

Diplomarbeit

**Die Ästhetik und Kaustabilität von 3D-gedruckten
Einzelzahnkronen**

eingereicht von

Janpeter Leyhausen

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnheilkunde

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits

**Klinische Abteilung für Zahnerhaltung, Parodontologie und
Zahnersatzkunde**

unter Anleitung von

**Dr. med. dent. Dr. med. univ. Dr. scient. med. Armin Sokolowski
und**

Ao. Univ.-Prof. Dr. med. univ. Martin Lorenzoni

Graz, 11.06.2024

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 11.06.2024

Janpeter Leyhausen eh.

Danksagungen

An dieser Stelle möchte ich meine Dankbarkeit gegenüber allen Personen zum Ausdruck bringen, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben.

Zuallererst möchte ich mich bei meinem Betreuer Herrn DDr. Armin Sokolowski bedanken, der mich mit seinem Fachwissen, seiner Geduld und seinem Engagement während des gesamten Fertigungsprozesses geleitet hat. Ohne dessen Anleitung und Ermutigung wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Ein besonderer Dank gebührt auch ZTM Stefan Huber und ZT Phillip Teppesch, welche mich bei der Herstellung der Proben mit Ihrer Expertise unterstützt haben.

Auch bei Fr. Mischak möchte ich mich herzlich für ihre Unterstützung in allen statistischen Belangen bedanken.

Ein herzliches Dankeschön ist auch an meine Eltern gerichtet, die mich in meinem Wunsch Zahnmedizin zu studieren immer bekräftigt haben und mich während des Studiums ununterbrochen unterstützt haben. Sie haben mir stets den Rücken gestärkt und mir in herausfordernden Zeiten beigestanden.

Abschließend möchte ich allen danken, die auf irgendeine Weise dazu beigetragen haben, dass diese Arbeit erfolgreich abgeschlossen werden konnte. Ihre Beiträge haben einen bedeutenden Unterschied gemacht und werden immer in guter Erinnerung bleiben.

Vielen Dank,

Janpeter

Zusammenfassung

Einleitung: Neue Entwicklungen im Bereich der 3D-druckbaren Materialien erweitern die Indikationen für additiv hergestellten Zahnersatz. Das 3D-Druck-Material „Saremco Print Crowntec®“ ist dabei ein biokompatibles Resin, das für permanente Kronen, Inlays, Onlays und Veneers zugelassen ist. Dieses Material könnte insbesondere für die Herstellung von günstigen Langzeitprovisorien sowie für definitive Einzelzahnversorgungen Verwendung finden.

Zielsetzung: Im Rahmen dieser Arbeit sollten 3D-gedruckte Kronen aus Saremco Print Crowntec® hergestellt werden und in Bezug auf Ästhetik, Kaustabilität und Workflowtauglichkeit mit einem fräsbaren Material der gleichen Klasse, sowie einer Lithiumdisilikatkeramik verglichen werden.

Material und Methode: 24 Standardisierte Modelle mit präparierten Stümpfen für Kronenversorgungen wurden mit 8 Ivoclar TetricCAD, 8 Ivoclar IPS e.max CAD®, sowie 8 3D-gedruckten Kronen aus Saremco print Crowntec® versorgt. Die Kronen wurden dabei mit der Software inLab® von Dentsply Sirona designed und laut Herstellerangaben gefertigt. Im Fall der gefrästen Tetric CAD® und IPS e.max CAD® Kronen wurde die Schleifeinheit inLab MC XL® von Dentsply Sirona verwendet und im Fall der gedruckten Kronen der 3D-Drucker Phrozen 4k®.

Die Ästhetik der fertigen Kronen wurde anhand eines Fragebogens von ZahnmedizinerInnen und Personen in Zahnmedizin-nahen Berufen beurteilt. Die Kaustabilität wurde im Kaufunktionssimulator der Firma SD Mechatronik untersucht. Die Workflowtauglichkeit wurde im Zuge des Fertigungsprozesses durch umfangreiche Dokumentation im unmittelbaren Vergleich der Verfahren bewertet.

Ergebnisse: In der Kausimulation zeigte Saremco print Crowntec® die niedrigsten Abrasionswerte ($p = 0,008$). Mit einem Mittelwert von $-0,079\text{mm}$ (+- SD-Wert) im Vergleich zu e.max CAD® ($-0,108\text{mm}$) und Tetric CAD® ($-0,146\text{mm}$) ($p=0,008$). Im Zuge des Ästhetiksurveys zeichnete sich Tetric CAD® als das am transluzentesten bewertete Material ab. In puncto Farbgetreue wurde e.max CAD® am Besten bewertet. Bei ähnlich eingeschätzter Oberflächenbeschaffenheit war ebenfalls der

Gesamteindruck von Saremco print Crowntec® mit dem der beiden anderen Materialien vergleichbar.

Conclusio: Saremco print Crowntec® zeigte sich als abrasionsbeständiges Material mit guter Ästhetik. Je nach technischer Ausrichtung der zahnärztlichen Ordination oder Zahntechnik sowie Fertigungsvolumen ist eine gute Workflowtauglichkeit ebenfalls gegeben. Durch die gute Abrasionbeständigkeit eignet sich Saremco print Crowntec® für die permanente Versorgung und den Langzeitverbleib in der Mundhöhle. Aus ästhetischen Gesichtspunkten ist das Material als weniger transluzent und etwas weniger farbgetreu eingeschätzt worden als die beiden Vergleichsmaterialien. Um die Aussagekraft dieser Untersuchung zu stärken sind zukünftig weitere Studien mit größeren Gruppen hinsichtlich der Probenanzahl und mehr Probanden für eine Ästhetik-Umfrage notwendig. Gleichermaßen bräuchte es randomisierte, klinische Studien, welche die Ergebnisse auch in-vivo untersuchen.

Abstract

Introduction: New developments in the field of 3D printable materials are expanding the indications for additively manufactured dental restorations. The 3D printable material “Saremco Print Crowntec®” is a biocompatible resin that is approved for permanent crowns, inlays, onlays and veneers. This material could be used in particular for the fabrication of affordable long-term temporary restorations and for definitive single-tooth restorations.

Objective: The aim of this study was to fabricate 3D-printed crowns from Saremco Print Crowntec® and compare them with a millable material of the same class and a lithium disilicate ceramic in terms of esthetics, masticatory stability and workflow suitability.

Material and method: 24 standardized models with prepared dies for crown restorations were restored with 8 Ivoclar TetricCAD, 8 Ivoclar IPS e.max CAD® and 8 3D-printed crowns made of Saremco print Crowntec®. The crowns were designed using the inLab® software from Dentsply Sirona and fabricated according to the manufacturer's specifications. The inLab MC XL® milling unit from Dentsply Sirona was used for the milled Tetric CAD® and IPS e.max CAD® crowns and the Phrozen 4k® 3D printer was used for the printed crowns.

The esthetics of the finished crowns were assessed using a questionnaire by dentists and people in dentistry-related professions. The chewing stability was examined in the chewing function simulator from SD Mechatronik. Workflow suitability was evaluated during the manufacturing process by means of extensive documentation in a direct comparison of the procedures.

Results: In the chewing simulation, Saremco print Crowntec® showed the lowest abrasion values ($p = 0.008$). With a mean value of -0.079mm (+- SD value) compared to e.max CAD® (-0.108mm) and Tetric CAD® (-0.146mm) ($p=0.008$). In the course of the esthetic survey, Tetric CAD® emerged as the most translucent material. In terms of color fidelity, e.max CAD® was rated the best. The overall impression of Saremco print Crowntec® was also comparable to that of the other two materials in terms of surface quality.

Conclusion: Saremco print Crowntec® proved to be an abrasion-resistant material with good esthetics. Depending on the technical orientation of the dental practice or dental technology and the production volume, good workflow suitability is also given. Thanks to its good abrasion resistance, Saremco print Crowntec® is suitable for permanent restorations and long-term retention in the oral cavity. From an esthetic point of view, the material was assessed as less translucent and slightly less true to color than the two comparison materials. In order to strengthen the validity of this study, further studies with larger groups in terms of the number of samples and more test subjects for an esthetics survey are required in the future. Similarly, randomized clinical studies are needed that also examine the results in vivo.

Bereits erfolgte Veröffentlichungen:

INHALTSVERZEICHNIS

DANKSAGUNGEN	III
ZUSAMMENFASSUNG	IV
ABSTRACT	VI
BEREITS ERFOLGTE VERÖFFENTLICHUNGEN:	VIII
ABKÜRZUNGEN UND DEREN ERKLÄRUNG	1
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	2
TABELLENVERZEICHNIS	3
1 EINLEITUNG	4
1.1 KOMPOSITE	4
1.2 KERAMIK	5
1.2.1 Silikatkeramiken	6
1.2.2 Oxidkeramiken	6
1.3 GRUNDLAGEN CAD/CAM	7
1.4 3D-DRUCK	7
1.4.1 Stereolithografie	8
1.4.2 Digital light Processing	8
1.5 FRÄSTECHNIK	9
1.5.1 Einteilung von Fräsgeräten nach Kühlung	10
1.5.1.1 Dry Type	10
1.5.1.2 Wet Type	10
1.5.1.3 Combination Dry/Wet method	10
1.5.2 Einteilung von Fräsgeräten nach Achsen	10
1.6 VOR- UND NACHTEILE ADDITIVER UND SUBTRAKTIVER TECHNIKEN	11
1.7 MATERIALAUSWAHL	13
1.7.1 Saremco print crowntec	13
1.7.2 IPS e.max CAD	13
1.7.3 Tetric CAD	13
2 MATERIAL UND METHODEN	14
2.1 HERSTELLUNG DER PROBEN	14
2.1.1 Herstellung der Sockel-/Stumpfkombination	14
2.1.2 Herstellung der Kronen	14
2.1.2.1 Saremco print Crowntec®	15
2.1.2.2 Tetric CAD®	17
2.1.2.3 E.max CAD®	17
2.1.3 Probendesign 1.0	18
2.1.3.1 Ädhäsive Befestigung	19
2.1.3.2 Tetric CAD®	19
2.1.3.3 e.max CAD®	19
2.1.3.4 Saremco print Crowntec®	20
2.1.4 Probendesign 2.0	21
2.1.5 Probenanzahl und -anordnung	22
2.2 KAUSIMULATION	22
2.2.1 Aufbau CS 4.8 Kausimulator	22
2.2.2 Aufbau Thermocyclingeinheit	23
2.2.3 Konfiguration des Kausimulators	24
2.3 ÄSTHETIK-UMFRAGE	26
2.3.1 Transluzenz	26
2.3.2 Farbgetreue	26
2.3.3 Oberflächenbeschaffenheit	27
2.3.4 Gesamteindruck	27

3	ERGEBNISSE	27
3.1	WORKFLOWTAUGLICHKEIT	27
3.2	ÄSTHETIKUMFRAGE.....	28
3.2.1	<i>Gibt es einen Geschlechterunterschied?.....</i>	29
3.2.2	<i>Gibt es einen Unterschied in der Profession?.....</i>	29
3.2.3	<i>Hat das Alter einen Einfluss auf die Bewertungen?</i>	29
3.3	KAUSIMULATION	30
3.3.1	<i>Beschreibung der Proben- und Antagonistenoberfläche</i>	30
3.3.2	<i>Beschreibung der Rohdaten.....</i>	31
3.3.2.1	Betrachtung einzelner Abschnitte.....	34
3.3.2.2	Betrachtung der Endwerte.....	37
3.3.3	<i>Statistische Analyse</i>	38
3.3.4	<i>Steigung in drei Abschnitten.....</i>	38
4	DISKUSSION	41
4.1	FOTODOKUMENTATION & WORKFLOWTAUGLICHKEIT.....	41
4.2	ÄSTHETIKUMFRAGE.....	42
4.3	KAUSIMULATION	44
4.3.1	<i>Vergleich mit anderen Studienergebnissen</i>	45
4.3.2	<i>Einschränkende Aspekte</i>	46
5	CONCLUSIO	48
	LITERATURVERZEICHNIS	49

Abkürzungen und deren Erklärung

SLA	Stereolithografie
DLP	Digital Light Processing
FDM	Fused Deposition Modeling
SLS	Selektives Laser Sintern
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
FRP	free radical polymerization
DMD	digital micromirror device
AM	additive manufacturing
HT	High Translucency
MT	Medium Translucency
LT	Low Translucency
MO	Medium Opacity
BisGMA	Bisphenol A-glycidyl-methacrylate
UDMA	Urethandimethacrylat
TEGDMA	Triethylenglycol-Dimethacrylat
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
GDMA	Glycerol-Dimethacrylate
P	Druck
F	Kraft
A	Fläche
s	Sekunden
°C	Grad Celsius
%	Prozent
m	Masse
a	Beschleunigung
F_g	Gewichtskraft
G	Gravitationskonstante
HV	Vickershärte
N	Newton
pH	pondus hydrogenii
HIPC	High Impact Polymer Composite

Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: UNTERSCHIEDLICHE 3D-DRUCK VERFAHREN (3).....	7
ABBILDUNG 2: (A) ABLAUF: SLA-DRUCKER (B) BEISPIEL EINER SLA-GEDRUCKTEN KRONE NACH ENTFERNUNG DER SUPPORTS UND POLITUR (3).....	8
ABBILDUNG 3: A: DLP-DRUCKER AUFBAU SCHEMATISCH B: VERSCHIEDENE PLATTFORM- KONSTRUKTIONEN BEI DLP-DRUCKERN (3).....	9
ABBILDUNG 4: SAREMCO PRINT CROWNTEC 500GR FLASCHE (38)	13
ABBILDUNG 5: BEISPIEL IPS E.MAX CAD BLOCK (41).....	13
ABBILDUNG 6: BEISPIEL TETRIC CAD BLOCK (44).....	13
ABBILDUNG 7: A: PROBENHALTER MIT HORIZONTALEM SICHERUNGSBOLZEN - B: SOCKEL MIT HOHLRAUM FÜR BOLZEN - C: PRÄPARIERTER STUMPF 26 - D: SOCKEL-/STUMPFKOMBINATION.....	14
ABBILDUNG 8: DIGITAL MODELLIERTE KRONE 26.....	15
ABBILDUNG 9: A: PHROZEN 4K 3D-DRUCKER - B: MIT RESIN GEFÜLLTER BEHÄLTER - C: FERTIGER DRUCKAUFTRAG	15
ABBILDUNG 10: D: KRONE 26 MIT SUPPORTSTRUKTUREN - E: KRONE NACH ABTRENNEN DER SUPPORTSTRUKTUREN - F: REINIGUNG DER OBERFLÄCHE MIT EINEM ALKOHOLTUCH.....	16
ABBILDUNG 11: G: ABSTRAHLEN MIT 50QM GLANZ - H: OTOFLASH G171 - I: KRONE IN LICHTHÄRTEGERÄT	16
ABBILDUNG 12: J: BEHANDLUNG IN KOCHENDEM WASSER - K: POLITUR MIT ZIEGENHAARBÜRSTCHEN - L: HOCHGLANZPOLITUR.....	17
ABBILDUNG 13: A: E.MAX CAD BLOCK IN MC XL-SCHLEIFEINHEIT B: E.MAX CAD IM SCHLEIFPROZESS - C: FERTIGE KRONE IN AUFFANGSIEB.....	17
ABBILDUNG 14: D: KRONE 26 MIT REST VON SUPPORTSTRUKTUREN - E: SCHLEIFKÖRPER ZUM ABTRENNEN DER RESTE DER SUPPORTSTRUKTUREN - F: KRONE 26 NACH ABTRENNEN DER SUPPORTSTRUKTUREN.....	18
ABBILDUNG 15: G: PROGRAMAT EP 500 - H: KRISTALLISIERTE KRONE 26 - I: POLITUR MIT POLIERSTEINCHEN.....	18
ABBILDUNG 16: A: PROBENDESIGN 2.0 IM KAUSIMULATOR - B: DIVERGIERENDE BOHRUNGEN ZUR RETENTION - C: MANSCHETTE AUS PALADUR-KUNSTSTOFF	21
ABBILDUNG 17: SCHEMATISCHER AUFBAU CS 4.8 KAUSIMULATOR (78).....	23
ABBILDUNG 18: SCHEMATISCHER AUFBAU THERMOCYCLING EINHEIT (78).....	24
ABBILDUNG 19: A: SAREMCO PRINT CROWNTEC - B: E.MAX CAD - C: TETRIC CAD	27
ABBILDUNG 20: GRAUER STAUB AUF EINER TETRIC CAD PROBE	30
ABBILDUNG 21: ANTAGONISTEN NACH 1.250.000 ZYKLEN - A) SAREMCO PRINT CROWNTEC - B) E.MAX CAD - C) TETRIC CAD	30
ABBILDUNG 22: ABRASIONSPROFILE A: SAREMCO PRINT CROWNTEC B: E.MAX CAD C: TETRIC CAD	31
ABBILDUNG 23: ROHDATEN DURCHGANG 1	32
ABBILDUNG 24: ROHDATEN DURCHGANG 2	33
ABBILDUNG 25: ROHDATEN DURCHGANG 3	33
ABBILDUNG 26: AUSSCHNITT ANTAGONISTENMESSUNG DURCHGANG 1	34
ABBILDUNG 27: AUSSCHNITT DURCHGANG 1	35
ABBILDUNG 28: AUSSCHNITT DURCHGANG 2	35
ABBILDUNG 29: AUSSCHNITT DURCHGANG 3	36
ABBILDUNG 30: RELATIVE ABRASION PRO ABSCHNITT.....	37
ABBILDUNG 31: ABSOLUTE ENDWERTE PRO MATERIAL	37
ABBILDUNG 32: RELATIVE ABRASION PRO ABSCHNITT.....	40
ABBILDUNG 33: GEMITTELTE ABRASION ÜBER ALLE DURCHGÄNGE UND PROBEN	40

Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: PROBENANORDNUNG: SPCT FÜR SAREMCO PRINT CROWNTEC - E-CAD FÜR E.MAX CAD - TC FÜR TETRIC CAD.....	22
TABELLE 2: BOXPLOT ÄSTHETIKUMFRAGE.....	29
TABELLE 3: ABSOLUTWERTE MIT DIFFERENZEN ZWISCHEN 280.000 - 1.100.000 ZYKLEN.....	36
TABELLE 4: DIFFERENZEN.....	38
TABELLE 5: ABSOLUTWERTE IN 3 ABSCHNITTEN.....	38
TABELLE 6: DIFFERENZEN IN 3 ABSCHNITTEN.....	39
TABELLE 7: MITTELWERT ALLER DURCHGÄNGE UND PROBEN JE ABSCHNITT.....	39

1 Einleitung

In heutiger Zeit finden moderne, digitale Fertigungsverfahren wie 3D-Druck und Frästechnik in immer mehr Bereichen Anwendung. Seit der erstmaligen Verwendung in der Luftfahrt und der Automobilbranche in den 1960er Jahren fanden sie circa zehn Jahre später auch in der Zahnmedizin erfolgreich Einzug. Seit der Erstverwendung haben bereits deutliche Entwicklungen stattgefunden und die Techniken wurden verfeinert. (1)

Hierdurch ermöglicht sich stetig die Entwicklung und der Einsatz neuer Materialien, welche auf Ihre Eignung für die Verwendung im oralen Milieu geprüft werden müssen.

Im Zentrum dieser Arbeit steht ein innovatives Material, das Saremco print Crowntec®, welches dieser Fragestellung unterzogen werden soll.

Saremco print Crowntec® wird als „hochästhetisches Einphasenmaterial“ mit „perfekt abgestimmter Opazität“ beworben, welches sich durch seine Zulassung für den dauerhaften Verbleib in der Mundhöhle profiliert (2). Verglichen wird das Material im Zuge dieser Arbeit mit einem Vertreter der gleichen Werkstoffklasse, dem Tetric CAD®, sowie dem IPS e.max CAD® der Firma Ivoclar. Während Saremco print Crowntec® als Resin additiv mit einem 3D-Drucker verarbeitet wird, werden die anderen beiden Materialien reduzierend aus einem Block herausgefräst.

1.1 Komposite

Auf der Suche nach Möglichkeiten, die z.B. durch Trauma oder Karies zerstörte Zahnhartsubstanz zu rekonstruieren, wurde 1842 der Grundstein gelegt. Zu diesem Zeitpunkt wurde die Acrylsäure entdeckt. Diese Entdeckung wurde 1865 mit der Weiterentwicklung zur Methacrylsäure verfeinert. Die bessere Steuerbarkeit in der Verarbeitung von Acrylatverbindungen ergab sich 1880 durch die Möglichkeit diese Verbindungen durch Glasprismen mittels Lichtpolymerisation auszuhärten. Eine gewisse Salonfähigkeit von PMMA Verbindungen ergab sich erstmals für zahnmedizinische Zwecke, als solche Materialien 1930 mittels Hitze angepasst und unter Druck in Kavitäten appliziert werden konnten (3). Dennoch zeigten sich bei den Fortschritten hinsichtlich der Materialien und der Befestigung von Füllungsmaterialien, wie z.B. der Einführung der Ätztechnik in 1949 immer wieder Limitationen auf (3,4). Geringe Abrasionsstabilität, eine hohe

Polymersationsschrumpfung und eine pulpaschädigende Wirkung aufgrund von hohen Restmonomergehalten schränkten die damaligen Versorgungsmöglichkeiten mit zahnfarbenen Restaurationsmaterialien ein (5). Die Lösung stellte 1962 die Entdeckung von Bis-GMA dar. Dr. Rafael Bowen entwickelte das aromatische Dimethacrylat, welches sich als das Additionsprodukt von einem Epoxidharz und einer Methacrylsäure zusammensetzt (4,6). Kompositmaterialien bestehen heute grundlegend aus drei übergeordneten Komponenten: Dazu zählt eine organische Matrix, welche eine Phase anorganischer Füller enthält. Verbunden werden beide mittels Silanen und Kopolymeren (5). Um die Eigenschaften der Materialien besser an die Anforderungen des oralen Milieus anzupassen, werden indikationsabhängig in unterschiedlichen Konzentrationen Monomere, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente und Additiva anderer Art hinzugefügt (5). Produktbeispiele eines solchen Komposits ist Tetric CAD in auspolymerisierter, fräsbarer Form, wie auch Saremco Print Crowntec® in druckbarer, monomerer Form (7,8).

1.2 Keramik

Keramik als Werkstoff erfreut sich in der Zahnmedizin einer großen Beliebtheit. Der abrasionsbeständige Werkstoff weist hervorragende lichtleitende bzw. lichtbrechende Eigenschaften auf. Anders als Gold oder andere Nichtelegmetalle verhält sich Keramik als Werkstoff in der Mundhöhle indifferent gegenüber anderen Restaurationsmaterialien und beeinflusst diese chemisch nicht (9). Gleichwohl sind Dentalkeramiken biologisch sehr gut verträglich und isolieren das Dentin als direkte Ummantelung der Pulpa effektiv gegen thermische, mechanische und chemische Einflüsse (9). Der Hohe E-Modul, welcher selbst den von Metallen übersteigt, macht Dentalkeramiken zu einem geeigneten Werkstoff, um die in der Mundhöhle wirkenden Kräfte aufzunehmen (10,11).

