

**Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktorin: Prof. Dr. P. Gierthmühlen**

**Neue CAD/CAM-fähige Kunststoff-, Keramik- und
Hybridmaterialien im Vergleich –
eine in-vitro-Studie**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der
Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-
Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Johannes Alexander Bösch
2020

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Referent: Prof. Dr. med. dent. Alfons Hugger

Korreferent: Prof. Dr. med. dent. David Sonntag

Für meine Mitte der Welt - meine Familie.

I. Zusammenfassung

Die Oberflächenqualität dentaler Biomaterialien stellt ein essentielles Kriterium für deren Langlebigkeit und Ästhetik dar. Eine möglichst glatte, einwandfreie, hygienefähige sowie korrosionsbeständige Oberfläche reduziert die Plaqueanlagerung, die Anfälligkeit für Farbveränderung sowie die Abrasion des Werkstoffes und seines Antagonisten.

In der vorliegenden Studie wurden Vertreter der neuen, dentalen CAD/CAM-fähigen-Hochleistungspolymere mit den beiden Glaskeramiken VITA Suprinity und IPS E.max CAD bei simulierten Belastungskonditionen hinsichtlich ihrer Oberflächenparameter verglichen. Jeweils $n=10$ Plättchen wurden gemäß der jeweiligen Herstellerangaben angefertigt und anschließend hinsichtlich ihres Glanzgrads sowie ihrer Oberflächenrauheit in einem Bürstenversuch getestet. Im sich anschließenden Versuch wurde das Färbeverhalten der Proben nach 4-wöchiger Lagerung in 5 verschiedenen Färbelösungen (Kurkuma, Rotwein, Kaffee, Coca Cola, destilliertes Wasser) untersucht sowie der Einfluss einer abschließenden Reinigung. Die Farbveränderung in Form der L^*a^*b -Werte und ΔE wurde zu Beginn, nach 4 Wochen und nach einer erfolgten Reinigung gemessen. Darüber hinaus wurden 6 weitere Plättchen auf ihr Verschleißverhalten bei 2-Körper-Abrasion im Kausimulator untersucht. Alle Plättchen erfuhren vor den jeweiligen Testungen eine künstliche Alterung im Thermocycler. Untersucht wurden der Glanzgrad, die Rauheitsparameter R_a , R_z , R_t , die Farbveränderung ΔE , sowie der volumetrische Verlust mittels Laserscan.

Alle Vertreter wiesen nach Konditionierung noch einen adäquaten Glanzgrad von mehr als 75 Glossunit auf. Das Produkt VITA Enamic verlor am meisten an Glanz, lag dabei aber noch immer über der zirkondioxidverstärkten Glaskeramik VITA Suprinity, welche sowohl initial als auch konditioniert den niedrigsten Glanzgrad aufwies. Bezüglich der Rauheit nach Bürstenabrasion hat Brecam HIPC als einziges Material signifikant an Rauheit zugenommen. Es hat dabei zusammen mit VITA Suprinity den in der Literatur als kritisch beschriebenen R_a von $0,5\ \mu\text{m}$ überschritten, weshalb die Verwendung des Produkts als definitive Restauration kritisch betrachtet werden sollte. Im Hinblick auf das Färbeverhalten lagen alle Produkte nach simulierter Prophylaxebehandlung unterhalb der in der Literatur beschriebenen Grenze der klinischen Akzeptanz von $\Delta E = 3,3$. Die Färbemedien Kurkuma und Rotwein verursachten in absteigender Reihenfolge den größten Farbunterschied. Das Produkt Cerasmart DG verfärbte sich vor der Reinigung am stärksten. Die untersuchten Glaskeramiken blieben sowohl vor als auch nach der Reinigung unterhalb der beschriebenen Grenze für ΔE . Außerdem wiesen zunächst das PMMA-basierte Brecam HIPC und anschließend VITA Enamic die niedrigsten ΔE -Werte auf. Bei der 2-Körper-Abrasion im Kausimulator wiesen die Produkte Brecam HIPC, Cerasmart DG und VITA Suprinity die geringsten Volumenverluste auf.

Insgesamt blieben alle gemessenen Volumenverluste unterhalb der Werte der Glaskeramik IPS E.max CAD. Mit der Einführung neuer CAD/CAM-Werkstoffe sowie der Möglichkeit der standardisierten, industriellen Fertigung konnten die Eigenschaften der polymeren Werkstoffe deutlich verbessert werden. Auf der Grundlage der hier zusammengefassten in-vitro-Untersuchung kann festgestellt werden, dass der klinische Einsatz der untersuchten CAD/CAM-Hochleistungspolymere hinsichtlich ihres Oberflächenverhaltens befürwortet werden kann. Lediglich der Einsatz von Brecam HIPC sollte aufgrund des Rauheitsversuchs kritisch betrachtet werden. Aufgrund von multifaktoriellen und interindividuellen Belastungen der Mundhöhle scheint es sinnvoll, klinische in-vivo-Studien bezüglich der Materialien anzuschließen, um die ermittelten Ergebnisse weiterführend zu überprüfen.

II. Summary

Surface quality of dental biomaterials is a crucial factor in influencing their longevity and aesthetics. Surfaces should be preferably smooth, hygienic and corrosion-resistant in order to reduce plaque accumulation, staining and abrasive wear of the material itself and its enamel antagonist. In this study, five new dental CAD/CAM-materials (so called “high performance polymers”) were compared to the glass ceramics VITA Suprinity and IPS E.max CAD under simulated loading conditions with regard to their surface quality. For each material, $n=10$ specimens were prepared according to manufacturer’s instructions and tested with regard to their gloss and surface roughness after toothbrush abrasion. Subsequently, the specimens were stored for four weeks in five different storage media (red wine, turmeric solution, Coca-Cola, black coffee and distilled water). The discoloration was measured using a colorimeter before storage, after 4 weeks and after cleaning. Six further specimens of each material were prepared and examined with regard to their two-body-abrasion in a chewing simulator. Prior to testing, all of the specimens were artificially aged in a thermal cycler. Parameters measured were gloss, surface roughness (R_a , R_z , R_t), colour change (ΔE) and volume loss. After conditioning, all products showed an adequate gloss level of more than 75 GU. The material VITA Enamic showed the highest loss of gloss but had still more gloss than the zirconia-reinforced glass ceramic VITA Suprinity, which showed the lowest gloss value overall, both initially and after conditioning. The product Brecam HIPC was the only material to show a significant increase of surface roughness. Together with VITA Suprinity, Brecam HIPC exceeded the value of $R_a = 0,5\mu m$ which has, in the literature, been described as a critical value with regard to plaque accumulation. Therefore, the use of these products in definitive restorations should be viewed critically. Further study of plaque accumulation and surface roughness of ceramics is required. In terms of staining, all materials showed a colour change that was below the clinically acceptable value of $\Delta E = 3.3$, leading to the conclusion that the discoloration was extrinsic. A clinically relevant level of discoloration could not be detected. Turmeric solution and red wine were the storage media associated with the highest level of staining. Cerasmart DG showed the highest level of discoloration before cleaning. The glass ceramics tested remained below the clinically relevant limit for delta E, both before and after cleaning. Brecam HIPC and Vita Enamic showed the lowest values of ΔE . With regard to two-body-abrasion in a chewing simulator, Brecam HIPC, Cerasmart DG and VITA Suprinity showed the lowest volume loss. All of the tested products showed less volume loss than the positive control group of IPS E.max CAD. With the introduction of new CAD / CAM materials as well as standardized, industrial production, the properties of such polymers have been significantly improved. Within the limitations of this in-vitro study, the conclusion can be drawn that clinical use of these examined CAD/CAM-high-performance-polymers regarding to their surface quality can be approved. The use of Brecam HIPC should, however, be viewed critically as a result of the observed significant deterioration in surface roughness. Given the multifactorial nature and interindividual variance seen in the intraoral environment, clinical in-vivo studies of the materials in question are required in order to further evaluate the obtained results.

III. Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	analysis of variance
a-Wert	Farbkomponente (von Grün bis Rot)
Bis-GMA	bisphenol A-glycidyl methacrylate
b-Wert	Farbkomponente (von Blau bis Gelb)
CAD	computer-aided design
CAD/CAM	Computer aided design / computer aided manufacturing
CAM	computer-aided manufacturing
Cerec	Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
E-Modul	Elastizitätsmodul in GPa
GPa	Gigapascal (1 GPa = 1 Milliarde Pa)
GU	Glossunit = Glanzgrad, Glossunit
HT-HP-Methode	high-temperature-high-pressure-Methode
L	Luminanz, Luminanz- oder Helligkeitskomponente einer Farbe
MMA	Methylmethacrylat
MPa	Megapascal (1 MPa = 1 Million Pa = 1 N/mm ²)
PEEK	Polyetheretherketone
PICN	polymer-infiltrated ceramic network
PMMA	Polymethylmethacrylate
Ra	arithmetischer Mittenrauwert
RDA	Radioactive Dentine Abrasion
Rt	Gesamthöhe des Rauheitsprofils
Rz	gemittelte Rautiefe
TEGDEMA	Triethylenglycoldimethacrylat
U/min	Umdrehungen pro Minute
UDMA	Urethandimethacrylat
ΔE	Farbdifferenz zwischen zwei Farben $L^*a^*b^*_1$ und $L^*a^*b^*_2$, euklidischer Farbabstand

IV. Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	1
1.1	Allgemeine Einleitung.....	1
1.2	CAD / CAM.....	2
1.2.1	Definition und Erläuterung.....	2
1.2.2	Verfahren von CAD/CAM	3
1.2.3	Vorteile und Bedeutung für den Zahnarzt	4
1.3	Verfügbare Werkstoffe für CAD/CAM.....	6
1.3.1	Metall	6
1.3.2	Polymere und Dentale Hochleistungspolymere.....	7
1.3.3	Keramik.....	11
1.4	Werkstoffbezogene Parameter	17
1.4.1	Glanzgrad und Glanzeinheit GU	17
1.4.2	Oberflächenrauheit	18
1.4.3	Verfärbung, Farbmeterik und das CIE-L*a*b-System	20
1.4.4	Verschleiß (wear)	23
2.	Ziel der Studie.....	24
3.	Material und Methode	25
3.1	Charakterisierung der Prüfkörper	25
3.1.1	Brecam HIPC - Komposit.....	27
3.1.2	Brilliant Crios – Komposit	28
3.1.3	Block HC - CAD/CAM-Komposit-Matrix-Keramik	28
3.1.4	Cerasmart DG – CAD/CAM-Komposit-Matrix-Keramik	28
3.1.5	VITA Enamic – Hybridkeramik	29
3.1.6	IPS E.max CAD - Lithiumdisilikatkeramik.....	29
3.1.7	VITA Suprinity – Zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik	30
3.2	Vorbereitung der Prüfkörper	30
3.2.1	Allgemeine Vorbereitung	30
3.2.2	Spezielle Vorbereitung der CAD/CAM-Komposit-Keramik-Materialien- und Hochleistungspolymere.....	31
3.2.3	Vorversuche zur Vorbereitung der Keramikplättchen	32
3.3	Hauptuntersuchungen	34
3.3.1	Messung des Glanzgrads	34
3.3.2	Messung der Oberflächenrauheit	35
3.3.3	Messung der Farbstabilität	35
3.3.4	Messung vor Kausimulation	36
3.4	Beschreibung der Temperaturwechselbelastung (Thermocycling)	36
3.5	Beschreibung des Versuchs über den Verschleiß durch simuliertes Zähneputzen – mechanische Belastung.....	37

3.6	Beschreibung des Versuchs über den Verschleiß durch Kausimulation – mechanische Belastung.....	38
3.7	Beschreibung des Versuchs zur Farbstabilität der verschiedenen Materialien – verfärbende Belastung.....	39
3.8	Datenauswertung.....	41
3.8.1	Datenaufbereitung für den Versuch Glanzgrad	41
3.8.2	Datenaufbereitung für den Versuch zur Oberflächenrauheit	41
3.8.3	Datenaufbereitung für den Versuch Farbveränderung.....	42
3.8.4	Datenaufbereitung für den Versuch der Abrasion durch Kausimulation	42
4.	Ergebnisse	45
4.1	Analyse des Vorversuchs.....	45
4.2	Analyse des Glanzgrads.....	49
4.3	Analyse der Rautiefenmessungen.....	54
4.4	Analyse der Farbveränderungen.....	63
4.5	Analyse der Abnutzung durch Verschleiß	78
5.	Diskussion.....	80
5.1	Diskussion der Werkstoffauswahl.....	80
5.2	Diskussion der Prüfkörperbearbeitung	81
5.3	Diskussion der Versuchsparameter.....	82
5.3.1	Thermocycling.....	82
5.3.2	Zahnbürstenabrasion	83
5.3.3	Verfärbung	84
5.3.4	Kausimulation.....	85
5.4	Diskussion der Messmethoden	87
5.4.1	Messmethoden zur Bestimmung des Glanzgrads.....	87
5.4.2	Messmethoden zur Bestimmung der Oberflächenrauheit	87
5.4.3	Messmethoden zur Bestimmung der Farbstabilität	88
5.4.4	Messmethoden zur Bestimmung des Verschleißes durch Kausimulation	89
5.5	Diskussion der statistischen Methoden	91
5.6	Diskussion der Ergebnisse	94
5.6.1	Ergebnisse der Glanzgradmessung	94
5.6.2	Ergebnisse der Oberflächenrauheits-Untersuchungen.....	95
5.6.3	Ergebnisse der Farbstabilitäts-Untersuchungen	97
5.6.4	Ergebnisse der Verschleiß-Untersuchungen	98
6.	Literaturverzeichnis.....	101
7.	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis.....	109

1. Einleitung

1.1 Allgemeine Einleitung

Im Laufe des 21. Jahrhunderts sind die Ansprüche der Patienten an zahnfarbenem, metallfreien Zahnersatz stetig gestiegen. Möglichst schnell und möglichst kostengünstig soll der neue Zahnersatz erhältlich, möglichst zuverlässig und reproduzierbar soll das Ergebnis sein. Um diesen Ansprüchen gerecht werden zu können, wurden die Fertigungsverfahren in der Zahnmedizin kontinuierlich weiterentwickelt und optimiert. Im Rahmen der fortschreitenden Digitalisierung hat sich in den letzten Jahren neben konventionell handgefertigten, zahntechnischen Fertigungsprozessen zunehmend das Fertigungsverfahren CAD/CAM im Praxisalltag etabliert. CAD/CAM steht hier als Abkürzung für „computer aided design“ und „computer aided manufacturing“. Es erlaubt dem Behandler, Zahnersatz mit großer Effizienz und Zeitersparnis in einer Sitzung (Chairside), im eigenen Labor (Labside) oder extern in einem Fräszentrum (modifiziert Labside) herstellen zu lassen. Eine konventionelle Abformung könnte in den kommenden Jahren im Rahmen des digitalen Workflows im Weiteren von einem intraoralen Scan abgelöst werden (Zimmermann et al. 2015). Dieses Fertigungsverfahren, welches anfänglich durch den Werkstoff Zirkoniumdioxid angetrieben wurde, nimmt mittlerweile sowohl in Praxis als auch in Laboren eine bedeutende Rolle ein. Autoren gehen davon aus, dass CAD/CAM auch in Zukunft einen großen Einfluss in der restaurativen Zahnheilkunde haben wird (Beuer et al. 2008, Mehl 2010). Im Zuge der Weiterentwicklung des CAD/CAM-Prozesses ist eine Vielfalt neuer CAD/CAM-Materialien entstanden, die für die restaurativ-prothetische Behandlung der Patienten angeboten werden. Autoren wie Pospiech bezeichnen es unter anderem als „die Qual der Wahl“ (Pospiech 2014), welches der vielen CAD/CAM-Produkte nun das geeignetste sei. In den letzten drei Jahrzehnten wurden zunehmend metallfreie Restaurationen favorisiert (Guess et al. 2011). Die Verwendung keramischer Restaurationen, sowohl als verblendete, als auch als vollkeramische Systeme, gilt mittlerweile als Standardprozess im zahnmedizinischen Alltag. Viele verschiedene keramische Systeme befinden sich auf dem Markt und finden in der Praxis regelmäßig Anwendung (Guess et al. 2011). Mittlerweile werden neben diesen auch sogenannte Hochleistungspolymere (Beuer et al. 2012) als CAD/CAM-Blocks für zahnfarbene Restaurationen angeboten (Spitznagel und Ganz 2017). Die Materialeigenschaften von Kunststoffen standen wegen ihres erhöhten Monomergehaltes, schlechterer physikalischer Eigenschaften sowie geringerer Ästhetik lange Zeit im Schatten der Keramiken. Doch haben diese sich im Rahmen der modernen CAD/CAM-Technologie sowie der Möglichkeit

der industriellen Vorfertigung in den letzten Jahren deutlich verbessert (Stawarczyk et al. 2012). Dadurch scheint ihr Einsatz im klinischen Alltag sinnvoll. Die Werkstoffe Keramik und Kunststoff befinden sich derzeit in fließenden Übergängen, was sich z. B. in dem Begriff „Hybridkeramik“ widerspiegelt (Horvath et al. 2016). Als einer der wichtigsten Parameter hinsichtlich Qualität und Langlebigkeit von Zahnersatz gilt die Qualität der Biomaterialien. Um nicht nur die ästhetischen, sondern auch die funktionellen Aspekte der Materialien genügend zu berücksichtigen, sollten die Materialien unter anderem biokompatibel, gut polierbar, hypoallergen, korrosionsbeständig, farbstabil und weder lokal- noch systemtoxisch sein. Außerdem sollten sie eine gute Abrasionsfestigkeit sowie eine hygienefähige Oberfläche besitzen (Diedrichs und Rosenhain 1995, Rimondini et al. 2002, Manicone et al. 2007). Vor allem die Oberflächenparameter wie Glanzgrad, Rauheit, Abrieb, und Färbeverhalten sind im Hinblick auf die Langlebigkeit, Ästhetik sowie Plaqueanlagerungsverhalten der Werkstoffe von großer Bedeutung (Stawarczyk et al. 2012, Stawarczyk 2013). Aufgrund der rasch aufkommenden Vielfalt neuer Materialien ist die Anzahl der hierfür erhältlichen Studien noch sehr gering ausgeprägt (Pospiech 2014). Es bedarf neben klinischen Langzeitstudien zusätzlich an In-Vitro-Studien, um die Materialien auf ihr Verhalten unter simulierten, alltäglichen Belastungen zu überprüfen.

1.2 CAD / CAM

1.2.1 Definition und Erläuterung

CAD/CAM findet neben der Zahnmedizin auch in anderen Bereichen Anwendung, wie zum Beispiel in der Architektur, im Maschinenbau, in der Kunststoffverarbeitung und in der Elektrotechnik. In der Zahnmedizin bezieht sich der Begriff CAD/CAM auf Folgendes: CAD ist die Abkürzung aus dem Englischen für „computer aided design“ und bedeutet übersetzt so viel wie „computergestützte Konstruktion“. Hierbei werden mit einer speziellen Software mechanisch oder elektronisch Konstruktionsunterlagen auf dem PC erstellt (Beuer et al. 2008). Dies gleicht dem Modellationsprozess von Zahnersatz. CAM ist die Abkürzung für „computer aided manufacturing“ und bedeutet so viel wie „computergestützte Herstellung“ (Beuer et al. 2008). CAM entspricht dem Herstellungsprozess von Zahnersatz. Voraussetzung für CAD/CAM ist die genaue, dreidimensionale Erfassung der Präparation, der Nachbarzähne sowie der Antagonisten (Mehl 2010). Alle Systeme bestehen prinzipiell aus drei Hauptkomponenten: einem Scanner (optisch oder mechanisch), welcher geometrische in digitale Daten auf dem Computer umwandelt; einer Software, welche die Daten verarbeitet und das Endprodukt entwirft und einer Produktionseinheit

(Fräsgerät/Drucker), welche das entworfene Produkt erstellt (Mormann 2006, Beuer et al. 2008, Baroudi und Ibraheem 2015). Zusammenfassend bezeichnet CAD/CAM also die dreidimensionale, digitale Erfassung, Planung sowie Fertigung eines Werkstückes durch computergesteuerte Maschinen.

1.2.2 Verfahren von CAD/CAM

Grundsätzlich können drei unterschiedliche Fertigungskonzepte unterschieden werden (Beuer et al. 2008), die in der Abbildung 1 schematisch veranschaulicht werden:

- Chairside-Konzept
- Labside-Konzept
- Modifiziertes Labside-Konzept

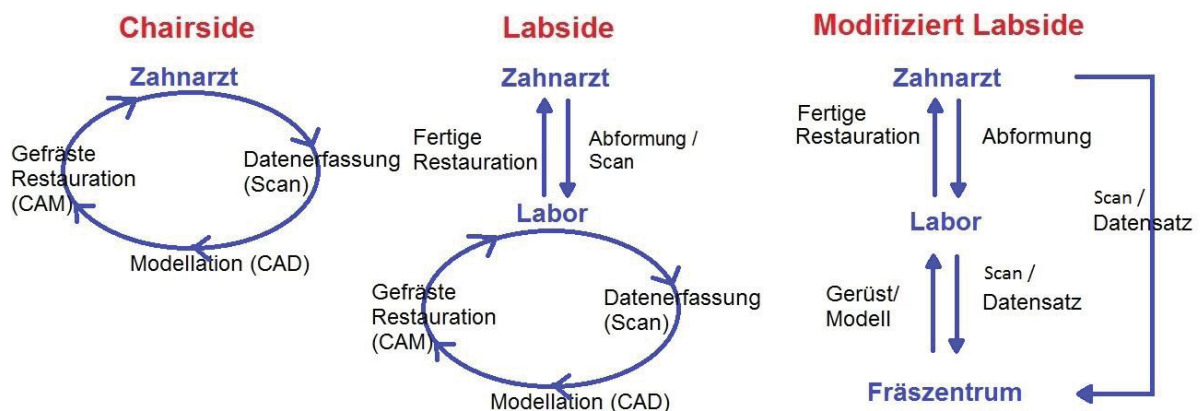


Abbildung 1: **Chairside-, Labside- sowie modifiziertes Labsidekonzept (mod. nach Mehl 2010)**

Beim *Chairside-Konzept* erfolgt die Datenerfassung, die CAD-Modellation sowie die computergestützte Herstellung direkt am Patientenstuhl (Mehl 2010). Hierfür bedarf es eines intraoralen Scanners. Somit kann ein Patient innerhalb einer einzigen Sitzung mit Zahnersatz versorgt werden. Modelle und Provisorien sind hierfür nicht mehr erforderlich. Ein gängiges System hierfür ist das Cerec-System oder das E4D (D4D Technologies; Richardson, TX) (Beuer et al. 2008, Baroudi und Ibraheem 2015).

Das *Labside*-Konzept entspricht dem ursprünglichen Arbeitsablauf zwischen Zahnarzt und Techniker (Beuer et al. 2008), das heißt, die CAD/CAM-Prozesskette wird im Labor durchlaufen. Nach konventionell erfolgter Abformung werden die Abformungen des Patienten im Labor in ein Meistermodell überführt, von welchem aus eine dreidimensionale Datenerfassung mittels Scanner erfolgt. Für die CAD-Modellierung werden die erfassten Daten nun mit einer Designsoftware bearbeitet und an die Schleifeinheit übermittelt, welche das gewünschte Werkstück im Labor erstellt. Im Falle der Herstellung eines Gerüsts kann dieses nach dem Schleifprozess noch zusätzlich wie gewohnt konventionell verblendet werden (Mehl 2010). Die Ausgliederung des CAD/CAM-Prozesses ins Labor erlaubt größere Restaurationseinheiten wie Brücken oder mehrere Arbeiten, da die dortigen Schleifeinheiten größer dimensioniert sein können als in der Praxis (Mehl 2010).

Das *modifizierte Labside-Konzept* (Mehl 2010) bezeichnet die zentralisierte Fertigung in einem Fräszentrum (Beuer et al. 2008). Nach abgeschlossener Digitalisierung der konventionell erfolgten Abformung entwirft der Zahntechniker noch im Labor das Werkstück mithilfe einer Designsoftware (Mehl 2010). Anschließend werden die Daten sowie das Design via Internet an ein externes Fräszentrum übermittelt, wo die finale Produktion stattfindet (May et al. 1998, Reich et al. 2005). Der Vorteil des modifizierten Labsidekonzepts besteht unter anderem in den nur geringen Investitionskosten von Scanner und Software (Beuer et al. 2008) und der demgegenüber stehenden Möglichkeit der Verwendung qualitativ hochwertiger Fertigungsmaschinen, welche von qualifizierten Ingenieuren überwacht und betreut werden und die Bearbeitung vieler verschiedener Materialien erlauben (Mehl 2010).

1.2.3 Vorteile und Bedeutung für den Zahnarzt

CAD/CAM als Produktionsprozess hat die Zahnmedizin in den vergangenen Jahren stark beeinflusst und es ist davon auszugehen, dass in Zukunft die konventionelle Zahntechnik immer mehr durch die Digitalisierung von Produktionsprozessen beeinflusst wird (Beuer et al. 2008). Aufgrund der vielen Vorteile, die die CAD/CAM-Technology mit sich bringt, ist sie für den Zahnarzt von großer Bedeutung: Unbestritten ist zunächst der *wirtschaftliche* Vorteil, den CAD/CAM im Vergleich zur konventionellen Zahntechnik bietet. Dies liegt unter anderem an der erheblichen Zeitersparnis sowie dem Ausbleiben der erheblichen zahntechnischen Arbeitsleistung wie beispielsweise der Wachsmodellierung (Tinschert et al. 2004, Mehl 2010). Durch die Standardisierung der Produktionsprozesse lassen sich sowohl die Qualität als auch die Vorhersagbarkeit der Werkstücke verbessern (Beuer et al. 2008,

Santos et al. 2013). Das virtuelle Aufwachsen im Rahmen der CAM-Modellierung liefert schnellere, passendere und vorhersagbarere Ergebnisse (Beuer et al. 2008). Die Passgenauigkeit wird von Autoren als vergleichbar oder teilweise gar besser als bei der konventionellen Technik angegeben (Mehl 2010, Santos et al. 2013). Patienten bevorzugen aus Zeitersparnisgründen sowie psychologischen Aspekten eher eine einmalige Behandlung („single-visit“) wie beim chairside-Konzept als mehrmalige Sitzungen wie es bei konventionellem Zahnersatz der Fall ist (Christensen 2008). Der Wegfall der provisorischen Phase sowie die unmittelbare direkte Versorgung stellen einen großen Vorteil für den Patienten dar (Baroudi und Ibraheem 2015). Die Speicherung der Abformung erlaubt es, mehrere Werkstücke bei einmalig erfolgreicher digitaler Abformung zu produzieren. Dies kann wiederholte Abformungen ersparen und spart somit Zeit und Materialkosten. Im Hinblick auf steigende Edelmetallpreise können CAD/CAM-gefertigte Keramikrestorationen gegenüber Metallkeramiken aus Kostensicht für den Patienten interessant sein (Donovan 2008). Des Weiteren spielen werkstoffkundliche Aspekte eine große Rolle: Die Materialqualität von industriell gefertigten Blöcken übertrifft diejenigen der laborgefertigten Restorationen (Mehl 2010, Pospiech 2014). Der Werkstoff Zirkoniumdioxid kann aktuell nur mittels Frästechnologie verarbeitet werden (Rinke 2011). Doch neben Zirkoniumdioxid, Titan oder Nicht-Edelmetallen können auch viele weitere für den Behandler und Patienten interessante Materialien mit hoher Präzision verarbeitet werden (Tinschert et al. 2000, Vult von Steyern et al. 2005, Sailer et al. 2007, Beuer et al. 2008).

1.3 Verfügbare Werkstoffe für CAD/CAM

Abbildung 2 zeigt die aktuell gängigen zur Verfügung stehenden CAD/CAM-Materialien nach Pospiech, die im Folgenden genauer beschrieben werden (Pospiech 2014).

