

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. GERHARD HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Poliereffekte und Verschleißverhalten von Chairside CAD/CAM-Materialien

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Mike Dennis Matzinger

2018

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. GERHARD HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Poliereffekte und Verschleißverhalten von Chairside CAD/CAM-Materialien

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Mike Dennis Matzinger

2018

Dekan:	Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. rer. nat.Dr. med. dent. habil.Helmut Schweikl
Tag der mündlichen Prüfung:	19.10.2018

*Diese Arbeit widme ich
meiner Tante Hildegard Lang*

Hinweis

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

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	3
Zusammenfassung	4
Einleitung.....	4
Material und Methode	5
Ergebnisse.....	8
Diskussion	13
Fazit und klinische Relevanz.....	18
Publikation	19
Literaturverzeichnis.....	33
Danksagung.....	37

Vorwort

Die vorliegende Dissertation gründet auf einer Originalpublikation, die 2018 in der Fachzeitschrift *Clinical Oral Investigations* veröffentlicht wurde. Im Folgenden ist dem Abdruck des englischsprachigen Originals eine Zusammenfassung in deutscher Sprache vorangestellt.

Der Titel der Publikation lautet folgendermaßen:

Mike Matzinger¹, Sebastian Hahnel¹, Verena Preis¹, Martin Rosentritt¹:

Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials

Clinical Oral Investigations (2018), DOI: 10.1007/s00784-018-2473-3

¹Department of Prosthetic Dentistry, Regensburg University Medical Center, Regensburg 93042, Germany.

Zusammenfassung

Einleitung

Das Interesse an computergestützten Konstruktions- und Fertigungsverfahren (CAD/CAM) dentaler Restaurationen hat in den letzten Jahren stark zugenommen [1], sodass eine Vielfalt neuer CAD/CAM - Materialien auf den Markt gebracht wurde. Diese Materialien unterscheiden sich stark in ihrer Zusammensetzung und sind als kunststoffbasierende- (z.B. Lava Ultimate, Cerasmart, BRILLIANT Crios), kunststoffinfiltrierte Keramik- (z.B. VITA Enamic), reine Keramik- (Feldspat, Lithiumdisilikat, Zirkoniumdioxid-verstärktes Lithiumsilikat (ZLS; z.B. Celtra Duo, VITA Suprinity)) oder als Zirkonoxid-Rohlinge erhältlich [2]. Im Gegensatz zu restaurativen Kompositen werden CAD/CAM-Komposite unter hohem Druck und hoher Temperatur polymerisiert, was ihre mechanischen Eigenschaften verbessert (Biegefestigkeit ~ 200-300 MPa) [3]. Bei hohen okklusalen Belastungen sind die auf Kunststoff-basierenden Materialien vorzuziehen, da diese im Vergleich zu Keramiken aufgrund ihres geringeren Elastizitätsmoduls eine geringere Aufrauung und Abnutzung der Schmelzantagonisten zur Folge haben können [4, 5, 6]. Die Biegefestigkeiten von Lithiumdisilikat (360 ± 60 MPa) und ZLS sind nach dem Glasurbrand (370 MPa) ähnlich hoch, während polierte ZLS-Keramiken eine höhere Transluzenz aufweisen [7]. ZLS-Keramik besteht aus einer Glasmatrix mit 10% Zirkonoxid. Um einen langfristigen klinischen Erfolg zu gewährleisten [8], sollten alle Materialien ausreichend durch eine Politur geglättet sein. Nach der Glasur einiger Keramiken können rauere Oberflächen zurückbleiben als bei rein manuell polierten Oberflächen [9, 10]. Glatt polierte Oberflächen unterstützen das ästhetische Erscheinungsbild von dentalen Restaurationen, minimieren die bakterielle Adhäsion [11], eine Materialermüdung sowie Bruchgefahr [12] und verbessern die Biegefestigkeit [13]. Darüber hinaus unterliegen glatte Oberflächen einem geringeren Verschleiß [14-15] und verlängern somit die Langlebigkeit einer Restauration. Die Effekte jeglicher Oberflächenbehandlung (z.B. Polieren, Abnutzung) hängen jedoch stark von den angewandten Parametern (z.B. Druck, Temperatur, Schleifgerät) und den Eigenschaften des Materials selbst ab [16]. In diesem Zusammenhang kann das Labside-Verfahren im Labor (z.B. das Fräsen oder Kristallisieren) und das Chairside-Verfahren am Behandlungsstuhl (u.a. das okklusale Einschleifen) unterschiedliche Auswirkungen auf das Material haben. Daher bieten die Hersteller für die Politur im Lab- und Chairside-Verfahren

individuelle Sets für Handstücke mit mehreren Politurschritten und verschiedenen Systemen an.

Ziel dieser Studie war es daher, die Oberflächenrauigkeit verschiedener CAD/CAM-Materialien nach dem Fräsen und den einzelnen Politurstufen im Lab- und Chairside-Verfahren zu untersuchen. Ein Verschleißtest wurde durchgeführt, um das Verschleißverhalten der Materialien und deren Antagonisten zu analysieren. Die Nullhypothesen dieser In-vitro-Studie lauteten wie folgt:

- i) Die untersuchten CAD/CAM-Materialien zeigen nach der Politur im Labor keine Unterschiede in der Oberflächenrauigkeit.
- ii) Die Oberflächenrauigkeit der CAD/CAM-Materialien unterscheidet sich nach der okklusalen Adjustierung und der darauffolgender Politur (Chairside) nicht von der Oberflächenrauigkeit nach dem Fräsen und der anschließenden Politur (Labside).
- iii) CAD/CAM -Keramiken und -Komposite weisen keine Unterschiede im Verschleißverhalten und in der antagonistischen Abnutzung auf.

Material und Methode

Proben (n = 12 pro Serie; Länge 15 mm, Breite 14 mm, Dicke <4 mm) der verschiedenen CAD/CAM-Materialien (drei Kunststoffe, eine Hybridkeramik, drei Keramiken; siehe Tab. 1) wurden nach dem Fräsvorgang im CEREC-Gerät mit Siliziumcarbid-Schleifpapier planiert und poliert (Körnung 600-1000, Buehler, D, 300 U/min), um anfangs vergleichbare Oberflächenverhältnisse der Probenplättchen zu schaffen (Ra: 0,04-0,08 µm, Rmax: 0,64-1,40 µm; siehe Referenz [R] in Abb. 2). Die Materialien wurden gemäß den Anweisungen des jeweiligen Herstellers verarbeitet: Celtra Duo wurde nur poliert, VITA Suprinity wurde kristallisiert (max. 840 ° C, 28 Minuten) und anschließend poliert, IPS e.max CAD wurde poliert und anschließend kristallisiert (max. 850 ° C, 28 ° C).

Zur Analyse der Politurergebnisse der jeweiligen Materialien (Abb. 1) wurde die Oberflächenrauigkeit (Ra, Rmax) nach zwei klinisch relevanten Politurverfahren ausgewertet:

- 1) Labside: gefräst (M), planiert/geglättet (R), vorpoliert (LP) und hochglanzpoliert (LG)
- 2) Chairside (nach Labside-Verfahren): eingeschliffen mit Diamanten (D), Vorpolutur (CP) und Hochglanzpolitur (CG).

Materialien Hersteller	Zusammensetzung Gew.-%	Politur (Labside/Chairside)	
		Vorpolitur 10,000 U/min	Hochglanzpolitur 6,000 U/min
BRILLIANT Crios (BC) Coltene, CH	70.7 anorg. Füllkörper (SiO ₂ < 20nm, Barium Glas < 1 µm), Methacrylat	Comprepol Plus (Coltene/Whaledent)	Composhine Plus (Coltene/Whaledent)
Cerasmart (CS) GC. J	71 anorg. Füllkörper (Silizium, Barium Glas <500nm), Bis-MEPP, UDMA, Dimethacrylat	Compo Master Coarse (Shofu)	Compo Master (Shofu)
Lava Ultimate (LA) 3M ESPE, USA	80 anorg. Füllkörper (nicht aggregiert: ZrO ₂ 4-11nm, SiO ₂ 20nm und aggregierte ZrO ₂ / SiO ₂ Clusters), Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA,TEGDMA	MEISINGER LUSTER® (3M ESPE)	
VITA Enamic (VE) VITA Zahnfabrik, D	86 Feldsparkeramik infiltriert mit 20-23 Al ₂ O ₃ , 58-63 SiO ₂ , andere Oxide, 14 UDMA, TEGDMA	Vita-Enamic-Polishing-Set Technical (Labside)/Clinical (Chairside) (Vita Zahnfabrik)	
Celtra Duo (CD) Degudent, D	SiO ₂ , 10 ZrO ₂ , Lithiumsilikat	Twis Tec (DeguDent)	
VITA Suprinity (VS) VITA Zahnfabrik, D	56-64 SiO ₂ , 15-21 Li ₂ O, 8-12 ZrO ₂ , 1-8 andere Oxide	Vita-Suprinity-Polishing-Set Technical (Labside)/Clinical (Chairside) (Vita Zahnfabrik)	
IPS EmaxCAD (IPS) Vivadent Ivoclar, FL	57-80 SiO ₂ , 11-19 Li ₂ O, andere Oxide	OptriFine (Ivoclar Vivadent)	

Tabelle 1: Materialien, Zusammensetzung und Politur (Bis-EMA, Ethoxyliertes Bisphenol A-glycol dimethacrylat; Bis-GMA, Bisphenol A-glycidyl Methacrylat; Bis-MEPP, 2,2-Bis(4-methacryloxyphenyl)propan; SiO₂, Silikondioxid; Li₂O, Lithiumoxid; Al₂O₃, Aluminiumoxid; ZrO₂, Zirkoniumdioxid; TEGDMA, Triethylen-glycol-dimethacrylat; UDMA Urethandimethacrylat ([17]- [19], Herstellerangaben)

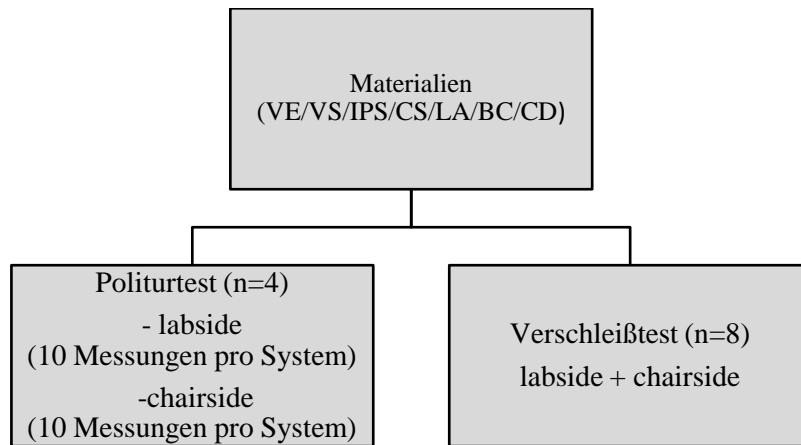


Abbildung 1: Versuchsaufbau

Poliert wurde in beiden Verfahren je Material mit identischen Poliersets und entsprechenden Handstücken (Tab. 1). Das Hand- bzw. Winkelstück wurde auf einer speziellen Vorrichtung befestigt, um beim Polieren ein kontrolliertes Gewicht ($150\text{ g} = 1,5\text{ N}$) und reproduzierbare Bedingungen gemäß den Anweisungen des Herstellers zu garantieren. Das Adjustieren (= okklusales Einschleifen) wurde unter Verwendung eines Diamantbohrers ($27\text{-}76\text{ }\mu\text{m}$, Meisinger, Neuss, G) unter standardisierten Bedingungen (permanente Wasserkühlung, $1,5\text{ N}$, 160.000 U/min , 10 Sekunden) durchgeführt. Für die Politur wurde stets ein zweistufiges Poliersystem (Vorpolitur [P] und Hochglanzpolitur [G]) mit einem definierten Verfahren ($1,5\text{ N}$, 60 s , Schritt 1: 10.000 U/min , Schritt 2: 6.000 U/min ; Tabelle 1) verwendet. Die Oberflächenrauigkeit (R_a , R_{max} ; $n = 10$) wurde mit einem profilometrischen Messgerät unter Oberflächenkontakt bestimmt (Perthometer SP6, Feinprüf Perthen; $LT = 1,7 / 0,25, 0,1\text{ mm/s}$, $2\text{ }\mu\text{m}$ Diamant-Eindringkörper). Je Probe wurden zehn Messungen durchgeführt.

Im Verschleißtest wurden mehrere Proben ($n = 8$ pro Serie) in einem "Pin-on-Block-Design" mit einem keramischen Antagonisten (CeramTec, D, $d = 3\text{ mm}$ = durchschnittlicher antagonistischer Höcker) kausimulativ belastet. Ein Zyklus umfasste unter einer Belastung von 50 N bis 150 N einen horizontalen Impuls und eine anschließende seitliche Gleitbewegung (jeweils 1 mm). In destilliertem Wasser durchliefen die Proben im pneumatischen Kausimulator insgesamt 120.000 Zyklen mit einer Frequenz von $2,5\text{ Hz}$. Nach dem Verschleißtest wurden alle abgenutzten Flächen mit einem 3-D-Laser-Scanning-Mikroskop (KJ 3D, Keyence, J) digitalisiert. Dabei wurden das mittlere Verschleißvolumen (μm^3) sowie die mittleren und maximalen Verschleißtiefen (μm) bestimmt. Als Messgrundlage des Antagonistenverschleißes (%) diente das Verhältnis zwischen der abgenutzten Fläche und der projizierten sphärischen Oberfläche des jeweiligen Antagonisten. Zudem wurden auch Veränderungen der Oberflächenrauigkeit (R_a , R_z) zwischen der unberührten Fläche und der Verschleißfläche ermittelt. Rasterelektronenmikroskopische (= REM-) Aufnahmen (Phenom, FEI Company, NL) halfen bei der

visuellen Oberflächenanalyse (bis zu 4000-facher Vergrößerung). SPSS 23.0 für Windows (SPSS Inc., IL, USA) wurde für Berechnungen, die Kontrolle der Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Test) und die statistische Analyse verwendet (One-way-ANOVA, Bonferroni-Post-hoc-Test, multifaktorielle ANOVA, Tukey-Post-hoc-Test, $\alpha = 0,05$).

