

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

Kantenstabilität von CAD/CAM Materialien

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Maria Pfeilschifter

2018

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

Kantenstabilität von CAD/CAM-Materialien

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Maria Pfeilschifter

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:

14. Dezember 2018

*Diese Arbeit widme ich
meinen Eltern Martina und Franz,
und
Vanessa, Saskia und Magdalena*

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
Publikation	14
Literaturverzeichnis	21
Danksagung	24

Vorwort

Die vorliegende Dissertation gründet auf einer Originalpublikation, die 2018 in der Fachzeitschrift *Journal of Dentistry* veröffentlicht wurde. Folgend ist dem Abdruck des englischsprachigen Originals eine Zusammenfassung in deutscher Sprache vorangestellt.

Der Titel der Publikation lautet folgendermaßen:

Maria Pfeilschifter¹, Verena Preis¹, Michael Behr¹, Martin Rosentritt¹:
Edge strength of CAD/CAM materials.
Journal of Dentistry 74 (2018) 95–100

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

Zusammenfassung

Eine Vielzahl verschiedener Materialien eignen sich für die Herstellung von CAD/CAM Restaurationen. Durch die intraorale Abformung und die digitale Datenerfassung wird dies für den Anwender immer einfacher. Neben klassischen Keramiken sind derzeit einige Verbundwerkstoffe und eine Hybridkeramik als CAD/CAM Materialien am Markt erhältlich. Diese kunststoffbasierten Systeme können ohne zusätzliche Bearbeitung (wie beispielsweise Sinterung, Kristallisation oder Glanzbrand) verwendet werden und sind deswegen bei der Chairside-Anwendung zeitsparender und kostengünstiger einzusetzen. Aufgrund der unterschiedlichen Zusammensetzungen der Materialien ergeben sich verschiedene mechanische Eigenschaften (1-3). Ebenso unterscheiden sich das In-Vitro Verhalten (4,5), das Verhalten auf implantatgetragenen Restaurationen (6,7), der Bruchwiderstand (8) und die maschinelle Verarbeitung (8,9). Wegen des geringen Kosten- und Fertigungsaufwands und der allerdings eingeschränkten mechanischen Eigenschaften, können diese Materialien besonders für Veneers, Onlays und teilweise für Vollkronen empfohlen werden. Die Hersteller bewerben diese Werkstoffe mit verbesserter Kantenstabilität und leichter Verarbeitung, wobei sie insbesondere in dünnen Randbereichen Vorteile gegenüber Keramiken haben können (9,10).

Die Verbundeigenschaften und Stabilität der Materialien sind abhängig von der Präparation, dem Randschluss und der Befestigungsart (11). Für den klinischen Erfolg einer Restauration sind vor allem ein dichter langfristiger Randschluss, sowie die Passgenauigkeit und Stabilität entscheidend. Durch Verschleiß und Kraftübertragungen im Randbereich kann es zu Dezementierungen kommen, welche den Restaurationsrand schwächen. Um Brüche am Rand zu reduzieren, sollten marginale Bereiche nicht direkt belastet und eine adhäsive Befestigung gewählt werden, um die Randstabilität und -qualität weiter zu verbessern. Kleine Absplitterungen führten zu reduzierter Ästhetik und erhöhter Zahnsteinbildung. Größere Ausbrüche könnten zu erhöhter Sensibilität des Zahnes, Plaque Akkumulation, Mikroundichtigkeiten und sogar zu Sekundärkaries führen. Besonders für spröde Materialien gilt, dass jeder Riss oder jede Absplitterung an Randbereichen oder an den Höckern zum Versagen der ganzen Restauration führen könnte (2, 12). Eine insuffiziente Präparation oder Passung, beispielsweise aufgrund der nicht angepassten Radien der Schleifinstrumente (13), könnten diese Effekte verschlimmern. Zyklische Kaukräfte, die auf ein Material mit geringer Elastizität (E-Modul von Verbundkeramiken: ~15GPa, Lithiumdisilkatkeramik ~100 GPa)

oder geringer Kantenstabilität einwirken, können zu einer Ausbreitung oder zum Bruch des Randes und schließlich zum Debonding führen. Polymerbasierte Werkstoffe zeigen eine geringere Verbundfestigkeit als keramische Restaurationen. Gründe dafür sind sowohl eine geringere Verbundfestigkeit der Polymerwerkstoffe (12), als auch eine bessere Spannungsverteilung an der zentralen Verbundstelle (14).

Kantenstabilitätstests geben Auskunft über die Stabilität von Restaurationen in marginalen Bereichen (15, 15-19). Ausschlaggebend für einen Bruch bzw. ein Absplittern sind der Abstand zur Kante, die Dicke der Restauration (20), der Typ des Eindringkörpers (21) und der Verbund zur darunter liegenden (Zahn-) Struktur. Watts et al. schlugen, basierend auf einer linearen Beziehung zwischen Kraft und Abstand zum Rand vor, den Kantenstabilitätstest bei einer maximalen Kraft in einer Distanz von 0,5 mm durchzuführen (16). Eine klinisch relevante Testmethode sollte jene Kraft bestimmen, welche nötig ist, um einen Bruch der Restaurationskante zu verursachen. In diesem Test wurde ein standardisierter Eindringkörper nahe der Probenkante positioniert und eine Kraft mit konstanter Geschwindigkeit appliziert. Es wurde die maximale Kraft, die zum Riss, Absplittern oder Bruch des Materials führte, bestimmt. Diese maximale Kraft wurde als „Kantenstabilität“ bezeichnet. Um den Einfluss des Abstandes vom Rand zu untersuchen, wurden die Tests mit verschiedenen Abständen zwischen 0.4 bis 1.0 mm durchgeführt. Die Nullhypothese dieser in vitro Studie war, dass die Kantenstabilität unabhängig ist von:

- a. verwendeten Materialien
- b. der Dicke der Probekörper oder
- c. dem Abstand vom Rand

Ausgewählte Materialien mit stark differierenden Werten wurden weiter untersucht, um den Einfluss der adhäsiven Befestigung auf die Kantenstabilität zu prüfen.

Material und Methoden: Die Kantenstabilität wurde für acht Verbundwerkstoffe, eine Hybridkeramik und eine klinisch erprobte Lithiumdisilikatkeramik (Referenz) bestimmt. Alle Materialien sind für die Verarbeitung mit computer-aided design und computer-aided manufacturing (CAD/CAM; e.g. Cerec Omnicam, MCXL, Sirona, D) geeignet. Materialien und Hersteller sind Tabelle 1 zu entnehmen.

Unbearbeitete, viereckige CAD/CAM Blöcke wurden rund geschliffen und in Scheiben geschnitten (Leica P1600, Diamantscheibe, Wasserkühlung 600 rpm, n=10 pro Material). Um den Einfluss der Dicke des Materials zu untersuchen, wurden 1 mm und 2 mm dicke Proben (10 mm Durchmesser) hergestellt. Um eine möglichst praxisnahe Restauration zu simulieren,

wurden die Verbundwerkstoffe, die Hybridkeramik und die Keramik Referenz im gefrästen Zustand verwendet. Die Lithiumdisilikatkeramik wurde zusätzlich (REF: EmaxCAD, Ivoclar Vivadent) gemäß Herstellerangaben (820 °C-840 °C, 13 min) kristallisiert. Die Oberflächenrauheit (Ra, Rz) wurde mittels eines profilometrischen Rauheitsmessgerätes (Perthometer SP6, Feinprüf Perthen; LT=1.7/0.25, 0.1 mm/s, 2 µm Diamant Eindringkörper) bestimmt.

Um die Bruchlast (maximale Belastungskraft) zu ermitteln, wurden die Proben fixiert und mit einem Vickers Diamant (1 mm/min, Zwick 1446) im Abstand von 0,4, 0,5, 0,6, 0,7, 0,8, 0,9 und 1,0 mm vom Rand unter Zuhilfenahme einer Mikrometer Justiereinrichtung positioniert und belastet. Die Krafterkennung wurde auf einen 10-prozentigen Abfall der aktuellen Kraft eingestellt. Um sicher zu stellen, dass die eine Kante des Vickers Diamants parallel eindringt, wurde der Diamant mit der zweiten Kante in Richtung des Randes der Probe positioniert. Für die Messungen wurden die Proben durch eine Markierung in vier Segmente unterteilt. Die Kraft, die im Abstand von 0,5 mm gemessen wurde, ergab die Kantenstabilität des Materials (16).

Eine 1 mm dicke Scheibe, welche zahnähnliche Eigenschaften aufweist, wurde mit einer ebenfalls 1 mm dicken Scheibe des zu testenden Materials verklebt. Aufgrund der oben aufgeführten Ergebnisse und um den Aufwand gering zu halten, wurden nur LU, BC und VE für diesen Test verwendet. Die mechanischen Eigenschaften des darunterliegenden zahnähnlichen Probekörpers, wie zum Beispiel das Elastizitätsmodul, sind wichtige Faktoren, die man bei einem Kantenstabilitätstest in Betracht ziehen sollte (7). Deswegen wurden LU Scheiben (E-Modul: ~13 GPa) verwendet, welche ein Elastizitätsmodul im Bereich von humanem Dentin besitzen (22, 23). Vor der Verklebung der polymerbasierten Werkstoffe wurden diese, laut Herstellerangabe, sandgestrahlt (Al_2O_3 , 50 µm, 2bar) und die Hybridkeramik geätzt (5% HF, 60s). Wie klinisch empfohlen, erfolgte die adhäsive Verklebung mit einem Silan und einem dualhärtenden universellen selbstadhäsiven Bonding (Ceramic Bond, Bifix SE [beide Voco], 20 s mit Elipar Trilight, 3M). Mit demselben Vorgehen, wie bereits beschrieben, wurden die oben genannten Materialien auf ihre Kantenstabilität geprüft, wobei das zu testende Material stets oben zu liegen kam.

