Die weißen Pfeile weisen in der linken Abbildung 39 (IPS e.max Press) auf die Kristalle, welche wenige Mikrometer groß sind. Die Leuzitkristalle in der rechten Abbildung sind weggeätzt worden und dadurch entstanden leere Räume von wenigen Mikrometern in der Keramikstruktur.

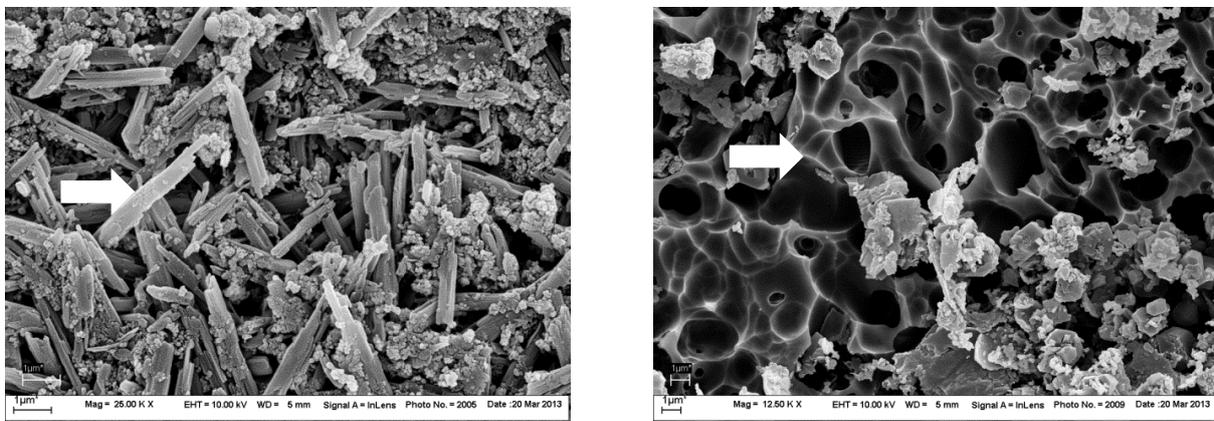


Abbildung 39: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung der geätzten Oberflächenstruktur von IPS e.max Press (links) in 25.000-facher Vergrößerung und IPS Empress (rechts) in 12.500-facher Vergrößerung.

IPS Empress Glaskeramik zeigt in Abbildung 40 nach 10 Kauzyklen eine hinsichtlich der Verschleißerscheinungen günstige Entwicklung der polierten keramischen Oberfläche: Die Delaminationsareale sind bei der finierten Probe deutlich fortgeschrittener und im Vergleich zur Lithiumdisilikatkeramik (s.o) größer.

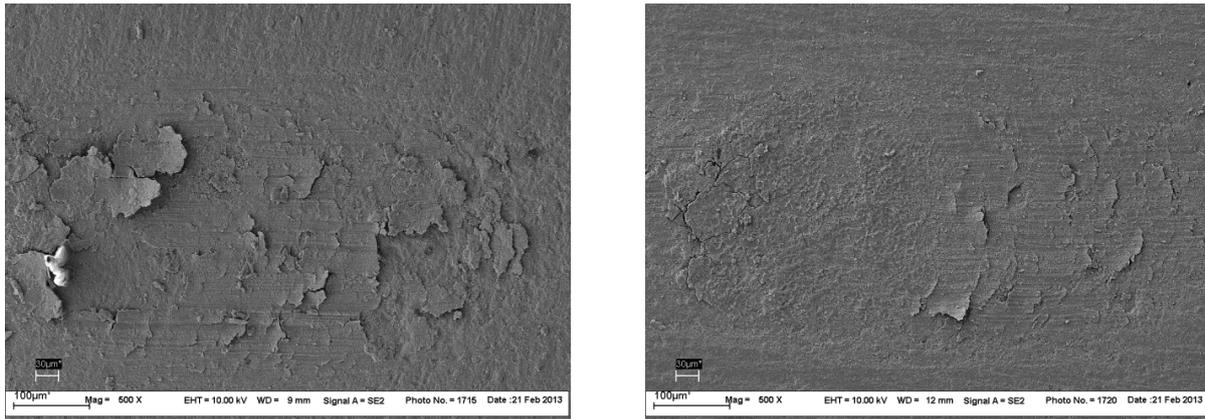


Abbildung 40: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung (500-fache Vergrößerung) der Verschleißspur von IPS Empress Esthetic „Finiert“ (links) und „Poliert“ (rechts) nach 10 Zyklen mit Degussit-Antagonisten.

Die geringeren Abplatzungen der polierten Oberfläche können jedoch nach 1.000 Zyklen nicht mehr verifiziert werden (siehe Abbildung 41). Nach der anfänglichen Running-in-Phase verursacht die Belastung durch den Antagonisten ein ähnliches Verschleißverhalten und zeigt vergleichbare Delaminationsareale.

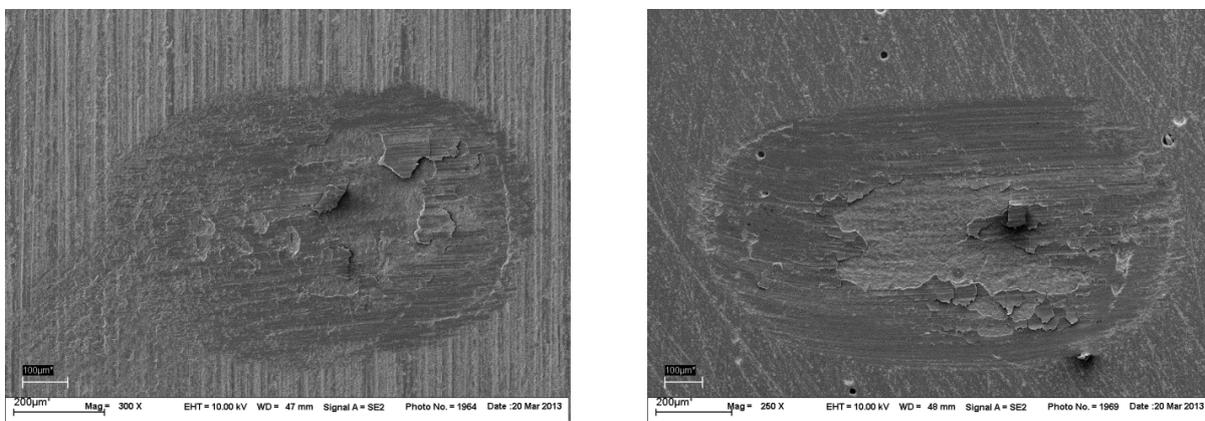


Abbildung 41: 250 – 300-fache Vergrößerung im Rasterelektronenmikroskop der Verschleißspur von IPS Empress Esthetic „Finiert“ (links) und „Poliert“ (rechts) nach 1.000 Zyklen mit Degussit-Antagonisten.

Der Verschleißprozess ist in der anfänglichen Running-in-Phase bei Lithiumdi-silikatkeramik innerhalb der ersten 10 Zyklen als gleich zu bewerten. Bei hoher Auflösung und Darstellung durch das Rasterelektronenmikroskop konnten ähn-

liche plastische Deformationen und Abplatzungen festgestellt werden (siehe Abbildung 42).

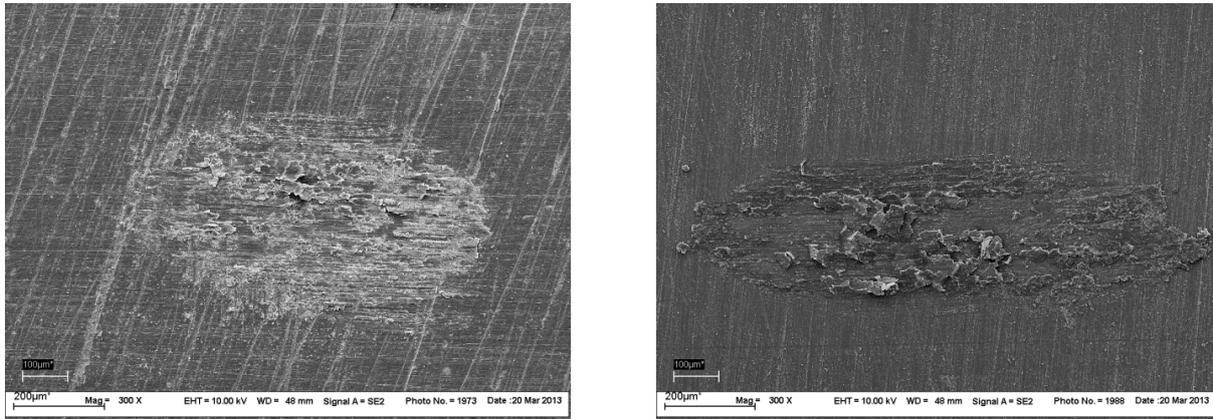


Abbildung 42: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung (300-fache Vergrößerung) von IPS e.max Press „Finiert“ (links) und „Poliert“ (rechts) nach 10 Zyklen mit Degussit-Antagonisten.

Nach 100 Kauzyklen zeigt die polierte Lithiumdisilikatkeramik am Rand der Verschleißspur lose Materialreste, welche die Verschleißpartikel und Delaminationsareale darstellen, die aus der Facette durch die Antagonistenbewegung hinaus transportiert wurden (siehe Abbildung 43, rechts). Die finierte Probe zeigt diesen Materialabtrag nicht. Es scheint, als wären die Verschleißpartikel in der Oberfläche der Spur eingebettet worden (siehe Abbildung 43, links).

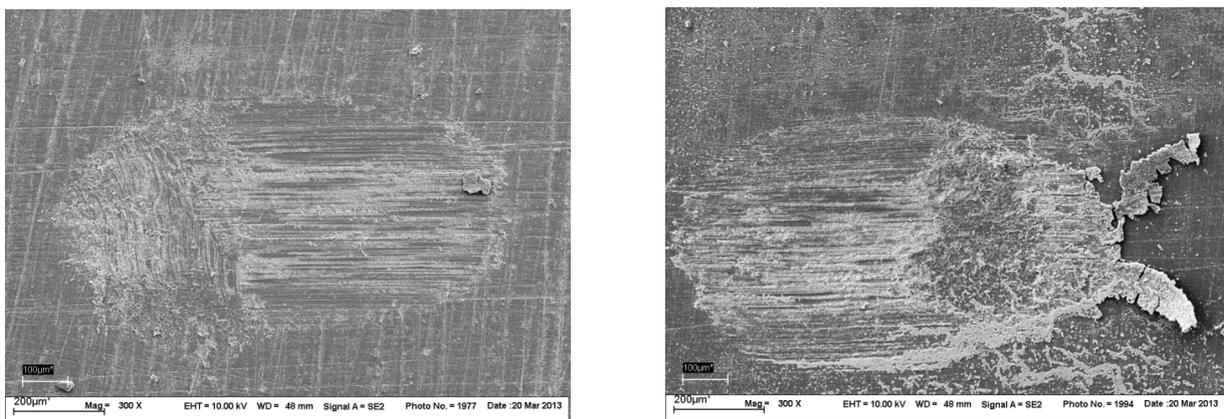


Abbildung 43: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung (300-fache Vergrößerung) von IPS e.max Press „Finiert“ (links) und „Poliert“ (rechts) nach 100 Zyklen mit Degussit-Antagonisten.

Abbildung 44 zeigt die Darstellungen der Verschleißspur von Lithiumdisilikatkeramik nach 1000 Kauzyklen. Die Delaminationsareale sind bei der polierten Probe deutlich ausgeprägter.

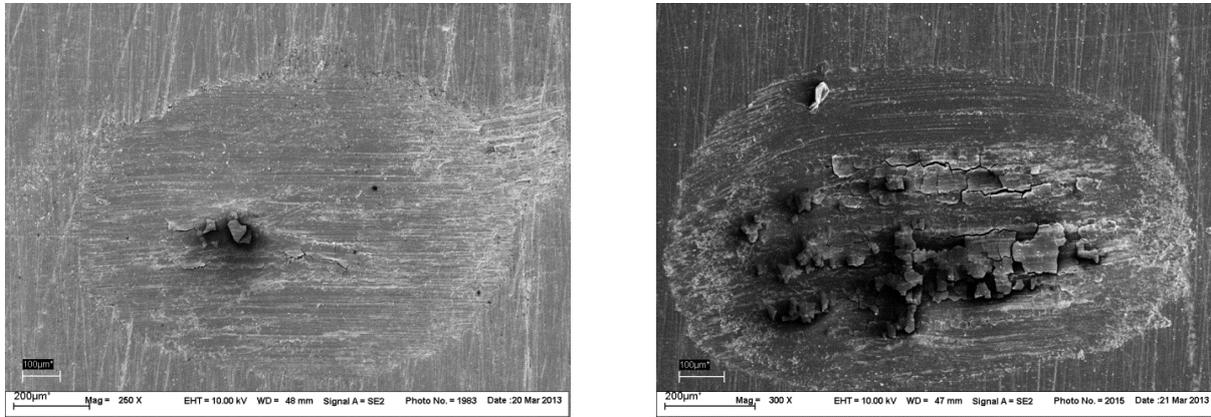


Abbildung 44: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung (250-300-fache Vergrößerung) von IPS e.max Press „Finiert“ (links) und „Poliert“ (rechts) nach 1.000 Zyklen mit Degussit-Antagonisten.