Dentalkeramiken erlangen die beschriebenen Eigenschaften durch ihre Zusammensetzung und Verarbeitung. Grundlegende Bestandteile sind hierbei Feldspat (70-80%), Quarz (10-30%) und Kaolin (0-3%) (11). Durch Beimengung von Zusatzstoffen wie z.B. Kalium oder die Veränderung der Quarzmenge können Eigenschaften wie der Wärmeausdehnungskoeffizient oder die Leuzitkristallbildung beeinflusst werden. Die unter hohen Temperaturen entstehenden kovalenten Bindungen sorgen für eine hohe Sprödigkeit und das für Keramiken typische Riss-Bruchverhalten (11). Versucht man Keramiken innerhalb der Zahnmedizin

einzuordnen, so lassen sich makroskopisch zwei übergeordnete Gruppen unterscheiden:

1.2.1 Silikatkeramiken

In der Gruppe der Silikatkeramiken finden sich Keramiken mit guten Lichtleitungseigenschaften; sie sind plaqueabweisend und adaptieren an die Umgebungsfarbe mit einer Art Chamäleoneneffekt (9). Charakteristisch für eine Silikatkeramik ist eine natürliche oder synthetisch hergestellte Feldspatglasmatrix in welche Leuzitkristalle eingelagert sind. Beispiele solcher Keramiken sind Feldspatkeramiken, Glaskeramiken, Leuzitkeramiken oder Lithiumdisilikatkeramiken wie z.B. IPS e.max CAD®, welches auch in dieser Studie verwendet wurde (9,11). Die Verarbeitung solcher Keramiken erfolgt im plastischen Zustand im Falle von Presskeramik, kann aber auch klassisch durch Festigung im Brennofen geschehen. Ebenfalls üblich ist Verarbeitung in CAD/CAM-Workflows wie z.B. im Fall von e.max CAD® in Form von Blöcken, aus denen Restaurationen herausgefräst werden. Das Indikationsspektrum für Silikatkeramiken umfasst Inlays, Onlays, Veneers, Teilkronen, Einzelkronen im Frontzahnbereich. Sie können aber auch zur Verblendung von Gerüsten verwendet werden (9).

1.2.2 Oxidkeramiken

Zu den Vertretern der Oxidkeramiken zählen hauptsächlich Aluminiumoxid, Magnesiumoxid, Titanoxid und Zirkoniumoxid. Oxidkeramiken haben anders als Silikatkeramiken keine Glasphase. Die Metalloxide werden innerhalb dieser Keramikgruppe mit unedlen Metallen gebildet. Dadurch ergeben sich auch die vergleichsweise schwach ausgeprägten Lichtleitungseigenschaften. Farblich erscheinen Oxidkeramiken weißlich bis opak – teilen mit den Silikatkeramiken aber eine gewisse Plaquesresistenz (9). Vorteile der Oxidkeramiken gegenüber den Silikatkeramiken sind die höhere mechanische Belastbarkeit und Stabilität sowie eine gute Röntgenopazität (11).

Der Indikationsbereich für Oxidkeramiken ergibt sich aus den Eigenschaften. Die hohe Stabilität macht sie zu einem geeigneten Gerüstmaterial im Front- wie auch im Seitenzahnbereich. Auch für Implantatabutments finden Oxidkeramiken Anwendung. Vereinzelt werden auch Primärkronen für Doppelkronentechniken aus Oxidkeramiken hergestellt. Vollanatomische Restaurationen können insbesondere

im Seitenzahnbereich aus Oxidkeramiken hergestellt werden. Es gibt bereits Vertreter der Oxidkeramiken, welche für den Frontzahnbereich monolithisch Anwendung finden, jedoch muss dies im Vergleich zu einer geschichteten Versorgung hinsichtlich der Transluzenz als Kompromiss angesehen werden (9,12,13).

1.3 Grundlagen CAD/CAM

Die Abkürzungen CAD/CAM stehen für die Ausdrücke „computer aided design“ und „computer aided manufacturing“. Ein CAD/CAM Workflow in der Zahnmedizin setzt sich aus drei Komponenten zusammen. Im ersten Schritt wird ein Scanner benötigt, welcher die zu erfassenden Geometrien in einen digitalen Datensatz umwandelt, der in weiterer Folge von einem Computer verarbeitet werden kann. Die zweite Komponente stellt eine Software dar, die eine Bearbeitung und Konstruktion der geplanten Restauration ermöglicht. Die Software erstellt nach Beendigung des Designprozesses einen Datensatz, welcher dann im dritten Schritt je nach Fertigungsverfahren an einen 3D-Drucker oder ein Fräsgerät gesendet werden kann. (14)

1.4 3D-Druck

Innerhalb der 3D-Drucktechnik existieren im zahnmedizinischen Kontext wiederum unterschiedliche Verfahren zur Herstellung eines Werkstückes (Abb. 1). Hier sind die Stereolithografie (SLA) bzw. digital light processing (DLP), das „fused deposition modeling“ (FDM), das „selective laser melting“ (SLS), das „photopolymer jetting“ sowie das „powder binder printing“ anzuführen (15,16).



Abbildung 1: Unterschiedliche 3D-Druck Verfahren (3)

Am stärksten vertreten sind hierbei zwei sehr verwandte Techniken - die Stereolithografie (SLA) und das digital light processing (DLP).

1.4.1 Stereolithografie

Bei der Stereolithografie handelt es sich um das bereits am längsten kommerziell etablierte 3D-Druck-Verfahren. Hierbei erfolgt die additive Vernetzung von Photopolymeren durch einen Laser. Der Ablauf eines Zyklus besteht aus drei Schritten. Zuerst bewegt sich die Plattform in das oder im zu verarbeitenden Material. In weiterer Folge kommt es zur punktgenauen Aushärtung des Resins durch radikalische Polymerisation (FRP) durch einen Laser. Abschließend wird die Plattform mit dem fixierten Material aus dem Becken, welches mit Resin gefüllt ist, herausgefahren bzw. es wird neues Resin auf die Objektoberfläche aufgetragen (Abb. 2). Nach Aushärtung einer Schicht bewegt sich die Plattform um die vorher festgelegte Schichtdicke nach oben/unten und der Prozess beginnt bis zur Fertigstellung des Objektes von vorne (16). Abhängig von der Bewegungsrichtung der Plattform entsteht das gedruckte Objekt somit auf- oder unterhalb der Plattform. Die Eigenschaften und die Qualität des gefertigten Objektes hängen von Parametern wie z.B. der Intensität der Lichtquelle, der Menge der Harzmonomere und der Photoinitiatoren ab. Der Indikationsbereich für stereolithografisch 3D-gedruckte Objekte in der Zahnmedizin reicht von Modellen, Kronen- und Brückenprovisorien, über chirurgische Schablonen bis hin zu permanenten Kronen- und Brückenversorgungen und kieferorthopädischen Schienen. (15,16)

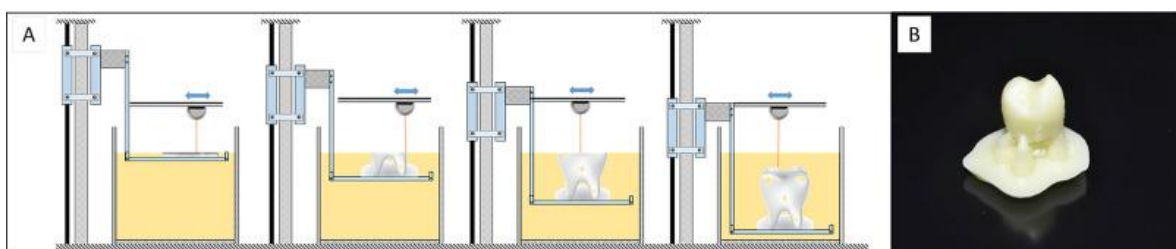


Abbildung 2: (A) Ablauf: SLA-Drucker (B) Beispiel einer SLA-gedruckten Krone nach Entfernung der Supports und Politur (3)

1.4.2 Digital light Processing

Die DLP-Technik ist mit dem SLA-Verfahren sehr verwandt. Der gesamte Ablauf unterscheidet sich lediglich dahingehend, dass anstatt eines Lasers, das Licht eines Projektors die Polymerisation auslöst. Das projizierte Bild trifft auf ein DMD (digital micromirror device), welches das Bild durch eine Linse anschließend für die zu

polymerisierende Schicht passend auf das Objekt projiziert. Ein DMD ist eine mit einer Vielzahl von kleinen Spiegeln bestückte Oberfläche, deren Ausrichtung sich durch elektrostatische Kräfte fein steuern lassen (Abb. 3) (15,17,18).

Der in der Studie verwendete Phrozen 4K, verwendet eine Modifikation dieser Technik. Der verbaute monochrome 4K-LCD-Schirm filtert das Licht so, dass nur weißes Licht auf das zu polymerisierende Resin trifft. Eine Para-LED-Array-Matrix sorgt für eine verbesserte Gleichmäßigkeit des Lichtes (19).

Je nach Position des Projektors, fährt die Plattform bis zur Fertigstellung mit dem sich schichtweise entstehenden Objekt dann auch hier auf bzw. ab. Vorteil hierbei ist, dass das gesamte Bild auf einmal projiziert wird bzw. dadurch die Polymerisation einer Schicht schneller gelingt, als beim SLA-Verfahren (20).

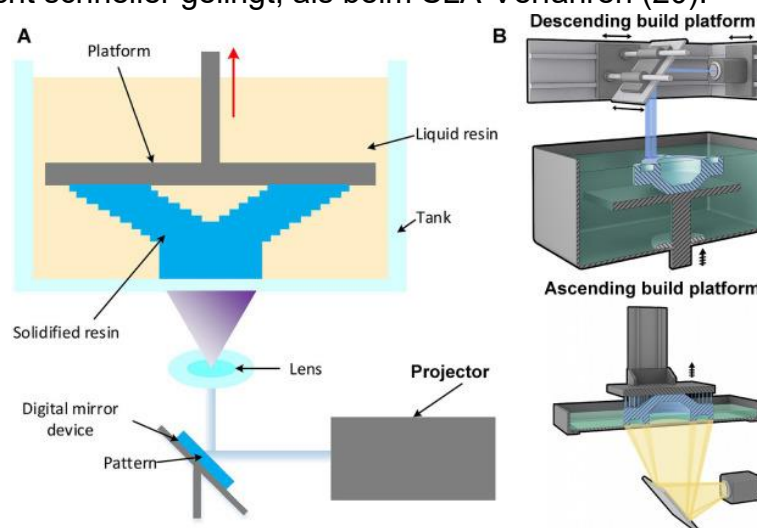


Abbildung 3: A: DLP-Drucker Aufbau schematisch B: Verschiedene Plattform-Konstruktionen bei DLP-Druckern (3)

1.5 Frästechnik

Dem Anspruch folgend neue, ästhetisch anspruchsvolle Materialien zu entwickeln, welche den Bedingungen im oralen Milieu gewachsen sind, wurden in den 1970er Jahren die Anstrengungen hinsichtlich der CAD/CAM Forschung und Entwicklung intensiviert. (21) Wie Miyazaki et al in ihrem Review beschreiben, gab es zu dieser Zeit mehrere Pioniere im Bereich CAD/CAM. Dr. Duret fertigte 1971 als erster Kronen, für welche er nach digitaler Abdrucknahme im Patientenmund und Konstruktion am Computer, ein numerisch kontrolliertes Fräsgerät verwendete. An zweiter Stelle tat sich Dr. Moermann hervor, welcher das heute weit verbreitete CEREC®-System entwickelte und damit den Grundstein für den Chairside-

Workflow legte. (21,22). Heute sind Fräsgeräte und der damit verbundene Workflow längst etabliert und die Handhabung von Software und Hardware deutlich einfacher.

1.5.1 Einteilung von Fräsgeräten nach Kühlung

- a) Dry Type (Dry Method)
- b) Wet Type (Wet Method)
- c) Combination Dry/Wet method

1.5.1.1 Dry Type

Wie der Name an dieser Stelle schon suggeriert, wird während des Fertigungsprozesses kein Wasser verwendet. Voraussetzung für einen Fräsprozess ohne Kühlung ist, dass nur Werkzeuge mit einem geringen Durchmesser im Bereich von 0.5 - 2mm verwendet werden. Geeignet sind diese Rahmenbedingungen für z.B. Zirkon, PMMA oder unterschiedliche Resine, aber auch Chrom-Kobalt Legierungen. Auf diese Art und Weise lassen sich Materialien sehr fein verarbeiten, aber die nicht vorhandene Kühlung limitiert die Indikationen für härtere Materialien und verlängert ggfs. auch den Schleifprozess. (23,24)

1.5.1.2 Wet Type

Bei dieser Art des Schleifens ist eine Wasserkühlung inbegriffen, um die entstehende Hitze während des Schleifprozesses zu reduzieren. Schleifen mit Wasserkühlung ermöglicht das effiziente Bearbeiten von härteren Materialien wie z.B. NEM-Legierungen und Titan, aber auch z.B. Keramiken wie e.max CAD (23).

1.5.1.3 Combination Dry/Wet method

Fräsgeräte die sowohl trocken als auch nass Fräsen oder Schleifen können, bieten die größten Freiheiten bei der Materialauswahl. Lediglich der Wechsel zwischen beiden Methoden kann Zeit in Anspruch nehmen, was die Produktivität geringer als bei dezidierten Geräten vom Typ a) oder b) ausfallen lassen kann. Auch das initiale Investment sowie die Wartung und Reinigung wird damit aufwendiger. (23)

1.5.2 Einteilung von Fräsgeräten nach Achsen

Die Anzahl von Achsen, gibt gleichzeitig auch die Anzahl an Freiheitsgraden an, über die ein Fräsgerät verfügt. Je mehr Freiheitsgrade, desto größer ist die Anzahl an Bewegungen, die ein Fräsgerät ausführen kann (25). Klassischerweise

verwenden Fräsgeräte heutzutage ein kartesisches Koordinatensystem, bei dem zumindest eine -x, eine -y und eine z-Achse vorausgesetzt sind. Durch weitere Rotationsachsen an der Werkzeugachse ergeben sich weitere Freiheitsgrade. Fräsgeräte, welche typischerweise im Chairside Bereich eingesetzt werden, verfügen über drei Achsen (-x, -y, -z) sowie eine weitere Achse, um die der Fräsblock rotieren kann (22). Solche Fräsgeräte werden als 3 + 1 Achsen-Fräsgeräte bezeichnet. Viele Fräsgeräte wie z.B. die „Primemill“ der Firma Sirona Dentsply verwenden zwei Fräsen und zwei Motoren, um Präzision und Fertigungszeit zu verbessern (26). Im Laborbereich werden darüber hinaus auch vermehrt 5-Achsen-Fräsgeräte eingesetzt, welche mit noch mehr Freiheitsgraden mehr Indikationen abdecken können (27). Eine 5-Achsen-Fräsmaschine ermöglicht durch ein zusätzliches Rotieren des Materialblockes Zugangswinkel, die auch das Herstellen von komplexeren Geometrien mit Unterschnitten wie z.B. Suprastrukturen von Implantaten ermöglichen (22). Auch in puncto Präzision erreichen 5-Achsen-Fräsgeräte im Vergleich zu 4-Achsen-Fräsgeräten etwas bessere Werte (28).

1.6 Vor- und Nachteile additiver und subtraktiver Techniken

Versucht man additive und subtraktive Herstellungsverfahren miteinander zu vergleichen, fallen bestimmte Faktoren wie Herstellungsgeschwindigkeit, Anzahl der Arbeitsschritte mit notwendiger menschlicher Intervention Genauigkeit/Passung, Kosten, Ästhetik, Farbstabilität, Materialverschleiß-/Verlust und z.B. Materialauswahl ins Gewicht. Beginnend mit der zur Verfügung stehenden Auswahl an Materialien, überwiegt das Angebot aktuell noch auf der Seite der Frästechnik. Hier stehen neben Wachsen, PMMA, Composite Resins, verstärkten „high performance polymers“ wie z.B. PEEK oder HIPC auch Metalle sowie die verschiedensten Vertreter der Oxid-, Silikat- und Hybridkeramiken zur Verfügung. Dem gegenüber stehen auf Seiten der additiven Fertigungstechnik, dem 3D-Druck, in erster Linie Polymere. Diese Polymere lassen sich in den Gruppen der Monomethacrylate oder „acrylic resins“, Dimethacrylate oder „bis-acryl/composite resins“ sowie Bisphenol A-glycidyl-Dimethacrylate und lichtpolymerisierbare Urethan-Dimethacrylate einteilen (29). Der Prozess der additiven Fertigung hinsichtlich Keramiken birgt einige Schwierigkeiten, welche auf die Verarbeitung von Keramiken zurückzuführen sind. Hierzu zählen der hohe Schmelzpunkt und die

Tendenz Risse und Porositäten bei zu schnellem Abkühlen zu entwickeln. Durch Techniken wie das SLS (selective laser melting) ist auch die additive Verarbeitung pulverbasierter Materialien wie z.B. Chrom-Kobalt Verbindungen oder Titan möglich (18). Wan-Sun-Lee et al. haben Untersuchungen hinsichtlich der Passgenauigkeit einer Interims Krone jeweils gefräst und 3D-gedruckt miteinander verglichen und kamen zu dem Schluss, dass die Größe des Randspaltes, als auch die des okklusalen Spaltes bei der gedruckten Versorgung geringer war (30). Ein Ergebnis, das für die 3D-gedruckte Variante spricht. Dem gegenüber steht eine Arbeit von Wei-Ting-Chou et al., welche eine Überlegenheit der Frästechnik für beide Parameter aufzeigt (31). In der erst genannten Arbeit überschreiten die gefrästen Kronen die klinisch für tolerierbar gehaltene Spaltgröße von 120µm, während eine der beiden gedruckten Varianten unterhalb dieses Grenzwertes blieb (30,32). Die zweite Arbeit zeigt einen zusätzlichen Vergleich beider Methoden zur traditionellen lost-wax-Gusstechnik auf, bei dem alle drei Verfahren Spaltgrößen unterhalb von 120 µm aufzeigen (31). Die sichtbaren Diskrepanzen zeigen die Relevanz von verwendeten Materialien, verwendeten Druckern und Fräsgeräten, als auch der Art der Auswertung. Ein weiterer Aspekt ist die Herstellungsgeschwindigkeit und die Menge des dafür verwendeten bzw. des während des Herstellungsprozesses verlorenen Materials (33). Durch die additive Fertigungstechnik (AM) können Produktionszeiten insbesondere auch durch die simultane Herstellung mehrerer Werkstücke im Vergleich zur etablierteren Frästechnik reduziert werden (33,34). Auch die geringe Menge an Materialverlust ist ein positiver Faktor auf Seiten des Additive Manufacturing (AM) gegenüber gefrästen Versorgung. Berücksichtigt man zusätzlich die meist deutlich geringeren Kosten von 3D-Druckern gegenüber Fräsgeräten, zeichnen sich prospektiv gute Aussichten für AM ab (33,35,36). Dem entgegen steht die weniger dauerhafte Farbgetreue von AM-hergestellten Kronen gegenüber stark einfärbenden Substanzen wie z.B. Curry oder Kaffee. Versuche bei welchen gefräste, als auch AM-Kronen über 2, 7 und 30 Tage in Kontakt mit unterschiedlichen anfärbenden Agentien gebracht wurden haben gezeigt, dass die Farbgetreue bei AM-Kronen deutlich geringer ist als bei gefrästen Äquivalenten (37).

1.7 Materialauswahl

1.7.1 Saremco print crowntec

Saremco print crowntec wird auf der Herstellerwebsite als „hochästhetisches Einphasenmaterial mit perfekt abgestimmter Opazität“ ohne eluierbare Substanzen beschrieben (38). Es wird ein breites Indikationsspektrum angegeben, welches permanente Kronen, Inlays, Onlays, Veneers und künstliche Prothesenzähne einschließt. Das 3D-druckbare, auf Resin-basierende Komposit ist chemisch ein BisEMA (Bisphenol-A Polyethylene Glycol-Diether-Dimethacrylat) (39). Die Biegefestigkeit wird mit $>135\text{MPa}$ angegeben. Der E-Modul mit $>4000\text{MPa}$ (40).



Abbildung 4:
Saremco print
Crowntec 500gr
Flasche (38)

1.7.2 IPS e.max CAD

IPS e.max CAD ist eine Lithiumdisilikat-Glaskeramik der Firma Ivoclar. Die als weltweit meistverkauft beworbene Vollkeramik eignet sich laut Herstellerangaben ideal für die effiziente Herstellung vollanatomischer Restaurationen. Eingeschlossen werden hierbei Kronen, (okklusale) Veneers, Inlays, Onlays, Teilkronen, Brücken mit bis zu 3 Gliedern sowie Hybrid-Abutments und -Kronen (41). Die biaxiale Biegefestigkeit wird mit 530MPa angegeben (42).

Der E-Modul mit 95.000MPa (43). Verwendet wurde für diese Studie die MT Variante.



Abbildung 5:
Beispiel IPS
e.max CAD Block
(41)

1.7.3 Tetric CAD

Tetric CAD als Fräsbarer Komposit-Block der Firma Ivoclar wird als Möglichkeit zur effizienten Fertigung von ästhetischen Einzelzahnrestaurationen vertrieben. Der vom Hersteller beschriebene Chamäleon-Effekt des Materials soll für eine optische Natürlichkeit sorgen, mit der sich die Restauration in die bestehende Zahnfarbe eingliedert (44). Das Indikationsspektrum schließt Veneers, Inlays, Onlays und Einzelzahnkronen ein. Die Biegefestigkeit wird mit 272MPa angegeben (45). Verwendet wurde im Rahmen dieser Studie die MT Variante.



Abbildung 6:
Beispiel Tetric
CAD Block (44)

2 Material und Methoden

2.1 Herstellung der Proben

2.1.1 Herstellung der Sockel-/Stumpfkombination

Um leichter reproduzierbare Verhältnisse zu schaffen, wurde zur Herstellung der Proben ein überwiegend digitaler Workflow genutzt.

Orientiert wurde sich dabei am Design eines aus Polyoxymethylene bestehenden Probenhalters (SD Mechatronik Abb. 7 A). Die Innengeometrie ist nach unten leicht konisch zulaufend. Über einen horizontalen Sicherungsbolzen lassen sich eingesetzte Proben fixieren.