Das Versagen eines Materials wurde in (A) Riss, (B) geringfügiges Chipping, (C) schwerwiegendes Chipping und (D) Fraktur des Plättchens eingeteilt. Exemplarisch wurden elektronenmikroskopische Aufnahmen (SEM Quanta, Philips, NL; SE Detektor, 10 KeV, niedrig Vakuum, WD~40mm, Vergrößerung bis zu 500x) durchgeführt, um die Bruchmuster im Detail darzustellen.

Die Berechnungen und statistischen Analysen wurden mit dem Programm SPSS 23.0 für Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt. Die Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov Test kontrolliert. Die Mittelwerte und Standardabweichungen wurden berechnet und die statistische Analyse wurde mit der einfachen Varianzanalyse (ANOVA) und dem Bonferroni Post-Hoc-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau (α) wurde auf 0,05 gesetzt.

Code	Material, Hersteller	Anmerkung	Biegefestigkeit (MPa)	E-modul (GPa)	Füllgehalt (Gew%)
CS	Cerasmart, GB, B	Verbundkeramik (Bis-MEPP, UDMA, MA)	231	12,1±0,8 [28]	64
BC	BRILLIANT Crios, Coltene AG, CH	Verbundkeramik	198±14	10,3±0,5	70
VE	Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, D	Hybridkeramik (Keramik/duales Polymernetzwerk)	150-160	30	86
ET	Estelite, Tokuyama Dental, J	Verbundkeramik	225 [29]	13,8 [29]	70 [29]
KA	Katana Avenvcia, Kuraray Noritake dental Inc., J	Verbundkeramik (UDMA, TEGDMA)	189,8 [26]	12,4 [26]	62
KJ	KZR CAD Jamakin, Jamakin Co., J	Verbundkeramik	235	10,4 [29]	65 [29]
LU	Lava Ultimate, 3M, USA	Verbundkeramik (annähernd 80Gew% nanokeramische Partikel gebunden in Kunststoffmatrix, Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA)	204±19	12,77±0,99	80
SB	SHOFU Block HC, SHOFU, US	Verbundkeramik (UDMA, TEGDMA)	191	10,4 [30]	61
VG	VOCO Grandio blocs, VOCO, D	Verbundkeramik	330	18	86
REF	Referenz E.max CAD, Ivoclar Vivadent, FL	Lithiumdisilikat (LiSi ₂), kristallisiert	360±60	95±5	100

Tabelle 1. Material and Materialeigenschaften (Literatur und Herstellerangaben, Bis-EMA: Ethoxyliertes Bisphenol-A-Dimethacrylat; Bis-GMA: Bisphenol-A-glycidylmethacrylat; BisMEPP:2,2-Bis(4-methacryloxyphenoxy)propan; TEGDMA: Triethylenglycoldimethacrylat; UDMA: Urethandimethacrylat, MA: Methacrylat)

Ergebnisse: Im Allgemeinen stieg die Kantenstabilität, je größer der Abstand zum Rand war. Die Unterschiede zwischen den Materialien wurden innerhalb der 1 mm dicken Plättchen deutlicher. Die Kantenstabilität der 1 mm starken Proben (Abb. 1) variierte zwischen $64,4 \pm 24,2$ N (SB) und $183,2 \pm 63,3$ N (REF), mit signifikanten Unterschieden (ANOVA: $p < 0,001$) zwischen den Materialien. Der Bonferroni Test zeigte Unterschiede zwischen den Materialien VE und KA, KJ und REF ($p \leq 0,014$), KA und VE, SB und VG ($p \leq 0,038$), KA und SB ($p = 0,011$) und SB und REF ($p = 0,003$).

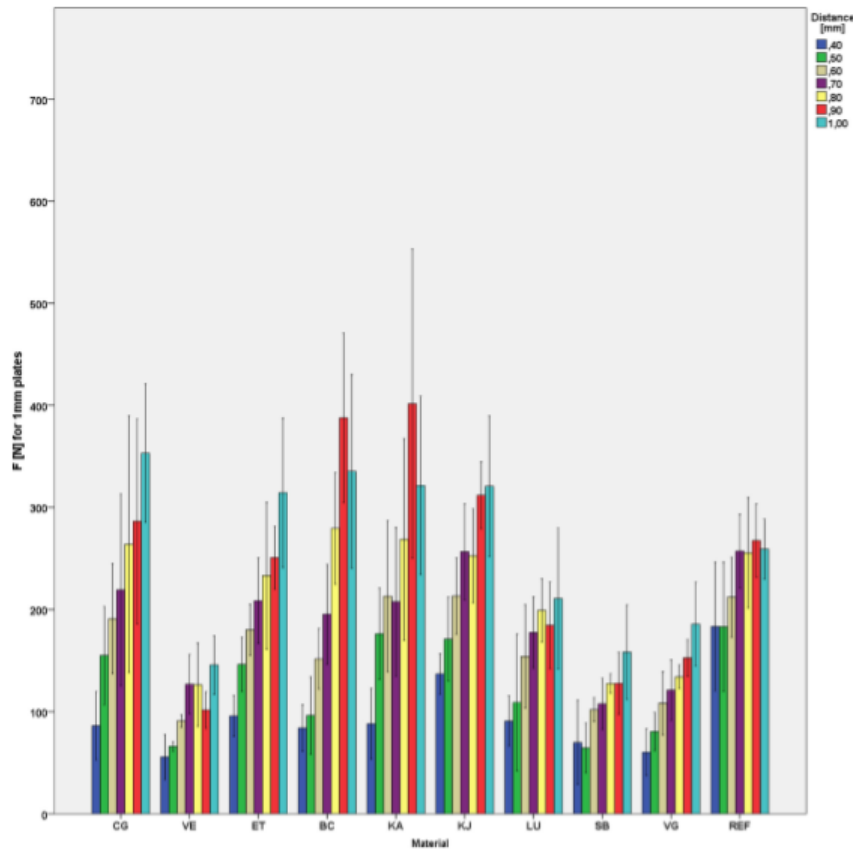


Abb. 1: Maximalkraft für 1 mm Plättchen (Mittelwert, Standardabweichung; Abstand zur Kante 0,4-1 mm).

Für die 2 mm dicken Plättchen (Abb. 2) wurden Werte zwischen $129,2 \pm 32,5$ N (LU) und $230,3 \pm 67,5$ N (CG) ermittelt. Der ANOVA Gruppenvergleich zeigte keine signifikanten Unterschiede ($p=0,109$) zwischen den Materialien. Der Bonferroni Vergleich erbrachte ebenfalls keine signifikanten Differenzen ($p > 0,235$) innerhalb der getesteten Proben. Eine signifikant unterschiedliche Kantenstabilität zwischen 1 mm und 2 mm starken Plättchen konnte lediglich für BC ($p=0,023$), VE ($p=0,000$), SB ($p=0,009$) und VG ($p=0,002$) (Tabelle 2) ermittelt werden. Die mittlere Oberflächenrauheit R_a der Materialien variierte zwischen $0,07 \mu\text{m}$ und $0,27 \mu\text{m}$ (Tabelle 2). Es zeigten sich signifikante Unterschiede ($p < 0,001$, ANOVA) zwischen der Oberflächenrauheit der Materialien. Die Arbeitshypothese einer Normalverteilung mit einem Signifikanzniveau von 0,05 kann nicht verworfen werden. Die Bruchmuster des Kantenstabilitätstests der 1 mm starken Proben waren gekennzeichnet durch geringfügiges Chipping (2 %), Risse (10 %), Frakturen des Plättchens (10 %) und schwerwiegendes Chipping (78 %). Die 2 mm Plättchen zeigten zu 68 % schwerwiegendes Chipping, 26 % geringfügiges Chipping, 4 % Risse und 2 % Brüche. Unter den einzelnen Materialien gab es keine signifikant verschiedenen Versagensformen (Pearson Chi-Quadrat $p > 0,086$).

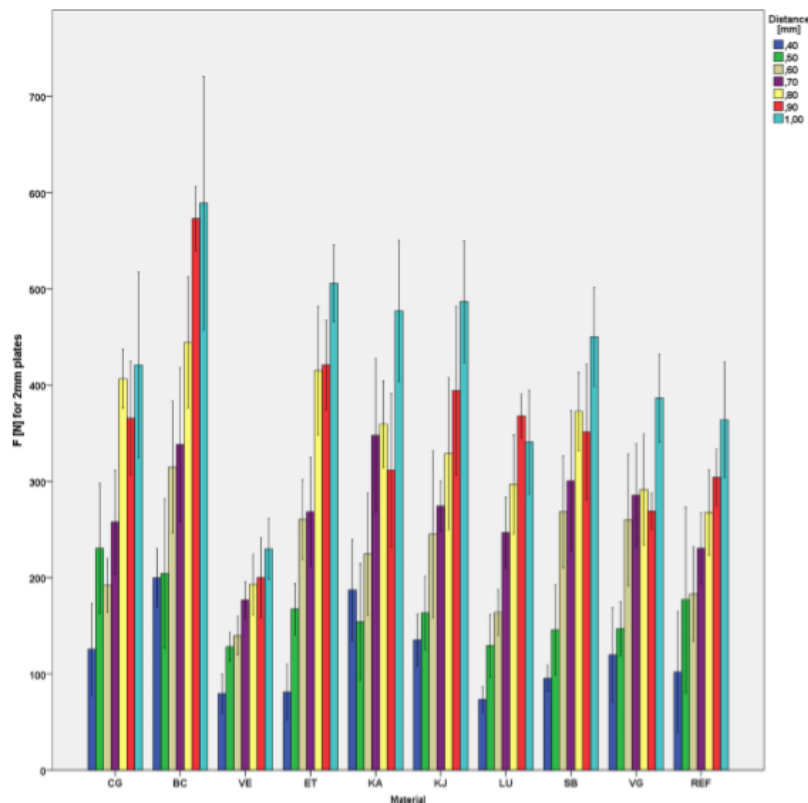


Abb. 2: Maximalkraft für 2 mm Plättchen (Mittelwert, Standardabweichung; Abstand zur Kante 0,4-1 mm).