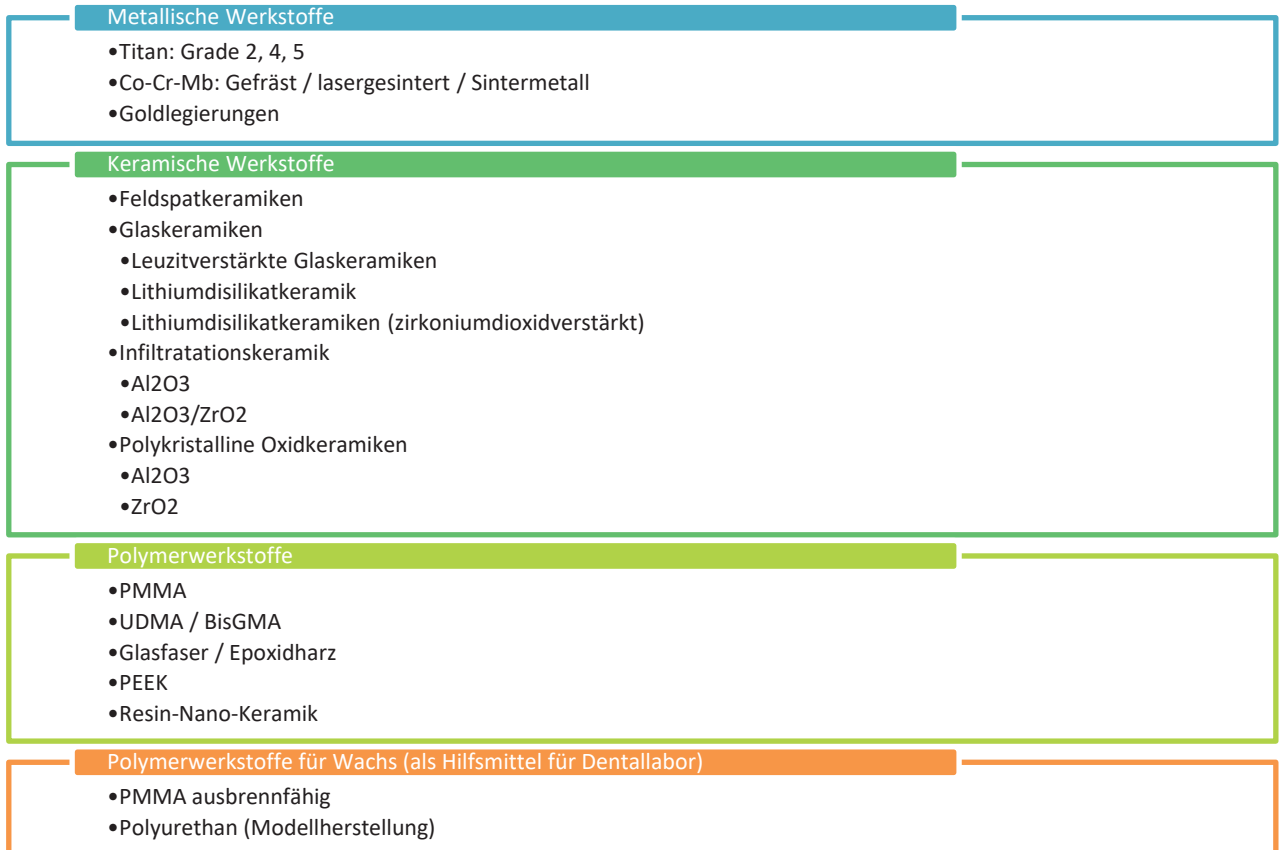


Abbildung 2: **Zur Verfügung stehende CAD/CAM-Materialien** (mod. nach Pospiech 2014)

1.3.1 Metall

Die gängigsten verwendeten Metalle für den CAD/CAM-Prozess sind Titan bzw. Titanlegierungen sowie Kobalt-Chrom-Legierungen. Letztere können als Gerüste entweder gefräst, lasergesintert oder als Sintermetall verarbeitet werden (Beuer et al. 2008, Pospiech 2014). Aber auch Goldlegierungen lassen sich mittels Frästechnologie verarbeiten, wie beispielsweise bei der Firma Mill & More (Karlsruhe). Ein großer Vorteil ist hierbei die industrielle Fertigung der Werkstücke, sodass Lunker, Porositäten oder Spannungen vermieden werden können (Pospiech 2014).

1.3.2 Polymere und Dentale Hochleistungspolymere

Janda definierte Kunststoffe als hochmolekulare Verbindungen, welche durch die Umwandlung von Naturstoffen oder durch Synthese aus niedermolekularen Substanzen, den sogenannten Monomeren, hergestellt werden (Kappert und Eichner 2005). Die Kunststoffe standen aufgrund ihrer werkstoffkundlichen Eigenschaften in der Zahnmedizin seit ihrer Einführung lange im Schatten der Keramiken und Metalle. Nicht nur wegen ihrer Neigung zur Verfärbung, sondern auch wegen ihrer erhöhten Plaqueakkumulation, fehlenden Abrasionsstabilität (Ohlmann et al. 2006, Ohlmann et al. 2007), ihres erhöhten Monomergehalts sowie ihrer unvollständigen Umsetzung (Giordano 2006, Mainjot et al. 2016). Seit der Möglichkeit der industriellen Fertigung unter optimalen Druck- und Temperatur-Verhältnissen („high-pressure“ (HP) oder „high-pressure-high-temperatur“ (HP-HT) (Nguyen et al. 2014)) konnten die mechanischen Eigenschaften der Kunststoffe deutlich verbessert werden (Stawarczyk et al. 2012, Beuer et al. 2015, Mainjot et al. 2016). Außerdem konnte durch die damit verbundene erhöhte Umsetzungsrate ein niedrigerer Restmonomergehalt erzielt werden, wodurch das Risiko einer Allergieentwicklung minimiert werden kann (Stawarczyk 2013). Die Autoren Beuer und Schweiger bezeichnen Kunststoffe, die unter solchen industriellen Bedingungen hergestellt werden, als sogenannte Hochleistungspolymere (Beuer et al. 2012). Diese dentalen Hochleistungspolymere oder auch indirekte Komposite (Mainjot et al. 2016) lassen sich einteilen in PMMA-basierte Kunststoffe, Komposite, hochgefüllte Komposite, kunststoffinfiltrierte Keramiken bzw. Hybridkeramiken (PICN - polymer-infiltrated ceramic network) sowie PEEK (Polyetheretherketone) (Beuer et al. 2012). Generell lassen sie sich unterscheiden anhand ihres Herstellungsprozesses (manuell polymerisiert oder industriell), ihrer Mikrostruktur (dispergierte Füllkörper oder polymerinfiltrierte Keramik), ihrer Polymerisationsart (Licht, HP oder HT/HP), ihrer Kunststoffmatrix oder ihres Füllergehalts (Mainjot et al. 2016). Anhand letzterem orientiert sich die von Beuer und Stawarczyk auf der Konsensuskonferenz vorgenommene Clusterung (Beuer et al. 2012), dargestellt in der Tabelle 1.

Tabelle 1: *Einteilung der polymeren Werkstoffe (mod. nach Beuer et al. 2012)*

- **PMMA-basierte Kunststoffe** (Matrixstruktur ohne Füllkörper; ausschließlich für temporären Einsatz indiziert)
- **Komposite** (organische Polymermatrix mit anorganischen Füllern durchsetzt) Bsp.: *Brecam HIPC*
- **Hochgefüllte Komposite** (resin nano ceramics): höhere Härte und Sprödigkeit; nur für Teilrestaurationen freigegeben Bsp: LAVA Ultimate, *Cerasmart DG, Shofu Block-HC, Brilliant Crios*
- **Kunststoffinfiltrierte Keramiken** (Hybridkeramik): Schwamm aus Keramik, Matrix mit Kunststoff infiltriert Bsp.: *VITA Enamic*
- **PEEK** (Polyetheretherketone) – eher als Gerüstmaterial oder Abutment

Die hier rot dargestellten Produkte wurden in dieser Studie verwendet. Eine schematische Darstellung der polymeren Werkstoffe zeigt die folgende *Abbildung 3*. Hier sind die polymeren Werkstoffe gegliedert nach ihren Fülleranteilen. Im Darauffolgenden werden diese genauer erläutert.

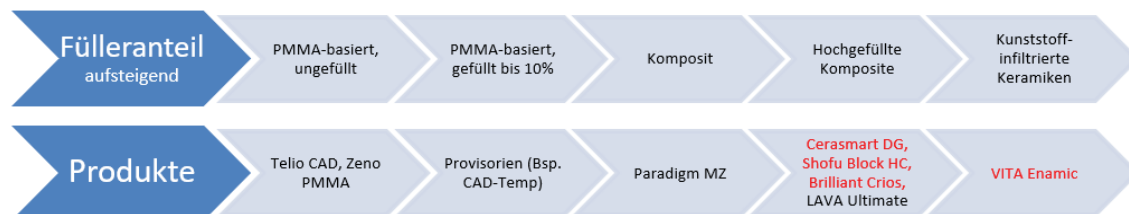


Abbildung 3: *Polymere mit ansteigendem Fülleranteil (mod. nach Beuer et al. 2012)*

Die Polymethylmethacrylate, kurz PMMA, wurden erstmals 1936 in der Zahnmedizin eingeführt und seither ständig weiterentwickelt (Eichner und Kappert 2005). Der transparente, thermoplastische Kunststoff entsteht durch radikalische Polymerisation von Methylsäuremethylestern (Kaiser 2011). Später wurden die Methacrylate zunehmend durch Materialien mit hoher Molmasse und besseren physikalischen Eigenschaften ersetzt (Eichner und Kappert 2005). Die Länge der entstehenden Ketten sowie deren Quervernetzung untereinander korreliert mit der Temperatur und dem Druck während des Polymerisationsvorgangs (Beuer et al. 2012). Bei 100°C ist der Werkstoff plastisch reversibel verformbar (Janda 1989). PMMA ist im eigenen Monomer löslich, was einen guten Verbund zwischen PMMA-Kunststoffen schafft (Beuer et al. 2012). Der E-Modul bewegt sich etwa im Bereich von 2,7-3,2 GPa (Beuer et al. 2012). Ein noch immer großes Problem von PMMA-Werkstoffen ist seine geringere Abrasionsbeständigkeit, weshalb ihre Indikation überwiegend im provisorischen Bereich liegt (Stawarczyk et al. 2013, Wimmer et

al. 2016). Beispiele für aktuell erhältliche Vertreter der PMMA-basierten Produkte sind Artbloc Temp (Fa. Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland), Telio CAD (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) oder ZENO PMMA (Fa. Wieland, Pforzheim, Deutschland).

Eine Weiterentwicklung der PMMA-basierten Kunststoffe stellen die Komposite dar. Die organische Polymermatrix wurde um anorganische Füllkörper wie beispielsweise Silikate, Barium-Aluminium-Glas oder Siliziumdioxid erweitert (Beuer et al. 2012). Somit entstanden drei Phasen: eine anorganische, eine organische sowie eine Verbundphase. Die anorganische Phase kann anhand ihres Füllkörpertyps weiter unterschieden werden in Makrofüller, Mikrofüller, Nanofüller oder Hybridkomposite (Hellwig et al. 2013). Tendenziell lässt sich feststellen: Je größer die Füller sind, desto weniger Polymerisationsschrumpfung tritt auf, desto höher ist die Festigkeit und desto schlechter die Polierbarkeit (Hellwig et al. 2013). Durch die Beschichtung der Füllkörper mittels Silan entsteht eine verbesserte Verbindung zwischen der organischen Polymerphase und der anorganischen Phase (Marxkors et al. 2008, Hellwig et al. 2013). Die organische Polymerphase besteht aus den aktuell gängigen Monomeren MMA, Bis-GMA, UDMA oder TEGDEMA (Beuer et al. 2015). Durch die Zugabe von Präpolymerisaten des selben Gemischs konnte die Polymerisationsschrumpfung reduziert werden (Kunzelmann). Mit der Weiterentwicklung der Komposite wurden neben den optischen auch die mechanischen Eigenschaften wie E-Modul, Druckfestigkeit sowie Härte verbessert und die Polymerisationsschrumpfung reduziert (Kappert und Gehre 2008). Eine schematische Übersicht über wichtige Werkstoffeigenschaften der PMMA-basierten Materialien sowie der Komposite zeigt Abbildung 4.

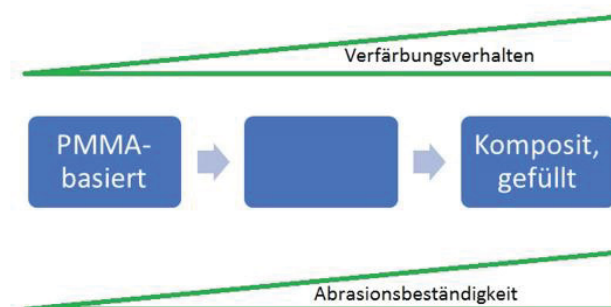


Abbildung 4: Mechanische Eigenschaften von PMMA- und Komposit-basierten Materialien (Eigene Darstellung in Anlehnung an Starwarczyk und Beuer 2012)

Die Komposite finden mittlerweile ihren Einsatz als gängige Füllungsmaterialien im zahnärztlichen Alltag. Außerdem dienen sie als Verblendmaterialien für Kronen, Brücken oder Außenteleskope. Sie können aber auch im Rahmen der CAD/CAM-Technologie

verarbeitet werden (Beuer et al. 2008). Gängige Vertreter für CAD/CAM-Komposite sind die Produkte Ambarino HighClass (Fa. Creamed, Marburg, Deutschland), Ceramill COMP (Fa. Amann Girrbach, Pforzheim, Deutschland) oder VITA CAD-Temp (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland).

Bei den hochgefüllten Kompositen ist der Fülleranteil mit etwa 80% so groß, dass die Materialeigenschaften hauptsächlich vom Fülleranteil bestimmt werden. Sie ähneln mit ihren spröden und harten Materialeigenschaften der Gruppe der Glaskeramiken. Das erste derartige Material war Paradigm MZ100 (3M Espe) (Horvath et al. 2016), welches allerdings von dem heute erhältlichen LAVA Ultimate (3M Espe) wegen seiner leicht verbesserten Eigenschaften (Johnson et al. 2014) abgelöst wurde. Dessen Empfehlung für Kronen als definitiven Einzelzahnersatz wurde jedoch aufgrund einer Studie mit erhöhten Dezentementierungsraten von 2016 zurückgenommen (Beuer et al. 2012, Schepke et al. 2016). Die Produkte Cerasmart DG, Brilliant Crios sowie Shofu Block-HC zählen zu dieser Gruppe.

Polyetheretherketone (PEEK) sind hochtemperaturbeständige, plastische Kunststoffe, die ab 355°C plastisch verformbar sind (Siewert und Parra 2013). Sie zeichnen sich aus durch ihre besonders hohe Biokompatibilität, ihr knochenähnliches Elastizitätsmodul sowie ihre titanähnliche Röntgentransluzenz (Pospiech 2014). Aufgrund ihrer grauen, opaken Farbeigenschaften liegt der Indikationsbereich von PEEK nicht im definitiven Zahnersatz, sondern hauptsächlich im Bereich von Langzeitprovisorien, Gerüsten, provisorischem Abutmentmaterial oder Sulkusformern (Beuer et al. 2012). Beispiele für PEEK-Produkte sind die Produkte BioXS (Fa. Bredent, Senden, Deutschland) Dentokeep (Fa. Nt-trading, Karlsruhe, Deutschland) oder Pekkton (Fa. Cendres+Métaux, Biel/Bienne, Schweiz). Der meist kommerziell verwendete Begriff „Hybridkeramik“ bezieht sich auf kunststoffinfiltrierte Keramiken, deren keramische Substruktur mit einem Komposit-Material gefüllt ist (Kurbad und Kurbad 2013). Dies ermöglicht es, die positiven Eigenschaften der beiden Werkstoffgruppen Kunststoff und Keramik miteinander zu vereinen (Spitznagel et al. 2014). Ein großer Vorteil der Hybridkeramiken, oder auch PICN (=polymer-infiltrated ceramic network (Mainjot et al. 2016)) genannt, liegt in ihren mechanischen Eigenschaften, wie beispielsweise ihrem Elastizitätsmodul, welches dem des natürlichen Zahnes von ca. 30 GPa ähnelt. (Coldea et al. 2013). Die derzeit einzige auf dem Markt befindliche Hybridkeramik ist das Produkt VITA Enamic (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) (Spitznagel und Ganz 2017). Aus mechanischer Sicht eng verwandt mit der Hybridkeramik sind die CAD/CAM-Komposit-Matrix-Keramiken (Awada und Nathanson 2015). Zu diesem erweiterten Kreis gehören die relativ neu auf dem Markt eingeführten Produkte Shofu HC Block, LAVA Ultimate, Brilliant Crios und Cerasmart DG. Sie unterscheiden sich von der eigentlichen Hybridkeramik darin, dass die eigentliche

Hybridkeramik wie ein Schwamm aus einer vorgesinterten Glasskeramik besteht, dessen Poren bzw. Matrix mit Monomer nachträglich polymerisiert wird, während bei den CAD/CAM-Komposit-Matrix-Keramiken die Füller in dispergierter Form in einer UDMA-Matrix angeordnet sind (Kurbad und Kurbad 2013, Spitznagel et al. 2014, Mainjot et al. 2016) und somit eher der Gruppe der „Resin-nano-ceramics“ zugeordnet werden. Bis auf LAVA Ultimate sind alle erwähnten Materialien für monolithische Einzelzahnrekonstruktionen indiziert. Die Indikation für Einzelzahnersatz mit LAVA Ultimate wurde von 3M im Juli 2015 freiwillig aufgrund erhöhter Dezementierungsraten in einer Studie zurückgezogen (Schepke et al. 2016). Dies könnte an dem geringen Elastizitätsmodul von 12GPa gelegen haben, welches zu einer Art Aufbiegung der Kronen unter Belastung geführt haben könnte (Mainjot et al. 2016, Schepke et al. 2016).

1.3.3 Keramik

Aufgrund des Trends zu metallfreien Restaurationen in den letzten 30 Jahren wurden verschiedene Vollkeramik-Systeme entwickelt. Vorteile der Keramiken sind unter anderem ihre ästhetische Qualität, ihre Biokompatibilität, ihre hohe Abrasionsbeständigkeit sowie ihre lange Haltbarkeit (Denry und Holloway 2010). Keramiken beziehen sich per Definition auf „alle nichtmetallischen, anorganischen Werkstoffe, die weitgehend wasserbeständig und zu einem großen Teil oder ganz kristalline Werkstoffe sind, die durch Sintern hergestellt werden“ (Tietz 1994). Sintern gilt dabei als „Fertigungsverfahren, in dessen Verlauf ein poröser Formkörper in einem dichten Festkörper unter Zunahme der mechanischen Festigkeit überführt wird“ (Tietz 1994). Prinzipiell lassen sich dentale Keramiken zunächst grob einteilen in Silikatkeramiken mit einer glasreichen, silikatischen Matrix und mehrphasigem Gefüge, sowie in die Oxidkeramiken in polykristalliner oder glasinfiltrierter Form (Pilathadka und Vahalova 2007, Pilathadka und Vahalova 2007). Abbildung 5 gibt einen Überblick über die aktuell vorhandenen Keramiksysteme in Anlehnung an Pospiech et al. 2004.

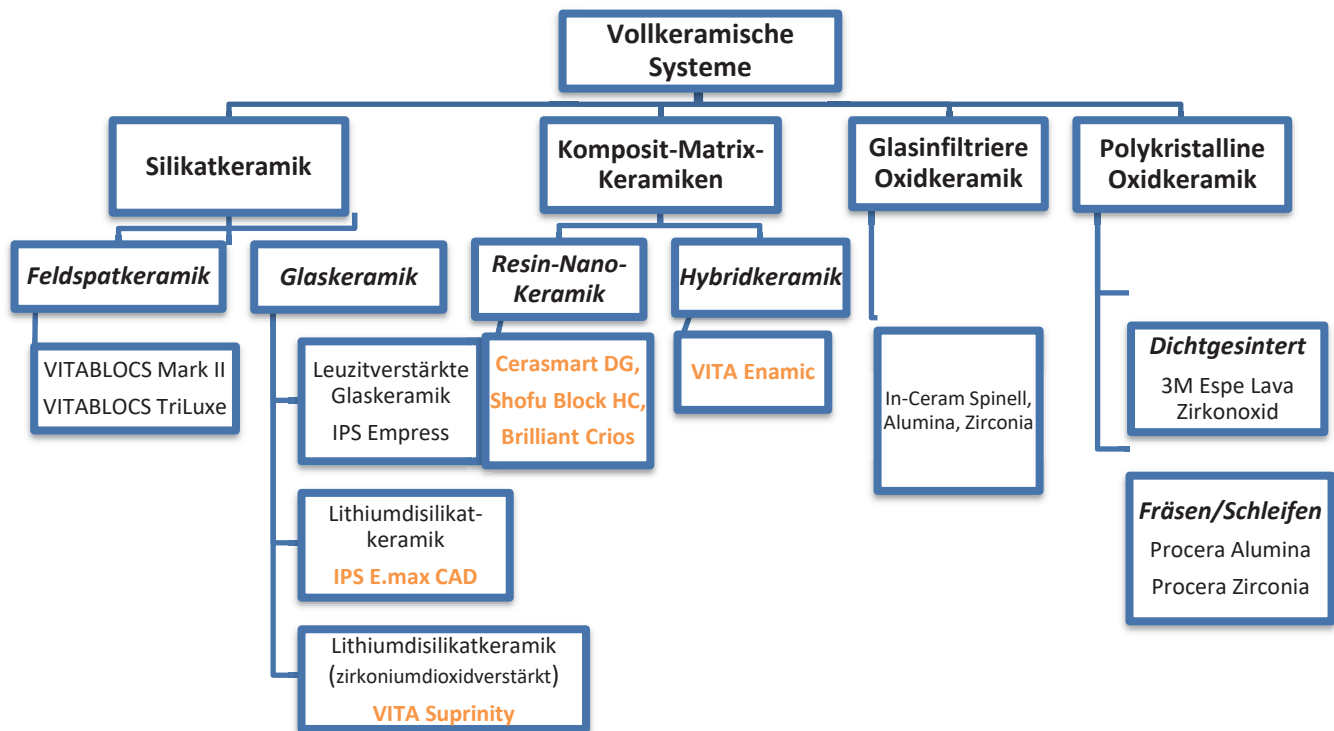


Abbildung 5: Einteilung der verwendeten Materialien in ihre entsprechenden Werkstoffgruppen; die verwendeten Produkte sind orange unterlegt (Eigene Darstellung in Anlehnung an Pospiech et al. 2004)

1.3.3.1 Silikatkeramiken

Die Silikatkeramiken wiederum werden in Feldspat- sowie Glaskeramiken unterschieden (Pospiech et al. 2004). Zu der Gruppe der Feldspatkeramiken, welche aus dem Geschirrporzellan hervorgegangen sind, zählen die klassischen Verblendkeramiken für Metallgerüste oder Keramikgerüste sowie die Jacketkronenmassen (Holand et al. 2008, Kappert und Gehre 2008). Der Prozess des Sinterns bewirkt, dass aus der Feldspatphase Leuzitkristalle entstehen, welche nicht nur die Endfestigkeit erhöhen, sondern auch die eigentlich transparente Glasphase trüben (Pröbster und Groten 2006, Strub et al. 2011). Beispiele für aktuelle Feldspatkeramiken sind VITA Mark II (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) als CAD/CAM-Block sowie Degudent Cergo Press (Fa. DeguDent, Hanau, Deutschland) zum Pressen. Nach Einführung der ersten Feldspat-Porzellan-Krone 1903 (Land 1903) wurde versucht, einen höheren kristallinen Phasenanteil zu erzeugen, um den Problemen der Rissausbreitung, der Brüchigkeit, dem Verschleiß und

der Randungenauigkeit entgegenzuwirken (Sjogren et al. 1999). Eine Weiterentwicklung der Feldspatkeramiken sind die Glaskeramiken. Hier wurde durch Zugabe von zuvor auskristallisierten Partikeln der Anteil der kristallinen Phase erhöht und der Anteil der Glasphase reduziert (Pospiech et al. 2004). Eine zusätzliche Erhöhung der kristallinen Phase und somit eine Steigerung der Stabilität erfolgte durch den Zusatz verschiedener geeigneter Füller (Pospiech et al. 2004, Guess et al. 2011). Leuzit reichert sich im Rahmen der sogenannten Phasenhärtung („dispersion-strengthening“) zu 35-45-Volumenprozent gleichmäßig in der Glasphase an und verstärkt diese (Rashid et al. 2016). Glaskeramiken können entweder gesintert, gepresst (Formgebung im plastischen Zustand) oder aus einem CAD/CAM-Block gefräst werden. Klassische Vertreter der leuzitverstärkten Keramiken sind die Produkte VITA VMK 68 und IPS Empress (Guess et al. 2011). Bei IPS Empress entsteht beim Erhitzen auf 1080°C im Rahmen des Verarbeitungsprozesses eine kontrollierte Oberflächenkristallisation in der Glasphase. Aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der Glasphase und der Leuzitkristalle kommt es beim Abkühlen zu einer Druckspannung, welche wiederum zu verbesserten Materialeigenschaften führt (Rissausdehnung verkürzt) (Guazzato et al. 2004). Die Anwendung leuzitverstärkter Keramiken ist seit Einführung der Lithiumdisilikatkeramiken mit ihren deutlich verbesserten ästhetischen sowie mechanischen Eigenschaften stark zurückgegangen (Guess et al. 2011). Mit der Einführung des Produkts IPS Empress 2 im Jahr 1998, welches der Gruppe der Lithiumdisilikatkeramiken angehört, konnte durch die Zugabe von Lithiumdisilikat-Kristallen eine deutlich höhere Festigkeit von etwa 360 MPa erzielt werden (Guess et al. 2011). Mit 70-Volumenprozent liegt der Kristallgehalt dieser Gruppe deutlich höher als bei den Leuzitkeramiken (Guazzato et al. 2004). Die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der Lithiumdisilikatkristalle und der Glasmatrix bewirken beim Abkühlen eine tangentielle Druckspannung, welche einer Rissausbreitung entgegenwirkt und die Festigkeit erhöht (Guess et al. 2011). Bei dem untersuchten Produkt VITA Suprinity, welches 2013 auf dem Markt eingeführt wurde, handelt es sich um eine Glaskeramik, deren Matrix zusätzlich zu 10-Gewichtsprozent mit Zirkondioxid angereichert wurde. Somit konnte die Festigkeit weiter auf bis zu 420 MPa gesteigert werden (VITA Zahnfabrik 2014). Eine Weiterentwicklung des Empress-2-Systems stellt das IPS-E.max-System dar. Die mechanischen Eigenschaften und Werte sind ungefähr vergleichbar mit denen von Empress-2 (Rinke 2011), allerdings konnten die ästhetischen Eigenschaften verbessert werden, sodass nun monolithische, vollanatomische Restaurationen möglich sind (Rinke 2011). Das IPS-E.max kann im Heißpress-Verfahren (E.max Press) oder CAD/CAM-Verfahren (E.max CAD) verarbeitet werden. Aufgrund der relativ hohen Festigkeit sowie der geeigneten ästhetischen Eigenschaften können die Lithiumdisilikatkeramiken E.max Press und E.max CAD einen

relativ breiten Indikationsbereich abdecken. Dazu zählen Frontzahnkronen, Seitenzahnkronen, Veneers sowie Gerüste für Kronen oder dreigliedrige Frontzahnbrücken (Beuer et al. 2008, Guess et al. 2011). Das in dieser Studie getestete Produkt E.max CAD (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) zählt ebenfalls zu den Lithiumdisilikat-Keramiken. Die Verarbeitung des CAD/CAM-Blocks unterliegt einem zweistufigen Kristallisationsprozess. Der zunächst violett-blaufarbene Block enthält zu 40-Volumenprozent Lithiummetasilikat Kristalle, welche mit ihrer Festigkeit von 130-150 MPa und ihrer Körnergröße von 0,2 bis 1,0 µm einfacher fräsend zu verarbeiten sind. Nach Beendigung des Fräsvorgangs wird das Werkstück bei etwa 850°C unter Vakuum wärmebehandelt, wodurch die Metasilikatphase in die Lithiumdisilikatphase überführt wird. Dies führt dazu, dass die Korngröße auf etwa 1,5 µm zunimmt, die Festigkeit auf etwa 360 MPa steigt und die violett-blaue Farbe die gewählte Zahnfarbe annimmt (Holand et al. 2008). Das Werkstück kann nach abgeschlossenem Kristallisationsbrand zusätzlich individuell charakterisiert werden.

1.3.3.2 Oxidkeramiken

Von den Silikatkeramiken abzugrenzen sind die Oxidkeramiken. Diese besitzen im Vergleich eine geringer ausgeprägte oder gar keine Glasphase; es dominiert die kristalline Phase (Pospiech et al. 2004). Zu unterscheiden sind hierbei die polykristallinen Oxidkeramiken von den glasinfiltrierten Oxidkeramiken, welche zu Beginn der 90er Jahre mit dem Produkt In-Ceram (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) als erste Hartkernkeramik eingeführt wurden (Beuer et al. 2008, Guess et al. 2011).

