

In-vitro Untersuchungen zum Zwei-Körper-Verschleiß von Gerüst- und Verblendkeramiken gegenüber Steatit und humanem Zahnschmelz

DR. MED. DENT. VERENA PREIS¹

¹ Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Universitätsklinikum Regensburg

ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, den Zwei-Körper-Verschleiß von Gerüst- und Verblendkeramiken unterschiedlicher chemischer Zusammensetzung und Herstellungstechnik gegenüber Steatit und humanem Zahnschmelz zu untersuchen.

Von 13 Silikatkeramiken (Feldspatkeramiken, Fluorapatit- und Lithiumdisilikat-Glaskeramiken), 11 Oxidkeramiken (Zirkoniumdioxid- und glasinfilierte Aluminiumoxidkeramiken) und 2 Nichtelegierungen (NEM) wurden Prüfkörper ($n=16/\text{Gruppe}$) gefertigt und die Oberflächen vorbehandelt (Glasure/Politur). Humaner Zahnschmelz diente als Referenz. Die Serien wurden einer Pin-on-block-Verschleißsimulation im Regensburger Kausimulator unter thermomechanischer Wechselbelastung (120 000 Kauzyklen, 600 Thermozyklen) unterzogen. Als Antagonisten für jeweils 8 Prüfkörper pro Serie dienten Steatitkugeln ($d=3\text{ mm}$) bzw. humane Zahnhöcker. Die Oberflächenrauigkeit R_a , die Verschleißtiefe der Probekörper sowie die Verschleißfläche der An-

tagonisten wurden gemessen und statistisch ausgewertet (one-way-ANOVA, post-hoc Bonferroni-Test, $\alpha=0,05$). Unterschiedliche Verschleißphänomene wurden im Rasterelektronenmikroskop beurteilt.

Die Oberflächenrauigkeiten R_a unterschiedlicher Keramiktypen nach der Politur oder Glasur bewegten sich in einem klinisch relevanten Bereich zwischen $0,1\text{ }\mu\text{m}$ und $0,3\text{ }\mu\text{m}$. Es gab zum größten Teil keine signifikanten ($p \geq 0,05$) Unterschiede zwischen den Verschleißdaten von Feldspatkeramiken, Lithiumdisilikat-Glaskeramiken und Fluorapatit-Glaskeramiken. Zirkoniumdioxidkeramiken, glasinfilierte Aluminiumoxidkeramiken und NEM-Legierungen wiesen keinerlei Verschleiß auf. Dagegen waren die Verschleißraten der Silikatkeramiken und des Zahnschmelzes überwiegend signifikant ($p < 0,05$) höher als die von polierten Oxidkeramiken. Bei glasierten Oxidkeramiken wurde die Glasurschicht durch Verschleiß entfernt. Höhere Verschleißraten der Probekörper spiegelten sich in größeren Verschleißflächen der Antagonisten wider. Oberflächenzerrüttung und Oberflächenschäden durch den Verschleiß waren bei den Silikatkeramiken und ihren Antagonisten stärker ausgeprägt als bei den Oxidkeramiken und NEM-Legierungen.

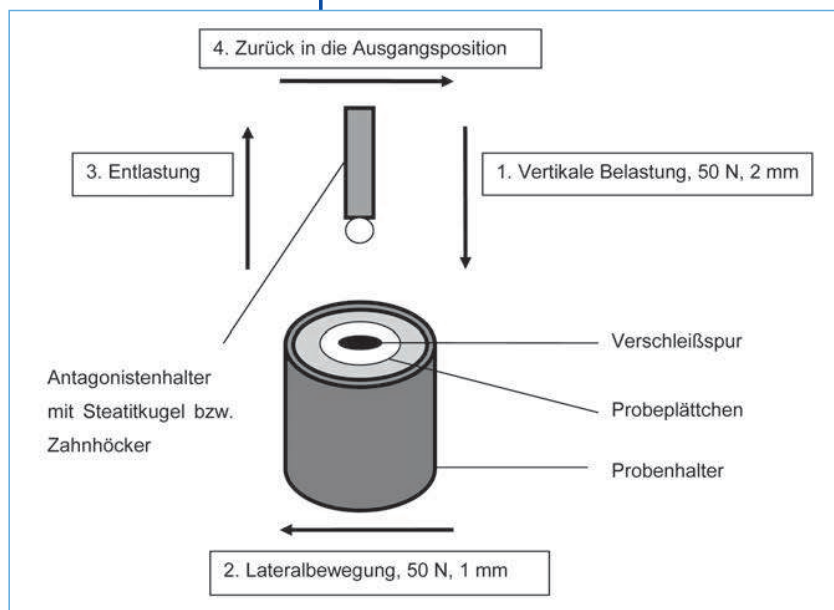
Verblendfreie Oxidkeramiken scheinen grundsätzlich für den klinischen Einsatz geeignet, da sie im Vergleich zu den Silikatkeramiken sowohl selbst sehr verschleißresistent sind als sich auch verschleißfreundlich gegenüber ihren Antagonisten verhalten.

EINLEITUNG

Ästhetik und Biokompatibilität dentaler Keramiken waren die treibende Kraft ausgedehnter Forschungs- und Entwicklungsaktivitäten, die heute den Einsatz einer Vielzahl vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin ermöglichen. Als Alternative zu festsitzendem metallischem und metallkeramischem Zahnersatz haben es moderne Verfahrenstechniken realisierbar gemacht, Ge-