Adhäsiv geklebte Proben: Im Vergleich der 2 mm Plättchen gegenüber den geklebten 1 mm + 1 mm Plättchen wurde für keines der drei getesteten Materialien LU, BC und VE ($p > 0,524$) ein signifikanter Unterschied ermittelt. Die Bruchmuster der geklebten Proben variierten nur wenig im Vergleich zu den 2 mm Plättchen. In den meisten Fällen gab es ein geringfügiges Chipping (67 %) oder ein schwerwiegendes Chipping (33 %), aber ohne signifikante Unterschiede (Pearson Chi-Quadrat $p = 0,741$) (Abb. 3).

	Kantenstabilität [N] bei 0,5 mm Abstand zur Kante	Kantenstabilität [N] bei 0,5 mm Abstand zur Kante	Ra [μm]	Rz [μm]
Abkürzung	1 mm	2 mm		
CS	155,0 \pm 47,9	230,4 \pm 67,5	0,07 \pm 0,02	0,74 \pm 0,11
BC	96,2 \pm 37,8	204,2 \pm 77,3	0,10 \pm 0,01	0,84 \pm 0,05
VE	66,0 \pm 4,5	128,2 \pm 14,7	0,21 \pm 0,02	1,60 \pm 0,11
ET	146,2 \pm 26,5	167,2 \pm 26,7	0,21 \pm 0,05	1,95 \pm 0,38
KA	176,2 \pm 44,8	153,8 \pm 60,8	0,14 \pm 0,02	1,04 \pm 0,23
KJ	171,0 \pm 41,2	163,4 \pm 38,2	0,12 \pm 0,06	0,85 \pm 0,24
LU	109,0 \pm 67,0	129,2 \pm 32,5	0,23 \pm 0,01	1,67 \pm 0,07
SB	64,4 \pm 24,2	145,6 \pm 46,6	0,27 \pm 0,04	2,21 \pm 0,43
VG	80,4 \pm 18,6	146,8 \pm 28,2	0,17 \pm 0,04	1,25 \pm 0,18
REF	183,2 \pm 63,3	177,0 \pm 94,4	0,20 \pm 0,03	1,92 \pm 0,68

Tabelle 2. Kantenstabilität [N] bei 0,5 mm Abstand zur Kante für 1 mm und 2 mm Plättchen, Oberflächenrauheit (Ra,Rz).

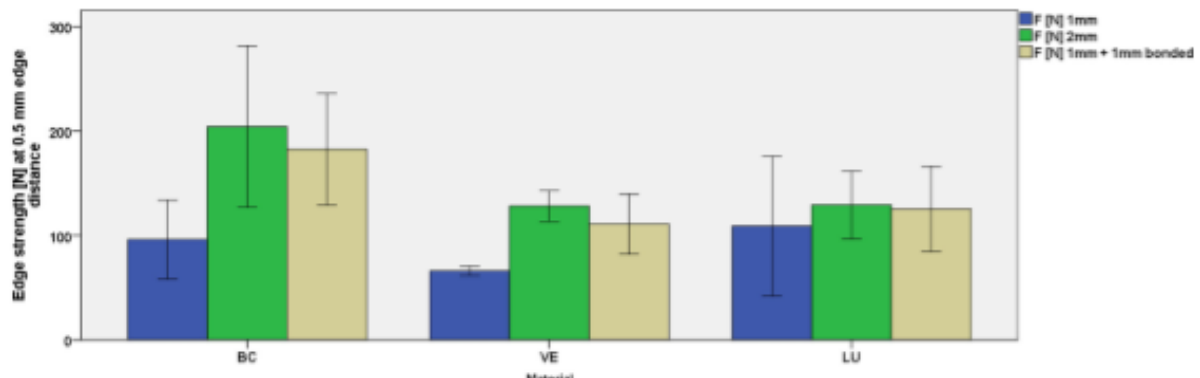


Abb. 3: Vergleich der Kantenstabilitäten zwischen 1 mm, 2 mm und 1 mm + 1 mm geklebte Plättchen (Mittelwerte, Standardabweichung; Abstand zur Kante 0,5 mm)

Diskussion: Der Versuchsaufbau dieser Studie gibt Auskunft über die Kantenstabilität und somit über die Qualität der marginalen Bereiche CAD/CAM gefertigter Restaurationen. Ferner erlaubt dieser eine Aussage über die maschinelle Verarbeitung der CAD/CAM Materialien. Dentale polymerbasierte Werkstoffe könnten durch falsche Belastung oder in zu dünn gestalteten Bereichen Absplitterungen an den Höckern, sowie Brüche am Rand oder an den Kanten erleiden. Der vorliegende Test versuchte die „Kantenstabilität“ als jene Kraft zu quantifizieren, welche notwendig ist, um ein Absplittern nahe der Kante der Probe unter standardisierten Bedingungen zu provozieren (16, 21). Leider gibt es bisher keine Standardmethode, die eine Einteilung der Materialien zulässt, obwohl eine Differenzierung zwischen den einzelnen Materialien und den verschiedenen Konditionen für eine korrekte klinische Anwendung dringend nötig wäre. Die Hypothese dieser Untersuchung, dass die Kantenstabilität von CAD/CAM Kunststoffmaterialien nicht vom Material, der Dicke des Probekörpers oder dem Abstand vom Rand abhängig ist, konnte nicht bestätigt werden. Es gab in jedem der drei Punkte klare Unterschiede. Die Kantenstabilität variierte zwischen 65 N und 180 N bei den 1 mm Plättchen und zwischen 130 N und 230 N bei den 2 mm Plättchen. Obwohl 1 mm eine klinisch relevante Dicke ist, können die Eindrücke eine Tiefe von > 100 µm überschreiten. Dadurch kann das entstehende Spannungsfeld überlagert werden, wodurch die Ergebnisse also negativ beeinflusst werden. Mit 1,5 mm dicken Probekörpern könnten daher andere Ergebnisse erzielt werden, die möglicherweise einen geringeren Einfluss auf die Kantenstabilität zeigen. Es wurden leicht unterschiedliche Bruchmuster zwischen den Materialien mit verschiedener Dicke ermittelt, aber es gab keine großen Unterschiede zwischen den verschiedenen polymerbasierten Werkstoffen. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass unter klinischen Bedingungen andere Kantenstabilitäten der Materialien erwartet werden

können, wenn wie empfohlen ein Präparationsdesign von $>0,8$ mm (zirkulär) und $> 1,5$ mm (okklusal) angewandt wurde. Um Absplitterungen oder marginale Ausbrüche zu vermeiden, sollten die Herstellerangaben strikt befolgt werden. Die Bruchmuster zeigten, dass die Restauration, zusätzlich zu kleinen Absplitterungen, schwerwiegende Schäden davontragen könnte. Wenn klinisch möglich, könnte eine dickere Versorgung, zumindest bei vier der getesteten Materialien, zu einer höheren Stabilität der gesamten Restauration beitragen: Im Vergleich der 1 mm Plättchen zu den 2 mm Plättchen, zeigten letztere teilweise eine mindestens doppelt so hohe Kantenstabilität. Nur die Keramik Referenz und vier polymerbasierte Werkstoffe zeigten keinen Unterschied zwischen 1 mm und 2 mm. Die Unterschiede zwischen den 1 mm und 2 mm Plättchen unterstreichen die Notwendigkeit der Prüfung und des Vergleichs verschiedener klinisch relevanter Dicken.

Es gab eine lineare Beziehung zwischen aufgewandter Kraft und dem Abstand von der Kante. Dennoch war der Kraftanstieg mit größer werdendem Abstand zum Rand materialabhängig und besonders bei 1 mm dicken Plättchen sehr deutlich. Für die 2mm Proben musste mit steigendem Randabstand insgesamt mehr Kraft aufgewandt werden, um ein Versagen der Probe zu erreichen. Auffällig war das Verhalten von LU, VG und SB bei 1mm Dicke und bei der Verbundkeramik VE für beide 1 mm und 2 mm Dicken. Der nur leichte Anstieg der Kantenstabilität zwischen 0,4 mm und 1,0 mm Abstand vom Rand könnte auf ein schwächeres oder spröderes Material hinweisen. Im Gegensatz dazu könnte ein steiler Anstieg, wie beispielsweise bei BC oder ET, für eine bessere marginale Stabilität während des Fräsens (9,10) oder eine reduzierte Rauheit der Kanten nach dem Fräsen bezeichnend sein (24). Wegen der geringen mechanischen Belastbarkeit der polymerbasierten Werkstoffe (oder niedrigfester Glaskeramiken) im Vergleich zu Lithiumdisilikatkeramiken, könnte die klinisch notwendige Oberflächenbehandlung durch Sandstrahlen die Ränder der Restauration beschädigen (25).