Ergebnisse

Oberflächenrauigkeit:

Bereits direkt nach dem Fräsprozess im CEREC-Gerät zeigten die Materialien signifikant ($p \leq 0,003$) unterschiedliche Ra-Werte zwischen $1,07 \pm 0,20 \mu\text{m}$ (LA) und $1,94 \pm 0,19 \mu\text{m}$ (CD). In den meisten Fällen verursachte das Adjustieren mit einem Diamanten im Chairside-Verfahren eine höhere Oberflächenrauigkeit (Ra, Rmax) als das Fräsen. Dabei sind für BC, LA, VE und IPS signifikante ($p \leq 0,006$) Unterschiede der Ra-Werte zu vermerken, wobei die Rauigkeit nur für IPS nach dem Fräsen signifikant höher war. Bei allen Materialien reduzierte die Vorpolitur Ra und Rmax signifikant ($p < 0,001$), wenngleich die Ra-Werte zwischen $0,08 \pm 0,01 \mu\text{m}$ (LA, Labside) und $0,35 \pm 0,05 \mu\text{m}$ (CD, Chairside) variierten. Die Vorpolitur lieferte nach dem Fräsen (M) und Planieren/Glätten (R) im Labside-Verfahren bzw. unmittelbar nach der Diamantbehandlung (D) im Chairside-Verfahren eine vergleichbare Oberflächenrauheit (Ra, Rmax). Die Labside-Hochglanzpolitur reduzierte die Ra-Werte zwar nur tendenziell, dennoch war CD mit einem Wert von $0,02 \pm 0,02 \mu\text{m}$ danach das signifikant ($p < 0,001$) glatteste und BC das signifikant ($p < 0,001$) rauheste Material. Chairside erfuhren alle Materialien während der Hochglanzpolitur eine Glättung, wobei dieser Effekt jedoch nur für CD signifikant (Ra; $p = 0,015$) war. Die Referenz bei den Keramiken (R, Abb. 2) wies eine signifikant niedrigere Rauheit (Ra, Rmax) als die Referenz der Komposite auf ($p < 0,034$; Tab. 2 und 3). Die multivariante Analyse bewies für die einzelnen Parameter (Ra, Rmax, Politurstufen, Material) und deren Kombinationen signifikante Einflüsse ($np^2 = 1.000$; $p < 0.001$).

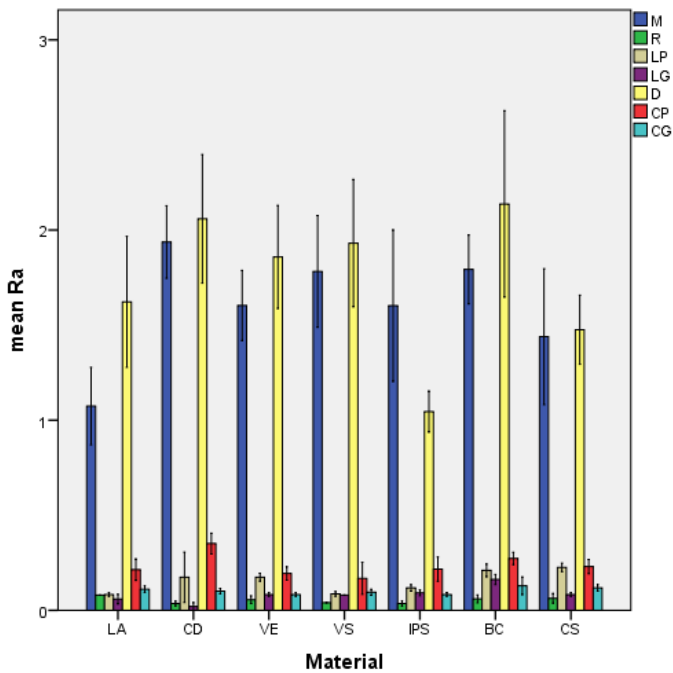
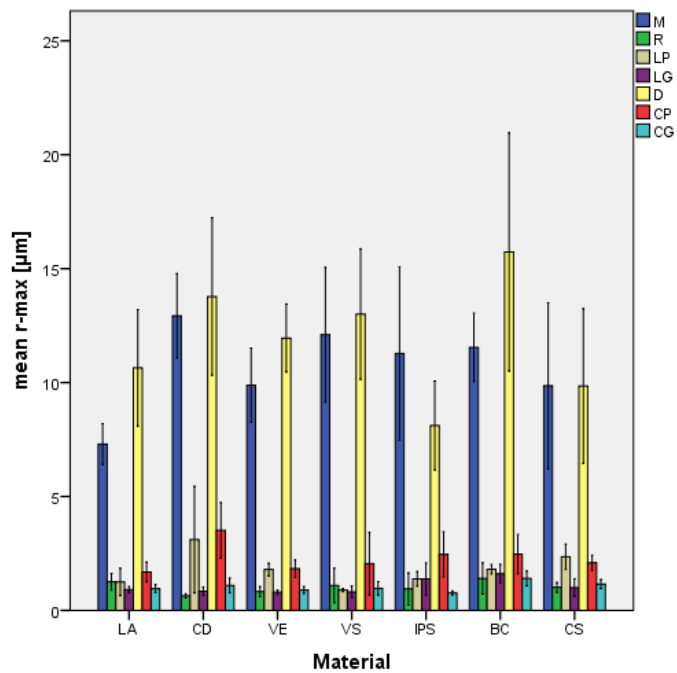


Abbildung 2: Rmax und Ra der Materialien nach den einzelnen Politurstufen (Labside: gefräst [M], planiert [R], Vorpolitur [LP], Hochglanzpolitur [LG]; Chairside: Adjustierung mit Diamanten [D], Vorpolitur [CP], Hochglanzpolitur [CG]).

Politurstufen	Materialien	LA	CD	VE	VS	IPS	BC	CS
M	LA		0.000	0.001	0.000	0.001	0.000	0.081
	CD	0.000		0.165	1.000	0.162	1.000	0.003
	VE	0.570	0.206		1.000	1.000	1.000	1.000
	VS	0.002	1.000	1.000		1.000	1.000	0.135
	IPS	0.019	1.000	1.000	1.000		1.000	1.000
	BC	0.009	1.000	1.000	1.000	1.000		0.105
	CS	0.602	0.194	1.000	1.000	1.000	1.000	
R	LA		0.000	0.034	0.000	0.000	0.166	0.480
	CD	0.184		0.166	1.000	1.000	0.034	0.009
	VE	1.000	1.000		0.668	0.166	1.000	1.000
	VS	1.000	1.000	1.000		1.000	0.166	0.052
	IPS	1.000	1.000	1.000	1.000		0.034	0.009
	BC	1.000	0.028	0.286	1.000	1.000		1.000
	CS	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	
LP	LA		0.007	0.007	1.000	1.000	0.000	0.000
	CD	0.001		1.000	0.011	0.480	1.000	0.716
	VE	1.000	0.066		0.011	0.480	1.000	0.716
	VS	1.000	0.000	0.803		1.000	0.000	0.000
	IPS	1.000	0.003	1.000	1.000		0.006	0.001
	BC	1.000	0.070	1.000	0.773	1.000		1.000
	CS	0.251	1.000	1.000	0.022	0.558	1.000	
LG	LA		0.000	0.086	0.236	0.003	0.000	0.086
	CD	1.000		0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	VE	1.000	1.000		1.000	1.000	0.000	1.000
	VS	1.000	1.000	1.000		1.000	0.000	1.000
	IPS	0.131	0.039	0.018	0.021		0.000	1.000
	BC	0.002	0.000	0.000	0.000	1.000		0.000
	CS	1.000	1.000	1.000	1.000	0.531	0.010	
D	LA		0.064	1.000	0.696	0.003	0.012	1.000
	CD	0.680		1.000	1.000	0.000	1.000	0.002
	VE	1.000	1.000		1.000	0.000	1.000	0.190
	VS	1.000	1.000	1.000		0.000	1.000	0.044
	IPS	1.000	0.004	0.195	0.023		0.000	0.073
	BC	0.015	1.000	0.217	1.000	0.000		0.000
	CS	1.000	0.166	1.000	0.651	1.000	0.002	
CP	LA		0.000	1.000	1.000	1.000	0.405	1.000
	CD	0.000		0.000	0.000	0.000	0.049	0.000
	VE	1.000	0.002		1.000	1.000	0.043	1.000
	VS	1.000	0.010	1.000		1.000	0.001	0.297
	IPS	1.000	0.215	1.000	1.000		0.547	1.000
	BC	1.000	0.224	1.000	1.000	1.000		1.000
	CS	1.000	0.014	1.000	1.000	1.000	1.000	
CG	LA		1.000	0.129	1.000	0.129	1.000	1.000
	CD	1.000		1.000	1.000	1.000	0.129	1.000
	VE	1.000	1.000		1.000	1.000	0.000	0.016
	VS	1.000	1.000	1.000		1.000	0.022	0.484
	IPS	1.000	0.072	1.000	1.000		0.000	0.016
	BC	0.002	0.119	0.000	0.003	0.000		1.000
	CS	1.000	1.000	0.361	1.000	0.011	0.583	

Tabelle 2: P-Werte nach der Politur (Ra, Rmax [kursiv]) zeigen signifikante Unterschiede ($p < 0.05$) zwischen den Materialien (M: gefräst, R: planiert [Referenz], LP: Labside Vorpholitur, LG: Labside Hochglanzpolitur, D: Adjustierung mit Diamanten, CP: Chairside Vorpholitur, CG: Chairside Hochglanzpolitur).

Materialien	Politurstufen	M	R	LP	LG	D	CP	CG
LA	M		0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	R	0.000		1.000	1.000	0.000	1.000	1.000
	LP	0.000	1.000		1.000	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	1.000		0.000	0.572	1.000
	D	0.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000	1.000	
CD	M		0.000	0.000	0.000	1	0.000	0.000
	R	0.000		1.000	1.000	0.000	0.001	1.000
	LP	0.000	0.065		0.666	0.000	0.296	1.000
	LG	0.000	1.000	0.134		0.000	0.000	1.000
	D	1.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	0.014	1.000	0.031	0.000		0.015
	CG	0.000	1.000	0.308	1.000	0.000	0.077	
VE	M		0.000	0.000	0.000	0.001	0.000	0.000
	R	0.000		0.821	1.000	0.000	0.346	1.000
	LP	0.000	0.306		1.000	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	0.257		0.000	1.000	1.000
	D	0.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	0.240	1.000	0.201	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	0.480	1.000	0.000	0.381	
VS	M		0.000	0.000	0.000	1.000	0.000	0.000
	R	0.000		1.000	1.000	0.000	1.000	1.000
	LP	0.000	1.000		1.000	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	1.000		0.000	1.000	1.000
	D	1.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000	1.000	
IPS	M		0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	R	0.000		1.000	1.000	0.000	0.274	1.000
	LP	0.000	1.000		1.000	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	1.000		0.000	1.000	1.000
	D	0.002	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000	0.626	
BC	M		0.000	0.000	0.000	0.006	0.000	0.000
	R	0.000		1.000	1.000	0.000	0.423	1.000
	LP	0.000	1.000		1.000	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	1.000		0.000	1.000	1.000
	D	0.001	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000	1.000	
CS	M		0.000	0.000	0.000	1.000	0.000	0.000
	R	0.000		0.427	1.000	0.000	0.369	1.000
	LP	0.000	1.000		0.857	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	1.000		0.000	0.749	1.000
	D	1.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000	1.000	

Tabelle 3: P-Werte nach der Politur (Ra, Rmax [kursiv]) zeigen signifikante Unterschiede ($p < 0.05$) zwischen den Politurstufen (M: gefräst, R: planiert [Referenz], LP: Labside Vorpolitur, LG: Labside Hochglanzpolitur, D: Adjustierung mit Diamanten, CP: Chairside Vorpolitur, CG: Chairside Hochglanzpolitur).

Verschleiß:

Den niedrigsten mittleren Verschleiß ($-132,2 \pm 19,9 \mu\text{m}$) zeigte IPS, gefolgt von den zwei ZLS-Keramiken (CD: $-136,3 \pm 32,4 \mu\text{m}$; VS: $-137,0 \pm 19,0 \mu\text{m}$). Die Kunststoff-infiltrierte Keramik VE wies einen Wert von $-153,4 \pm 25,1 \mu\text{m}$ auf, während die Komposite mit Verschleißwerten zwischen $-159,1 \pm 19,4 \mu\text{m}$ (CS) und $-176,3 \pm 23,9 \mu\text{m}$ (LA) einer stärkeren mittleren Abrasion unterlagen. Eine Varianzanalyse (ANOVA) zeigte signifikante Unterschiede im Verschleiß zwischen den Materialien ($p < 0,050$). Die niedrigste maximale Verschleißtiefe wurde für VS ($-245,8 \pm 42,8 \mu\text{m}$) beobachtet, gefolgt von IPS ($-277,7 \pm 46,3 \mu\text{m}$) und VE ($-295,9 \pm 47,0 \mu\text{m}$). CD sowie alle Komposite zeigten maximale Verschleißtiefen zwischen $307,1 \pm 45,0 \mu\text{m}$ (CS) und $342,3 \pm 44,8 \mu\text{m}$ (LA). Die Varianzanalyse (ANOVA) identifizierte signifikante Unterschiede zwischen den Materialien ($p = 0,016$). Mit $0,47 \pm 0,13 \times 10^9 \mu\text{m}^3$ wies IPS im Vergleich zu allen anderen Materialien ein vergleichbares bzw. geringeres Verschleißvolumen auf. CS ($0,46 \pm 0,08 \times 10^9 \mu\text{m}^3$) unterlag einem geringeren Verschleißvolumen als VS ($0,50 \pm 0,17 \times 10^9 \mu\text{m}^3$), CD ($0,54 \pm 0,12 \times 10^9 \mu\text{m}^3$) und die anderen Materialien ($> 0,57 \pm 0,18 \times 10^9 \mu\text{m}^3$). Bei LA wurde der signifikant höchste mittlere Verschleiß ($p < 0,042$), die höchste maximale Verschleißtiefe ($p = 0,016$) und das höchste Verschleißvolumen ($p < 0,016$) festgestellt.