Abbildung 1

■ Ablauf der Verschleißsimulation im Pin-on-block-Verfahren



rüste nicht nur aus Glaskeramik, sondern auch aus hochfesten Keramiken wie dem Zirkoniumdioxid herzustellen. Verblendkeramiken sorgen im Anschluss für die dem natürlichen Zahn nachempfundene Ästhetik und anatomische Vollendung. Mit dem Einzug monolithischen Zirkoniumdioxids in die Zahnheilkunde ist seit jüngster Zeit zudem die Fertigung von vollkeramischem Zahnersatz ohne ergänzende Verblendschicht möglich. Maßgeblich beigetragen zu der Attraktivität und Realisierbarkeit dieser prothetischen Versorgungen hat zum einen die Entwicklung hochtransluzenter Zirkoniumdioxidvarianten, zum anderen der Fortschritt auf dem Gebiet modernster CAD/CAM-Technologien, die die virtuelle Gestaltung und Fräsung vollanatomischer Strukturen aus dem Hochleistungswerkstoff Zirkoniumdioxid erst ermöglicht haben. Wirkungsvoll lässt sich durch diese neue Möglichkeit der aktuell häufig diskutierten Komplikation des Chippings der Verblendkeramik [1–6] begegnen. Risse und Chipping bis hin zur Totalfraktur der Restauration sind auch als mögliche Folgen von Verschleiß zu sehen [1, 4, 7–14] – einem Phänomen, dem bisher in den zahlreichen Untersuchungen zum Festigkeitsverhalten von Dentalkeramiken relativ wenig Beachtung geschenkt wurde. Verschleiß ist ein allgegenwärtiger Vorgang in der Mundhöhle, der die dentalen Restaurationen genauso wie die natürlichen Zähne betrifft. Idealerweise sollten Dentalkeramiken demnach sowohl einen hohen Verschleißwiderstand als auch eine minimale Abrasivität gegenüber der natürlichen Bezahnung aufweisen. In-vitro-Studien erlauben es, effektiv und mit vertretbarem zeitlichem und finanziellem Aufwand Einblick in das Verschleißverhalten vollkeramischer Systeme zu gewinnen und ihr In-vivo-Verhalten abzuschätzen.

In Anbetracht der zunehmend ins Bewusstsein gerückten Problematik des Verschleißes und seiner Folgen sowie der Vielzahl aktuell verfügbarer vollkeramischer Systeme war es das Ziel dieser Studie, den Zwei-Körper-Verschleiß von Gerüst- und Verblendkeramiken unterschiedlicher chemischer Zusammensetzung und Herstellungstechnik gegenüber Steatit und humanem Zahnschmelz zu untersuchen. Neben der Simulation oraler Bedingungen wurde einer sich an der klinischen Situation orientierenden Vorbehandlung der Keramiken sowie möglicher Auswirkungen unterschiedlicher Oberflächenrauigkeiten auf den Verschleiß besondere Aufmerksamkeit geschenkt.

Zur besseren Abschätzung des Verschleißverhaltens von Keramiken wurden darüber hinaus Nichtedelmetall-Legierungen und natürlicher Zahnschmelz in die Untersuchungen einbezogen.

MATERIAL UND METHODEN

Von 13 Silikatkeramiken (Feldspatkeramiken, Fluorapatit- und Lithiumdisilikat-Glaskeramiken), 11 Oxidkeramiken (Zirkoniumdioxid- und glasinfiltrierte Aluminiumoxidkeramiken), 2 Nichtedelmetall-Legierungen und Zahnschmelz als Referenzmaterial wurden Prüfkörper (n=16/Serie; Durchmesser 5 mm; Dicke 2 mm) gefertigt (**Tabelle 1**). Alle Silikatkeramiken wurden mit der zum System gehörenden Glasur nach Herstellerangaben einem Glanzbrand unterzogen und anschließend mithilfe der Poliermaschine Metaserv Moto-pol 8 (Buehler, Coventry, UK) bei 100 U/min und mit Siliziumcarbid Schleifpapier der Körnung 500 (Struers A/S, Ballerup, DK) unter permanenter Wasserkühlung geglättet. Hierdurch wurde eine der klinischen Situation angepasste Oberflächenrauigkeit erreicht, die der Politur mit speziellen Hochglanzpolierern (9749M/F, Meisinger, Neuss, D) für Keramik vergleichbar ist. Oxidkeramiken wurden entsprechend einer monolithischen Anwendung nicht verblendet, sondern nur poliert. Zwei zusätzliche Serien eines Zirkoniumdioxid-systems (Ceron base) wurden glasiert, wobei die Glasurschicht entweder nach der Politur oder nach der Vorbehandlung mit Edelfkorund (120 µm) im Sandstrahlgerät (2 bar) aufgetragen wurde. Die beiden Nichtedelmetall-Legierungen wurden in analoger Weise zu den Keramiken mit Schleifpapier der Körnung 500 poliert, wobei eine weitere Serie im Auslieferungszustand (Strahlung mit Edelfkorund 250 µm, 3 bar) belassen wurde. Die natürliche Oberfläche der Zahnschmelz-Referenzserie wurde nicht verändert.

Die so vorbereiteten Serien wurden einer Pinon-block Verschleißsimulation im Regensburger Kausimulator unter thermomechanischer Wechselbelastung für 120 000 Kauzyklen (1,6 Hz; 50 N; Lateralbewegung: 1 mm, Mundöffnung: 2 mm) und 600 Thermozyklen (5°C/55°C; 2 min/Zyklus) unterzogen (**Abbildung 1**). Für eine standardisierte Verschleißsimulation wurden für die Hälfte der Prüfkörper (n=8) pro Serie Steatitkugeln (CeramTec, Plochingen, D) als Antagonisten verwendet. Um eine typische klinische Situa-

ANMERKUNG ZU DIESEM BEITRAG:

Der vorliegende Beitrag basiert auf der mit dem Prof. Dieter Schlegel Wissenschaftspreis 2013 des Vereins zur Förderung der wissenschaftlichen Zahnheilkunde in Bayern e.V. ausgezeichneten Dissertationsarbeit von Frau Dr. Verena Preis. Teile dieser Forschungsarbeit wurden veröffentlicht unter:

Preis V., Behr M., Kolbeck C., Hahnel S., Handel G., Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dental Materials* 2011; 27 (8): 796–804.

Preis V., Hahnel S., Kolbeck C., Behrend D., Warkentin M., Handel G., Rosentritt M. Wear performance of dental materials: a comparison of substructure ceramics, veneering ceramics, and non-precious alloys. *Advanced Engineering Materials* 2011; 13 (12): B432–B439.

Rosentritt M., Preis V., Behr M., Hahnel S., Handel G., Kolbeck C. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clinical Oral Investigations* 2012; 16 (3): 935–43.