Bei der vergrößerten Darstellung des Inneren der Verschleißspur von finierter Lithiumdisilikatkeramik nach 50.000 Kauzyklen kann man eine homogene, glatte Oberflächenstruktur mit nur einzelnen Rissen erkennen (siehe Abbildung 45, links). Hingegen sieht man auf der polierten Oberfläche inhomogene Areale aus eingebettetem Verschleißmaterial und vermehrte Rissbildung (siehe Abbildung 45, rechts).

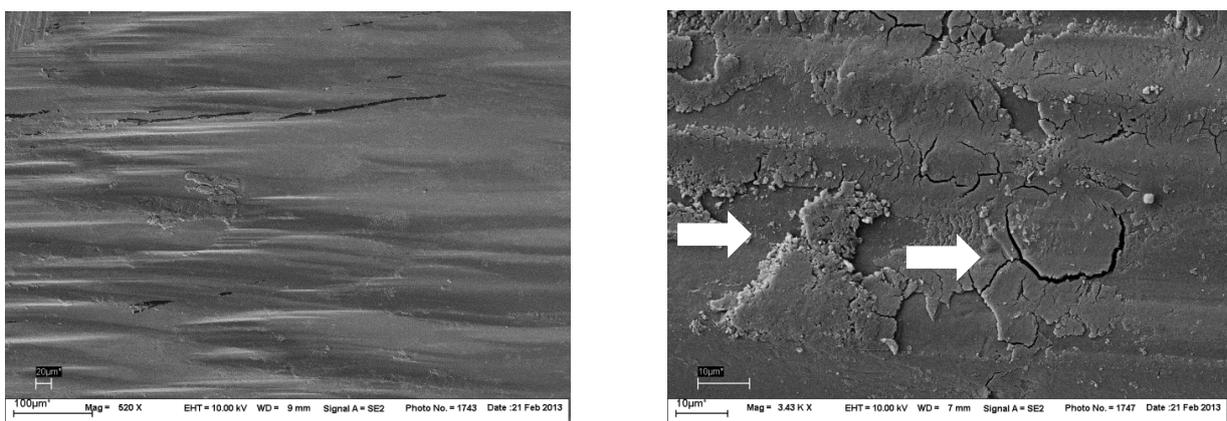


Abbildung 45: Rasterelektronenmikroskopische Vergrößerung innerhalb der Verschleißspur von finierter IPS e.max Press (links) und polierter IPS e.max Press (rechts) nach 50.000 Kauzyklen mit Steatit-Antagonisten.

6 Diskussion

6.1 Versuchsteil 1: Analyse der auf dem Markt vorherrschenden Politursysteme

Praktizierende Zahnärzte wissen um die Bedeutung einer intraoralen Politur von dentalen Restaurationen. Im täglichen Praxisalltag ist die Zeit jedoch häufig zu begrenzt, um in vollem Umfang mehrstufige Politursysteme anzuwenden. Des Weiteren spielt der Kostenfaktor in der Anschaffung umfangreicher Politursysteme eine nicht unwesentliche Rolle. In diesem Zusammenhang muss geklärt werden, ob jeder Schritt von diesen Systemen notwendig ist, um eine glatte Oberflächenstruktur der Restauration zu gewährleisten. In Bezug auf Kosten- und Zeitersparnis würden kürzere Poliersequenzen die täglichen Arbeitsabläufe in der Praxis optimieren und die Akzeptanz durch den Zahnarzt erhöhen.

Darüber hinaus sind auf dem Dental-Markt eine Reihe von Methoden und Instrumente für die Ausarbeitung und Politur von Zahnersatz erhältlich: Je größer die Auswahl, desto mehr besteht für den Zahnarzt die Qual, sich zwischen der Fülle an möglich anwendbaren Verfahren zu entscheiden. Im Sinne optimierter Arbeitsabläufe wäre es von Vorteil, lediglich ein Politursystem für die verschiedenen Restaurationsmaterialien zu wissen, sodass der Zahnarzt auf einfachstem Weg die Möglichkeit hat, sowohl ästhetische, als auch materialspezifische Anforderungen an die Restauration zu gewährleisten. Eine geringere Anzahl an Instrumenten, welche jedoch für unterschiedliche Werkstoffe gleichzeitig einsetzbar sind, könnte hierbei eine große Hilfe im Praxisalltag darstellen.

In den vorliegenden Untersuchungen des 1. Versuchsteils wurde die Eignung von weit verbreiteten Keramik-Politursystemen für drei unterschiedliche Keramikklassen, wie Lithiumdisilikat-, leuzit-verstärkte Glas- und Zirkoniumdi-

oxidkeramik untersucht. Die Ergebnisse können auf die klinisch relevante intra-orale Politur nach dem adhäsiven Einsetzen einer Keramikrestauration im Mund sehr gut übertragen werden, da das Polieren der Keramikprüfkörper sowohl per Hand, als auch maschinell mit einem Roboter untersucht wurde. Um den unabhängigen Vergleich der untersuchten Systeme, ohne den Einfluss einzelner, individueller Parameter, wie z. B. negativ beeinflusste Beurteilung des Systems durch die persönliche Einstellung des Zahnarztes, oder ermüdete Hände im Verlauf der Untersuchungen, zu gewährleisten, wurde zusätzlich die maschinelle Politur durch einen Polierroboter untersucht. Diese war notwendig, um auszuschließen, dass Versuchsleiterfehler passieren. Folglich konnten in dieser Untersuchungsreihe die gleichen Bedingungen für alle Gruppen durch standardisierte Geräteeinstellungen sichergestellt werden.

6.1.1 Oberflächenrauigkeit nach Simulation des Finiervorganges

Zwischen den Mittelwerten der Rauigkeiten nach Vorbehandlung mit der LECO-Schleifmaschine und SiC-Schleifpapier (P 120) konnte mit der Einweg-Rang-Varianzanalyse kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Keramiken nachgewiesen werden. Alle Mittelwerte sind innerhalb einer Standardabweichung Unterschied vom angestrebten Mittelwert (R_z : 2,0 μm). Das vorgegebene Ziel, die Rauigkeit eines Finierdiamanten zu simulieren, wurde somit für alle untersuchten Keramiken erfolgreich realisiert.

Das Vergleichsmaterial Lava Ultimate wurde aufgrund der materialspezifischen Eigenschaften gesondert betrachtet. Mit einem vergleichsweise niedrigen Elastizitätsmodul von 12.8 GPa und geringer Härte von 1.1 GPa können die härteren Abrasivpartikel des SiC-Schleifpapiers viel stärker in das Material eingreifen und demnach höhere Rauigkeitswerte verursachen (siehe Tabelle 6). Der spezifische, mittlere Rauigkeitswert R_z lag für Lava Ultimate bei 3,5 μm . Somit wird

der R_z -Mittelwert, welcher für die untersuchten drei Keramiken ähnlich ist, nicht durch den höheren R_z -Mittelwert beeinflusst und das Vergleichsmaterial Lava Ultimate wird separat betrachtet.

6.1.2 Korrelation der Ausgangsrauigkeit mit dem finalen Politurergebnis

Die Pearson-Korrelation wurde im Anschluss berechnet, um einen eventuellen Einfluss der Ausgangsrauigkeit auf das finale Politurergebnis zu beschreiben und die Politurqualität zu interpretieren.

In diesem Zusammenhang kann man sagen, dass die endgültigen Ergebnisse relativ unabhängig von den anfänglichen Bedingungen der Oberflächenbeschaffenheit sind. Dementsprechend hängt das Rauigkeitsresultat von der Politur ab und wird in diesen Versuchen als qualitativ gut bewertet. Wenige signifikante Unterschiede (manuelle Politur: IPS Empress in Kombination mit Komet: $p = 0,0072$ und mit Shofu: $p = 0,046$; Roboter Politur: Everest in Kombination mit SS White Burs $p = 0,022$) können wegen der relativ geringen Anzahl der untersuchten Proben vernachlässigt werden und sind in dieser In-vitro Studie dem statistischen Zufall zuzuschreiben. Dieser Ansatz wird durch das Auftreten der Signifikanzen bei allen drei Keramiken unterstrichen. Das finale Politurergebnis kann dementsprechend als unabhängiger Erfolg angesehen werden, egal wie rau die Prüfkörper nach Vorbehandlung mit der LECO-Schleifmaschine waren.

6.1.3 Oberflächenrauigkeit der drei Keramikarten nach Politur: Vergleich der Politursysteme

Die Oberflächenrauigkeit nach manueller Politur zeigt R_z -Werte von $0,5 \pm 0,1 \mu\text{m}$ (IPS e.max Press in Kombination mit Shofu *Ceramisté*) bis $1,8 \pm 0,1 \mu\text{m}$ (Everest ZS in Kombination mit SS White Burs). Der Polierroboter erreichte finale R_z -Werte von $0,4 \pm 0,1 \mu\text{m}$ (IPS e.max Press in Kombination mit Komet) bis $1,9 \pm 0,3 \mu\text{m}$ (Everest ZS in Kombination mit SS White Burs).

Im Hinblick auf die graphische Darstellung der Ergebnisse (siehe Punkt 5.1.3 und 5.1.4) und die Spanne der Rauigkeitswerte (s.o) ist der Verlauf des R_z -Profils nach den einzelnen Polierschritten per Hand ausgeführt vergleichbar mit denen des Roboters. Dies ist ein Hinweis für zukünftige Forschungen im Bereich der Politur-Evaluation: Manuelles Polieren erreicht insgesamt schlechtere Rauigkeitswerte als die Politur durch einen Roboter. Hinsichtlich der Rauigkeitsprofile der einzelnen Poliersequenzen kann jedoch bezüglich deren Verlauf derselbe Oberflächeneffekt beschrieben werden.

Natürlich muss in diesem Zusammenhang beachtet werden, dass sich die Bedingungen der intraoralen Politur weitestgehend von denen bei In-vitro-Untersuchungen unterscheiden. Die Anatomie der Mundhöhle sowie die individuelle Zahnform mit Zahnhöckern und *fossae* und die teilweise eingeschränkte Mundöffnung des Patienten limitieren den Zugang der Polierinstrumente zu den Restaurationen.

Aufgrund der unterschiedlichen keramischen Eigenschaften (siehe auch Tabelle 6) darf die Zirkoniumdioxidkeramik Everest ZS nicht mit den anderen keramischen Klassen gleichgesetzt, sondern muss gesondert betrachtet werden. Im Gegensatz zu den anderen untersuchten Politursystemen wird die Silikonmatrix der Komet Zirkoniumdioxid-Polierer mit Diamantkorn durchsetzt. Diese eignen sich demnach besonders für das Polieren von harten Keramik-Klassen, wie Zirkoniumdioxidkeramik. Die anderen Systeme enthalten weichere Siliziumkarbid-Abrasivpartikel und können daher im Hinblick auf die Politurergebnisse (manuelle Politur mit SS White Burs: $1,8 \pm 0,1 \mu\text{m}$ und Shofu: $1,7 \pm 0,2 \mu\text{m}$; Roboter Politur mit SS White Burs: $1,9 \pm 0,3 \mu\text{m}$ und Shofu: $1,4 \pm 0,2 \mu\text{m}$) nicht für die Anwendung auf Zirkoniumdioxidkeramik empfohlen werden.

Die Kombination der Komet Zirkoniumdioxid-Polierer ist die beste Poliersequenz für diese Keramikklasse (nach dem ersten Schritt der manuellen Politur: $1,2 \pm 0,2 \mu\text{m}$; nach dem zweiten Schritt: $0,8 \pm 0,1 \mu\text{m}$, nach dem ersten Schritt der Roboter-Politur: $0,6 \pm 0,1 \mu\text{m}$; nach dem zweiten Schritt: $0,4 \pm 0,1 \mu\text{m}$). Keine der anderen untersuchten Polierer erreichten ähnliche Endergebnisse auf Zirkoniumdioxidkeramik und dementsprechend sollte diese hochfeste Keramik ausschließlich mit dem Spezial-Polierset von Komet poliert werden.