Zuerst wurde ein Scan des Probenbehälters mittels des Sirona PrimeScan-Systems hergestellt und in weiterer Folge ein digitales Negativ mit einer Aussparung für den Sicherungsbolzen angefertigt (Abb. 10 B). Anschließend wurde ein Frasaco-Zahn 26 zur Aufnahme der Kronen aus den drei beschriebenen Materialien entsprechend der Keramik-Präparationsrichtlinien präpariert und ebenfalls mittels des Primescan-Systems digitalisiert (Abb. 10 C). Im Anschluss fand ein Zusammensetzen beider Geometrien mittels Meshmixer-Software (Autodesk V.3.5) statt. Das Produkt stellte die Grundlage für die Prototypenherstellung dar (Abb. 10 D).

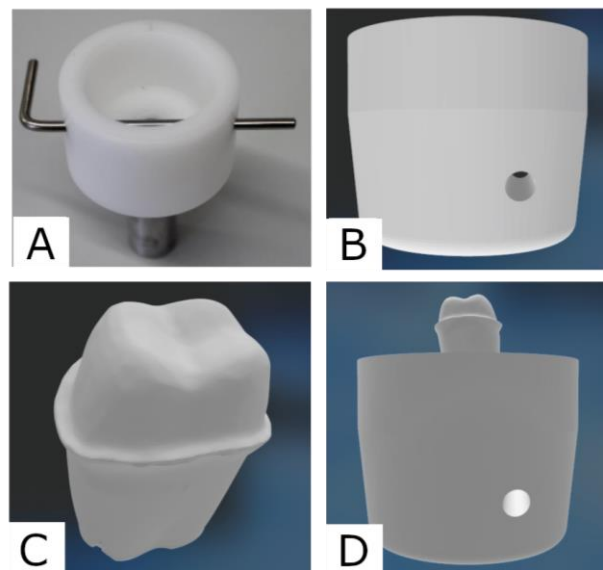


Abbildung 7: A: Probenhalter mit horizontalem Sicherungsbolzen - B: Sockel mit Hohlraum für Bolzen - C: präparierter Stumpf 26 - D: Sockel-/Stumpfkombination

2.1.2 Herstellung der Kronen

Da die Frästechnik innerhalb des CAD-/CAM bereits etabliert und in vielen Ordinationen verwendet wird, soll im Zuge der vorliegenden Arbeit im Rahmen der Fotodokumentation und Workflowtauglichkeit besonderes Augenmerk auf die Herstellung einer 3D-gedruckten Krone gelegt werden.

Für die drei Materialien (Saremco print crowntec®, IPS e.max CAD® und Tetric CAD®) wurde mittels Sirona inLab®-Software eine für den Zahnstumpf 26 passende Krone modelliert (Abb 8). Als Richtwert wurde für die zirkuläre und okklusale Schichtstärke der Kronen jeweils mindestens die Herstellerangabe des Materials mit der höchsten Angabe verwendet. Zirkulär ergab sich so eine Mindestschichtstärke von 1mm und okklusal von 1,5mm.



Abbildung 8: Digital modellierte Krone 26

2.1.2.1 Saremco print Crowntec®

Die in der Kausimulation verwendeten Kronen wurden im Sinne einer möglichst idealen Herstellung hinsichtlich der Kaubelastung bereits vom Hersteller (Saremco Dental AG, Rebstein Schweiz) zur Verfügung gestellt. Darüber hinaus wurde der Workflow zur Fertigung der Krone für den Ästhetiksurvey wie vom Hersteller angegeben durchgeführt (46). Die zuvor in der Sirona inLab Software erstellte .stl - Datei des Kronendesignes wurde hierfür in die Slicing Software (Chitubox V 2.1.0) importiert. Anschließend wurden die Parameter für den Druck, welche vom Hersteller vorgegeben sind in die Software übertragen. Darauffolgend wurde die Krone so auf der digitalen Fertigungsplattform platziert, dass sie auf ca. fünfzehn Supportstrukturen auf der Okklusalfäche zum Stehen kommt. Zum Druck verwendet wurde ein Phrozen Sonic 4K (Abb. 9 A). Das in Flaschen verpackte Resin wurde nach Schütteln in ausreichender Menge in die gereinigte Wanne gegeben (Abb. 10 B). Um einen Kaltstart des Druckers zu vermeiden, wurde das Erreichen

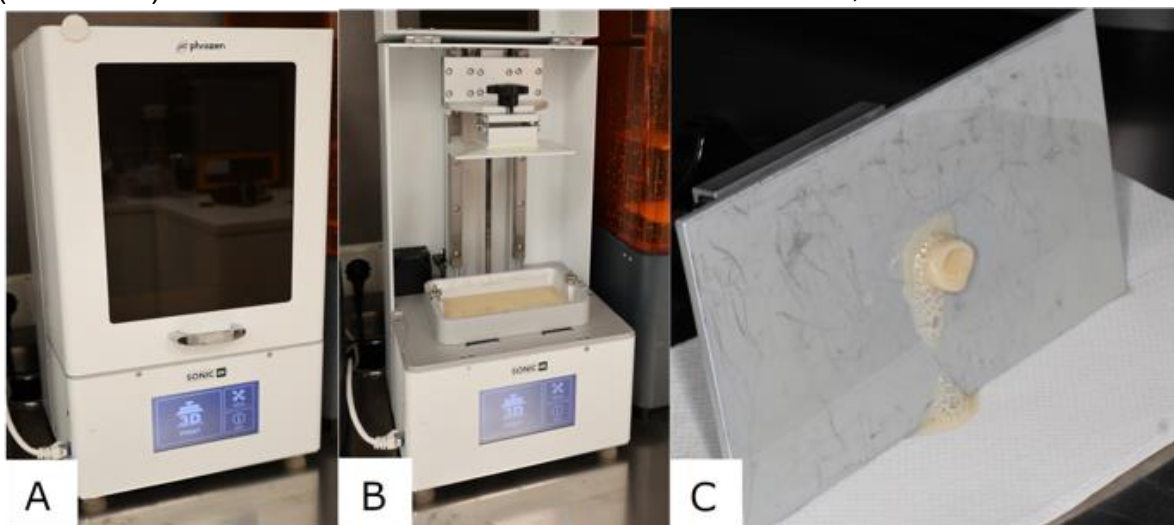


Abbildung 9: A: Phrozen 4K 3D-Drucker - B: mit Resin gefüllter Behälter - C: Fertiger Druckauftrag

der Betriebstemperatur abgewartet. Nach Starten des Druckprozesses dauerte die Fertigung 74 min. Nach Entfernen der Krone samt Supportstrukturen aus dem 3D-Drucker, wurden jene Supportstrukturen durch ein leichtes Abknicken entfernt (Abb 10 C; Abb. 11 D & E). Die Oberfläche der Krone zeigte sich in diesem Stadium noch

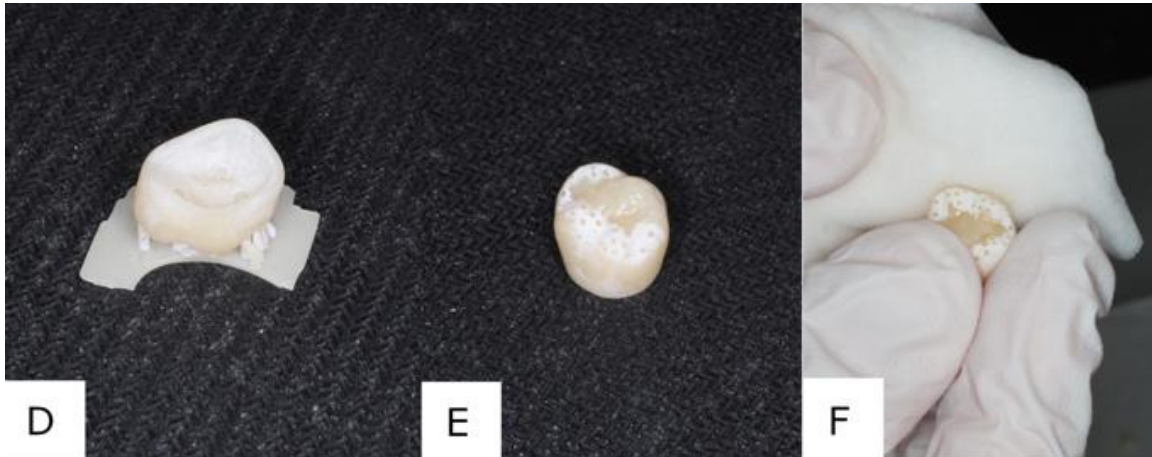


Abbildung 10: D: Krone 26 mit Supportstrukturen - E: Krone nach Abtrennen der Supportstrukturen - F: Reinigung der Oberfläche mit einem Alkoholtuch

fleckig und farblich inhomogen. Durch Reinigen mit einem Alkoholtuch konnte überschüssiges Material von der Oberfläche entfernt werden (Abb. 11 F). Nach Lufttrocknung konnte die Reinheit der Oberfläche durch Abstrahlen mit 50µm Glanzpulver bei 1,5bar weiter verbessert werden (Abb. 11 G). Zum



Abbildung 11: G: Abstrahlen mit 50qm Glanz - H: Otoflash G171 - I: Krone in Lichthärtegerät

Auspolymerisieren wurde das Gerät Otoflash G171 der Firma VOCO für 4000 „lightning exposures“ verwendet (Abb. 11 H & I). Auffällig war in diesem Zustand die noch deutlich von der Vita Farbskala als A2 klassifizierte abweichende Zahnfarbe der Krone. Demzufolge wurde die Krone für 5 min in kochendem Wasser behandelt (Abb. 12 J). Hierdurch zeigte sich eine verbesserte Farbgetreue und Transluzenz. Abschließend wurde die Krone mittels feinen Silikonpolierern ausgearbeitet und mit unterschiedlichen Polierbürsten poliert (Abb 12 K & L).

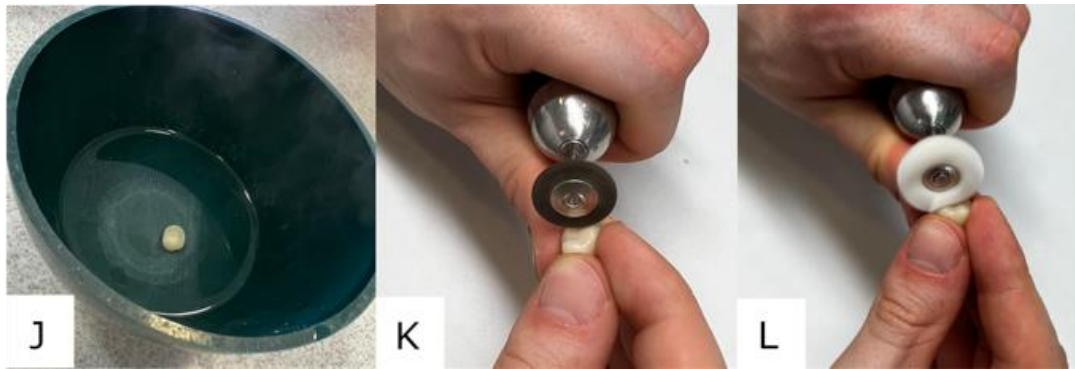


Abbildung 12: J: Behandlung in kochendem Wasser - K: Politur mit Ziegenhaarbürstchen - L: Hochglanzpolitur

2.1.2.2 Tetric CAD®

Zur Fertigung der Tetric CAD®-Kronen wurden MT A2 C14/5 Blöcke verwendet. Diese wurden sukzessive in der im Haus vorhandenen MC XL Schleifeinheit der Firma Dentsply Sirona gefertigt. Hierzu wurde das Schleifprotokoll „fein“ gewählt. Nach Entnahme der Blöcke aus der Schleifeinheit wurden die Kronen von den haltenden Supportstrukturen abgetrennt. Überreste der Supportstrukturen auf der Kronenoberfläche wurden entfernt und auspoliert. Die glatte Oberfläche wurde abschließend mittels Polierbürstchen und Polierscheiben geglättet und poliert.

2.1.2.3 E.max CAD®

Zur Herstellung der Kronen aus e.max-CAD® wurden LT A2 C14/5 Blöcke verwendet. Die Blöcke wurden ebenfalls in der im Haus vorhandenen MC XL Schleifeinheit der Firma Sirona Dentsply verarbeitet (Abb. 13 A-C). Auch hier wurde das Schleifprotokoll „fein“ gewählt.

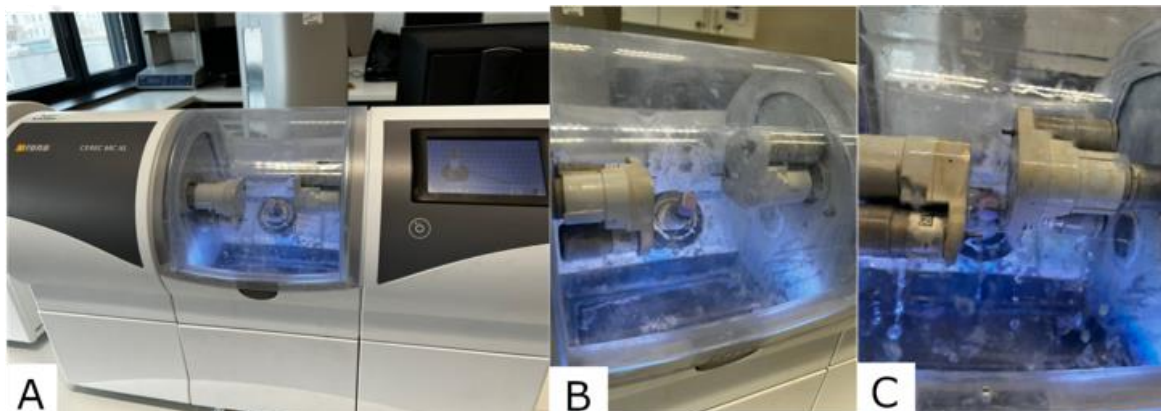


Abbildung 13: A: e.max CAD Block in MC XL-Schleifeinheit B: e.max CAD im Schleifprozess - C: fertige Krone in Auffangsieb

Analog zur Fertigung der Tetric CAD-Kronen wurden die Supportstrukturen nach der Entnahme abgetrennt und Überreste derer entfernt (Abb. 14 D-E) Der

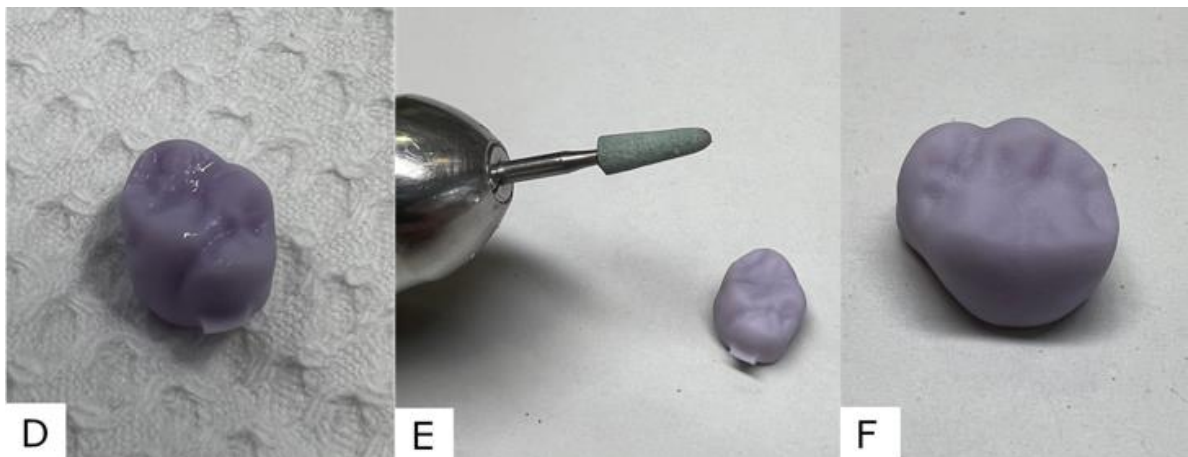


Abbildung 14: D: Krone 26 mit Rest von Supportstrukturen - E: Schleifkörper zum Abtrennen der Reste der Supportstrukturen - F: Krone 26 nach Abtrennen der Supportstrukturen

vorgesinterte Weißling erreicht seine Endhärte und Farbe allerdings erst nach einem Kristallisationsbrand.

Dieser wurde in einem Ivoclar Programat EP 5010 mittels des vorkonfigurierten Programmes mit einem Glanzbrand kombiniert durchgeführt (Abb. 15 G-I).

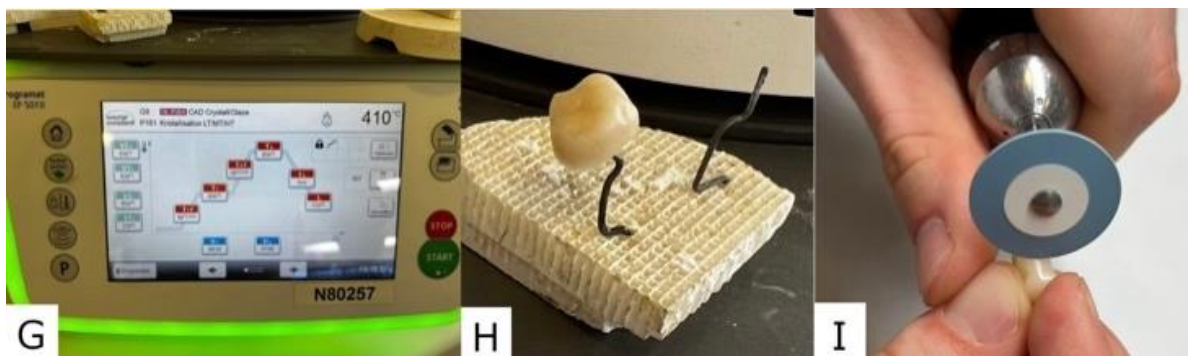


Abbildung 15: G: Programat EP 500 - H: Kristallisierte Krone 26 - I: Politur mit Poliersteinchen

2.1.3 Probendesign 1.0

Die digital designten Sockel-/Stumpfkombinationen wurden mittels Dentona® optiprint model, einem für die Modellherstellung optimierten 3D-Druckkunststoff auf Methacrylatbasis hergestellt (47). Nach Abtrennen von Supportstrukturen erfolgte eine Feinaufpassung der Sockel-/Stumpfkombination in den Probenbehältern.

2.1.3.1 Ädhäsive Befestigung

Zur adhäsiven Befestigung der Kronen auf den Sockel-/Stumpfkombinationen wurde Variolink Esthetic DC (Ivoclar) verwendet. Hierbei handelt es sich um ein dualhärtendes Befestigungskomposit dessen Monomierzusammensetzung auf BisGMA, UDMA, TEGDMA, HEMA und GDMA basiert (48). Enthaltene Füllstoffe sind Bariumglas, Strontiumglas, Fluorsilikatgläser, Ytterbiumfluorid und weitere. Die Füllstoffe beeinflussen Röntgenopazität, Handling, Festigkeit, Fluoridfreisetzung und Polierbarkeit. Dazu wurde der vom Hersteller jeweils für die Werkstoffklasse passende Befestigungs-Workflow eingehalten (49).

2.1.3.2 Tetric CAD®

Zur Befestigung der Tetric CAD® Kronen auf den Sockel-/Stumpfkombinationen wurden zuerst die Kronen mit Alkohol gereinigt. Anschließend wurde das Werkstück mit Wasser abgespült und mittels Luft getrocknet. Als Adhäsiv wurde Adhese Universal der Firma Ivoclar für 20s in die Kroneninnenfläche aufgebracht. Nach Vorbereitung der Restaurationen wurden die Stümpfe vorbereitet. Zuerst wurden die Stümpfe mittels Wasser abgespült und anschließend mittels Luft getrocknet. Die Oberfläche wurde in weiterer Folge für 30s mit 37%-iger Phosphorsäure behandelt. Nach Abspülen mit Wasser und Trocknen der Oberfläche wurde auch auf die Stümpfe Adhese Universal für 20s appliziert. Um an dieser Stelle Pfützenbildungen zu vermeiden, wurde das Adhäsiv vorsichtig mit Luft verblasen. Anschließend wurde das Adhäsiv auf dem Stumpf für 10s lichtgehärtet. Zur Zementierung wurden die Kroneninnenflächen mit Variolink Esthetic DC beschickt und die Kronen fest auf den Stümpfen aufgebracht. Der dualhärtende Kunststoffzement wurde anschließend für 2s pro Seite angehärtet und Zementüberschüsse mittels zahnärztlicher Sonde entfernt. Abschließend wurde ein Glyceringel zirkulär im Verlauf der Präparationsgrenze appliziert und der Kunststoffzement final ausgehärtet (50).

2.1.3.3 e.max CAD®

Die Kronen aus e.max CAD wurden initial mittels Wasser gereinigt und anschließend mit Luft getrocknet. Für e.max CAD als Vertreter der Lithiumdisilikatkeramiken wurden die Kronen für 2 mittels IPS Ceramic Etching Gel konditioniert. Nach Abspülen des Etching Gels und Trocknen wurde Monobond Plus für 60s zur Silanisierung auf die Kronen aufgetragen. Das Liquid wurde

anschließend vorsichtig verblasen. Auch hier wurden die Stümpfe nach Reinigen mittels 37%-iger Phosphorsäure für 30s konditioniert. Die Phosphorsäure wurde mit Wasser abgespült und die Oberfläche luftgetrocknet. Als Adhäsiv wurde auch hier Adhese Universal verwendet, welches für 20s aufgetragen und anschließend mittels Luft verblasen wurde. Auch hier wurde Adhese Universal abschließend lichtgehärtet. Variolink DC wurde in die Kroneninnenseite appliziert, die Kronen auf die Stümpfe aufgebracht und für ca. 2s von allen Seiten angehärtet. Nachdem die Zementüberschüsse mittels zahnärztlicher Sonde entfernt wurden, wurde Glyceringel aufgetragen und der Kunststoffzement für 10s von jeder Seite ausgehärtet (50).

2.1.3.4 Saremco print Crowntec®

Da Saremco Print Crowntec® zwar von der Werkstoffklasse den Kompositen zuzuordnen ist, aber von Herstellerseiten des Befestigungszementes ein Workflow analog zu Tetric CAD empfohlen wurde (Adhese Universal anstatt Monobond), wurde die Befestigung dahingehend wie angeraten durchgeführt.

Dazu wurden die Kronen mit Alkohol gereinigt, mit Wasser abgespült und anschließend mit Luft getrocknet. Als Adhäsiv wurde auch hier Adhese Universal verwendet. Die Stümpfe wurden wieder mit Wasser gereinigt und mit Luft getrocknet. Ebenfalls wurde hier 37%-ige Phosphorsäure für 30s zur Konditionierung aufgetragen, anschließend mit Wasser abgespült und der Stumpf luftgetrocknet. Es wurde für 20s Adhese Universal auf den Stumpf aufgetragen und leicht verblasen sowie lichtgehärtet. Zur Zementierung wurde Variolink Esthetic DC wie in den anderen Fällen auf die Kroneninnenfläche appliziert, die Kronen auf die Stümpfe aufgedrückt und für ca. 2s von allen Seiten angehärtet. Zementüberschüsse wurden mittels zahnärztlicher Sonde entfernt. Abschließend wurde ein Glyceringel im Bereich der Präparationsgrenze aufgebracht und der Zement mittels Polymerisationslampe final ausgehärtet (50).