In Bezug auf die mechanischen Eigenschaften weisen die Materialien große Unterschiede auf, beispielsweise Biegefestigkeiten zwischen 150 und 350 MPa (vgl. Tabelle 1). Ein getestetes Material (LU) ist nicht für die Herstellung einer Vollkrone indiziert. Als Ursachen für Dezementierungen der daraus gefertigten Restaurationen werden eine insuffiziente Festigkeit und/oder eine erhöhte Wasseraufnahme vermutet. Obwohl viele in Vitro Tests die klinische Verwendbarkeit der Materialien bestätigen können, sollten für polymerbasierte Werkstoffe und Hybridkeramiken weitere Machbarkeitsstudien und klinische Tests durchgeführt werden. Für die vorliegenden Messungen der Kantenstabilität kann bisher keine klinische Relevanz belegt werden, obwohl einige Materialien die Werte von erprobten Lithiumdisilikatkeramiken

erreichen. Es wurde keine offensichtliche Korrelation zwischen Kantenstabilität und anderen in der Literatur verfügbaren Eigenschaften, wie Biegefestigkeit (24), Elastizitätsmodul oder Fülleranteil (1) ermittelt. Da ein Vickers Diamant die Rissbildung verstärken oder einen bereits existierenden Riss intensivieren könnte, könnte die Kantenstabilität mit der Sprödigkeit oder der Bruchfestigkeit eines Materials korrelieren. Allerdings zeigte die Kantenstabilität keine Korrelation zur vorher ermittelten Biegefestigkeit (8) oder Vickershärte (26). Die mechanischen Eigenschaften der polymerbasierten Werkstoffe werden mit zunehmender Einsatzdauer (27, 28) schlechter. Daher könnte eine Bestimmung der Kantenstabilität nach Alterung oder Lagerung eine klinisch relevante Erweiterung dieses Tests sein. Einzelne Materialien wurden auf den Einfluss der adhäsiven Befestigung auf die Kantenstabilität geprüft. Es wurden Materialien ausgewählt, die niedrige (LU) und hohe (BC) Kantenstabilitäten und verschiedene Zusammensetzungen (Verbundkeramik gegenüber Hybridkeramik [VE]) aufwiesen. Wie erwartet verstärkte die Verklebung der 1 mm Plättchen die Kantenstabilität aller Materialien auf Werte im Bereich von 2 mm Plättchen. Allerdings sollte man bei der Bewertung der Ergebnisse die Zementschicht (40 μm) und den damit verbundenen Dickenzuwachs berücksichtigen. Diese Ergebnisse machen zudem deutlich, dass eine gute und belastbare adhäsive Befestigung der Versorgung zwingend notwendig ist. Für die klinische Anwendung gilt, dass eine schlechte Verbundfestigkeit (12) und/oder eine insuffiziente Verklebung kombiniert mit Wasseraufnahme (11) langfristig ein klinisches Versagen und eine Fraktur der Restauration fördern oder verursachen könnte.

Zwischen den Materialien wurden keine signifikant unterschiedlichen Bruchmuster ermittelt, was auf einen spröden Bruch der polymerbasierten Werkstoffe, der Hybridkeramik und der Keramik Referenz hinweist. Die Bruchmuster weisen darauf hin, dass es notwendig ist die Proben mit einem darunter liegenden Material, welches Dentin simuliert oder Dentin ähnliche Eigenschaften aufweist, zu testen, um die Festigkeit der Materialien (29) nicht zu überschätzen. Die Proben sollten plan auf dem Halter aufliegen, um fehlerhafte Messungen zu vermeiden. Die Aufteilung in Quadranten, verringert zwar den Aufwand der Messungen, dennoch sollten Plättchen, die bereits schwere Schäden aus den vorhergehenden Prüfungen aufweisen, nicht für weitere Tests verwendet werden. Neben klinischen Faktoren, wie Verschleiß oder lokaler Belastung im Kontaktbereich können auch Oberflächenrauheit und Vorschädigung die Ergebnisse beeinflussen. Obwohl die Materialien signifikant unterschiedliche Rauigkeiten zeigten, konnte kein Einfluss auf die Kantenstabilität festgestellt werden. Dieser Sachverhalt könnte dem scharfen Vickers Diamant zugeschrieben werden, welcher unabhängig von der Oberflächenrauheit einen Bruch verursacht. Die Verwendung der

Proben nach dem Fräsen und Schneiden war wichtig, um eine möglichst praxisnahe Situation zu schaffen, ebenso die Kristallisation der Keramik. Rein ohne nachfolgende Kristallisation gefräste Keramiken könnten andere Ergebnisse zeigen. Es könnte zudem sein, dass Spuren vom Schneiden oder Schleifen die Ergebnisse beeinflusst haben. Deshalb sollten für die Kantenstabilitätstests die Oberflächen (Ra, Rz oder Sa, Sz) der Materialien immer berücksichtigt werden.

Fazit: Dieser Test gibt Aufschluss über die Kräfte, welche nötig sind um ein Chipping am Rand eines Probekörpers zu verursachen, womit eine Aussage über die maschinelle Verarbeitung von CAD/CAM Materialien oder die marginale Stabilität dieser Restaurationen getroffen werden kann. CAD/CAM Materialien sollten bewusst hinsichtlich ihrer physikalischen Eigenschaften ausgewählt werden. Die einzelnen Materialien zeigen verschiedene Kantenstabilitäten, welche nicht vom Typ des Materials (Keramik, Verbundkeramik, Hybridkeramik) abhängig sind, jedoch aber von der Zusammensetzung und den Eigenschaften des Materials. Die Kantenstabilität der CAD/CAM Materialien steht in Relation zu der Dicke der Probe und dem Abstand vom Rand, deshalb kann für den klinischen Alltag empfohlen werden möglichst dicke Versorgungen zu verwenden.

Publikation

Maria Pfeilschifter¹, Verena Preis¹, Michael Behr¹, Martin Rosentritt¹:

Edge strength of CAD/CAM materials.

Journal of Dentistry 74 (2018) 95–100

Impact Factor 2016: 3.456 ² 5-Year Impact Factor: 3.531 ²

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

²© Journal Citation Reports 2018 published by Thomson Reuters



Edge strength of CAD/CAM materials

Maria Pfeilschifter, Verena Preis, Michael Behr, Martin Rosentritt*

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

ARTICLE INFO

Keywords:
Edge strength
Marginal stability
CAD/CAM
Composite
Ceramic

ABSTRACT

Objectives: To investigate the edge force of CAD/CAM materials as a function of (a) material, (b) thickness, and (c) distance from the margin.

Methods: Materials intended for processing with CAD/CAM were investigated: eight resin composites, one resin-infiltrated ceramic, and a clinically proven lithiumdisilicate ceramic (reference). To measure edge force (that is, load to failure/crack), plates ($d = 1$ mm) were fixed and loaded with a Vickers diamond indenter (1 mm/min, Zwick 1446) at a distance of 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, and 1.0 mm from the edge. Edge force was defined as a loading force at a distance of 0.5 mm. The type of failure was determined. To investigate the influence of the thickness, all data were determined on 1-mm and 2-mm plates. To test the influence of bonding and an underlying dentin, individual 1-mm plates were bonded to a 1-mm-thick dentin-like (concerning modulus of elasticity) resin composite.

Results: For the 1-mm plates, edge force varied between 64.4 ± 24.2 N (Shofu Block HC) and 183.2 ± 63.3 N (ceramic reference), with significant ($p \leq 0.001$) differences between the materials. For the 2-mm plates, values between 129.2 ± 32.5 N (Lava Ultimate) and 230.3 ± 67.5 N (Cerasmart) were found. Statistical comparison revealed no significant differences ($p > 0.109$) between the materials. Brilliant Crios ($p = 0.023$), Enamic ($p = 0.000$), Shofu Blocks HC ($p = 0.009$), and Grandio Bloc ($p = 0.002$) showed significantly different edge force between the 1-mm- and 2-mm-thick plates. The failure pattern was either cracking, (severe) chipping, or fracture.

Conclusions: Material, material thickness, and distance from the edge impact the edge force of CAD/CAM materials.

Clinical significance: CAD/CAM materials should be carefully selected on the basis of their individual edge force and performance during milling.

1. Introduction

CAD/CAM fabrication with intraoral digitalization utilizes the potential of different materials. Besides ceramics, a number of different resin composites and one resin-infiltrated ceramic are available as CAD/CAM materials. These resin-based systems can be applied without additional treatment (e.g., sintering, crystallization, glazing) and therefore have great potential in cost- and time-effective chairside applications. The materials provide different material compositions and resulting mechanical properties [1–3], in vitro behavior [4,5], performance on implants [6,7], fracture toughness [8], and machinability [8,9]. Due to the low expenditure and limited mechanical properties, the materials can be recommended especially for, veneers, onlays, and partly for single crowns. Manufacturers promote the materials for their enhanced edge stability and machinability, especially in thin, marginal areas, which represent advantages over ceramics [9,10].