Die auszugsweise Verwendung erfolgt für die zuerst genannte Arbeit mit freundlicher Genehmigung von Elsevier, für die folgende Publikation von John Wiley & Sons Inc. und für die zuletzt genannte von Springer Science + Business Media

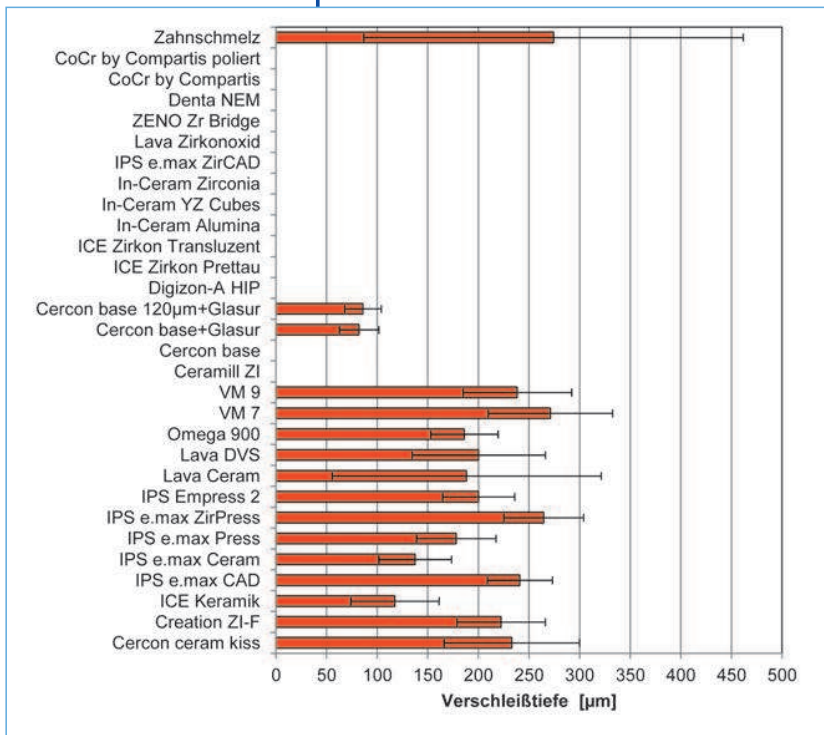


Abbildung 2
 ■ Verschleißtiefe des Probekörpers gegenüber Steatit (Mittelwert, Standardabweichung)

tion zu simulieren, wurden für die andere Hälfte der Prüfkörper ($n=8$) humane Zahnhöcker als Antagonisten eingesetzt. Hierzu wurden humane Molaren (gelagert in 0,5%iger Chloraminlösung) in einzelne Zahnhöcker gespalten.

Vor der Verschleißprüfung wurde die Oberflächenrauigkeit (R_a) mithilfe eines Oberflächenprofilometers (Perthometer SP6, Perthon Feinprüf, Göttingen, D; $LT=1,7\text{ mm}/0,25\text{ mm}$; Geschwindigkeit: $0,1\text{ mm/s}$) gemessen (5 Messungen/Material). Nach der Verschleißsimulation wurde mit einem dreidimensionalen Oberflächenprofilometer (Laserscan 3D, Willytec, München, D) die Verschleißtiefe [μm] der Prüfkörper erfasst. Die Verschleißflächen [mm^2] der Steatitantagonisten wurden mithilfe eines Lichtmikroskops (M429, Wild, Heerbrugg, CH) und des Bildverarbeitungsprogramms Optimas 6.2 (Media Cybernetics, Bethesda, USA) vermessen. Für eine qualitative Analyse der Verschleißmuster wurden die Probekörper und ihre Antagonisten im Rasterelektronenmikroskop (Quanta FEG 400, FEI Company, Hillsboro, USA) bei 20-facher bis 2000-facher Vergrößerung und einer Spannung von 5 keV bzw. 10 keV untersucht.

Die statistische Auswertung und graphische Darstellung der gewonnenen Daten erfolgte mit dem Programm SPSS für Windows, Version 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) und dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel, Version 2007 (Microsoft, Redmond, WA, USA). Es wurden jeweils der Mittelwert (=arithmetisches Mittel) und die Standardabweichung berechnet und die Daten mithilfe der einfaktorischen Varianzanalyse (One-way-ANOVA) und paarweisen Mehrfachvergleichen im post-hoc Bonferroni-Test auf Signifikanz ($\alpha=0,05$) überprüft.

ERGEBNISSE

MITTENRAUWERT R_a

Bis auf eine Ausnahme lagen die Mittelwerte für R_a bei allen keramischen Prüfkörpern zwischen $0,1\mu\text{m}$ oder $0,2\mu\text{m}$, unabhängig davon, ob die Prüfkörper nur poliert, nur glasiert oder glasiert und anschließend poliert wurden. Allein der höhere Wert von IPS Empress 2 ($0,3\mu\text{m}$) in der Gruppe der Silikatkeramiken war signifikant ($p<0,05$). Ansonsten gab es weder signifikante ($p\geq 0,05$) Unterschiede innerhalb der glasierten und polykristallinen Oxidkeramiken, innerhalb der verschiedenen Silikatkeramiken, noch zwischen Silikatkeramiken und Oxidkeramiken. Mit $1,8\mu\text{m}$ den höchsten signifikanten ($p<0,05$) Mittenrauwert wies erwartungsgemäß die sandgestrahlte CoCr-Legierung auf, während die polierten NEM Prüfkörper mit $0,1\mu\text{m}$ im Bereich der Keramiken lagen. Die relativ hohe Rauigkeit von Zahnschmelz war mit $0,9\pm 0,2\mu\text{m}$ signifikant ($p<0,05$) gegenüber allen Keramiken und polierten NEM-Legierungen.

VERSCHLEIßTIEFE DES PROBEKÖRPERS GEGENÜBER DEM STEATITANTAGONISTEN

Bei den polierten, aber unglasierten Oxidkeramiken und den Nichtedelmetall-Legierungen, sandgestrahlt oder poliert, war mit den Mitteln der dreidimensionalen optischen Oberflächenprofilometrie kein Verschleiß zu messen (**Abbildung 2**). Die Verschleißtiefen der beiden glasierten Serien von Cercon base waren dagegen mit $82,0\mu\text{m}$ bzw. $85,9\mu\text{m}$ deutlich messbar, obgleich die Unterschiede zu den unglasierten oxidkeramischen Prüfkörpern nicht signifikant waren ($p\geq 0,05$). Die