2.1.4 Probendesign 2.0

Durch die auf den Stumpf wirkende, starke Hebelwirkung erwies sich das Probendesign 1.0 als noch nicht widerstandsfähig genug, um den simulierten Kaukräften über eine Zahl von 1.250.000 Zyklen Stand zu halten. Es kam vermehrt zu Materialversagen in Form von Brüchen, welche sich im Bereich des Übergangs zwischen Sockel und Stumpf zeigten. Die auf den Stümpfen adhäsiv befestigten Kronen selbst zeigten zu dem Zeitpunkt keine Anzeichen einer Fraktur. Dementsprechend erfolgte eine Anpassung des Probendesigns dahingehend, dass der Stumpf samt Krone mit einer Manschette aus PMMA-Kunststoff verstärkt wurde. Dazu wurden in die Sockel-/Stumpfkombination von oben vier Löcher in divergierender Richtung gefräst, welche der Kunststoffmanschette als Retention dienen sollten. Die Sockel-/Stumpfkombination wurde inklusive der Retentionen, exklusive der darauf adhäsiv befestigten Kronen mit 250 μ Korund abgestrahlt und somit für den Neuerbund vorbereitet. Anschließend wurde eine Manschette aus Wachs zirkulär um den Sockel herum als Matrize angebracht. Transparenter Paladur-Kunststoff wurde in die Wachsmatrize bis knapp unterhalb der Kaufläche eingegossen. Nach Auspolymerisieren im Drucktopf erfolgte die Entfernung des Wachses sowie die Glättung von Kanten. Nach weiteren Testläufen erwies sich das Probendesign 2.0 für die Untersuchung als geeignet (Abb. 16 A-C).

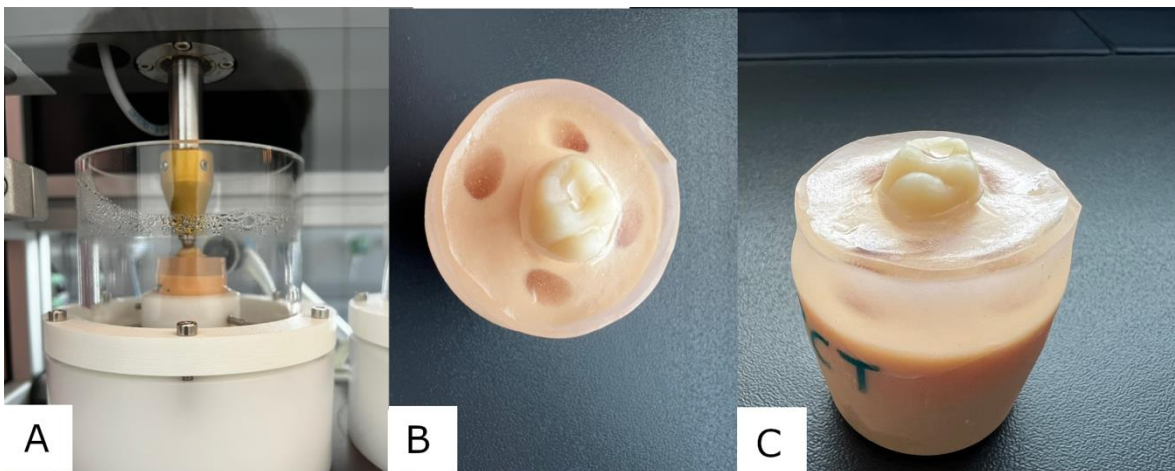


Abbildung 16: A: Probendesign 2.0 im Kausimulator - B: Divergierende Bohrungen zur Retention - C: Manschette aus Paladur-Kunststoff

2.1.5 Probenanzahl und -anordnung

Von jedem der drei Materialien wurden acht Kronen auf acht Sockel-/Stumpf-Kombinationen hergestellt. Bei gesamt vierundzwanzig Proben und acht Prüfständen, wurden die Kausimulations-Versuche in drei Durchgängen durchgeführt. Um ein Gleichgewicht der horizontalen Z-Traversal, in welcher die vertikalen Antagonistenstangen befestigt sind gewährleisten zu können, ist eine ausgeglichene Verteilung der Proben essenziell. Diese ergibt sich im angewandten Versuchsdesign durch die vollständige Besetzung aller Prüfstände. Gleichzeitig wurde darauf geachtet, dass die Probenpositionen nach jedem Durchgang gewechselt wurden, sodass Fehlerquellen wie Sensorfehler oder inadäquate Funktionsweise eines Prüfstandes kompensiert werden. Dadurch ergibt sich folgende Aufteilung der Proben in den Versuchsreihen (Tab. 1):

	Probe 1	Probe 2	Probe 3	Probe 4	Probe 5	Probe 6	Probe 7	Probe 8
DG1	SPCT	SPCT	SPCT	e-CAD	e-CAD	e-CAD	TC	TC
DG2	e-CAD	e-CAD	e-CAD	TC	TC	TC	SPCT	SPCT
DG3	TC	TC	TC	SPCT	SPCT	SPCT	e-CAD	e-CAD

Tabelle 1: Probenanordnung: SPCT für Saremco print Crowntec - e-CAD für e.max CAD - TC für Tetric CAD

2.2 Kausimulation

Für die im Rahmen der Studie durchgeführte Kausimulation, wurden die drei beschriebenen Materialien auf ihre Abrasionsbeständigkeit überprüft. Dazu wurde der Kausimulator CS 4.8 der Firma SD Mechatronik verwendet. Gleichwohl wurden die Proben aus Durchgang 1 vor und nach der Kausimulation gescannt, um die Größenordnung der Abrasion zu kontrollieren. Der Kausimulator besteht übergeordnet aus zwei Komponenten, welche die Verhältnisse des oralen Milieus simulieren sollen.

2.2.1 Aufbau CS 4.8 Kausimulator

Der obere Teil des Gerätes beinhaltet die 8 Prüfstände mit den Probenkammern auf welche von oben die gewünschte Kraft über Gewichtsscheiben appliziert wird (Abb. 17). Die Kraft wirkt über die vertikalen Antagonistenstangen mittels der am unteren Ende montierten Antagonistenhalter auf die Proben ein. Dabei hebt sich für einen Zyklus die Antagonistenstange samt -halter und montiertem Antagonist und fährt ein vorkonfiguriertes Bewegungsmuster auf der Probe ab. Die sich im Laufe des Prozesses ändernde Eindringtiefe des Antagonisten in die Probe wird vom Gerät

laufend gemessen und mit einer anfänglich festgelegten Startposition verglichen. Somit lässt sich die Abrasion ermitteln. Um festzustellen zu welchem Anteil Abrasion an der Probe und zu welchem Anteil am Antagonisten stattgefunden hat, besteht die Option einer Antagonistenmessung. Diese findet in konfigurierten Abständen an einem Punkt auf der Probe statt, die nicht im eingestellten Bewegungsmuster liegt.

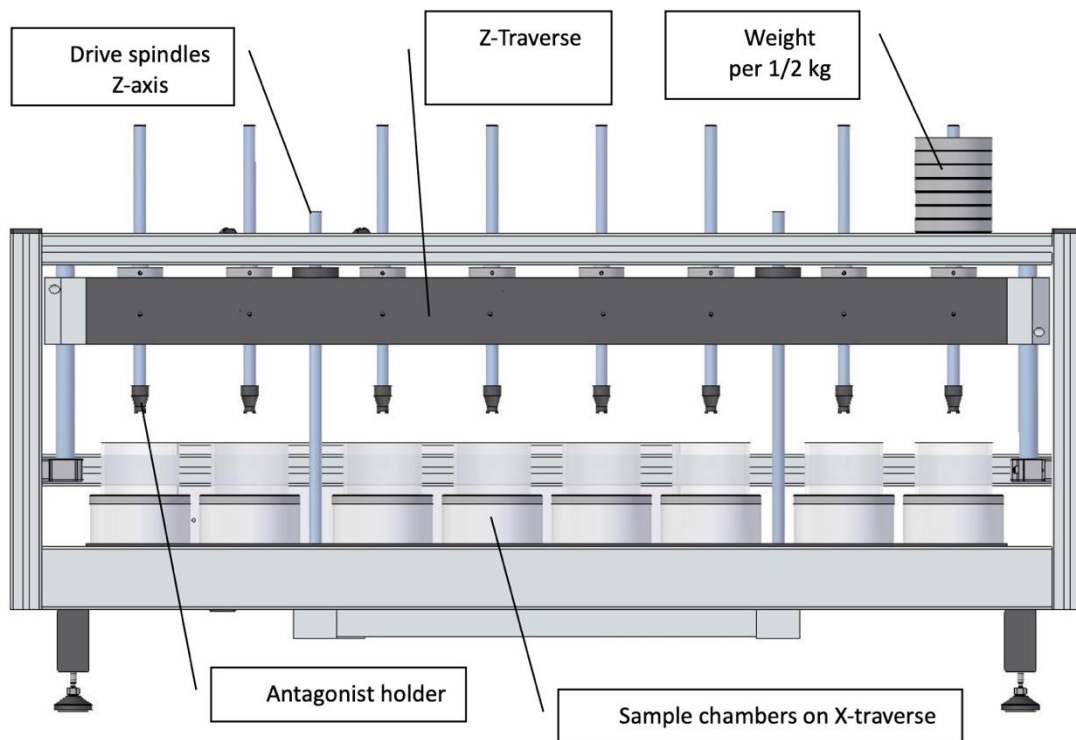


Abbildung 17: Schematischer Aufbau CS 4.8 Kausimulator (78)

2.2.2 Aufbau Thermocyclingeinheit

Die untere Komponente des Gerätes stellt die Thermocycling-Einheit dar. Sie besteht aus einem Warmwasserbecken mit einem Heizstab sowie einem Kaltwasserbecken mit einer Kühleinheit. Beide Bauteile gewährleisten so die Aufrechterhaltung der festgelegten Temperatur-Ober- und -Untergrenzen. Auf diese Art und Weise kann in konfigurierbaren Zyklen über die an beiden Becken montierten Pumpsysteme, im Wechsel warmes und kaltes Wasser über Schläuche, in die sich darüber befindlichen Probenkammern geleitet werden. Um ein Zusetzen von Filtern insbesondere am Boden des Warmwasserbeckens zu vermeiden, wird das System mit destilliertem Wasser betrieben. Das destillierte Wasser wird über eine mit einem Deckel verschlossene Öffnung auf der Oberseite des Gerätes einem

Wassertank zugeführt. Über diesen Tank autoregulierte ein Sensorsystem die Füllstände in beiden Becken (Abb. 18).

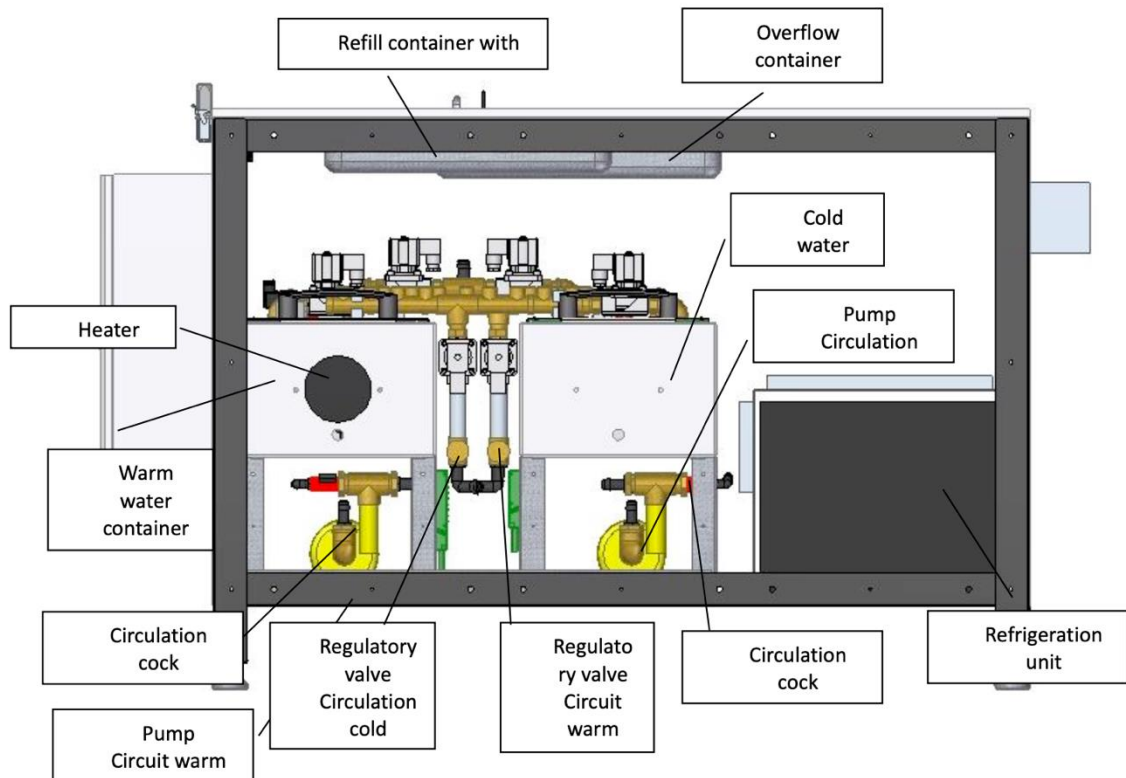


Abbildung 18: Schematischer Aufbau Thermocycling Einheit (78)

2.2.3 Konfiguration des Kausimulators

Vor Inbetriebnahme des Gerätes, muss eine Referenzfahrt zur Kalibrierung der Achsen durchgeführt werden. Als Antagonisten wurden Edelstahlkugeln der Firma SD Mechatronics mit einem Durchmesser von 6 mm mittels einer Schraube in den Antagonistenhaltern oberhalb der Proben montiert. In weiterer Folge wurden die in den Probenbehältern fixierten Proben in der Horizontalen und Transversalen zuerst grob unter dem Antagonisten positioniert und anschließend mittels einer Klemmschraube fixiert. Eine Steuereinheit ermöglichte mittels eines Schalters für die Achsauswahl und eines Schalters für die Skalierung bzw. Maßstab der Bewegung (1x, 10x, 100x), die Feinausrichtung der Antagonisten über den Proben in der Transversalen und der Vertikalen. Nach Feinausrichtung der Antagonisten in der Zentralfissur, zwischen mesiobukkalem und mesiopalatinalen Höcker, wurde dort der Startpunkt für die Abrasionsmessung gesetzt. Weiter distal wurde in einem nicht der Abrasion ausgesetzten Bereich in einem Folgeschritt der Startpunkt für die Antagonistenmessung gesetzt. Für das Setzen beider Startpunkte ist die korrekte

Adjustierung der Sensoren entscheidend. Die Werte für die Sensoren sollten hierbei zwischen 0,50 und 0,99mm liegen. Im Anschluss wurden die Parameter für das Thermocycling festgelegt. Die Proben wurden abwechselnd destilliertem Wasser von 5° und 55°C Temperatur ausgesetzt. Dieser Temperaturbereich wurde bei ähnlichen Untersuchungen dieser Art bereits mehrfach als geeignet publiziert (51,52). Die Verweildauer je Zyklus betrug 60s. Die Ein- und Ausströmzeit betrug 9s. Weiterführend wurden nun die Gewichte in Form von Scheiben auf die vertikalen Antagonistenstangen aufgelegt. Bei einem Eigengewicht von 1kg/Stange, werden jeweils 4kg zusätzlich aufgebracht. Das Gesamtgewicht von 5kg entsprach somit einer Gewichtskraft von annähernd 50N.

$$F_g = m * g$$

(53)

Auch hier wurde sich an vergleichbaren Untersuchungen orientiert (52,54,55). Der Kausimulator bietet für die Abrasionsmessung unterschiedliche Bewegungsmuster an. Bei der Wahl zwischen zirkulären, kreisförmig verlaufenden Bewegungsmustern und einem linearen Bewegungsmuster, welches die Möglichkeit bietet, eine Vorschubkomponente hinzuzufügen, wurde sich für die zweite Variante entschieden. Im Zuge dessen werden die Werte für die Aufwärts-, Abwärts- und Vorschubbewegung definiert. Definierbar sind hierbei jeweils Ausmaß der Bewegung, sowie die Geschwindigkeit. Für die Auf- und Abwärtsbewegung wurde jeweils eine Distanz von 2mm bei einer Geschwindigkeit von 60mm/s eingestellt. Für die Vorschubkomponente wurde eine Strecke von 1,5mm bei 60mm/s vorgegeben. Dadurch fand auf der Probe eine Bewegung in mesio-distaler Richtung statt, welche im menschlichen Kiefer einer Retrusion des Unterkiefers entspricht. Zusätzlich wurde mit der Einstellung „Low Impact“ ein Beschleunigen des Antagonisten und damit eine Erhöhung der einwirkenden Gewichtskraft verhindert. Mit der Option „Time Optimized“ werden die Bewegungsabläufe optimiert und somit die Laufzeit verkürzt. Bei einer Zyklenzahl von 1.250.000 und mitlaufender Antagonistenmessung ergab sich durch die dargelegte Konfiguration eine Frequenz der Abrasionsvorgänge von 1,15Hz. Die Anzahl der Kauzyklen wurde auf Basis einer Arbeit von Siavikis gewählt, in der für eine 5 Jahre in vivo Zeit ein Äquivalent von 1.200.000 Zyklen bei einer einwirkenden Kraft von 50N, einer Frequenz von 1,6Hz und einem simultanen Thermocycling von 5°C-55°C ausgegangen wird (55).

2.3 Ästhetik-Umfrage

Zusätzlich zur Messung der Abrasionsbeständigkeit, wurden die drei verschiedenen Materialien 30 Personen aus dem zahnmedizinischen Umfeld zur Begutachtung unter ästhetischen Gesichtspunkten vorgelegt. Im Rahmen der Umfrage wurde neben Alter und Geschlecht auch insbesondere die Profession erfragt. Hierbei wurde zwischen Zahnmediziner*Innen, Zahntechniker*Innen und Student*Innen der Zahnmedizin unterschieden. Die materialspezifische Beurteilung erfolgte auf einer Skala von 1 bis 10. Hierbei galt: Je höher der angegebene Wert, desto höher auch die subjektive Beurteilung hinsichtlich des zu bewertenden Kriteriums.

Im Folgenden die Kriterien, nach denen die ästhetische Beurteilung der Kronen erfolgte:

2.3.1 Transluzenz

Mit dem Ausdruck Transluzenz oder Transparenz wird die Lichtdurchlässigkeit eines Materials beschrieben. Transluzenz wird als Gegenteil der Opazität angeführt und wird im natürlichen Gebiss mit zunehmendem Alter geringer. Dies geschieht durch die Abrasion, Attrition und Erosion des Zahnschmelzes, welche sich zeitlebens z.B. durch Mastikation, chemische Einflüsse und Stresskompensation einstellt. Während der Zahnschmelz nicht regeneriert, kann das gelblichere, opakere Dentin sich in das Volumen des Pulpenkavums auf Kosten dessen vermehren und trägt somit zur weiteren Abnahme der Transluzenz bei (56). Für IPS.emax CAD® und Tetric CAD® ist die Transluzenz weiter spezifizierbar. Für IPS e.max CAD® wurde sich in der Auswahl zwischen HT, MT, LT, MO und I für die in der Praxis empfohlene LT Variante mit der geringsten Transluzenz entschieden. Bei Tetric CAD wurde sich zwischen MT und HT analog ebenfalls für MT als die Variante mit der geringsten Transluzenz entschieden. Saremco print crowntec als additiv verarbeitetes Material bietet dahingehend keine weitere Spezifikation (38,57,58).

2.3.2 Farbgetreue

Zur Beurteilung der Farbgetreue, wurden alle drei Kronen anhand der Vita-Farbskala beurteilt. Alle drei zur Beurteilung ausgegebenen Kronen wurden in A2 gefertigt.

2.3.3 Oberflächenbeschaffenheit

Die Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit wurde optisch sowie haptisch durchgeführt. Die IPS.emax CAD® Lithiumdisilikatkeramik wurde nach dem Fräsvorgang mit einem Kristallisationsbrand versehen und anschließend hochglanzpoliert. Für Tetric CAD® und Saremco print Crowntec® als Vertreter der Komposite wurde vor der Umfrage ebenfalls eine entsprechende vom Hersteller empfohlene Hochglanzpolitur mittels Polierbürstchen und Silikonpolierern durchgeführt.

2.3.4 Gesamteindruck

Abschließend sollten alle Befragten den ästhetischen Gesamteindruck zu jeder Krone angeben. Je höher die Angabe, desto höher die subjektiv wahrgenommene Ästhetik (Abb. 19 A-C).