The bonding capacity and strength of the materials are dependent on preparation design, marginal fit, and type of cementation [11], but long-term marginal fit, adaptation, and stability are especially important factors for guaranteeing the clinical success of a restoration. Marginal wear and load transfer to the margins may cause loss of the cement and leave the margins of the restoration without support. To reduce marginal fractures, the margins should not be located under direct loading, and adhesive bonding may be used to improve marginal strength and quality. Minor chipping seems to result in reduced aesthetics and increased marginal staining. Bigger fractures might even cause enhanced tooth sensitivity, plaque accumulation, or microleakage and might result in secondary caries. Especially for brittle materials, cracking, chipping, or fracture at the margins or cusps could initiate a fracture of the entire restoration [2,12]. Insufficient preparation or fit, due for instance to the radius of the milling tool [13], may exacerbate these effects. Repeated chewing forces on a material with low elasticity

* Corresponding author.

E-mail address: martin.rosentritt@ukr.de (M. Rosentritt).

<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.05.004>

Received 29 January 2018; Received in revised form 21 April 2018; Accepted 8 May 2018
0300-5712/ © 2018 Elsevier Ltd. All rights reserved.

(E-modulus of resin composite: ~15 GPa, lithium disilicate ceramic: ~100 GPa) or low edge stability may cause spreading or fracture of the margins and finally debonding. Resin composite restorations may exhibit lower bond strengths than ceramic restorations due to the lower bond strength of the resin composites [12] or due to a higher stress distribution at the central bonding interface [14].

Edge force tests may allow for the characterization of the stability of a restoration at the margin [15–19]. Fracture and chipping are supposed to be influenced by the distance from the edge, the thickness of the restoration [20], the type of intender [21], and bonding to the underlying (tooth) structure. Watts et al. suggested – based on a linear relationship between force and distance from the edge – that the edge chip test should be performed at a maximum force to be applied at a distance of 0.5 mm [16]. A clinically relevant test method should determine the force required to cause edge failure of the restoration. In this test, a standardized indenter was positioned near the edge of the specimen, and a force was applied with constant velocity. The maximum force required to cause a crack, chip, or fracture of the material was determined. This maximum force was characterized as “edge force”. For investigating the influence of the distance from the edge, tests were performed with varying distances between 0.4 to 1.0 mm.

The null hypotheses of this in vitro study were that edge force does not differ with

- a different materials,
- b the thickness of the specimens, or
- c the distance from the margin.

Individual materials were tested to check for the influence of adhesive bonding on edge force.

2. Materials and methods

Edge force was determined for eight resin composites, one resin-infiltrated ceramic, and one clinically proven lithiumdisilicate ceramic (reference). All materials are intended for processing with computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD/CAM; e.g. Cerec Omnicam, MCXL, Sirona, D). Materials and manufacturers’ details are listed in Table 1.

CAD/CAM blocks were trimmed and sectioned (Leica SP1600, diamond wheel, water cooling, 600 rpm, n = 10 per material). To

investigate the influence of the material’s thickness, specimens (10 mm diameter) were cut into 1-mm- and 2-mm-thick plates. To simulate the situation after milling, resin composites and resin-infiltrated ceramic were used as milled, and the ceramic reference (REF: EmaxCAD, Ivoclar Vivadent) was crystallized according to the manufacturer’s instructions (820 °C–840 °C, 13 min). Surface roughness (Ra, Rz) 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).

To determine the load to failure/crack (maximum loading force), specimens were fixed and loaded with a Vickers diamond indenter (1 mm/min, Zwick 1446) at a distance of 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, and 1.0 mm from the edge using a micrometer adjustment. Force detection was set to a 10% drop of the actual force. To guarantee parallel impression of one ridge, the Vickers indenter was positioned with the second ridge in direction to the edge of the specimen. Specimens were separated into four sections in order to perform the measurements. Edge force results at a distance of 0.5 mm were used [16].

To test the influence of an underlying tooth structure, 1-mm discs were bonded to a 1-mm-thick resin composite disc. In view of the above results and to reduce expenditure, only LU, BC, and VE were used for this test. Mechanical properties such as the modulus of elasticity are considered important factors for simulating an underlying (tooth) structure and the performance of an edge force test [7]. Therefore, LU discs (modulus of elasticity: ~13 GPa) were used which provided a modulus of elasticity in the range of human dentin [22,23]. Before bonding, both resin composites were sandblasted (Al₂O₃, 50 µm, 2 bar) and resin-infiltrated ceramic was etched (5% HF, 60 s). Following the clinical recommendation, adhesive bonding was performed with silane and a dual-curing universal self-adhesive resin (Ceramic Bond, Bifix SE [both Voco], 20 s with Elipar Trilight, 3 M). Edge force was tested as described above, with the tested material on top.

Failures were characterized as (A) crack, (B) minor chipping, (C) severe chipping, and (D) fracture of the plate. Exemplary scanning electron microscopy (SEM Quanta, Philips, NL; SE detector, 10 KeV, low vacuum, WD ~40 mm, magnification up to 500x) was performed to show the details of the fracture pattern.

Calculations and statistical analyses were performed using SPSS 23.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Normal distribution was controlled with the Kolmogorov-Smirnov test. Means and standard deviations were calculated and statistical analysis was performed with

Table 1

Material and material properties (literature and manufactures’ information, Bis-EMA: ethoxylated bisphenol A-glycol dimethacrylate; Bis-GMA: bisphenol A-glycidyl methacrylate; Bis-MEPP: 2,2-Bis(4-methacryloxypolyethoxyphenyl)propane; TEGDMA: triethylene glycol dimethacrylate; UDMA: urethane dimethacrylate, MA: methacrylate).

Code	Material, Manufacturer	Comment	Flexural strength (MPa)	Modulus of elasticity (GPa)	Filler content (wt%)
CS	Cerasmart, GC, B	Resin-based composite (Bis-MEPP, UDMA, MA)	231	12.1 ± 0.8 [28]	64
BC	BRILLIANT Crios, Coltene AG, CH	Resin-based composite	198 ± 14	10.3 ± 0.5	70
VE	Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, D	Resin-infiltrated ceramic (ceramic/polymer dual-network)	150–160	30	86
ET	Estelite, Tokuyama Dental, J	Resin-based composite	225 [29]	13.8 [29]	70 [29]
KA	Katana Avencia, Kuraray Noritake dental Inc., J	Resin-based composite (UDMA, TEGDMA)	189.8 [26]	12.4 [26]	62
KJ	KZR-CAD Jamakin, Jamakin Co., J	Resin-based composite	235	10.4 [29]	65 [29]
LU	LAVA Ultimate, 3 M, USA	Resin-based composite (approximately 80% by weight nanoceramic particles bound in the resin matrix, Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA)	204 ± 19	12.77 ± 0.99	80
SB	SHOFU Block HC, SHOFU, US	Resin-based composite (UDMA, TEGDMA)	191	9.5 [30]	61
VG	VOCO Grandio blocs, VOCO, D	Resin based composite	330	18	86
REF	Reference E.max CAD, Ivoclar Vivadent, FL	Lithiumdisilicate (LiSi ₃), crystallized	360 ± 60	95 ± 5	100

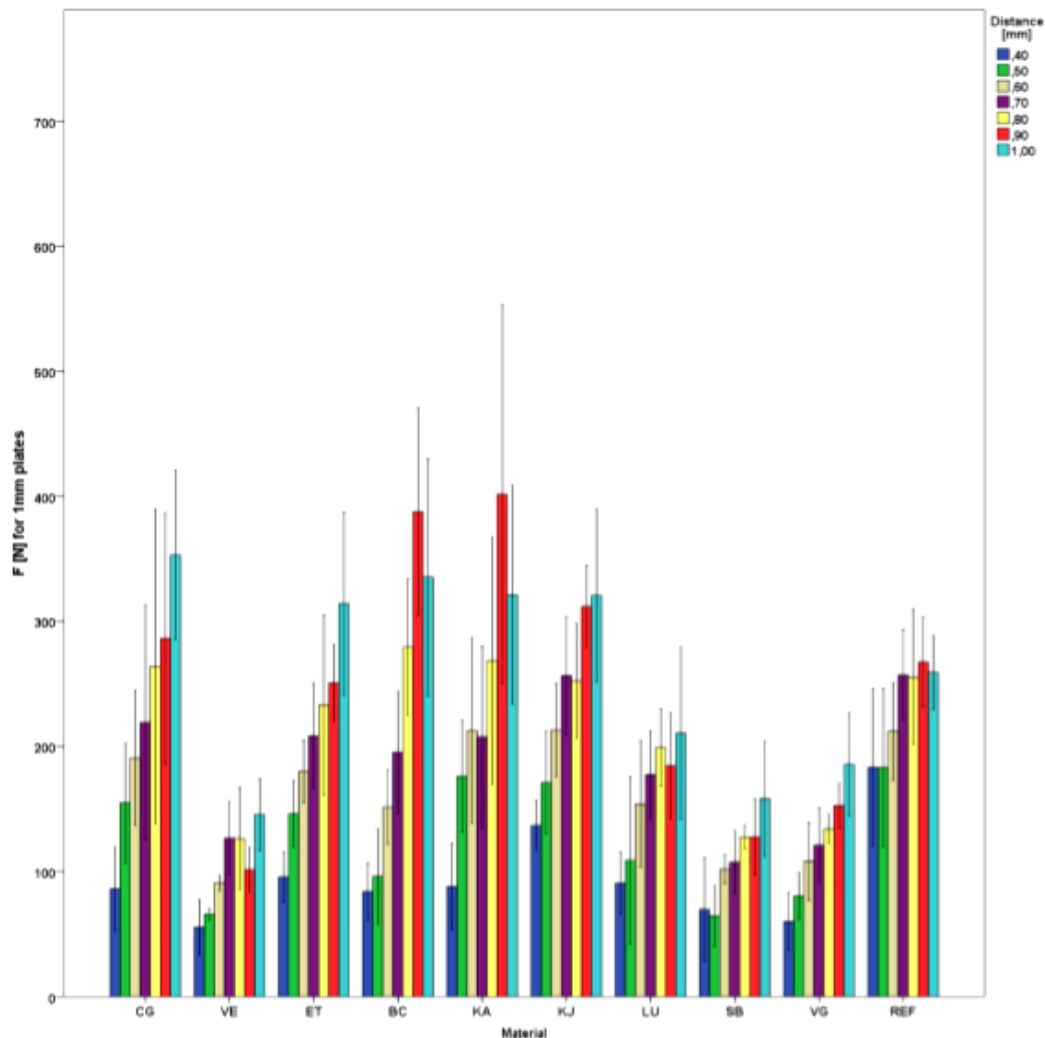


Fig. 1. Failure force for 1 mm plates (mean, standard deviation; edge distance 0.4–1 mm).

one-way analysis of variance (ANOVA) and the Bonferroni post hoc test. The level of significance (α) was set to 0.05.