Materialklasse	Produktname	Hersteller	Indikation, Verarbeitung (V: Verblendkeramik, G: Gerüstkeramik; w: Weißbearbeitung; HIP: hot isostatic pressing)
Silikatkeramiken (jeweils mit entsprechender Glasur)			
Feldspatkeramiken	Cercon ceram kiss	DeguDent, D	V, geschichtet
	Creation ZI-F	Willi Geller, A	V, geschichtet
	ICE Zirkon Keramik	Zirkonzahn, I	V, geschichtet
	Lava Ceram	3M Espe, D	V, geschichtet
	Omega 900	Vita Zahnfabrik, D	V, geschichtet
	VM 7	Vita Zahnfabrik, D	V, geschichtet
	VM 9	Vita Zahnfabrik, D	V, geschichtet
Glaskeramik des DVS	Lava DVS	3M Espe, D	V, gefräst
Fluorapatit-Glaskeramiken	IPS e.max Ceram	Ivoclar Vivadent, FL	V, geschichtet
	IPS e.max ZirPress	Ivoclar Vivadent, FL	V, gepresst
Lithiumdisilikat-Glaskeramiken	IPS Empress 2	Ivoclar Vivadent, FL	G, gepresst
	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent, FL	G, gefräst
	IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent, FL	G, gepresst
Oxidkeramiken			
Glasinfiltriert	In-Ceram Alumina	Vita Zahnfabrik, D	G, geschlickert
	In-Ceram Zirconia	Vita Zahnfabrik, D	G, geschlickert
Polykristallin (Y-TZP)	Ceramill ZI	Amann Girschbach, D	G, gefräst, w
	Cercon base	DeguDent, D	G, gefräst, w
	Digizon-A HIP	Amann Girschbach, D	G, gefräst, HIP
	ICE Zirkon Prettau	Zirkonzahn, I	G, gefräst, w
	ICE Zirkon Transluzent	Zirkonzahn, I	G, gefräst, w
	In-Ceram YZ Cubes	Vita Zahnfabrik, D	G, gefräst, w
	IPS e.max ZirCAD	Ivoclar Vivadent, FL	G, gefräst, w
	Lava Zirkonoxid	3M Espe, D	G, gefräst, w
	ZENO Zr Bridge	Wieland, D	G, gefräst, w
Nichtedelmetall-Legierungen			
	Denta NEM	Wieland, D	G, gegossen
	CoCr by Compartis	DeguDent, D	G, lasergesintert

Silikatkeramiken zeigten mit mittleren Verschleißtiefen im Bereich von 117,4 µm bis 271,0 µm einen signifikant ($p < 0,05$) höheren Verschleiß als die polierten Oxidkeramiken. Die beiden Verblendkeramiken ICE Keramik und IPS e.max Ceram wiesen innerhalb der Gruppe der Silikatkeramiken

die signifikant ($p < 0,05$) niedrigsten Werte auf. Alle anderen Gerüst- und Verblendkeramiken auf Silikatbasis zeigten keine signifikanten Unterschiede untereinander ($p \geq 0,05$). Ebenso wenig konnte unter den Silikatkeramiken ein Zusammenhang der Verschleißtiefe mit der Verarbei-

Tabelle 1
■ *Untersuchte Materialien*

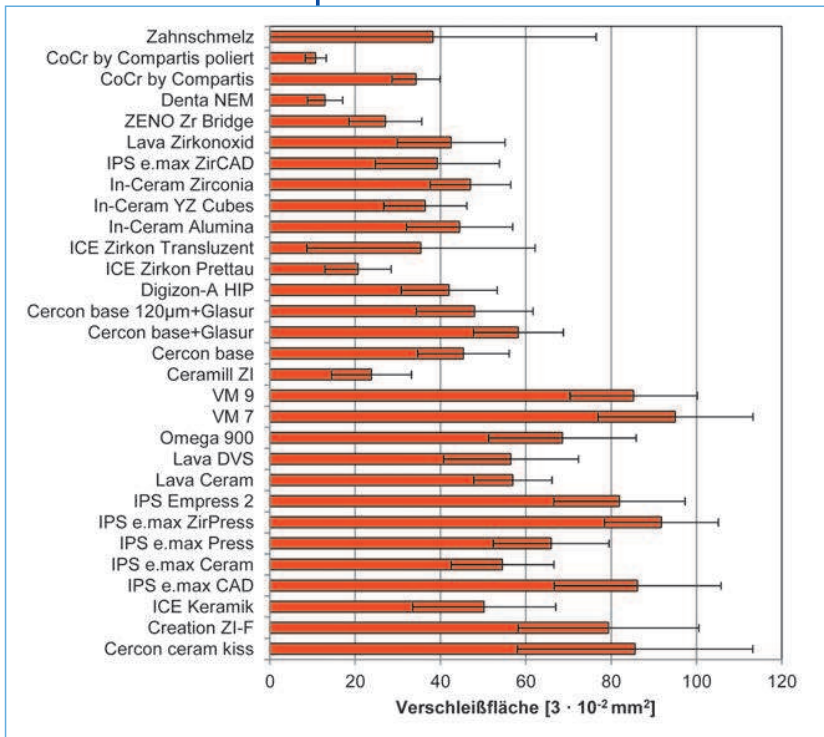


Abbildung 3
 ■ Verschleißfläche des Steatitantagonisten (Mittelwert, Standardabweichung)

tungstechnik (Schichten, Pressen, Fräsen) oder dem Materialtyp (Feldspatkeramik, Fluorapatit-Glaskeramik, Lithiumdisilikat-Glaskeramik) erkannt werden. Verglichen mit der mittleren Verschleißtiefe von Zahnschmelz (274,1µm) zeigten die Silikatkeramiken ähnliche oder sogar geringere Werte.

VERSCHLEIßFLÄCHE DES STEATITANTAGONISTEN

Die Verschleißflächen der Steatitkugeln bewegten sich im Bereich von etwa 0,3 mm² bis 2,9 mm² (**Abbildung 3**). Bei den polierten Oxidkeramiken lagen die Mittelwerte zwischen 0,6 mm² und 1,3 mm², bei den Silikatkeramiken zwischen 1,5 mm² und 2,9 mm². Die glasierten Zirkoniumdioxidkeramiken nahmen mit 1,4 mm² bzw. 1,7 mm² eine Zwischenstellung ein. Die Verschleißfläche des Steatitantagonisten stieg größtenteils mit der Zunahme der Verschleißtiefe des Probekörpers an. Unterschiede in den Größen der Verschleißflächen waren innerhalb der Gruppen der Silikatkeramiken bzw. Oxidkeramiken zum

überwiegenden Teil nicht signifikant ($p \geq 0,05$). Die mittleren Verschleißflächen der silikatkeramischen Serien waren aber zu einem großen Teil signifikant ($p < 0,05$) größer als die der polierten oxidkeramischen Serien und der Serien der polierten NEM-Legierungen. Die antagonistische Verschleißfläche gegenüber humanem Zahnschmelz lag im Bereich der Oxidkeramiken und war signifikant ($p < 0,05$) geringer als die Mittelwerte vieler Silikatkeramiken.