1.3.3.2.1 Glasinfiltrierte Oxidkeramiken

Bei den glasinfiltrierten Oxidkeramiken handelt es sich um poröse Oxidkeramikgerüste aus Aluminiumoxid-Kristallen, die nachträglich mit Lanthanglas infiltriert werden (Guess et al. 2011). Die Gerüste können entweder mit der sogenannten „Slip-Cast-Technik“ hergestellt werden, oder als industriell hergestellte Blanks mittels CAD/CAM verarbeitet werden (Raigrodski 2004). Bei der Slip-Cast-Technik wird eine Pulver-Flüssigkeit-Suspension aus dicht gepacktem Aluminiumoxid appliziert und für zehn Stunden bei 1120°C gesintert, wodurch ein poröses, kalkiges Gerüst entsteht (Xiao-ping et al. 2002, Sundh und Sjogren 2004). Anschließend erfolgt eine nachträgliche Infiltration mit Lanthanglas und ein zweiter Brand bei 1100°C, wodurch eine höhere Festigkeit und Porositäten gemindert werden (Xiao-ping et al. 2002). Das dabei entstandene Gerüst muss abschließend verblendet werden, üblicherweise mit einer Feldspatkeramik (Rinke 2011). Alle glasinfiltrierten Oxidkeramiken stammen ursprünglich vom VITA In-Ceram-System ab und werden heute

hauptsächlich in drei Formen angeboten (Beuer et al. 2008): VITA In-Ceram Spinell, VITA In-Ceram Alumina, VITA In-Ceram Zirconia (Wassermann et al. 2006). Die Indikation von VITA In-Ceram Alumina liegt hauptsächlich im Bereich von Einzelzahnersatz bis hin zu dreigliedrigen Frontzahnbrücken (Haselton et al. 2000) wobei der Indikationsbereich beim Produkt VITA In-Ceram Zirconia durch den Zusatz von 30-Gewichtsprozent Zirkondioxid auf den Seitenzahnbereich erweitert werden konnte (Raigrodski und Chiche 2002). Seit der Entwicklung der „Hochleistungskeramiken“ (Rinke 2011) mit höherer Festigkeit ist die Literatur über und der Einsatz von glasinfiltrierten Oxidkeramiken zurückgegangen (Guess et al. 2011).

1.3.3.2.2 Polykristalline Oxidkeramiken („Hochleistungskeramiken“)

Polykristalline Oxidkeramiken werden auch als „Hochleistungskeramiken“ (Rinke 2011) oder „high-strength-ceramics“ bezeichnet (Guess et al. 2011). Aufgrund der fehlenden Glasphase weisen die polykristallinen Oxidkeramiken eine deutlich höhere Stabilität als Glaskeramiken auf und können daher oft als eine Alternative zu Metallgerüsten angewandt werden (Vult von Steyern et al. 2005). Ihre Indikation liegt überwiegend im Bereich von Gerüsten, Stegen, Front- oder Seitenzahnbrücken, Implantaten oder individuellen Implantatabutments (Kern et al. 2007). Die Grundstruktur der Oxidkeramiken besteht überwiegend aus Aluminumoxid (Al_2O_3) oder Zirkoniumdioxid (ZrO_2). Zirkon wurde in den frühen 90er-Jahren in der Zahnmedizin eingeführt (Denry und Kelly 2008). Die Verarbeitung der Oxidkeramiken erfolgt derzeit ausschließlich mittels CAD/CAM über zuvor gesinterte Blocks (Lauer und Weigl 2005). Nach dem Fräsvorgang erfolgt eine Endsinterung des Werkstücks, welche mit einer 20-%igen Volumenschrumpfung einhergeht, die jedoch bei der CAM-Planung bereits berücksichtigt wird (Pospiech et al. 2004). Mit dem Fortschritt der CAD/CAM-Technologie wurde auch die Anwendung von Zirkondioxid zunehmend beliebter (Guess et al. 2011). Zirkoniumdioxid in seiner Reinform hat keine Bedeutung, da es nach dem Sintern beim Abkühlen zu einer Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase kommt, welche mit einer 3-5%-igen Volumenexpansion der Kristallstruktur mit Rissbildung einhergeht (Garvie et al. 1990, Rinke 2011). Durch die Zugabe weiterer Oxide (CaO , MgO , Y_2O_3) kommt es zum Phänomen der Phasentransformationsfestigung. Die Umwandlung kann somit bei Raumtemperatur teilweise oder vollständig unterbunden werden (Kosmac et al. 1999, Pospiech et al. 2004, Curtis et al. 2006, Guess et al. 2011). Bewährt hat sich hierbei vor allem Yttrium, da dessen Zusatz zu hoher, mechanischer Belastbarkeit führt (Pospiech et al. 2004). Kommt es nun belastungsbedingt zu einer spannungsinduzierten Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase, so kann das Risswachstum durch die Tendenz des Kristallgefüges zur Volumenzunahme gebremst werden - man

spricht hierbei vom sogenannten Phasentransformationseffekt (Swain 1985, Swain und Hannink 1989, Garvie et al. 1990, Pospiech et al. 2004). Generell weist Zirkon eine hohe Biokompatibilität sowie ein geringes Korrosionspotenzial, gute Radioopazität, niedrige bakterielle Oberflächenadhäsion und gute optische Eigenschaften auf (Rimondini et al. 2002, Degidi et al. 2006, Manicone et al. 2007, Aboushelib et al. 2010). Zirkondioxidkeramische Gerüste werden mit Silikatkeramiken verblendet. Ebenso ist die monolithische Gestaltung als unverblendete Krone möglich (Al-Amleh et al. 2010, Komine et al. 2012).

1.4 Werkstoffbezogene Parameter

1.4.1 Glanzgrad und Glanzeinheit GU

Glanz ist eine optische Eigenschaft und tritt auf, wenn vorwiegend gerichtetes Licht unter einem Winkel spiegelnder Reflexion von einer Oberfläche reflektiert wird (Zehntner 2018). Der Glanz einer Oberfläche wird also über deren Reflexionsverhalten empfunden (Erichsen 2018) und ist somit aus ästhetischer Sicht ein wichtiges Produktmerkmal. Er wird in der Einheit Glanzgrad (Glossunit = GU) üblicherweise zwischen 0 und 100 angegeben. Mithilfe des Glanzgrads lassen sich Oberflächen nach DIN EN ISO 2813 von matt bis hochglänzend einteilen (Beuth-Verlag 2015). Am Untersuchungsobjekt gemessen wird zunächst der prozentuale Reflexionsgrad von ein- und ausfallendem Licht unter definiertem messgeometrischem Winkel. Dieser Wert wird in Relation gesetzt zu einem schwarzen, polierten Glasstandard mit definiertem Brechungsindex von 1,567, welcher als Standard für 100 Glossunits kalibriert wird (Zehntner 2018). Da manche Werkstoffe wie Spiegel oder polierte Oberflächen eine höhere Brechzahl als der Kalibrierstandard Schwarzglas haben, können potenziell bei diesen Produkten auch höhere Werte als 100 auftreten. Bei unterschiedlichem Betrachtungswinkel ändert sich jedoch die feststellbare Reflexion, weshalb sich je nach zu untersuchendem Produkt respektive erwartetem Glanzgrad andere geometrische Messwinkel anbieten. Ein gängiger Messwinkel, der ein recht hohes Glanzspektrum abdeckt und auch in der Automobilindustrie üblich ist, liegt bei 60 Grad. (Zehntner 2018). Wichtig ist dabei zu erwähnen, dass sich Messungen mit unterschiedlich gewählten Messwinkeln nicht vergleichen lassen (Zehntner 2018). Gemessen wurde der Glanzgrad in diesem Versuch mittels ZGM 1120 Glanzmessgerät und der dazugehörigen Software GlossTools (Fa. Zehntner, Sissach, Schweiz) bei einem Winkel von 60°. Eine schematische Darstellung dazu zeigt Abbildung 6.

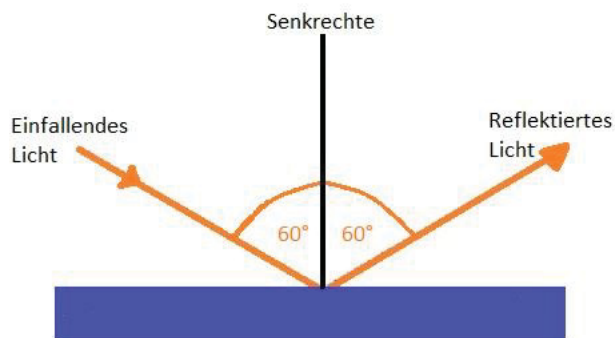


Abbildung 6: Schematische Darstellung Glanzgrad (mod. nach Zehntner 2018)

1.4.2 Oberflächenrauheit

Die Oberflächenrauheit einer dentalen Restauration steht in engem Zusammenhang mit ihrer Plaqueakkumulation, ihren Verschleißeigenschaften, ihrer Farbveränderung, der taktilen Wahrnehmung durch den Patienten sowie ihrer Antagonistenabrasion (Mormann et al. 2013, Rashid 2014, Koizumi et al. 2015, Naumova et al. 2017). Rauheit ist zunächst nach DIN EN ISO 4287 definiert als die Unebenheit der Oberflächenhöhe (Beuth-Verlag 2010) sowie nach DIN 4760 als eine Gestaltabweichung dritter bis fünfter Ordnung (Beuth-Verlag 1982). Um die Rauheit einer Oberfläche zu quantifizieren, wird häufig das mechano-elektrische Tastschnittverfahren angewandt. Hierbei wird das Profil zweidimensional erfasst. Eine Tastspitze wird dabei über die Oberfläche des Werkstücks bewegt, wobei der senkrechte Hub der Tastspitze in ein elektrisches Signal umgewandelt wird (Jenoptik 2015). Dieses Signal wiederum wird anschließend digital erfasst und die Kennwerte des Profils EDV-gestützt errechnet (Hommel Etamic GmbH 2009, Jenoptik 2015). Das dabei entstandene Primärprofil stellt das zunächst ungefilterte, tatsächlich gemessene Profil (P-Profil) dar. Durch dessen Filterung nach DIN EN ISO 16610-21 wird es überführt in das Welligkeitsprofil (W-profil) sowie das Rauheitsprofil (R-Profil) (Beuth-Verlag 2013). Die bestimmende Größe für die Grenze zwischen Welligkeit und Rauheit ist hierbei beeinflusst durch die Grenzwellenlänge λ_c , welche der Einzelmessstrecke l_n entspricht (Hommel Etamic GmbH 2009, Jenoptik 2015). Der jeweilige Profiltyp wird mit den Großbuchstaben P, R oder W gekennzeichnet. Die unten angeführten Kenngrößendefinitionen gelten nach DIN EN ISO 4287 für alle drei Profile (Beuth-Verlag 2010). Aus parodontalhygienischer Sicht spielt die Rauheit eine große Rolle im Rahmen

der erhöhten Plaqueakkumulation bei rauen Oberflächen (Quirynen et al. 1990, Yap et al. 1997, Türkün und Leblebicioğlu 2006). Aus funktioneller Sicht wird von Autoren ein Zusammenhang zwischen erhöhter Rauheit und erhöhter Antagonistenabrasion beschrieben (Kadokawa et al. 2006, Janyavula et al. 2013). Des Weiteren spielt die Rauheit ein Zusammenhang mit der feststellbaren Verfärbung der Oberfläche (Yap et al. 1997, Türkün und Leblebicioğlu 2006).

Nach der DIN EN ISO 4287 werden der arithmetische Mittenrauwert R_a , die gemittelte Rautiefe R_z sowie die Gesamthöhe des Rauheitsprofils R_t bestimmt (Beuth-Verlag 2010, Volk 2013). Anhand des in Abbildung 7 dargestellten exemplarischen Rauheitsprofil sollen im Darauffolgenden die untersuchten Parameter im Einzelnen dargestellt werden.

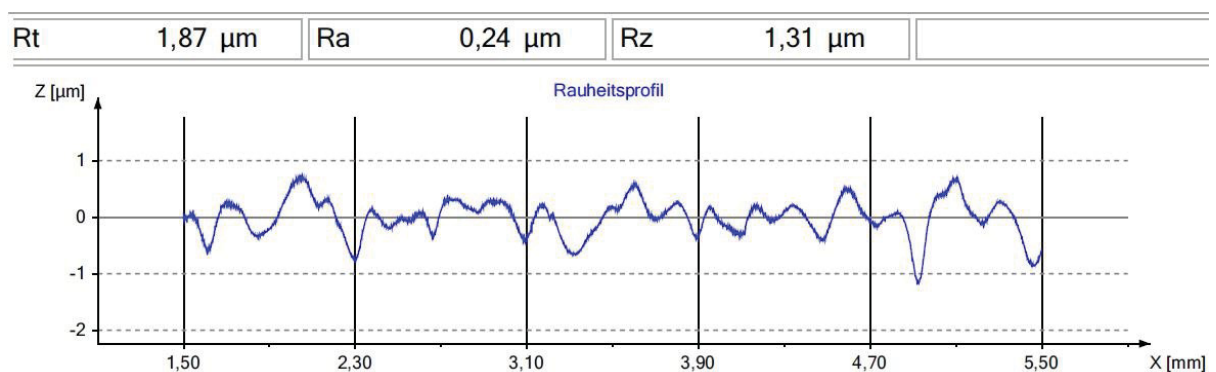


Abbildung 7: Exemplarisches Rauheitsprofil (aus Initialmessung E.max CAD Plättchen #6)

R_a (DIN EN ISO 4287): Der arithmetische Mittenrauwert R_a ist definiert als der rechnerische Mittelwert aller Abweichungen und ist dabei zwar gut reproduzierbar, jedoch relativ unsensibel gegenüber Spitzen und Tiefen (Hommel Etamic GmbH 2009). In der Abbildung 8 ist er als eine kleine rote Linie dargestellt.

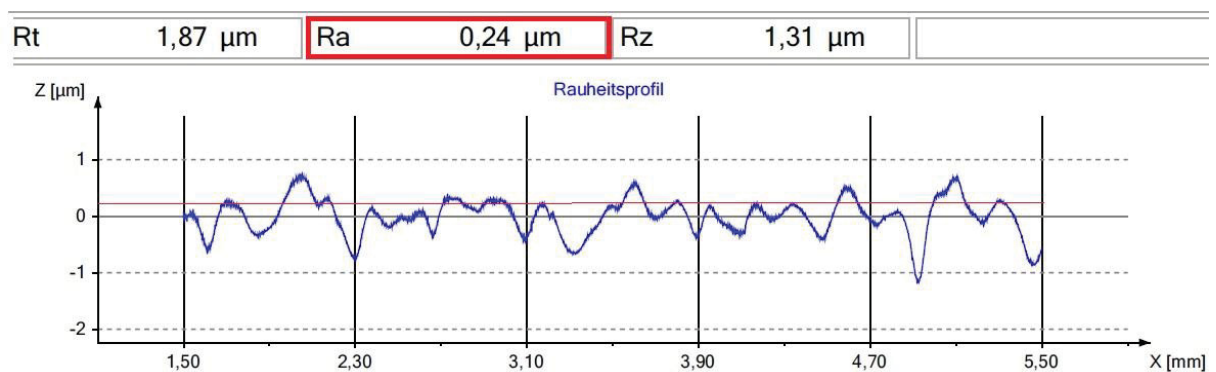


Abbildung 8: R_a des exemplarischen Rauheitsprofils

Rz (DIN EN ISO 4287): Die Summe aus höchster Spitze und tiefstem Tal innerhalb einer Einzelmessstrecke ergibt zunächst den Wert Rz. Die gemittelte Rautiefe Rz errechnet sich üblicherweise aus den Mittelwerten dieser fünf Einzelmessstrecken. Rz reagiert insgesamt sensibler auf die Veränderung der Oberfläche als Ra. In Abbildung 9 sind die Rz-Werte der fünf Einzelmessstrecken dargestellt.

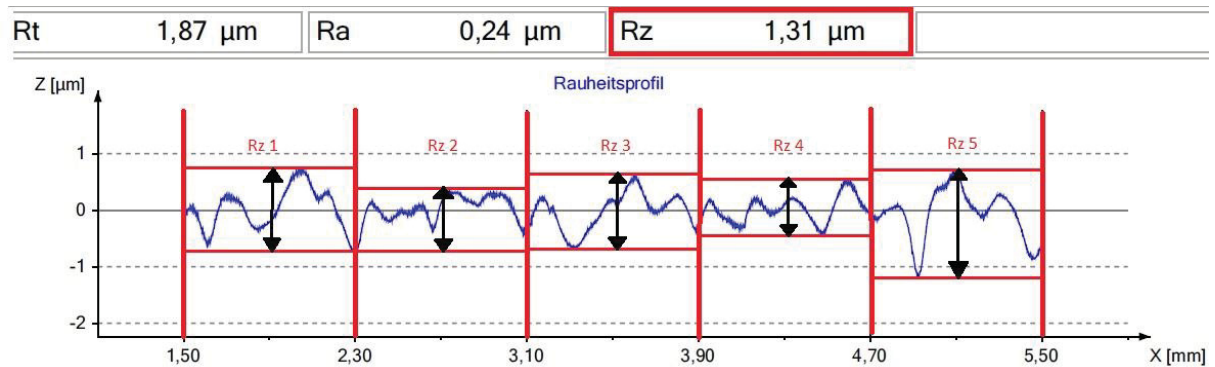


Abbildung 9: Rz des exemplarischen Rauheitsprofils

Rt (DIN EN ISO 4287): Die Gesamthöhe des Profils Rt bezieht sich auf den Abstand zwischen höchstem und tiefstem gemessenem Punkt des Profils innerhalb der Gesamtmessstrecke In. In der Abbildung 10 ist Rt als der rote Doppelpfeil gekennzeichnet.

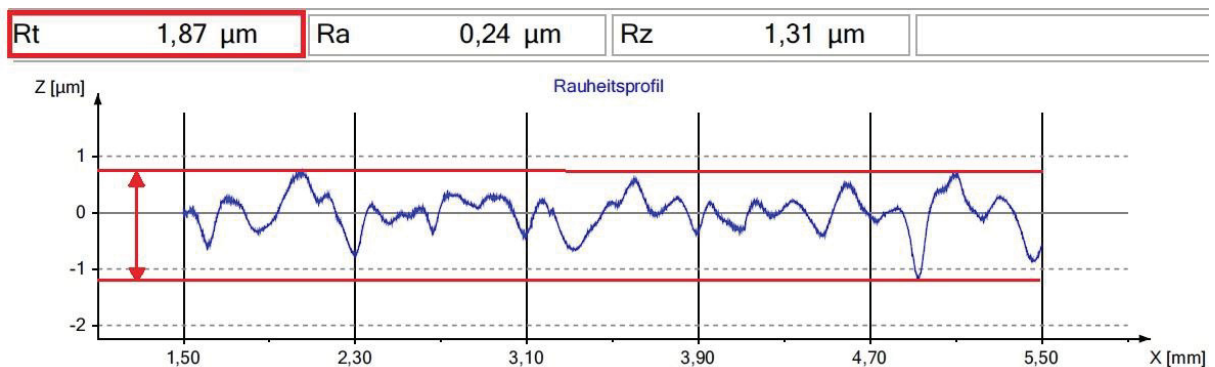


Abbildung 10: Rt des exemplarischen Rauheitsprofils

1.4.3 Verfärbung, Farbmimetrik und das CIE-L*a*b-System

In der Zahnmedizin lassen sich drei Arten von Verfärbungen unterscheiden: die extrinsische, intrinsische und die internalisierte Verfärbung (Sulieman 2005). Die extrinsische Verfärbung entsteht durch die Adhäsion von Farbpigmenten an der Oberfläche (Addy et al. 1995). Sie ist unter anderem beeinflusst durch Ernährung und Mundhygiene

sowie Rauchen, aber hauptsächlich durch die Oberflächenrauheit (Yap et al. 1997, Türkün und Leblebicioğlu 2006). Intrinsische Verfärbung am natürlichen Zahn entstehen meist durch systemische oder pulpale Veränderungen, wie beispielsweise durch Medikamente, Fluorosen, Trauma oder Wurzelkanalbehandlungen (Sulieman 2005).

Intrinsische Verfärbungen bei Zahnersatzmaterialien entstehen durch chemische Reaktionen innerhalb des Materials (Heimer et al. 2017). Durch die chemische Veränderung der Materialmatrix sind alle Schichten betroffen. Internalisierte Verfärbungen werden beschrieben als die Folge einer extrinsischen Verfärbung, die über Dentinkanäle oder Risse weiter in den Zahn beziehungsweise in tiefere Schichten des Werkstoffes vorgedrungen ist (Sulieman 2005). In Bezug auf Zahnersatzmaterialien bezieht sich die internalisierte Verfärbung auf die Verfärbungen, die aus einer extrinsischen hervorgegangen sind und sich mit Bearbeitung der Oberfläche nicht mehr vollständig beseitigen lassen. Im weiteren Verlauf dieser Studie sollen sowohl extrinsische als auch internalisierte Verfärbungen ermittelt werden.

Farbmetrik bezeichnet die Lehre von Maßbeziehungen für Farben (Richter 1981). Mithilfe eines Systems sowie mathematischen Zahlen können Farbbetrachtungen sowie Farbveränderungen mathematisch dargestellt werden. Ein gängiges System ist das CIE LAB System. CIE steht für „Commission internationale d’éclairage“; die zu Deutsch „Internationale Beleuchtungskommision“ entwickelte zunächst das CIE-Normvalenzsystem (XYZ-Farbraum) und anschließend daraus das LAB-System. Das L^*a^*b -Farbsystem ist über DIN EN ISO 11664-4 genormt und ordnet jeder wahrnehmbaren Farbe eine Koordinate in einem dreidimensionalen Raum zu. Das System orientiert sich hierbei an den physiologischen Eigenschaften des Auges mit ihren Farbrezeptoren für die Absorptionsmaxima für Blau (bei 430nm), Grün (bei 535nm) und Gelb beziehungsweise Rot (bei 565nm); die Farbempfindung entsteht durch das Mischen dieser drei Primärfarben (Strub et al. 2011). L steht für die Luminanz, also die Helligkeit einer Farbe. Sie kann nur positive Werte zwischen 0 und 100 annehmen, wobei 0 für schwarz und 100 für weiß steht. Der a-Wert gibt den Rot- oder Grünanteil einer Farbe an: Positive Werte stehen für Rot, während negative Werte für Grün stehen. Der b-Wert bezieht sich auf den Gelb- oder Blauanteil einer Farbe: Positive Werte stehen für Gelb, negative Werte für Blau. Eine schematische Darstellung dieser beschriebenen Farbachsen zeigt Abbildung 11.

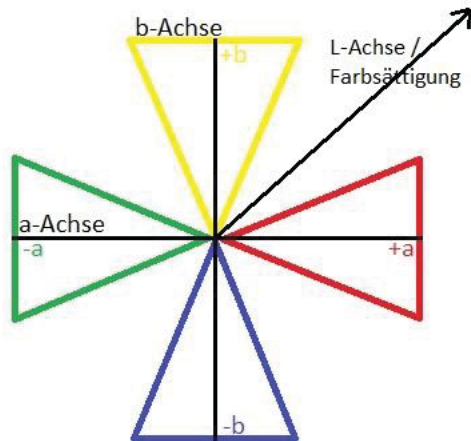


Abbildung 11: L^*a^*b -Farbachsen [Eigene Darstellung]

Um Farbabstände zu berechnen zu, wird mittels folgender Formel (Formel 1) für ΔE gemäß EN ISO 11664-4 der sogenannte euklidische Abstand im Sinne eines Raumvektors berechnet.

Formel 1: **Formel ΔE**

$$\Delta E_{p,v} = \sqrt{(L_p^* - L_v^*)^2 + (a_p^* - a_v^*)^2 + (b_p^* - b_v^*)^2}$$

Gemäß Literatur ist das menschliche Auge dazu in der Lage, einen visuellen Farbunterschied ab einem ΔE Wert von 3,3 wahrzunehmen (Kuehni und Marcus 1979, Ruyter et al. 1987, Um und Ruyter 1991).

Die quantitative Erfassung der L^*a^*b -Werte kann sowohl visuell (subjektiv) als auch maschinell (objektiv) erfolgen. Bei rein visueller Beurteilung mit Vorher-Nachher-Bildern oder Referenzfarben wie beispielsweise dem VITA Farbring (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) besteht der Nachteil einer hohen Ungenauigkeit sowie einer geringen Reproduzierbarkeit (Okubo et al. 1998). Daher bietet sich als Alternative oder Ergänzung eine maschinelle, objektive Messmethode an (Stober et al. 2001). In der Zahnmedizin von Bedeutung sind die digitale Bildanalyse, die Spektrophotometrie sowie die Kolorimetrie (Chu et al. 2010), welche in der vorliegenden Studie verwendet wurde. Bei Verwendung eines kolorimetrischen Systems wird das einfallende Licht mithilfe eines Filters in verschiedene Spektralbereiche zerlegt, wobei die Intensität der Rot-, Grün- und Blauanteile ermittelt wird (Chu et al. 2010). In dieser Studie wurde hierfür das Messgerät Shade-Eye-NCC (Fa. Shofu, Kyoto, Japan) verwendet.

1.4.4 Verschleiß (wear)

Verschleiß (Englisch: „wear“) kann definiert werden als der zunehmende Materialverlust zweier Oberflächen, der verursacht wird durch Relativbewegungen der beiden Oberflächen gegeneinander (Mair et al. 1996, Ramalho und Miranda 2006, Lee et al. 2012). Er besteht aus einem komplexen Zusammenspiel biologischer, mechanischer, chemischer sowie tribologischer Faktoren (Lee et al. 2012). Die Menge des Verschleißes gilt als abhängig von der Kaukraft, der Beschaffenheit des Schmiermittels zwischen den Oberflächen, der Patientenernährung sowie der Zusammensetzung des Restaurationswerkstoffes (Lee et al. 2012). Abrasion lässt sich prinzipiell sowohl in-vivo als auch in-vitro messen. Dabei gelten in-vivo-Untersuchungen als besonders schwierig durchzuführen, da diese nicht nur teuer und zeitintensiv sind (Sulong und Aziz 1990), sondern auch ihre Ergebnisse stark divergieren (Heintze 2010). Gründe für diese Tatsache sind erstens, dass es nahezu unmöglich ist, die verschiedenen Einflüsse auf den Verschleiß zu isolieren und zweitens, dass patientenbedingt zu große interindividuelle Unterschiede gibt (Lewis und Dwyer-Joyce 2005). Daher kommen in-vitro-Untersuchungen, wie in dieser Studie durchgeführt, eine größere Rolle zu (Lee et al. 2012). Laut Heintze (2010) spielt Abrasion, respektive Verschleiß bei Materialien zunächst aus funktioneller Sicht eine untergeordnete Rolle: Erst, wenn zu hoher Substanzverlust in einen Verlust der vertikalen Dimension mündet oder gar eine Restauration durch den Substanzverlust undicht wird, besteht Handlungsbedarf (Heintze 2010). Jedoch ist die Abrasion von Werkstoffen aus ästhetischer Sicht als besonders wichtig zu betrachten, da die ästhetische Beeinträchtigung zu einer Erneuerung der Restauration auf Wunsch des Patienten führen kann. Idealerweise besitzt ein Material dieselben Abrasions- und Antagonistenabrasionswerte wie Schmelz, damit eine insgesamt natürliche und gleichmäßige Abnutzung erfolgen und Auswirkungen auf das stomatognathe System vorgebeugt werden kann (Heintze 2010, Mundhe et al. 2015). Ein bekanntes Problem der Keramiken besteht in einer erhöhten Abrasion der Antagonisten (Mundhe et al. 2015). Dem gegenüber steht die zu hohe respektive fehlende Abrasionsbeständigkeit der Kunststoffe (Stawarczyk et al. 2013). Es erscheint somit sinnvoll, Abrasionswerte neuer Materialien zu prüfen und miteinander zu vergleichen.

2. Ziel der Studie

Durch die Möglichkeit der industriellen Fertigung konnten die Eigenschaften der zahnärztlichen Kunststoffe stark verbessert werden (Beuer et al. 2008, Beuer et al. 2015). Ihre Vorteile der leichten Verarbeitung, geringerer Antagonistenabrasion, dentinähnlichem E-Modul sowie ihrer intraoralen Reparaturfähigkeit stehen somit mehr im Vordergrund (Stawarczyk 2013). Daher scheint deren klinischer Einsatz sinnvoll. Doch „mit der Bereitstellung zahlreicher neuer Werkstoffe hält leider nicht die Anzahl der durchgeführten Studien Schritt“ (Pospiech 2014). In dieser Studie wurden bewusst Materialien ausgewählt, die sich monolithisch und chairside fertigen lassen und für den definitiven Einzelzahnersatz freigegeben sind. Nicht nur aus ästhetischer Sicht, sondern auch aus funktioneller spielt die Oberfläche eines Materials eine große Rolle auf dessen Langlebigkeit (Yap et al. 1997, Stawarczyk et al. 2013, Stawarczyk et al. 2015). Ein niedriger Glanzgrad sowie schlechtes Färbeverhalten können aus ästhetischer Sicht zu Unzufriedenheit des Patienten führen. Dies kann einen verfrühten Austausch der Restauration notwendig werden lassen. Darüber hinaus bringt eine stark aufgeraute Oberfläche neben verstärkter Verfärbung (Yap et al. 1997, Türkün und Leblebicioğlu 2006) eine Plaqueakkumulation mit sich, welche über bakterielle Biofilmadhäsion in parodontalen und kariösen Läsionen münden kann (Quirynen et al. 1990, John et al. 2014). Daher ist es Ziel dieser Studie, die in der Einleitung aufgeführten, neuen Werkstoffe hinsichtlich ihrer Oberflächeneigenschaften Glanzgrad, Farbstabilität, Rauheit und Abrasion zu testen und mit den im klinischen Alltag bewährten und in der Literatur gut beschriebenen Keramiken E.max CAD und VITA Suprinity zu vergleichen. Dabei sollten Aspekte der künstlichen Alterung Berücksichtigung finden.