Im Vergleich dazu erzielt die Politur mit dem dreistufigen System Ceramisté von Shofu die besten Ergebnisse für Lithiumdisilikatkeramik und leuzit-verstärkte Glaskeramik. Nach der Anwendung von allen drei Stufen (Standard, Ultra, Ultra II) war die Oberflächenstruktur sowohl für Lithiumdisilikatkeramik ($0,5 \pm 0,1 \mu\text{m}$) als auch für leuzit-verstärkte Glaskeramik ($0,6 \pm 0,1 \mu\text{m}$) glatter als nach der Politur mit den zweistufigen Politursystemen (Komet; SS White Burs).

Betrachtet man jedoch die Bedürfnisse der täglichen Praxis, wollen Zahnärzte einen kosten- und zeiteffizienten Weg, um akzeptable Ergebnisse nach der endgültigen Politur zu bekommen. Diesbezüglich muss erwähnt werden, dass für Lithiumdisilikatkeramik und leuzit-verstärkte Glaskeramik nach Anwendung des zweistufigen Jazz P2S Politursystems von SS White Burs bessere Ergebnisse erzielt wurden, als nach alleinigem Einsatz der ersten zwei Schritte von Ceramisté (Shofu): $0,6 \pm 0,1 \mu\text{m}$ für Lithiumdisilikatkeramik und $0,6 \pm 0,2 \mu\text{m}$ für die leuzit-verstärkte Glaskeramik nach der Behandlung mit Jazz P2S im Gegensatz zu $0,7 \pm 0,2 \mu\text{m}$ für Lithiumdisilikatkeramik und $0,7 \pm 0,1 \mu\text{m}$ für die leuzit-verstärkte Glaskeramik nach dem Polieren mit Ceramisté (Shofu). Unter dem zeit- und kostensparenden Aspekt sollte diese Beobachtung besonders hervorgehoben werden.

Darüber hinaus sollte beurteilt werden, ob ein Universalsystem für unterschiedliche Keramikklassen einsetzbar ist: Anhand der finalen Politurergebnisse gelten die Komet Zirkoniumdioxid-Polierer als die Besten für die abschließende Oberflächenbehandlung von Zirkoniumdioxidkeramik-Restaurationen und können nicht durch die zwei anderen untersuchten Politursysteme ersetzt werden: nach manueller Anwendung von Ceramisté, Shofu $1,8 \pm 0,1 \mu\text{m}$; $1,8 \pm 0,2 \mu\text{m}$ nach manueller Anwendung von Jazz P2S von SS White Burs. Diese im Vergleich schlechten Ergebnisse konnten ebenso während der Roboter-Politur unter Garantie derselben Bedingungen für alle Prüfkörper aufgrund hochstandardisierter Geräteeinstellungen, bestätigt werden: $1,4 \pm 0,2 \mu\text{m}$ nach der Roboter-Politur mit Ceramisté, Shofu und $1,9 \pm 0,3 \mu\text{m}$ nach Roboter-Politur mit Jazz P2S von SS White Burs.

Überdies erzielten die Komet Zirkoniumdioxid-Polierer in Kombination mit Lithiumdisilikatkeramik ($0,8 \pm 0,2 \mu\text{m}$) und leuzit-verstärkter Glaskeramik ($1,1 \pm 0,1 \mu\text{m}$) zufriedenstellende Ergebnisse. Ohne den Einfluss individueller Parameter wurden die Ergebnisse der Roboter-Politur mit den Komet Zirkoniumdioxid-Polierern noch besser: $0,4 \pm 0,1 \mu\text{m}$ für Lithiumdisilikatkeramik und $0,5 \pm 0,1 \mu\text{m}$ für leuzit-verstärkte Glaskeramik. Diese Ergebnisse bestätigen die Qualität der Komet Polierer und ihre Anwendbarkeit für alle drei untersuchten Keramikklassen.

Abschließend kann man jedoch festhalten, dass kein Universalverfahren evaluiert werden konnte, wenn für alle untersuchten Werkstoffe das Optimum an Rauigkeitsreduktion erreicht werden soll.

6.1.4 Oberflächenrauigkeit von Lava Ultimate nach Politur: Vergleich manuell vs. maschinell

Die anfängliche Politur mit Soflex-Scheiben lässt eine deutliche Reduktion der Oberflächenrauigkeit erkennen. Es ist anzumerken, dass die Politur mit diesen Scheiben jedoch durch die Instrumentenform vor allem auf die vestibulären und oralen Flächen von Komposit-Füllungen begrenzt wird.

Das anschließend verwendete Enhance-Finier- und Poliersystem verschlechtert das bisherige Ergebnis jedoch signifikant (manuell: $1,6 \pm 0,2 \mu\text{m}$; Roboter-System: $1,4 \pm 0,3 \mu\text{m}$) und sollte dementsprechend in dieser Poliersequenz zukünftig vernachlässigt werden. Wenn der Praktiker jedoch nicht auf die Vorteile der Enhance-Polierer, wie z. B. die gute Anschmiegsamkeit auf der Kaufläche von Restaurationen, oder die Möglichkeit der finalen Formgebung verzichten möchte, sollte in Zukunft bedacht werden, dass dieser als alleiniges Politurinstrument nicht ausreicht und durch anschließende Vorgänge der Feinpolitur ergänzt werden muss.

Die finalen Rauigkeitswerte nach Anwendung der Occlubrush-Polierbürste betrugen $0,8 \pm 0,1 \mu\text{m}$ nach manueller und $0,7 \pm 0,2 \mu\text{m}$ nach maschineller Politur. Dieses zufriedenstellende Politur-Ergebnis könnte bei Nicht-Anwendung der Enhance-Politur gegebenenfalls noch besser ausfallen.

6.2 Versuchsteil 2: Analyse des Verschleißverhaltens von Grund- und Gegenkörper durch Kausimulation

Der Verschleiß wird allgemein als Verlust von Material durch relative Bewegung zweier Objekte zueinander (= Reibung) beschrieben und ist vor allem das Ergebnis von Mikrofrakturen, Mikropflügen und Delaminationen (Kunzelmann

1996). Die Oberflächen der an der Reibung beteiligten Werkstoffe können Hinweise auf die unterschiedlichen Verschleißmechanismen und die Veränderung der Mikrostruktur durch tribologische Beanspruchung aufzeigen (Czichos, Habig 2010).

Gegenstand des vorliegenden zweiten Versuchsteils der Untersuchung war die In-vitro-Evaluation des Verschleißverhaltens verschiedener Keramikwerkstoffklassen mit zwei unterschiedlichen Ausgangsrauigkeiten – „*Finiert*“ und „*Poliert*“ – und zwei unterschiedlichen Antagonistenmaterialien – Steatit und Deggussit. Hierbei sollte gezielt die Notwendigkeit der Politur von Keramikrestaurationen und deren Einfluss auf das Abrasionsverhalten überprüft werden.

6.2.1 Interpretation des Einflusses der Oberflächenrauigkeit auf das Verschleißverhalten von Grund- und Gegenkörper

Für die Verschleißuntersuchung im Kausimulator wurden die typischen Finier- und Polier- R_z -Mittelwerte der Materialien mittels der Nassschleif- und Poliermaschine LECO rekonstruiert und vor der Verschleißsimulation nochmals mit dem Perthometer S8P überprüft. Diese hohe Standardisierung der Prüfkörper stellt einen Unterschied zu einigen früheren Studien dar, welche zu diesem Zweck ein Handpolitursystem verwendeten (Magne 1999; Heintze et al. 2008; Preis et al. 2011). Magne et al. (1999) untersuchten in diesem Zusammenhang den Einfluss der Oberflächenrauigkeit von Keramiken nach Labor- bzw. Zahnarzt-Politur auf das Verschleißverhalten: Um eine standardisierte Ausgangssituation für alle Prüfkörper zu erhalten, wurden alle Proben zunächst mit einem 30 μm Finierdiamant eingeschliffen und anschließend manuell poliert. Die Begründung lag darin, eine Simulation intraoraler Bedingungen zu gewährleisten und somit auch in einer In-vitro Studie klinisch relevante Aussagen machen zu können. Die Problematik der Ausführung durch eine versuchsdurchführende

Person besteht jedoch im individuellen Anpressdruck und der daraus entstehenden Welligkeiten auf der Oberfläche der Prüfkörper. Gewellte Oberflächen garantieren keinen gleichmäßigen Aufsetzimpuls des Antagonisten auf den keramischen Grundkörper. Durch die Vorbehandlung mittels der LECO Nassschleif- und Poliermaschine und anschließende erneute Evaluation der Rauigkeitsdaten durch Profilometrie ist anhand der vorliegenden Untersuchung eine aussagekräftigere Vergleichsanalyse von finiertem und poliertem Zustand möglich.

Wie bereits in der Zielsetzung dieser Arbeit erläutert, stellt sich allgemein die Frage, ob die Oberflächenrauigkeit das Abrasionsverhalten von Grund- und Gegenkörper beeinflusst und somit eine rauere Oberfläche der Keramik einen höheren Antagonistenverschleiß erzielt. Die Notwendigkeit der Politur als abschließende Oberflächenbehandlung wurde anhand der vorliegenden Untersuchungen dementsprechend überprüft.

Entgegen allgemeiner Erwartungen und vorausgegangener Studien (al-Hiyasat et al. 1997; Magne et al. 1999; Monasky, Taylor 1971) belegen die Versuche, dass die zwei unterschiedlichen Oberflächenrauigkeiten („*Finiert*“/„*Poliert*“) einen vernachlässigbaren Effekt auf das anschließende Verschleißverhalten des Gegenkörpers zeigen. Lediglich die polierte Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press bewirkt bei Steatit- und Degussit-Antagonisten signifikant mehr Verschleiß als die finierten Grundkörper. Das Verschleißverhalten der keramischen Grundkörper zeigte weiterhin, dass die polierte Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press mit Steatit-Antagonisten einen erhöhten Eigenverschleiß zur Folge hatte. Des Weiteren verursachte der Degussit-Antagonist eine stärkere Abrasion bei polierten als bei finierten Zirkoniumdioxidkeramik-Agonisten. Zusammenfassend führt der Steatit-Antagonist zu doppelt so viel Materialabtrag am Grundkörper wie der Degussit-Antagonist (siehe Abbildungen 31 und 33).

Zunächst wird in der Diskussion auf die Erläuterung des antagonistischen Verschleißverhaltens eingegangen. Die weicheren Steatit-Gegenkörper weisen nach Kausimulation mit allen untersuchten Materialien eine visuelle Abflachung der Kugelform auf. Die Verschleißfacette von Lithiumdisilikatkeramik der Verschleißfläche der Steatit-Antagonisten: Die Oberflächen zeigen tiefe Riefen in Bewegungsrichtung. Im Gegensatz war die Verschleißspur der Steatit-Antagonisten von Zirkoniumdioxidkeramik deutlich kleiner und erschien glatt (siehe Abbildung 38).

Die Degussit- bzw. Aluminiumoxid-Antagonisten behielten hingegen die Kugelform während der Kausimulation weitgehend bei und die Verschleißfläche konnte visuell nicht als plan identifiziert werden. In Studien von Ghazal (Ghazal et al. 2008; Ghazal, Kern 2009) und Stober (Stober et al. 2006) bewahrten Gegenkörper aus Zirkoniumdioxid und Aluminiumoxid ebenfalls ihre Gestalt, wodurch der vernachlässigbare Einfluss der Antagonistenabrasion in Untersuchungen mit diesen Materialien bestätigt werden konnte.

Für die Interpretation des allgemeinen Verschleißverhaltens der Antagonisten ist es von Bedeutung, die numerischen Ergebnisse der Untersuchungen zu berücksichtigen: Steatit wies quantitativ ca. fünfmal so viel Eigenverschleiß auf wie Degussit (siehe Abbildung 32 und 34). Die Antagonistenabrasion selbst als beeinflussender Parameter tritt, wie bereits von Scheufele (2000) vermerkt, in den Hintergrund und der Fokus der Untersuchungen mit Degussit liegt im reinen Materialvergleich der Grundkörper.

In Abhängigkeit von der Kontaktflächenmorphologie zwischen Antagonist und Grundkörper über die Zeit kann das Prinzip des Verschleißverhaltens von Steatit und Degussit näher erläutert werden: Bereits während der initialen Belastungsphase (*Running-in*) ist die Kontaktfläche zwischen der Steatitkugel und den Pro-

ben größer, da Steatit mit einem geringeren Elastizitätsmodul als Degussit einer druck-induzierten plastischen Deformation vermehrt nachgibt und dementsprechend eine größere Kontaktfläche zwischen Antagonist und Agonist gebildet wird.