Nach dem Verschleißtest ergab sich bei allen Materialien im Vergleich zur unberührten Oberfläche eine Abnahme der Rauheit (Ra) zwischen $0,2 \mu\text{m}$ (VS) und $2,7 \mu\text{m}$ (BC), wobei diese für IPS, CS und BC signifikant ($p < 0,018$) und für CD, LA, VS sowie VE nicht signifikant ($p > 0,074$) war. Änderungen der Rz-Werte lagen zwischen $-1,4 \mu\text{m}$ (VS) und $6,2 \mu\text{m}$ (IPS). Die Unterschiede waren jedoch nicht statistisch signifikant ($p > 0,306$). Lediglich beide ZLS-Keramiken zeigten bei den Rz-Werten eine leichte Aufrauung in der Verschleißspur.

Der Verschleiß der Antagonisten bewegte sich zwischen $12,0 \pm 6,4\%$ (VE) und $30,6 \pm 9,9\%$ (IPS). Für VE, BC und CS betrug dieser 10% bis 20%. Höhere Verschleißwerte waren bei den ZLS-Keramiken (CD, VS) und LA zu finden, wobei der höchste antagonistische Verschleiß ($> 30\%$) bei IPS beobachtet werden konnte. Die signifikanten Verschleißunterschiede zwischen den Materialien ($p < 0,001$) ergab die Varianzanalyse (ANOVA). Individuelle Verschleißergebnisse und detaillierte statistische Unterschiede sind in Tabelle 4 dargestellt.

Ma- terial	Proben			Antagonisten	Änderung d. Rauigkeit*	
	Volumen- verschleiß (x 10 ⁹ μm ³)	Mittlerer Verschleiß (μm)	Max. Verschleißtiefe (μm)	Verschleiß (%)	Ra (μm)	Rz (μm)
BC	0.64 ± 0.18	-164.0 ± 21.7	-317.1 ± 42.5	19.1 ± 2.5 ^{IPS}	2.7**	5.3
CS	0.46 ± 0.08 ^{LA}	-159.1 ± 19.4	-307.1 ± 45.0	19.2 ± 3.6 ^{IPS}	2.5**	2.7
LA	0.76 ± 0.21 ^{IPS,CS}	-176.3 ± 23.9 ^{IPS,CD}	-342.3 ± 44.8 ^{VS}	27.1 ± 5.1 ^{VE}	1.0	2.2
VE	0.57 ± 0.18	-153.4 ± 25.1	-295.9 ± 47.0	12.0 ± 6.4 ^{CD,IPS,LA,VS}	1.5	2.3
CD	0.54 ± 0.12	-136.3 ± 32.4 ^{LA}	-325.0 ± 58.6	24.4 ± 6.7 ^{VE}	0.3	-0.3
VS	0.50 ± 0.17	-137.0 ± 19.0	-245.8 ± 42.8 ^{LA}	23.6 ± 7.6 ^{VE}	0.2	-1.4
IPS	0.47 ± 0.13 ^{LA}	-132.2 ± 19.9 ^{LA}	-277.7 ± 46.3	30.6 ± 9.9 ^{CS,BC,VE}	1.6**	6.2

Tabelle 4: Proben- und Antagonistenverschleiß (Mittelwerte ± Standardabweichung), exponierte Materialien zeigen Signifikanzen ($p < 0.05$); *: Positive Werte indizieren eine Glättung, **: signifikante Glättung ($p < 0.05$).

Diskussion

Die erste Nullhypothese, dass sich die Materialien nach der Politur im Labside-Verfahren nicht in der Oberflächenrauigkeit (Ra, Rmax) unterscheiden, kann für vier der untersuchten Materialien bestätigt werden, jedoch nicht für zwei Keramiken (CD, IPS) und einen Kunststoff (BC). Die unterschiedlichen Ergebnisse zwischen den Kunststoffen können teilweise durch die individuelle Zusammensetzung der Materialien erklärt werden. Laut Herstellerangaben (Tab. 1) weist LA einen höheren Füllstoffgehalt und kleinere Füllstoffkörper auf, die zusammen mit dem ZrO₂-Füllstoffanteil (ca. 10 nm) zu einer geringeren maximalen Oberflächenrauigkeit beitragen können. Obwohl BC und CS eine vergleichbare Füllstoffmenge und -größe aufweisen, zeigten sie dennoch unterschiedliche Rauheitsergebnisse. REM-Aufnahmen (Abb. 3) skizzieren eine detaillierte Darstellung der Füllstoffsituation: Nanofüllstoffe und größere Füllstoff-Cluster (ca. 10 μm) für LA und abgerundete Nano- bzw. mittlere Füllstoffkörper (ca. 0,5 μm) für CS. Die Füllstoffe von LA und BC sind hingegen überwiegend eckig geformt. Die unterschiedlichen Ergebnisse für BC sind vermutlich auf eine ausgeglichene Mischung aus kleinen (ca. 20 nm) und mittleren Füllstoffen (ca. 1 μm) im Kunststoff zurückzuführen. Kleine Unterschiede in der Rauheit zwischen den Materialien unterstreichen die hohe Effizienz der Hochglanzpolitur, da die Materialien nach dem Fräsen noch individuelle Oberflächenrauigkeiten zeigten. Zumal sich diese Unterschiede trotz der Verwendung identischer Fräser ergaben, kann auf individuelle Materialeigenschaften [7, 20] oder Frässtrategien geschlossen werden. Unterschiede bei den keramischen Materialien können auf die individuellen kristallinen Phasen (Lithiumsilikat versus Lithiumdisilikat) oder auf variierende

ZrO₂-Partikelzusätze (~ 10w% für ZLS) zurückgeführt werden. REM-Aufnahmen (Abb. 4) zeigen einige Rillen und oberflächliche Defekte bei CD und VS nach der Vorpolitur. Diese Defekte können aufgrund der enthaltenen hochlöslichen Kristallen (z.B. Lithiumphosphat) auftreten, wenn letztere während des Fräs- bzw. Schleifprozesses verloren gehen. Die erzielten Ergebnisse unterstützen bereits veröffentlichte Erkenntnisse (Ra: 0,2-3,0 µm [21; 22], Rz: 0,89 µm [22], [9]). Wie erwartet, führte das Bearbeiten der Oberflächen mit dem Diamanten zu Rauheitswerten, die denen nach dem Fräsen ähneln. Die maximal gemessene Rauigkeit von 15,7 µm (BC) unterstreicht, dass eine anschließende Politur für eine optimale klinische Tauglichkeit der Materialien unerlässlich ist. Vor allem keramische Werkstoffe erfahren durch das Schleifen eine potentielle Festigkeitsreduktion von ca. 50% [23], während Kunststoffe weniger anfällig für Schleifdefekte sind.

Die zweite Hypothese der Studie, wonach die Rauigkeit nach der Politur im Chairside- und Labside-Verfahren vergleichbar ist, wurde für alle Materialien bestätigt. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der Rauheit, obwohl im Labside-Verfahren bereits vor der eigentlichen Politur geringe Rauheitswerte (Ra / Rmax) durch das Planieren der Proben mit dem Schleifpapier (R, Labside) erreicht wurden (Abb. 2). Als klinische Konsequenz können sich Zahnärzte auf die Politur des Labors verlassen und sich ihrerseits auf Areale konzentrieren, die Chairside im Rahmen des okklusalen und approximalen Einschleifens bearbeitet wurden. Sowohl unter Verwendung identischer als auch bei der Politur mit verschiedenen Poliersystemen (VITA-Poliersets) konnten nach dem Lab- und Chairside-Verfahren vergleichbare Ra-Werte beobachtet werden. Für die meisten Materialien (BC, CS, LA, CD, IPS) konnte nach dem letzten Polierschritt (Chairside) ein Schwellwert von 0,20 µm erreicht werden, der für eine übermäßige mikrobielle Adhäsion und Plaquebildung [11] ausschlaggebend ist. Darüber hinaus können Materialeigenschaften und die Festigkeit eines Werkstoffs auch von der Oberflächenrauigkeit und -topographie abhängen. Die Bruchzähigkeit wird beispielsweise durch die Tiefe eines Risses beeinflusst. Eine raue Oberfläche, insbesondere oberflächliche Risse, kann zu weiteren Rissbildungen oder -ausbreitungen führen. Das Polieren und Glätten der Oberfläche soll daher mit einer Erhöhung der Bruchzähigkeit und Festigkeit einhergehen. Die Politur keramischer Materialien scheint noch wirksamer zu sein als eine Glasur [9,10]. Während die Hochglanzpolitur zu einer generellen Verbesserung der Ra-Werte von 0,10-0,20 µm führte, wurde bei einigen Materialien gar eine Verringerung von Rmax um bis zu Werten von 10-15 µm beobachtet. REM-Aufnahmen verleihen der Hochglanzpolitur eine zusätzliche Gewichtung, da sie bei der Vorpolitur einige Oberflächendefekte durch herausgelöste Füllstoffe, Risse oder Rillen zeigen, welche nach dem letzten Polierschritt vollständig entfernt

wurden (Abb. 4 und 5). Diese Ergebnisse zeigen, dass eine adäquate Hochglanzpolitur unerlässlich ist, da es die Oberflächenrauigkeit und damit das Frakturrisiko der Restauration signifikant reduzieren kann. Vergleichbare Rauheitswerte führen jedoch nicht zwingend zu einer ähnlichen Bruchfestigkeit [24]. Obwohl Hersteller jeweils spezielle Poliersysteme empfehlen, können einzelne Polierer sowohl für Kunststoffe als auch für Keramiken effektiv eingesetzt werden [25, 26]. Leider sind keine detaillierten Informationen zu den einzelnen Poliersets verfügbar, wodurch eine Diskussion über etwaige Einflüsse von Faktoren wie deren Korngröße und Zusammensetzung entfällt.

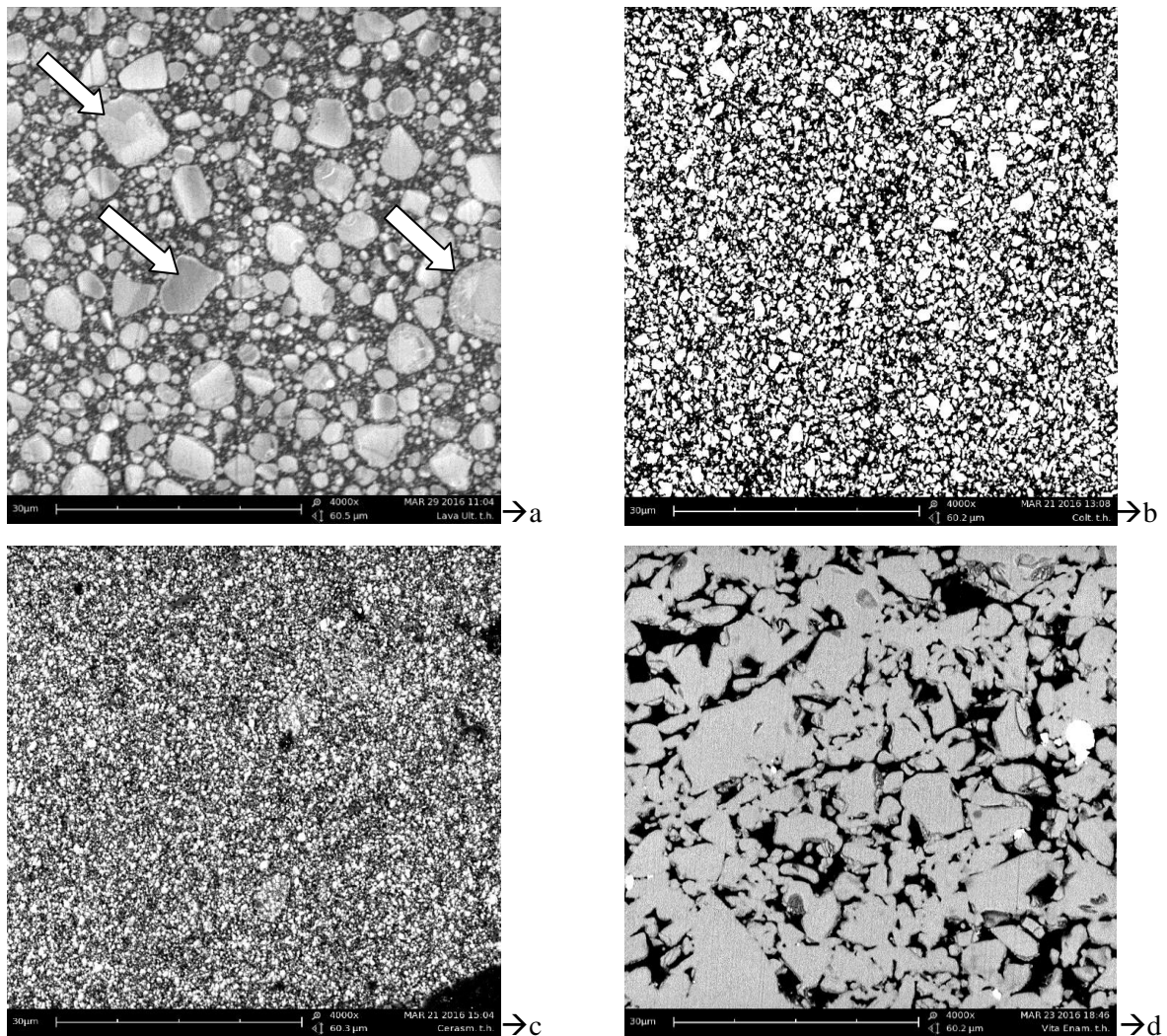


Abbildung 3: Kunststoffe und Hybridmaterial (Rasterelektronenmikroskop: $\times 4000$; Materialmodus). Füllkörper von LA (a), BC (b), und CS (c) und Struktur von VE (d). Weiße Pfeile zeigen ZrO_2/SiO_2 Clusters von LA (Labside Hochglanzpolitur).