3. Material und Methode

3.1 Charakterisierung der Prüfkörper

Alle zu untersuchenden Produkte sollten monolithisch gefertigt werden können und für Einzelzahnersatz freigegeben sein. Das Wort monolithisch stammt ursprünglich aus dem Griechischen und bedeutet soviel wie „einheitlicher Stein“ (Edelhoff und Stawarczyk 2013). Bezogen auf die Werkstoffkunde bezeichnet monolithisch demnach einen Werkstoff, der aus einem einzigen Material hergestellt wird und somit das Gegenteil zu einer Mehrschichtstruktur darstellt. Ein klassisches Beispiel für eine solche Mehrschichtstruktur wäre eine Vita VMK-Krone (Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), bei der ein Metallgerüst mit einer Feldspatkeramik verblendet wird. Demgegenüber stehen die monolithischen Restaurationen wie Vollgusskronen oder einschichtige, unverblendete Zirkondioxidrestaurationen. Die in Tabelle 2 und Tabelle 3 angegebenen Daten beziehen sich, auf die von den Herstellern in den Produktinformationen angegebenen Werte (Ivoclar-Vivadent 2009, Shofu Inc. 2014, VITA Zahnfabrik 2014, GC Europe 2015, VITA Zahnfabrik 2015, Coltene Whaledent 2016, Bredent 2017).

Tabelle 2: **Charakterisierung der verwendeten Materialien**

Brecam HIPC	Hersteller: Fa. Bredent
	<i>Bezeichnung:</i> CAD/CAM-Hochleistungspolymer (Komposit)
	<i>Polymermatrix:</i> PMMA
	<i>Füllerpartikel:</i> SiO ₂
	<i>Fülleranteil (Gew.-%):</i> Fülleranteil > 10%; Polymeranteil ~ 90%
Brilliant Crios	Hersteller: Fa. Coltene Whaledent
	<i>Bezeichnung:</i> CAD/CAM- Hochleistungspolymer (Komposit)
	<i>Polymermatrix:</i> vernetzte Methacrylate,
	<i>Füllerpartikel:</i> Bariumglas, SiO ₂
	<i>Fülleranteil:</i> 70%
Shofu Block HC	Hersteller: Fa. Shofu
	<i>Bezeichnung:</i> CAD/CAM-Komposit-Matrix-Keramik
	<i>Polymermatrix:</i> UDMA, TEGDMA
	<i>Füllerpartikel:</i> SiO ₂ , Zirkoniumsilikat
	<i>Fülleranteil:</i> 61% Keramik, 39% Resin
Cerasmart DG	Hersteller: GC
	<i>Bezeichnung:</i> CAD/CAM-Komposit-Matrix-Keramik
	<i>Polymermatrix:</i> Bis-MEPP, UDMA, DMA
	<i>Füllerpartikel:</i> Silikat, Bariumglas
	<i>Fülleranteil:</i> 71% Keramik, 29% Resin
VITA Enamic	Hersteller: Fa. VITA Zahnfabrik
	<i>Bezeichnung:</i> Hybridkeramik
	<i>Polymermatrix:</i> UDMA, TEGDMA
	<i>Zusammensetzung des Keramikanteils:</i> Aluminiumoxid-angereicherte Feldspatkeramik, SiO ₂ 58 – 63%, Al ₂ O ₃ 20 – 23%, Na ₂ O 9 – 11%, K ₂ O 4 – 6%, B ₂ O ₃ 0.5 – 2%, ZrO ₂ < 1%, CaO < 1%
	<i>Fülleranteil:</i> 86% Keramik, 14% Resin
IPS E.max CAD	Hersteller: Fa. Ivoclar Vivadent
	<i>Bezeichnung:</i> Lithiumdisilikat-Keramik
	<i>Füllerpartikel:</i> Lithiumdisilikat, SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, MgO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅
VITA Suprinity	Hersteller: Fa. VITA Zahnfabrik
	<i>Bezeichnung:</i> Zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikat-Glaskeramik
	<i>Füllerpartikel:</i> SiO ₂ 56 – 64%, Li ₂ O 15 – 21%, K ₂ O 1 – 4%, P ₂ O ₅ 3 – 8%, Al ₂ O ₃ 1 – 4%, ZrO ₂ 8 – 12%, CeO ₂ 0 – 4%, Pigmente 0 – 6%

Tabelle 3: Mechanische Eigenschaften der verwendeten Materialien laut Herstellerangaben

Produktname	Hersteller	Biegefestigkeit (biaxial)	E-Modul
<i>Brecam HIPC</i>	Bredent	>125 MPa	≥ 2,2 GPa
<i>Brilliant Crios</i>	Coltene	262 MPa	10,3 GPa
	Whaledent		
<i>Shofu Block HC</i>	Shofu	170 MPa	9,6 GPa
<i>Cerasmart DG</i>	GC	238 MPa	12 GPa
<i>VITA Enamic</i>	VITA Zahnfabrik	150-160 MPa	30 GPa
<i>IPS E.max CAD</i>	Ivoclar Vivadent	360 MPa	95 GPa
<i>VITA Suprinity</i>	VITA Zahnfabrik	540 MPa	70 GPa

Im Vergleich hierzu zeigt Tabelle 4 die durchschnittlichen Werte für Schmelz und Dentin (Zimmermann 2015, zitiert nach (Kern 2016)).

Tabelle 4: Mechanische Eigenschaften von Dentin und Schmelz (Zimmermann 2015, zitiert nach (Kern 2016)).

	Biegefestigkeit (biaxial)	E-Modul
<i>Dentin</i>	200-350 MPa	15-20 GPa
<i>Schmelz</i>	300-450 MPa	50-85 GPa

3.1.1 Brecam HIPC - Komposit

Bredents „High Impact Composite“ (HIPC) ist für den definitiven Zahnersatz freigegeben und wird als kreuzgittervernetztes, amorphes Komposit beschrieben. Es wurde entwickelt aus den PMMA-basierten visio.lign Verblendschalen (Fa. Bredent, Senden, Deutschland), zählt laut der Einteilung von Beuer & Stawarczyk zu den Hochleistungspolymeren, da es industriell unter der HT-HP-Methode bei ca. 120 °C und 250 bar Druck gefertigt wird, und fällt unter die Gruppe der Komposite (Beuer et al. 2012, Bredent 2017). Um bessere physikalische Werte zu erzielen, wurden der Matrix keramische Füllkörper mit einer Silikatstruktur beigefügt. Durch den Verzicht auf dentales Glas sowie lichthärtenden Kunststoff soll eine Farbbeständigkeit und Plaquesresistenz gesichert werden, die laut Hersteller vergleichbar sei mit keramischen Verblendungen oder Presskeramiken (Bredent 2017).

3.1.2 Brilliant Crios – Komposit

Brilliant Crios (Fa. Coltene Whaledent, Altstätten, Schweiz) wird als CAD/CAM-Block industriell gefertigt und zählt als Hochleistungspolymer zu den Kompositen (Coltene Whaledent 2016). Dentale Gläser wie Barium sind mit Siliziumdioxid in einer Hartmatrix aus vernetzten Methacrylaten eingebettet. Der Anwendungsbereich von Brilliant Crios liegt ebenfalls im Einzelzahnersatz bei Inlays, Onlays, Veneers, Kronen und implantatgetragene Kronen. Während die biaxiale Biegefestigkeit im Bereich von 260 MPa liegt, liegt das E-Modul mit 10,3 GPa nahe den Werten des Dentins natürlicher Zähne. Brilliant Crios ist in insgesamt 13 Farben erhältlich und orientiert sich neben HT („*high-translucent*“) und LT („*low-translucent*“) an den VITA-Farben.

3.1.3 Block HC - CAD/CAM-Komposit-Matrix-Keramik

Shofu Block HC (Fa. Shofu, Kyoto, Japan) zählt zu den CAD/CAM-Komposit-Matrix-Keramiken und wird ebenfalls industriell vorgefertigt. Ein hoher Anteil der keramischen Komponenten Siliziumdioxid-Pulver und Zirkoniumsilikat wird laut Herstellerangaben als Nanofüller kombiniert mit einer Polymermatrix aus UDMA und TEGDMA, in welcher die Füller als Cluster angeordnet sind. Mit seiner Biegefestigkeit von ca. 180 MPa und dem Dentin ähnlichen E-Modul von etwa 13 GPa liegt der Indikationsbereich von Shofu Block HC im Einzelzahnersatz: Inlays, Onlays, Veneers, Vollkronen und Implantatkronen. Insgesamt sind sechs niedrig transluzente, drei hoch transluzente sowie zwei Schmelzfarben erhältlich, die sich grundsätzlich an den VITA-Farben orientieren. Eine Besonderheit bei den Shofu-HC-Blocks ist die Zweisichtung der Blöcke zu 70% Dentin- und 30% Schmelzfarben, wodurch eine farbliche Adaption an die natürliche Zahnschubstanz ermöglicht werden soll.

3.1.4 Cerasmart DG – CAD/CAM-Komposit-Matrix-Keramik

Laut Hersteller wird Cerasmart DG als Hybridkeramik bezeichnet (GC Europe 2015). Der Anteil der keramischen Füller Silikat und Barium beträgt 71-Gewichtsprozent und ist gleichmäßig in einer Kunststoffmatrix von BIS-MEPP, UDMA und DMA mit 29-Gewichtsprozent eingebettet. Bei der industriellen Fertigung im HT-HP-Verfahren wird die Matrix zusätzlich lichtgehärtet. Eine Biegefestigkeit von 240 MPa wird beschrieben (GC Europe 2015, Horvath et al. 2016). Aufgrund ultrafeiner, gleichmäßig verteilter Füller (Bariumfüllerpartikel 300 nm, Quarzfüller 20 nm) soll ein geringerer Verschleiß des

Werkstückes sowie des Antagonisten erfolgen. Der Indikationsbereich von Cerasmart liegt bei metallfreien, indirekten Restaurationen wie Vollkronen, Inlays, Onlays, Veneers und implantatgetragenen Kronen. Cerasmart ist in den Varianten HT („*high-translucent*“) und LT („*low-translucent*“) mit jeweils den klassischen VITA-Farben erhältlich, welche jeweils mit dem lichthärtenden „Optiglaze-Color“ (Fa. GC Germany, Bad Homburg, Deutschland) charakterisiert werden können. Eine Besonderheit von Cerasmart sei laut Hersteller die Fähigkeit der Eigenpolierbarkeit: in einem firmeninternen Zahnbürstenversuch sowie in der Studie von Kamonkhantikul et al. (2016) konnten unpolierte Cerasmart-Proben ihren Glanz erhöhen und einen ähnlichen Glanzgrad erreichen wie hochglanzpolierte Proben, welcher einer Konditionierung unterzogen wurden (GC Europe 2015).

3.1.5 VITA Enamic – Hybridkeramik

VITA Enamic ist eine sogenannte Hybridkeramik (genauere Information siehe Einteilung Polymere). Ihr Grundgerüst besteht zu 86 Gewichtsprozent aus einer mit Aluminiumoxid angereicherten Feldspatkeramik, die zu 14 Gewichtsprozent von Monomer infiltriert und zum Polymer ausgehärtet ist. Die Monomere sind dabei überwiegend UDMA und TEGDMA (Lauvahutanon et al. 2015, VITA Zahnfabrik 2015). Eine Besonderheit von VITA Enamic liegt darin, dass ihr E-Modul mit 30 GPa im Bereich des Dentins natürlicher Zähne liegt. Indikationen stellen neben minimalinvasiven Versorgungen der klassische Einzelzahnersatz dar: Inlays, Onlays, Veneers und Kronen.

3.1.6 IPS E.max CAD - Lithiumdisilikatkeramik

Bei E.max CAD (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) handelt es sich um eine Lithiumdisilikatkeramik (siehe Einleitung – Keramik). Der anfänglich blau-violette Zustand mit geringerer Festigkeit von 130-150 MPa eignet sich zur groben Bearbeitung der Blöcke. Durch den Kristallisationsbrand bei 850°C und unter Vakuum wird die Festigkeit auf 360 MPa bei einem E-Modul von 95 GPa erhöht und in die gewählte Zahnfarbe überführt. Die dabei entstandene Schrumpfung von 0,2% wird bereits beim Schleifprozess in der CAM-Modellierung berücksichtigt (Ivoclar-Vivadent 2009). IPS E.max CAD ist in drei Transluzenzstufen HT („*high-translucent*“), LT („*low-translucent*“) und MO („mittlere Opazität“) mit jeweils in zwei Größen (I12, C14) erhältlich.

3.1.7 VITA Suprinity – Zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik

VITA Suprinity (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) zählt primär zu den Glaskeramiken. Die hauptsächlich aus Siliziumdioxid und Lithiumoxid bestehende Glasphase wurde zusätzlich mit 10-Gewichtsprozent Zirkoniumdioxid angereichert, um die Festigkeit des Materials auf 420 MPa erhöhen zu können (VITA Zahnfabrik 2014). Es ist für Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers, Kronen im Front- und Seitenzahnbereich sowie Einzelzahnversorgungen auf Implantatabutments freigegeben.

3.2 Vorbereitung der Prüfkörper

3.2.1 Allgemeine Vorbereitung

Die von den Herstellern gelieferten CAD/CAM-Blöcke wurden mit einer diamantierten Säge (Fa. Exakt-Apparatebau, Norderstedt, Deutschland: Nr. 30/544; 220V) unter konstanter Wasserkühlung in 12x14mm große Plättchen der ungefähren Dicke von 5 Millimeter zersägt. Um eine parallele Oberfläche zu erhalten, wurden alle Plättchen auf einer planen Ebene mit herkömmlichen Schmirgelpapieren (Fa. Bauhaus, Mannheim, Deutschland: Schleifpapier; Körnung: 80-180-400 für Nass- und Trockenschliff) verschiedener Körnungen in aufsteigender Größe bearbeitet, beginnend mit einer Körnung von 80 und endend mit der Körnung 400. Die Rückseite der Plättchen blieb zunächst unbehandelt und wurde mit einer kleinen Kugel unten rechts am Rand graviert. Nach der künstlichen Alterung durch Temperaturlastwechsel (Thermocycling) und vor dem Färbeversuch wurde die Rückseite mit einem temperatur- und wasserbeständigen Hochleistungsdichtband (Fa. 3 M Espe, Neuss, Deutschland: Modellnummer „DICHT38“) abgeklebt, um eine Penetration des Farbstoffes von der Rückseite aus zu verhindern.

Pro Vertreter wurden 16 Plättchen hergestellt. Zehn für die Versuchsreihe der Glanzgrad- und Rauheitsmessung mit anschließendem Färbeversuch und sechs für die Versuchsreihe zum Thema Verschleiß. Anschließend wurden alle Proben im zahntechnischen Labor manuell gemäß den jeweiligen Herstellerangaben wie folgt weiterbearbeitet:

3.2.2 Spezielle Vorbereitung der CAD/CAM-Komposit-Keramik-Materialien- und Hochleistungspolymere

Tabelle 5 zeigt die verwendeten polymeren Werkstoffe sowie deren Kategorisierung.

Tabelle 5: Die polymeren Werkstoffe und ihre Einordnung

Name	Hersteller	Typ
<i>VITA Enamic</i>	VITA Zahnfabrik	Hybridkeramik
<i>Block HC</i>	Shofu	CAD/CAM-Komposit-Keramik-Material
<i>Cerasmart DG</i>	GC	CAD/CAM-Komposit-Keramik-Material
<i>Brilliant Crios</i>	Coltene Whaledent	CAD/CAM-Komposit-Keramik-Material
<i>Brecam HIPC</i>	Bredent	Hochleistungspolymer (PMMA-basiert)

Die Oberflächen der Proben von VITA Enamic wurden gemäß Herstellerangaben mit Polierern des "VITA Enamic polishing Sets technical" in Bulletform im maximalen Drehzahlbereich bei 10.000 U/min vorpoliert. Anschließend wurden diese mit 8.000 U/min, ohne Wasserkühlung und reduziertem Anpressdruck glanzpoliert. Eine abschließende Hochglanzpolitur erfolgte mittels Ziegenhaarbürstchen, Baumwollschwabbel sowie der VITA Karat-Diamant-Polierpaste (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland „VITA Karat Diamant Polierpaste“).

Bei den Proben Shofu Block HC bedarf es laut Herstellerangaben „geeigneter Polierer“. Es handelte sich hierbei um das CeraMage Polishing Set (Fa. Shofu, Kyoto, Japan), bestehend aus 3 DuraGreenStones, 3 CompoMaster Coarse Vorpolierern sowie 3 CompoMaster Polierern (Silikonpolierer mit ultrafeinen Diamantpartikeln). Jeweils einer der Aufsätze wurde in der entsprechenden Reihenfolge im empfohlenen maximalen Drehzahlbereich von 15.000 U/min abwechselnd in Längs- und Querrichtung verwendet. Die anschließende Hochglanzpolitur erfolgte mittels Ziegenhaarbürstchen und Baumwollschwabbel unter Verwendung der Dura-Polish-Dia Polierpaste (Fa. Shofu, Kyoto, Japan) im Drehzahlbereich von 5.000 U/min. Diese Polierpaste besitzt laut Herstellerangaben einen mehr als 67-gewichtsprozentigen Anteil an Industriediamanten mit einer Partikelstruktur von unter 1 µm. Die Bearbeitung der Oberfläche von Cerasmart DG wird laut Herstellerangaben nicht weiter spezifiziert als „mit groben und feinen Silikonpolierern“ (GC Europe 2015). Daher erfolgte die

Bearbeitung exakt wie bei Shofu HC Block. Die Hochglanzpolitur erfolgte ebenfalls im Drehzahlbereich von 5.000 U/min mit Ziegenhaarbürstchen und Baumwollschwabbel, allerdings unter Verwendung der speziellen Polierpaste „Diapolisher“ (Fa. GC Germany, Bad Homburg, Deutschland). Diese enthält ultrafeine Diamantpartikel.

Bei den Produkten Brecam HIPC sowie Brilliant Crios wird in den jeweiligen Verarbeitungsanleitungen die Oberflächenbearbeitung nicht weiter spezifiziert als die Aussage „mit gängigen rotierenden Kompositpolierern“ (Whaledent 2016). Daher wurden die Proben analog zu Shofu HC Block ebenfalls mit den Polierern des Ceramage-Sets der Firma Shofu (CompoMaster Coarse für die Vorpolitur, CompoMaster für Politur, Ziegenhaarbürstchen und Baumwollschwabbel mit Shofu Polierpaste) behandelt sowie anschließend hochglanzpoliert. Nach abgeschlossener Endbearbeitung der Oberflächen wurden alle Proben für 5 Minuten im Ultraschallbad gereinigt sowie anschließend mit einem Dampfstrahlgerät abgesprüht.

3.2.3 Vorversuche zur Vorbereitung der Keramikplättchen

Tabelle 6 zeigt die beiden keramischen Vertreter sowie deren Kategorisierung.

Tabelle 6: Die keramischen Werkstoffe und ihre Einteilung

Name	Hersteller	Typ
VITA Suprinity	VITA	Zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikat-Keramik
IPS E.max CAD	Ivoclar Vivadent	Lithiumdisilikat-Keramik

Nach der allgemeinen Vorbereitung der Plättchen erfolgte zunächst der gemäß Herstellerangaben vorgeschriebene Kristallisationsbrand gemäß folgender Kristallisationsparameter (Tabelle 7 und Tabelle 8):

Tabelle 7: Brennparameter Kristallisationsbrand VITA Suprinity laut Herstellerangaben für den VITA Vacumat 6000 Brennofen (VITA Zahnfabrik 2016)

Vorwärmtemperatur	Halten (min.)	Anstieg (min.)	Anstieg (°C/min)	Temperatur Ca. °C	Halten	Vakuum (min.)	Langzeitabkühlung (°C)
400	4.00	8.00	55	840	8.00	8.00	680

Tabelle 8: Brennparameter Kristallisationsbrand E.max CAD laut Herstellerangaben (Ivoclar Vivadent 2009)

Vorwärm- temp. °C	Halten (min.)	Anstieg (°C/min)	Temperatur T1 (ca. °C)	Halten H1 (min.)	Heizrate (°C/min)	Temperatur T2 (ca. °C)	Halten H2 (min.)	V1 (°C)	V2 (°C)	Langzeit- abkühlung L (°C)
403	6.00	90	820	0:10	30	840	7.00	550	820	700

Der Brand der VITA Suprinity-Plättchen erfolgte in einem VITA Vacumat 6000m (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), der Brand der E.max CAD-Proben im Ivoclar Programat EP3010 (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Laut Herstellerangaben stehen mehrere Möglichkeiten zur Verfügung, die Oberflächen der Keramiken endzubearbeiten. Um die besten Ergebnisse der jeweiligen Proben erzielen zu können, wurden drei der Möglichkeiten in einem Vorversuch getestet.

Getestet wurden in einem Vorversuch jeweils 5 Plättchen pro Bearbeitungsmöglichkeit. Gruppe 1 der Plättchen wurde ausschließlich mit Glanzspray (VITA AKZENT Plus GLAZE SPRAY (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) für die VITA Suprinity Plättchen respektive IPS E.max CAD Crystal Glaze Spray (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) für die E.max Plättchen sowie anschließend Glanzbrand bearbeitet. Gruppe 2 der Plättchen erhielt die Behandlung mit Glanzpaste (VITA AKZENT Plus PASTE (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), IPS E.max CAD Crystal Glaze Paste (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und Glanzbrand. Gruppe 3 wurde mit einer Kombination aus Glanzspray und Glanzbrand sowie anschließender leichter Hochglanzpolitur mit Ziegenhaarbürstchen, Baumwollschwabbel sowie den Polierpasten VITA Karat Diamant Polierpaste für VITA Suprinity und Dura-Polish-Dia Polierpaste (Fa. Shofu, Kyoto, Japan) behandelt. Die Politur erfolgte mit geringem Anpressdruck und maximal 5.000 Umdrehungen pro Minute. Der Glanzbrand erfolgte nach den oben angegebenen Parametern (siehe Tabelle „Glanzbrand“) (Ivoclar Vivadent 2009, VITA Zahnfabrik 2016).

Die verschiedenen Plättchen wurden nach der jeweiligen Endbearbeitung auf ihren Glanzgrad sowie ihre Oberflächenbeschaffenheit (Ra, Rz, Rt – siehe Kapitel 1.5.2.) untersucht. Die Messungen und Auswertung erfolgten äquivalent zum Hauptversuch.

Die Bearbeitungsmethode der Kombination aus Glanzspray mit anschließender Politur erzielte deutlich die höchsten Werte für den Glanzgrad und die niedrigsten für die Oberflächenrauheit (siehe Ergebnisse 4.1).

Nach Abschluss des Vorversuchs wurde für die Endbearbeitung der Plättchen jeweils die Methode der Kombination aus Glanzspray und Glanzbrand mit anschließend leichter

Hochglanzpolitur gewählt. Der Glanzbrand erfolgte in den oben erwähnten und bereits verwendeten Öfen mit folgenden Parametern (Tabelle 9 & Tabelle 10):

Tabelle 9: Glanzbrand mit VITA Akzent Plus für VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik 2016)

Vorwärmtemperatur (°C)	Halten (min.)	Anstieg (min.)	Anstieg (°C/min)	Temperatur Ca. °C	Halten (min.)
400	4.00	5.00	80	800	1.00

Tabelle 10: Glanzbrand IPS E.max Ceram (Ivoclar Vivadent 2009)

Schließ- zeit (min.)	Vorwärm- temperatur (°C)	Anstieg (°C/min)	Brenn- temperatur T1 (°C)	Anstieg (°C/min)	Brenn- temperatur T2 (°C)	Halten (min.)	Langzeit- abkühlung L (°C)	Kühl- rate (°C/min)	V1 °C	V2 °C
6.00	403	90	820	30	840	7.00	700	0	550	820

Die Hochglanzpolitur erfolgte mit den Polierpasten „Karat-Diamant-Polierpaste“ (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) für VITA Suprinity sowie Dura-Polish DIA (Fa. Shofu, Kyoto, Japan) für E.max CAD. Es wurde jeweils mit einem Baumwollschwabbel bei niedrigem Anpressdruck und niedriger Drehzahl von maximal 5.000 U/min gearbeitet.

3.3 Hauptuntersuchungen

3.3.1 Messung des Glanzgrads

Der Glanzgrad wurde mithilfe des Glossometers (Fa. Zehntner, Sissach, Schweiz: ZGM 1120) sowie der Software GlossTools (Fa. Zehntner, Sissach, Schweiz) bestimmt. Die Messeinheit wurde auf ihrem Ständer fixiert, sodass das Plättchen auf die Messapparatur gelegt werden konnte. Zwischen den Materialien wurde das Gerät jeweils neu kalibriert. Die Messungen fanden unter Ausschluss von anderen Lichtquellen statt. Pro Plättchen wurde vier Mal gemessen: nach jeder Messung wurde das Plättchen um 90 Grad im Uhrzeigersinn gedreht, um alle Flächen in jeder Richtung erfassen zu können. Gemessen wurde jeweils in der Plättchen-Mitte, wobei darauf geachtet wurde, stets den mittleren Bereich des Plättchens zu erfassen.

3.3.2 Messung der Oberflächenrauheit

Die Oberflächenrauheit wurde mithilfe des Gerätes Hommel Etamic W5 (Fa. Jenoptik, Jena, Deutschland) erfasst. Mit dieser mechanisch-computerunterstützten Quantifizierungsmethode wird die Oberfläche mithilfe einer Tastspitze taktil untersucht. Ermittelt wurden nach DIN EN ISO 4287 jeweils die Werte Ra (arithmetischer Mittenrauwert aller Abweichungen), Rz (gemittelte Rautiefe), Rt (maximale Rautiefe) [*Genauere Beschreibung der Parameter siehe Kapitel 1.5.2.*]. Jede der sieben Gruppen von Plättchen wurde speziell in einer metallischen Fassung mit Futar (Fa. Kettenbach, Eschenburg, Deutschland) eingebettet. Zwei Bohrungen in einem Brett sorgten für die Reproduzierbarkeit der Lage des Gerätes, welches mit seinen 2 Fassungen direkt in den Bohrungen platziert werden konnte. Dabei wurde streng darauf geachtet, dass die Messstrecke genau in Längsrichtung und stets genau durch die Plättchenmitte verläuft. Es erfolgten drei Messungen pro Plättchen in Längsrichtung. Die Länge der Taststrecke betrug 7,0 mm. Die Anzahl der Einzelmessstrecken von insgesamt fünf hatte eine yc-Filterung von 0,8 mm, was nach DIN EN ISO 4288:1998 und DIN EN ISO 3274:1998 eine Messstrecke von 4,0 mm ergab. Somit wurde sichergestellt, dass jeweils der mittlere Bereich der Plättchen mit einem Abstand zum Plättchenrand von 4 mm zu jeder Seite erfasst wurde.

3.3.3 Messung der Farbstabilität

Um die Farbveränderung im Rahmen des CIE-Lab-Spektrums zu erfassen, wurde das ShadeEye NCC (Fa. Shofu, Kyoto, Japan) benutzt. Hierbei handelt es sich um ein Kolorimeter. Das kabellose Gerät überträgt seine Daten per Infrarotschnittstelle an die Basisstation, welche eine Druckeinheit besitzt und mit dem Computer verbunden ist. Somit können die Messungen digitalisiert und am Computer mit dem Programm ShadeEyeViewer in Listen verwaltet werden. Vor der ersten Messung wurden die Plättchen für 24 Stunden in destilliertem Wasser eingelegt. Anschließend wurden sie für 3 Sekunden mit der Multifunktionsspritze sowie einem Wasser-Luft-Gemisch gesäubert. Vor jeder neuen Messung erfolgte die Kalibrierung der Messeinheit mittels des beigefügten Kalibrieraufsatzes. Um Verzerrungen der Ergebnisse durch etwaiges Durchscheinen zu verhindern, wurden alle Messungen auf der gleichen Arbeitsfläche sowie auf einem weißen Blatt Papier durchgeführt. Als Messschablone diente eine harte, transparente Tiefziehfolie (Fa. Duran, Wertheim/Main, Deutschland) mit einer zentralen, kreisrunden Aussparung von 10,0 mm Durchmesser. Dabei wurden fünf Messpunkte festgelegt: vier periphere und ein zentraler. Bei den peripheren Messpunkten wurde darauf geachtet, dass ein

Mindestabstand von 1,5 mm zum Rand sowie zu jedem der anderen Messpunkte eingehalten wird. Die peripheren Messpunkte wurden auf einer Kreislinie gesetzt, die annähernd dem Umfang eines Oral-B-Cross-Action Bürstenkopfes entspricht. Gemessen wurde anschließend im Uhrzeigersinn, beginnend oben links und zentral endend.