VERSCHLEIßTIEFE DES PROBEKÖRPERS GEGENÜBER DEM ZAHNANTAGONISTEN

Analog zu den polierten Oxidkeramiken mit Steatitantagonisten war auch mit den Zahnantagonisten kein Verschleiß zu verzeichnen (**Abbildung 4**). Die mittleren Verschleißtiefen der beiden glasierten Serien von Cercon base lagen bei 62,0 µm bzw. 76,2 µm und zeigten weder signifikante ($p \geq 0,05$) Unterschiede untereinander noch zu den Werten der Silikatkeramiken. Signifikant höherer Verschleiß bestand nur für das sandgestrahlte und glasierte Cercon base in Bezug auf alle polierten Oxidkeramiken ($p < 0,05$), dagegen nicht für das polierte und glasierte Cercon base ($p \geq 0,05$). Die Silikatkeramiken zeigten mittlere Verschleißtiefen im Bereich von 71,2 µm bis 124,1 µm, wobei es innerhalb dieser Materialgruppe keine signifikanten ($p \geq 0,05$) Unterschiede gab. Der Mittelwert für den Zahnschmelz wies mit 123,3 µm keinen signifikanten ($p \geq 0,05$) Unterschied zu den Silikatkeramiken und den glasierten Zirkoniumdioxidkeramiken auf, dagegen war die Differenz zu den 0 µm der polierten Oxidkeramiken und Nichtedelmetall-Legierungen durchaus signifikant ($p < 0,05$). Ähnlich wie bei den Steatitserien zeigten sich keine bzw. kaum signifikante Unterschiede innerhalb der einzelnen Materialklassen, sondern in erster Linie zwischen den Gruppen der Silikat- und Oxidkeramiken.

RASTERELEKTRONENMIKROSKOPISCHE AUSWERTUNG

Während die Oberflächen der polierten Oxidkeramiken und Nichtedelmetall-Legierungen auch nach der Verschleißsimulation glatt waren, zeigten alle Silikatkeramiken typische Verschleißerscheinungen. Die REM-Bilder (**Abbildung 5**) der Silikatkeramiken zeigten Verschleißfurchen in

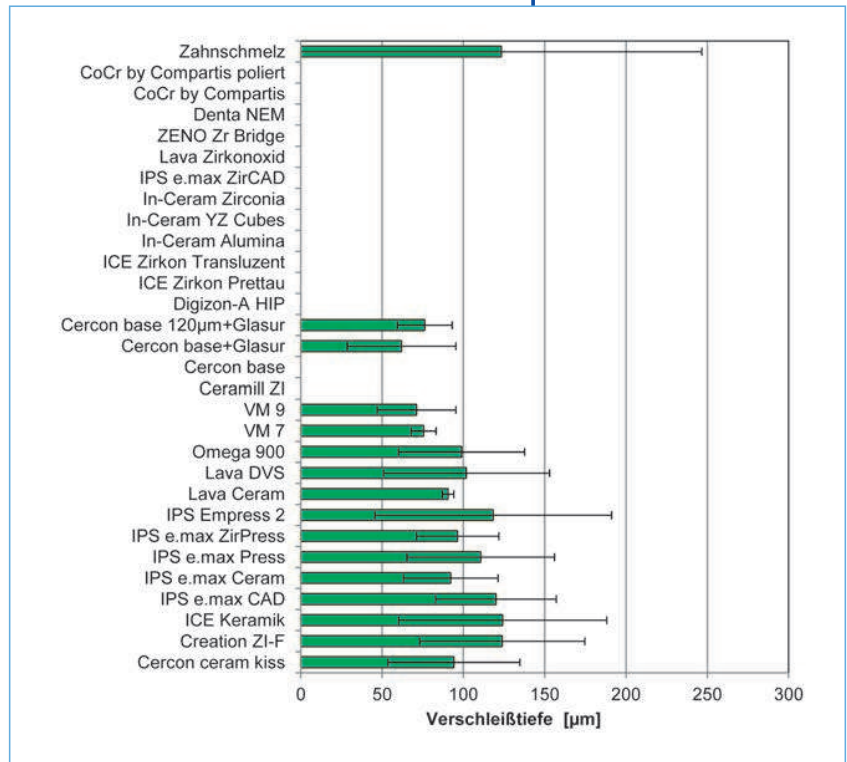
Richtung der Lateralbewegung, in deren Verlauf zudem die Bildung von Konusrissen zu beobachten war. Abrasionsphänomene wie Oberflächenzerrüttung und Mikroausbrüche stellten sich eindrucksvoll dar. Die genannten Verschleißerscheinungen waren bei allen silikatkeramischen Prüfkörpern sowohl der Steatit- als auch der Zahnserien anzutreffen, unabhängig davon, ob es sich um Feldspatkeramiken, Fluorapatit- oder Lithiumdisilikat-Glaskeramiken handelte. Zwar waren die Verschleißriefen der Steatitserien tiefer als die der Zahnserien, Risse und andere Verschleißphänomene waren jedoch – soweit im Rahmen einer qualitativen Analyse beurteilbar – gleichermaßen stark vorhanden.

Ein interessantes Erscheinungsbild präsentierte die glasierte Zirkoniumdioxidkeramik Cercon base. Während der Verschleißsimulation war die Glasur allmählich entfernt worden, sodass die Zirkoniumdioxidoberfläche im Zentrum, umgeben von der porösen Glasuroberfläche mit Längsriefen, in Erscheinung trat. Hierbei war die zuvor polierte Oberfläche auch nach Glasurentfernung glatt, während die durch die Sandstrahlung hervorgerufenen Oberflächenrauigkeiten immer noch vorhanden waren.

Nach der Verschleißsimulation waren sowohl Steatit- als auch Zahnantagonisten abgeflacht. Antagonisten von polierten Oxidkeramiken und Nichtedelmetall-Legierungen waren glatt, während Antagonisten von glasierten Zirkoniumdioxidkeramiken und Silikatkeramiken Riefen auf der Oberfläche aufwiesen. Die REM-Analyse der Zahnantagonisten zeigte darüber hinaus Ausbrüche und Risse auf der Schmelzoberfläche, wobei kaum Unterschiede zwischen den verschiedenen Materialgruppen gefunden wurden.