Dementsprechend wird bei den Untersuchungen mit Steatit eine größere Fläche in den Verschleißprozess miteinbezogen. Durch den kontinuierlichen Abrieb des weicheren Steatit-Antagonisten vergrößert sich stetig die Kontaktfläche und die Last wird dementsprechend auf einer größeren Fläche verteilt. Folglich sind bei Untersuchungen mit Steatit als Gegenkörper mehr aktive Abrasivpartikel im Tribospalt vorhanden und führen aufgrund der Drei-Körper-Abrasion dementsprechend auch zu kontinuierlich ansteigenden Verschleißraten an Grund- und Gegenkörper. Während der Materialverschleiß von Degussit über die Zeit gering bleibt, ist die Anzahl der frei beweglichen Abrasivpartikel, die vom Antagonisten stammen, im Tribospalt ebenfalls als gering einzustufen. Es kommt zu keiner kontinuierlichen Verschleißzunahme am Antagonisten (Scheufele 2000).

In der vorliegenden Studie konnte der durch Steatit verursachte höhere Verschleiß am Grundkörper bestätigt werden: Steatit bewirkte an den keramischen Prüfkörpern einen doppelt so hohen Materialabtrag wie der Antagonist Degussit (siehe Abbildungen 31 und 33). Dementsprechend kann festgehalten werden, dass die entstehenden Abrasivpartikel der Antagonisten den Verschleiß als zusätzliches Abrasivmedium fördern. Dieses Phänomen wurde durch Axén et al. (1994) bereits näher erläutert: Die im Verlauf des Verschleißprozesses entstehenden Abrasivpartikel dringen vorzugsweise in das jeweils weichere Material von Grund- oder Gegenkörper ein und werden dort teilweise gebunden. Das partiell gebundene Korn führt wiederum zu einem ritzenden Eindringen in das antagonistische, härtere Gegenkörper-Material und gleichzeitig auch zu vermehrtem Materialverschleiß ebendort. In den Untersuchungen mit Steatit als wei-

chem Partner im tribologischen Prozess kann diese Hypothese bestätigt werden. In diesem Fall des gebundenen Abrasivpartikels trifft nach Gates jedoch eher der Begriff des Zwei-Körper- als des Drei-Körper-Verschleißes zu (Gates 1998).

Der Aspekt der Interaktion von Abrasivpartikeln mit den Tribopartnern könnte sich jedoch, auch hinsichtlich der beeinflussenden Oberflächenbeschaffenheit ebendieser, anderweitig interpretieren lassen: Steatit weist, wie bereits erläutert, einen relativ hohen Eigenverschleiß auf. Im zeitlichen Verlauf der Kausimulation vergrößern sich dementsprechend die Kontaktflächen von Grund- und Gegenkörper, da die Kugelform von Steatit abflacht. Die entstandenen Abrasivpartikel lassen sich erschwert aus dem Tribospalt wegspülen. Begünstigt durch das Pin-on-Block-Prinzip des *Kausimulators Muc I* und des fehlenden Thermocyclings in der vorliegenden Untersuchung wird dieser Effekt noch verstärkt: Die abradierten Partikel wurden nicht aus der Interaktionszone von Antagonist und Probenkörpern entfernt und stellen somit ein Abrasivmedium dar. Wenn Steatit demnach rauhen Oberflächen als Antagonist entgegengesetzt ist, werden die Verschleißpartikel des weichen Magnesiumoxids zu pulverförmigen Partikeln zermahlen. Diese lagern sich in die Oberflächenrauigkeiten des Keramik-Grundkörpers ein, füllen die Rauigkeitstäler auf und bilden einen Tribofilm. Im weiteren Verlauf reibt nun vermehrt Steatit auf Steatit. Der entstandene Tribofilm kann, wie bereits bei Scheufele beschrieben, als *Gleitmittel* verstanden werden, der den Materialverschleiß insgesamt vermindert (Scheufele 2000). Die Politur verhindert ebendiese Tribofilm-Bildung und die Reibung der Oberflächen erhöht sich entsprechend des Friktionskoeffizienten.

Die verschiedenen möglichen Interaktionen zwischen Abrasivmedium und den zwei Kontaktflächen der beteiligten Tribopartner hat Axén bezüglich des Verschleißverhaltens von rauhen Oberflächen wie folgt beschrieben: Er verglich die Situation von rauhen am tribologischen Prozess beteiligten Oberflächen mit ent-

sprechend den Rauigkeitstälern entstehenden Hohlräumen zwischen ebendiesen. Die realen Kontaktflächen der zwei Körper würde sich demnach nur auf kleine Areale beschränken, welche den sogenannten okklusalen Kontaktzonen *OCA* (= *occlusal contact areas*) entsprechen. Der Verschleißbereich in den Hohlräumen, außerhalb der Kontaktflächen, wird durch Drei-Körper-Verschleiß dominiert. Diese kontaktfreie Zone wird als *CFA* (= *contact free area*) bezeichnet (Lutz et al. 1984; Axén et al. 1994). Es fand also zunächst eine Einebnung der durch den Finiervorgang entstandenen Rillen und Riefen durch Verschleiß ausschließlich an den Kontaktflächen statt. Im Anschluss bewirkte der Antagonist eine Vertiefung der Abrasionsspur am Grundkörper. Durch die zunehmende Kontaktfläche unter Einbeziehung der Rauigkeitstäler nahm der Verschleiß dementsprechend zu. Niedrige Oberflächenrauigkeiten der polierten Prüfkörper verfügen im Gegensatz bereits von Anfang an über größere Kontaktflächen-Areale. Im Nachfolgenden ist demnach auch die Reibkraft bereits von Anfang an erhöht und führt zu einem verstärkten Abrasionsverhalten (Suh, 1986; Kunzelmann 1998).

Es sollte weiterführend in Betracht gezogen werden, dass die Politur von keramischen Restaurationen strukturelle Veränderungen verursachen könnte, welche wiederum den Materialverschleiß nach dieser Oberflächenbehandlung begünstigt. Eine mögliche Theorie für den erhöhten Eigenverschleiß von polierter Lithiumdisilikatkeramik im Gegensatz zu finierten Probenkörpern, mit einer gleichzeitig höheren Antagonistenabrasion, könnte in folgender Erklärung zu finden sein: Die Politur als abschließende Oberflächenbehandlung akkumuliert die stress-induzierte Ausbildung von Primärschäden an den keramischen Proben. Die vermehrte Ausbildung von *subsurface-defects* begünstigt hierbei das Verschleißmuster der Oberflächenzerrüttung bzw. *delamination wear*. Diese beinhaltet eine durch Mikrohohlraumbildung induzierte Rissbildung. Durch Vereinigung von diesen Rissen kommt es zur vermehrten Verschleißpartikelbildung (Suh 1986).

Die Abbildungen 40-45 zeigen die rasterelektronenmikroskopische Analyse des anfänglichen Verschleißverhaltens der Grundkörper und werden für die Erläuterung der vorangegangenen Theorie hinzugezogen. Nach 10 Kauzyklen sind ähnliche Verschleißmuster von polierten und finierten Agonisten festzustellen. Ab dem 100. Kauzyklus hat es jedoch den Anschein, dass bei der polierten Lithiumdisilikatkeramik die Verschleißpartikel und Delaminationsareale aus der Verschleißspur „geräumt“ wurden und am Rand der Facette lose Materialreste bleiben. Die Verschleißpartikel der finierten Proben scheinen hingegen in der Verschleißspur eingebettet zu sein. Nach 1.000 Kauzyklen sind eindeutig mehr Delaminationsareale auf den polierten Proben festzustellen als auf den finierten. Bei der vergrößerten Darstellung des Inneren der Verschleißspur von finierter Lithiumdisilikatkeramik nach 50.000 Kauzyklen kann man eine homogene Oberflächenstruktur mit nur einzelnen Rissen erkennen. Hingegen sieht man auf der polierten Oberfläche inhomogene Areale aus eingebettetem Verschleißmaterial und vermehrte Rissbildung, welche wiederum zu einer erhöhten Antagonistenabrasion führen.

Über den erhöhten Eigenverschleiß der polierten Zirkoniumdioxidkeramik-Prüfkörper mit Degussit-Antagonisten im Vergleich zu den finierten Proben kann nur spekuliert werden. Möglicherweise könnte ebenfalls eine, durch Politur induzierte, Oberflächenveränderung auf der Zirkoniumdioxidkeramik eine Rolle spielen und zu einer Störung der Phasenumwandlung in den stabilen, monoklinen Zustand führen.

Schon Monasky und Taylor untersuchten 1971 den Verschleiß von Keramik unter besonderer Berücksichtigung der Vorbehandlung der Oberfläche und fanden heraus, dass die initial hohe Verschleißrate von Grund- und Gegenkörper mit der Zeit abnimmt. Dies lässt vermuten, dass der Effekt der Oberflächenrauigkeit in Bezug auf Verschleiß selbstlimitierend ist und man von einer Politur durch

Funktionsbelastung ausgehen kann (Monasky, Taylor 1971). Anhand dieser Überlegung kann innerhalb eines Materials letztendlich ein ähnliches Verschleißverhalten von polierter, finierter, oder glasierter Oberfläche angenommen werden. Die Ergebnisse der untersuchten Zirkoniumdioxidkeramik unterstützen diese Beobachtung: Auch bei dieser besonders harten Keramikklasse erfolgt eine *Running-in*-Phase, welche sogar bei dem weicheren Antagonistenmaterial Steatit beobachtet werden kann. Es kann davon ausgegangen werden, dass die initiale Oberflächenrauigkeit einen Einfluss auf die anfängliche Verschleißhöhe hat, aber dass sich die Unterschiede bereits nach kurzer Zeit egalisieren. Die durch die Vorbehandlung, wie z. B. Politur, geschaffene initiale Oberflächenrauigkeit verliert durch den Verschleißprozess mit der Zeit an Bedeutung, wohingegen die mikrostrukturellen Eigenschaften der jeweiligen Keramik in den Vordergrund rücken (Metzler et al. 1999). Olivera bestätigte diese Theorie und betonte, dass die Mikrostruktur der zu untersuchenden Materialien und nicht die Oberflächenrauigkeit das spezifische Verschleißverhalten bestimmt (Olivera et al. 2006). Das Einschleifen durch den Zahnarzt bewirkt demnach nicht die erwartete abrasive Progression des Verschleißes am Antagonisten und der Einfluss der Politur ist geringer als erwartet.

Hinsichtlich des beschriebenen Verschleißverhaltens von *finierten* und *polierten* Proben muss die Funktionsweise der verwendeten Pin-on-Block-Apparatur als weitere mögliche Ursache für die vorliegenden Ergebnisse in Betracht gezogen werden: Die ausschließlich horizontalen Bewegungen des Antagonisten durch die Pin-on-Block-Apparatur simulieren das Bewegungsmuster wie es durch Bruxismus hervorgerufen wird. Während der horizontalen Oszillationsbewegung wird der Antagonist nicht von der Probe abgehoben. Das hat den entscheidenden Effekt, dass der Oberflächenverschleiß primär abrasiv ist. Nachteilig wirken jedoch die *entrapped particles*, welche als Zwischenmedium im Tribospalt vorherrschen, zusätzlich abrasiv.

Bei Untersuchungen im Kausimulator mit sich wiederholenden Aufsetzimpulsen wird das Verschleißverhalten zusätzlich von nicht vorhersagbaren Aussplittungen durch *fatigue* beeinflusst. Dies ist der Grund, warum der Effekt der Oberflächenrauigkeiten „*Finiert*“ und „*Poliert*“ auf den Verschleiß vernachlässigbar ist, da durch die fehlenden Aufsetzimpulse, morphologische Details besser erkennbar werden.

Allgemein kann man sagen, dass die Interpretation des Einflusses der Oberflächenrauigkeit auf das Verschleißverhalten durch mögliche Fehlerquellen in der Methodik der Versuchsdurchführung limitiert wird: Die quantitative Rauigkeitsmessung durch das Perthometer mit einem Tastspitzenradius von $0,5 \mu\text{m}$ kann Mikrorauigkeiten $< 0,5 \mu\text{m}$ nicht erfassen. Folglich sind die Rauigkeitswerte der vorliegenden Untersuchung durch die Grenzen der Messapparatur nur eingeschränkt interpretierbar.

Weiterhin sollte die Auswertung der Verschleißkavitäten durch Berechnung des Volumenverlustes über die Zeit kritisch beurteilt werden. Durch die Herstellung von Gipsreplika und die Vermessung der Verschleißspur mithilfe eines Laser-Scans mit der Auflösung bis zu $0,12 \mu\text{m}$ gibt es weitere mögliche Fehlerquellen, die für die Interpretation der Ergebnisse beachtet werden sollten.

Ein Kammereffekt kann durch den Einsatz von definierten Gewichten (50 N) auf allen Laststangen ausgeschlossen werden. Somit wurde eine konstante Lastverteilung für die Zeit der Kausimulation in allen Kammern garantiert.