3.3.4 Messung vor Kausimulation

Zur quantitativen Verschleißerfassung durch Kausimulation wurden die Testplättchen zunächst mit dem Scanner D700 (Fa. 3Shape, Düsseldorf, Deutschland) digital erfasst. Hierbei handelt es sich um ein lichtoptisches Verfahren, bei welchem die Proben jeweils vor und nach Belastung gescannt werden. Die digitalisierten Scans können am Computer anschließend mithilfe der Matching-Software (Fa. Pagoda Solutions, Stuttgart, Deutschland) übereinander gelagert („Superimposing“) und der Verschleiß somit bestimmt werden. Der Verschleiß lässt sich hierbei in einem Intervall-Bereich angeben, der im Hundertstel-Millimeterbereich liegt.

3.4 Beschreibung der Temperaturwechselbelastung (Thermocycling)

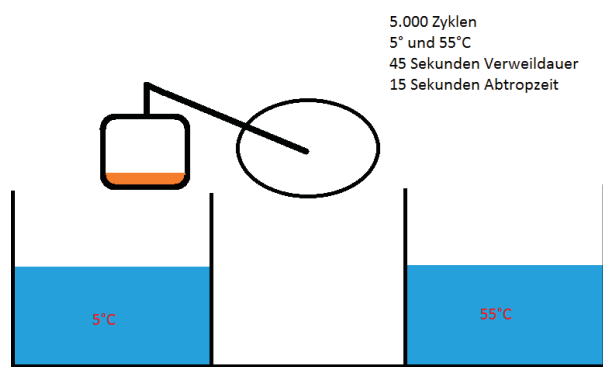


Abbildung 12: Skizze Thermocycler [Eigene Darstellung]

Nach Abschluss aller Ausgangsmessungen erfolgte die thermische Wechselbelastung, deren Prinzip in Abbildung 12 schematisch dargestellt ist. Ein Thermocycler (Fa. Willytec, heute Fa. SD-Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) bewegte den Probenkorb zwischen zwei Wasserbädern (Fa. PSL Systemtechnik, Osterode am Harz, Deutschland: Thermostat HAAKE DC10) der Temperaturen 5°C und 55°C. Die Verweildauer in den jeweiligen Bädern betrug 45 Sekunden mit anschließenden 15 Sekunden Abtropfzeit. Das Kältebecken wurde betrieben durch einen Kältegenerator (Fa. PSL Systemtechnik, Osterode am Harz, Deutschland: HAAKE EK30). Die Plättchen wurden

gruppenweise in Teebeuteln (Fa. TeeGeschwendtner, Meckenheim, Deutschland) verpackt und diese wiederum mit einer ungewachsenen Zahnseide (Fa. Oral B von Procter & Gamble Service, Kronberg / Taunus, Deutschland: „EssentialFloss“) verschnürt. Insgesamt wurden 5.000 Zyklen durchlaufen.

3.5 Beschreibung des Versuchs über den Verschleiß durch simuliertes Zähneputzen – mechanische Belastung

Der Versuch der mechanischen Belastung durch Zähneputzen soll den Oberflächenverschleiß der Proben testen. Hierbei geht es um ein Zusammenspiel der 3 Faktoren Grundkörper (Probe), Zwischenmedium (Zahnpasta), sowie Gegenkörper (Bürstenkopf). Die Putzdauer pro Probe wurde ausgehend von einer täglichen 2x2 minütigen Reinigung der Zähne (ADA 2017) mit 40 Minuten und 30 Sekunden so gewählt, dass sie einer Putzsimulation von zwei Jahren bei regelmäßiger Mundhygiene entspricht. Hierfür wurde die handelsübliche, elektrische Zahnbürste Oral B Pro 6000 mit 8.800 Rotationen/Min. sowie 40.000 Pulsationen/Min in Kombination mit einem kreisrunden Bürstenkopf mit abgerundeten Borsten (Fa. Oral B von Procter & Gamble Service, Kronberg / Taunus, Deutschland: „Cross-action“) verwendet. Nach jeweils fünf Plättchen wurde der Bürstenkopf der Zahnbürste durch einen neuen ersetzt. Bei der Auswahl des abrasiven Mediums wurde eine Zahnpasta gewählt, welche zur Langzeitbenutzung freigegeben ist und keinem speziellen Anwendungsbereich (wie z.B. Bleaching) gilt. Hierbei kam das Produkt Sensodyne Multicare (Fa. GlaxoSmithKline Consumer, München, Deutschland) zur Anwendung, welches laut Herstellerangaben einen RDA-Wert zwischen 50 und 60 verzeichnet (Sensodyne 2017). Die Zahnpasta wurde gemäß dem EN ISO 11609:2010 Standard für Zahnpastaaanforderungen und Testmethoden zu einem „Slurry“ gemischt. Das Slurry bestand hierbei aus jeweils einem Volumenanteil Zahnpasta sowie drei Volumenanteilen destilliertem Wasser. Um einem Verbrauch der Abrasivkörperchen entgegenzuwirken, wurde alle 10 Minuten händisch neues „slurry“ beigemischt und altes aus dem Gefäß abgeschöpft. Damit ein konstanter sowie reproduzierbarer Anpressdruck gewährleistet werden kann, wurde der Bürstenkopf unter Kontakt mit der Probe über Zahnseide mit kleinen Kalibrierungsgewichten (Fa. iTekLife Global, Swansea, Vereinigtes Königreich) beschwert, welche linear an diesem wirkten. Für den Anpressdruck wurden 1,5 N gewählt (siehe 5.3.2). Auf der Erdoberfläche entsprechen laut „ $G = m \times g$ “ 102 g ungefähr einem Newton. Hierbei steht G für Gewichtskraft, m für die Masse respektive das Gewicht des Gegenstandes und g für die Schwerebeschleunigung, welche an der Erdoberfläche im Mittelwert $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ beträgt. Daher korrelieren ungefähr 150 g angehängenes Gewicht

mit dem gewünschten Anpressdruck von 1,5 Newton. Da der hintere Teil der Zahnbürstenhalterung einen Großteil des Eigengewichts der Zahnbürste von ca. 180 Gramm trägt, ist dieses in der Rechnung zu vernachlässigen. Die auf den Bürstenkopf wirkende Kraft wurde jedes Mal vor Start des Putzvorgangs mit einem Kraftmessgerät kontrolliert.

Die Zahnbürste befand sich in einer speziellen Halterung mit vorderer und hinterer Auflage. (siehe Abbildung 13). Die vordere Auflage wurde mit Schaumstoff-Pelet so unterlegt, dass ein gewisses Spiel möglich war und der Druck des Zusatzgewichtes am Bürstenkopf nicht von der Konstruktion getragen wurde. Die Proben wurden in einer metallischen Fassung mittels eines A-Silikons („Futar“ - Fa. Kettenbach, Eschenburg, Deutschland) eingebettet und dieser wurde auf einem höhenverstellbaren Standfuß zentral fixiert. Der Standfuß befand sich in einer Kunststoffhülle, welches als Gefäß für das Slurry diente.

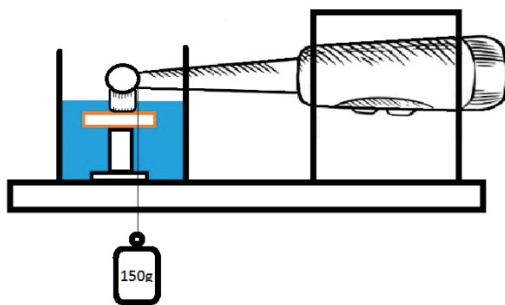


Abbildung 13: Skizze der Zahnbürstenhalterung

3.6 Beschreibung des Versuchs über den Verschleiß durch Kausimulation – mechanische Belastung

Nach den erfolgten Initialscans durch das 3shape D700-Gerät sowie dem erfolgten Thermocycling wurden die Plättchen im Kausimulator CS 4.2 economy life (Fa. SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Germany) belastet. Hierbei handelt es sich um einen 2-Kammern-Simulator ohne integriertem Thermocycling. Als Antagonisten dienten Degussit-Kugeln. Diese hochverdichteten Aluminium-Oxid-Keramiken werden oft als Standard-Antagonisten in Verschleiß-Simulationen verwendet. Um die Proben passgenau einzubetten, wurde die Probenhalterung zunächst mit GC Pattern (Fa. GC Germany, Bad Homburg, Deutschland) aufgefüllt und anschließend die Probe passgenau mit einem A-Silikon („Futar“ - Fa. Kettenbach, Eschenburg, Deutschland) eingebettet. Die Proben wurden mit einer Vertikallast von 40N bei einer Seitwärtsbewegung von 1,0 mm belastet. Die laterale Geschwindigkeit betrug hierbei 40 mm/s, die Abhebe- sowie

Absenkgeschwindigkeit 60 mm/s bei einer vertikalen Wegstrecke von 2,0 mm. Insgesamt durchlief jede Probe 100.000 Kauzyklen. Während des Kauvorgangs befanden sich die Proben in destilliertem Wasser. Tabelle 11 zeigt die Auflistung der gewählten Parameter und Abbildung 14 zeigt exemplarisch eine im Kausimulator eingebettete Probe vor Kausimulation.

Tabelle 11: Parameter Kausimulation CS 4.2 – economy life

Vertikale Aufwärts- / Abwärtsbewegung	2 mm
Abhebe- / Absenkgeschwindigkeit	40 mm/s
Laterale Bewegung	1 mm
Laterale Geschwindigkeit	40 mm/s
Anzahl der Zyklen	100.000
Ungefähre Dauer für 100.000 Zyklen	28 h
Verwendetes Gewicht	4 kg → 40 N



Abbildung 14: Probe im Kausimulator

3.7 Beschreibung des Versuchs zur Farbstabilität der verschiedenen Materialien – verfärbende Belastung

Um die Farbstabilität zu untersuchen, wurden die Proben nach initialer Messung zufällig auf fünf verschiedene Färbelösungen aufgeteilt (n=2 pro Färbelösung). Jede Lösung lagerte in einem zu 100ml gefüllten, per Schraubverschluss verschlossenem Kunststoffgefäß. Im Einzelnen handelte es sich um folgende Lösungen:

- Rotwein (Cour du Roy Bordeaux - 2014 – Dourthe)
- Kaffee (handelsüblicher Kaffee (Vivalto Lungo, Fa. Nestle, Schweiz)
- Cola (Coca-Cola (Fa. The Coca-Cola Company, Atlanta, USA)
- Destilliertes Wasser (Fa. Dr. Starke, Ankum, Deutschland)
- Kurkuma-Lösung (Rezeptur siehe unten)

Für die Herstellung der Kurkuma-Lösung wurden 30ml Isopropanol mit 3 Teelöffeln Curcuma-Pulver (Fa. Hartkorn, Mülheim-Kärlich, Deutschland) gemischt. Die hierbei nach 24 h entstandene Flüssigkeit wurde mit einer Pipette entnommen und anschließend wie in einer vorangegangenen Studie mit Aqua dest. zu einer 0,1%igen Lösung verdünnt (Diedrichs et al. 2015, Khawaja 2016). Dies erfolgte in Anlehnung an andere in der Literatur beschriebene Versuche (Stober et al. 2001).

Die Lagerung der Proben erfolgte lichtgeschützt bei 37°C in einem Brutschrank (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein: Vivadent Cultura) für vier Wochen. Daraufhin wurden die Proben für jeweils fünf Sekunden mit einem Luft-Wasser-Gemisch aus der Multifunktionsspritze abgesprüht, getrocknet und zum zweiten Mal gemessen.

Um extrinsischer von internalisierter Verfärbung unterscheiden zu können, wurden die Proben einer simulierten Prophylaxebehandlung unterzogen. Hierbei wurde jede von ihnen für 60 Sekunden am Behandlungsstuhl mit einem mittelharten Bürstchen (Fa. KerrHawe, Biberach, Deutschland: „Miniaturbürstchen mit Nylonborsten“) und einer Prophylaxepaste (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein: „Proxylt medium - RDA36“) gereinigt. Nach wiederholter Reinigung mit einem Luft-Wasser-Gemisch aus der Multifunktionsspritze für fünf Sekunden erfolgte die letzte Messung.

3.8 Datenauswertung

Alle Daten wurden zunächst im Excel-Format (Microsoft Office - Microsoft Excel 2007) gesammelt und anschließend mit dem Statistik-Programm R bearbeitet. Ab $p < 0.05$ wurden Ergebnisse als statistisch signifikant betrachtet.

3.8.1 Datenaufbereitung für den Versuch Glanzgrad

Die ermittelten Messwerte aus den jeweils vier Messungen pro Probe wurden aufgrund ihrer unterschiedlichen Messwinkel (siehe Kapitel 3.2.1) als unabhängige Variablen betrachtet. Hiermit ergaben sich $n=560$ Messwerte, die den Faktoren Messzeitpunkt und Material zugeordnet wurden. Der Boxplot wurde auf Basis ungemittelter Messwerte erstellt. Auf dieser Grundlage wurde zunächst eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Tukey-HSD Post-Hoc Tests gerechnet. Die abhängige Variable wurde hierfür gebildet aus der Differenz des Glanzgrades von vorher zu nachher. Zur Korrektur der multiplen Testung wurde die Bonferroni-Korrektur verwendet. Somit ließ sich feststellen, ob es signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bezüglich ihres Differenzscores gibt. Außerdem wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit den unabhängigen Variablen "Messzeitpunkt (initial-konditioniert)" und "Kondition (Material)" einschließlich Testung auf Interaktionseffekte durchgeführt. Aus Gründen der statistischen Komplexitätsreduktion und leichter Interpretierbarkeit wurden die einzelnen Testplättchen zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten als nicht wiederkehrend untersucht [siehe „Diskussion der statistischen Methode 6.5].

3.8.2 Datenaufbereitung für den Versuch zur Oberflächenrauheit

Die ermittelten Messwerte aus den drei Einzelmessungen pro Probe wurden jeweils als arithmetisches Mittel zusammengefasst. Für jeden der Parameter R_a , R_z und R_t wurde auf Grundlage dieses Rauheitsschätzwertes wieder eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Tukey-HSD Post-Hoc Tests einschließlich Bonferroni-Korrektur gerechnet. Als abhängige Variable diente die Differenz aus dem jeweiligen Wert von „initial“ zu „konditioniert“. Somit ließ sich analog zur statistischen Aufbereitung des Glanzgrads ermitteln, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen den Materialien im Hinblick auf ihre Oberflächenveränderung durch Konditionierung gab. Des Weiteren wurde auf Basis der Daten eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit den unabhängigen Variablen "Messzeitpunkt" und "Kondition" gerechnet. Auch hier wurden die einzelnen Testplättchen

zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten als nicht wiederkehrend untersucht [siehe „Diskussion der statistischen Methode 6.5].

3.8.3 Datenaufbereitung für den Versuch Farbveränderung

Um die farbliche Veränderung an den jeweils 10 Testplättchen pro Produkt zu testen, wurden fünf verschiedene Färbelösungen (Kurkuma, Rotwein, Kaffee, Coca-Cola, Aqua dest.) verwendet. Die L^*a^*b -Werte wurden an jedem Plättchen fünfmal zu drei verschiedenen Zeitpunkten erhoben: initial, eingelagert und nach Prophylaxe. Die farbliche Differenz ΔE (siehe 1.5.3) wurde jeweils für die Farbänderung zwischen initial und nach Einlagerung sowie initial und nach Prophylaxe bestimmt. Die jeweils pro Probe an neun unterschiedlichen Stellen erhobenen Messwerte wurden hierbei als unabhängig betrachtet. Anschließend wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit post-hoc Tests gerechnet, wobei die beiden unabhängigen Variablen als „Lösung“ und „Produkt“ definiert wurden.

3.8.4 Datenaufbereitung für den Versuch der Abrasion durch Kausimulation

Nach erfolgtem Abschlussscan wurden die Proben mithilfe eines Programmes der Firma „Pagoda Systems – Software Solutions“ virtuell übereinander gelagert („Superimposing“) und die Abnutzung bestimmt (siehe Kapitel 3.2.4). Hierbei entstand exemplarisch das in der folgenden Abbildung 15 dargestellte Bild:

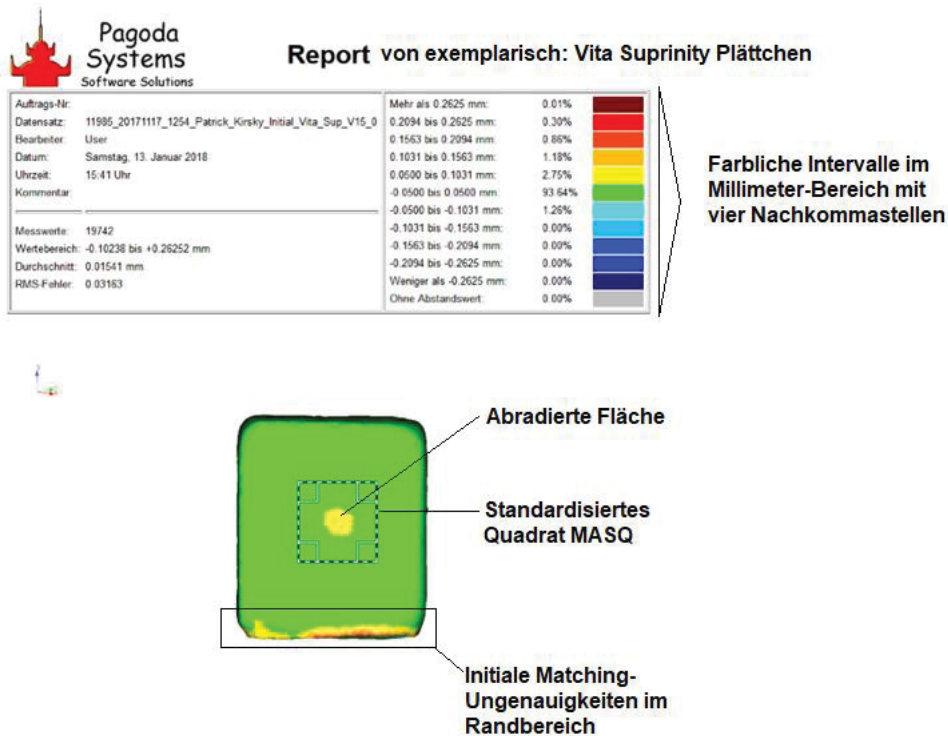


Abbildung 15: exemplarisches Abrasionsprotokoll nach erfolgtem Superimposing der Proben vorher und nachher mit standardisiertem Quadrat MASQ

Die Abnutzung wurde farblich in Intervallen im Millimeter-Bereich mit vier Nachkommastellen angegeben. Um die Matchingungenauigkeiten im Randbereich zu entfernen, wurde das von der Software entwickelte Bild mithilfe des Grafik-Programms GIMP weiterbearbeitet. Ausschließlich der abgenutzte Plättchenbereich in der Mitte wurde farblich in Pixeln ermittelt und in Relation gesetzt zu einem standardisierten Quadrat mit der definierten Pixelzahl 100x100. Diese Pixelrelation wurde nun mit dem Mittelwert des in der Software angegebenen Intervalls gewichtet und für jedes Plättchen ermittelt. Somit ließ sich eine Variable konzipieren, die „Mittlere Abnutzung im standardisierten Quadrat“ (MASQ) genannt wurde und mit deren Hilfe alle Proben untereinander verglichen werden konnten. Diese ist dargestellt in Formel 2:

Formel 2: MASQ (Mittlere Abnutzung im Standardisierten Quadrat) in schematischer Darstellung [Eigene Darstellung]

The diagram shows the MASQ formula with callouts explaining its components:

- Mittlere Abnutzung im standardisierten Quadrat (in mm)**: Points to the $\mu_{A, Int1}$ term.
- Anzahl Pixel in Intervall 1**: Points to the P_{Int1} term.
- Mittelwert des grünen Bereichs (stets 0, daher Term zu vernachlässigen)**: Points to the $+ 0$ term.
- Größe des verbleibenden grünen Bereichs in Pixel**: Points to the $10.000 - P_{Int1} - P_{Int2} - P_{Int3}$ term.
- Mittlere Abnutzung in Intervall 1 auf Basis der min. und max. Intervallgrenzen (in mm)**: Points to the $\mu_{A, Int1}$ term.
- Gesamte Anzahl Pixel im standardisierten Quadrat (100 x 100 Pixel)**: Points to the 10.000 denominator.

$$MASQ = \mu_{A, Int1} * \frac{P_{Int1}}{10.000} + \mu_{A, Int2} * \frac{P_{Int2}}{10.000} + \mu_{A, Int3} * \frac{P_{Int3}}{10.000} + 0 * \frac{10.000 - P_{Int1} - P_{Int2} - P_{Int3}}{10.000}$$

Die abhängige Variable MASQ (Angabe in mm) wurde mit dem Non-parametrischen Testverfahren nach Kruskal-Wallis getestet. Die Nullhypothese lautete hierbei, dass zwischen den Gruppen ein Unterschied bestehe. Für die anschließenden Gruppenvergleiche wurden Dunn-post-hoc-Tests mit Bonferroni-Korrektur verwendet.

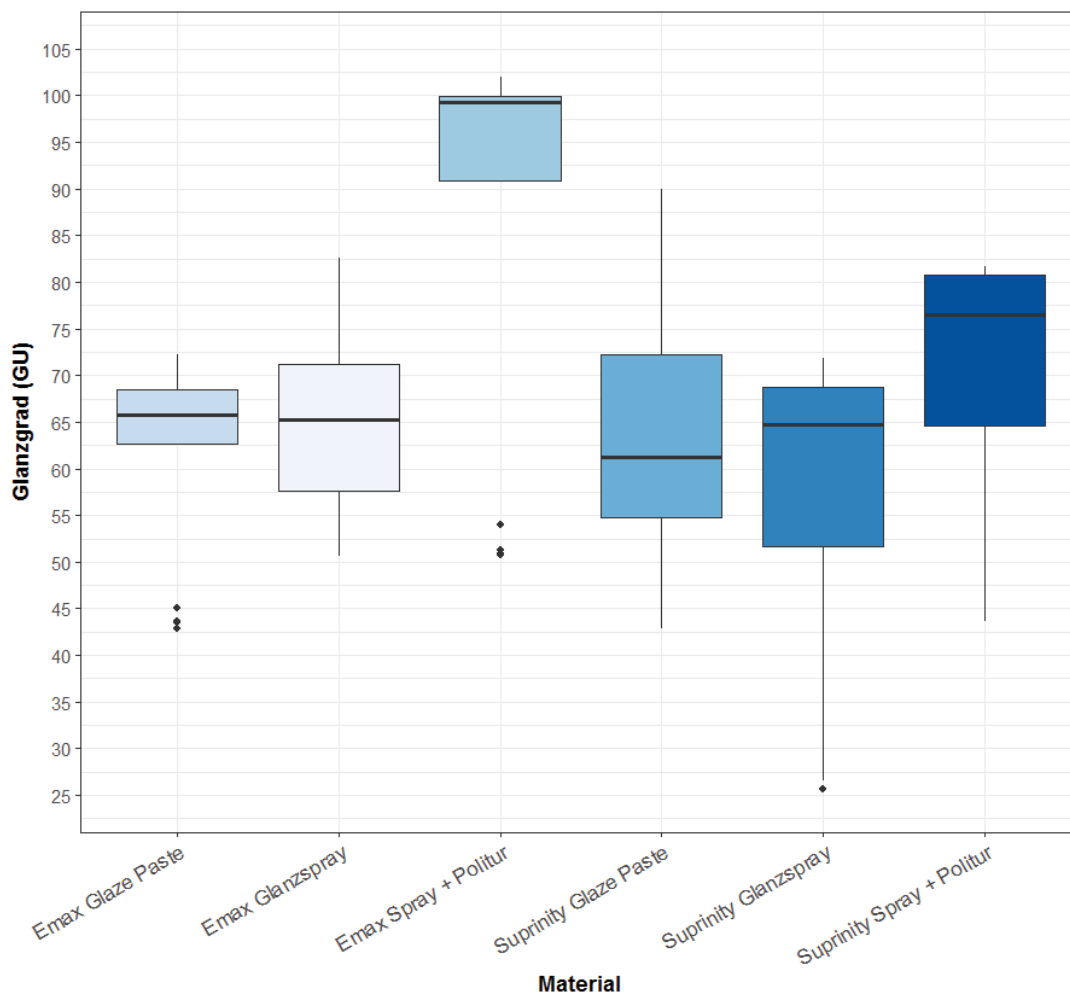
4. Ergebnisse

4.1 Analyse des Vorversuchs

Im Rahmen des Vorversuchs wurden die Werte Glanzgrad (GU) und Rauheit (Ra, Rt, Rz) in Abhängigkeit von der jeweiligen Oberflächenbearbeitungsmethode untersucht.

Die Ergebnisse des Glanzgrads basieren hierbei auf ungemittelten Werten. In Anlehnung an den Hauptversuch erfolgten je Plättchen vier unterschiedliche Messungen, die als unabhängig betrachtet werden. Insgesamt ergaben sich somit $n = 120$ Messwerte, die den jeweiligen Bearbeitungsmöglichkeiten zugeordnet sind.

Abbildung 16 zeigt die getesteten Oberflächenbearbeitungskombinationen für VITA Suprinity und E.max CAD aus Glanzspray, Glanzpaste sowie Spray und anschließender Politur. Die Einheiten sind in Glossunit (GU) angegeben.



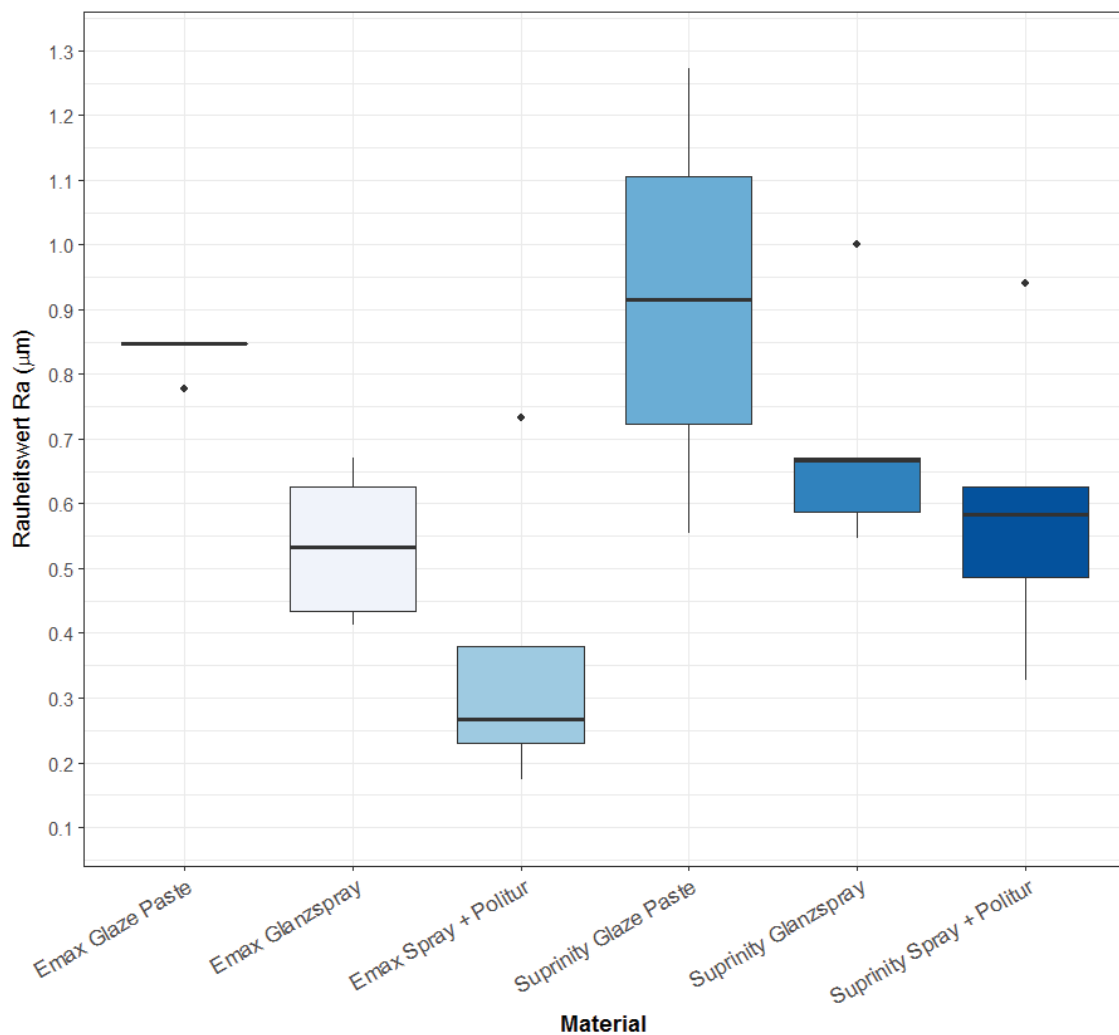
x-Achse: Produkt; y-Achse: Quartile und Median des Glanzgrads in Glossunit (GU)

Abbildung 16: Boxplot des Vorversuchs Glanzgrad

Hieraus wird ersichtlich, dass die Kombination aus Spray und Politur für E.max CAD Werte die höchsten Werte im Median von 99,3 GU erzielt. Die Verwendung von Glanzspray erzielte im Median Werte von 65,2 GU und die Verwendung der Glanzpaste von 65,75 GU. Die Kombination aus Glanzspray und Politur erzielten bei VITA Suprinity im Median Werte von 76,45 GU, wohingegen die Glanzpaste alleine bei einem Median von 61,3 GU lag. Die alleinige Verwendung von Glanzspray erzielte einen Median von 64,7 GU.