DISKUSSION

Die vorliegenden Untersuchungsergebnisse erlauben einen differenzierten Einblick in das Verschleißverhalten vollkeramischer Systeme. Die Silikatkeramiken zeigten sowohl im Falle der Steatit- als auch der Zahnantagonisten signifikant höhere Verschleißraten der Prüfplättchen als die Oxidkeramiken und Nichtedelmetall-Legierungen, die keinen zahlenmäßig fassbaren Materialverlust aufwiesen. Es konnte die interessante Beobachtung gemacht werden, dass höhere Verschleiß-



werte der Prüfkörper sich im Allgemeinen auch in größeren Verschleißflächen der Steatitantagonisten widerspiegeln. Bei den Serien der Oxidkeramiken und NEM-Legierungen wiesen die Steatitantagonisten im Gegensatz zu den Prüfkörpern zwar einen Materialverlust auf, ihre Verschleißflächen waren jedoch deutlich geringer als die der silikatkeramischen Serien.

In der vorliegenden Studie wurde ein Pin-on-block-Design zur Simulation eines Zwei-Körper-Verschleißes herangezogen. Unterschiedliche Kaukräfte und -muster, Gleitbewegungen, Oberflächenrauigkeiten und Einflussfaktoren des oralen Mundmilieus (Nahrungspartikel, Speichel u.a.) können sich auf das Verschleißverhalten auswirken [15]. Aus diesem Grund können unterschiedliche Methoden der Verschleißsimulation dentaler Materialien (z.B. pin-on-block, pin-on-disc, Drei-Körper-Verschleiß, Zahnbürstenabration) auch zu verschiedenen Verschleißergebnissen führen. Für einen Großteil der in-vitro Verschleißuntersuchungen besteht ein eingeschränkter oder fehlender Bezug zu klinischen

Abbildung 4

■ Verschleißtiefe des Probekörpers gegenüber dem Zahnantagonist (Mittelwert, Standardabweichung)

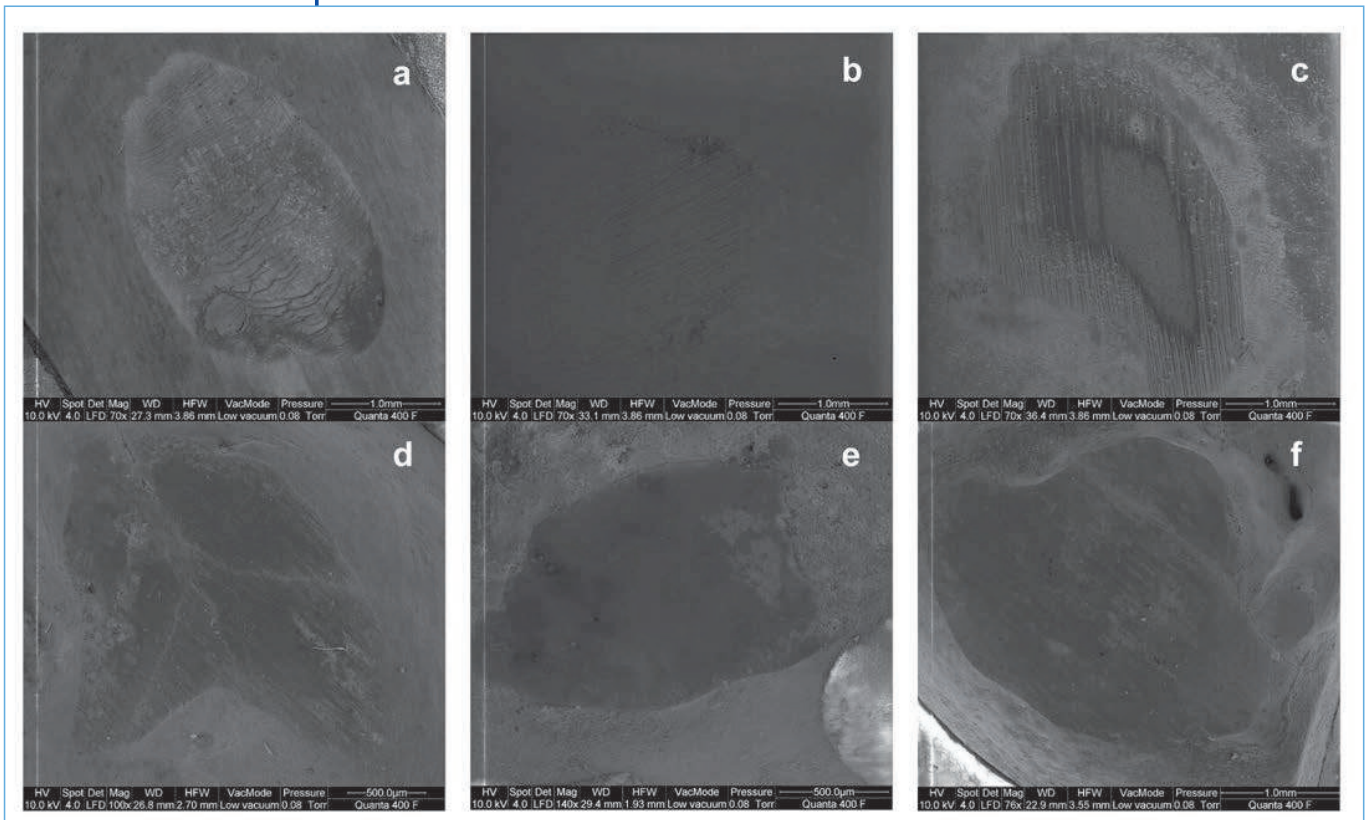


Abbildung 5

■ Exemplarische REM-Bilder der Verschleißfacetten auf den Keramikprüfkörpern (a–c) und ihren Zahnantagonisten (d–f): Verblendkeramik Lava Ceram (a, d), polierte Zirkoniumdioxidkeramik Zeno Zr Bridge (b, e), glasierte Zirkoniumdioxidkeramik Cercon base (c, f). Die Verwendung der Abbildungen 5a, b, c, d und f erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Elsevier aus Preis V., Behr M., Kolbeck C., Hahnel S., Handel G., Rosentritt M. *Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains*. *Dental Materials* 2011; 27 (8): 796–804.