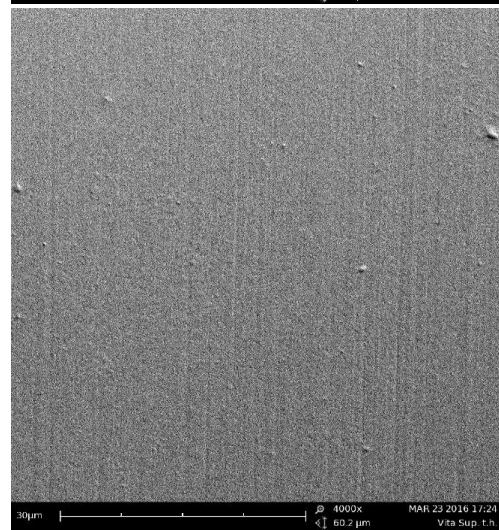
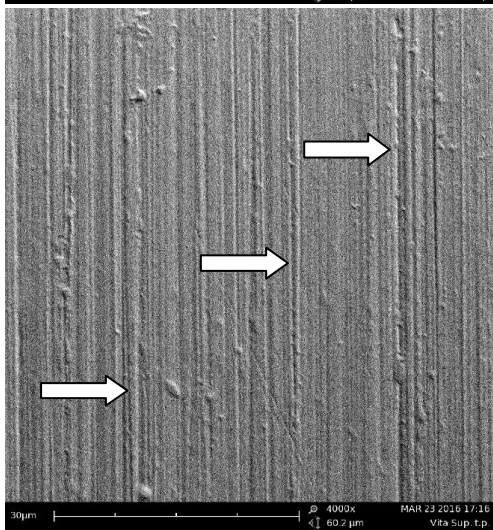
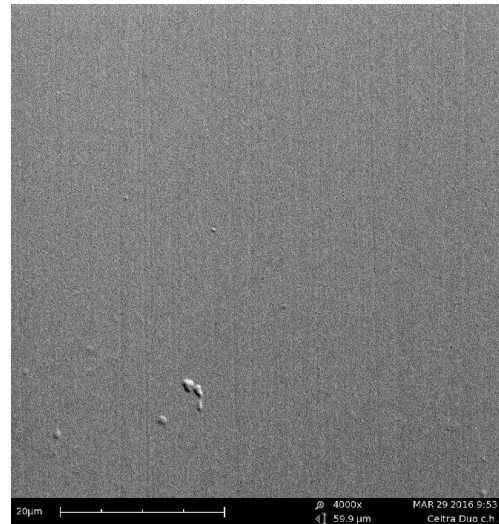
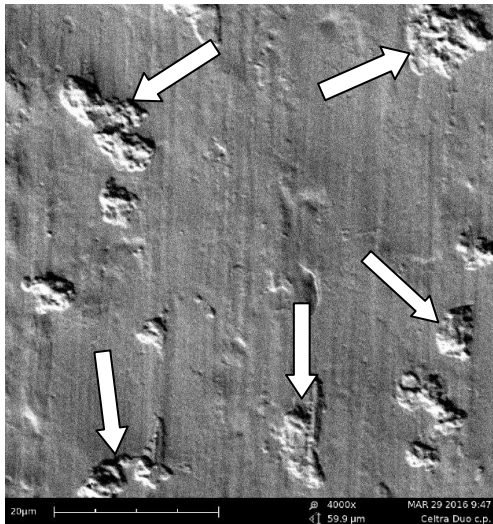


Abbildung 4: Oben Celtra Duo (Chairside) bzw. unten VITA Suprinity (Labside), (Rasterelektronenmikroskop: x4000; Topographiemodus). Pfeile zeigen große Krater bzw. tiefe Rillen nach der Vorpolitur (links) und keine Oberflächendefekte nach der Hochglanzpolitur (rechts).

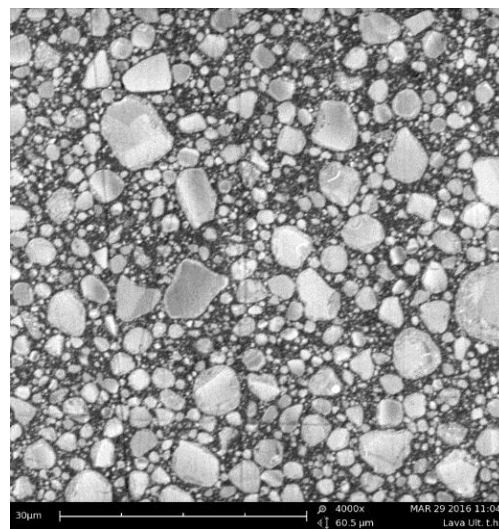
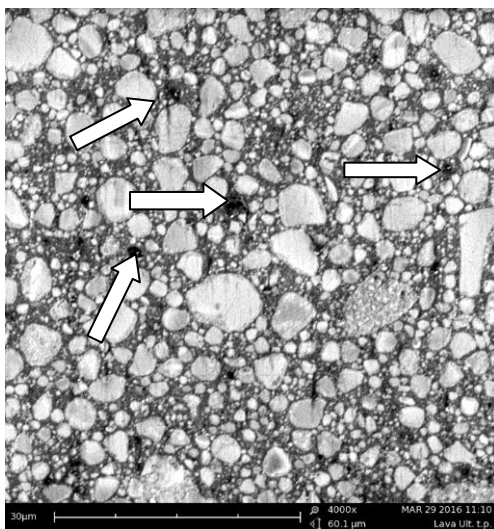


Abbildung 5: Lava Ultimate (Rasterelektronenmikroskop: x4000; Materialmodus). Pfeile zeigen herausgelöste Füllkörper nach der Vorpolitur (links). Keine Füllstoffverluste nach der Hochglanzpolitur (rechts) (Labside).

Um standardisierte Testbedingungen und eine homogene parallele Oberflächenbehandlung zu gewährleisten, wurde mit einer speziellen Vorrichtung poliert, bei der das Hand- bzw. Winkelstück mit einer vordefinierten Bewegung und einem konstanten Anpressdruck gesteuert wurde. Testdurchgänge wurden durchgeführt, um das Verfahren zu optimieren und es der klinischen Praxis entsprechend anzupassen (z.B. Polierdruck von 1,5 N).

Die dritte Hypothese konnte nicht bestätigt werden, da alle Keramiken einen geringeren mittleren Verschleiß aufwiesen als die verwendeten Kunststoffe. Ein Verschleißvolumen, welches niedriger als das von Keramiken war, wurde ausschließlich bei einem Kunststoff (CS) beobachtet. In Anlehnung an die oben erläuterten Politurergebnisse kann dies auf die unterschiedliche Füllstoffzusammensetzung zurückgeführt werden. Der mittlere Verschleiß der Antagonisten war bei den Keramiken höher, wobei ein Kunststoff (LA) einen ähnlich hohen Antagonistenverschleiß zu verzeichnen hat. Auch hier kann das Resultat von Größe und Form der LA-Füllstoffe abgeleitet werden (siehe oben). Der Verschleiß war stark materialabhängig, was zu einer unterschiedlichen Kategorisierung des mittleren (LA, BC, CS, VE, VS, CD, IPS) und antagonistischen (IPS, LA, CD, VS, CS, BC, VE) Verschleißes führte. Abweichungen in der maximalen Abnutzung (Verschleißtiefe), wie z.B. bei CD beobachtet, können durch freiliegende ZrO_2 -Partikel erklärt werden, die möglicherweise als zusätzliches Schleifmittel wirken und tiefe Schleifspuren in der Oberfläche erzeugen. Die maximale Verschleißtiefe dürfte daher nur für die Analyse von extremen Oberflächendefekten und potentiell erhöhtem Risiko einer reduzierten Festigkeit geeignet sein [23]. Die Verschleißdaten bestätigen jedoch bereits veröffentlichte Ergebnisse [27], in denen Keramiken einen geringeren mittleren Verschleiß aufweisen als Kunststoffe. Trotz unterschiedlicher Zusammensetzung wurden keine signifikanten Unterschiede im Verschleiß zwischen den verschiedenen Keramiken festgestellt [28]. Der Kunststoff LA zeigte einen ähnlichen Verschleiß wie die kunststoffinfiltrierte Keramik (VE) [27]. Tsujimoto et al. [17] fanden die gleiche Rangfolge der maximalen Verschleißtiefe für LA, CS und VE und bestätigen die hohe antagonistische Abnutzung bei LA. Lauvahutanon [29] untersuchte LA, CS und VE und zeigte für LA und CS einen ähnlichen mittleren Volumenverlust, den höchsten jedoch für VE. Kontroverse Ergebnisse veröffentlichten Lawson et al. [18], die für die Keramiken einen höheren Verschleiß beobachteten, als für einen Kunststoff (LA) und das Hybrid-Material (VE). So zeigte IPS den doppelten Verschleiß von LA und eine achtmal höhere Abnutzung als der Antagonist. Diese abweichenden Befunde verdeutlichen, dass der Verschleiß ein komplexes Phänomen ist, dessen Ergebnisse stark vom Testdesign und verschiedenen Parametern abhängen. Verschleißtests (z. B. Pin-on-Block, Pin-on-Disc, Drei-Körper-Verschleiß, Zahnbürstensimulation) mit variierenden Kräf-

ten, Gleitbewegungen und Umgebungsbedingungen (z.B. Wasser, Nahrungsmittelbolus) können zu unterschiedlichen Ergebnissen führen [15], die nur eine begrenzte oder keine klinische Korrelation besitzen [30]. Daher sollten Untersuchungen bevorzugt werden, die einer klinischen Situation simulativ am Nächsten kommt. Kaukräfte von 50 N (bis zu 150 N) mit einer Frequenz von 1,2-2,5 Hz können verwendet werden, um eine durchschnittliche Kaubelastung darzustellen [31]. Die Kombination von vertikalem Kraftstoß und nachfolgender lateraler Bewegung in einem Kauzyklus ist notwendig, um einen natürlichen Ermüdungsabrieb nachzustellen [30, 31]. Feuchte Bedingungen sollten subkritisches Risswachstum, strukturelle Veränderungen einer Keramik [32] oder oberflächliche Phasenübergänge [33] fördern und die Ausbreitung von Rissen (z.B. durch Verschleiß) unterstützen. Unterschiede im mittleren Verschleiß können durch die verschiedenen Materialeigenschaften wie Härte oder Elastizitätsmodul erklärt werden. Eine mögliche Wasseraufnahme in die Polymermatrix kann den Kunststoff erweichen [34] oder das Haftsilan [35] hydrolysieren, was zu einer geringeren Verschleißfestigkeit des Werkstoffs führt. Das kunststoffinfiltrierte Material [36] nimmt eine Position zwischen Keramiken und Kompositen ein und zeigte entsprechende Verschleißergebnisse [17]. Das unterschiedliche Verschleißverhalten unter den Kunststoffen kann auf die Art und Größe der eingebetteten Füllkörper zurückgeführt werden. Dementsprechend neigen Kunststoffe mit größeren Füllstoffen (z. B. LA) zu einem höheren Verschleiß [17, 37, 38]. Im Gegensatz dazu können Kunststoffe mit kleineren Füllstoffpartikeln (z. B. BC) stärker verdichtet werden, wodurch folglich weniger Polymermatrix dem direkten Verschleißprozess ausgesetzt wird [39-40]. Größere Füllkörper gehen unterdessen durch Lockerung leichter verloren, was zu einer Exposition der Matrix und letztlich zu einer Verringerung der Verschleißfestigkeit führt [17]. REM-Aufnahmen bekräftigen diese Annahme und zeigen eine Anzahl von großen ZrO_2/SiO_2 -Clustern bei LA bzw. kleinere und mittlere Füller in CS und BC (Abb. 3). Größere, kantigere und härtere ZrO_2/SiO_2 -Füllstoffe, wie sie in LA enthalten sind, verursachen vermutlich auch den nachgewiesenen höheren Antagonistenverschleiß.

Fazit und klinische Relevanz

Das Fräsen und Adjustieren einer Restauration macht eine adäquate Politur unerlässlich, um klinisch ausreichend glatte Oberflächen ($< 0,2 \mu m$) zu erreichen. Dabei darf nicht auf eine Hochglanzpolitur verzichtet werden. Keramiken zeigten einen insgesamt geringeren Verschleiß als Kunststoffe, jedoch auch einen höheren Antagonistenverschleiß.

Publikation

Mike Matzinger¹, Sebastian Hahnel¹, Verena Preis¹, Martin Rosentritt¹:

Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials.

Clinical Oral Investigations (2018), DOI: 10.1007/s00784-018-2473-3

Impact Factor 2016: 2.308²

5-Year Impact Factor: 2.454²

¹Department of Prosthetic Dentistry, Regensburg University Medical Center, Regensburg 93042, Germany.