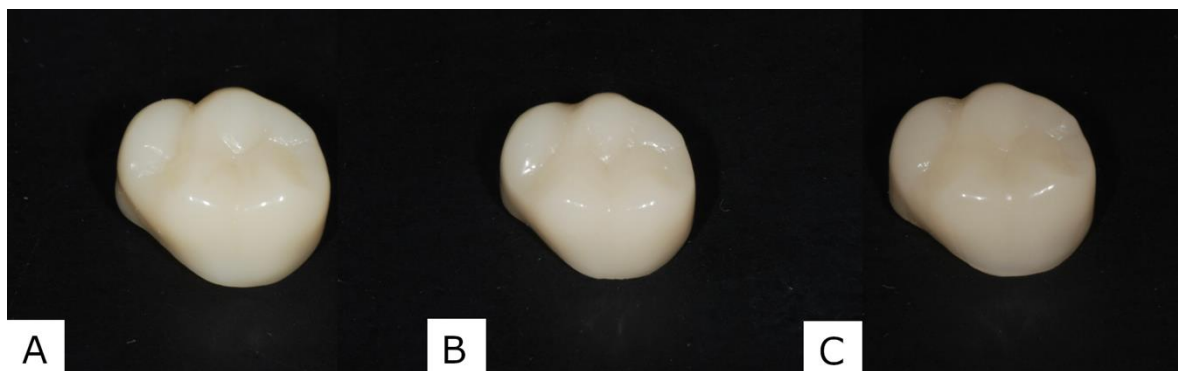


Abbildung 19: A: Saremco Print Crowntec - B: e.max CAD - C: Tetric CAD

3 Ergebnisse

3.1 Workflowtauglichkeit

Während der Herstellung von Kronen sowohl auf dem additiven, als auch auf dem gefrästen Wege, zeigten sich Unterschiede in der Workflowtauglichkeit:

Ein erster Aspekt ist die Herstellungsgeschwindigkeit. Vergleicht man hier die Dauer der Herstellung einer gefrästen Krone aus einem auf Komposit basierenden Material mit dem 3D-gedruckten Äquivalent, so ist die gefräste Krone deutlich schneller hergestellt (16 min gefräst gegenüber 74 min 3D-gedruckt). Gleichwohl ist anzumerken, dass die simultane Herstellung mehrerer Kronen für die Frästechnik nur bei Vorhandensein mehrerer Fräsgeräte möglich ist. Der 3D-Drucker ermöglicht an dieser Stelle eine höhere Produktionsgeschwindigkeit, sobald mehrere Objekte

hergestellt werden sollen. Ein weiterer Aspekt ist die Anzahl der Arbeitsschritte mit notwendiger menschlicher Intervention. Hier zeigen sich Vorteile auf Seiten der gefrästen Variante, da nach Abschluss des Fräsvorgangs und Abtrennen der Supportstrukturen vor dem eigentlichen Ausarbeitungsprozess keine weiteren Zwischenschritte mehr nötig sind. Bei der 3D-gedruckten Krone ist ein Entfernen der Stützstrukturen, Reinigen der Oberfläche, Auskochen bzw. ein Nachhärten notwendig, um die finalen Materialeigenschaften zu erreichen. Hinsichtlich der Passung bzw. der Präzision beider Verfahren, ist unter den gewählten Herstellungsparametern keine optisch feststellbare Differenz ersichtlich. Ein großer Vorteil der additiven Technik ist die vergleichsweise materialeffiziente Herstellung, da sich deutlich weniger Verlust, als bei der Frästechnik ergibt. Die Kosten für eine Krone lassen sich für die Frästechnik im Falle von Tetric CAD® relativ gut bestimmen. Eine Verpackung mit 5 Blöcken kostet rund 160€ (Stand 13.3.2024), sodass sich pro Block und damit pro Krone ein Stückpreis von ca. 32€ ergibt (59). Das flüssige Saremco print Crowntec ist in Flaschen zu 500g für 630€ (Stand 13.3.2024) erhältlich (60). Bei bereits mehr als 20 hergestellten Saremco-Kronen aus einer solchen 500g Flasche ergäbe sich demzufolge ein Kostenvorteil für Saremco print Crowntec®.

3.2 Ästhetikumfrage

Die Kronen aus den 3 unterschiedlichen Materialien wurden insgesamt 30 Personen aus dem Zahnmedizin nahen Umfeld zur Begutachtung vorgelegt. Darunter befanden sich 10 Zahnmediziner*Innen, 10 Zahntechniker*Innen und 10 Student*Innen der Zahnmedizin im 12. Semester. Es wurden 19 Männer und 11 Frauen befragt. Die Altersspanne betrug 25 – 71 Jahre. Die Ergebnisse wurden anhand eines Boxplots optisch aufbereitet. Da die Bewertungen nicht normalverteilt waren, wurde zusätzlich der Median angegeben und die Materialien mit dem Kruskal-Wallis Test verglichen. Wie im Boxplot bereits erkennbar ist, unterschieden sich die Materialien nur in den ersten beiden Fragen signifikant voneinander (Tab. 2).

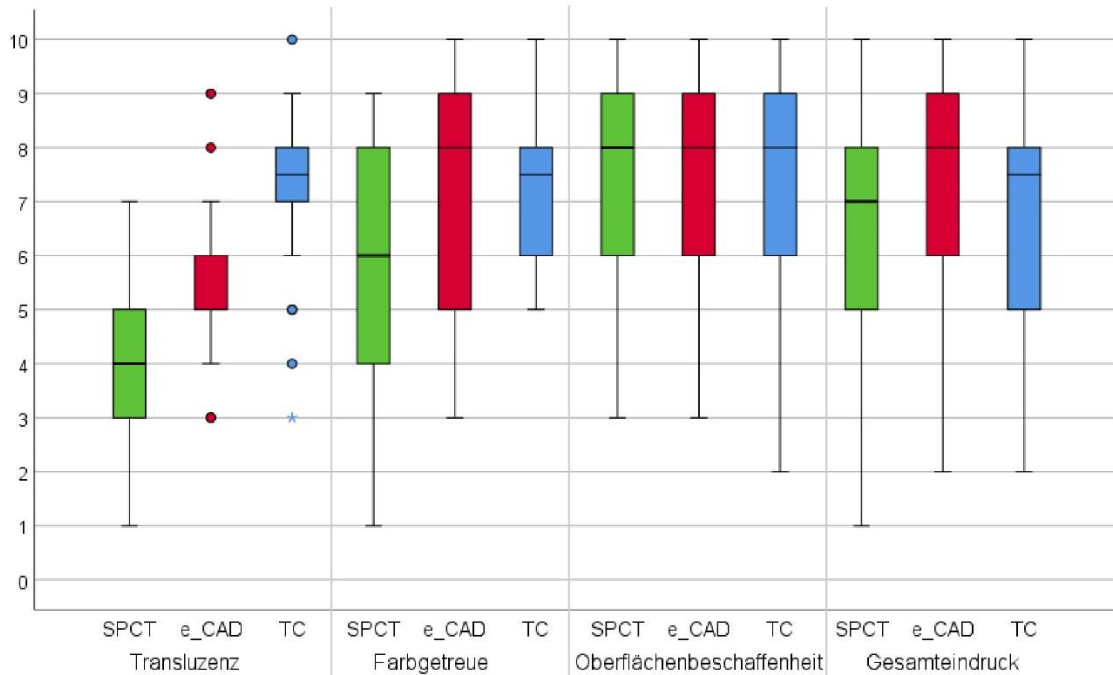


Tabelle 2: Boxplot Ästhetikumfrage

3.2.1 Gibt es einen Geschlechterunterschied?

Um die beiden Geschlechter zu unterscheiden, wurde der Mann-Whitney-U Test angewendet. Der Test wurde für alle Materialien und Fragen getrennt ausgewertet. Hierbei kommt es bei keiner der 4 Fragen zu einem signifikanten Unterschied in der Bewertung zwischen Männern und Frauen.

3.2.2 Gibt es einen Unterschied in der Profession?

Um die drei Professionen zu unterscheiden, wurde der Kruskal – Wallis Test verwendet. Auch hier wurden alle Materialien und Fragen getrennt ausgewertet und es kam zu keinen signifikanten Unterschieden bei einer der 4 Fragen.

3.2.3 Hat das Alter einen Einfluss auf die Bewertungen?

Um die Bewertungen hinsichtlich des Alters zu unterscheiden, wurde der Spearman Korrelationskoeffizient berechnet. Hier ergibt sich in Bezug auf die Oberflächenbeschaffenheit ein signifikanter Unterschied TC ($r = 0,367$, $p = 0,046$). Je höher das Alter, desto höher fiel die Bewertung aus.

3.3 Kausimulation

3.3.1 Beschreibung der Proben- und Antagonistenoberfläche

Nach Fertigstellung der Kausimulation, war bei Begutachtung der Probenoberflächen, als auch der Antagonistenoberflächen einiges Festzustellen:

Alle Probenoberflächen zeigten makroskopisch sichtbar einen feinen, grauen Staub, welcher sich zirkulär um das Abrasionsrelief gelegt hatte (Abb. 20).

Hiervon ausgenommen waren jedoch die Saremco Print Crowntec Proben, welche nur ein glattes Abrasionsrelief aufzeigten.

Die Oberflächen der Antagonisten zeigten sich passend dazu ebenfalls unterschiedlich abradert. Bei Saremco Print Crowntec war die Antagonistenoberfläche nach 1.250.000 Zyklen nur geringfügig verändert (Abb. 21 A). Bei e.max CAD zeigten sich deutliche Riefen und ein starkes Abrasionsprofil (Abb. 21 B). Das Abrasionsprofil am Tetric CAD Antagonisten zeigte ebenfalls leichte Riefen, einen deutlichen Materialabtrag, jedoch im Ausmaß nicht mit so ausgeprägt wie bei e.max CAD (Abb. 21C).



Abbildung 20: Grauer Staub auf einer Tetric CAD Probe

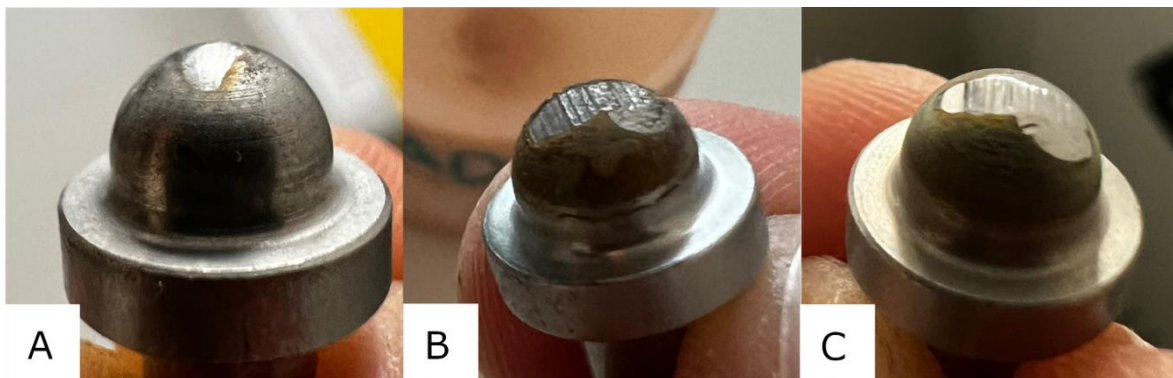


Abbildung 21: Antagonisten nach 1.250.000 Zyklen - A) Saremco Print Crowntec - B) e.max CAD - C) Tetric CAD

Durch das Digitalisieren der Proben aus Durchgang 1 sowohl vor, als auch nach der Kausimulation, ließ sich durch die Überlagerung mittels Medit-Software (V.3.3.0) das Volumen der abraderten Kronensubstanz visuell darstellen. Gut erkennbar ist

hier das Abrasionsprofil zwischen mesiobukkalem und mesiopalatinalen Höcker im Bereich der Zentralfissur (Abb 22 A-C).

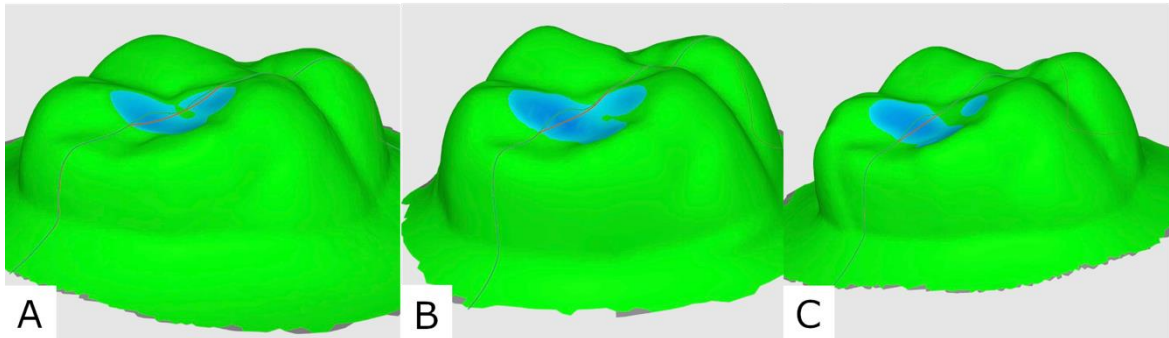


Abbildung 22: Abrasionsprofile A: Saremco Print Crown tec B: e.max CAD C: Tetric CAD

3.3.2 Beschreibung der Rohdaten

Nach 1.250.000 simulierten Kauzyklen hatten alle Proben die Simulation überlebt. Es fanden keine Frakturen im Bereich der Sockel-/Stumpfkombination statt. Es kam in keinem Fall zu einer Dezementierung einer der vierundzwanzig Kronen. Es zeigten sich keine Frakturen im Bereich der Kronen. Für die Auswertung der Daten wurden die Ergebnisse in Excel importiert. Die Rohdaten wurden in Form von Graphen und Diagrammen visuell für alle drei Durchgänge dargestellt. Auf der x-Achse wurde hierbei die Anzahl der simulierten Kauzyklen aufgetragen, auf der y-Achse die gemessene Abrasion in mm. Betrachtet man das gemessene Abrasionsverhalten der einzelnen Materialien über die drei Durchgänge genauer, fielen folgende Dinge auf:

Bei allen drei Durchgängen wurde ein Startpunkt für die Antagonistenmessung im Bereich des distobukkalen Höckers definiert. Im .txt - Dokument, in welchem die Rohdaten gespeichert wurden, ließen sich diese jedoch nicht gleichermaßen auffinden. In Durchgang 1 wurden die Werte für die Antagonistenmessung ab 500.000 simulierten Kauzyklen mitgemessen. In Durchgang 2 fand trotz ordnungsgemäßer Definition des Startpunktes für die Antagonistenmessung keine Erfassung statt. In Durchgang 3 fand eine kontinuierliche Messung der Antagonistenabrasion statt. Beim Blick auf die Diagramme, korreliert diese

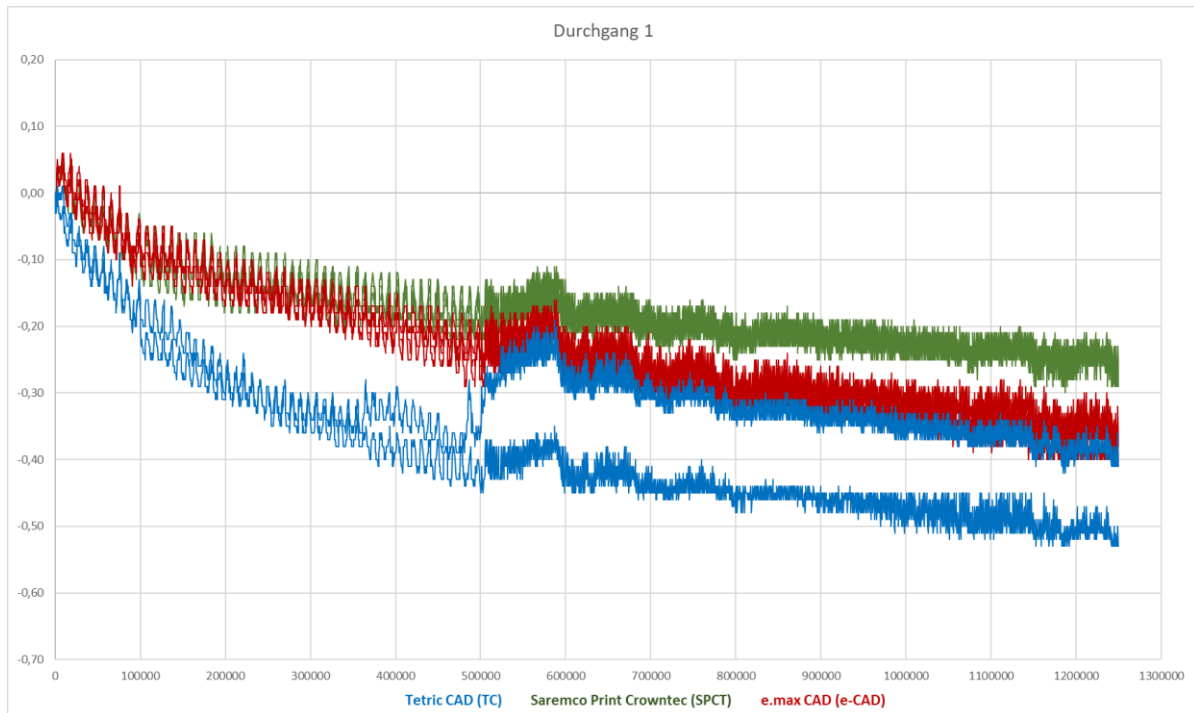


Abbildung 23: Rohdaten Durchgang 1

Beobachtung optisch auch mit der Dicke, in welcher sich der Graph abzeichnet (Abb. 23-25).

Des weiteren auffällig war, dass in allen drei Durchgängen Sprünge in den Graphen zu beobachten waren. In Durchgang 1 zeigte sich ein kleinerer Versatz, welcher zeitlich wiederum mit dem Einsetzen der Antagonistenmessung korreliert (Abb. 23). In Durchgang 2 zeigte sich ein deutlicher Sprung nach ca. 200.000 Zyklen. Hier passierte ein plötzlicher, scheinbarer erhöhter Materialabtrag, welcher sich bei etwa 240.000 Zyklen wieder nach oben korrigiert hat (Abb. 24). Ein Anstieg der Messwerte in dieser Dimension legt Nahe, dass die Unplausibilität der Messwerte an dieser Stelle zeitlich mit einer Unterbrechung der Messung korreliert. Im weiteren Verlauf von Durchgang 2 erfolgte bis kurz vor Ende der Simulation ein gleichförmiger, kontinuierlicher Abtrag. Bei ca. 1.150.000 Zyklen kam es erneut zu einem Anstieg der Messwerte, welcher nicht mit einem Abbruch oder einer Unterbrechung der Kausimulation erklärt werden konnte (Abb. 24). Bei Betrachtung der gemessenen Werte von Durchgang 3, ließ sich hier der am gleichförmigsten verlaufende Abtrag beobachten. Auffallend war jedoch, dass das Gerät hier von einem positiven Startwert, welcher je nach Material ca. 0,3-1,0mm über der festgelegten Startposition lag ausging (Abb. 25). Diese Diskrepanz ließ erneut auf einen Sensorfehler schließen, da die Kontinuität der Simulation während Durchgang

3 zu keinem Zeitpunkt unterbrochen wurde. Bei ca. 600.000 Zyklen, fiel bei e.max-CAD ein materialspezifischer Sprung auf, welcher sich nach ca. 800.000 Zyklen

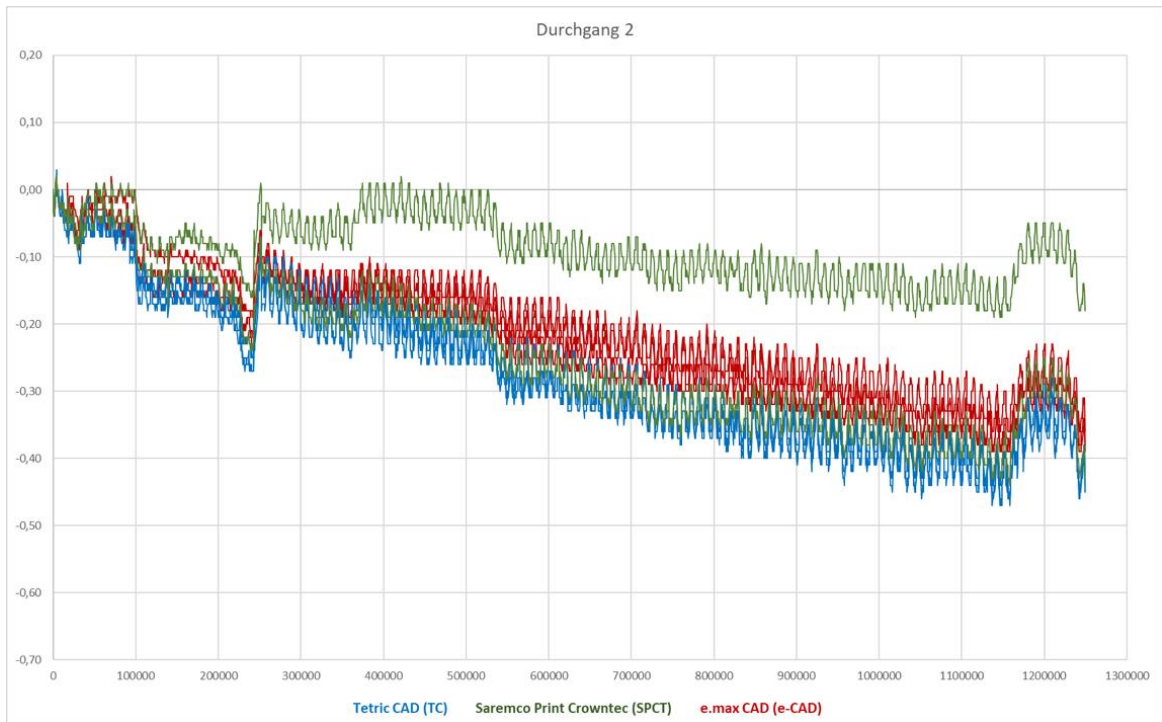


Abbildung 24: Rohdaten Durchgang 2

wiederum nach oben korrigierte. Nach ca. 1.100.000 Zyklen ließ sich eine weitere „Abwärtszacke“ bei e.max-CAD beschreiben, welche bei Beobachtung der anderen

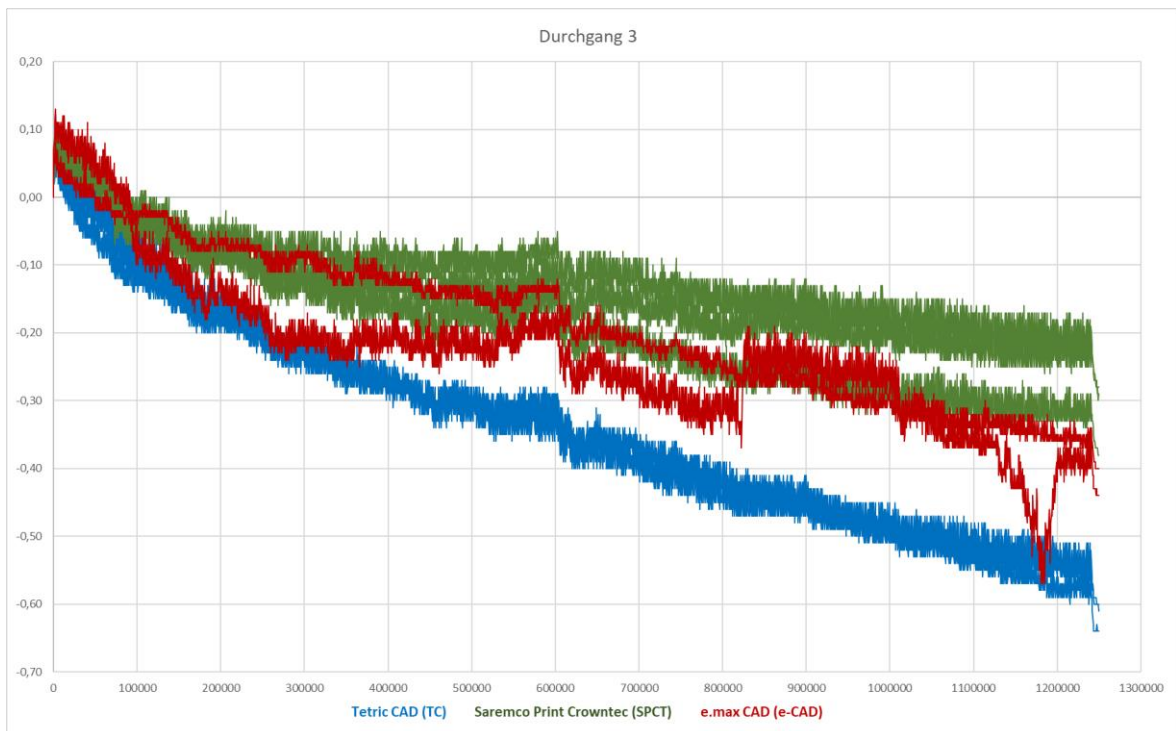


Abbildung 25: Rohdaten Durchgang 3

Probe, die einen gleichmäßigeren Abtrag zeigte, in diesem Durchgang als unplausibel einzustufen war.