6.2.2 Interpretation des Verschleißverhaltens von Grund- und Gegenkörper anhand der mechanischen Eigenschaften und Strukturen der keramischen Werkstoffklassen

In den 1970er und 80er Jahren dachte man, dass die Härte eines Grundkörper-Materials die antagonistische Schmelzabration bestimmt (DeLong et al. 1989). Unter dem Begriff der Härte versteht man allgemein die Materialeigenschaft des Widerstandes gegen das Eindringen anderer Gegenstände. Für die untersuchten Materialien mit Steatit als Antagonist trifft diese Definition exakt zu. Gemäß der Härtewerte kann der Eigenverschleiß erläutert werden: Die Zirkoniumdioxidkeramik Everest ZS (Vickers-Härte: 11,8 GPa) zeigte keinen erkennbaren Materialverlust nach Verschleißsimulation mit dem weicheren Steatit im Kausimulator und somit konnte ein günstiger Verschleißwiderstand für diese Werkstoffklasse bewiesen werden.

	Härte [GPa]	Elastizitätsmodul [GPa]	Bruchzähigkeit [MPa·m^{1/2}]
IPS e.max Press	5,8	95	2,5-3
IPS Empress Esthetic	6,8	62	1,3
Everest ZS	11,8	210	8
Lava Ultimate	1	13	2
Steatit	6,8	120	-
Degussit	23	380	-

Tabelle 6: Mechanische Eigenschaften der untersuchten Materialien.

Mit abnehmenden Härtewerten sank bei den untersuchten Materialien der Verschleißwiderstand: Die leuzit-verstärkte Glaskeramik IPS Empress zeigte mit einer Härte von 6,8 GPa nachfolgend den geringsten Materialabtrag, gefolgt von der Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press mit einer Härte von 5,8 GPa. Das

CAD/CAM-Kompositmaterial Lava Ultimate mit einer Vickers-Härte von 1 GPa zeigte im Vergleich den größten Eigenverschleiß.

Nach den Erkenntnissen von Seghi et al. (1991) und Dahl, Oilo (1994) ist die Härte von keramischen Restaurationsmaterialien jedoch nicht als einziges Kriterium für eine erhöhte Verschleißrate des Antagonisten anzusehen. Ebenso wenig lässt sich bei Keramiken von geringerer Härte auf eine geringere Verschleißrate schließen (Magne et al. 1999; Etman et al. 2008).

So betonten auch Olivera et al. (2006) die Bedeutung der inhomogenen Mikrostruktur der Keramik als wesentlich beeinflussenden Faktor: Porositäten im Material und dessen Sprödigkeit, verstärkende Kristallite und die komplexe Zusammensetzung der Keramik aus Primärpartikeln, amorphen und kristallinen Phasen spielen eine große Rolle im Verschleißprozess (Oh et al. 2002; Elmaria et al. 2006; Etman et al. 2008). Bei mikrostrukturell komplexen Materialien, wie der leuzit-verstärkten Glaskeramik, nahm Axén (1993) an, dass die Größe, Form und Verteilung der verstärkenden Kristallite einen großen Einfluss auf das Verschleißverhalten haben.

Lawn et al. untersuchten bereits 1980 das Abrasionsverhalten keramischer Werkstoffe: Die Ergebnisse besagten, dass das Verschleißvolumen proportional von der jeweiligen Härte und Bruchzähigkeit des Materials abhängt. Es ist daher anzunehmen, dass Materialien wie IPS Empress (leuzit-verstärkte Glaskeramik) mit hoher Härte und niedriger Bruchzähigkeit durch Sprödbbruch abradieren (Axén 1993; Della Bona et al. 2004).

Wohingegen bei Materialien höherer Bruchzähigkeit und einem größeren Elastizitätsmodul, wie IPS e.max Press (Lithiumdisilikatkeramik) und Everest ZS (Zirkoniumdioxidkeramik), während dem Verschleißprozess eine Kombination

aus Mikrospanen (*microcutting*) Mikrobrechen (*microcracking*) und Mikroermüdung (*microfatigue*) auftritt.

In Abhängigkeit vom Verhältnis der verwendeten Kraft (F) zur belasteten Fläche (A) wird während der Kausimulation unter antagonistischem Kontakt Druck auf der Oberfläche der keramischen Prüfkörper erzeugt. Durch die Kugelmorphologie der untersuchten Gegenkörper wird durch diesen punktuellen Druck unterhalb der belasteten Oberfläche ein *Hertz'sches Spannungsfeld* induziert. Abhängig vom jeweiligen Elastizitätsmodul der untersuchten keramischen Werkstoffe kommt es zu einer Kontaktflächenabnahme oder -zunahme und zu einer dementsprechenden Druckverteilung auf die Oberfläche: bei einem hohen E-Modul des Materials entstehen oberflächennahe Spannungsmaxima, wohingegen geringere E-Moduli oberflächenferne, tiefer in der Materie gelegene Maxima verursachen. Schlussfolgernd werden bei unterschiedlich hohen E-Moduli größen-variierte Verschleißpartikel hervorgebracht: Nach der Delaminationstheorie von Suh werden die entsprechenden Verschleißfragmente umso größer, je kleiner das E-Modul eines Materials ist. Durch die Spannungsmaxima in der Tiefe entstehen ebendort Mikrohohlräume durch Rissvereinigung (Suh 1986; Kunzelmann 1998).

Wie in Abbildung 46 dargestellt, entstehen die Oberflächendefekte durch Mikrorissbildung unterhalb der Oberfläche, welche sich vereinigen, wodurch die von den Rissen umgebene Substanz verloren geht. Unter zyklischer Belastung führt die graduelle Ausbreitung der Risse innerhalb aller untersuchten Materialien zu einer zeitabhängigen Verringerung der Festigkeit. Die Reduktion der Festigkeit, hervorgerufen durch einen kombinierten Einfluss von Wasser und Stress, wie in der angewandten Pin-on-Block-Simulation, ist als Stresskorrosion definiert (Charles 1958).

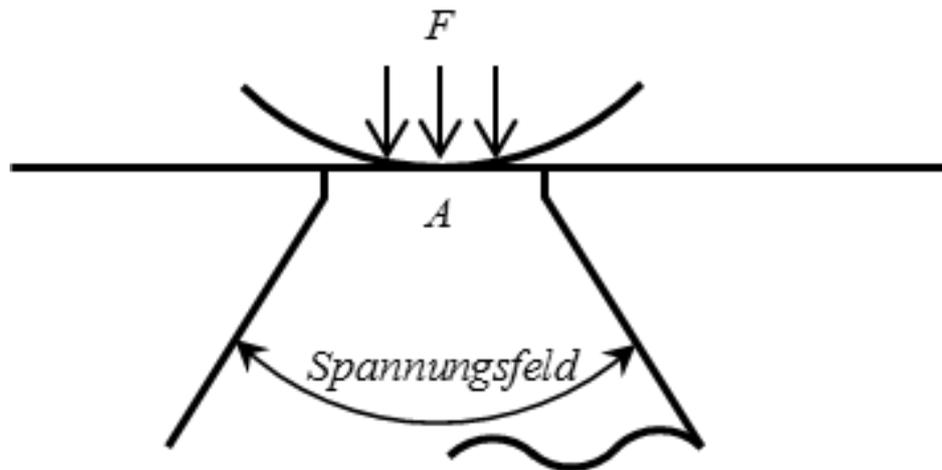


Abbildung 46: Rissinduzierung durch punktuelle Druckbelastung der Antagonisten.

Entsprechend der E-Moduli der untersuchten Materialien könnte diese Theorie eine Erklärung für den erhöhten Verschleiß der Antagonisten bei polierter Lithiumdisilikatkeramik sein. Mit einem vergleichbar hohen E-Modul von 95 GPa kommt es bei der Lithiumdisilikatkeramik zur Ausbildung kleiner Verschleißfragmente, die im Tribospalt zwischen Grund- und Gegenkörper verbleiben und in das Antagonistenmaterial eingreifen. Die eingekeilten Abrasivpartikel führen vermutlich zu 3-Körper-Abrasion und dementsprechend zu einer erhöhten Verschleißrate (Michejew 2002). Größere Partikel bei entsprechend kleinerem E-Modul werden durch die Versuchsanordnung der Pin-on-Block-Apparatur hingegen stets vor Grund- und Gegenkörper hergeschoben und wirken dementsprechend nicht abrasiv im Tribospalt. Diese Theorie unterstützend konnte Etman mit den Mitteln der konfokalen Laser-Scanning-Mikroskopie zeigen, dass die Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press weniger tiefe Risse aufwies als die leuzit-verstärkte Glaskeramik Sensation SL und die Feldspatkeramik AllCeram (Etman 2009).

Mikrorisse, welche an der Oberfläche unter dem Antagonisten induziert werden, breiten sich in der Tiefe des Weiteren in Form von Konusrissen aus (siehe Abbildung 36). Bei zyklischer Belastung eines keramischen Werkstoffes kann

man grundsätzlich zwei Arten der Konusrissbildung unterscheiden: Innere und äußere Konusrisse (Zhang et al. 2005; Zhang et al. 2009; Bonfante et al. 2010). Bezugnehmend auf die Theorie des Hertzschen Kontaktes kann deren Entstehung erläutert werden (Hertz 1881): Die äußeren Konusrisse, welche außerhalb der antagonistischen Kontaktzone, innerhalb der *contact free area* liegen (s.o.), erfahren Zugkräfte und zeigen ein langsames Risswachstum. Die inneren Konusrisse entstehen hingegen direkt unterhalb des Kontaktes mit dem Antagonisten (= *occlusal contact area*; s. o.). Das Wachstum wird bei diesen Rissen durch den hydraulischen Druck von eingedrungenem Wasser verstärkt, sodass die Risse diese Kompressionszone überschreiten und somit in eine Zugzone geraten: In diesem Fall wird das Wasser von oben weiter nach unten gepresst und das Risswachstum gesteigert (Zhang et al. 2005; Kim et al. 2007; Zhang et al. 2009). Die Ausbildung der in Abbildung 36 dargestellten *partial cone cracks* werden durch die zusätzlich zur vertikalen Belastung induzierten Lateralbewegung des Antagonisten verursacht. Diese sind zusätzlich zu den Kompressionskräften auch Zugkräften ausgesetzt, welche an der Hinterkante des Antagonisten auftreten (Kim et al. 2007; Santana et al. 2009; Bonfante et al. 2010).

Mit dem monolithischen Einsatz von Zirkoniumdioxidkeramik wurde die Gefahr einer erhöhten Abrasion des Antagonisten durch den *keramischen Stahl* (Garvie et al. 1975) vermehrt betont. Wie inzwischen durch zahlreiche Studien belegt werden konnte, bedingt die Härte der Zirkoniumdioxidkeramik jedoch keinen erhöhten Antagonistenverschleiß (Dahl, Oilo 1994; Jung et al. 2010; Preis et al. 2011; Stawarczyk et al. 2013; Janyavula et al. 2013). Diese These kann weiterhin durch unsere Untersuchungen bestätigt werden: Zirkoniumdioxidkeramik bewirkt den geringsten Materialverschleiß an Steatit und einen, mit den anderen Materialien vergleichbaren, mittleren Höhenverlust an Degussit. Die Zirkoniumdioxidkeramik erfährt zusätzlich selbst am wenigsten Materialverschleiß.

Da der Verschleiß von Keramiken und antagonistischem Schmelz zu einem großen Teil von Material- und strukturellen Eigenschaften der Restaurationsmaterialien abhängt, kann u. a. die geringe Größe der Primärpartikel von Zirkoniumdioxidkeramik als beeinflussender Faktor angenommen werden. Wie bereits oben erwähnt, kann die von Scheufele beschriebene Tribofilmbildung auch hier auftreten: Die kleinen Primärpartikel wirken als *Gleitmittel* und vermindern den Materialverschleiß insgesamt (Scheufele 2000).

Eine weitere mögliche Erklärung für die geringe Antagonistenabrasion durch Zirkoniumdioxidkeramik und das günstige Eigenverschleißverhalten ist im Phänomen der sog. *Umwandlungsverstärkung* (Rösler et al. 2006) bzw. *stress-induced transformation toughening process* (Butler 1985) zu sehen. Unter Einwirkung äußerer Belastung kommt es zur Entstehung von Mikrorissen. An der Spitze solcher Risse entstehen Spannungsfelder, welche lokal eine Transformation in die monokline, stabile Phase der Keramik induzieren. Da die martensitische $t \rightarrow m$ -Transformation in den monoklinen Zustand eine Expansion von ca. 3 - 5 % induziert, werden die Rissflanken komprimiert und das Risswachstum kann sistieren (Evans, Cannon 1986). Die Oberflächenzerrüttung bleibt bei Zirkoniumdioxidkeramik dementsprechend am geringsten und führt zu geringem Eigen- bzw. Antagonistenverschleiß.