²© Journal Citation Reports 2016, published by Thomson Reuters



Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials

Mike Matzinger¹ · Sebastian Hahnel¹ · Verena Preis¹ · Martin Rosentritt¹

Received: 2 August 2017 / Accepted: 25 April 2018
© Springer-Verlag GmbH Germany, part of Springer Nature 2018

Abstract

Objectives To investigate the surface roughness of CAD/CAM materials immediately after milling and after different chairside and labside polishing procedures. A two-body wear test was performed to compare the different wear characteristics of the materials and the corresponding antagonists.

Materials and methods Specimens ($n = 12$ per series) from different CAD/CAM materials (three composites: Lava Ultimate, Cerasmart, BRILLIANT Crios; one hybrid ceramic: VITA Enamic; three ceramics: Celtra Duo, VITA Suprinity, IPS Emax.CAD) were polished according to the manufacturer's instructions. The effect of different polishing procedures was investigated by comparing surface roughness (R_a , R_{max}) after labside polishing and after chairside polishing. Wear behavior (mean, volume, and maximum wear) of specimens and antagonists as well as changes in surface roughness were determined in a pin-on-block wear test. Statistical analysis was performed with a one-way analysis of variance (ANOVA)/Bonferroni multiple-comparison post hoc test and a multifactorial ANOVA/Tukey's significant difference post hoc test ($\alpha = 0.05$). SEM micrographs were used for the qualitative evaluation of surfaces and wear traces.

Results After chairside high-gloss polishing, ceramics and composites exhibited R_a values between 0.08 and 0.10 μm and between 0.11 and 0.13 μm , respectively. After labside high-gloss polishing, values varied between 0.02 and 0.09 μm for ceramics and between 0.06 and 0.16 μm for resin composites. No significant differences were found between labside and chairside pre- and high-gloss polishing. For the ceramics, lower mean wear depths (between -132.2 ± 19.9 and -137.0 ± 19.0 μm) were identified compared to the resin composites (which exhibited wear depths between -159.1 ± 19.4 and -176.3 ± 23.9 μm). For maximum wear depth and volume, a different ranking of the materials was found. Antagonistic wear varied between $12.0 \pm 6.4\%$ and $30.6 \pm 9.9\%$ and was higher for the ceramic materials and Lava Ultimate. For all materials, a smoothing between 0.20 and 2.70 μm (R_a) was identified after wear simulation.

Conclusions Chairside polishing is as effective as labside polishing, although surfaces were directly adjusted (roughened) only before the chairside polishing. Wear was lowest for ceramics, followed by the resin-infiltrated material and the resin composites. **Clinical relevance** Polishing after milling or adjustment is essential to guaranteeing optimal clinical performance. Chairside polishing after adjustment leads to comparably smooth surfaces as labside polishing after milling and grinding. Ceramics are expected to exhibit lower wear than resin composites under clinical conditions.

Keywords Polishing · Wear · CAD/CAM · Resin composite · Resin-based material · Ceramic · Zirconia-reinforced-ceramic · Lithium silicate · Lithium disilicate · Roughness · Damage · Defect

Introduction

The interest in computer-aided design/computer-assisted manufacturing (CAD/CAM) technologies has significantly

increased in recent years [1], and a large number of new CAD/CAM materials have been introduced to the market. These materials differ greatly in their composition and are available as resin-based composites (e.g., Lava Ultimate, Cerasmart, BRILLIANT Crios), resin-infiltrated ceramics (e.g., VITA Enamic), ceramics (feldspar, lithium disilicate), zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS; e.g., Celtra Duo, VITA Suprinity), or different types of zirconia [2]. In contrast to restorative composites, CAD/CAM composites are polymerized under high pressure and temperature, which improves their mechanical properties (flexural strength ~ 200 –

✉ Mike Matzinger
mike.matzinger@gmx.de

¹ Department of Prosthetic Dentistry, UKR University Hospital Regensburg, 93042 Regensburg, Germany

300 MPa) [3]. Resin composites may be preferable for high occlusal loads; because of their lower modulus of elasticity in comparison to ceramics, they may provoke less roughening and wear of enamel antagonists [4–6]. The flexural strengths of lithium disilicate (360 ± 60 MPa) and ZLS after glazing (370 MPa) are in a similar range, whereas polished ZLS ceramics feature higher translucency [7]. ZLS ceramics consist of a glass matrix with 10% dissolved zirconia.

To guarantee long-term clinical success [8], all materials should be sufficiently smoothed. Some ceramics are additionally glazed, but glazed surfaces might be rougher than polished surfaces [9, 10]. Smooth and polished surfaces support the esthetic appearance of dental restorations, minimize bacterial adhesion [11], minimize fatigue and chipping or fracture [12], and improve flexural strength [13]. Moreover, smooth surfaces undergo less wear [14, 15] and therefore extend the longevity of a restoration. However, the effects of surface manipulation (e.g., polishing, wear) are strongly dependent on applied parameters (e.g., pressure, temperature, type of drill) and properties of the material itself [16]. In this context, labside polishing (subsequent to milling or crystallization) and chairside polishing (subsequent to fitting and occlusal adjustment) might have different degrees of effectiveness. Therefore, manufacturers provide individual polishing kits with a varying number of application steps—and sometimes with different systems, handpieces, and application parameters for labside or chairside polishing procedures.

Thus, the aim of this laboratory study was to investigate the surface roughness of different CAD/CAM materials after milling and after different chairside and labside polishing procedures. A two-body wear test was performed to compare the wear performance of the materials and the resulting antagonistic wear. The null hypotheses of this *in vitro* study were as follows:

- i. The investigated CAD/CAM materials exhibit no differences in surface roughness after laboratory polishing procedures.
- ii. The surface roughness of the CAD/CAM materials after chairside adjustment and polishing does not differ from the surface roughness of these materials after milling and subsequent laboratory polishing.
- iii. CAD/CAM ceramics and CAD/CAM composites exhibit no differences in wear resistance and antagonistic wear.

Materials and methods

Specimens ($n = 12$ per series; length 15 mm, width 14 mm, thickness < 4 mm) from various CAD/CAM materials (three composites, one hybrid ceramic, three ceramics; see Table 1 for details) were fabricated, ground, and polished with silicon

carbide abrasive paper (600–1000 grid, Buehler, D, 300 rpm) to produce specimens with comparable baseline surface characteristics (R_a , 0.04–0.08 μm ; R_{max} , 0.64–1.40 μm ; see Fig. 2 for reference (R)). Materials were used according to the manufacturer's instructions: Celtra Duo was only polished, VITA Suprinity was crystallized (max 840 °C, 28 min) and subsequently polished, and IPS Emax.CAD was polished and subsequently crystallized (max 850 °C, 28 min).

To determine the *effect of polishing* (Fig. 1), surface roughness (R_a , R_{max}) was evaluated subsequent to two clinically relevant polishing procedures:

- 1) Labside: as milled (M), ground (R), prepolishing (LP), and high-gloss polishing (LG)
- 2) Chairside (after labside fabrication): diamond adjustment (D), prepolishing (CP), and high-gloss polishing (CG) (chairside after adjustment).

Polishing was performed with identical polishing kits but different handpieces (Table 1). A handpiece or contra-angle handpiece was fixed on a special device to guarantee controlled weight (150 g = 1.5 N) and reproducible conditions according to the manufacturers' instructions. Adjustment was performed using a diamond bur (27–76 μm , Meisinger, Neuss, G) under standardized conditions (permanent water cooling, 1.5 N, 160,000 rpm, 10 s). The polishing procedure included the progressive use of a two-step intraoral polishing kit (prepolishing (P) and high-gloss polishing (G)) with a defined procedure (1.5 N, 60 s; step 1, 10,000 rpm; step 2, 6,000 rpm; Table 1). Surface roughness (R_a , R_{max} ; $n = 10$) was determined using a profilometric surface contact measuring device (Perthometer SP6, Feinprüf Perthen; $LT = 1.7/0.25$, 0.1 mm/s, 2- μm diamond indenter). Ten measurements were performed per specimen.

For the *two-body wear test*, all specimens ($n = 8$ per series) were loaded in a pin-on-block design using a ceramic antagonist (CeramTec, D, $d = 3$ mm), which simulated an average antagonistic cusp. One loading cycle included a horizontal 1-mm impact and a subsequent lateral sliding movement (1 mm) under load. Cyclic loading of 50 N up to 150 N was applied for 120,000 loadings with a frequency of 2.5 Hz in a pneumatic loading device in distilled water. After the wear test, all worn areas were digitalized with a 3D laser-scanning microscope (KJ 3D, Keyence, J). Mean wear volume (μm^3) as well as mean and maximum wear depths (μm) were determined. Wear of the antagonists (%) was calculated as the ratio between the worn area and the projected spherical surface area of the antagonist. Differences in surface roughness (R_a , R_z) were calculated between an unworn reference surface and the bottom of the wear trace. SEM micrographs (Phenom, FEI Company, NL) were used to investigate surfaces and intersections (magnifications up to $\times 4000$). SPSS 23.0 for Windows

Table 1 Materials, composition, and polishing options (Bis-EMA, ethoxylated bisphenol A-glycol dimethacrylate; Bis-GMA, bisphenol A-glycidyl methacrylate; Bis-MEPP, 2,2-Bis(4-methacryloxyphenyl)propane; SiO₂, silicon dioxide; Li₂O, lithium oxide; Al₂O₃, alumina-oxide; ZrO₂, zirconia dioxide; TEGDMA, triethylene glycol dimethacrylate; UDMA, urethane dimethacrylate (n.a.: no information available; [17–19], manufacturers' information))

Materials		Preparation (labside/chairside) All polishers are made of silicone with integrated diamond particles of different sizes (n.a.)			
Material Manufacturer	Type	Weight-% composition	Prepolishing	High-gloss polishing	Device
BRILLIANT Cros (BC) Coltene, CH	Resin-based composite	70.7 inorganic filler (SiO ₂ < 20 µm, barium glass < 1 µm), methacrylate	Comprepol Plus (Coltene/Whatdent)	6000 rpm Composhine Plus (Coltene/Whatdent)	Water cooled contra-angel-handpiece (Lab-/chairside)
Ceramart (CS) GC, J		71 inorganic filler (Silica, barium glass < 500 nm), Bis-MEPP, UDMA, dimethacrylate	Compo Master Coarse (Shofu)	Compo Master (Shofu)	Water cooled contra-angel-handpiece (Labside/chairside)
Lava Ultimate (LA) 3 M ESPE, USA		80 inorganic filler (Nonaggregated: ZrO ₂ , 4–11 nm, SiO ₂ 20 nm, and aggregated ZrO ₂ / SiO ₂ clusters), Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	MEISINGER LUSTER® (3M ESPE)		Handpiece (Labside/chairside)
VITA Enamic (VE) VITA Zahnfabrik, D	Resin-infiltrated ceramics	86 feldspar ceramic enriched with 20–23 Al ₂ O ₃ , 58–63 SiO ₂ , other oxides, 14 UDMA, TEGDMA	Vita-Enamic Polishing Set Technical (labside)/ Clinical (chairside) (Vita Zahnfabrik)		Handpiece (labside)/water cooled contra-angel-Handpiece (chairside)
Celtra Duo (CD) Degudent, D	Zirconia-reinforced lithium silicate ZLS	SiO ₂ , 10 ZrO ₂ , Lithium-silicate	Twis Tec (DeguDent)		Handpiece (labside/Chairside)
VITA Suprinity (VS) VITA Zahnfabrik, D		56–64 SiO ₂ , 15–21 Li ₂ O, 8–12 ZrO ₂ , 1–8 other oxides	Vita-Suprinity-Polishing-Set Technical (labside)/ Clinical (chairside) (Vita Zahnfabrik)		Handpiece (labside)/water cooled contra-angel-Handpiece (chairside)
IPS EmaxCAD (IPS) Vivadent Ivoclar, FL	Lithium disilicate glass ceramic	57–80 SiO ₂ , 11–19 Li ₂ O, other oxides	Optrafine (voclar Vivadent)		Water cooled contra-angel-handpiece (labside/Chairside)

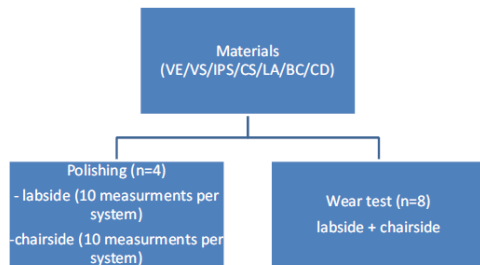


Fig. 1 Study design

(SPSS Inc., IL, USA) was used for calculations, control of the normal distribution (Kolmogorov-Smirnov test), and statistical analysis (one-way ANOVA/Bonferroni post hoc test and multifactorial ANOVA/Tukey's significant difference post hoc test, $\alpha = 0.05$).

Results

Surface roughness

Immediately after milling, the materials showed significantly ($p \leq 0.003$) different R_a values ranging between $1.07 \pm 0.20 \mu\text{m}$ (LA) and $1.94 \pm 0.19 \mu\text{m}$ (CD). In most cases, chairside adjustment with a diamond caused higher surface roughness (R_a , R_{max}) in comparison to the milling status. Significant ($p \leq 0.006$) R_a differences were identified for BC, LA, VE, and IPS. Significantly higher surface roughness (R_a , R_{max}) was found after milling only for IPS. For all materials, prepolishing significantly ($p < 0.001$) reduced R_a and R_{max} in comparison to the milled state or diamond treatment. After prepolishing, R_a values varied between $0.08 \pm 0.01 \mu\text{m}$ (LA, labside) and $0.35 \pm 0.05 \mu\text{m}$ (CD, chairside). Surface roughness (R_a , R_{max}) after prepolishing was similar to roughness after polishing immediately after milling and grinding or immediately after diamond adjustment. Labside high-gloss polishing reduced R_a only in tendency. CD was the significantly ($p < 0.001$) smoothest material after labside high-gloss polishing, with R_a values of $0.02 \pm 0.02 \mu\text{m}$. BC exhibited the significantly ($p < 0.001$) highest R_a values after labside high-gloss polishing. After chairside polishing, all materials were smoothed from pre- to high-gloss polishing, but the effect was significant only for CD (R_a ; $p = 0.015$). For the ceramic reference (R, Fig. 2), significantly lower roughness (R_a , R_{max}) was identified than for the composite reference ($p < 0.034$; Tables 2 and 3). Multivariate analysis found significant influences ($n_p^2 = 1.000$; $p < 0.001$) for the individual parameters (R_a , R_{max} , treatment, material) and their combinations.