Die Erfassung der Rauheit erfolgte ebenfalls in Anlehnung an den Hauptversuch mittels drei Messungen pro Plättchen, die zu einem Rauheitswert gemittelt wurden. Die jeweils gemittelten Werte werden als unabhängig betrachtet.

Abbildung 17 zeigt den arithmetischen Mittenrauwert Ra der getesteten Bearbeitungsmöglichkeiten. Die y-achse ist hierbei in μm skaliert. Je geringer der Wert, desto glatter ist die Oberfläche eines Plättchens einzustufen.

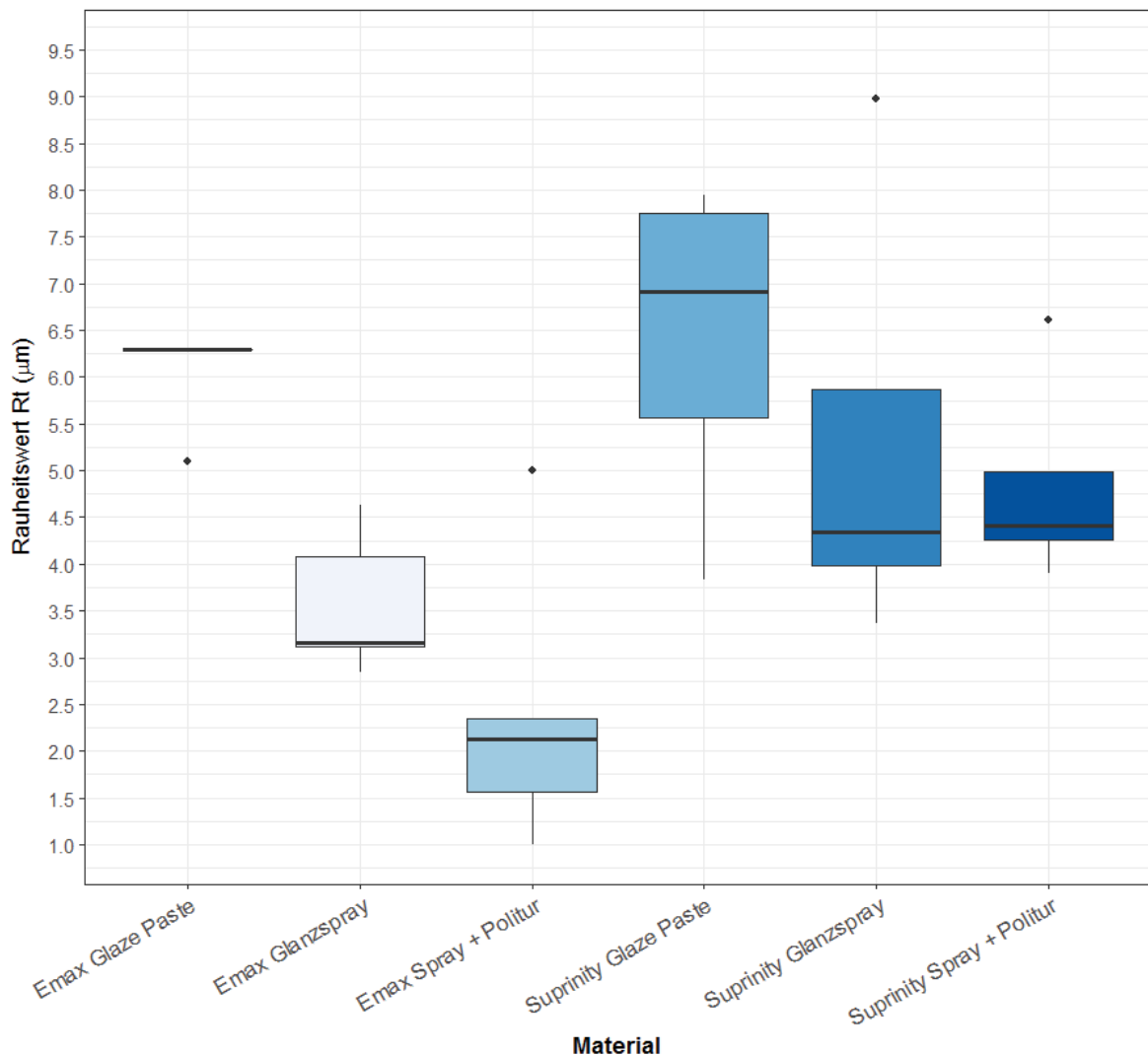


x-Achse: Produkt; y-Achse: Quartile und Median des Rauheitswerts Ra in μm

Abbildung 17: Boxplot des Vorversuch Rauheit Ra

Für den arithmetischen Mittenrauwert R_a zeigt sich in Abbildung 17 bei Emax CAD mit $0,27\text{ }\mu\text{m}$ der niedrigste Median bei der Bearbeitungskombination aus Glanzspray und Politur. Demgegenüber steht der Median der Bearbeitungsmethode Glanzspray mit $0,53\text{ }\mu\text{m}$ und der Median der alleinigen Bearbeitung mittels Glanzpaste mit $0,85\text{ }\mu\text{m}$.

VITA Suprinity erzielte mit $0,58\text{ }\mu\text{m}$ ebenfalls den niedrigsten Median bei der Kombination aus Glanzspray und Politur, ist somit aber noch rauer als Emax CAD. Der Median nach Behandlung mittels Glanzspray lag bei dem Produkt bei $0,67\text{ }\mu\text{m}$ und bei der Glanzpaste bei $1,04\text{ }\mu\text{m}$. Abbildung 18 zeigt die maximale Rautiefe R_t in μm abhängig von ihrer jeweiligen Bearbeitungsmethode.

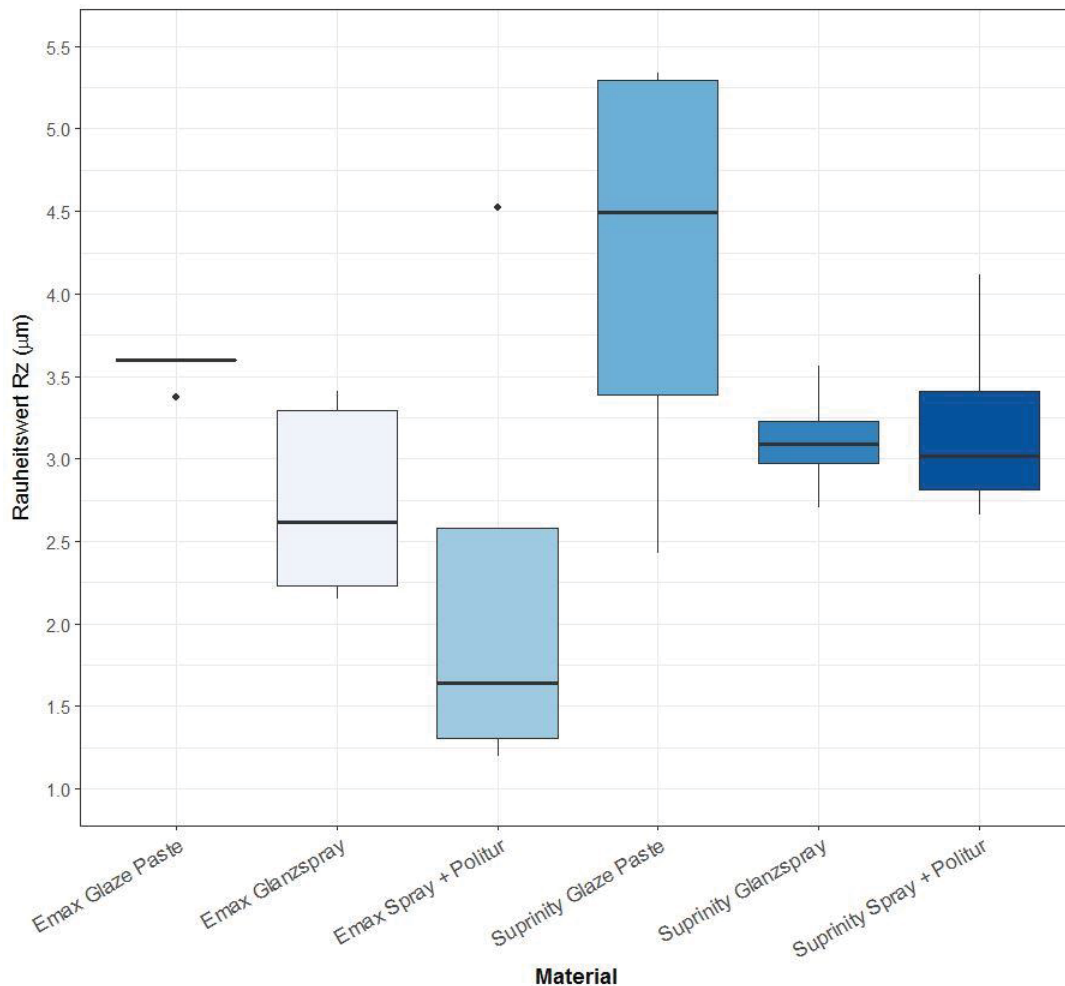


x-Achse: Produkt; y-Achse: Quartile und Median des Rauheitswerts R_t in μm

Abbildung 18: Boxplot des Vorversuch Rauheit R_t

Für Emax lagen die niedrigsten Medianwerte bei der Kombination aus Glanzspray und Politur vor ($2,19\text{ }\mu\text{m}$). Die Glanzpaste erzielte einen Median von $6,31\text{ }\mu\text{m}$ und die alleinige

Glanzsprayverwendung von 3,18 μm . VITA Suprinity lag bei der Bearbeitungsmethode mittels Glanzpaste im Median bei 7,6 μm . Glanzspray erzielte hier einen Median von 4,35 μm und die Kombination aus Glanzspray und Politur einen vergleichbaren Wert von 4,59 μm . Abbildung 19 stellt die gemittelte Rautiefe Rz in μm abhängig von der jeweilig gewählten Bearbeitungsmethode dar.



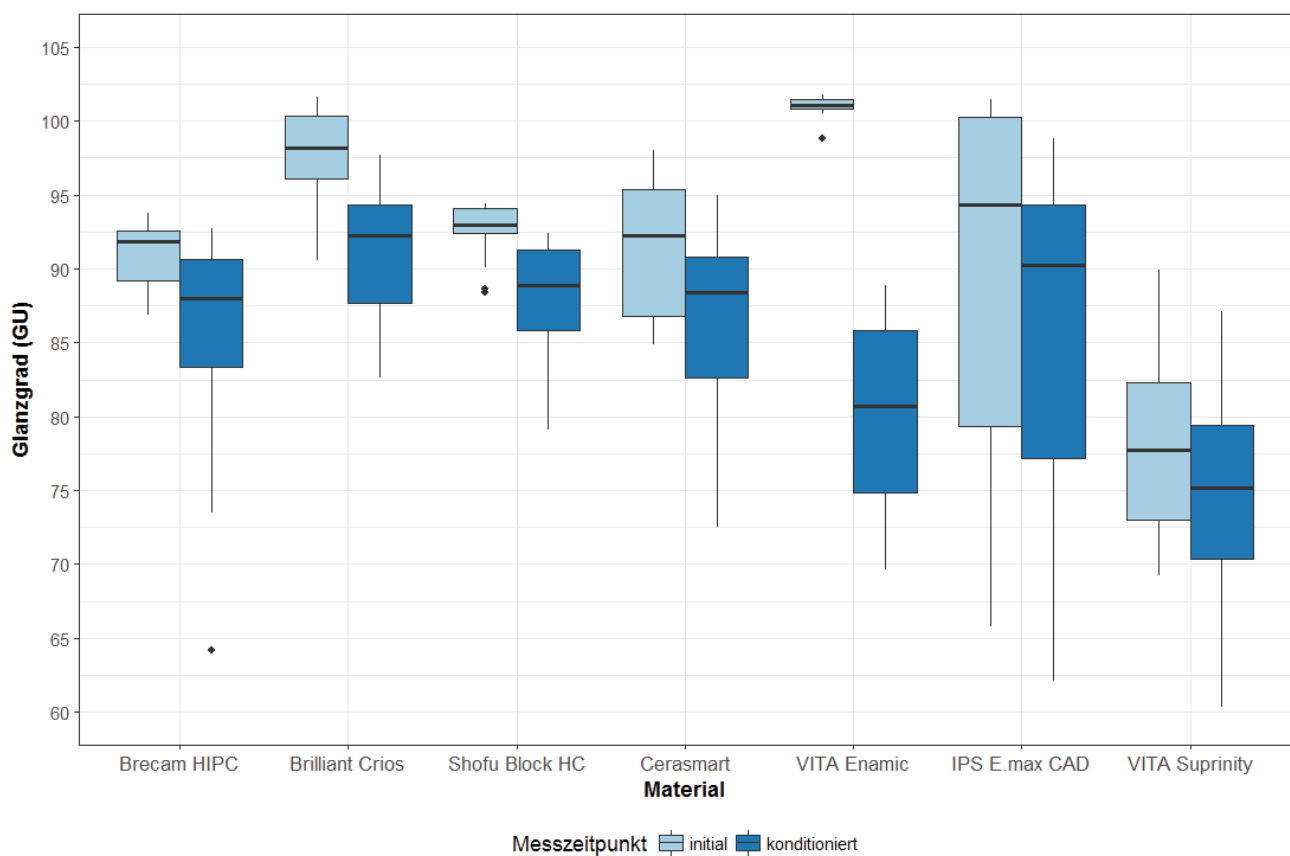
x-Achse: Produkt; y-Achse: Quartile und Median des Rauheitswerts Rz in μm

Abbildung 19: Boxplot des Vorversuch Rauheit Rz

Für Emax wurden die niedrigsten Medianwerte ebenfalls bei der Kombination aus Glanzspray und Politur erzielt (1,34 μm). Die Bearbeitung mittels Glanzpaste lag im Median bei 3,61 μm , die alleinige Bearbeitung mittels Glanzspray bei 2,62 μm . VITA Suprinity erzielte bei Verwendung der Glanzpaste im Median eine gemittelte Rautiefe von 5,24 μm . Die alleinige Verwendung von Glanzspray erzielte einen Median von 3,17 μm und die Kombination aus Glanzspray und Politur einen vergleichbaren Wert von 3,3 μm .

4.2 Analyse des Glanzgrads

Tabelle 12 sowie Abbildung 20 beschreiben, dass die initialen Werte des in Glossunits angegebenen Glanzgrads im Median zwischen 77,7 (VITA Suprinity) und 101,1 (VITA Enamic) liegen. „Konditioniert“, also nach erfolgter Belastung durch die beschriebenen Versuchsreihen, liegen die Werte zwischen 75,2 (Suprinity) und 92,2 (Brilliant Crios). VITA Enamic weist also initial im Median den höchsten Glanzgrad auf, während Brilliant Crios nach Abschluss des Bürstenversuchs den höchsten Glanzgrad aufweist.



x-Achse: Produkte; y-Achse: Quartile und Median des Glanzgrads in Glossunit (GU)

Abbildung 20: Boxplots zum Glanzgrad initial und konditioniert; Angaben in Glossunits (GU)

Tabelle 12: Deskriptive Statistik; Durchschnitt, Quartile und Median des Glanzgrads in Glossunit (GU)

Material	Zeitpunkt	Statistik		
		Mittelwert	Standardabweichung	Median
Brecam HIPC	Initial	91,002	2,140	91,850
	Konditioniert	85,872	6,654	88,000
Brilliant Crios	Initial	98,050	2,857	98,150
	Konditioniert	91,175	3,993	92,250
Cerasmart DG	Initial	91,872	4,281	92,250
	Konditioniert	86,562	6,324	88,400
Emax CAD	Initial	90,207	11,399	94,350
	Konditioniert	86,242	10,739	90,250
Shofu Block HC	Initial	92,842	1,438	92,842
	Konditioniert	88,312	3,568	88,850
VITA Enamic	Initial	101,120	0,533	101,100
	Konditioniert	80,165	6,233	80,700
VITA Suprinity	Initial	78,142	5,538	77,700
	Konditioniert	74,940	6,523	75,200

initial = Zeitpunkt vor Versuchsreihe; konditioniert = Zeitpunkt nach Versuchsreihe

Tabelle 12 beschreibt die getesteten Materialien zum Zeitpunkt initial und konditioniert, also nach erfolgter Belastung. Die Einheiten sind jeweils in Glossunit (GU) angegeben.

Bei der einfaktoriellen Varianzanalyse zeigen sich hochsignifikante Gruppenunterschiede ($F(6, 273) = 72.96, p < 0,01$), was bedeutet, dass die Materialien sich hinsichtlich ihres Differenzscores signifikant voneinander unterscheiden. In der sich anschließenden Tukey HSD Post-hoc-Testung mit Bonferroni-Korrektur werden die einzelnen Materialien jeweils gegeneinander verglichen. Ein p-Wert von unter 0,05 zeigt hierbei Signifikanz an. Die Vergleiche sind in der folgenden Tabelle 13 dargestellt. Diese zeigt in den beiden linken Spalten die gegeneinander verglichenen Materialien und in der rechten Spalte den Differenzscore in Glossunit (GU) sowie Bonferroni-korrigierten p-Wert.

Tabelle 13: Gruppenvergleiche Glanzgrad: Tukey HSD Post-Hoc-Tests mit Bonferroni-Korrektur nach einfaktorieller Varianzanalyse

Kontrast		Statistik	
Material A	Material B	Mittlere Differenz (GU) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
Brecam HIPC	Brilliant Crios	-1,745	0,616
	Cerasmart DG	-0,180	0,999
	Emax CAD	1,165	0,916
	Shofu Block HC	0,600	0,997
	VITA Enamic	-15,825	<0,0001*
	Vita Suprinity	1,927	0,497
Brilliant Crios	Cerasmart DG	1,565	0,729
	Emax CAD	2,910	0,072
	Shofu Block HC	2,345	0,255
	VITA Enamic	-14,080	<0,0001*
	Vita Suprinity	3,672	0,007*
Cerasmart DG	Emax CAD	1,345	0,846
	Shofu Block HC	0,780	0,988
	VITA Enamic	-15,645	<0,0001*
	VITA Suprinity	2,107	0,384
Emax CAD	Shofu Block HC	-0,565	0,998
	Vita Enamic	-16,990	<0,0001*
	Vita Suprinity	0,762	0,989
Shofu Block HC	VITA Enamic	-16,425	<0,0001*
	VITA Suprinity	1,327	0,854
VITA Enamic	VITA Suprinity	17,752	<0,0001*

* = signifikant

Anhand der Vergleiche in der hier angeführten Tabelle 13 ist ersichtlich, dass die Veränderung vom Status initial zu konditioniert bei VITA Enamic signifikant höher ist als im Vergleich zu Brecam HIPC ($p < 0,01$), zu Brilliant Crios ($p < 0,01$), zu Cerasmart ($p < 0,01$), zu E.max ($p < 0,01$) sowie zu Shofu Block HC ($p < 0,01$) und zu VITA Suprinity ($p < 0,00$). Außerdem ist die Veränderung von Brilliant Crios gegenüber VITA Suprinity mit $p < 0,01$ als signifikant höher zu werten. VITA Enamic hat also am meisten an Glanz durch den Bürstenversuch sowie das Thermocycling verloren.

Bei der zweifaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) mit den unabhängigen Variablen „Messzeitpunkt (initial-konditioniert)“ und „Kondition (Material)“ sind beide Haupteffekte und der Interaktionseffekt signifikant (Haupteffekt Material $F(6,546)=70,27$ und $p < 0,01$; Haupteffekt Zeitpunkt $F(1,546)=198,24$ und $p < 0,01$; Interaktionseffekt $F(6,546)=21,37$ und $p < 0,01$). Das bedeutet zunächst, dass die Materialien nicht in gleicher Höhe ihren Glanzgrad von initial zu konditioniert verändert haben. Mithilfe der folgenden Post-Hoc-Tests mit Bonferroni-Korrektur lassen sich die Unterschiede von initial zu konditioniert in der folgenden Tabelle 14 darstellen. Sie beschreibt den Differenzwert des jeweiligen

Materialis zwischen dem Zeitpunkt vor und nach erfolgter Belastung durch die Versuchsreihe.

Tabelle 14: Zweifaktorielle ANOVA Glanzgrad; Unterschied initial zu konditioniert innerhalb der jeweiligen Materialgruppe

Material	Differenz-Wert initial zu konditioniert (in GU)	p-Wert
Brecam HIPC	5,130	0,0001*
Brilliant Crios	6,875	<0,0001*
Cerasmart DG	5,310	0,0001*
Emax CAD	3,965	0,0003*
Shofu Block HC	4,530	0,0008*
VITA Enamic	20,955	<0,0001*
VITA Suprinity	3,202	0,0173*

* = signifikant

Bei jedem der in der Tabelle 14 angeführten Vergleiche liegt der p-Wert unterhalb des Signifikanzniveaus von 0,05.

Anhand der Vergleiche in der folgenden Tabelle 15 zum Zeitpunkt vor erfolgter Belastung lässt sich unter anderem erkennen, dass Brecam HIPC sich hinsichtlich seines initialen Glanzgrads signifikant von Brilliant Crios sowie VITA Enamic und VITA Suprinity unterscheidet. E.max weist gegenüber Shofu Block HC keinen signifikanten Unterschied auf, genauso wie Cerasmart DG gegenüber Shofu oder E.max. Einen hochsignifikanten Unterschied gibt es jedoch bezüglich E.max gegenüber Brilliant Crios ($p < 0,0001$), VITA Enamic ($p < 0,0001$) und Suprinity ($p < 0,0001$).

Tabelle 15: Zweifaktorielle ANOVA Glanzgrad; Unterschiede des Glanzgrads zum Zeitpunkt „initial“

Kontrast		Statistik	
Material A	Material B	Mittlere Differenz (GU) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
Brecam HIPC	Brilliant Crios	-7,047	<0,0001*
	Cerasmart DG	-0,870	1,0000
	Emax CAD	0,795	1,0000
	Shofu Block HC	-1,840	1,0000
	VITA Enamic	-10,117	<0,0001*
	Vita Suprinity	12,860	<0,0001*
Brilliant Crios	Cerasmart DG	6,177	<0,0001*
	Emax CAD	7,842	<0,0001*
	Shofu Block HC	5,207	0,0024*
	VITA Enamic	-3,070	0,4720
	Vita Suprinity	19,907	<0,0001*
Cerasmart DG	Emax CAD	1,665	1,0000
	Shofu Block HC	-0,970	1,0000
	VITA Enamic	-9,247	<0,0001*
	VITA Suprinity	13,730	<0,0001*
Emax CAD	Shofu Block HC	-2,635	1,0000
	Vita Enamic	-10,912	<0,0001*
	Vita Suprinity	12,065	<0,0001*
Shofu Block HC	VITA Enamix	8,277	<0,0001*
	VITA Suprinity	14,700	<0,0001*
VITA Enamic	VITA Suprinity	22,977	<0,0001*

* = signifikant

Die in der Tabelle 16 angeführten Vergleiche zum Zeitpunkt „konditioniert“, also nach erfolgter Belastung, zeigen anhand des Signifikanzniveaus $p < 0,05$ auf, dass Brecam HIPC sich gegenüber Brilliant Crios sowie VITA Enamic und Suprinity zum Zeitpunkt konditioniert unterscheidet. E.max zeigt gegenüber Brecam HIPC, Shofu Block HC und Cerasmart DG keinen signifikanten Unterschied bezüglich des Glanzgrads im konditionierten Zustand, jedoch gegenüber Brilliant Crios einen signifikanten ($p = 0,0054$) und gegenüber VITA Suprinity einen hochsignifikanten ($p < 0,0001$).

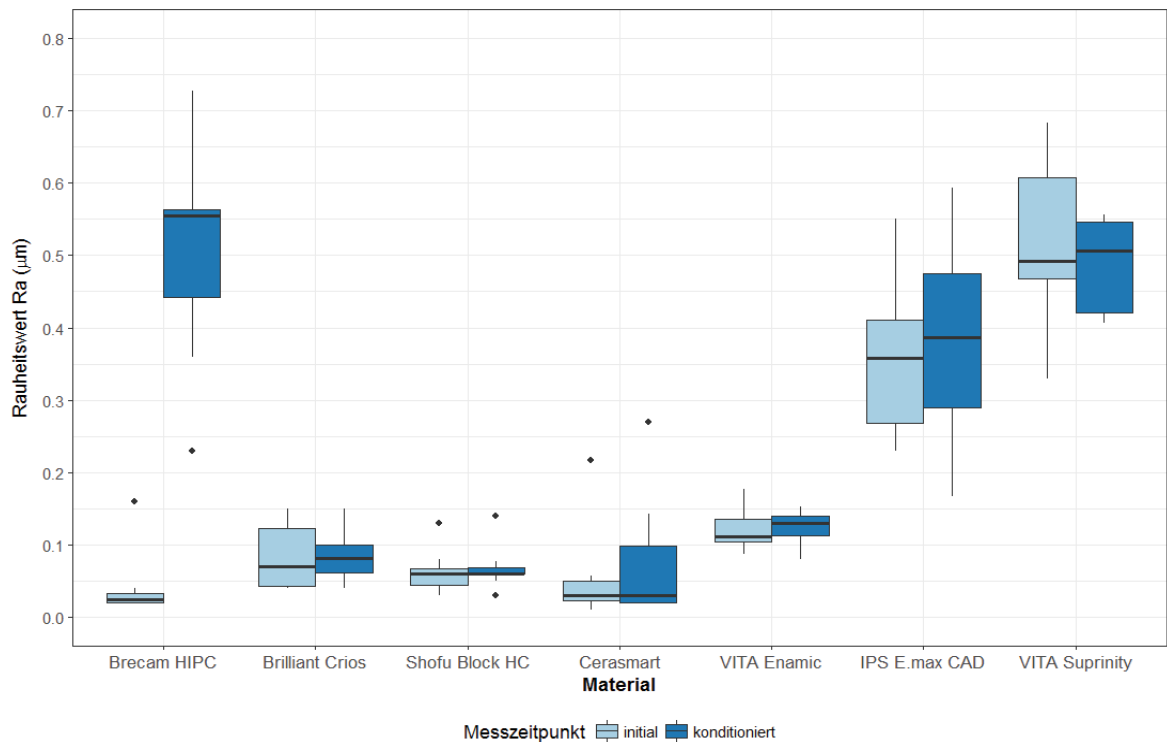
Tabelle 16: Zweifaktorielle ANOVA Glanzgrad; Unterschiede des Glanzgrads zum Zeitpunkt „konditioniert“

Kontrast		Statistik	
Material A	Material B	Mittlere Differenz (GU) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
Brecam HIPC	Brilliant Crios	-5,302	0,0018*
	Cerasmart DG	-0,690	1,0000
	Emax CAD	-0,370	1,0000
	Shofu Block HC	-2,440	1,0000
	VITA Enamic	5,707	0,0005*
	Vita Suprinity	10,932	<,0001*
Brilliant Crios	Cerasmart DG	4,612	0,0132*
	Emax CAD	4,932	0,0054*
	Shofu Block HC	2,862	0,6990
	VITA Enamic	11,010	<0,0001*
	Vita Suprinity	16,235	<0,0001*
Cerasmart DG	Emax CAD	0,320	1,0000
	Shofu Block HC	-1,750	1,0000
	VITA Enamic	6,397	<0,0001*
	VITA Suprinity	11,622	<0,0001*
Emax CAD	Shofu Block HC	-2,070	1,0000
	Vita Enamic	6,077	0,0002*
	Vita Suprinity	11,302	<0,0001*
Shofu Block HC	VITA Enamic	8,147	<0,0001*
	VITA Suprinity	13,372	<0,0001*
VITA Enamic	VITA Suprinity	5,225	0,0023*

* = signifikant

4.3 Analyse der Rautiefenmessungen

In den angeführten Abbildungen (Abbildung 21, Abbildung 22, Abbildung 23) sind die Boxplots der Rauheitsparameter Ra, Rt, Rz dargestellt. Die Tabellen (Tabelle 17, Tabelle 18, Tabelle 19) ergänzen die Abbildungen durch die Auflistung der initialen sowie konditionierten Rauheitsparameter Ra, Rt, Rz. Die Initialwerte der Proben lagen initial für Ra zwischen 0,03 (Cerasmart) und 0,49 (VITA Suprinity), für Rt zwischen 0,25 (Brecam sowie Cerasmart) und 3,79 (VITA Suprinity) und für Rz zwischen 0,18 (Brecam sowie Cerasmart) sowie 2,69 (VITA Suprinity). Im konditionierten Zustand bewegen sich die Werte für Ra zwischen 0,03µm (Cerasmart) und 0,56µm (Brecam HIPC), für Rt zwischen 0,24µm (Cerasmart) und 9,34µm (Brecam HIPC) sowie für Rz zwischen 0,17µm (Cerasmart) und 3,38µm (Brecam HIPC) sowie. Daraus wird ersichtlich, dass Brecam HIPC nach Abschluss des Bürstenversuchs die höchsten Rauheitswerte aufzuweisen hat, wohingegen das Produkt Cerasmart die niedrigsten Werte verzeichnet.