7 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, den Einfluss der Politur auf das Verschleißverhalten von Zirkoniumdioxidkeramik-, Lithiumdisilikat- und leuzitverstärkter Glaskeramik zu untersuchen. Hierzu wurde, unter Berücksichtigung des Antagonistenmaterials (Steatit vs. Degussit) der Einfluss der Oberflächenrauigkeit („*Finiert*“ vs. „*Poliert*“) auf den Verschleiß des Grund- und Gegenkörpers geprüft und manuelle, sowie standardisierte Politurverfahren vergleichend bewertet. Als Vergleichsgruppe diente ein keramisch infiltriertes Kompositmaterial.

Die Vorbehandlung der nach Herstellerangaben angefertigten Prüfkörper (n=240) erfolgte mit einem Nassschleif- und Poliersystem, um eine von Finierdiamanten erzeugte Rauigkeit zu simulieren. Jede Keramikklasse wurde anschließend mit drei etablierten Politursystemen, sowohl manuell (n=12), als auch hochstandardisiert mittels eines Industrieroboters (n=12) bearbeitet. Durch diese Standardisierungsqualität konnte sichergestellt werden, dass die Ergebnisse nicht von Versuchsleiterfehlern überlagert wurden. Bei dem Kompositmaterial wurde die Politur mit einer für Komposit häufig verwendeten Politurreihenfolge vorgenommen.

Initial und nach jedem Politurschritt wurde die Oberflächenrauigkeit mit einem mechanischen Profilometer bestimmt, um die Effizienz innerhalb der Bearbeitungsabfolge evaluieren zu können. Hierdurch konnte der Verschleiß im Laufe der Zeit quantifiziert und die unterschiedlichen Stadien der Verschleißmechanismen identifiziert werden. Für die anschließende Verschleißuntersuchung im Kausimulator *Muc I* wurden die gewonnenen R_z -Mittelwerte für die rauere (= „*finierte*“) und glattere (= „*polierte*“) Oberfläche der vier Materialien standardisiert nachgestellt.

Sowohl vor Kausimulation, als auch nach 1.000, 10.000, 25.000 und 50.000 Zyklen wurden Gips-Replika erstellt, anhand derer die zeitabhängige Verschleißentwicklung mittels eines dreidimensionalen Scanverfahrens quantifiziert wurde. Zudem erfolgte eine morphologische Untersuchung mit einem Rasterelektronenmikroskop.

Bei der Politur von Lithiumdisilikatkeramik und leuzit-verstärkter Glaskeramik konnten die besten Ergebnisse mit dem Shofu Politurset Ceramisté und für Zirkoniumdioxidkeramik mit dem System von Komet erzielt werden. Im Hinblick auf ein materialübergreifendes Universalsystem konnten mit den Zirkoniumdioxid-Polierern von Komet überzeugende Resultate für alle Keramikklassen erreicht werden. Gleichzeitig ist festzuhalten, dass bei der Politur von Zirkoniumdioxidkeramik nicht auf die klassischen Keramik-Polierer zurückgegriffen werden sollte, da diese die hochfeste Keramik nicht gut genug polieren. Das für diese Keramik optimierte Polierset von Komet erzielt die besten Ergebnisse für Zirkoniumdioxid, wenn man höchste Politurqualität anstrebt.

Manuelle und standardisierte Politurverfahren ergaben hinsichtlich des Rauigkeitsprofils vergleichbare Ergebnisse. Die Ausgangsrauheit hatte weder bei manueller noch bei maschineller Politur einen Einfluss auf das Endergebnis. Dies zeugt von einer hohen Qualität der Politur. Es kann weiterhin für anschließende Polier-Studien festgehalten werden, dass in Zukunft auf zusätzliche Untersuchungen unter standardisierten Bedingungen mittels eines Polier-Roboters verzichtet werden kann.

Polierte Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press bewirkten bei Steatit- und Degussit-Antagonisten signifikant mehr Verschleiß, als die finierten Grundkörper. Jedoch wies die polierte Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press mit Steatit-Antagonisten einen erhöhten Eigenverschleiß auf. Degussit-Antagonisten verur-

sachten eine stärkere Abrasion bei polierten, als bei finierten Zirkoniumdioxidkeramik-Agonisten. Zusammenfassend führte der Steatit-Antagonist zu doppelt so viel Materialabtrag am Grundkörper wie der Degussit-Antagonist und Steatit wies quantitativ ca. fünfmal so viel Eigenverschleiß wie Degussit auf. Die Zirkoniumdioxidkeramik hat sich als verschleißresistentes und „Antagonisten-freundliches“ Restaurationsmaterial bewährt.

Weiterhin konnte gezeigt werden, dass die Härte von Dentalkeramiken nicht als einziges materialspezifisches Kriterium für eine erhöhte Verschleißrate des Antagonisten herangezogen werden kann. Vielmehr gründet der Verschleiß in einem multifaktoriellen Geschehen, welches durch keramische Mikrostruktur, mechanische Eigenschaften, Interaktion zwischen Abrasivmedium und Tribopartnern, sowie Umweltfaktoren, wie der Wechselwirkung mit Wasser gekennzeichnet ist.

Anhand der gewonnenen Ergebnisse kann festgehalten werden, dass die Politur keramischer Restaurationen zwar einen initialen Einfluss auf das Verschleißverhalten von Grund- und Gegenkörper zeigt, sich diese Unterschiede jedoch bereits nach kurzer Zeit egalisieren: eine rauere Oberfläche führt demnach nicht zwangsläufig zu einer erhöhten Antagonistenabrasion. Unabhängig der vorliegenden Erkenntnisse kann eine finale Politur keramischer Restaurationen aus ästhetischen Gesichtspunkten weiterhin empfohlen werden.

8 Literaturverzeichnis

al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH (1997). The abrasive effect of glazed, unglazed, und polished porcelain on the wear of human enamel, und the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. *Int J Prosthodont* 10: 269–282.

Al-Jumaily GA, Wilson SR, McNally JJ, McNeil JR, Bennett JM, Hurt HH (1986). Influence of metal films on the optical scatter und related microstructure of coated surfaces. *Appl Opt* 25: 3631.

Al-Jumaily GA, Wilson SR, Jungling KC, McNeil JR, Bennett JM (1987). Frequency response characteristics of a mechanical surface profilometer. *Opt Eng* 26: 953-958.

Attar N (2007). The Effect of Finishing und Polishing Procedures on the Surface Roughness of Composite Resin Materials. *The Journal of contemporary dental practice* 8(1): 1-11.

Attin T, Deifuss H, Hellwig E (1999). Influence of acidified fluoride gel on abrasion resistance of eroded enamel. *Caries Res* 33: 135–139.

Axén N (1993). Abrasive wear of metal matrix composites. phd Dissertation, Uppsala University, Sweden.

Axén N, Jacobson S, and Hogmark S (1994). Influence of the Hardness of the Counterbody in Three-Body Abrasive Wear – an Overlooked Hardness Effect. *Tribol Inter* 27 (4): 233-241.

Bailey WF, Rice SL (1981). Comparative sliding-wear behavior of a dental amalgam und a composite restorative as a function of contact stress. *J Dent Res* 60 (3): 731-732.

Bailey WF, Rice SL, Albert RL, Temin SC (1981). Influence of contact stress, sliding velocity, und surface roughness on the sliding wear of a composite restorative. *J Dent Res* 60 (5): 914-918.

Besl PJ, McKay ND (1992). A Method for Registration of 3D Shapes. *IEEE Trans on Pattern Analysis und Machine Intelligence*, 14(2): 239-256.

Billmeyer FW, Abrams RL (1973): Predicting Reflectance und Color of Paint Films by Kubelka-Munk Analysis. *J Paint Technol* 45: 23-30.

Bonfante EA, Coelho PG, Guess PC, Van Thompson P, Silva NRF (2010). Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. *J Dent* 38 (4): 318-324.

Butler EP (1985). Transformation toughened zirconia ceramics. *Mat Sci Tech*: 1 (6): 417-432.

Charles RJ (1958). Static fatigue of glass. *J Applied Phys* 29: 1549-1560.

Church EL, Jenkinson HA, Zavada JM (1977). Measurement of the finish of diamond-turned metal surfaces by different light scattering. *Opt Eng* 16: 360-374.

Condon JR, Ferracane JL (1996). Evaluation of composite wear with a new multimode oral wear simulator. *Dent Mater* 12 (4): 218-226.

Czichos H, Habig KH (2010). Tribologie-Handbuch – Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik. 3. Auflage. Vieweg + Teubner Verlag, Wiesbaden.

Dahl BL, Oilo G (1994). In vivo wear ranking of some restorative materials. *Quintessence Int* 25: 561-565.

DeGee AJ, Pallav P, Davidson CL (1986). Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites und amalgam in vitro. *J Dent Res* 65 (5): 654-658.

Della Bona A, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ (2004). Fracture behavior of lithium disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater* 20 (10): 956-962.

DeLong R, Douglas WH (1983). Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force und movement control. *J Dent Res* 62: 32–36.

DeLong R, Pintado M, Douglas WH (1985): Measurement of change in surface contour by computer graphics. *Dent Mater* 1: 27–30.

Delong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR (1985). The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1 (6): 238-242.

Delong R, Sasik C, Pintado MR, Douglas WH (1989). The wear of enamel when opposed by ceramic systems. *Dent Mater* 5: 266-271.

DIN EN ISO 3274: Nenneigenschaften von Tastschnittgeräten. (1998)

DIN EN ISO 4288: Regeln und Verfahren für die Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit. (1998)

DIN 50320 (1979). Verschleiß, Begriffe, Systemanalyse von Verschleißvorgängen, Gliederung des Verschleißgebietes.

Douglas WH, Sakaguchi RL, Delong R (1985). Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. *Dent Mater* 1: 115–119.

Draughn RA, Harrison A (1978). Relationship between abrasive wear und microstructure of composite resin. *J Prosthet Dent* 40 (2): 220-224.

Eichner K (1979). Metallkeramik in der zahnärztlichen Prothetik. Hanser München - Wien.

Elmaria A, Goldstein G, Vijayaraghavan T, Legeros RZ, Hittelman EL (2006). An evaluation of wear when enamel is opposed by various ceramic materials und gold. *J Prosthet Dent* (96): 345-353.

Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ (2006). In vivo wear of enamel by a lithia disilicate-based core ceramic used for posterior fixed partial dentures: first-year results. *Int J Prosthodont* 19 (4): 391-396.

Etman MK, Woolford MJ, Dunne S (2008). Quantitative measurement of tooth und ceramic wear: in vivo study. *Int J Prosthodont* 21 (3):245-252.

Etman MK (2009). Confocal examination of subsurface cracking in ceramic materials. *J Prosthodont* 18 (7): 550-559.

Evans AG, Cannon RM (1986). Toughening of brittle solids by martensitic transformations. *Acta Metall* 34: 761-800.

Fang H (1993). Optimierung und Standardisierung des Erlanger Systems zur Simulation des Kontaktabriebs von Füllungen. Inaugural-Dissertation, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg.

Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT (1975). Ceramic steel? *Nature* 258: 703-704.

Gates JD (1998). Two-body and three-body abrasion: A critical discussion. *Wear* 214 (1): 139-146.

Gehre G (2005). Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 1: Grundlagen und Verarbeitung. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag

Ghazal M, Albashaireh ZS, Kern M (2008). Wear resistance of nanofilled composite resin and feldspathic ceramic artificial teeth. *J Prosthet Dent* 100 (6): 441-448.

Ghazal M, Kern M (2009). The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel und nanofilled composite resin artificial teeth. *J Prosthet Dent* 101: 342–349.

Ghazal M, Kern M (2010): Wear of denture teeth und their human enamel antagonists. *Quintessence Int* 41 (2): 157–163.

Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB (1981). Occlusal forces during chewing und swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 46: 443-449.

Gloger W, Häusler G (1993). Neural nets with reduced connectivity for the processing of large pictures. *Int J Opt Comp* 2: 425

Guess PCZ, Silva RA, Bonfante NRFA, Coelho EA, Thompson VP (2010). Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes und Reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 23: 151-159.

Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Hundel G, Rosentritt M (2011). Two-body wear of dental restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater* 4 (3): 237-244.

Harrison A, Lewis TT (1975). The development of an abrasion testing machine for dental materials. *J Biomed Mater Res* 9 (3): 341-353.

Harrison A, Draughn RA (1976). Abrasive wear, tensile strength, und hardness of dental composite resins - Is there a relationship? *J Prosthet Dent* 36 (4): 395-398.

Harrison A (1977). Effect of packing pressure on abrasion resistance of dental amalgams. *J.Dent Res* 56 (6): 613-615.

Harrison A, Moores GE (1985): Influence of abrasive particle size und contact stress on the wear rate of dental restorative materials. *Dent Mater* 1 (1): 14–18.