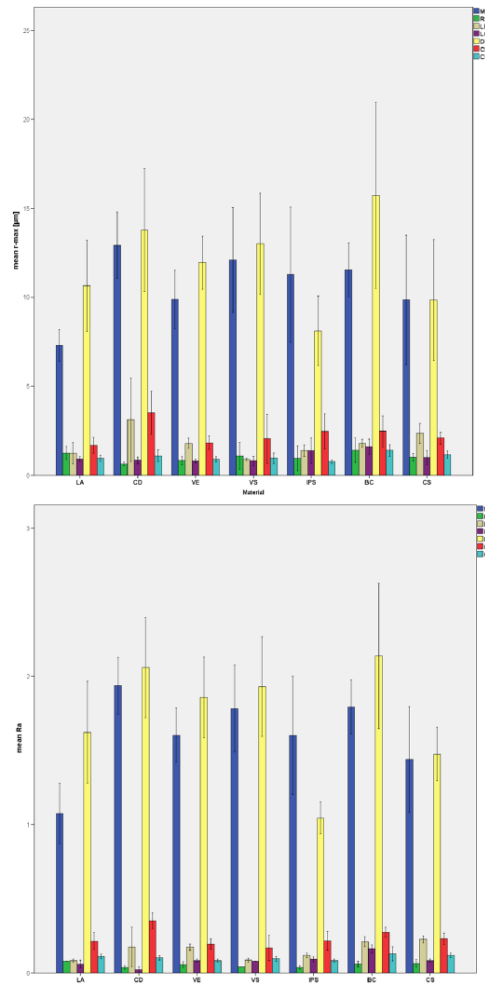


Fig. 2 Mean R_{max} and mean R_a of the materials after different polishing procedures (labside: as milled (M), ground (R), prepolishing (LP), and high-gloss polishing (LG); chairside: diamond adjustment (D), prepolishing (CP), and high-gloss polishing (CG))

Wear

Lowest mean wear depth ($-132.2 \pm 19.9 \mu\text{m}$) was found for IPS, followed by the two ZLS ceramics (CD, $-136.3 \pm 32.4 \mu\text{m}$; VS, $-137.0 \pm 19.0 \mu\text{m}$). The resin-infiltrated ceramic VE showed a mean wear depth of $-153.4 \pm 25.1 \mu\text{m}$, followed by all resin composites, with mean wear depths ranging between $-159.1 \pm 19.4 \mu\text{m}$ (CS) and $-176.3 \pm 23.9 \mu\text{m}$ (LA). One-way ANOVA identified significant differences in

Table 2 Postpolishing *p* values (*R_a*, *R_{rmax}* (in italics)) indicate significant differences (*p* < 0.05) between the materials (M as milled, R ground (reference), LP labside prepolishing, LG labside high-gloss polishing, D diamond adjustment, CP chairside prepolishing, CG chairside high-gloss polishing)

Polishing steps	Materials	LA	CD	VE	VS	IPS	BC	CS
M	LA		0.000	0.001	0.000	0.001	0.000	0.081
	CD	<i>0.000</i>		0.165	1.000	0.162	1.000	0.003
	VE	<i>0.570</i>	<i>0.206</i>		1.000	1.000	1.000	1.000
	VS	<i>0.002</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		1.000	1.000	0.135
	IPS	<i>0.019</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		1.000	1.000
	BC	<i>0.009</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		0.105
	CS	<i>0.602</i>	<i>0.194</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	
R	LA		0.000	0.034	0.000	0.000	0.166	0.480
	CD	<i>0.184</i>		0.166	1.000	1.000	0.034	0.009
	VE	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		0.668	0.166	1.000	1.000
	VS	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		0.166	0.166	0.052
	IPS	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		0.034	0.009
	BC	<i>1.000</i>	<i>0.028</i>	<i>0.286</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		1.000
	CS	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	
LP	LA		0.007	0.007	1.000	1.000	0.000	0.000
	CD	<i>0.001</i>		1.000	0.011	0.480	1.000	0.716
	VE	<i>1.000</i>	<i>0.066</i>		0.011	0.480	1.000	0.716
	VS	<i>1.000</i>	<i>0.000</i>	<i>0.803</i>		1.000	0.000	0.000
	IPS	<i>1.000</i>	<i>0.003</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		0.006	0.001
	BC	<i>1.000</i>	<i>0.070</i>	<i>1.000</i>	<i>0.773</i>	<i>1.000</i>		1.000
	CS	<i>0.251</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>0.022</i>	<i>0.558</i>	<i>1.000</i>	
LG	LA		0.000	0.086	0.236	0.003	0.000	0.086
	CD	<i>1.000</i>		0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	VE	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		1.000	1.000	0.000	1.000
	VS	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		1.000	0.000	1.000
	IPS	<i>0.131</i>	<i>0.039</i>	<i>0.018</i>	<i>0.021</i>		0.000	1.000
	BC	<i>0.002</i>	<i>0.000</i>	<i>0.000</i>	<i>0.000</i>	<i>1.000</i>		0.000
	CS	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>0.531</i>	<i>0.010</i>	
D	LA		0.064	1.000	0.696	0.003	0.012	1.000
	CD	<i>0.680</i>		1.000	1.000	0.000	1.000	0.002
	VE	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		1.000	0.000	1.000	0.190
	VS	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		0.000	1.000	0.044
	IPS	<i>1.000</i>	<i>0.004</i>	<i>0.195</i>	<i>0.023</i>		0.000	0.073
	BC	<i>0.015</i>	<i>1.000</i>	<i>0.217</i>	<i>1.000</i>	<i>0.000</i>		0.000
	CS	<i>1.000</i>	<i>0.166</i>	<i>1.000</i>	<i>0.651</i>	<i>1.000</i>	<i>0.002</i>	
CP	LA		0.000	1.000	1.000	1.000	0.405	1.000
	CD	<i>0.000</i>		0.000	0.000	0.000	0.049	0.000
	VE	<i>1.000</i>	<i>0.002</i>		1.000	1.000	0.043	1.000
	VS	<i>1.000</i>	<i>0.010</i>	<i>1.000</i>		1.000	0.001	0.297
	IPS	<i>1.000</i>	<i>0.215</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		0.547	1.000
	BC	<i>1.000</i>	<i>0.224</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		1.000
	CS	<i>1.000</i>	<i>0.014</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	
CG	LA		1.000	0.129	1.000	0.129	1.000	1.000
	CD	<i>1.000</i>		1.000	1.000	1.000	0.129	1.000
	VE	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		1.000	1.000	0.000	0.016
	VS	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		1.000	0.022	0.484
	IPS	<i>1.000</i>	<i>0.072</i>	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>		0.000	0.016
	BC	<i>0.002</i>	<i>0.119</i>	<i>0.000</i>	<i>0.003</i>	<i>0.000</i>		1.000
	CS	<i>1.000</i>	<i>1.000</i>	<i>0.361</i>	<i>1.000</i>	<i>0.011</i>	<i>0.583</i>	

Table 3 Postpolishing p values (R_a , R_{max} (in italics)) indicate significant differences ($p < 0.05$) between the polishing steps (M as milled, R ground (reference), LP labside prepolishing, LG labside high-gloss polishing, D diamond adjustment, CP chairside prepolishing, CG chairside high-gloss polishing)

Materials	Polishing steps	M	R	LP	LG	D	CP	CG
LA	M		0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	R	0.000		1.000	1.000	0.000	1.000	1.000
	LP	0.000	1.000		1.000	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	1.000		0.000	0.572	1.000
	D	0.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000	1.000	
CD	M		0.000	0.000	0.000	1	0.000	0.000
	R	0.000		1.000	1.000	0.000	0.001	1.000
	LP	0.000	0.065		0.666	0.000	0.296	1.000
	LG	0.000	1.000	0.134		0.000	0.000	1.000
	D	1.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	0.014	1.000	0.031	0.000		0.015
	CG	0.000	1.000	0.308	1.000	0.000	0.077	
VE	M		0.000	0.000	0.000	0.001	0.000	0.000
	R	0.000		0.821	1.000	0.000	0.346	1.000
	LP	0.000	0.306		1.000	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	0.257		0.000	1.000	1.000
	D	0.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	0.240	1.000	0.201	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	0.480	1.000	0.000	0.381	
VS	M		0.000	0.000	0.000	1.000	0.000	0.000
	R	0.000		1.000	1.000	0.000	1.000	1.000
	LP	0.000	1.000		1.000	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	1.000		0.000	1.000	1.000
	D	1.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000	1.000	
IPS	M		0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	R	0.000		1.000	1.000	0.000	0.274	1.000
	LP	0.000	1.000		1.000	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	1.000		0.000	1.000	1.000
	D	0.002	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000	0.626	
BC	M		0.000	0.000	0.000	0.006	0.000	0.000
	R	0.000		1.000	1.000	0.000	0.423	1.000
	LP	0.000	1.000		1.000	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	1.000		0.000	1.000	1.000
	D	0.001	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000	1.000	
CS	M		0.000	0.000	0.000	1.000	0.000	0.000
	R	0.000		0.427	1.000	0.000	0.369	1.000
	LP	0.000	1.000		0.857	0.000	1.000	1.000
	LG	0.000	1.000	1.000		0.000	0.749	1.000
	D	1.000	0.000	0.000	0.000		0.000	0.000
	CP	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000		1.000
	CG	0.000	1.000	1.000	1.000	0.000	1.000	

wear depths between the materials ($p < 0.050$). The lowest maximum wear depth was found for VS ($-245.8 \pm 42.8 \mu\text{m}$), followed by IPS ($-277.7 \pm 46.3 \mu\text{m}$) and VE ($-295.9 \pm 47.0 \mu\text{m}$). CD and all resin composites exhibited maximum wear depths between $307.1 \pm 45.0 \mu\text{m}$ (CS) and $342.3 \pm 44.8 \mu\text{m}$ (LA). One-way ANOVA revealed significant differences between the materials ($p = 0.016$). At $0.47 \pm 0.13 \times 10^9 \mu\text{m}^3$, IPS exhibited comparable or lower wear volume in comparison to all other materials. CS ($0.46 \pm 0.08 \times 10^9 \mu\text{m}^3$) exhibited lower wear volume than VS ($0.50 \pm 0.17 \times 10^9 \mu\text{m}^3$), CD ($0.54 \pm 0.12 \times 10^9 \mu\text{m}^3$), and the other materials ($> 0.57 \pm 0.18 \times 10^9 \mu\text{m}^3$). For LA, the significantly highest mean wear depth ($p < 0.042$), maximum wear depth ($p = 0.016$), and wear volume ($p < 0.016$) were found.

After the wear test, IPS, CS, and BC exhibited a significant ($p < 0.018$) decrease in roughness in comparison to the unworn surface with R_a changes between $0.2 \mu\text{m}$ (VS) and $2.7 \mu\text{m}$ (BC). Only for CD, LA, VS, and VE, no significant ($p > 0.074$) smoothing was observed. R_z changes were between $-1.4 \mu\text{m}$ (VS) and $6.2 \mu\text{m}$ (IPS), but the differences were not statistically significant ($p > 0.306$). Both ZLS ceramics showed roughening after wear.

Wear of the antagonists varied between $12.0 \pm 6.4\%$ (VE) and $30.6 \pm 9.9\%$ (IPS). For VE, BC, and CS, values varied between 10 and 20%. Higher wear was found for both ZLS ceramics (CD, VS) and LA. The highest antagonistic wear ($> 30\%$) was observed for IPS. ANOVA comparison revealed significant wear differences between the materials ($p < 0.001$). Individual wear results and detailed statistical differences are displayed in Table 4.