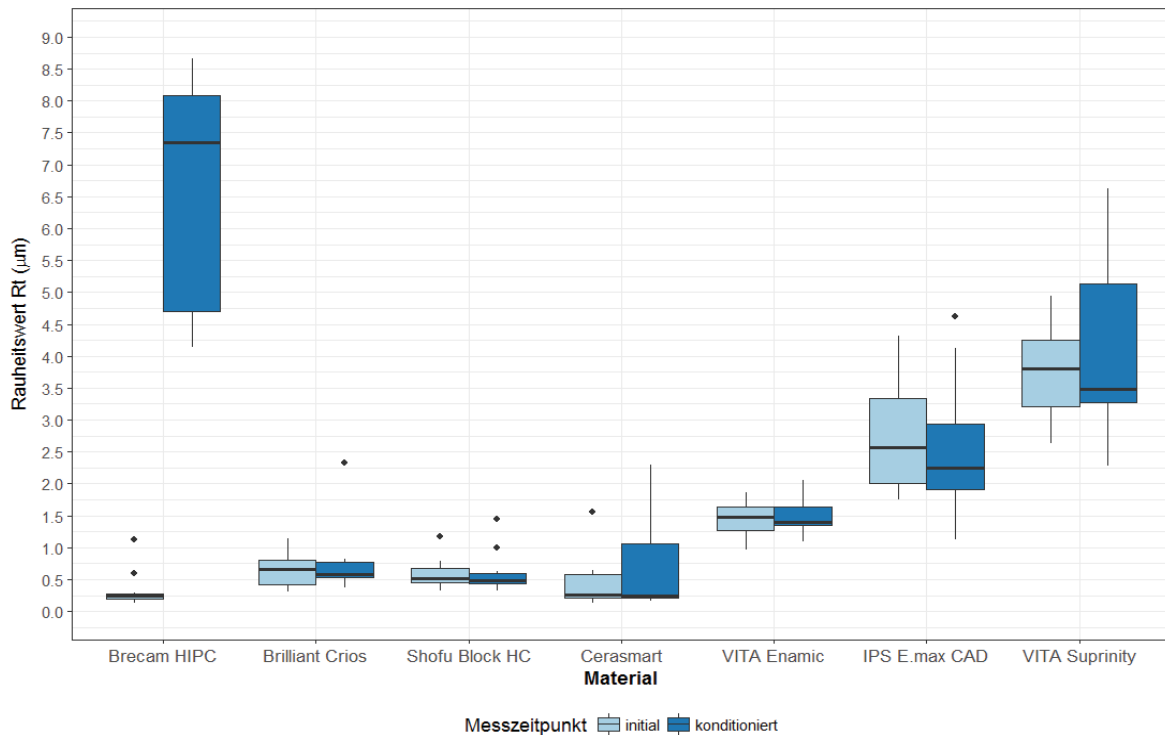
x-Achse: Produkt; y-Achse: Quartile und Median des Rauheitswerts Ra in µm

Abbildung 21: Boxplots zur Rauheitsmessung mit dem Parameter Ra

Tabelle 17: Deskriptive Statistik: Rauheitswerte Ra: Mittelwert, Standardabweichung, Median in µm

Parameter	Material	Zeitpunkt	Statistik		
			Mittelwert	Standardabweichung	Median
Ra	Brecam HIPC	Initial	0,039	0,042	0,025
		Konditioniert	0,625	0,291	0,561
	Brilliant Crios	Initial	0,083	0,043	0,070
		Konditioniert	0,084	0,031	0,081
	Cerasmart DG	Initial	0,050	0,060	0,030
		Konditioniert	0,070	0,083	0,030
	Emax CAD	Initial	0,356	0,104	0,358
		Konditioniert	0,383	0,135	0,386
	Shofu Block HC	Initial	0,062	0,028	0,060
		Konditioniert	0,067	0,028	0,060
	VITA Enamic	Initial	0,119	0,026	0,111
		Konditioniert	0,126	0,022	0,130
	VITA Suprinity	Initial	0,511	0,117	0,491
		Konditioniert	0,525	0,139	0,518

initial = Zeitpunkt vor Versuchsreihe; konditioniert = Zeitpunkt nach Versuchsreihe



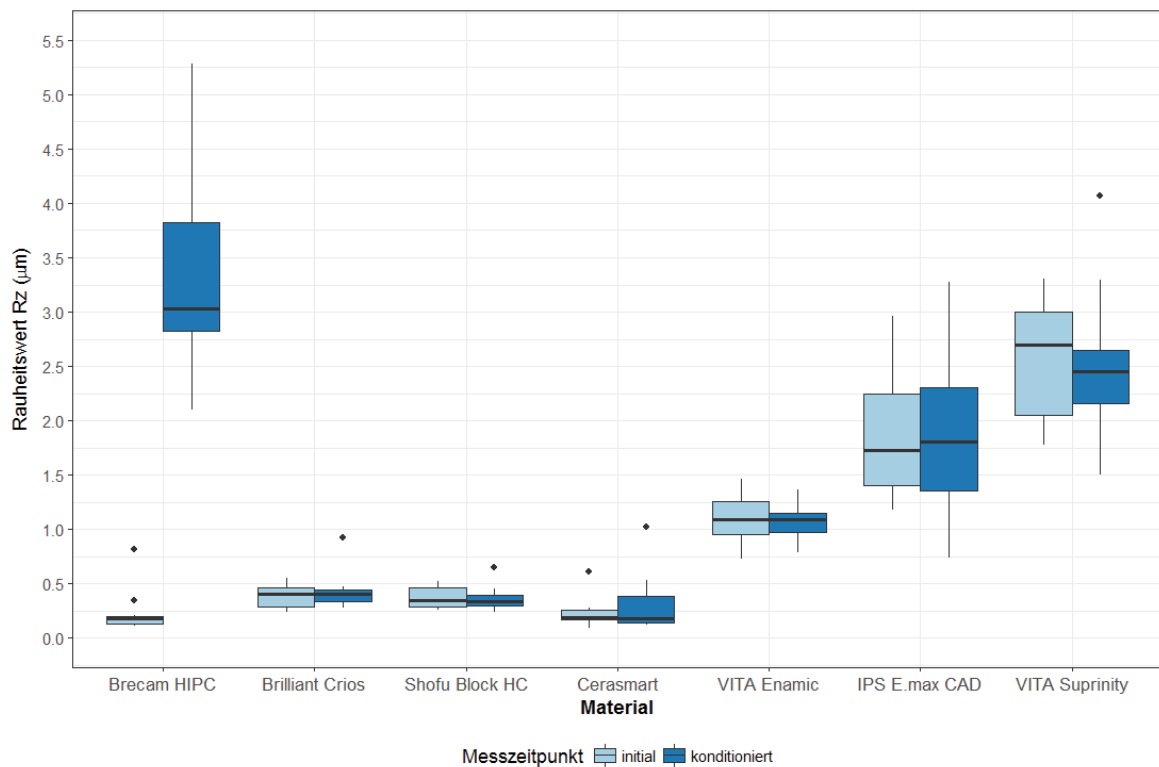
x-Achse: Produkt; y-Achse: Quartile und Median des Rauheitswerts Rt in µm

Abbildung 22: **Boxplots zur Rauheitsmessung mit dem Parameter Rt**

Tabelle 18: **Deskriptive Statistik: Rauheitswerte Rt: Mittelwert, Standardabweichung, Median in µm**

Parameter	Material	Zeitpunkt	Statistik		
			Mittelwert	Standardabweichung	Median
Rt	Brecam HIPC	Initial	0,348	0,299	0,250
		Konditioniert	9,921	4,417	9,348
	Brilliant Crios	Initial	0,638	0,255	0,651
		Konditioniert	0,778	0,558	0,581
	Cerasmart DG	Initial	0,457	0,428	0,258
		Konditioniert	0,669	0,760	0,246
	Emax CAD	Initial	2,730	0,840	2,571
		Konditioniert	2,575	1,089	2,241
	Shofu Block HC	Initial	0,592	0,249	0,515
		Konditioniert	0,618	0,342	0,485
	VITA Enamic	Initial	1,460	0,275	1,483
		Konditioniert	1,516	0,301	1,403
	VITA Suprinity	Initial	3,754	0,709	3,798
		Konditioniert	4,059	1,351	3,485

initial = Zeitpunkt vor Versuchsreihe; konditioniert = Zeitpunkt nach Versuchsreihe



x-Achse: Produkt; y-Achse: Quartile und Median des Rauheitswerts Rz in µm

Abbildung 23: **Boxplots zur Rauheitsmessung mit dem Parameter Rz**

Tabelle 19: **Deskriptive Statistik: Rauheitswerte Rz: Mittelwert, Standardabweichung, Median in µm**

Parameter	Material	Zeitpunkt	Statistik		
			Mittelwert	Standardabweichung	Median
Rz	Brecam HIPC	Initial	0,239	0,211	0,173
		Konditioniert	4,170	1,895	3,383
	Brilliant Crios	Initial	0,389	0,111	0,406
		Konditioniert	0,431	0,183	0,401
	Cerasmart DG	Initial	0,226	0,145	0,186
		Konditioniert	0,307	0,285	0,178
	Emax CAD	Initial	1,867	0,594	1,726
		Konditioniert	1,899	0,781	1,803
	Shofu Block HC	Initial	0,369	0,094	0,348
		Konditioniert	0,363	0,117	0,338
	VITA Enamic	Initial	1,091	0,222	1,090
		Konditioniert	1,081	0,176	1,085
	VITA Suprinity	Initial	2,571	0,557	2,695
		Konditioniert	2,554	0,704	2,450

initial = Zeitpunkt vor Versuchsreihe; konditioniert = Zeitpunkt nach Versuchsreihe

In den folgenden Tabellen (Tabelle 20, Tabelle 21, Tabelle 22) sind die Bonferroni-korrigierten Tukey-HSD-post-hoc-Testungen der einfaktoriellen Varianzanalysen der drei Parameter Ra, Rt und Rz dargestellt. Die abhängige Variable wurde aus der Differenz des jeweiligen Parameters von konditioniert zu initial gebildet. Signifikante p-Werte wurden mit (*) markiert.

Tabelle 20: Einfaktorielle Varianzanalyse der Rauheit Ra; Gruppenvergleiche mit Bonferroni-Korrektur

Parameter	Kontrast		Statistik	
Ra	Material A	Material B	Mittlere Differenz (µm) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	-0,584	<0,0001*
		Cerasmart DG	-0,566	<0,0001*
		Emax CAD	-0,559	<0,0001*
		Shofu Block HC	-0,581	<0,0001*
		VITA Enamic	-0,579	<0,0001*
		Vita Suprinity	-0,571	<0,0001*
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	0,018	0,9998
		Emax CAD	0,024	0,9992
		Shofu Block HC	0,003	1,0000
		VITA Enamic	0,005	0,9999
		Vita Suprinity	0,012	0,9999
	Cerasmart DG	Emax CAD	0,006	0,9999
		Shofu Block HC	-0,015	0,9999
		VITA Enamic	-0,013	0,9999
		VITA Suprinity	-0,005	0,9999
	Emax CAD	Shofu Block HC	-0,021	0,9996
		Vita Enamic	-0,019	0,9998
		Vita Suprinity	-0,012	0,9999
	Shofu Block HC	VITA Enamix	0,002	1,0000
		VITA Suprinity	0,009	0,9999
	VITA Enamic	VITA Suprinity	0,007	0,9999

* = signifikant

Tabelle 21: *Einfaktorielle Varianzanalyse der Rauheit Rt; Gruppenvergleiche mit Bonferroni-Korrektur*

Parameter	Kontrast		Statistik	
Rt	Material A	Material B	Mittlere Differenz (µm) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	-9,433	<0,0001*
		Cerasmart DG	-9,361	<0,0001*
		Emax CAD	-9,728	<0,0001*
		Shofu Block HC	-9,548	<0,0001*
		VITA Enamic	-9,517	<0,0001*
		Vita Suprinity	-9,268	<0,0001*
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	0,0720	0,9999
		Emax CAD	-0,295	0,9997
		Shofu Block HC	-0,1150	0,9999
		VITA Enamic	-0,084	0,9999
		Vita Suprinity	0,164	0,9999
	Cerasmart DG	Emax CAD	-0,367	0,9999
		Shofu Block HC	-0,187	0,9999
		VITA Enamic	-0,156	0,9999
		VITA Suprinity	0,092	0,9999
	Emax CAD	Shofu Block HC	0,180	0,9999
		Vita Enamic	0,210	0,9999
		Vita Suprinity	0,459	0,9967
	Shofu Block HC	VITA Enamix	0,030	1,0000
		VITA Suprinity	0,279	0,9998
	VITA Enamic	VITA Suprinity	0,249	0,9999

* = signifikant

Tabelle 22: *Einfaktorielle Varianzanalyse der Rauheit Rz; Gruppenvergleiche mit Bonferroni-Korrektur*

Parameter	Kontrast		Statistik	
Rz	Material A	Material B	Mittlere Differenz (µm) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	-3,888	<0,0001*
		Cerasmart DG	-3,849	<0,0001*
		Emax CAD	-3,898	<0,0001*
		Shofu Block HC	-3,936	<0,0001*
		VITA Enamic	-3,940	<0,0001*
		Vita Suprinity	-3,947	<0,0001*
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	0,038	0,9999
		Emax CAD	-0,010	1,0000
		Shofu Block HC	-0,048	0,9999
		VITA Enamic	-0,052	0,9999
		Vita Suprinity	-0,059	0,9999
	Cerasmart DG	Emax CAD	-0,049	0,9999
		Shofu Block HC	-0,087	0,9999
		VITA Enamic	-0,091	0,9999
		VITA Suprinity	-0,098	0,9999
	Emax CAD	Shofu Block HC	-0,037	0,9999
		Vita Enamic	-0,042	0,9999
		Vita Suprinity	-0,049	0,9999
	Shofu Block HC	VITA Enamix	-0,004	1,0000
		VITA Suprinity	-0,011	1,0000
	VITA Enamic	VITA Suprinity	-0,007	1,0000

* = signifikant

Anhand der Tabellen (Tabelle 20, Tabelle 21, Tabelle 22) wird deutlich, dass bezüglich des gebildeten Differenzscores aller drei Variablen Ra, Rt, Rz bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ hochsignifikante Gruppenunterschiede vorliegen (Ra: $F(6,63) = 32,18$, $p < 0,01$; Rt: $F(6,63) = 43,1$, $p < 0,01$; Rz: $F(6,63) = 41,04$, $p < 0,01$). Im Hinblick auf die Einzelvergleiche wird aus den Tabellen (Tabelle 20, Tabelle 21, Tabelle 22) ersichtlich, dass Brecam HIPC sich als einziges Produkt hinsichtlich aller drei Parameter Ra, Rt, Rz signifikant ($p < 0,05$) von den anderen Produkten unterscheidet.

Die zweifaktorielle Varianzanalyse mit den Faktoren Zeitpunkt (initial & konditioniert) sowie Kondition (Material) zeigt für alle drei Parameter Ra, Rz, Rt einen signifikanten Haupt- sowie Interaktionseffekt, was bedeutet, dass generell unter einem oder mehreren der Materialien

eine signifikante Veränderung durch Konditionierung stattgefunden hat und dass die Effekte Zeitpunkt und Material interagieren. Für Ra ist der Haupteffekt Material mit $F(6,126) = 56,85$ sowie der Haupteffekt Zeitpunkt $F(1,126) = 26,34$ mit jeweils $p < 0,01$ signifikant, genauso wie der Interaktionseffekt mit $F(6,126) = 19,90$ und $p < 0,01$. Für Rt ist der ebenfalls Haupteffekt Material mit $F(6,126) = 36,26$ sowie der Haupteffekt Zeitpunkt mit $F(1,126) = 26,34$ mit jeweils $p < 0,01$ signifikant. Auch hier ist der Interaktionseffekt mit $F(6,126) = 35,35$ und $p < 0,01$ als signifikant zu werten. Bei Rz sind die beiden Haupteffekte Material ($F(6,126) = 45,46$) und Zeitpunkt ($F(1,126) = 29,00$) ebenfalls mit jeweils $p < 0,01$ signifikant. Der Interaktionseffekt ist auch hier mit $F(6,126) = 27,02$ und $p < 0,01$ vorhanden.

In der folgenden Tabelle 23 soll im Rahmen der zweifaktorielle Analyse anhand der Bonferroni-Testung auf den Vergleich der Parameter Ra, Rt und Rz von initial zu konditioniert eingegangen werden:

Tabelle 23: Zweifaktorielle ANOVA der Parameter Ra, Rt und Rz: Kontraste initial zu konditioniert

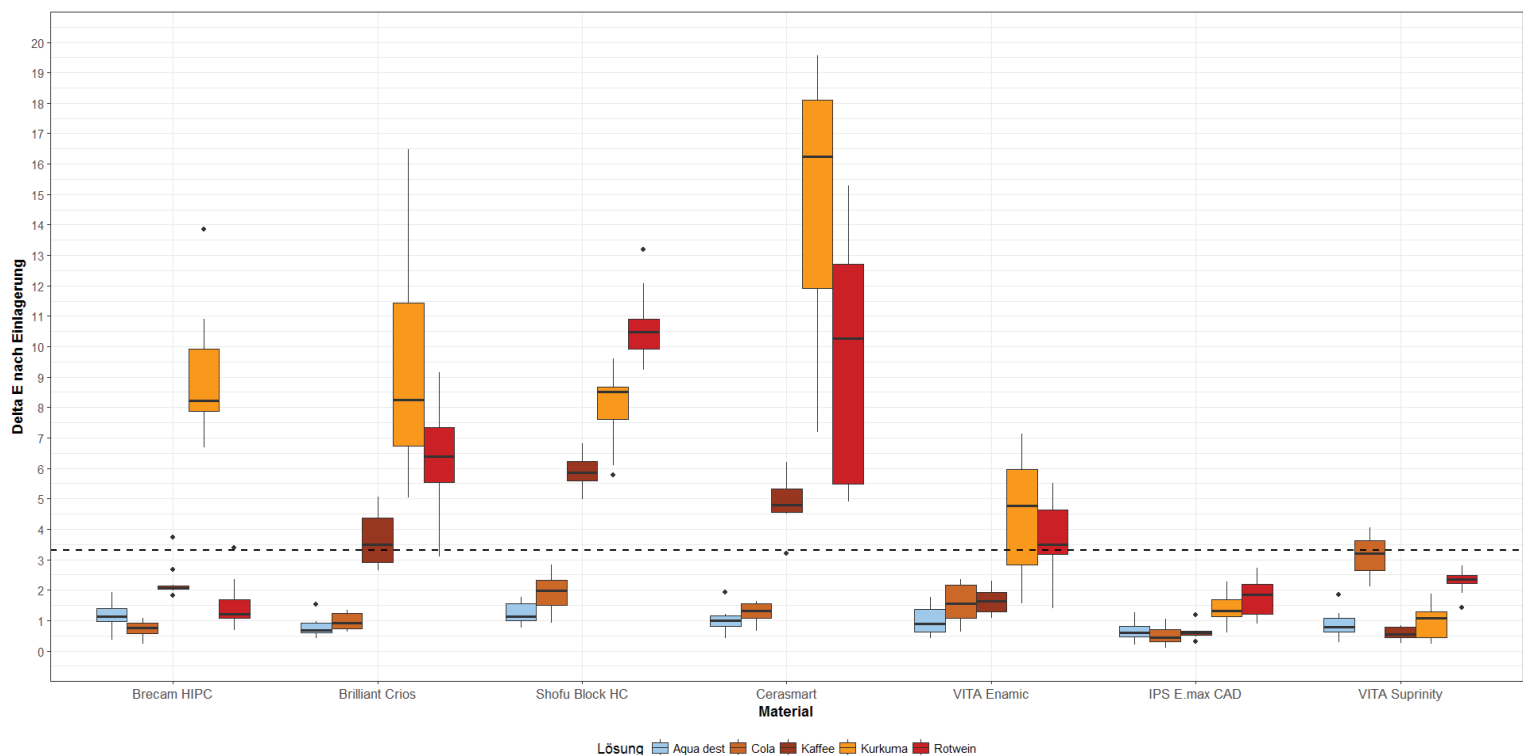
Parameter	Material	Differenz-Wert initial zu konditioniert (in mm)	p-Wert
Ra	Brecam HIPC	-0,586	<0,0001*
	Brilliant Crios	-0,001	0,9727
	Cerasmart DG	0,020	0,6816
	Emax CAD	-0,026	0,5892
	Shofu Block HC	-0,005	0,9183
	VITA Enamic	-0,007	0,8858
	VITA Suprinity	-0,014	0,7687
Rt	Brecam HIPC	-9,573	<0,0001*
	Brilliant Crios	-0,140	0,8159
	Cerasmart DG	-0,212	0,7246
	Emax CAD	0,154	0,7975
	Shofu Block HC	-0,025	0,9665
	VITA Enamic	-0,055	0,9264
	VITA Suprinity	-0,305	0,6129
Rz	Brecam HIPC	3,930	<0,0001*
	Brilliant Crios	-0,042	0,8819
	Cerasmart DG	-0,081	0,7762
	Emax CAD	-0,031	0,9115
	Shofu Block HC	0,006	0,9832
	VITA Enamic	0,010	0,9711
	VITA Suprinity	0,017	0,9515

* = signifikant

Tabelle 23 zeigt auf, dass lediglich bei Brecam HIPC bezüglich aller drei Parameter eine signifikante Veränderung von initial zu konditioniert stattgefunden hat ($p < 0,01$ für Ra, Rt, Rz). Alle anderen Materialien haben sich nicht signifikant verändert.

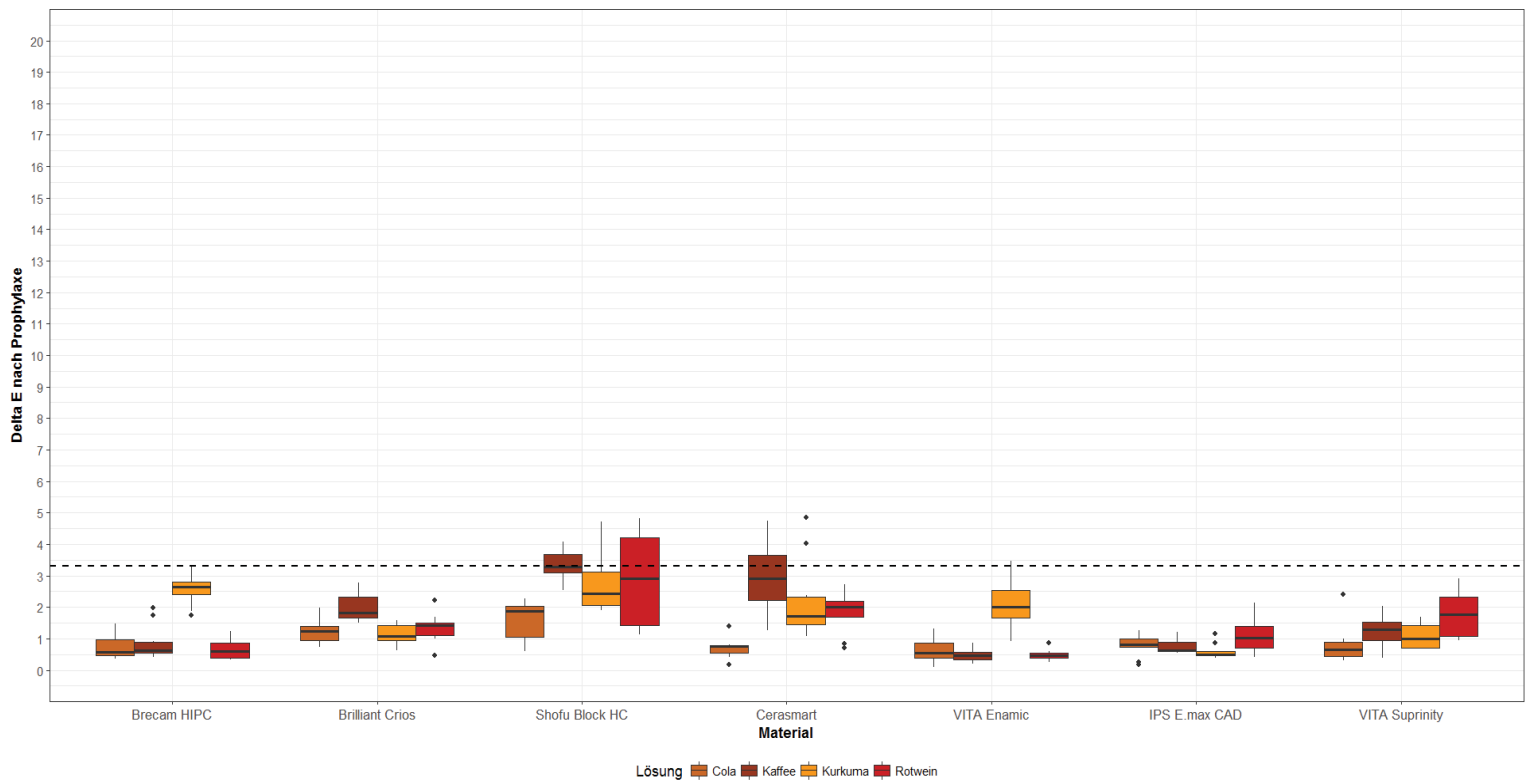
4.4 Analyse der Farbveränderungen

Anhand der Abbildungen (Abbildung 24, Abbildung 25) sowie der Fotodokumentation sollen die Ergebnisse der farblichen Veränderung dargestellt und anschließend statistisch betrachtet werden. Die bei den Boxplots eingefügte Linie bei $y=3,3$ stellt die in der Literatur verwendete Grenze der klinischen Akzeptanz der Verfärbung dar. Abbildung 24 stellt die Verfärbung vor erfolgter Reinigung dar, Abbildung 25 nach erfolgter Reinigung.



x-Achse: Produkte in Färbelösungen; y-Achse: ΔE ; Sichtbarkeitsklinie bei $y=3,3$

Abbildung 24: Boxplot zur Farbveränderung ΔE nach Einlagerung; Gestrichelte Linie bei $\Delta E=3,3$



x-Achse: Produkte in Färbelösungen; y-Achse: ΔE ; Sichtbarkeitslinie bei $y = 3,3$

Abbildung 25: Boxplot zur Farbveränderung ΔE nach Prophylaxe; Gestrichelte Linie bei $\Delta E = 3,3$

Die Tabellen 24 und 25 stellen die ΔE -Werte der Farbveränderung nach Einlagerung sowie nach Prophylaxe dar. Verfärbungen überhalb des Wertes von 3,3 sind farblich markiert. Die drei höchsten evaluierten ΔE -Werte liegen in absteigender Reihenfolge vor bei Cerasmart in Kurkuma (17,0), Shofu HC Block in Rotwein (10,4) sowie Cerasmart in Rotwein (10,2). Bis auf E.max und VITA Suprinity lagen alle Verfärbungen durch Kurkuma bei den getesteten Materialien oberhalb der definierten Sichtbarkeitsgrenze von $\Delta E = 3,3$. Die Verfärbungen von E.max sowie VITA Suprinity blieben im Median über alle Färbelösungen hinweg alle unterhalb der klinischen Sichtbarkeitsgrenze von 3,3. Dasselbe gilt für Brecam HIPC mit der Ausnahme der Kurkuma-Einlagerung. In der Tabelle 25 findet sich im Median kein Material oberhalb des Wertes von 3,3.