In einem Ausschnitt aus Durchgang 1 ließ sich das Einsetzen der Antagonistenmessung ab 500.000 Zyklen gut erkennen (Abb. 26).

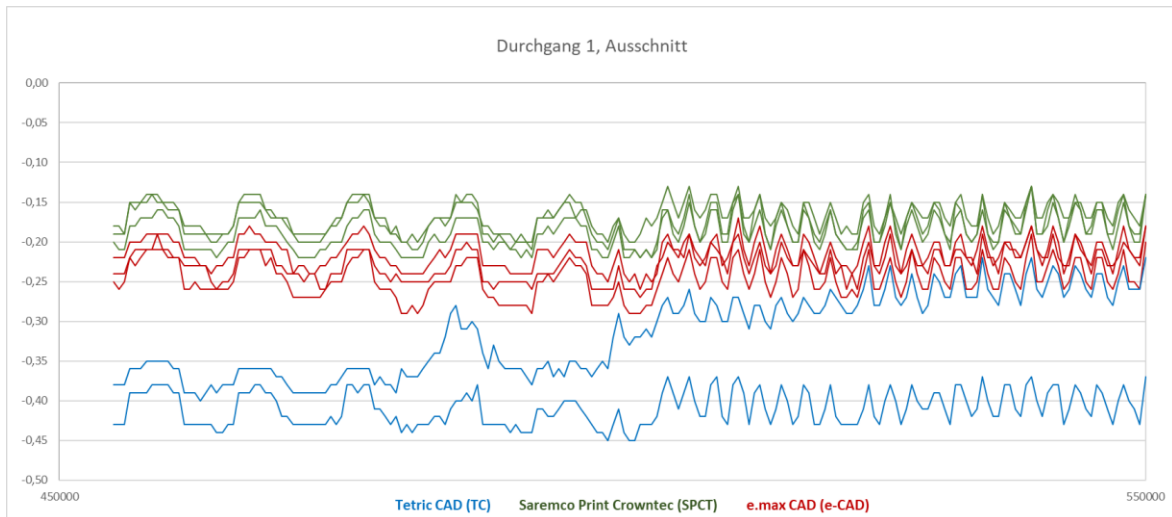


Abbildung 26: Ausschnitt Antagonistenmessung Durchgang 1

In Durchgang 2 bestätigten sich die Verhältnismäßigkeiten innerhalb der gemessenen Werte zu den einzelnen Materialien mit Ausnahme einer Saremco Print Crowntec-Probe. In Durchgang 3 waren ebenfalls ähnliche Verhältnismäßigkeiten zu beobachten. Auffallend im Kontrast zu den ersten beiden Durchgängen ist hier neben der an dieser Stelle von Beginn an erfassten Antagonistenmessung eine „Abwärtszacke“ bei e.max CAD kurz vor Ende der Simulation (vgl. Abb. 23-25).

3.3.2.1 Betrachtung einzelner Abschnitte

Da alle drei Durchgänge Abschnitte mit Messwerten eingeschränkter Plausibilität aufwiesen, wurde zur Detailbetrachtung aus allen drei Durchgängen ein gleicher Abschnitt ausgewählt. Der ausgewählte Abschnitt war bei allen dreien jener, welcher im geringsten Ausmaß „Sprünge“ oder Unregelmäßigkeiten aufzeigte. Innerhalb des dargestellten Bereiches, welcher Messwerte zwischen 280.000 und

1.100.000 Zyklen einschloss, ließen sich bei Vergleich der absoluten Messwerte bei 280.000 und 1.100.000 Zyklen gewisse Tendenzen beobachten:

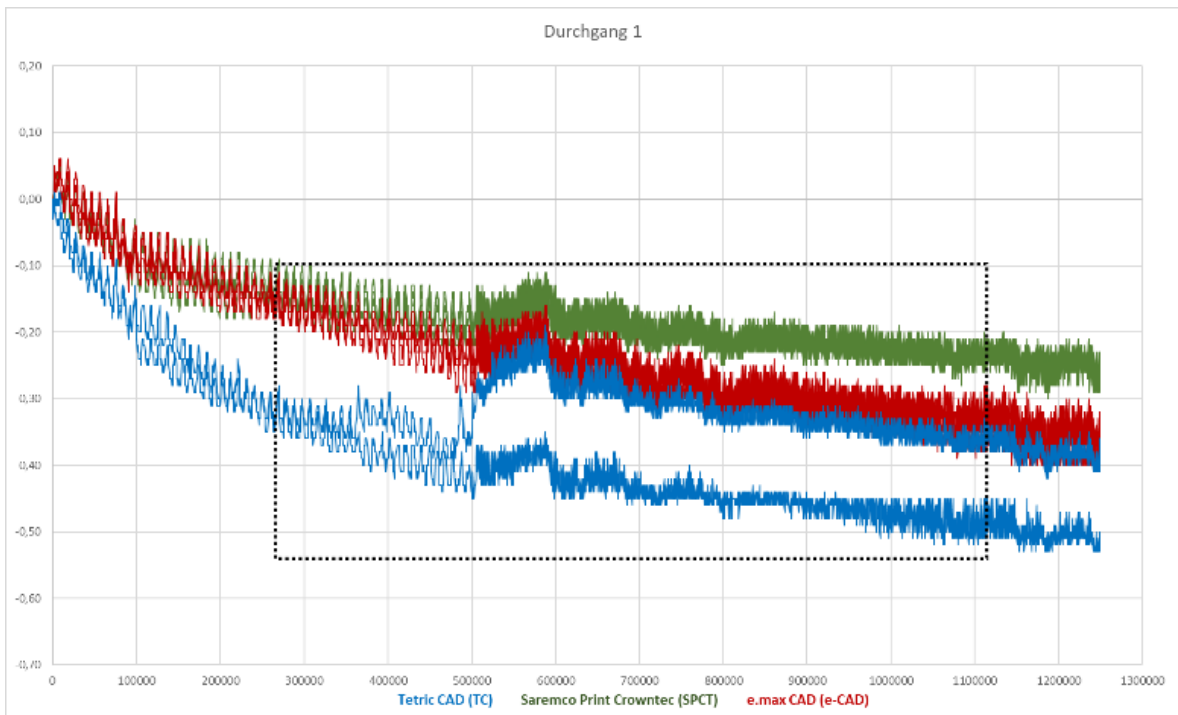


Abbildung 27: Ausschnitt Durchgang 1

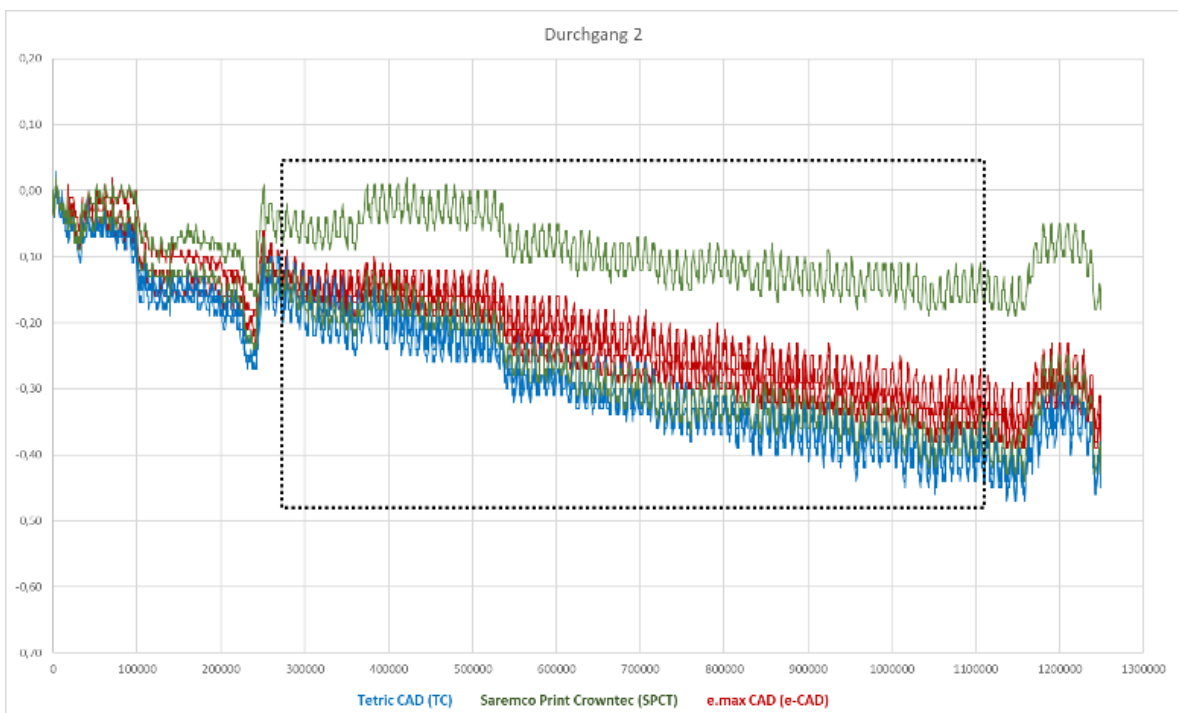


Abbildung 28: Ausschnitt Durchgang 2

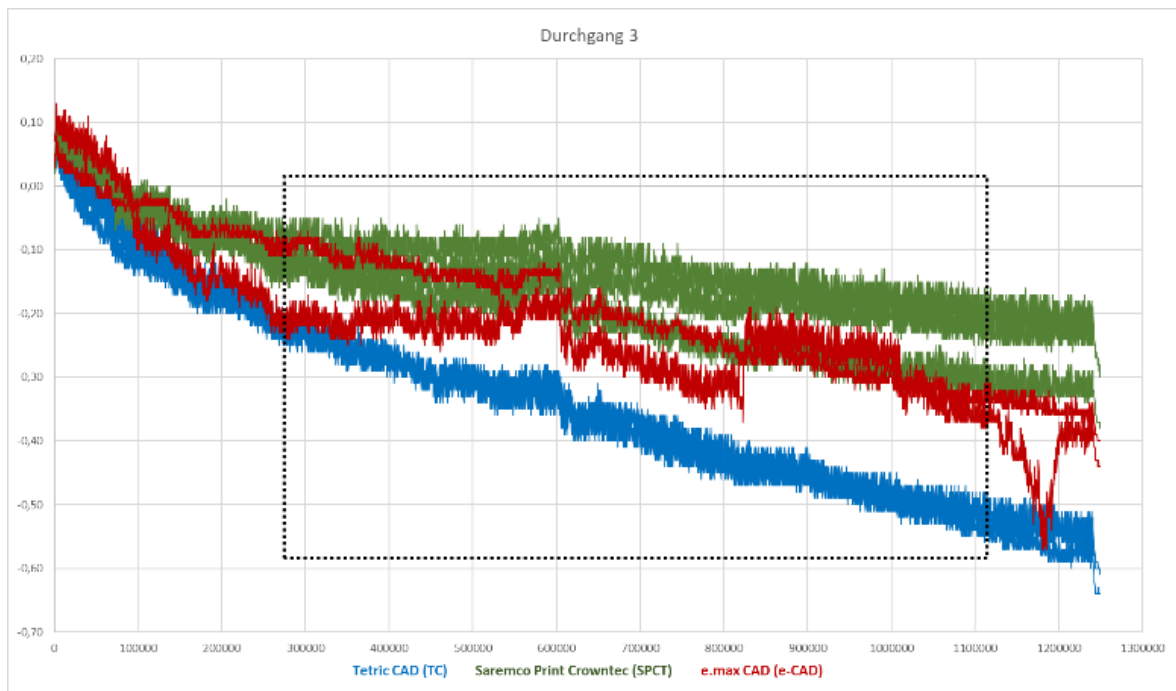


Abbildung 29: Ausschnitt Durchgang 3

In Durchgang eins wurde die höchste Abrasion mit -0,21 mm bei e.max CAD gemessen. Tetric CAD lag bei maximal -0,15mm, während Saremco print Crowntec vergleichsweise maximal -0,10mm aufzeigte (Tab. 3 vgl. Abb. 27).

In Durchgang zwei lagen die Werte innerhalb des Ausschnittes näher beieinander. Den höchsten Abrasionswert zeigte hier Tetric CAD mit -0,24mm. Darauf folgten Saremco print Crowntec und e.max CAD mit jeweils maximal -0,22mm (Tab. 3 vgl. Abb. 28). In Durchgang 3 waren wiederum deutlichere Diskrepanzen innerhalb der Messwerte ersichtlich. Tetric CAD zeigte hier mit maximal -0,31mm die höchste Abrasion. Darauf folgte hier e.max CAD mit -0,24mm und Saremco print Crowntec mit maximal -0,17mm (Tab. 3 vgl. Abb. 29).

	DG1			DG2			DG3		
	von	bis	Differenz	von	bis	Differenz	von	bis	Differenz
SPCT	-0,14	-0,23	-0,09	-0,15	-0,37	-0,22	-0,08	-0,20	-0,11
SPCT	-0,13	-0,23	-0,10	-0,05	-0,14	-0,09	-0,12	-0,22	-0,10
SPCT	-0,16	-0,24	-0,08				-0,13	-0,30	-0,17
e-CAD	-0,15	-0,36	-0,21	-0,12	-0,34	-0,22	-0,21	-0,36	-0,15
e-CAD	-0,17	-0,32	-0,15	-0,12	-0,30	-0,18	-0,09	-0,33	-0,24
e-CAD	-0,16	-0,34	-0,17	-0,14	-0,34	-0,20			
TC	-0,32	-0,36	-0,04	-0,14	-0,38	-0,24	-0,23	-0,54	-0,31
TC	-0,34	-0,49	-0,15	-0,17	-0,41	-0,24	-0,22	-0,51	-0,29
TC				-0,17	-0,40	-0,23	-0,23	-0,52	-0,29

Tabelle 3: Absolutwerte mit Differenzen zwischen 280.000 - 1.100.000 Zyklen

Stellte man die Messwerte des Ausschnitts 280.000-1.100.000 aus Tab. 3 graphisch dar, ließen sich die Tendenzen noch übersichtlicher erkennen (vgl. Abb. 30).

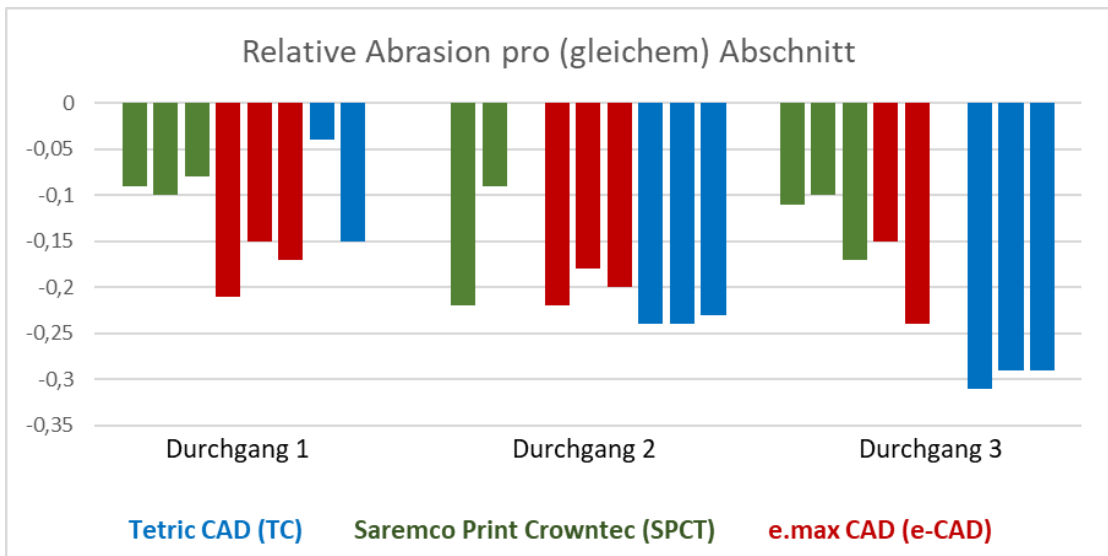


Abbildung 30: Relative Abrasion pro Abschnitt

3.3.2.2 Betrachtung der Endwerte

Bei Betrachtung der Messwerte außerhalb des zuvor definierten Ausschnitts fiel bei graphischer Darstellung folgendes auf: Mit Ausnahme einer Saremco print Crowntec Probe in Durchgang zwei, ließ sich eine noch eindeutigerer Reihung der Abrasionsverhalten der Materialien feststellen. Absolut betrachtet zeigte Saremco print Crowntec hier immer die geringste Abrasion, e.max CAD ein mittleres Abrasionsverhalten und Tetric CAD wurde am stärksten abradiert (Abb. 31).

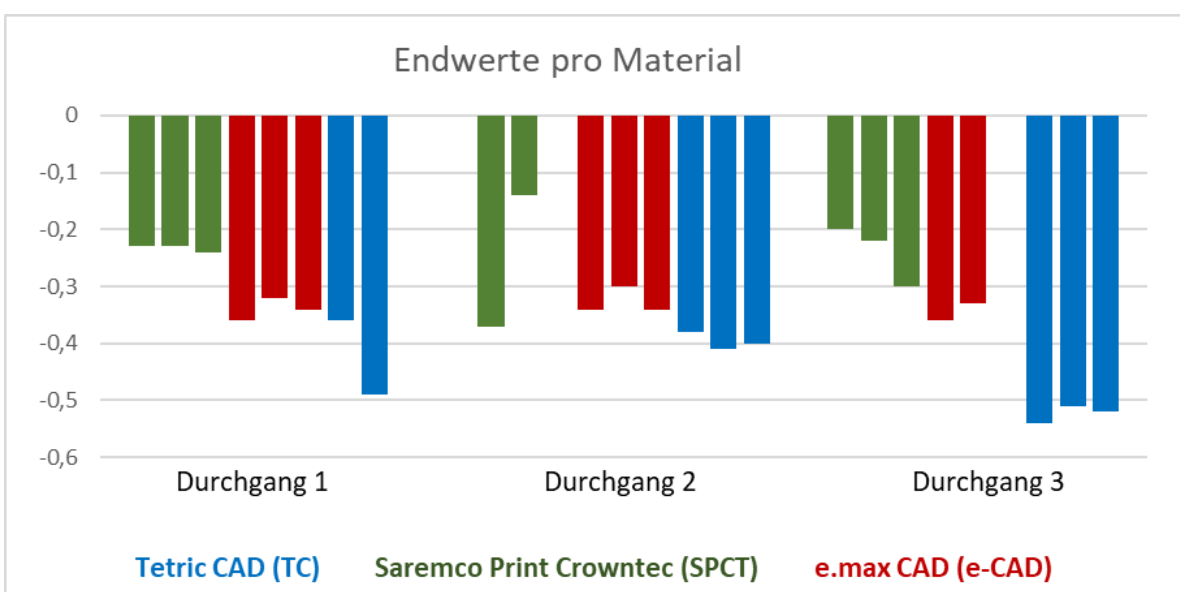


Abbildung 31: Absolute Endwerte pro Material

3.3.3 Statistische Analyse

Für die statistische Analyse wurden alle drei Durchgänge und Abschnitte zusammengefasst, wodurch sich 21 bzw. 22 Werte pro Gruppe ergaben.

Die Mittelwerte dieser drei Materialien wurden dann mit einer einfaktoriellen Varianzanalyse und dem *Tukey Post hoc Test* verglichen. Die Durchführung erfolgte mittels SPSS 29.

Der Test ergab mit einem $p = 0,008$ einen signifikanten Unterschied zwischen den Materialien. Dabei unterschieden sich nur TC und SPCT signifikant voneinander, wie in folgendem Boxplot dargestellt (Tab. 4):

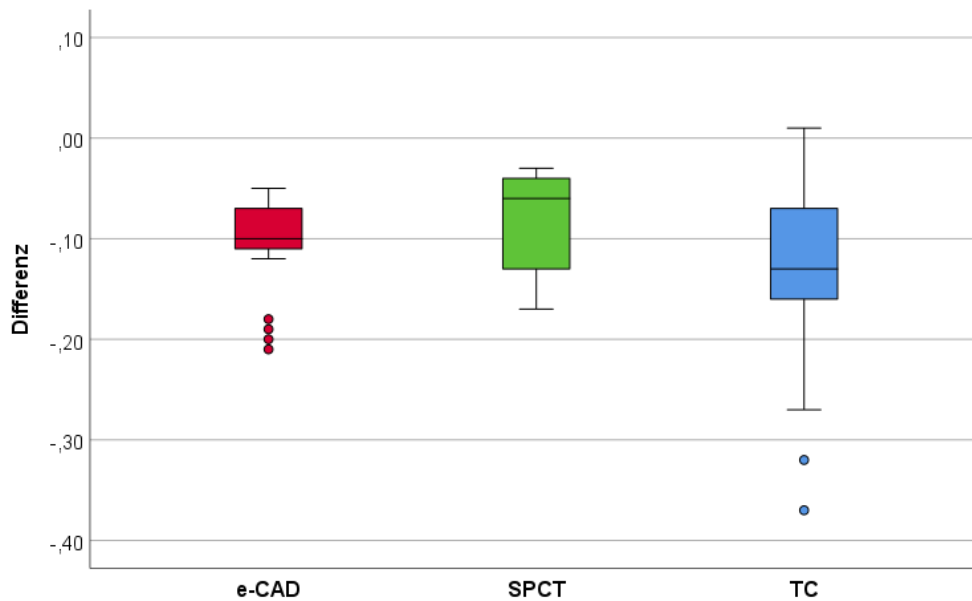


Tabelle 4: Differenzen

3.3.4 Steigung in drei Abschnitten

Um genauer zu beleuchten, welches Material zu welchem Zeitpunkt der Kausimulation ein höheres oder niedrigeres Abrasionsverhalten aufgezeigt hat,

Zyklus	Durchgang 1			Durchgang 2			Durchgang 2		
	370000	740000	1110000	370000	740000	1110000	370000	740000	1110000
TC1				-0,16	-0,32	-0,38	-0,27	-0,39	-0,54
TC2	-0,32	-0,30	-0,36	-0,20	-0,32	-0,41	-0,26	-0,41	-0,51
TC3	-0,37	-0,44	-0,49	-0,20	-0,34	-0,40	-0,26	-0,39	-0,52
SPCT1	-0,15	-0,19	-0,23	-0,17	-0,32	-0,37	-0,09	-0,13	-0,20
SPCT2	-0,15	-0,20	-0,23	-0,03	-0,11	-0,14	-0,13	-0,16	-0,22
SPCT3	-0,17	-0,20	-0,24				-0,16	-0,23	-0,30
e-CAD1	-0,18	-0,26	-0,36	-0,15	-0,27	-0,34	-0,21	-0,29	-0,36
e-CAD2	-0,20	-0,26	-0,32	-0,13	-0,23	-0,31	-0,11	-0,22	-0,33
e-CAD3	-0,19	-0,29	-0,34	-0,15	-0,25	-0,34			

Tabelle 5: Absolutwerte in 3 Abschnitten

wurde die Steigung für drei gleich große Abschnitte sowohl in absoluten Zahlen als auch in der Differenz von Abschnitt zu Abschnitt betrachtet (Tab. 5 & 6).