Discussion

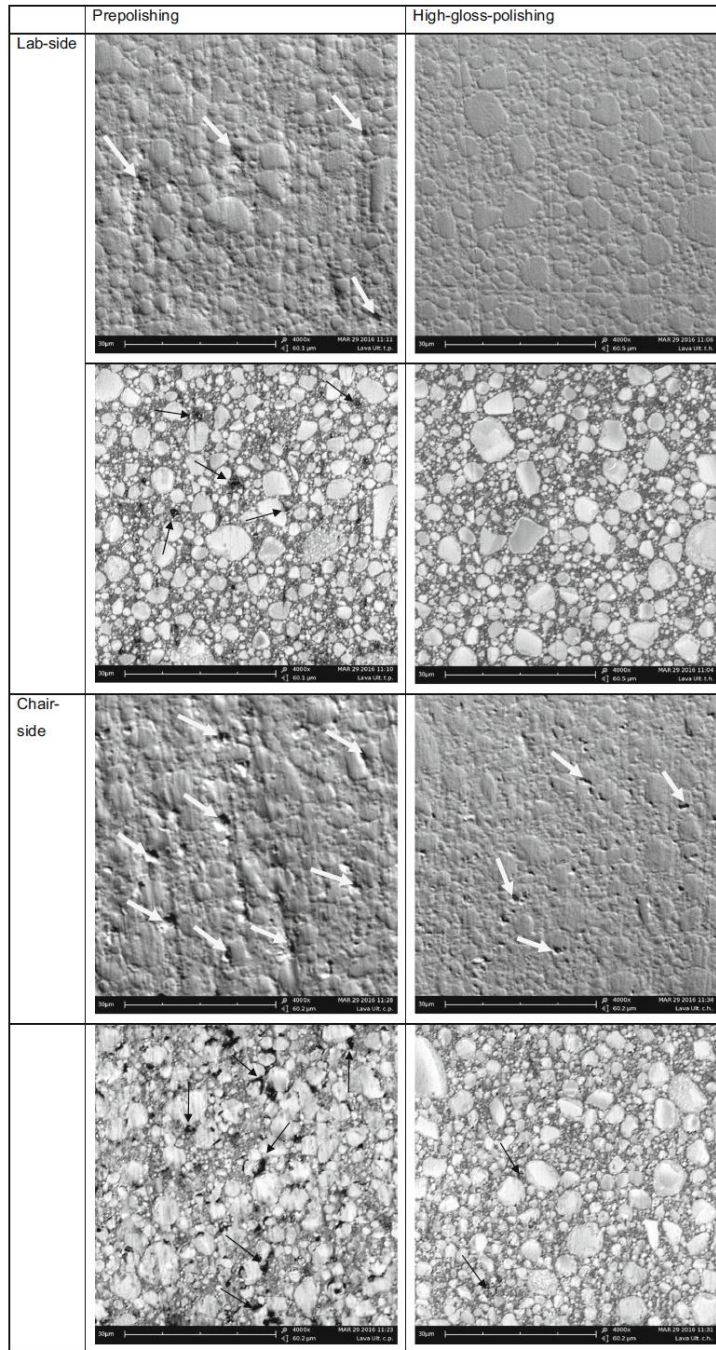
The first null hypothesis, which suggests that materials do not differ in surface roughness (R_a , R_{max}) after labside polishing,

can be confirmed for four of the investigated materials, but not for two ceramics (CD, IPS) and one resin composite (BC). The different results between the resin composites may be partly explained by the composition of the materials. The manufacturer's information (Table 1) showed that LA has higher filler content and smaller fillers, which together with a proportion of hard ZrO_2 fillers (approx. 10 nm) may contribute to lower maximum surface roughness. However, although BC and CS have a comparable filler quantity and size, they exhibited different roughness results. SEM images (Fig. 6) illustrate a different picture of the filling situation: nanofillers and larger filler clusters (approx. 10 μm) for LA and, in contrast, rounded nano and medium fillers (approx. 0.5 μm) for CS. The fillers of LA and BC also exhibited an angular shape. The different results for BC can probably be attributed to a balanced mixture of small (approx. 20 nm) and medium fillers (approx. 1 μm) in the resin composite. Small differences in roughness between the materials underlined the high efficiency of high-gloss labside polishing, although the materials exhibited individual surface roughness after milling. Although identical burs were used for milling, differences in surface roughness after milling may depend on individual material properties [7, 20] or milling strategies. Differences for the ceramic materials may be attributed to the type and size of the crystalline phase (lithium silicate vs. lithium disilicate) or to additional ZrO_2 particles (~ 10 w% for ZLS). SEM pictures (Figs. 4 and 5) show a different morphology between CD (polished) and VS (crystallized) and some grooves and superficial defects for CD after prepolishing. These pores may occur due to the presence of highly soluble crystals (e.g., lithium phosphate), which are removed during milling or adjustment. The actual results lie in a range comparable to previously published data (R_a , 0.2–3.0 μm [21, 22]; R_z , 0.89 μm [22]) and confirm these values [9, 21, 22]. As expected, chairside diamond adjustment resulted in surface roughness data comparable to the postmilling situation. The maximum measured

Table 4 Wear (vol wear, mean wear, max. wear) and antagonist wear (mean \pm standard deviation (SD)), superscript materials indicate significant differences ($p < 0.05$); *positive values indicate smoothing, **significant smoothing ($p < 0.05$)

Material	Specimen	Antagonist			Roughness differences (unworn references surface—worn surface)*		
		Volume wear ($\times 10^9 \mu\text{m}^3$)	Mean wear/vertical substance loss (μm)	Maximum wear depth (μm)	Wear (%)	R_a (μm)	R_z (μm)
BC		0.64 ± 0.18	-164.0 ± 21.7	-317.1 ± 42.5	$19.1 \pm 2.5^{\text{IPS}}$	2.7**	5.3
CS		$0.46 \pm 0.08^{\text{LA}}$	-159.1 ± 19.4	-307.1 ± 45.0	$19.2 \pm 3.6^{\text{IPS}}$	2.5**	2.7
LA		$0.76 \pm 0.21^{\text{IPS,CS}}$	$-176.3 \pm 23.9^{\text{IPS,CD}}$	$-342.3 \pm 44.8^{\text{VS}}$	$27.1 \pm 5.1^{\text{VE}}$	1.0	2.2
VE		0.57 ± 0.18	-153.4 ± 25.1	-295.9 ± 47.0	$12.0 \pm 6.4^{\text{CD,IPS,LA,VS}}$	1.5	2.3
CD		0.54 ± 0.12	$-136.3 \pm 32.4^{\text{LA}}$	-325.0 ± 58.6	$24.4 \pm 6.7^{\text{VE}}$	0.3	-0.3
VS		0.50 ± 0.17	-137.0 ± 19.0	$-245.8 \pm 42.8^{\text{LA}}$	$23.6 \pm 7.6^{\text{VE}}$	0.2	-1.4
IPS		$0.47 \pm 0.13^{\text{LA}}$	$-132.2 \pm 19.9^{\text{LA}}$	-277.7 ± 46.3	$30.6 \pm 9.9^{\text{CS,BC,VE}}$	1.6**	6.2

Fig. 3 Lava Ultimate (scanning electron pictures $\times 4000$; top: topography mode; bottom: material mode). Arrows indicate detached fillers after prepolishing or no detached fillers (lab-side) and less detached fillers (chair-side) after high-gloss polishing



roughness of 15.7 μm (BC) underlines that polishing is essential to achieving optimal clinical performance of the materials. Ceramic materials in particular have a potential strength reduction of approximately 50% during grinding [23], whereas resin-based systems seem to be less susceptible to grinding effects.

The second study hypothesis, which states that roughness after chairside adjustment and subsequent polishing is comparable to that after laboratory polishing, was confirmed for all materials. No significant differences in roughness were found after labside and chairside polishing, although low roughness values (R_a/R_{max}) have already been achieved by the grinding process (R_a , labside) prior to the pre- and high-gloss polishing (Fig. 2). As a clinical consequence, dentists can rely on labside polishing and concentrate on polishing areas that have been adjusted during the try-in of the restoration. R_a values were comparable with identical polishing systems using labside or chairside procedures, but comparable R_a values were also observed with different polishing systems (VITA polishing kits). A 0.20- μm threshold value, which is decisive for excessive microbial adhesion and plaque formation [11], can be reached for most materials (BC, CS, LA, CD, IPS) after the last

polishing step (chairside). In addition, material properties and strength also depend on surface roughness and topography. Fracture toughness is influenced, for example, by the depth of a crack. A rough surface, especially superficial cracks, can lead to cracking or further crack propagation. Surface polishing and smoothing should therefore be accompanied by an increase in fracture toughness and strength. Polishing ceramic materials seems to be even more effective than glazing [9, 10]. High-gloss polishing resulted in an improvement of R_a in the range of 0.10–0.20 μm , but for some materials, a reduction of R_{max} up to 10–15 μm was observed. SEM micrographs show flaws, cracks, dissolved fillers, or grooves after prepolishing, which were completely removed after the final polishing step (Figs. 3, 4, 5, and 6). These results show that high-gloss polishing is indispensable, because it can significantly reduce the surface roughness and thus the risk of fractures of the restoration. However, similar roughness values do not necessarily result in similar fracture strength [24]. Although manufacturers recommend special polishing systems, individual polishing sets can be used effectively for both resin composites and ceramics [25, 26]. Unfortunately, no detailed information is available on various polishing sets,

Fig. 4 Celtra Duo (scanning electron pictures $\times 4000$; top: topography mode; bottom: material mode). White arrows indicate deep grooves and superficial defects after prepolishing and no superficial defects after high-gloss polishing (chairside)

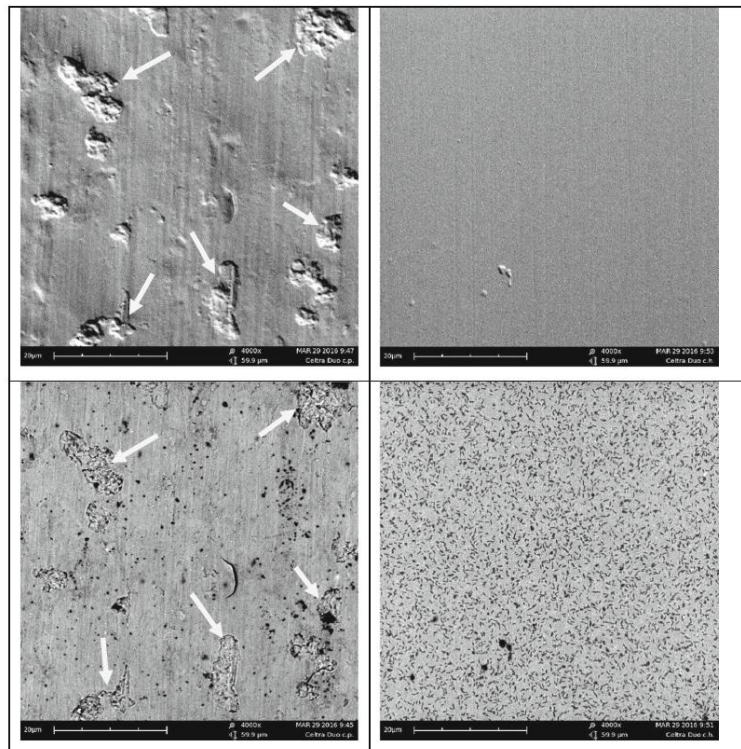
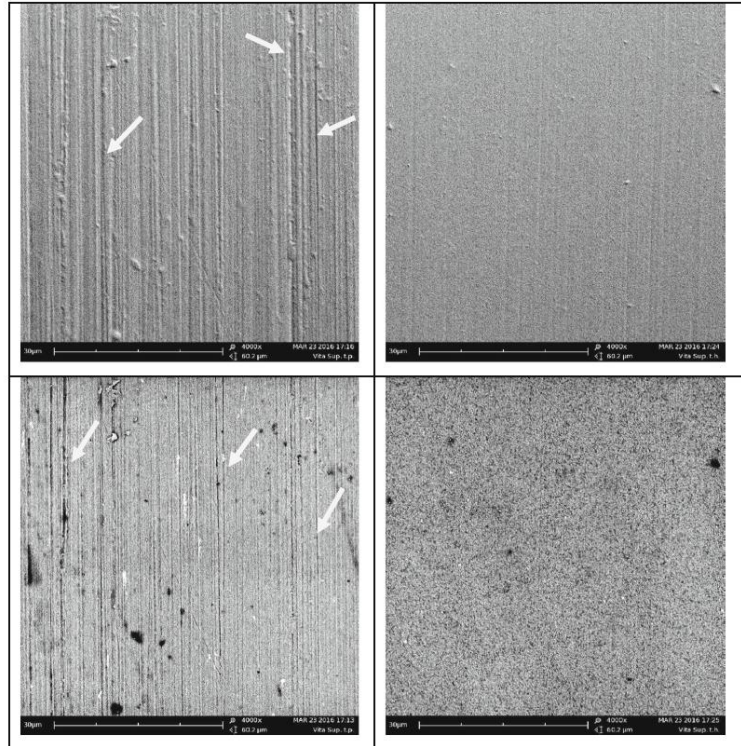


Fig. 5 VITA Suprinity (scanning electron pictures $\times 4000$; top: topography mode; bottom: material mode). White arrows indicate deep grooves after prepolishing and no superficial defects after high-gloss polishing (labside high-gloss polishing)



eliminating a discussion about the influence of factors such as grain size and composition on polishing.

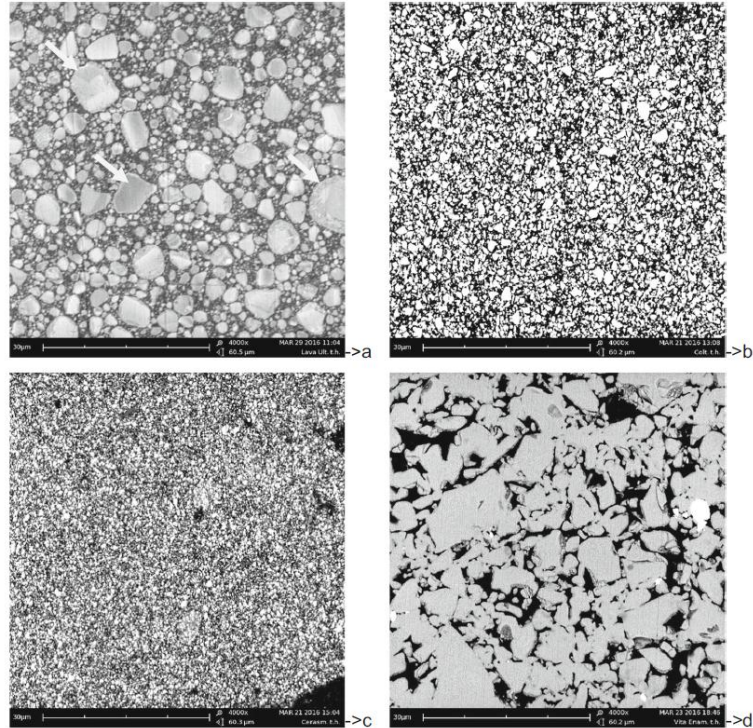
To ensure standardized test conditions and a homogeneous parallel surface treatment, polishing was performed with a special device in which the handpiece was moved with a defined traverse path and contact pressure. Preliminary tests (e.g., polishing contact pressure of 1.5 N) were carried out to optimize the process and adapt it to clinical conditions.