3. Results

In general, edge force increased with increasing distance from the edge. Differences between the materials were more distinct with the 1-mm plates.

For the 1-mm plates (Fig. 1), edge force varied between 64.4 ± 24.2 N (SB) and 183.2 ± 63.3 N (REF), with significant differences (ANOVA: $p < 0.001$) between the materials. The Bonferroni test showed individual differences between the materials VE and KA, KJ and REF ($p \leq 0.014$), KA and VE, SB and VG ($p \leq 0.038$), KA and SB ($p = 0.011$), and SB and REF ($p = 0.003$). For the 2-mm plates (Fig. 2), values between 129.2 ± 32.5 N (LU) and 230.3 ± 67.5 N (CG) were found. The ANOVA group comparison revealed no significant differences ($p = 0.109$) between the materials. The Bonferroni comparison showed no significant differences ($p > 0.235$) between the individual materials. Significantly different edge force between 1-mm and 2-mm plates was found only for BC ($p = 0.023$), VE ($p = 0.000$), SB ($p = 0.009$), and VG ($p = 0.002$) (Table 2). The mean surface roughness R of the materials varied between $0.07 \mu\text{m}$ and $0.27 \mu\text{m}$ (Table 2).

Significant differences ($p < 0.001$, ANOVA) were found between the materials. Data showed normal distribution and the working hypothesis of a normal distribution at a 0.05 significance level is not rejected.

The failure patterns revealed by edge testing on 1-mm plates were chipping (2%), crack (10%), fracture of the plate (10%), and severe chipping (78%). On 2-mm plates, a slightly different fracture performance was found: 68% severe chipping, 26% chipping, 4% crack, and 2% fracture of the plate. The individual materials provided no significant different forms (Pearson chi-square $p > 0.086$).

Bonded situation: In the comparison of 2-mm plates against bonded 1 mm + 1 mm plates, no significant differences were found for any of the three tested materials, LU, BC, and VE ($p > 0.524$). Failures of the bonded plates varied slightly in comparison to the 2-mm plates, exhibiting in most cases chipping (67%) or severe chipping (33%), but without significant differences (Pearson chi-square: $p = 0.741$) (Fig. 3).

4. Discussion

The test setup used in this study characterizes edge force close to specimen edges. It may therefore be a helpful tool for characterizing the machinability of CAD/CAM materials or the marginal stability of restorations. Dental resin-based materials might suffer from cusp

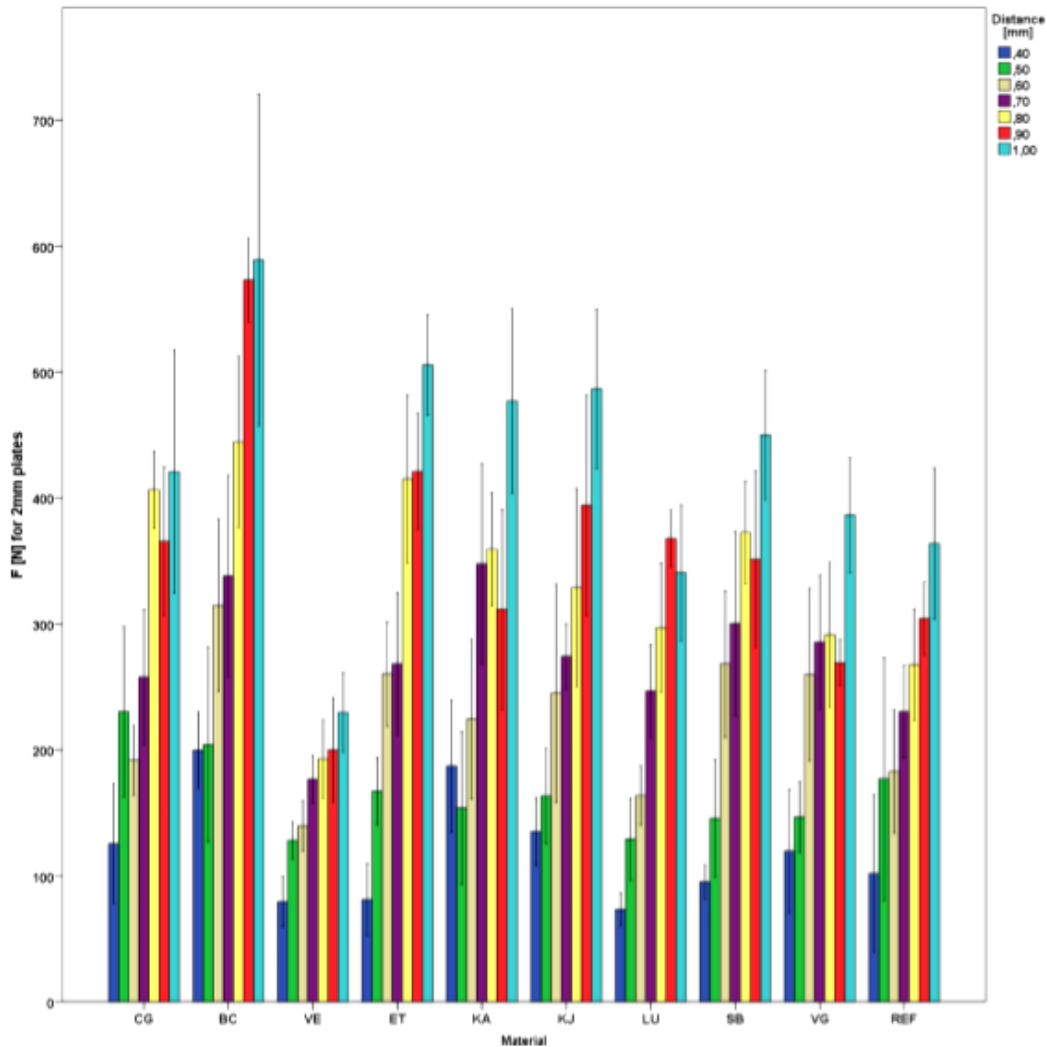


Fig. 2. Failure force for 2 mm plates (mean, standard deviation; edge distance 0.4–1 mm).

Table 2

Edge force [N] at 0.5 mm edge distance for 1 mm and 2 mm plates; surface roughness (Ra, Rz).

Code	Edge force [N] at 0.5 mm edge distance	Edge force [N] at 0.5 mm edge distance	Ra [µm]	Rz [µm]
	1 mm plate	2 mm plate		
CS	155.0 ± 47.9	230.4 ± 67.5	0.07 ± 0.02	0.74 ± 0.11
BC	96.2 ± 37.8	204.2 ± 77.3	0.10 ± 0.01	0.84 ± 0.05
VE	66.0 ± 4.5	128.2 ± 14.7	0.21 ± 0.02	1.60 ± 0.11
ET	146.2 ± 26.5	167.2 ± 26.7	0.21 ± 0.05	1.95 ± 0.38
KA	176.2 ± 44.8	153.8 ± 60.8	0.14 ± 0.02	1.04 ± 0.23
KJ	171.0 ± 41.2	163.4 ± 38.2	0.12 ± 0.06	0.85 ± 0.24
LU	109.0 ± 67.0	129.2 ± 32.5	0.23 ± 0.01	1.67 ± 0.07
SB	64.4 ± 24.2	145.6 ± 46.6	0.27 ± 0.04	2.21 ± 0.43
VG	80.4 ± 18.6	146.8 ± 28.2	0.17 ± 0.04	1.25 ± 0.18
REF	183.2 ± 63.3	177.0 ± 94.4	0.20 ± 0.03	1.92 ± 0.68

chipping or fracture at the margins or edges. The actual test attempted to quantify “edge stability” as force, which is required to cause a chip near the edge of a specimen [16,21]. There is no standard method available, but a differentiation between the individual materials and

conditions is required. The hypotheses of this investigation – that the edge force of CAD/CAM resin-based materials is not dependent on the material, thickness of the specimens, or distance from the margin – could not be confirmed.

Edge force varied between 65 N and 180 N for the 1-mm plates and between 130 N and 230 N for the 2-mm plates, indicating clear differences between the resin composites. Although 1 mm is a clinically relevant thickness, indentations may exceed a depth of > 100 µm. The stress field could then be compromised due to the low thickness of the specimen. Specimens with a thickness of 1.5 mm may therefore exhibit different results and perhaps a reduced influence on edge force.