Hierbei wurden Abschnitte von 0 - 370.000, 370.000 - 740.000 und 740.000 – 1.100.000 Zyklen ausgewählt. Auch hierbei wurden die Abschnitte so ausgewählt, dass unplausible Messwerte zu Ende von Durchgang zwei und drei nicht im Anfangs- oder Endbereich eines Abschnittes lagen. Hierzu wurden in der oberen Tabelle die Absolutwerte abgebildet. Die untere Tabelle zeigt die Änderung der Absolutwerte auf (Tab. 5 & 6).

Abschn.	Durchgang 1			Durchgang 2		Durchgang 2		
	0 - 370000	370000 - 740000	740000 - 1110000	370000 - 740000	740000 - 1110000	0 - 370000	370000 - 740000	740000 - 1110000
TC1				-0,16	-0,06	-0,27	-0,12	-0,15
TC2	-0,32	0,01	-0,06	-0,13	-0,09	-0,26	-0,15	-0,10
TC3	-0,37	-0,07	-0,05	-0,15	-0,06	-0,26	-0,12	-0,13
SPCT1	-0,15	-0,04	-0,04	-0,15	-0,05	-0,09	-0,04	-0,07
SPCT2	-0,15	-0,05	-0,03	-0,08	-0,03	-0,13	-0,04	-0,05
SPCT3	-0,17	-0,03	-0,04			-0,16	-0,08	-0,07
e-CAD1	-0,18	-0,09	-0,10	-0,12	-0,07	-0,21	-0,09	-0,07
e-CAD2	-0,20	-0,06	-0,06	-0,10	-0,07	-0,11	-0,11	-0,11
e-CAD3	-0,19	-0,09	-0,05	-0,10	-0,09			

Tabelle 6: Differenzen in 3 Abschnitten

Für den Vergleich der Differenzen im Abtrag, wurde der erste Abschnitt in Durchgang 2 ausgespart, da sich hier aufgrund eines Systemabbruchs unplausible Messwerte zeigten. Vergleich man die Differenzen im Abtrag über alle Materialien und alle Durchgänge hinweg so fiel auf, dass der Abtrag zu Beginn der Kausimulation am höchsten war und im weiteren Verlauf abgenommen hat. Diese Tendenz zeichnete sich auch in Abb. 32 u. 33 sichtbar ab.

Abschließend wurden die Werte aus allen drei Durchgängen abschnittsspezifisch gemittelt. Auch hier zeigte sich Tetric CAD als das Material mit der höchsten Abrasion, e.max CAD lag in der Mitte und die geringste Abrasion wies Saremco print Crowntec auf (Tab. 7).

	Abschnitt 1: 0 - 370000	Abschnitt 2: 370.000 - 740000	Abschnitt 3: 740.000 - 1110000
Tetric CAD	-0,251	-0,363	-0,452
Saremco Print Crowntec	-0,135	-0,195	-0,244
e.max CAD	-0,166	-0,260	-0,338

Tabelle 7: Mittelwert aller Durchgänge und Proben je Abschnitt

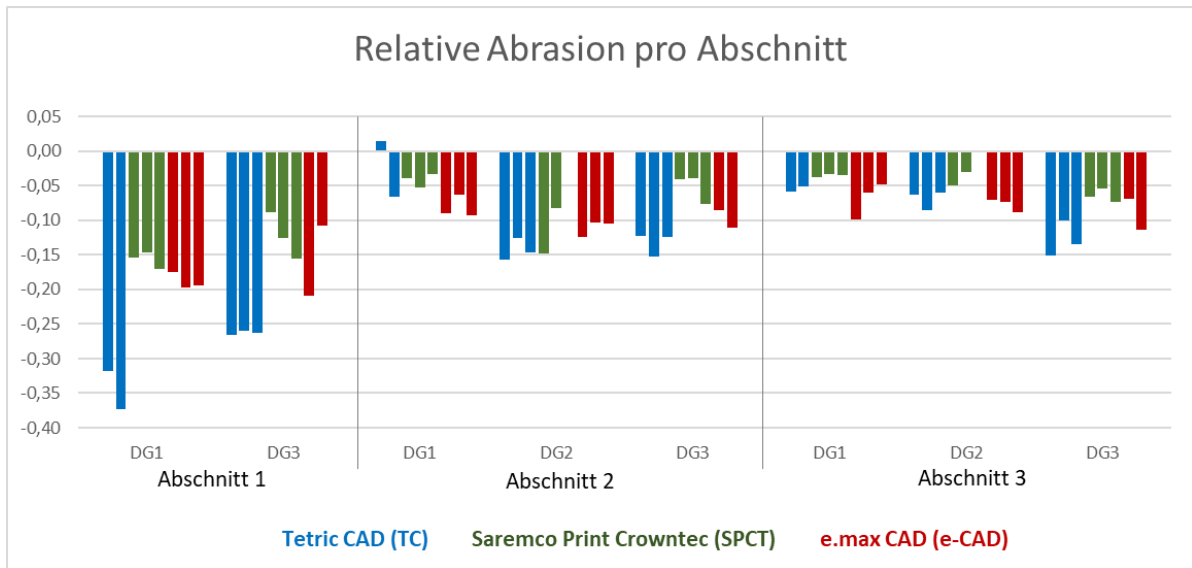


Abbildung 32: Relative Abrasion pro Abschnitt

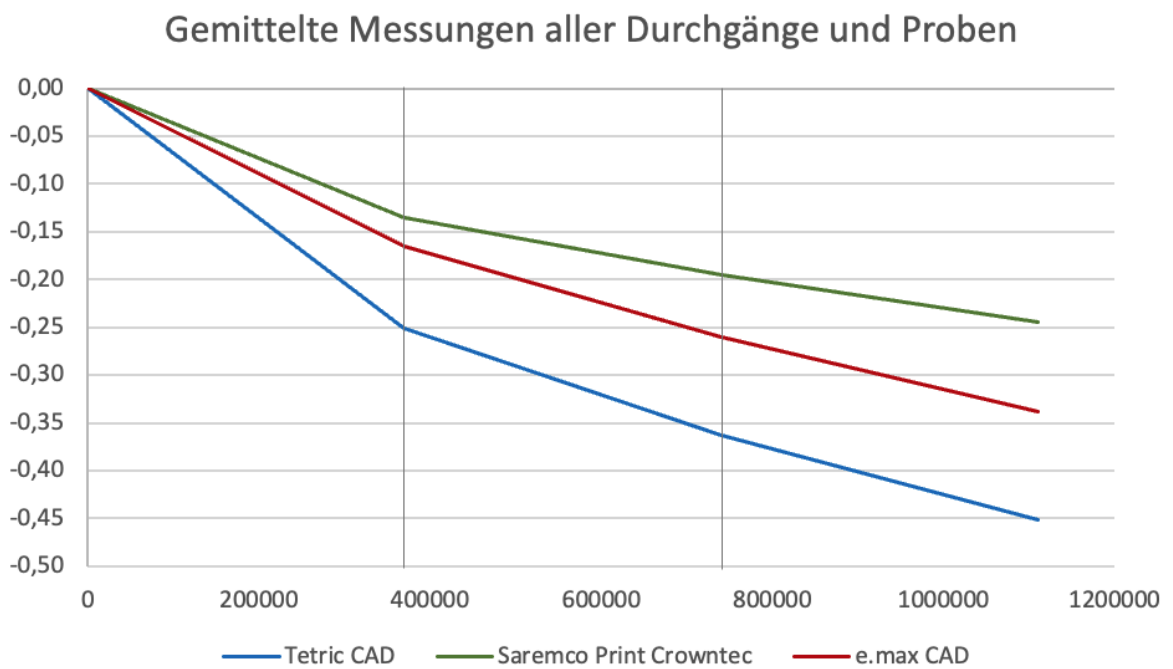


Abbildung 33: Gemittelte Abrasion über alle Durchgänge und Proben

4 Diskussion

Im Rahmen dieser Arbeit wurden 24 Kronen zum Zwecke der Kausimulation hergestellt. Weitere 3 wurden für die Ästhetikumfrage gefertigt. Es zeigten sich im Zuge der Fertigung und Dokumentation beide Herstellungsverfahren als workflowtauglich. Die Kausimulation ergab statistisch auswertbare Daten über die Abrasionbeständigkeit der 3 Materialien. Gleichmaßen ließ sich durch die Ästhetik Umfrage ein Eindruck der Wahrnehmung der 3 Materialien durch Personen aus dem Zahnmedizinischen Umfeld gewinnen.

4.1 Fotodokumentation & Workflowtauglichkeit

Versucht man für den individuellen Fall einen Workflow als den für die eigene Ordination oder das Labor als geeigneteren zu deklarieren, sind einige Aspekte zu berücksichtigen:

Der preisliche Einstieg in die Frästechnik gestaltet sich verglichen mit dem 3D-Drucker deutlich kostenintensiver. Am Beispiel der in der dieser Studie zur Fertigung verwendeten Geräte lässt sich dies exemplarisch aufzeigen. Eine Sirona MC XL Schleifeinheit ist inzwischen nur noch gebraucht erhältlich und kostet zumindest 13.500€ (Stand 9.4.2024)(61). Der in der Studie verwendete Phrozen 4K ist neu für ca. 3.500€ erhältlich (Stand 9.4.2024)(62). Gleichwohl von Interesse sind die Kosten für Materialien, welche in den Geräten verarbeitet werden. Am Beispiel von Kompositen und Resins ergibt sich ein Vorteil auf Seiten des 3D-Drucks, wenn das Material seltener gewechselt wird, da hierdurch weniger Material verloren geht. Die Anzahl an Restaurationen pro eingefüllter Resinmenge ist somit größer. Einen weiteren Faktor stellt die Größe der Restaurationen dar. Am Beispiel der oben genannten Geräte, ist die Fertigung von Restaurationen im Fräsgerät auf kleinspannigere Restaurationen beschränkt. Auf der Fertigungsplattform des Phrozen 4k lassen sich Objekte und Restaurationen bis zu einer Größe von 133 x 74,6 x 200mm herstellen (63). Einschränkungen im Bereich des 3D-Drucks bestehen jedoch noch bei der Materialauswahl. Domäne des Phrozen 4k® sind primär Resine und Komposite. Die MC XL® Schleifeinheit erlaubt das Beschleifen von Kompositen aber insbesondere auch Keramiken. Mit powder binder Druckern lassen sich Keramiken zwar ebenfalls verarbeiten, das Auflösungsvermögen und die mechanische Stabilität sind hierbei jedoch noch stark eingeschränkt (15). Abhängig

von der Präferenz des/der Behandler*in, lässt sich indikationsabhängig für beide Herstellungsverfahren eine Anwendung finden. Für eine zahnärztliche Ordination ohne angeschlossenes Labor gestaltet sich die Handhabung eines Fräsgerätes aufgrund der geringeren Anzahl von Schritten mit menschlicher Intervention aktuell vermutlich noch einfacher. Bei optimierten Abläufen und der Möglichkeit, mehrere Restaurationen gleichzeitig herstellen zu können, gewinnt der 3D-Druck aber immer mehr an Attraktivität. Insbesondere auch vor dem Hintergrund des Materialverlustes, dem Umstand auf Verschleißteile wie Fräsen und Schleifkörper verzichten zu können und der damit verbundenen Effizienz.

4.2 Ästhetikumfrage

Bei Betrachtung der Ergebnisse aus der Ästhetikumfrage, ergaben sich Signifikanzen im Bereich Transluzenz und der Farbgetreue. Ebenfalls ließ sich ein Zusammenhang zwischen Alter und der Einschätzung der Oberflächenbeschaffenheit feststellen.

Bei der Tetric CAD®, als auch der e.max CAD® Probe wurden jeweils die geringst verfügbaren Transluzenzstufen ausgewählt. Dadurch ergab sich die Beste Vergleichbarkeit mit Saremco Print Crowntec®. Dennoch ist die Tetric CAD® Kompositkrone mit der Transluzenzstufe MT sichtbar in den Bewertungen von der e.max CAD® Lithiumdisilikat-Keramik, welche in LT hergestellt wurde - sowie ebenfalls von Saremco print Crowntec® differenzierbar. Der keramische Werkstoff, welcher aufgrund seiner werkstoffkundlichen Beschaffenheit bessere Lichtbrechungseigenschaften aufweisen sollte, konnte unter diesen Bedingungen das laut Spezifikation transluzentere Komposit nicht übertreffen. Die angegebene Transluzenzstufe zeigt sich also unter ästhetischen Gesichtspunkten als das höherrangige Kriterium verglichen zur Art des Materials. In Bezug auf die Farbgetreue zeigte sich sowohl bei e.max CAD, als auch bei Saremco print Crowntec eine größere Heterogenität in den Bewertungen.

In puncto Farbgetreue hat die Lithiumdisilikatkeramik gegenüber den Kompositblöcken besser abgeschnitten. Hier zeigt sich die Art des Materials als entscheidend, während Tetric CAD deutlich an 2. Stelle eingeschätzt wurde.

Zu berücksichtigen ist hier die Schwierigkeit exakt gleiche Lichtverhältnisse zu schaffen. Eine Beurteilung unter Tageslicht, wie sie idealerweise auch in vivo stattfindet, kann sich abhängig von Wetterbedingungen und Tageszeit

unterscheiden. Eine Standardisierung der Lichtverhältnisse, welche keinem der Materialien einen Vorzug gewährt wäre von Nöten, um eine noch objektivere Bewertung vornehmen zu können. Gleichwohl ist anzumerken, dass Dentalkomposite bei Lichtpolymerisation Fotoinitiatoren wie Campherchinon enthalten. Bei unvollständiger Polymerisation können Restaurationen neben eingeschränkter Biokompatibilität auch eine gelbliche Verfärbung aufweisen (64). Ein Umstand, der bei 3D-gedruckten Restaurationen mit vielen kleinen Polymerisationsschritten möglicherweise stärker ins Gewicht fällt. Ebenfalls anzumerken ist das verbleibende Potential, welches sich im Falle aller drei Restaurationen noch im Bereich der Individualisierungsmöglichkeiten befindet. Hierdurch können Anpassungen an den VITA Farbschlüssel nach Fertigstellung durchgeführt und eine farbliche Deckung besser hergestellt werden. Ob die Farbe durch die Probanden als heller oder dunkler als die Referenz aus dem VITA-Farbschlüssel wahrgenommen wurde, könnte für weiterführende Untersuchungen einen ergänzenden Aspekt darstellen. Bei der Bewertung der Oberflächenbeschaffenheit fiel auf, dass mit höherem Alter für dieses Bewertungskriterium mehr Punkte vergeben wurden. Ein Nachlassen der Sehschärfe als einschränkenden Faktor ist an dieser Stelle auszuschließen, da die Beschaffenheit der Oberfläche ergänzend sogar mittels Mikroskops und Lupenbrille eingeschätzt wurde. Am ehesten anzunehmen wäre an dieser Stelle, dass sich bei der 3D-gedruckten Krone durch die additive Fertigung die einzelnen Schichten erkennen lassen. Dies konnte jedoch von keinem der Probanden festgestellt werden. Umgekehrt gestaltete sich eine Differenzierung bzw. Zuordnung der Kronen durch die Probanden zu den Werkstoffgruppen bzw. Herstellungsverfahren nach Politur und Ausarbeitung in den meisten Fällen schwierig. Die große Heterogenität in 3 von 4 Kriterien zeigt auf, dass Ästhetik in vielen Fällen vom Betrachter abhängig ist.

Von statistischer Seite ist zu berücksichtigen, dass durch die Aufteilung in die drei Gruppen die Fallzahlen gering waren. Um Signifikanzen in einer Folgeuntersuchung deutlicher herauszustellen, wäre hier eine Vergrößerung der Fallzahlen notwendig. In 3 von 4 untersuchten Kriterien zeigt Saremco print Crowntec keine eindeutige Unterlegenheit gegenüber den Vergleichsmaterialien. Eine Folgestudie die sich ausschließlich mit der Ästhetik der Materialien auseinandersetzt wäre wünschenswert.

4.3 Kausimulation

Auffallend und anders als erwartet, fällt Saremco print crowntec® als 3D-gedrucktes Komposit in der Abrasionmessung positiv durch die durchschnittlich geringsten Abrasionswerte auf. Gerade gegenüber e.max CAD® als keramischem Werkstoff überrascht dieses Ergebnis. Betrachtet man nach Ausbau aller Proben aus dem Kausimulator die Proben genauer fällt auf, dass sich auf allen Proben außer Saremco print Crowntec® eine Art feiner, metallfarbener Staub um das abradierte Relief niedergeschlagen hat. Farblich lässt sich die Herkunft des Staubes bei gleichzeitigem Blick auf die Antagonisten nur als Abrieb jener Edeltahlantagonisten erklären. Diese kleinen Partikel könnten in diesem Kontext einen Effekt auf die Proben haben, welcher mit dem einer Polierpaste vergleichbar ist. Somit entstünde eine Art Sekundärabrasion durch ein drittes Medium. Dieser Umstand wird in der Literatur auch als „three-body-wear“ bezeichnet (65). Grundsätzlich ergibt sich durch die dadurch entstandenen Verhältnisse eine gewisse Vergleichbarkeit mit der Situation im Mund. In seltenen Fällen werden feine Partikel dieser Art allerdings im oralen Milieu durch den Speisebolus erzeugt. Wahrscheinlicher erscheint hier eine Bildung solcher Partikel durch Attrition z.B. durch keramische Restaurationen am Antagonisten. Einen weiteren Faktor in dieser Überlegung stellt im oralen Milieu die regelmäßige mechanische Entfernung solcher Partikel durch die häusliche Mundhygiene dar. Diese lässt sich während der laufenden Kausimulation schwierig nachempfinden.

Auch die Beschaffenheit der Oberfläche durch entsprechende Politur, oder wie im Falle von e.max CAD® durch einen Glanzbrand, kann die Abrasionmessung beeinflussen.

Des weiteren fallen im Verlauf der Abrasionskurven immer wieder Sprünge und Zacken auf, welche bei bisherigem Verlauf materialspezifisch unplausibel erscheinen. In einigen Fällen lässt sich hier eine zeitliche Korrelation zwischen einer Unterbrechung der Kausimulation und einer solchen „Zacke“ oder eines solche „Sprunges“ erklären.

Gründe für Unterbrechungen während der drei Versuchsreihen waren:

1. Leerer Reservetank aufgrund von unerwartet schnellem Verbrauch des destillierten Wassers durch Verdunstung
2. Übersteigen der maximalen Raum- und Betriebstemperatur von 26°
3. Verstopfter Filter im Warmwasserbecken, welcher unterhalb des Heizstabes vom Heizstab abblätternde Partikel auffing

Wie sich anhand der als normal zu betrachtenden, in regelmäßigen kleinen Zacken verlaufenden Abrasionskurven beobachten lässt, besteht eine starke Abhängigkeit der Messwerte von der Temperatur der Proben und damit des destillierten Wassers. Durch die Wärme kommt es zu einer Ausdehnung der Proben und somit zu einer geringeren gemessenen Abrasion. Kommt es durch einen Systemausfall zu einer Unterbrechung der Kausimulation, welche zu einem Abkühlen des Heizstabes führt, kann es somit zu stärkeren Abweichungen im Muster der Abrasionskurven kommen. Einzelne Sprünge lassen sich auf diese Art und Weise erklären, andere wiederum zeigen keine zeitliche Korrelation zu Systemausfällen.

Beobachtet man die Steigung der Abrasionskurven über den Verlauf der Kausimulation, so fällt eine initial stärkere Steigung auf, welche im weiteren Verlauf abnimmt. Dieser Umstand lässt sich durch das flächenhaftere Auftreffen des Antagonisten erklären, welcher durch Eigenabrasion, aber insbesondere durch Abrasion an der Probe entsteht. Der auf die Probe wirkende Druck nimmt bei konstanter Kraft, jedoch größer werdender Fläche passend zu den gemessenen Abrasionswerten ab ($P = F / A$) (66).

4.3.1 Vergleich mit anderen Studienergebnissen

Eine ähnliches Versuchsdesign haben Zimmermann et al. 2018 verfolgt (52). Verglichen wurden in seiner Studie 3 fräsbare, partikelgefüllte Komposite mit einem 3D-druckbaren Komposit der Firma Saremco Dental. Die Kontrollgruppe bestand aus einer Hybrid Keramik (VITA® Enamic) und einer Lithiumdisilikatkeramik (e.max CAD®). Für die im Rahmen der Studie durchgeführte Kausimulation wurden ähnliche Parameter verwendet (1.200.000 Zyklen, 49N +/-0,7N, Thermocycling zwischen 5-55°). Die Auswertung erfolgte hierbei allerdings nicht durch die Kausimulationseinheit in konkreten Zahlen, sondern optisch mittels Stereomikroskops bei 14x Vergrößerung. Dadurch lassen sich die Ergebnisse quantitativ nicht mit den Ergebnissen dieser Studie vergleichen. Zimmermann et al.

führte die Kausimulation darüber hinaus mit Proben verschiedener Stärken durch. Gerade im Bereich niedriger Materialstärken zeigten sich dabei Vorteile beim additiv hergestellten Material. In einem Review von Futoshi et al. wurden die Überlebensraten und klinischen Komplikationen von Resin-basierten Kompositen mit keramischen CAD-CAM-Restaurationen verglichen. Beschrieben wurden hier in einzelnen Artikeln klinische Überlebensraten von 87,9-97,9% über einen Beobachtungszeitraum von 2-5 Jahren. (67). Relativiert wird der Erfolg durch eine klinische Studie von Schepke et al., bei der die Überlebensrate von Resin-basierten CAD-CAM Restaurationen nach einem Jahr bei lediglich 14% lag (68). Hierbei wurde allerdings auch ein Dezementieren der Kronen auf den implantatgetragenen Zirkonabutments als Misserfolg interpretiert. Eine Studie von Vanoorbeek et al. mit insgesamt 200 Resin-basierten Komposit- und Vollkeramikrestaurationen über 3 Jahre zeigte wiederum die guten Überlebensraten beider Restaurationsarten (97,2 und 81,2% für Vollkeramische Restaurationen und 87,9 und 55,6% für Resin-basierte Kompositrestaurationen) (69). Hinsichtlich technischer Komplikationen auf Seiten der Resin-basierten Restaurationen wurden auch hier als häufigster Faktor die Dezementierung angegebenen. Seltener zeigte sich eine verstärkte Abrasion an der Restaurationsoberfläche. Frakturen und Farbabweichungen kamen am seltensten vor (67).