Ergebnissen [16]. Nichtsdestotrotz tragen In-vitro-Studien zum Verständnis des Verschleißprozesses bei und ermöglichen unter standardisierten Bedingungen ein abschätzendes Ranking der Materialien in Bezug auf ihre Verschleißfestigkeit. Dass In-vitro-Studien durchaus ihre Berechtigung haben, ergibt sich auch aus der Tatsache, dass In-vivo-Studien häufig zeitaufwendiger, teuer und methodisch komplizierter sind sowie durch patientenbezogene Unterschiede limitiert werden [17, 18]. Deshalb sind in-vitro Untersuchungsmethoden zu bevorzugen, die sich an der klinischen Realität orientieren. Die im Regensburger Kausimulator angewendete thermomechanische Wechselbelastung mit einer Kaukraft von 50 N bei einer Frequenz von 1–1,6 Hz, die eine durchschnittliche Kaubelastung widerspiegelt [7], hat sich für Verschleißuntersuchungen bewährt [8, 19]. Hydrolytische Veränderungen und Temperaturschwankungen im Mundmilieu werden durch eine thermische Wechselbelastung (Thermocycling) reproduziert, indem ein zyklischer Austausch von

destilliertem Wasser mit wechselnden Temperaturen (5°C/55°C) erfolgt. Keramische Werkstoffe werden unter dem Einfluss von Feuchtigkeit durch Spannungskorrosion [20], den Rebinder-Effekt [21] und den hydraulischen Druck von in Risse eingedrungenem Wasser geschwächt und gealtert [22, 23]. Zudem werden Verschleißpartikel weggespült.

Ideale Simulationen der klinischen Situation fordern intakten humanen Schmelz als Antagonistenmaterial der Wahl. Da sich jedoch sowohl die Struktur als auch die Form natürlicher Zähne kaum standardisieren lassen, können sie nur für eine qualitative Verschleißanalyse zuverlässige Ergebnisse liefern. In der vorliegenden Studie wurde aus diesem Grund auf eine quantitative Auswertung der antagonistischen Zahnflächen verzichtet. Steatit hingegen erlaubt – trotz der von Zahnschmelz abweichenden tribologischen und mechanischen Eigenschaften [24] – eine Standardisierung des Antagonisten und hat sich bereits in unter-

schiedlichen Verschleißstudien als Antagonistenmaterial für eine quantitative Beurteilung des Verschleißverhaltens bewährt [25–28].

Unabhängig von ihrer Herstellungstechnik zeigten Oxidkeramiken weder gegenüber Steatit noch Zahnschmelz Verschleißspuren. Erwartungsgemäß wurde die harte Zirkoniumdioxidoberfläche nicht von den Antagonisten beschädigt. Bei glasiertem Zirkoniumdioxid wurde die Glasurschicht (Dicke ca. 50–80 µm) durch Verschleiß komplett entfernt. Überraschenderweise gab es trotz unterschiedlicher Vorbehandlung (Politur, Sandstrahlung) kaum Unterschiede im Verschleiß. Die rauere Oberfläche unterhalb der Glasurschicht schien also nicht zur Erhöhung der Verschleißrate beigetragen zu haben. Möglicherweise wurden die Oberflächenrauigkeiten des Zirkoniumdioxids durch das Einbrennen der Glasur aufgefüllt und eingeebnet und tiefer liegende Glasuranteile auf diese Weise geschützt.

Silikatkeramiken wiesen gegenüber beiden Arten von Antagonisten einen signifikant höheren Verschleiß als Oxidkeramiken auf, die Verschleißtiefen waren aber ähnlich oder sogar geringer als bei der Zahnschmelz-Referenzserie. Ausgehend von einer jährlichen Verschleißrate bei Zahnschmelz von 30–40 µm [29] erscheinen die vorliegenden Verschleißergebnisse einem Zeitraum von 4–6 Jahren in der Klinik vergleichbar.

Die Verschleißraten waren mit Steatitantagonisten höher als mit Zahnantagonisten. Gründe hierfür könnten die unterschiedliche Härte (Steatit: 680 HV, Zahnschmelz: 330 HV) [24], die Ausgangsrauigkeit (Steatit: $1,7 \pm 0,2 \mu\text{m}$; Zahnschmelz: $0,9 \pm 0,2 \mu\text{m}$) oder die unterschiedlichen Anfangsgeometrien der beiden Antagonisten sowie die sich verändernden Kontaktflächen während des Verschleißprozesses sein.

Bei den Silikatkeramiken konnten keine eindeutigen Unterschiede zwischen Gerüst- und Verblendkeramiken bzw. zwischen Feldspatkeramiken, Fluorapatit- und Lithiumdisilikat-Glaskeramiken festgestellt werden. Ihre Struktur, bestehend aus Glasphasen und kristallinen Phasen, sowie der Anteil, die Verteilung, Größe und Art der Kristalle lassen auf komplexe Zusammenhänge in Hinsicht auf den Verschleiß schließen. Insbesondere scheint das bei allen Silikatkeramiken zu beobachtende Aufrauen der Oberfläche eine entschei-

dende Bedeutung im Verschleißverhalten zu haben. Raue Verschleißflächen mit deutlichen Zeichen der Oberflächenschädigung und Materialermüdung wurden bei allen Arten von Glaskeramiken im Rasterelektronenmikroskop beobachtet, während Oxidkeramiken aufgrund ihrer hervorragenden mechanischen Eigenschaften kaum oder nicht abradieren und ihre glatte Oberfläche beibehalten.

Während die langfristig glatt bleibenden und harten oxidkeramischen Oberflächen auch den Antagonisten schonten und nur zu dessen Abflachung führten, erhöhten die im Rahmen des Verschleißprozesses zunehmend geschädigten und rauer werdenden Silikatkeramiken auch die Verschleißerscheinungen und Verschleißflächen am Antagonisten. Höhere Verschleißraten der silikatkeramischen Probekörper spiegelten sich in größeren Verschleißflächen ihrer Antagonisten wider. Glatte Schmelzoberflächen gegenüber Oxidkeramiken und raue Schmelzoberflächen gegenüber Silikatkeramiken gingen generell einher mit Rissen und Ausbrüchen der Zahnantagonisten. Hierbei ist es bemerkenswert, dass deutliche Parallelen im Verschleißverhalten von Keramiken und humanem Zahnschmelz existieren. Die zu beobachtenden Ausbrüche und Risse im Zahnschmelz können ähnlich wie bei den Dentalkeramiken auf die Sprödigkeit und geringe Risszähigkeit zurückgeführt werden.

Um Gleitbewegungen zu erleichtern, subkritisches Risswachstum zu reduzieren und den Antagonisten zu schonen, sollten Keramikrestorationen nicht nur nach dem Einstellen der Kontaktsituation, sondern eventuell auch bei regelmäßigen Recall Sitzungen gewissenhaft nachpoliert werden. Auf glatten Oberflächen gleitet der Antagonist leichter in seine Endposition, wodurch auch das Chippingrisiko von Verblendkeramiken verringert werden könnte.