A slightly varying fracture pattern between materials with different thicknesses was found, but there were no strong differences between the various resin composites (Fig. 4). The results confirmed that under clinical conditions, different edge force of the materials might be expected, especially with a clinically required varying preparation design of > 0.8 mm (circular) and > 1.5 mm (occlusal). To avoid chipping or marginal cracks, the manufacturer’s instructions should be strictly observed. Fracture patterns indicated that in addition to minor chipping, severe damage of a restoration might occur. When clinically feasible, a higher thickness may contribute (for four of the tested materials) to a higher stability of the whole restoration: in comparison to the 1-mm

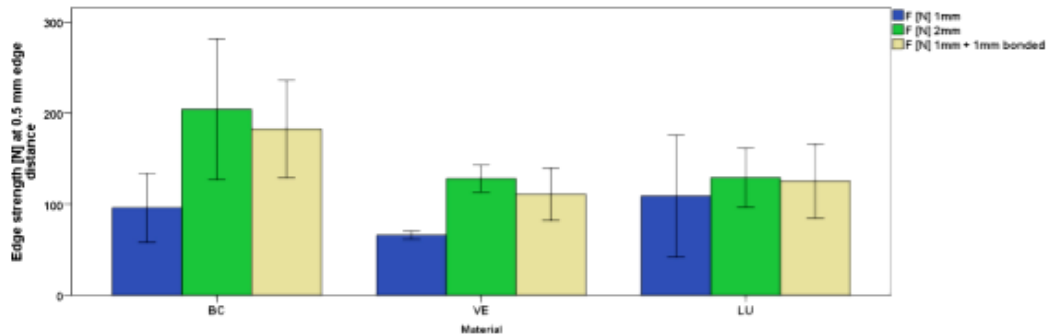


Fig. 3. Comparison between edge force for 1 mm, 2 mm and 1mm + 1 mm bonded plates (mean, standard deviation; edge distance 0.5 mm).

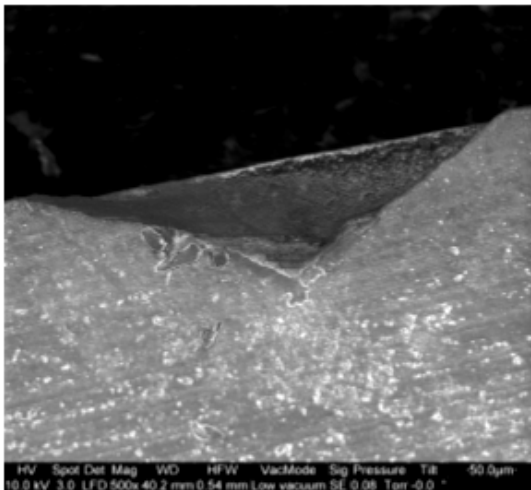


Fig. 4. Exemplary edge chipping (SEM 500x) indicating a typical V-shape.

plates, the 2-mm plates exhibited at least partly twice the edge force. Only the ceramic reference and four resin-based materials exhibited no difference in edge force between 1-mm and 2-mm applications. The differences between 1-mm and 2-mm plates underlined the necessity for testing and comparing different clinically relevant thicknesses.

There was a linear relationship between applied force and distance from the edge, but the increase of force with increasing distance from the edge was material dependent and was distinct especially for the 1-mm plates. For the 2-mm plates, all materials exhibited a steeper force increase with increasing distance from the edge. The performance of LU, VG, and SB was striking for 1-mm plates and for the resin-infiltrated ceramic VE for both 1-mm and 2-mm plates. The gentle incline of the edge force between 0.4-mm and 1.0-mm edge distance may be an indication of a weaker or more brittle material. In contrast, a steep increase, as for BC or ET, might point to an improved performance of the marginal stability even during the milling process [9,10] or to a reduced margin edge roughness after milling [24]. Because of the low mechanical strength of the resin composite (or even low-strength glass ceramics) in comparison to lithiumdisilicate ceramics, a necessary surface treatment by sandblasting might damage the margins [25].

The materials strongly differ in terms of mechanical properties, with flexural strength between 150 and 350 MPa (Table 1). One of the tested materials (LU) is not indicated for the manufacturing of single crowns, which is attributed to clinical debonding problems due to insufficient strength or high water uptake. Although a number of in vitro tests assume the clinical usability of the materials, resin composites and the resin-infiltrated ceramic require a clinical proof of concept and clinical evidence. Clinical relevance of the actual edge force is missing,

although a number of materials are achieving values in the range of the clinically proven lithiumdisilicate ceramic. No obvious correlation between edge force and other properties tested in the literature, such as flexural strength [24] and modulus of elasticity of filler content [1], was found. The Vickers diamond indenter forces a crack initiation or might intensify existing cracks, and it therefore might be that edge force correlates with brittleness or the fracture toughness of the materials. Nevertheless, edge force exhibited no correlation to previously determined fracture toughness [8] or Vickers hardness [26]. Mechanical properties of resin composites are reduced after aging [27,28], and determining edge force even after aging or storage might therefore be a clinically relevant supplement of the actual tests.

Individual materials were tested to check for the influence of adhesive bonding on edge force. The materials were selected because they represent low (LU) and high (BC) edge force and different composition (resin composite vs. resin-infiltrated material [VE]). As expected, bonding strengthened the 1-mm plates and improved the edge force of all materials in the range of the 2-mm plates, though the small thickness increase due to the cement layer ($\sim 40\ \mu\text{m}$) should be kept in mind. These results might underline the necessity of a good and durable bonding. For clinical applications, it should be recognized that a lack of bonding capacity [12] and/or a reduced long-term bonding stability combined with water uptake [11] might cause clinical debonding and fracture of these restorations.

No significantly different fracture patterns were found between the individual materials, indicating a brittle fracture of all resin composites, the resin-infiltrated material, and the ceramic reference. Fracture patterns may underline the necessity of testing the materials with an underlying material simulating dentin or dentin-like conditions, avoiding an overestimation of the strength of the materials [29]. To avoid incorrect measurements with fractures from the bottom side of the plates, it is essential to use even specimens that seat solidly on the specimen holder. Multiple measurements in the quadrants of a round plate help to reduce expenditure, but plates with severe damage should not be used for further tests. Like wear or local overloading during a clinical application, surface roughness and damage were expected to influence the results. Although roughness results between the tested materials were significant, we found no influence on edge force. This may be attributed to the sharp impression of the Vickers indenter which forces a fracture independent of surface roughness. Using the specimens in a milled or cut situation was relevant, because restorations are clinically used in the same manner. This applies to the ceramics, which had to be crystallized after milling. Ceramics which can be used as milled might exhibit different results. Perhaps cutting or milling traces influenced the results. Therefore, providing surface analysis (Ra, Rz or Sa, Sz) together with edge force data might be a reasonable method for further edge force tests.

5. Conclusion

This experiment presents an analytical tool that characterizes chipping force close to specimen edges. The tool might therefore be an approach that characterizes the machinability of CAD/CAM materials and the marginal stability of restorations. CAD/CAM materials should be carefully selected in view of their physical properties. Individual materials exhibit different edge force, which depends not on the type of material (ceramic, resin composite, resin-infiltrated) but on composition and properties. The edge force of CAD/CAM materials is related to the thickness of the material and the distance from the edge, and a greater thickness might therefore be recommended for improved clinical performance.

Acknowledgement

No.