4.3.2 Einschränkende Aspekte

Testet man das Abrasionsverhalten der geschilderten Materialien, müssen einige Einflussfaktoren berücksichtigt werden:

Als einwirkende Kraft wurden für Kausimulationen in der Literatur gehäuft 50N angegeben. Gleichmaßen werden über den Prozess der Nahrungsaufnahme in der Literatur aber auch physiologische in-vivo Werte von 20N – 160N angegeben (55,65). Für Einzelzähne können physiologische Werte bis 750N erreicht werden (70). Gleichmaßen spielt auch die Frequenz eine entscheidende Rolle. Hier finden sich in der Literatur Werte für eine mittlere physiologische in-Vivo Kaufrequenz von 1,3Hz bzw. 1,6Hz (65,71). Die Frequenz in der vorliegenden Arbeit lag bei 1,15Hz. Neben Kraft und Frequenz ist gleichmaßen entscheidend, welche Art von Antagonist verwendet wird und in welcher Form er auf die Probe trifft. Zahnschmelz weist eine Vickershärte von 27-420HV auf (72). Die in den Versuchen verwendeten Antagonisten hatten eine Härte von 385HV (73). Damit sind die Antagonisten im

Bereich der Härte des Zahnschmelzes, können aber nicht mit jenem gleichgesetzt werden. Die Form der Antagonisten entsprach 6mm im Durchmesser fassenden Edelstahlhalbkugeln. Die Vergleichbarkeit ist an dieser Stelle am ehesten in einem bereits gealterten Gebiss gegeben, da die Auflagefläche durch Abrasion und Attrition bereits analog zu den gewählten Antagonisten größer ist. Eine Überlegung, die bei der zunehmenden Prävalenz von Zahnersatz in höheren Altersklassen als durchaus schlüssig erscheint (74). Auch das Temperaturspektrum, welches in der Mundhöhle vorherrscht, wird versucht mit dem Kausimulator nachzuempfinden. Zahlreiche Studien orientieren sich hierbei an Werten zwischen 5°C-55°C, wie es auch in dieser Studie umgesetzt wurde (52,54,55). Des Weiteren ist auch die Morphologie der Probenoberfläche ausschlaggebend für die Reproduzierbarkeit von konkreten Messwerten. Auch hier gilt wie für die Antagonisten $P = F/A$. Durch den Speichel, wird im oralen Milieu die Reibung zwischen den Zähnen reduziert. Hierbei fungieren die im Speichel enthaltenen Mucopolysaccharide und Glycoproteine als eine Art natürliche Schmierstoffe, welche einer beschleunigten Attrition und Abrasion entgegenwirken (65). Besonders das Zusammentreffen hoher Kaukräfte mit sauren Nahrungsbestandteilen oder Säure, welche sekundär durch das orale Mikrobiom bei entsprechender Ernährung produziert wird, verstärkt die Abrasion (65). Einen weiteren Aspekt stellt das parodontale Ligament dar, welches dem in der Alveole verankerten Zahn eine gewisse Resilienz (10-50µ) bzw. damit Ausweichmöglichkeit gegenüber einwirkenden Kräften liefert (75). Ein Umstand, dem der verwendete Kausimulator in seiner Konstruktionsweise keine Rechnung tragen kann. Letztendlich beeinflusst auch die Art der Bewegung und z.B die Dimensionierung des Vorschubs den Abtrag. Sousa Santos et al. haben die Frakturresistenz von „resin provisional-crowns“ in Abhängigkeit vom pH-Wert untersucht. Die Ergebnisse haben eine leicht reduzierte Frakturresistenz bei geringerem pH-Wert (pH 4 gegenüber pH 7) aufgezeigt (76). Ein Aspekt, bei dem eine Auswirkung auf die Abrasionsbeständigkeit ebenfalls naheliegend ist. Soranio-Valero et al. haben in ihrem Review zu Kausimulatoren konkludiert, dass zu diesem Zeitpunkt noch kein Gerät existiert, welches dazu in der Lage ist, alle Komplikationen der menschlichen Mundhöhle zu simulieren (77). Ein standardisiertes Prüfverfahren zumindest für gewisse Indikationen wäre von Nöten um Messwerte vergleichbarer zu machen.

5 Conclusio

Nach Untersuchung der Kaustabilität, der Ästhetik und der Workflowtauglichkeit, lässt sich Saremco Print Crowntec als Vertreter der 3D druckbaren Komposite gut im Feld einordnen. In der Kausimulation zeigte sich das Material gegenüber einem gefrästen Äquivalent der gleichen Klasse als sehr beständig. Die simulierte Anzahl von 1.250.000 Zyklen überstanden alle Proben ohne Frakturen und zeigten im Schnitt die geringsten gemessenen Abrasionswerte der untersuchten Materialien. Ausgehend von einer Arbeit von Siavakis, entspricht die simulierte Zyklenzahl in-vivo einer Dauer von mehr als 5 Jahren (55). Die damit hohe Abrasionsbeständigkeit qualifiziert das Material für die Herstellung von „high-end“ Provisorien oder einer kosteneffizienten permanenten Versorgung. Die Oberflächenbeschaffenheit und der ästhetische Gesamteindruck lassen sich mit denen des gefrästen Pendants sowie der einer Lithiumdisilikatkeramik vergleichen. Hinsichtlich der Transluzenz und Farbgetreue ist das Material in der Ästhetikumfrage jedoch geringer bewertet worden. Das abgezeichnete Profil prädestiniert Saremco print crowntec unter den getesteten Parametern für provisorische oder permanente Einzelzahn-Versorgungen im Seitenzahnbereich. Die in vielerlei Hinsicht effizientere Herstellung im 3D-Drucker, macht Saremco Print Crowntec in einer entsprechenden Umgebung zu einer workflowtauglichen Option neben der bereits etablierten Frästechnik.

Literaturverzeichnis

1. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. Dent Clin North Am [Internet]. 2011 Jul [cited 2023 May 6];55(3):559–70. Available from: <https://pubmed-1ncbi-1nlm-1nih-1gov-10013b5zv02d8.han.medunigraz.at/21726690/>
2. saremco print CROWNTEC | SAREMCO Dental AG [Internet]. [cited 2024 Feb 18]. Available from: <https://www.saremco.ch/produkt/saremco-print-crowntec/>
3. Staehle HJ, Sekundo C. The Origins of Acrylates and Adhesive Technologies in Dentistry. J Adhes Dent [Internet]. 2021 Oct 1 [cited 2024 Mar 17];23(5):397–406. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34549923/>
4. Bowen RL. Composite and sealant resins-past, present, and future. 1982;
5. Elmar Hellwig , Edgar Schäfer, , Joachim Klimek, , and Thomas Attin. Einführung in die Zahnerhaltung : Prüfungswissen Kariologie und Parodontologie. 2018. 207–227 p.
6. Zimmerli BSMJFSOLA. Composite materials: Composition, properties and clinical applications A Literature Review. 2010 Apr 26;
7. Tetric CAD - Ivoclar Produktbeschreibung [Internet]. [cited 2024 Mar 18]. Available from: https://www.ivoclar.com/de_at/products/digital-processes/tetric-cad
8. Saremco print CROWNTEC | SAREMCO Dental AG - Produktbeschreibung [Internet]. [cited 2024 Mar 18]. Available from: <https://www.saremco.ch/produkt/saremco-print-crowntec/>
9. Kunzelmann KH, AG Keramik. Vollkeramik auf einen Blick Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen.
10. Prof. Dr. Arnetz Gerwin. Klinische Aspekte in der Vollkeramik. 10AD.
11. Dr. Falkensammer F. Vollkeramik-und Adhäsivtechnik.
12. Prettau® 4 Anterior® Zirkon | Zirkonzahn Worldwide [Internet]. [cited 2024 Mar 18]. Available from: <https://zirkonzahn.com/de/prettau-zirkon/prettau-anterior#>

13. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016 Aug 1 [cited 2024 Mar 18];116(2):257–63. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26994676/>
14. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* [Internet]. 2008 May 10 [cited 2023 May 6];204(9):505–11. Available from: <https://pubmed-1ncbi-1nlm-1nih-1gov-10013b5zv02d8.han.medunigraz.at/18469768/>
15. Khorsandi D, Fahimipour A, Abasian P, Saber SS, Seyedi M, Ghanavati S, et al. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomater*. 2021 Mar 1;122:26–49.
16. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *British Dental Journal* 2015 219:11 [Internet]. 2015 Dec 11 [cited 2024 Mar 14];219(11):521–9. Available from: <https://www.nature.com/articles/sj.bdj.2015.914>
17. Sun C, Fang N, Wu DM, Zhang X. Projection micro-stereolithography using digital micro-mirror dynamic mask. *Sens Actuators A Phys*. 2005 May 31;121(1):113–20.
18. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry—State of the Art. *Oper Dent* [Internet]. 2020 Jan 1 [cited 2023 Jun 24];45(1):30–40. Available from: <https://dx.doi.org/10.2341/18-229-L>
19. Phrozen Sonic XL 4K [Internet]. [cited 2024 Apr 28]. Available from: <https://www.3d-grenzenlos.de/magazin/3d-drucker/phrozen-sonic-xl-4k-neuvorstellung-27581133/>
20. Ge L, Dong L, Wang D, Ge Q, Gu G. A digital light processing 3D printer for fast and high-precision fabrication of soft pneumatic actuators. *Sens Actuators A Phys*. 2018 Apr 15;273:285–92.
21. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* [Internet]. 2009 [cited 2023 May 13];28(1):44–56.

- Available from: <https://pubmed-1ncbi-1nlm-1nih-1gov-10013b5l301a5.han.medunigraz.at/19280967/>
22. Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am*. 2019 Apr 1;63(2):175–97.
 23. What is a Dental Milling Machine? Basic Knowledge and Challenges Explained - Ultra Precision Position Switches Metrol [Internet]. [cited 2023 May 14]. Available from: <https://metrol-sensor.com/solution/54507/>
 24. Milling cobalt-chrome (CoCr) [Internet]. [cited 2024 May 10]. Available from: https://www.dentalportal.info/en/Global_Resources/Machining-guides/GLB_RES_Cobalt-chrome.htm
 25. Bohez ELJ. Five-axis milling machine tool kinematic chain design and analysis. *Int J Mach Tools Manuf*. 2002 Mar 1;42(4):505–20.
 26. Dentsply Sirona CEREC Primemill Gebrauchsanweisung herunterladen | ManualsLib [Internet]. [cited 2023 Jun 22]. Available from: <https://www.manualslib.de/download/598812/Dentsply-Sirona-Cerec-Primemill.html>
 27. inLab MC X5: Dental-Fräsmaschine | Dentsply Sirona Deutschland [Internet]. [cited 2023 Jun 23]. Available from: <https://www.dentsplysirona.com/de-de/entdecken/produktmarken-entdecken/inlab-mc-x5.html>
 28. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent*. 2014 Dec 1;112(6):1425–31.
 29. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* [Internet]. 2020 Mar 1 [cited 2023 Jun 23];32(2):171–81. Available from: <https://onlinelibrary-1wiley-1com-10013b5rb027d.han.medunigraz.at/doi/full/10.1111/jerd.12566>
 30. Lee WS, Lee DH, Lee KB. Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2017 [cited 2023 Jun 24];9(4):265. Available from: </pmc/articles/PMC5582092/>
 31. Chou WT, Chuang CC, Wang YB, Chiu HC. Comparison of the internal fit of metal crowns fabricated by traditional casting, computer numerical control milling, and three-dimensional printing. *PLoS One* [Internet]. 2021 Sep 1

- [cited 2023 Jun 24];16(9). Available from: <https://pubmed-1ncbi-1nlm-1nih-1gov-10013b5rb03e6.han.medunigraz.at/34529710/>
32. Mounajjed R, Layton DM, Azar B. The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dent Mater J* [Internet]. 2016 [cited 2023 Jun 24];35(6):835–44. Available from: <https://pubmed-1ncbi-1nlm-1nih-1gov-10013b5rb03e6.han.medunigraz.at/27546857/>
 33. Jain S, Sayed ME, Shetty M, Alqahtani SM, Al Wadei MHD, Gupta SG, et al. Physical and Mechanical Properties of 3D-Printed Provisional Crowns and Fixed Dental Prosthesis Resins Compared to CAD/CAM Milled and Conventional Provisional Resins: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers (Basel)* [Internet]. 2022 Jul 1 [cited 2023 Jun 25];14(13). Available from: [/pmc/articles/PMC9269394/](https://pmc/articles/PMC9269394/)
 34. Goodacre BJ, Goodacre CJ. Additive Manufacturing for Complete Denture Fabrication: A Narrative Review. *J Prosthodont* [Internet]. 2022 Mar 1 [cited 2023 Jun 25];31(S1):47–51. Available from: <https://pubmed-1ncbi-1nlm-1nih-1gov-10013b5tl000e.han.medunigraz.at/35313025/>
 35. Sirona CEREC Primemill | CAD/CAM | Einrichtung & Geräte | PRAXIS | Produkte | GERL. Dental [Internet]. [cited 2023 Jun 25]. Available from: <https://gerl-dental.de/produkte/praxis/einrichtung-geraete/cadcam/10003601/sirona-cerec-primemill>
 36. 3D Printers De | Formlabs [Internet]. [cited 2023 Jun 25]. Available from: <https://formlabs.com/de/shop/3d-printers/>
 37. Shin JW, Kim JE, Choi YJ, Shin SH, Nam NE, Shim JS, et al. Evaluation of the Color Stability of 3D-Printed Crown and Bridge Materials against Various Sources of Discoloration: An In Vitro Study. *Materials* [Internet]. 2020 Dec 1 [cited 2023 Jun 25];13(23):1–13. Available from: [/pmc/articles/PMC7731151/](https://pmc/articles/PMC7731151/)
 38. saremco print CROWNTEC | SAREMCO Dental AG [Internet]. [cited 2024 Feb 8]. Available from: <https://www.saremco.ch/produkt/saremco-print-crowntec/>
 39. Saremco print Crowntec Sicherheitsdatenblatt.
 40. Saremco Print Crowntec - Technische Daten.

41. IPS e.max CAD | Dentale CAD-Blocks | Ivoclar [Internet]. [cited 2024 Feb 8]. Available from: https://www.ivoclar.com/de_li/products/digital-processes/ips-e.max-cad
42. IPS e.max CAD & Programat CS6 IPS e.max CAD für CEREC/inLab [Internet]. [cited 2024 Mar 7]. Available from: <https://www.ivoclar.com/de-de/trust-ips-emax-cad#>
43. e.max CAD Datenblatt-und-Verarbeitung-Lithiumdisilikat.
44. Tetric CAD | Dentale Composite-Blöcke | Ivoclar [Internet]. [cited 2024 Feb 10]. Available from: https://www.ivoclar.com/de_de/products/digital-processes/tetric-cad
45. Tetric CAD CEREC/inLab HT A2 C14/5 | CAD/CAM | Ivoclar DE [Internet]. [cited 2024 Mar 7]. Available from: https://www.ivoclar.com/de_de/shop/p/cadcam/tetriccadcerecinlabhtc145/p/692149
46. Saremco print Crowntec Fabrication Manual.
47. optiprint model - opak, licht- und feuchtigkeitsstabil [Internet]. [cited 2024 Feb 12]. Available from: <https://dentona.de/optiprint/3d-printing-harze/optiprint-model>
48. Nr, Juli, Report. Variolink ® Esthetic Das ästhetische Befestigungscomposite.
49. Variolink ® Esthetic Eingliederung von Inlays (Glaskeramik, Composite) Bluephase Style Variolink Esthetic DC Variolink Esthetic Try-In [Internet]. Available from: www.cementation-navigation.com
50. Tetric ® CAD Pretreatment and cementation of Tetric ® CAD restorations | Vorbehandlung und Eingliederung von Tetric ® CAD-Restaurationen [Internet]. Available from: www.cementation-navigation.com
51. Heintze SD, Eser A, Monreal D, Rousson V. Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns. J Mech Behav Biomed Mater. 2017 Jan 1;65:770–80.
52. Zimmermann MEAEGÖMMA. Fracture Load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness.
53. Gewichtskraft: Formel, Berechnung & Einheit | StudySmarter [Internet]. [cited 2024 Mar 14]. Available from: <https://www.studysmarter.de/schule/physik/mechanik/gewichtskraft/#>

54. Naumova EA, Schneider S, Arnold WH, Piwowarczyk A. Wear Behavior of Ceramic CAD/CAM Crowns and Natural Antagonists. Materials [Internet]. 2017 [cited 2024 Feb 15];10(3). Available from: /pmc/articles/PMC5503368/
55. Festsitzender Zahnersatz Vergleich in-vivo und in-vitro. Comparison of in-vivo-behaviour and in-vitro-simulation of all-ceramic fixed partial dentures. [Internet]. [cited 2024 Mar 3]. Available from: https://www.researchgate.net/publication/229091391_Festsitzender_Zahnersatz_Vergleich_in-vivo_und_in-vitro_Comparison_of_in-vivo-behaviour_and_in-vitro-simulation_of_all-ceramic_fixed_partial_dentures_Didaktorie_Diatribes
56. Schmidseder J. Farbatlant der Zahnmedizin – Ästhetische Zahnmedizin (2009). 2009. 29 p.
57. CAD/CAM | Ivoclar DE [Internet]. [cited 2024 Feb 18]. Available from: https://www.ivoclar.com/de_de/shop/c/cad-cam/c/clinical_cad_cam?q=%3Aname-asc%3Aclinical-brands-1%3ATetric%2BCAD
58. IPS e.max CAD & Programat CS6 IPS e.max CAD für CEREC/inLab [Internet]. [cited 2024 Feb 18]. Available from: https://www.ivoclar.com/de-de/trust-ips-emax-cad?utm_source=Google&utm_medium=Search+Paid+&utm_campaign=DE_2023_IPS+e.max+CAD%26CS6+&gad_source=1&gclid=CjwKCAiA8sauBhB3EiwAruTRJoDNps7XPQU9fjaPeOV6c1PGymVoXbeKjMs4oS-J9HsFRKekAnOGjBoC4coQAvD_BwE
59. Tetric CAD Block - MW Dental [Internet]. [cited 2024 Mar 13]. Available from: <https://www.mwdental.de/142117-tetric-cad.html>
60. saremco print Crowntec - ZPP Dentalmedizintechnik [Internet]. [cited 2024 Mar 13]. Available from: <https://www.dental-markt.com/3d-druck-materialien/2783-17151-saremco-print-denturetec.html>
61. Sirona CEREC MC XL Schleifeinheit – Makrini-Dental [Internet]. [cited 2024 Apr 9]. Available from: <https://makrini.de/products/sirona-cerec-mc-xl-schleifeinheit>
62. Phrozen Sonic XL 4K 2022 [Internet]. [cited 2024 Apr 9]. Available from: <https://www.dental-markt.com/3d-drucker/2723-envisiontec-d4k-pro.html>

63. Sonic 4K 2022 [Internet]. [cited 2024 Apr 9]. Available from: <https://dental.phrozen3d.com/products/sonic-4k-2022>
64. Kowalska A, Sokolowski J, Bociong K. The Photoinitiators Used in Resin Based Dental Composite—A Review and Future Perspectives. *Polymers (Basel)* [Internet]. 2021 Feb 1 [cited 2024 Apr 6];13(3):1–17. Available from: </pmc/articles/PMC7867280/>
65. Heintze SD, Reichl FX, Hickel R. Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods —A review. Vol. 38, *Dental Materials Journal*. Japanese Society for Dental Materials and Devices; 2019. p. 343–53.
66. Druck | LEIF|physik [Internet]. [cited 2024 Mar 23]. Available from: <https://www.leifphysik.de/mechanik/druck-und-auftrieb/grundwissen/druck>
67. Komine F, Honda J, Kusaba K, Kubochi K, Takata H, Fujisawa M. Clinical outcomes of single crown restorations fabricated with resin-based cad/cam materials. Vol. 62, *Journal of Oral Science*. Nihon University, School of Dentistry; 2020. p. 353–5.
68. Schepke U, Meijer HJ, Vermeulen KM, Raghoobar GM, Cune MS. Clinical Bonding of Resin Nano Ceramic Restorations to Zirconia Abutments: A Case Series within a Randomized Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2016 Oct 1 [cited 2024 Mar 7];18(5):984–92. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26456161/>
69. Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *Int J Prosthodont*. 2010;23(3):223–30.
70. De Boever J, McCall WD, Holden S, Ash MM. Functional occlusal forces under anesthesia. *J Prosthet Dent*. 1978 Oct 1;40(4):402–8.
71. Sánchez-Ayala A, Farias-Neto A, Campanha NH, Rodrigues Garcia RCM. Relationship between chewing rate and masticatory performance. *Cranio* [Internet]. 2013 [cited 2024 Mar 4];31(2):118–22. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23795401/>
72. Warkentin M, Freyse C, Specht O, Behrend D, Maletz R, Janda R, et al. Correlation of ultrasound microscopy and Vickers hardness measurements of human dentin and enamel - A pilot study. *Dent Mater* [Internet]. 2018 Jul 1

- [cited 2024 Mar 4];34(7):1036–40. Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29678330/>
73. Alexander C. Vergleichende Untersuchung zur Kaustabilität von monolithischen Seitenzahnkronen aus Zirkoniumdioxid, Hybridkeramik und Komposit in-vitro. 2021 [cited 2024 Mar 4]; Available from:
www.doktorverlag.de
 74. Deutsche Mundgesundheitsstudie F. DMS V Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V)-Kurzfassung Institut der Deutschen Zahnärzte im Auftrag von Bundeszahnärztekammer und Kassenzahnärztlicher Bundesvereinigung.
 75. Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M, editors. Prothesendynamik. Zahnärztliche Prothetik [Internet]. 2011 [cited 2024 Mar 7]; Available from:
<http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/b-0034-18240>
 76. Sousa-Santos S, Silva AS, Sousa-Santos P, Vale T, Mendes JM. The Influence of Saliva pH on the Fracture Resistance of Two Types of Implant-Supported Bis-Acrylic Resin Provisional Crowns—An In Vitro Study. *J Funct Biomater* [Internet]. 2023 Feb 1 [cited 2024 Mar 9];14(2):62. Available from:
[/pmc/articles/PMC9965934/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/41111111/)
 77. Soriano-Valero S, Román-Rodríguez JL, Agustín-Panadero R, Bellot-Arcís C, Fons-Font A, Fernández-Estevan L. Systematic review of chewing simulators: Reality and reproducibility of in vitro studies. *J Clin Exp Dent* [Internet]. 2020 [cited 2024 Mar 4];12(12):e1189. Available from:
[/pmc/articles/PMC7700780/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33111111/)
 78. CS 4.8 Operation Manual.