Die Einschränkungen einer In-vitro-Verschleißuntersuchung bedenkend, kann zusammenfassend festgestellt werden, dass der Verschleiß der Probekörper und ihrer Antagonisten stark materialabhängig war. Verblendfreie Oxidkeramiken scheinen grundsätzlich für den klinischen Einsatz geeignet, da sie im Vergleich zu den Silikatkeramiken sowohl selbst sehr verschleißresistent sind als auch verschleißfreundlich gegenüber dem Antagonisten verhalten. Allerdings sollte bedacht

werden, dass auch humane Zähne jährliche Verschleißraten zwischen 30–40 µm im Molarenbereich aufweisen [29]. Um deshalb für monolithische Zirkoniumdioxidrestorationen einen geringfügigen Verschleiß im physiologischen Bereich zu ermöglichen, erscheint neben einer optimalen okklusalen Kontakteinstellung eine oberflächliche Glasur nicht nur aus ästhetischen Gründen sinnvoll.

LITERATUR

- Preis V, Letsch C., Handel G., Behr M., Schneider-Feyrer S., Rosentritt M. Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Dent Mater* 2013; 29: e113–21.
- Behr M., Winklhofer C., Schreier M., Zeman F., Koberk C., Bräuer I., et al. Risk of chipping or facings failure of metal ceramic fixed partial prostheses – a retrospective data record analysis. *Clin Oral Investig* 2012; 16: 401–5.
- Schmitter M., Mueller D., Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent* 2012; 40: 154–62.
- Rosentritt M., Steiger D., Behr M., Handel G., Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009; 37: 978–83.
- Beuer F., Stimmelmayer M., Gernet W., Edelhoff D., Guth J., Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int* 2010; 41: 631–7.
- Etman M.K., Woolford M.J. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *J Prosthet Dent* 2010; 103: 80–90.
- Rosentritt M., Behr M., Gebhard R., Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 2006; 22: 176–82.
- Rosentritt M., Behr M., Van der Zel J.M., Feilzer A.J. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 2009; 25: 348–52.
- Etman M.K. Confocal examination of subsurface cracking in ceramic materials. *J Prosthodont* 2009; 18: 550–9.
- Lohbauer U., Krämer N., Petschelt A., Frankenberger R. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. *Dent Mater* 2008; 24: 39–44.
- Coelho P.G., Bonfante E.A., Silva N.R.F., Rekow E.D., Thompson V.P. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res* 2009; 88: 382–6.
- Rosentritt M., Kolbeck C., Handel G., Schneider-Feyrer S., Behr M. Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. *Clin Oral Investig* 2011; 15: 1007–12.
- Preis V., Dowerk T., Behr M., Kolbeck C., Rosentritt M. Influence of cusp inclination and curvature on the in vitro failure and fracture resistance of veneered zirconia crowns. *Clin Oral Investig* 2014; 18: 891–900.
- Preis V., Behr M., Hahnel S., Handel G., Rosentritt M. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent* 2012; 40: 921–8.
- Heintze S.D., Cavalleri A., Forjanic M., Zellweger G., Rousson V. Wear of ceramic and antagonist – a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 2008; 24: 433–49.
- Heintze S.D. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006; 22: 712–34.
- Hickel R., Roulet J.F., Bayne S., Heintze S.D., Mjör I.A., Peters M., et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig* 2007; 11: 5–33.
- De Long R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dent Mater* 2006; 22: 702–11.
- Rosentritt M., Siavikis G., Behr M., Kolbeck C., Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent* 2008; 36: 1048–53.
- Ritter J.E., Laporte R.P. Effect of test environments on the stress-corrosion susceptibility of glass. *J Am Ceram Soc* 1975; 58: 265–7.
- Westwood A.R.C., Latanision R.M. Environment-sensitive machining behaviour of non-metals (Rebinder effect in machining ceramics). In: *The science of ceramic machining and surface finishing*. NBS Spe Pub 1972; 348: 141–55.
- Zhang Y., Song J., Lawn B.R. Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2005; 73: 186–93.
- Zhang Y., Kim J.W., Bhowmick S., Van Thompson P., Rekow E.D. Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: flat model systems. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2009; 88: 402–11.
- Shortall A.C., Hu X.Q., Marquis P.M. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dent Mater* 2002; 18: 246–54.
- Hahnel S., Behr M., Handel G., Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 269–78.
- Preis V., Behr M., Handel G., Schneider-Feyrer S., Hahnel S., Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after

- grinding and polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012; 10: 13–22.
27. Preis V., Weiser F., Handel G., Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int* 2013; 44: 393–405.
28. Wassell R.W., McCabe J.F., Walls A.W. Wear characteristics in a two-body wear test. *Dent Mater* 1994; 10: 269–74.
29. Lambrechts P., Braem M., Vuylsteke-Wauters M., Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res* 1989; 68: 1752–4.



Dr. med. dent. Verena Preis studierte von 2006 bis 2011 an der Universität Regensburg Zahnmedizin. Im Jahr 2011 erhielt sie die zahnärztliche Approbation, promovierte im Bereich der Werkstoffkunde über das Verschleißverhalten dentaler Keramiken und nahm ihre Arbeit als wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik (Direktor: Prof. Dr. Gerhard Handel) des Universitätsklinikums Regensburg auf. 2012 erhielt sie die Zertifizierung als Prüfärztin. Seit 2014 ist sie neben ihrer Lehr- und Forschungstätigkeit am Universitätsklinikum Regensburg in freier Praxis tätig.

Frau Dr. Preis ist Autorin und Koautorin vieler wissenschaftlicher peer-reviewed Publikationen im Bereich der werkstoffkundlichen Untersuchung von Keramiken und Kompositen. Sie ist ebenfalls als Gutachterin für wissenschaftliche Fachzeitschriften tätig.

AUSZEICHNUNGEN

Für ihre Forschungsarbeiten erhielt sie 2012 den Promotionspreis der Frauenbeauftragten der Fakultät für Medizin an der Universität Regensburg und 2013 den Prof. Dieter Schlegel Wissenschaftspreis.

Dr. med. dent. Verena Preis

UKR Universitätsklinikum Regensburg
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg
Tel. 0941 / 944-6073
Fax: 0941 / 944-6171
E-Mail: verena.preis@ukr.de

KONTAKT