References

- [1] R. Belli, M. Wendler, D. de Ligny, M.R. Cicconi, A. Petschelt, H. Peterlik, et al., Chairside CAD/CAM materials. Part 1: measurement of elastic constants and microstructural characterization, *Dent. Mater.* 33 (2017) 84–98.
- [2] M. Wendler, R. Belli, A. Petschelt, D. Mevec, W. Harrer, T. Lube, et al., Chairside CAD/CAM materials. Part 2: flexural strength testing, *Dent. Mater.* 33 (2017) 99–109.
- [3] B. Stawarczyk, A. Liebermann, M. Eichberger, J.F. Guth, Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 55 (2015) 1–11.
- [4] M. Rosentritt, S. Hahnel, F. Engelhardt, M. Behr, V. Preis, In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns, *Clin. Oral Investig.* 21 (2017) 2581–2587.
- [5] V. Preis, S. Hahnel, M. Behr, L. Bein, M. Rosentritt, In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns, *Dent. Mater.* 33 (2017) 427–433.
- [6] M. Rosentritt, S. Schneider-Peyrer, M. Behr, V. Preis, In vitro shock absorption tests on implant-supported crowns: influence of crown materials and luting agents, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 33 (2018) 116–122.
- [7] P. de Kok, C.J. Kleverlaan, N. de Jager, R. Kuijjs, A.J. Feilzer, Mechanical performance of implant-supported posterior crowns, *J. Prosthet. Dent.* 114 (2015) 59–66.
- [8] R. Badawy, O. El-Mowafy, L.E. Tam, Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials—alternative loading approach for compact tension test, *Dent. Mater.* 32 (7) (2016) 847–852.
- [9] R. Chavali, A.H. Nejat, N.C. Lawson, Machinability of CAD-CAM materials, *J. Prosthet. Dent.* 118 (2017) 194–199.
- [10] P. Curran, M. Cattani-Lorente, H.W. Anselm Wiskott, S. Durual, S.S. Scherrer, Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials, *Dent. Mater.* 33 (2017) 294–308.
- [11] M. Rosentritt, V. Preis, M. Behr, S. Hahnel, Influence of preparation, fitting, and cementation on the vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM crowns, *J. Dent.* 65 (2017) 70–75.
- [12] U. Lohbauer, R. Belli, M.S. Cune, U. Schepke, Fractography of clinically fractured, implant-supported dental computer-aided design and computer-aided manufacturing crowns, *SAGE Open Med. Case Rep.* 22 (5) (2017) 2050313X17741015.
- [13] S.-H. Park, Y.-J. Yoo, Y.-J. Shin, B.-H. Cho, S.-H. Baek, Marginal and internal fit of nano-composite CAD/CAM restorations, *Restor. Dent. Endod.* 41 (2016) 37–43.
- [14] I. Krejci, R. Daher, Stress distribution difference between lava ultimate full crowns and IPS e.max CAD full crowns on a natural tooth and on tooth-shaped implant abutments, *Odontology* 105 (2017) 254–256.
- [15] N. Ilie, T.J. Hilton, S.D. Heintze, R. Hickel, D.C. Watts, N. Silikas, et al., Academy of dental materials guidance-resin composites: part 1-mechanical properties, *Dent. Mater.* 33 (2017) 880–894.
- [16] D.C. Watts, M. Issa, A. Ibrahim, J. Wakiaga, K. Al-Samadani, M. Al-Azraqi, et al., Edge strength of resin-composite margins, *Dent. Mater.* 24 (2008) 129–133.
- [17] N. Erefej, N. Silikas, D.C. Watts, Edge strength of indirect restorative materials, *J. Dent.* 37 (2009) 799–806.
- [18] S.-H. Kim, D.C. Watts, In vitro study of edge-strength of provisional polymer-based crown and fixed partial denture materials, *Dent. Mater.* 23 (2007) 1570–1573.
- [19] K. Baroudi, N. Silikas, D.C. Watts, Edge-strength of flowable resin-composites, *J. Dent.* 36 (2008) 63–68.
- [20] C. Chen, F.Z. Trindade, N. de Jager, C.J. Kleverlaan, A.J. Feilzer, The fracture resistance of a CAD/CAM resin nano ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses, *Dent. Mater.* 30 (2014) 954–962.
- [21] G.D. Quinn, On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing, *Dent. Mater.* 31 (2015) 26–36.
- [22] S. Bechtle, T. Fett, G. Rizzi, S. Habelitz, A. Klocke, G.A. Schneider, Crack arrest within teeth at the dentinoenamel junction caused by elastic modulus mismatch, *Biomaterials* 31 (2010) 4238–4247.
- [23] Z. Wang, K. Wang, W. Xu, X. Gong, F. Zhang, Mapping the mechanical gradient of human dentin-enamel-junction at different intratooth locations, *Dent. Mater.* 34 (2018) 376–388.
- [24] A. Awada, D. Nathanson, Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials, *J. Prosthet. Dent.* 114 (2015) 587–593.
- [25] K. Yoshihara, N. Nagaoka, Y. Maruo, G. Nishigawa, M. Irie, Y. Yoshida, et al., Sandblasting may damage the surface of composite CAD-CAM blocks, *Dent. Mater.* 33 (2017) e124–e135.
- [26] N. Sommez, P. Gultekin, V. Turp, G. Akgungor, D. Sen, E. Mijiritsky, Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study, *BMC Oral Health* 18 (2018) 5.
- [27] F. Egilmez, G. Ergun, I. Cekic-Nagas, P.K. Vallittu, L.V.J. Lassila, Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials, *J. Prosthodont. Res.* 62 (2018) 65–74.
- [28] A. Tsujimoto, W.W. Barkmeier, T. Takamizawa, M.A. Latta, M. Miyazaki, Influence of thermal cycling on flexural properties and simulated wear of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin composites, *Oper. Dent.* 42 (2017) 101–110.
- [29] M. Rosentritt, M. Behr, P. Scharnagl, G. Handel, C. Kolbeck, Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study, *Int. J. Prosthodont.* 24 (2011) 465–468.

Literaturverzeichnis

1. Belli R, Wendler M, Ligny D de, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* 2017; 33:84–98.
2. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater* 2017; 33:99–109.
3. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF. Evaluation of mechanical and optical behaviour of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015; 55:1–11
4. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clin Oral Investig* 2017;21:2581-2587.
5. Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM materials in implant-supported molar crowns. *Dent Mater* 2017;33:427-433.
6. Rosentritt M, Schneider-Feyrer S, Behr M, Preis V. In Vitro Shock Absorption Tests on Implant Supported Crowns: Influence of Crown Materials and Luting Agents. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018;33:116-122.
7. Kok P de, Kleverlaan CJ, Jager N de, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant supported posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2015; 114:59–66.
8. Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials – Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater* 2016; 32(7):847–52.
9. Chavali R, Nejat AH, Lawson NC. Machinability of CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent* 2017;118:194-199.
10. Curran P, Cattani-Lorente M, Anselm Wiskott HW, Durual S, Scherrer SS. Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dent Mater* 2017;33:294-308.
11. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S. Influence of preparation, fitting, and cementation on the vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM crowns. *J Dent* 2017; 65:70–75.

12. Lohbauer U, Belli R, Cune MS, Schepke U. Fractography of clinically fractured, implant-supported dental computer-aided design and computer-aided manufacturing crowns. *SAGE Open Med Case Rep* 2017;22;5:2050313X17741015.
13. Park S-H, Yoo Y-J, Shin Y-J, Cho B-H, Baek S-H. Marginal and internal fit of nano-composite CAD/CAM restorations. *Restor Dent Endod* 2016; 41:37–43.
14. Krejci I, Daher R. Stress distribution difference between Lava Ultimate full crowns and IPS e.max CAD full crowns on a natural tooth and on tooth-shaped implant abutments. *Odontology* 2017;105:254-256.
15. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N et al. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties. *Dent Mater* 2017;33:880–94.
16. Watts DC, Issa M, Ibrahim A, Wakiaga J, Al-Samadani K, Al-Azraqi M et al. Edge strength of resincomposite margins. *Dent Mater* 2008;24:129–33.
17. Ereifej N, Silikas N, Watts DC. Edge strength of indirect restorative materials. *J Dent* 2009;37:799–806.
18. Kim S-H, Watts DC. In vitro study of edge-strength of provisional polymer-based crown and fixed partial denture materials. *Dent Mater* 2007;23:1570–1573.
19. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. Edge-strength of flowable resin-composites. *J Dent* 2008;36:63–68.
20. Chen C, Trindade FZ, Jager N de, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater* 2014;30:954–962.
21. Quinn GD. On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. *Dent Mater* 2015;31:26–36.
22. Bechtle S, Fett T, Rizzi G, Habelitz S, Klocke A, Schneider GA. Crack arrest within teeth at the dentinoenamel junction caused by elastic modulus mismatch. *Biomaterials* 2010;31:4238–4247.
23. Wang Z, Wang K, Xu W, Gong X, Zhang F. Mapping the mechanical gradient of human dentinenamel-junction at different intratooth locations. *Dent Mater* 2018;34:376–388.
24. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015;114:587–93.

25. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y et al. Sandblasting may damage the surface of composite CAD-CAM blocks. *Dent Mater* 2017;33:e124-e135.
26. Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: A comparative in vitro study. *BMC Oral Health* 2018;18:5.
27. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res* 2018;62:65–74.
28. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Influence of Thermal Cycling on Flexural Properties and Simulated Wear of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Resin Composites. *Oper Dent* 2017; 42:101–110.
29. Rosentritt M, Behr M, Scharnagl P, Handel G, Kolbeck C. Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2011; 24:465–468.

Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Gerhard Handel für die Bereitstellung meines Arbeitsplatzes im Labor der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, an dem es mir möglich war mit Freude alle praktischen Versuche vorzubereiten und durchzuführen, bedanken.

Einen besonderen Dank möchte ich Herrn Prof. Dr. Dipl.-Ing. Martin Rosentritt aussprechen, für die Überlassung des sehr aktuellen und interessanten Themas. Jede Phase dieser Arbeit wurde von ihm intensiv und professionell begleitet. Viele anregende Diskussionen und Inspirationen führten maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit. Vielen Dank für die Unterstützung in Rat und Tat, das stets offene Ohr und eine unkomplizierte Zusammenarbeit.

Ein herzliches Dankeschön an dieser Stelle auch an Frau Priv.-Doz. Dr. Verena Preis und Herrn Prof. Dr. Michael Behr, die mir bei der Verfassung meines Manuskripts sehr behilflich waren und mir nützliche Hinweise zur Verbesserung gegeben haben.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Hans-Jürgen Laberer, der mir an langen Nachmittagen zur Seite stand und der mich sehr geduldig bei jedem erdenklichen Problem tatkräftig unterstützte.

Frau Dipl.-Ing. Sibylle Schneider-Feyrer sei herzlich gedankt für die rasterelektronische Untersuchung der Bruchoberflächen und die geduldige Einweisung in viele verschiedene wissenschaftliche Geräte.

Auch möchte ich dem gesamten wissenschaftlichen Team der Poliklinik für Prothetik danken, die mir stets freundlich meine Fragen beantwortet und geholfen haben.

Tief verbunden und dankbar bin ich meinen Geschwistern Susanne und Franz Pfeilschifter und meinen Freundinnen Vanessa Wittmann, Magdalena Groeneveld, Saskia Enggram, die mich seit Kindesbeinen begleiten und mich bei jeder Lebenslage unterstützen.

Herzliches Dankeschön auch an Steffen Dudda, der mich stets liebevoll aufmunterte und immer an meiner Seite war.

Meinen Eltern Martina und Franz Pfeilschifter möchte ich von ganzem Herzen danken, dass sie mir mein Studium ermöglicht haben und mich bei jeder Entscheidung meines Lebens unterstützen. Vielen Dank, dass ihr jeden Tag Susanne, Franz und mir das Beste ermöglicht.