Haywood VB, Heymann HO, Kusy RP, Whitley JQ, Undreaus SB (1988). Polishing porcelain veneers: an SEM und specular reflectance analysis. *Dent Mater* 4 (3): 116-121.

Heinenberg BJ (1991). IPS-Empress mit neuer Keramiktechnologie. *Quintessenz Zahntechnik* 17: 475-479.

Heintze SD, Zappini G, Rousson V (2005). Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators - results of a round robin test. *Dent Mater* 21 (4): 304-317.

Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V (2006). A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater* 22: 1051–1062.

Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V (2008). Wear of ceramic und antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 24 (4): 433–449.

Heintze SD (2010). Predictability of clinical wear by laboratory wear methods for the evaluation of dental restorative materials. Inaugural-Dissertation, Groningen; Niederlanden.

Heintze SD, Barkmeier WW, Latta MA, Rousson V (2011). Round robin test: wear of nine dental restorative materials in six different wear simulators - supplement to the round robin test of 2005. *Dent Mater* 27:e1-9.

Hertz H (1881). Über die Berührung fester elastischer Körper. *Journal für die reine und angewandte Mathematik* 92: 151-171.

Hickel R (1993). Das Problem der koronalen Erosion und Abrasion. In: Geurtzen W, Heidemann D: *Zahnerhaltung beim älteren Menschen*. Hanser, München, Wien

Hommelwerke GmbH (1993). *Rauheitsmessung Theorie und Praxis*. Hommelwerke GmbH, VS-Schwenningen, Deutschland.

Hulterström AK, Bergman M (1993). Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol Scand* 51 (4): 229-234.

IPS e.max Press - Wissenschaftliche Dokumentation (2011). Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein.

Jacobi R, Shillingburg HT, Duncanson MG (1991). A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces und gold. *J Prosthet Dent* 66: 303–309.

Jacobson RD, Wilson SR, Al-Jumaily GA, McNeil JR, Bennett JM, Mattsson L (1992). Microstructure characterization by angle-resolved scatter und comparison to measurements made by other techniques. *Appl Opt* 31: 1426–1435.

Jagger DC, Harrison A (1994). An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, und polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent* 72 (3): 320-323.

Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO (2013). The wear of polished und glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent* 109 (1): 22-29.

Joniot SB, Grégoire GL, Auther AM, Roques YM (2000). Three-Dimensional optical profilometry analysis of surface states obtained after finishing sequences for three composite resins. *Oper Dent* 25: 311–315.

Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB (2010): A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont* 2 (3): 111–115.

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

Kara HB, Dilber E, Koc O, Ozturk AN, Bulbul M (2012). Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers Med Sci* 27: 267–272.

Kim JW, Kim JH, Thompson VP, Zhang Y (2007). Sliding contact fatigue damage in layered ceramic structures. *J Dent Res* 86 (11): 1046-1050.

Kolb W (1988). Die gegenseitige Abnutzung zahnärztlicher Keramik und Metalllegierungen, sowie des Zahnschmelzes unter besonderer Berücksichtigung der Härte der Materialien, der Oberflächenbeschaffenheit der Keramik und des Einflusses eines abrasiven Stoffes. Inaugural-Dissertation Universität zu Köln.

Kreijci T R, Lutz F, Albertoni M (1990). In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme 1. Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100 (8): 953-960.

Kreijci I, Albert P, Lutz F (1999). The influence of antagonist standardization on wear. *J Dent Res* 78 (2): 713-719.

Kunzelmann KH (1998): Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungs-materialien in vivo und in vitro. *Shaker Verlag, Aachen*.

Lambrechts P, Vanherle G (1983). Structural evidences of the microfilled composites. *J Biomed Mater Res* 17 (2): 249–260.

Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke Wauters M, Vanherle G (1989). Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res* 68 (12): 1752 1754.

Lava™ Ultimate – CAD/CAM Restauration aus Resin Nano Keramik, Technisches Produktprofil. 3M-ESPE, Seefeld, Deutschland.

Lawn BR, Evans AG, Marshall DB (1980). Elastic/Plastic Indentation Damage in Ceramics: The Median/Radial Crack System. *J Am Ceram Soc* 63: 574-581.

Lohbauer, U., Belastbarkeit von Keramiken – Ursachen für Frakturverluste.

<http://www.zwp-online.info/de/fachgebiete/zahntechnik/werkstoffe/belastbarkeit-von-keramiken-ursachen-fuer-frakturverluste>, 15.02.2012.

Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Sectos, JC (1984). In vivo and in vitro wear of Potential Posterior Composites. *J Dent Res* 63: 914-920.

Lutz F, Kreijci I, Barbakow F (1992). Chewing Pressure vs Wear of Composites und Enamel Cusps. *J Dent Res* 71: 1525-1529.

Magne P, Oh WS, Pintado MR, DeLong R (1999). Wear of enamel und veneering ceramics after laboratory und chairside finishing procedures. *J Prosthet Dent* 82: 669–679.

Mahr Gmbh (1999). Perthometer. Definitionen, Oberflächen-Kenngrößen, Ausgabe 01/09/99

Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH (1996). Wear: mechanisms, manifestations und measurement. Report of a workshop. *J Dent* 24: 141–148.

Marxkors R, Danger KH (1998). Form- und funktionsgerechtes Präparieren. Carl Hanser Verlag, München Wien.

Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R (1996). Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmessgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. *Dtsch Zahnärztl Z* 51: 23-27.

Mehl C, Scheibner S, Ludwig K, Kern M (2007). Wear of composite resin veneering materials und enamel in a chewing simulator. *Dent Mater* 23 (11): 1382-1389.

Metzler KT, Woody RD, Miller A, Miller BH (1999). In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. *J Prosthet Dent* 81: 356-364.

Meier C, Lutz F (1979). Komposits kontra Amalgam: Vergleichende Verschleissfestigkeitsmessungen in vivo: 1-Jahres-Resultate. *SSO Schweiz Monatschr Zahnheilkd* 89 (3): 203–212.

Michejew M (2002). „Pin-on-Disc“-Verschleiß experimenteller Komposite und Kompomere unter verschiedenen Verschleißbedingungen. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München.

Mörmann WH, Ender A, Durm E, Michael J, Wolf P (2007). Zirkoniumdioxidkeramikgerüste bei Kronen und Brücken: aktueller Stand. *Deutsch Zahnarzt Z* 62: 141-148.

Monasky GE, Taylor DF (1971). Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prosthet Dent* 25: 299–306.

Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ (2002): Factors affecting enamel und ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent* 87 (4): 451–459.

Olivera AB, Matson E, Marques MM (2006). The effect of glazed und polished ceramics on human enamel wear. *Int J Prosthodont* (6): 547-548.

Olivera AB, Marques MM (2008). Esthetic restorative materials und opposing enamel wear. *Oper Dent* 33(3): 332-337.

Paucksch E (1996). Zerspantechnik. 11th ed. Braunschweig; Vieweg Verlag.

Pelka M, Ebert J, Schneider H, Krämer N, Petschelt A (1996). Comparison of two und three-body wear glass-ionomers und composites. *Eur J Oral Sci* 104 (2): 132-137.

Perthen GmbH. Bedienungsanleitung für Perthometer S8P (1993). Perthen Feinprüf Oberflächen- und Formgestaltmessgeräte; Göttingen, Deutschland.

Phillips, R. W, Avety, D.R., Mehra, R., Swartz, ML (1971). Observations on a composite resin for class II restorations: three year report. *J Prosthet Dent* 26: 68-77.

Piconi C, Maccauro G (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20 (1): 1-25.

Pintado MR (1990). Characterization of two small-particle composite resins. *Quintessence Int* 21 (10): 843-847.

Pospiech P (2004). Keramik-Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. 3M Espe, Seefeld, Deutschland.

Powell IM, Philips RW, Norman RD (1975). In vitro wear response of composite resin, amalgam, und enamel. *J Dent Res* 54 (6): 1183-1195.

Powers JM, Allen LJ, Craig RG (1974). Two-body abrasion of commercial und experimental restorative und coating resins und an amalgam. *J Am Dent Assoc* 89 (5): 1118-1122.

Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M (2011). Wear performance of substructure ceramics und veneering porcelains. *Dent Mater* 27: 796–804.

Preis V, Hahnel S, Kolbeck C, et al. (2011). Wear performance of dental materials: a comparison of substructure ceramics, veneering ceramics, und non-precious alloys. *Adv Eng Mater* 13: B432-B439.

Preis V, Behr M, Hundel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M (2012). Wear performance of dental ceramics after grinding und polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater* 10: 13–22.

Quirynen M (1994). The clinical meaning of the surface roughness und the surface free energy of intra-oral hard substrata on the microbiology of the supra- und subgingival plaque: results of in vitro und in vivo experiments. *J Dent* 22 Suppl 1: 13-6.

Quirynen M, Bollen CM (1995). The influence of surface roughness und surface-free energy on supra- und subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *J Clin Periodontol* 22: 1–14.

R Core Team (2012). R: A language und environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL <http://www.R-project.org/>

Rice SL, Bailey WF, Roto M, Wayne SF (1984). Wear behavior of a composite restorative und various styli in sliding contact. *J Dent Res* 63: 932-935.

Roche P, Pelletier E (1984). Characterizations of optical surfaces by measurement of scattering distribution. *Appl Opt* 23: 3561-3566.

Rösler JB, Harald M, Harald H (2006). Mechanisches Verhalten der Werkstoffe. Wiesbaden: B. G. Teubner Verlag / GWV Fachverlage GmbH.

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

Roulet, JF (1987). Degradation of dental polymers. *Karger Verlag, München.*

Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR (1986). The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 2 (6): 235-240.

Santana T, Zhang Y, Guess P, Van Thompson P, Rekow ED, Silva NRF (2009). Offaxis sliding contact reliability and failure modes of veneered alumina and zirconia. *Dent Mater* 25 (7): 892-898

Satheesh B (2012). Evaluation of efficiency of manual polishing over auto-glazed und overglazed porcelain und its effect on plaque accumulation. *J Adv Prosthodont* 4: 179-186.

Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S (2006). The effects of porcelain polishing systems on the color und surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 96 (2): 122-128.

Scurria MS, Powers JM (1994). Surface roughness of two polished ceramic materials. *J Prosthet Dent* 71 (2): 174-177

Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P (1991). Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. *J Dent Res* 70: 221-225.

Scheufele PP (2000). Einfluss experimenteller Parametervariationen am Kausimulator auf das in vitro Verschleißverhalten dentaler Komposite. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München.

Spur G (1990). Keramikbearbeitung: Schleifen, Honen, Läppen, Abtragen. *Hanser Verlag*; München, Wien.

Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CH (2013). Two-body wear of monolithic, veneered und glazed zirconia und their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* (1):102-12.

Stober T, Lutz T, Gilde H, Rammelsberg P (2006). Wear of resin denture teeth by two body contact. *Dent Mater* 22 (3): 243 249.

Stover JC, Cady FM, Sklar E (1985). Measurement of low angle scatter. *Opt Eng* 24: 404-407.

Suh, NP (1986). Tribophysics. *Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey*.

Swain, MV (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 5 (5): 1668-1677.

Turssi CP, Moraes Purquerio B de, Serra MC (2003). Wear of dental resin composites: insights into underlying processes und assessment methods-a review. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 65: 280–285.

Wassell RW, McCabe JF, Walls AW (1994). A two-body frictional wear test. *J Dent Res* 73: 1546–1553.

Weinstein M, Katz S, Weinstein AB (1962): Fused porcelain-to-metal teeth. U. S. Patent 3.052.982.

Weitman RT, Eames WB (1975). Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *Oral Health* 65: 29–33.

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

Wohlwend A (1987). Verfahren und Ofen zur Herstellung von Zahnersatzteilen. *Etablissement Dentaire Ivoclar, Europäische Patentanmeldung* 0 231 773.

Zhang XZ, Underson P, Dowker SE, Elliott JC (2000). Optical profilometric study of changes in surface roughness of enamel during in vitro demineralization. *Caries Res* 34: 164–174.

Zhang Y, Song J, Lawn BR (2005). Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 73 (1): 186-193.

Zhang Y, Kim JW, Bhowmick S, Van Thompson P, Rekow ED (2009). Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: flat model systems. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 88 (2): 402-411.

Zum Gahr KH (1987): *Microstructure und Wear of Materials*. Elsevier, Amsterdam.