The third hypothesis could not be confirmed, because all ceramics exhibited lower mean wear than resin composites. Wear volume lower than that of ceramics was identified only for one resin composite (CS). This confirms the presented polishing results and can be attributed to the different filler composition. Mean wear of the antagonists was higher for ceramics, but one resin composite (LA) exhibited antagonistic wear, which was in the range of the ceramics. These results can again be attributed to the size and shape of LA fillers (see polishing). Mean wear and antagonistic wear were strongly material dependent, resulting in a different ranking of mean wear (LA, BC, CS, VE, VS, CD, IPS) and antagonistic wear (IPS, LA, CD, VS, CS, BC, VE). Differences in maximum

wear, as observed for CD, may be due to exposed ZrO_2 particles, which served as an abrasive and produced deep surface grinding tracks. Maximum wear depth may therefore be appropriate only for the analysis of extreme surface defects and a potential risk of reduced strength [23]. However, the wear data confirm already published results [27], in which ceramics exhibit less mean wear than resin composites. Despite different compositions, no significant differences in wear were found between the different ceramics [28]. One resin composite (LA) exhibited wear similar to that of the resin-infiltrated ceramic (VE) [27]. Tsujimoto et al. [17] found a similar maximum wear ranking for LA, CS, and VE and confirmed the high antagonistic wear for LA. Lauvahutanon [29] investigated LA, CS, and VE and showed similar mean volume wear for LA and CS, but the highest wear for VE. Controversial results were published by Lawson et al. [18], who identified the highest wear for ceramics in comparison to a resin composite (LA) and a hybrid material (VE). These data indicate that IPS exhibits twice the wear of LA and an eightfold higher wear than the antagonist.

Different findings confirm that wear is a complex phenomenon, with results depending strongly on test design and

Fig. 6 Resin composites and hybrid material (scanning electron pictures $\times 4000$; material mode). Filler of LA (a), BC (b), and CS (c) and structure of VE (d). White arrows indicate ZrO_2/SiO_2 clusters of LA (labside high-gloss-polishing)



parameters. Wear tests (e.g., pin-on-block, pin-on-disc, three-body wear, toothbrush simulation) with different forces, sliding, and environmental conditions (e.g., water, food bolus) can lead to different results [15] with limited or no clinical correlation [30]. Therefore, test conditions simulating the clinical situation should be preferred. Chewing forces of 50 N (up to 150 N) applied with a frequency of 1.2–2.5 Hz can be used to represent an average mastication load [31]. The combination of a vertical force impact and subsequent lateral movement in one masticatory cycle is necessary for simulating abrasive and fatigue wear [30, 31]. Moist conditions should promote subcritical crack growth, structural changes of a ceramic [32], or superficial phase transitions [33] and should support the propagations of cracks (e.g., due to wear).

Differences in mean wear might be explained by different material properties, such as hardness or modulus of elasticity. Water uptake into the polymer matrix might soften the resin composite [34] or hydrolyze the silane agent [35], resulting in the lower wear resistance of the resin composites. The resin-infiltrated material [36] represented an intermediate position between ceramics and resin composites, exhibiting wear results corresponding to those of ceramics and resin composites [17]. Different wear performance among the resin composites

might be explained by the type and size of the embedded fillers. For example, resin composites with larger fillers (e.g., LA) should exhibit higher wear [17, 37, 38]. In contrast, resin composites with smaller filler particles (e.g., BC) can be compacted more strongly, and consequently less polymer matrix is exposed to the direct wear process [39, 40]. Bigger fillers might be exposed more easily and can also be lost, resulting in exposure of the matrix and ultimately a reduction in wear resistance [17]. SEM micrographs confirm these suggestions, showing a number of large ZrO_2/SiO_2 clusters for LA rather than small and medium-sized fillers for CS and BC (Fig. 6). Larger, more angular, and harder ZrO_2/SiO_2 fillers, as shown in the SEM images for LA, are probably also responsible for the antagonist's higher abrasion.

Conclusion

Roughness (R_a and R_{max}) data after chairside and labside polishing procedures were comparable, although surfaces were directly adjusted (roughened) only before chairside polishing. Ceramics exhibited lower mean wear than resin composites, but ceramics displayed higher antagonistic wear.

The resin-infiltrated material provided an intermediate position between ceramics and resin composites, with corresponding wear results.

Clinical relevance

Adjustment and prepolishing provided insufficient surface roughness. A final high-gloss polishing after milling or adjustment is essential to guaranteeing smooth surfaces (<0.2 µm) featuring optimal clinical performance. Chairside polishing is as effective as labside polishing. Ceramics are expected to exhibit lower wear than resin composites under clinical conditions.

Compliance with ethical standards

Conflict of interest All authors declare that they have no conflict of interest.

Ethical approval This article does not contain any studies with human participants or animals performed by any of the authors.

Informed consent For this type of study, formal consent is not required.

References

1. Rekow ED (2006) Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc* 137:5–6
2. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 98:389–404
3. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M (2012) Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater* 28:529–534
4. Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R (2001) Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 4:171–184
5. Sripetchdanond J, Leevailoj C (2014) Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 112:1141–1150
6. Ghazal M, Hedderich J, Kern M (2008) Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. *Eur J Oral Sci* 116:585–592
7. Belli R, Wendler M, Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, Lohbauer U (2017) Chairside CAD/CAM materials. Part 1: measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* 33:84–98
8. Fasbinder DJ (2006) Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 137:22–31
9. Fasbinder DJ, Neiva GF (2016) Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *J Esthet Restor Dent* 28:56–66
10. Oliveira-Junior OB, Buso L, Fujij FH et al (2013) Influence of polishing procedures on surface roughness of dental ceramics made by different techniques. *Gen Dent* 61:4–8
11. Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M (1997) Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* 13:258–269
12. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N (2007) Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res* 18:218–231
13. de Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL (2000) The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater* 16:381–388
14. Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M (2012) Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater* 10:13–22
15. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V (2008) Wear of ceramic and antagonist—a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 24:433–449
16. Jefferies SR (2007) Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin N Am* 51:380–381
17. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M (2017) Influence of thermal cycling on flexural properties and simulated wear of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin composites. *Oper Dent* 42:101–110
18. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO (2016) Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater* 32:275–283
19. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V (2016) In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clin Oral Invest* 4:1213–1219
20. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, Danzer R, Lohbauer U (2017) Chairside CAD/CAM materials. Part 2: flexural strength testing. *Dent Materials* 33:99–109
21. Mota EG, Nunes LS, Fracasso SM, Burnett LH Jr, Spohr AM (2017) The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *J Esthet Restor Dent* 29:450–458
22. Alao A-R, Stoll R, Song X-F, Abbott JR, Zhang Y, Abduo J, Yin L (2017) Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater* 74:251–260
23. Curran P, Cattani-Lorente M, Wiskott HWA, Durual S, Scherrer SS (2016) Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dent Mater* 33:294–308
24. Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ (2017) Effect of two polishing systems on surface roughness, topography, and flexural strength of a monolithic lithium disilicate ceramic. *Int J Prosthodont*:1–9
25. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S (2010) Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent* 103:221–227
26. Flury S, Lussi A, Zimmerli B (2010) Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Oper Dent* 35:470–481
27. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I (2016) Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent* 115:199–202
28. D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F (2016) Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent* 115:350–355
29. Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ (2015) In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 34:495–502
30. Heintze SD (2006) How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 22:712–734

31. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G (2006) Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 22:176–182
32. Yoshimora M (1988) Phase stability zirconia. *Am Ceram Soc Bull* 67:1950–1955
33. Bl A (2002) Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 18: 590–595
34. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR (1998) In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 42:465–472
35. Druck CC, Pozzobon JL, Callegari GL, Domeles LS, Valandro LF (2015) Adhesion to Y-TZP ceramic: study of silica nanofilm coating on the surface of Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 103:143–150
36. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC (2016) Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater* 32:34–42
37. Samuel SP, Li S, Mukherjee I, Guo Y, Patel AC, Baran G, Wei Y (2009) Mechanical properties of experimental dental composites containing a combination of mesoporous and nonporous spherical silica as fillers. *Dent Mater* 25:296–301
38. Oliveira GU, Mondelli RF, Charantola Rodrigues M, Franco EB, Ishikiriyama SK, Wang L (2012) Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composite resin after simulated tooth-brushing. *J Appl Oral Sci* 20:510–516
39. Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO (1994) Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater* 8:305–309
40. Sumino N, Tsubota K, Takamizawa T, Shiratsuchi K, Miyazaki M, Latta MA (2013) Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions. *Acta Odontol Scand* 71:820–827

Literaturverzeichnis

- [1] Rekow ED (2006) Dental CAD/CAM systems: A 20-year success story. *J Am Dent Assoc* 137:5-6.
- [2] Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 98:389-404.
- [3] Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M (2012) Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater* 28:529-534.
- [4] Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R (2001) Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 4:171-184.
- [5] Sripetchdanond J, Leevailoj C (2014) Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 112:1141-1150.
- [6] Ghazal M, Hedderich J, Kern M (2008) Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. *Eur J Oral Sci* 116:585-592.
- [7] Belli R, Wendler M, Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A; Peterlik H; Lohbauer U (2017) Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* 33:84-98.
- [8] Fasbinder DJ (2006) Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 137:22-31.
- [9] Fasbinder DJ, Neiva GF (2016) Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent*:56-66.
- [10] Oliveira-Junior OB, Buso L, Fujiy FH, et al. (2013) Influence of polishing procedures on surface roughness of dental ceramics made by different techniques. *Gen Dent* 61:4-8.
- [11] Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M (1997) Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater* 13:258–269.
- [12] Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N (2007) Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res* 18:218–231.

- [13] de Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL (2000) The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater* 16:381-388.
- [14] Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M (2012) Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater* 10:13-22.
- [15] Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, et al. (2008) Wear of ceramic and antagonist—a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 24:433–449.
- [16] Jefferies, Steven R (2007) Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am* 51:380-381.
- [17] Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M (2017) Influence of Thermal Cycling on Flexural Properties and Simulated Wear of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Resin Composites. *Oper Dent* 42:101-110.
- [18] Lawson NC, Bansal R, Burgess JO (2016) Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater* 32:275-283.
- [19] Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V (2016) In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clin Oral Invest* 4:1213-1219.
- [20] Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec, D, Harrer W, Lube T, Danzer R, Lohbauer U (2017) Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Materials* 33:99-109.
- [21] Mota EG, Nunes LS, Fracasso SM, Burnett Jr. LH, Spohr AM (2017) The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *J Esthet Restor Dent* 29:450–458.
- [22] Alao A-R, Stoll R, Song X-F, Abbott JR, Zhang Y, Abduo J, Yin L (2017) Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater* 74:251–260.
- [23] Curran P, Cattani-Lorente M, Wiskott HWA, Durual S, Scherrer SS (2016) Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dent Mater* 33:294-308.
- [24] Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ (2017) Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness,

- Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. *Int J Prosthodont*:1-9.
- [25] Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S (2010) Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent*. 103:221-227.
- [26] Flury S, Lussi A, Zimmerli B (2010) Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Oper Dent* 35:470-481.
- [27] Zhi L, Bortolotto T, Krejci I (2016) Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent* 115:199-202.
- [28] D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F (2016) Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent* 115:350–355.
- [29] Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ (2015) In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 34:495-502.
- [30] Heintze SD (2006) How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 22:712–734.
- [31] Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G (2006) Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 22:176–182.
- [32] Yoshimora M (1988) Phase stability zirconia. *Am Ceram Soc Bull* 67:1950-1955
- [33] Bl A (2002) Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent mater* 18:590-595.
- [34] Ferracane JL, Berge HX, Condon JR (1998) In vitro aging of dental composites in water—Effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 42:465-472.
- [35] Druck CC, Pozzobon JL, Callegari GL, Dorneles LS, Valandro LF (2015) Adhesion to Y-TZP ceramic: Study of silica nanofilm coating on the surface of Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 103:143-150.
- [36] Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC (2016) Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater* 32:34-42.

- [37] Samuel SP, Li S, Mukherjee I, Guo Y, Patel AC, Baran G, Wei Y (2009) Mechanical properties of experimental dental composites containing a combination of mesoporous and nonporous spherical silica as fillers. *Dent Mater* 25:296-301.
- [38] Oliveira GU, Mondelli RF, Charantola Rodrigues M, Franco EB, Ishikiriama SK, Wang L (2012) Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composite resin after simulated toothbrushing. *J Appl Oral Sci* 20:510-516.
- [39] Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO (1994) Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater* 8:305-309.
- [40] Sumino N, Tsubota K, Takamizawa T, Shiratsuchi K, Miyazaki M, Latta MA (2013) Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions. *Acta Odontol Scand* 71:820-827.

Danksagung

Ich möchte an dieser Stelle all jenen danken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Zuerst danke ich Herrn Prof. Dr. Dipl.-Ing. Martin Rosentritt für die Überlassung des sehr interessanten sowie gegenwärtig bedeutsamen Themas und der Möglichkeit zur Veröffentlichung einer wissenschaftlichen Publikation im Rahmen meiner Dissertation. Darüber hinaus möchte ich mich für die allzeit tatkräftige und professionelle Unterstützung in allen Phasen des Promotionsprozesses bedanken.

Bei Fragen im Zuge der praktischen Umsetzung der Versuche stand mir mit Herrn Hans-Jürgen Laberer ein überaus zuverlässiger sowie fachkundiger Berater stets zur Seite. Vielen herzlichen Dank!

Zudem verdient das fachlich sehr kompetente und erfahrene zahntechnische Team um die Herren ZTM Martin Stemmer, ZTM Albert Hüttner und ZTM Peter Höpfl ein besonderes Dankeschön für ihre fortwährende Bereitschaft, mir bei der Bewältigung technischer Hürden im Labor wertvolle Lösungsvorschläge zu unterbreiten.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden bedanken. Insbesondere meiner Tante Hildegard Lang gebührt großer Dank, da ohne sie diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre. Ebenso möchte ich meiner Partnerin Theresa Siegler ein sehr großes Dankeschön aussprechen. Sie hat mich im Rahmen meiner Dissertation durchwegs motiviert und unterstützt.