9 Anhang

9.1 Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
°C	Grad Celsius
µm	Mikrometer
Abb.	Abbildung
Al	Aluminium
Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid
ARS	angle-resolved scattering
Art.-Nr.	Artikel-Nummer
bzw.	beziehungsweise
CAD	Computer-Aided-Design
ca.	circa
CaO	Calciumoxid
CAM	Computer-Aided-Manufacturing
CFA	contact free area
CI	Konfidenzintervall
d. h.	das heißt
DIN	Deutsches Institut für Normung
E-Modul	Elastizitätsmodul
et al.	et alii/et aliae
FSZ	Fully Stabilized Zirconia
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
GPa	Gigapascal
HV	Vickershärte
Hz	Hertz
kg	Kilogramm

KIc	Kritische Risszähigkeit
m	monokline Phase
MgO	Magnesiumoxid
min	Minute
ml	Milliliter
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
MW	Mittelwert
N	Newton
Nr.	Nummer
OCA	occlusal contact areas
p	Signifikanzwert
P	P-grit size
PSZ	Partially Stabilized Zirconia
Ra	Mittenrauwert
REM	Rasterelektronenmikroskopie
Rms	root mean square
RNK	Resin Nano Keramik
Rz	Rautiefe
s	Sekunde
sek	Sekunde
SiC	Siliziumcarbid
SiO ₂	Siliziumdioxid
s. o.	siehe oben
sog.	sogenannte
ST	Standardabweichung
t	tetragonale Phase
Tab.	Tabelle
TIS	total integrated scattering

TS	total scattering
TZP	Tetragonal Zirconia Polycrystal
u. a.	unter anderem
U/min	Umdrehungen pro Minute
U.S.A.	United States of America
vs.	versus
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
Y ₂ O ₃	Yttriumoxid
Y-TZP	Yttriumoxidstabilisiertes Zirkoniumdioxid
z. B.	zum Beispiel
ZrO ₂	Zirkoniumdioxid (kurz: Zirkonoxid)
z. T.	zum Teil

9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Verwendete Dentalkeramiken.	3
Tabelle 2: Verwendete Politursysteme für Keramik.	38
Tabelle 3: Verwendete Politursysteme für Komposit.	38
Tabelle 4: Anzahl der Prüfkörper. Darstellung der Gruppeneinteilung nach Antagonisten- und Oberflächenvariation.	46
Tabelle 5: Abhängigkeit des letzten Wertes nach dem Polieren vom Anfangswert. r und p aus der Pearsonschen Produkt-Moment-Korrelation der transformierten Rz-Werte.	58
Tabelle 6: Mechanische Eigenschaften der untersuchten Materialien.	99

9.3 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Phasenübergänge reinen Zirkoniumdioxids, vereinfacht (aus: Gehre 2005).	6
Abbildung 2: Umwandlungsverstärkung von Zirkoniumdioxidkeramik (aus: Mörmann et al. 2007).	8
Abbildung 3: Grundmechanismen des abrasiven Verschleißes (zum Gahr 1987).	11
Abbildung 4: Negativform aus additionsvernetzendem Silikon für die Probenherstellung.	29
Abbildung 5: Angestiftete Modellation der Probenkörper.	29
Abbildung 6: LECO VP 100 – Schleifsystem mit Weißkörper (Everest ZS Blank).	31
Abbildung 7: Lichtmikroskop-Bild zeigt deutliche Schnittspuren des Abrasivs auf der keramischen Oberfläche nach Politur mit hohem Anpressdruck.	33
Abbildung 8: Lichtmikroskop-Bild zeigt eine reduzierte Anzahl an Kratzspuren auf der keramischen Oberfläche. Es dominieren kraterförmige Defekte, die auf Materialabtrag durch rollende Partikel hinweisen.	34
Abbildung 9: Darstellung der Zirkoniumdioxidkeramik Everest ZS durch Weißlichtinterferometrie; Standort: Firma OPM Messtechnik GmbH, Ettlingen, Deutschland. Das Bild zeigt deutliche Schnittspuren auf der keramischen Oberfläche (vgl. Abbildung 7).	35
Abbildung 10: Darstellung der Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press durch Weißlichtinterferometrie; Standort: Firma OPM Messtechnik GmbH, Ettlingen, Deutschland. Dominanz der kraterförmigen Defekte durch rollende Partikel (vgl. Abbildung 8).	35
Abbildung 11: R_z ist der Mittelwert aus den Einzelrautiefen aufeinanderfolgender Einzelmessstrecken (aus: Perthometer.Definitionen, Oberflächen-Kenngrößen, Mahr GmbH, Ausgabe 01/09/99).	36

Abbildung 12: Nassschleif- und Poliersystem LECO VP 100.	37
Abbildung 13: KaVo Winkelstück INTRAmatic 20LN.	39
Abbildung 14: <i>Polierroboter</i> ; Standort: Firma Komet, Gebrüder Brasseler GmbH & Co KG, Lemgo.	40
Abbildung 15: Perthometer S8P; Standort: Firma Komet, Gebrüder Brasseler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland.	42
Abbildung 16: Keramikprobe auf Haltevorrichtung des Präzisionskreuztisches PKT.	43
Abbildung 17: Befüllen der Aluminiumprobenträger mit Komposit Tetric Evo Flow als Basis.	47
Abbildung 18: Bonding-System zur adhäsiven Befestigung der Keramikprüfkörper.	48
Abbildung 19: Vorbehandlung von IPS Empress und Lava Ultimate mittels Flusssäure und Silan-Lösung.	48
Abbildung 20: Dualhärtendes Befestigungskomposit Variolink II für Lithiumdisilikat-, leuzit-verstärkte Glaskeramik, sowie das CAD/CAM-Restaurationsmaterial.	49
Abbildung 21: Dualhärtender, selbstadhäsiver Zement RelyX Unicem für Zirkoniumdioxidkeramik.	50
Abbildung 22: Höhenregulation der Probenkörper durch individuell verstellbaren Höhenregulator (Syndicad Ingenieurbüro, München, Deutschland).	50
Abbildung 23: Fixierte Aluminiumoxidkeramik-Kugeln (Degussit) in Antagonistenhalterung.	51
Abbildung 24: Abformung einer Probe mithilfe einer individuellen Abformhilfe (Flaschendeckel).	53
Abbildung 25: Replika in 3D-LASER-Scan, Typ KF 30 (Syndicad Ingenieurbüro, München, Deutschland) positioniert.	53

- Abbildung 26: Initiale Oberflächenrauigkeit ($R_z = \mu\text{m}$) der drei untersuchten Keramik-Klassen Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max Press), leuzit-verstärkte Glaskeramik (IPS Empress Esthetic) und Zirkoniumdioxidkeramik (Everest ZS) vor dem Polieren. 56
- Abbildung 27: Verlauf der Rauigkeiten der drei Materialien unter Verwendung der Zirkoniumdioxid-Polierer der Firma Komet: ■ = IPS e.max Press, ■ = IPS Empress, ■ = Everest ZS, getrennt nach manueller und maschineller Politur. 60
- Abbildung 28: Verlauf der Rauigkeiten der drei Materialien unter Verwendung des SS White-Burs-Politursystems Jazz P2S: ■ = IPS e.max Press, ■ = IPS Empress, ■ = Everest ZS, getrennt nach manueller und maschineller Politur. 62
- Abbildung 29: Verlauf der Rauigkeiten der drei Materialien unter Verwendung des Shofu-Politursystems Ceramisté: ■ = IPS e.max Press, ■ = IPS Empress, ■ = Everest, getrennt nach manueller und maschineller Politur. 64
- Abbildung 30: Rauigkeit von Lava Ultimate nach den verschiedenen Polierstufen, mittels Soflex/Enhance/Occlubrush; ■ = manuell, ■ = maschinell. 66
- Abbildung 31: Der mittlere Verschleiß [μm] der Grundkörper mit Steatit als Antagonisten im zeitlichen Verlauf von 50.000 Zyklen. 68
- Abbildung 32: Der mittlere Antagonistenverschleiß [μm] von Steatit im zeitlichen Verlauf von 50.000 Zyklen. 70
- Abbildung 33: Der mittlere Verschleiß [μm] der Grundkörper mit Degussit als Antagonisten im zeitlichen Verlauf von 50.000 Zyklen. 72
- Abbildung 34: Der mittlere Antagonistenverschleiß [μm] von Degussit im zeitlichen Verlauf von 50.000 Zyklen. 74
- Abbildung 35: REM-Bild mit typischen Verschleißerscheinungen (IPS e.max Press nach 100 Kauzyklen mit Degussit-Antagonisten; 300-fache Vergrößerung). 76

- Abbildung 36: REM-Bild mit *partial cone cracks* (IPS Empress Esthetic nach 100 Kauzyklen mit Degussit-Antagonisten; 500-fache Vergrößerung). 77
- Abbildung 37: 1000 – 6000-fache rasterelektronenmikroskopische Vergrößerung der Verschleißspur von IPS e.max Press (links), IPS Empress Esthetic (Mitte) und Lava Ultimate (rechts) nach 100 Kauzyklen mit Degussit-Antagonisten. 78
- Abbildung 38: Steatit-Antagonisten nach Verschleiß durch einen polierten Everest ZS-Grundkörper (links) und einen polierten IPS e.max Press-Grundkörper (rechts); Darstellung durch Rasterelektronenmikroskopie in 100-facher Vergrößerung. 78
- Abbildung 39: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung der geätzten Oberflächenstruktur von IPS e.max Press (links) in 25.000-facher Vergrößerung und IPS Empress (rechts) in 12.500-facher Vergrößerung. 79
- Abbildung 40: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung (500-fache Vergrößerung) der Verschleißspur von IPS Empress Esthetic „*Finiert*“ (links) und „*Poliert*“ (rechts) nach 10 Zyklen mit Degussit-Antagonisten. 80
- Abbildung 41: 250 – 300-fache Vergrößerung im Rasterelektronenmikroskop der Verschleißspur von IPS Empress Esthetic „*Finiert*“ (links) und „*Poliert*“ (rechts) nach 1.000 Zyklen mit Degussit-Antagonisten. 80
- Abbildung 42: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung (300-fache Vergrößerung) von IPS e.max Press „*Finiert*“ (links) und „*Poliert*“ (rechts) nach 10 Zyklen mit Degussit-Antagonisten. 81
- Abbildung 43: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung (300-fache Vergrößerung) von IPS e.max Press „*Finiert*“ (links) und „*Poliert*“ (rechts) nach 100 Zyklen mit Degussit-Antagonisten. 81
- Abbildung 44: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung (250-300-fache Vergrößerung) von IPS e.max Press „*Finiert*“ (links) und „*Poliert*“ (rechts) nach 1.000 Zyklen mit Degussit-Antagonisten. 82

Abbildung 45: Rasterelektronenmikroskopische Vergrößerung innerhalb der Verschleißspur von finierter IPS e.max Press (links) und polierter IPS e.max Press (rechts) nach 50.000 Kauzyklen mit Steatit-Antagonisten.	82
Abbildung 46: Rissinduzierung durch punktuelle Druckbelastung der Antagonisten.	102

10 Danksagung

Herrn Professor Dr. Hickel, Direktor der Klinik und Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwigs-Maximilians-Universität München, danke ich für die Möglichkeit, meine Dissertation in seiner Abteilung zu erstellen und für die Bereitstellung der Arbeitsmittel, Geräte und Räumlichkeiten.

Mein größter Dank gilt Herrn Prof. Dr. Kunzelmann, meinem Doktorvater, der mich als Leiter bei der Durchführung meiner Arbeit betreut hat. Ich möchte mich besonders für die Bereitstellung des interessanten Themas, seiner fachlichen Betreuung und konstruktiven Kritik sowie Anregungen zur Verbesserung meiner Arbeit bedanken. Er stand mir mit seinen fundierten Fachkenntnissen, wertvollen Ratschlägen und ausdauernder Geduld jederzeit zur Seite und hat viel dazu beigetragen, das Interesse an einer wissenschaftlichen Arbeit zu fördern und anzuregen.

Ich möchte mich von Herzen bei allen Kolleginnen und Kollegen des Tribolabors für eine sehr angenehme Atmosphäre und die kollegiale Unterstützung bedanken: Insbesondere Frau Dachs und Frau Köbele für ihre großzügige Hilfe und Unterstützung bei den Versuchsdurchführungen, der Bedienung des Rasterelektronenmikroskops und die vielen aufmunternden und motivierenden Gespräche. Des Weiteren gilt mein besonderer Dank Herrn Morina, Herrn Fellner, Herrn Schnapp und Herrn Emig für die Hilfe bei der Vorbereitung der Proben und Replika.

Von Herzen möchte ich weiterhin meiner lieben Cousine Kathrin Schiersch und meinem Kollegen Dr. Hans-Georg Kirchner danken, die diese Arbeit geduldig Korrektur gelesen haben.

Zum Schluss, aber nicht zuletzt, möchte ich meiner Familie und meinen Freunden für ihre Mühe, Geduld und wertvollen Ratschlägen danken, die mich immer motiviert haben, diese Arbeit voranzutreiben.

11 Eidesstattliche Versicherung

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema „Der Einfluss verschiedener Politurverfahren auf das Verschleißverhalten von indirekten Restaurationsmaterialien“ selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Ort, Datum

Unterschrift