Tabelle 24: Deskriptive Statistik zu ΔE nach Einlagerung ohne erfolgte Prophylaxe; Mittelwert, Standardabweichung und Median in ΔE

	Lösung	Mittelwert	Standardabweichung	Median
Brecam HIPC	Aqua dest.	1,154	0,508	1,138
	Cola	0,714	0,271	0,754
	Kaffee	2,265	0,563	2,057
	Kurkuma	9,030	2,114	8,207*
	Rotwein	1,498	0,827	1,206
Brilliant Crios	Aqua dest.	0,762	0,328	0,6891
	Cola	0,969	0,273	0,908
	Kaffee	3,666	0,864	3,484*
	Kurkuma	9,500	3,893	8,260*
	Rotwein	6,294	1,691	6,380*
Cerasmart DG	Aqua dest.	0,999	0,408	0,987
	Cola	1,269	0,332	1,305
	Kaffee	4,909	0,848	4,798*
	Kurkuma	15,812	4,842	17,045*
	Rotwein	9,542	3,895	10,272*
Emax CAD	Aqua dest.	0,660	0,358	0,597
	Cola	0,508	0,305	0,429
	Kaffee	0,615	0,222	0,604
	Kurkuma	1,393	0,493	1,319
	Rotwein	1,786	0,645	1,859
Shofu Block HC	Aqua dest.	1,235	0,347	1,128
	Cola	1,916	0,672	1,971
	Kaffee	5,887	0,562	5,867*
	Kurkuma	8,066	1,269	8,519*
	Rotwein	10,684	1,189	10,469*
VITA Enamic	Aqua dest.	0,983	0,477	0,896
	Cola	1,596	0,624	1,560
	Kaffee	1,650	0,412	1,647
	Kurkuma	4,548	1,971	4,760*
	Rotwein	3,742	1,326	3,496*
VITA Suprinity	Aqua dest.	0,863	0,462	0,790
	Cola	3,166	0,649	3,188
	Kaffee	0,569	0,216	0,546
	Kurkuma	0,945	0,531	1,088
	Rotwein	2,288	0,396	2,362

* = $\Delta E > 3,3$

Tabelle 25: Deskriptive Statistik zu ΔE nach Prophylaxe; Mittelwert, Standardabweichung und Median in ΔE

	Lösung	Mittelwert	Standardabweichung	Median
Breco HPC	Cola	0,722	0,378	0,560
	Kaffee	0,877	0,539	0,616
	Kurkuma	2,554	0,473	2,644
	Rotwein	0,676	0,328	0,606
Brilliant Crios	Cola	1,255	0,401	1,245
	Kaffee	0,997	0,457	1,832
	Kurkuma	1,115	0,343	1,087
	Rotwein	1,358	0,468	1,422
Cerasmart DG	Cola	0,713	0,319	0,764
	Kaffee	2,978	1,198	2,902
	Kurkuma	2,210	1,255	1,702
	Rotwein	1,834	0,623	2,011
Emax CAD	Cola	0,782	0,345	0,818
	Kaffee	0,765	0,257	0,627
	Kurkuma	0,593	0,235	0,503
	Rotwein	1,105	0,543	1,020
Shofu Block HC	Cola	1,591	0,617	1,884
	Kaffee	3,316	0,533	3,279
	Kurkuma	2,775	0,988	2,443
	Rotwein	2,894	1,557	2,900
VITA Enamic	Cola	0,611	0,380	0,556
	Kaffee	0,481	0,205	0,478
	Kurkuma	2,147	0,810	2,017
	Rotwein	0,481	0,174	0,462
VITA Suprinity	Cola	0,791	0,614	0,640
	Kaffee	1,2620	0,523	1,280
	Kurkuma	1,071	0,389	1,007
	Rotwein	1,750	0,709	1,762

Die zweifaktorielle Varianzanalyse mit den beiden unabhängigen Variablen Lösung und Produkt ergab für die verschiedenen ΔE -Werte nach Einlagerung einen signifikanten Haupteffekt ($F(6,315) = 95,53$ und $p < 0,01$ für „Material“ und $F(4,315) = 210,33$ und $p < 0,01$ für „Färbelösung“). Mit $F(24,315) = 29,39$ und $p < 0,01$ ist auch der Interaktionseffekt

als signifikant zu werten. Sowohl Material als auch Färbemedium haben somit einen signifikanten Einfluss auf die ermittelten ΔE -Werte. Anhand multipler Post-hoc-Testungen mit Bonferroni-Korrektur können in Tabelle 26 folgende Vergleiche aufgezeigt werden:

Tabelle 26: Zweifaktorielle ANOVA mit ΔE nach Einlagerung; Vergleiche der Materialien gegeneinander mit Bonferroni-Korrektur

Aqua dest.	Material A	Material B	Mittlere Differenz (ΔE) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	0,392	1,0000
		Cerasmart DG	0,154	1,0000
		Emax CAD	0,493	1,0000
		Shofu Block HC	-0,080	1,0000
		VITA Enamic	0,1715	1,0000
		VITA Suprinity	0,2908	1,0000
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	-0,237	1,0000
		Emax CAD	0,101	1,0000
		Shofu Block HC	-0,473	1,0000
		VITA Enamic	-0,220	1,0000
		Vita Suprinity	-0,101	1,0000
	Cerasmart DG	Emax CAD	0,339	1,0000
		Shofu Block HC	-0,235	1,0000
		VITA Enamic	0,016	1,0000
		VITA Suprinity	0,135	1,0000
	Emax CAD	Shofu Block HC	-0,574	1,0000
		VITA Enamic	-0,322	1,0000
		VITA Suprinity	-0,203	1,0000
	Shofu Block HC	VITA Enamic	0,252	1,0000
		VITA Suprinity	0,371	1,0000
	VITA Enamic	VITA Suprinity	0,119	1,0000

Cola	Material A	Material B	Mittlere Differenz (ΔE) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	-0,254	1,0000
		Cerasmart DG	-0,554	1,0000
		Emax CAD	0,205	1,0000
		Shofu Block HC	-1,202	1,0000
		VITA Enamic	-0,881	1,0000
		VITA Suprinity	-2,451	0,0053
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	-0,299	1,0000
		Emax CAD	0,460	1,0000
		Shofu Block HC	-0,947	1,0000
		VITA Enamic	-0,627	1,0000
		Vita Suprinity	-2,197	0,0214
	Cerasmart DG	Emax CAD	0,760	1,0000
		Shofu Block HC	-0,647	1,0000
		VITA Enamic	-0,327	1,0000
		VITA Suprinity	-1,897	0,0937
	Emax CAD	Shofu Block HC	-1,408	0,7205
		VITA Enamic	-1.087	1.0000
		VITA Suprinity	-2.657	0.0016*
	Shofu Block HC	VITA Enamic	0.320	1.0000
		VITA Suprinity	-1.249	1.0000
	VITA Enamic	VITA Suprinity	-1.569	0.3862

Kaffee	Material A	Material B	Mittlere Differenz (ΔE) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	-1,401	0,7383
		Cerasmart DG	-2,644	0,0017*
		Emax CAD	1,649	0,2785
		Shofu Block HC	-3,622	<0,0001*
		VITA Enamic	0,614	1,0000
		VITA Suprinity	1,695	0,2302*
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	-1,243	1,0000
		Emax CAD	3,051	0,0001*
		Shofu Block HC	-2,221	0,0188*
		VITA Enamic	2,016	0,0532
		Vita Suprinity	3,096	0,0001*
	Cerasmart DG	Emax CAD	4,294	<0,0001*
		Shofu Block HC	-0,977	1,0000
		VITA Enamic	3,259	<,0001*
		VITA Suprinity	4,339	<0,0001*
	Emax CAD	Shofu Block HC	-5,272	<0,0001*
		VITA Enamic	-1,035	1,0000
		VITA Suprinity	0,045	1,0000
	Shofu Block HC	VITA Enamic	4,237	<0,0001*
		VITA Suprinity	5,317	<0,0001*
	VITA Enamic	VITA Suprinity	1,080	1,0000

Kurkuma	Material A	Material B	Mittlere Differenz (ΔE) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	-0,470	1,0000
		Cerasmart DG	-6,781	<0,0001*
		Emax CAD	7,637	<0,0001*
		Shofu Block HC	0,963	1,0000
		VITA Enamic	4,481	<0,0001*
		VITA Suprinity	8,084	<0,0001*
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	-6,311	<0,0001*
		Emax CAD	8,107	<0,0001*
		Shofu Block HC	1,434	0,6541
		VITA Enamic	4,952	<0,0001*
		Vita Suprinity	8,555	<0,0001*
	Cerasmart DG	Emax CAD	14,419	<0,0001*
		Shofu Block HC	7,745	<0,0001*
		VITA Enamic	11,263	<0,0001*
		VITA Suprinity	14,866	<0,0001*
	Emax CAD	Shofu Block HC	-6,673	<0,0001*
		VITA Enamic	-3,155	<0,0001*
		VITA Suprinity	0,447	1,0000
	Shofu Block HC	VITA Enamic	3,518	<0,0001*
		VITA Suprinity	7,121	<0,0001*
	VITA Enamic	VITA Suprinity	3,602	<0,0001*

Rotwein	Material A	Material B	Mittlere Differenz (ΔE) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	-4,796	<0,0001*
		Cerasmart DG	-8,043	<0,0001*
		Emax CAD	-0,288	1,0000
		Shofu Block HC	-9,185	<0,0001*
		VITA Enamic	-2,243	0,0167*
		VITA Suprinity	-0,789	1,0000
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	-3,247	<0,0001*
		Emax CAD	4,508	<0,0001*
		Shofu Block HC	-4,389	<0,0001*
		VITA Enamic	2,552	0,0030*
		Vita Suprinity	4,006	<0,0001*
	Cerasmart DG	Emax CAD	7,755	<0,0001*
		Shofu Block HC	-1,142	1,0000
		VITA Enamic	5,799	<0,0001*
		VITA Suprinity	7,253	<0,0001*
	Emax CAD	Shofu Block HC	-8,897	<0,0001*
		VITA Enamic	-1,955	0,0712
		VITA Suprinity	-0,501	1,0000
	Shofu Block HC	VITA Enamic	6,941	<0,0001*
		VITA Suprinity	8,396	<0,0001*
	VITA Enamic	VITA Suprinity	1,454	0,6068

* = signifikant

Die Tabelle 26 zeigt, dass zunächst die Vergleiche in der Kontrollgruppe „Aqua dest.“ vollständig statistisch nicht signifikant blieben ($p=1,0$ für jeden der angeführten Vergleiche). Aus den weiteren Testungen der Tabelle 26 wird ersichtlich, dass sich das Produkt Cerasmart DG in der Kurkuma- und Rotwein-Lösung gegenüber allen anderen Materialien hochsignifikant verfärbt ($p<0,0001$) hat. Auch in der Färbelösung Kaffee hat sich das Material gegenüber allen anderen Materialien bis auf Shofu HC Block hochsignifikant verfärbt. Die am wenigsten signifikanten Verfärbungen ergaben sich in den Gruppen Aqua dest. (0 signifikante Ergebnisse) und Cola (3 signifikante Ergebnisse). Diese blieben außerdem unterhalb der Grenze von $\Delta E=3,3$. Die meisten signifikanten Ergebnisse ergaben sich in der Kurkuma-Färbelösung (17 signifikante Ergebnisse). Nach Prophylaxe ergibt die zweifaktorielle Varianzanalyse bezüglich ΔE mit den unabhängigen Variablen Produkt und Lösung ebenfalls einen signifikanten Haupteffekt (Material: $F(6,252)=38,901$ und Lösung $F(3,252)=8,962$ mit jeweils $p<0,01$). Dies zeigt, dass die Materialien respektive die Färbelösungen einen Einfluss auf ΔE haben. Ein Interaktionseffekt ($F(18,252)=8,962$ und $p<0,01$) liegt dabei ebenso vor. Anhand der multiplen Einzelvergleiche mit Bonferroni-Korrektur lassen sich in der folgenden Tabelle 27 die Materialien untereinander vergleichen:

Tabelle 27: Zweifaktorielle ANOVA mit ΔE nach Prophylaxe; Vergleiche der Materialien gegeneinander mit Bonferroni-Korrektur

Cola	Material A	Material B	Mittlere Differenz (ΔE) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	-0.532	1.0000
		Cerasmart DG	0.009	1.0000
		Emax CAD	-0.060	1.0000
		Shofu Block HC	-0.868	0.0629
		VITA Enamic	0.111	1.0000
		VITA Suprinity	-0.068	1.0000
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	0.541	1.0000
		Emax CAD	0.472	1.0000
		Shofu Block HC	-0.336	1.0000
		VITA Enamic	0.644	0.5712
		Vita Suprinity	0.463	1.0000
	Cerasmart DG	Emax CAD	-0.069	1.0000
		Shofu Block HC	-0.878	0.0568
		VITA Enamic	0.102	1.0000
		VITA Suprinity	-0.078	1.0000
	Emax CAD	Shofu Block HC	-0.808	0.1191
		VITA Enamic	0.171	1.0000
		VITA Suprinity	-0.008	1.0000
	Shofu Block HC	VITA Enamic	0.980	0.0175*
		VITA Suprinity	0.800	0.1303
	VITA Enamic	VITA Suprinity	-0.180	1.0000

Kaffee	Material A	Material B	Mittlere Differenz (ΔE) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	-1,120	0,0030*
		Cerasmart DG	-2,101	<0,0001*
		Emax CAD	0,112	1,0000
		Shofu Block HC	-2,439	<0,0001*
		VITA Enamic	0,395	1,0000
		VITA Suprinity	-0,384	1,0000
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	-0,981	0,0174*
		Emax CAD	1,232	0,0006*
		Shofu Block HC	-1,318	0,0002*
		VITA Enamic	1,516	<0,0001*
		Vita Suprinity	0,735	0,2472
	Cerasmart DG	Emax CAD	2,213	<0,0001*
		Shofu Block HC	-0,337	1,0000
		VITA Enamic	2,497	<0,0001*
		VITA Suprinity	1,716	<0,0001*
	Emax CAD	Shofu Block HC	-2,551	<0,0001*
		VITA Enamic	0,283	1,0000
		VITA Suprinity	-0,496	1,0000
	Shofu Block HC	VITA Enamic	2,835	<0,0001*
		VITA Suprinity	2,054	<0,0001*
	VITA Enamic	VITA Suprinity	-0,780	0,1582

Kurkuma	Material A	Material B	Mittlere Differenz (ΔE) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	1,439	<0,0001*
		Cerasmart DG	0,3436	1,0000
		Emax CAD	1,961	<0,0001*
		Shofu Block HC	-0,221	1,0000
		VITA Enamic	0,407	1,0000
		VITA Suprinity	1,482	<0,0001*
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	-1,095	0,0041*
		Emax CAD	0,522	1,0000
		Shofu Block HC	-1,660	<0,0001*
		VITA Enamic	-1,031	0,0093*
		Vita Suprinity	0,0432	1,0000
	Cerasmart DG	Emax CAD	1,6173	<0,0001*
		Shofu Block HC	-0,565	1,0000
		VITA Enamic	0,063	1,0000
		VITA Suprinity	1,138	0,0023*
	Emax CAD	Shofu Block HC	-2,182	<0,0001*
		VITA Enamic	-1,553	<0,0001*
		VITA Suprinity	-0,478	1,0000
	Shofu Block HC	VITA Enamic	0,628	0,6514
		VITA Suprinity	1,703	<0,0001*
	VITA Enamic	VITA Suprinity	1,075	0,0054*

Rotwein	Material A	Material B	Mittlere Differenz (ΔE) (Mat. A – Mat. B)	p-Wert
	Brecam HIPC	Brilliant Crios	-0,681	0,4084
		Cerasmart DG	-1,157	0,0018*
		Emax CAD	-0,428	1,0000
		Shofu Block HC	-2,217	<0,0001*
		VITA Enamic	0,195	1,0000
		VITA Suprinity	-1,074	0,0055*
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	-0,476	1,0000
		Emax CAD	0,253	1,0000
		Shofu Block HC	-1,53	<0,0001*
		VITA Enamic	0,877	0,0574
		Vita Suprinity	-0,392	1,0000
	Cerasmart DG	Emax CAD	0,729	0,2616
		Shofu Block HC	-1,059	0,0065*
		VITA Enamic	1,353	0,0001*
		VITA Suprinity	0,083	1,0000
	Emax CAD	Shofu Block HC	-1,789	<0,0001*
		VITA Enamic	0,623	0,6799
		VITA Suprinity	-0,645	0,5625
	Shofu Block HC	VITA Enamic	2,413	<0,0001*
		VITA Suprinity	1,143	0,0022*
	VITA Enamic	VITA Suprinity	-1,269	0,0004*

* = signifikant

Anhand der in der in Tabelle 27 aufgeführten Testungen lässt sich erkennen, dass auch nach Reinigung noch signifikante Unterschiede zwischen den Materialien vorliegen. Das beispielsweise zuvor in der Kurkuma-Lösung signifikant verfärbte Cerasmart DG ist nun noch gegenüber VITA Suprinity, E.max und Brilliant Crios signifikant verfärbt. Allerdings blieben alle Produkte wie in Tabelle 26 erwähnt nach erfolgter Prophylaxe im Median über alle Färbelösungen hinweg unterhalb der klinischen Sichtbarkeitsgrenze von $\Delta E = 3,3$.

Es folgt die Fotodokumentation der Plättchenbilder. Die folgenden Darstellungen (Abbildung 28, Abbildung 29, Abbildung 26, Abbildung 27) zeigen von links nach rechts zunächst die Aqua-dest-Kontrollgruppe, anschließend die Plättchen nach erfolgter Verfärbung und rechts außen die Plättchen nach erfolgter Reinigung. Die Tabellen 28-31 dienen jeweils ergänzend als Bilderlegende.

Tabelle 28: Bilderlegende für Fotodokumentation Cola

Kontrollgruppe	Gefärbt	Gereinigt
Brecam HIPC	Brecam HIPC	Brecam HIPC
Brilliant Crios	Brilliant Crios	Brilliant Crios
VITA Enamic	VITA Enamic	VITA Enamic
Cerasmart DG	Cerasmart DG	Cerasmart DG
Shofu Block HC	Shofu Block HC	Shofu Block HC
E.max CAD	E.max CAD	E.max CAD
VITA Suprinity	VITA Suprinity	VITA Suprinity

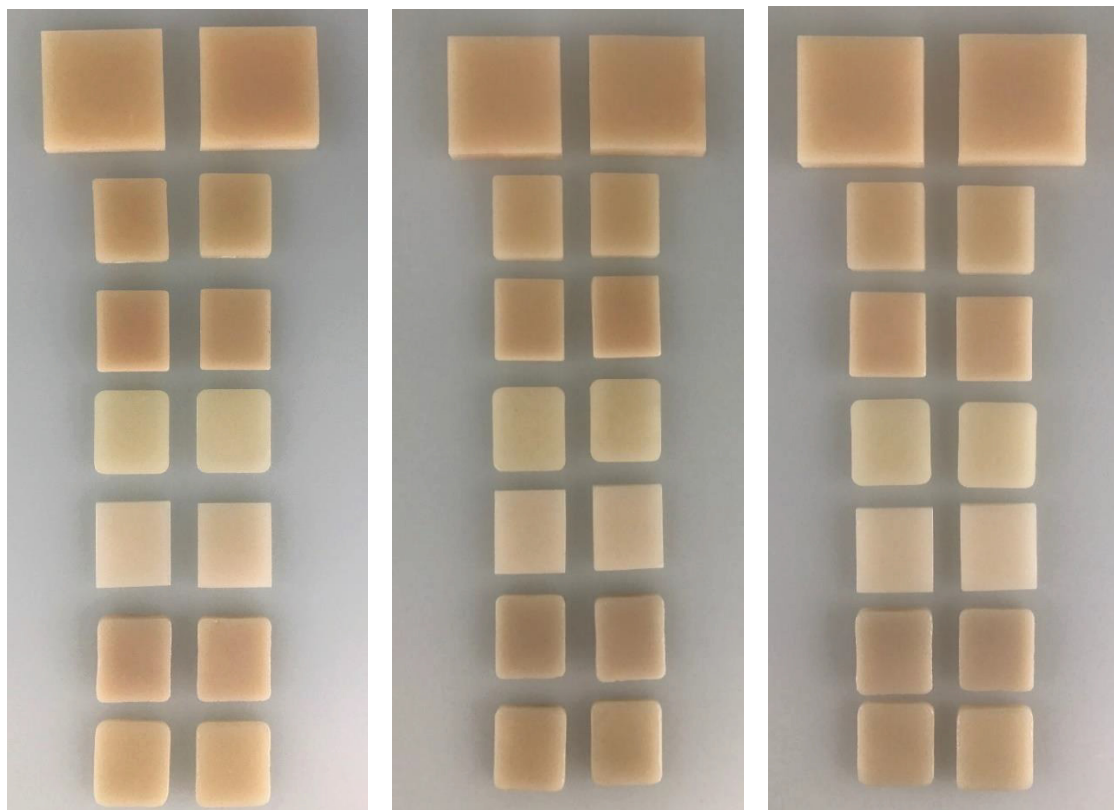


Abbildung 26: Bild der Verfärbung von Aqua dest. - Cola gefärbt - Cola gereinigt

Tabelle 29: Bilderlegende für Fotodokumentation Kaffee

Kontrollgruppe	Gefärbt	Gereinigt
Brecam HIPC	Brecam HIPC	Brecam HIPC
Brilliant Crios	Brilliant Crios	Brilliant Crios
VITA Enamic	VITA Enamic	VITA Enamic
Cerasmart DG	Cerasmart DG	Cerasmart DG
Shofu Block HC	Shofu Block HC	Shofu Block HC
E.max CAD	E.max CAD	E.max CAD
VITA Suprinity	VITA Suprinity	VITA Suprinity

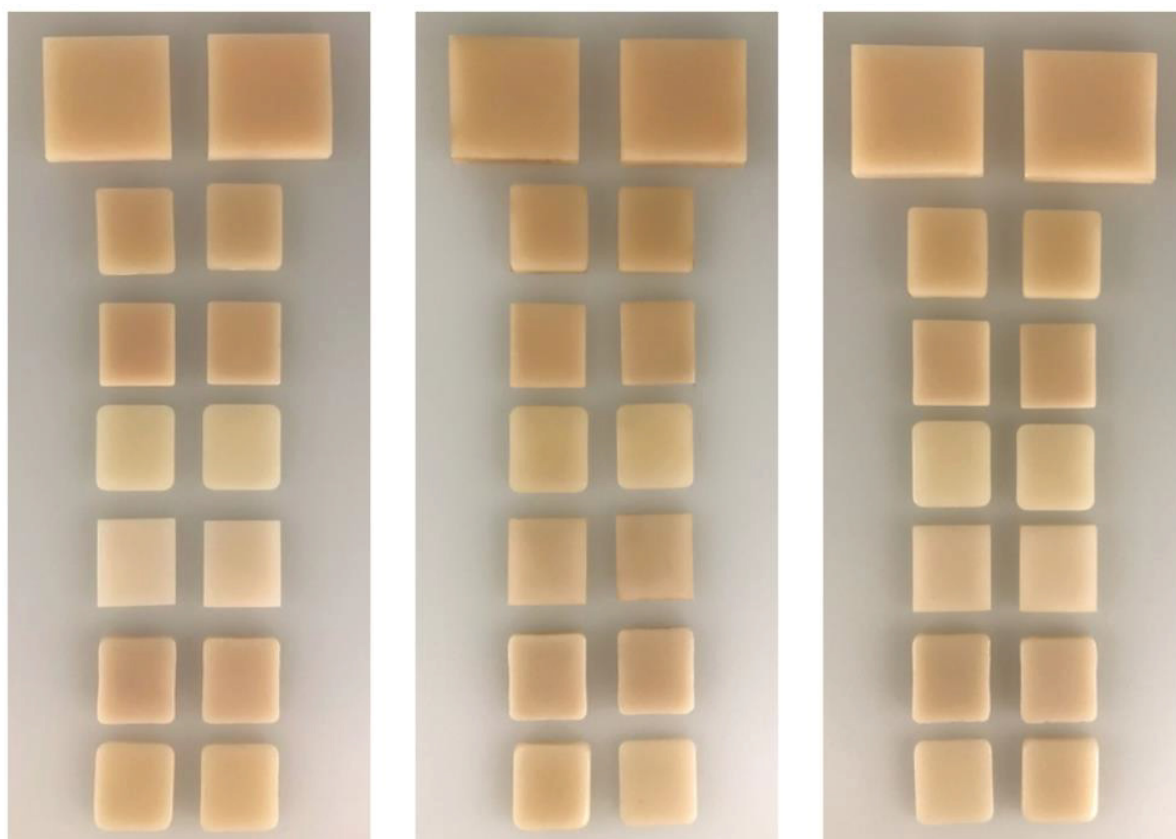


Abbildung 27: Bild der Verfärbung von Aqua dest. - Kaffee gefärbt - Kaffee gereinigt

Tabelle 30: **Bilderlegende für Fotodokumentation Kurkuma**

Kontrollgruppe	Gefärbt	Gereinigt
Brecam HIPC	Brecam HIPC	Brecam HIPC
Brilliant Crios	Brilliant Crios	Brilliant Crios
VITA Enamic	VITA Enamic	VITA Enamic
Cerasmart DG	Cerasmart DG	Cerasmart DG
Shofu Block HC	Shofu Block HC	Shofu Block HC
E.max CAD	E.max CAD	E.max CAD
VITA Suprinity	VITA Suprinity	VITA Suprinity

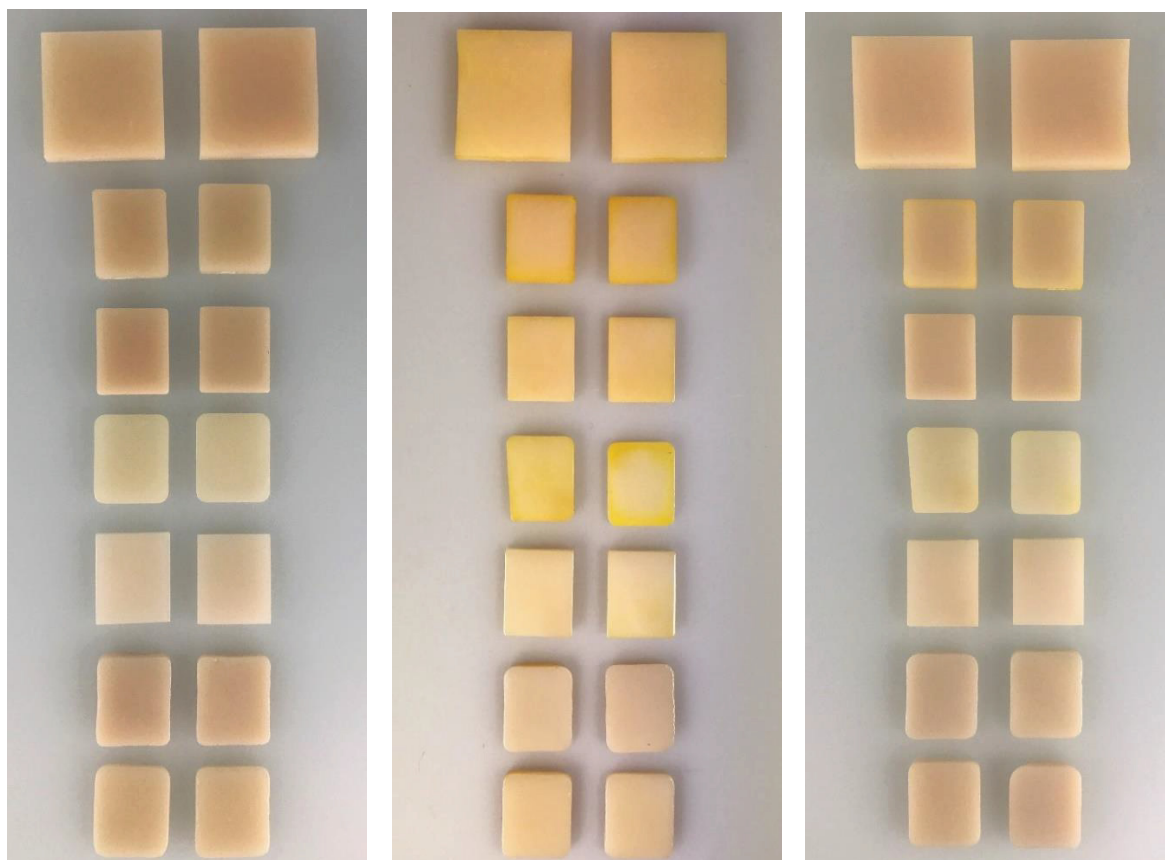


Abbildung 28: **Bild der Verfärbung von Aqua dest – Kurkuma gefärbt – Kurkuma gereinigt**

Tabelle 31: Bilderlegende für Fotodokumentation Rotwein

Kontrollgruppe	Gefärbt	Gereinigt
Brecam HIPC	Brecam HIPC	Brecam HIPC
Brilliant Crios	Brilliant Crios	Brilliant Crios
VITA Enamic	VITA Enamic	VITA Enamic
Cerasmart DG	Cerasmart DG	Cerasmart DG
Shofu Block HC	Shofu Block HC	Shofu Block HC
E.max CAD	E.max CAD	E.max CAD
VITA Suprinity	VITA Suprinity	VITA Suprinity

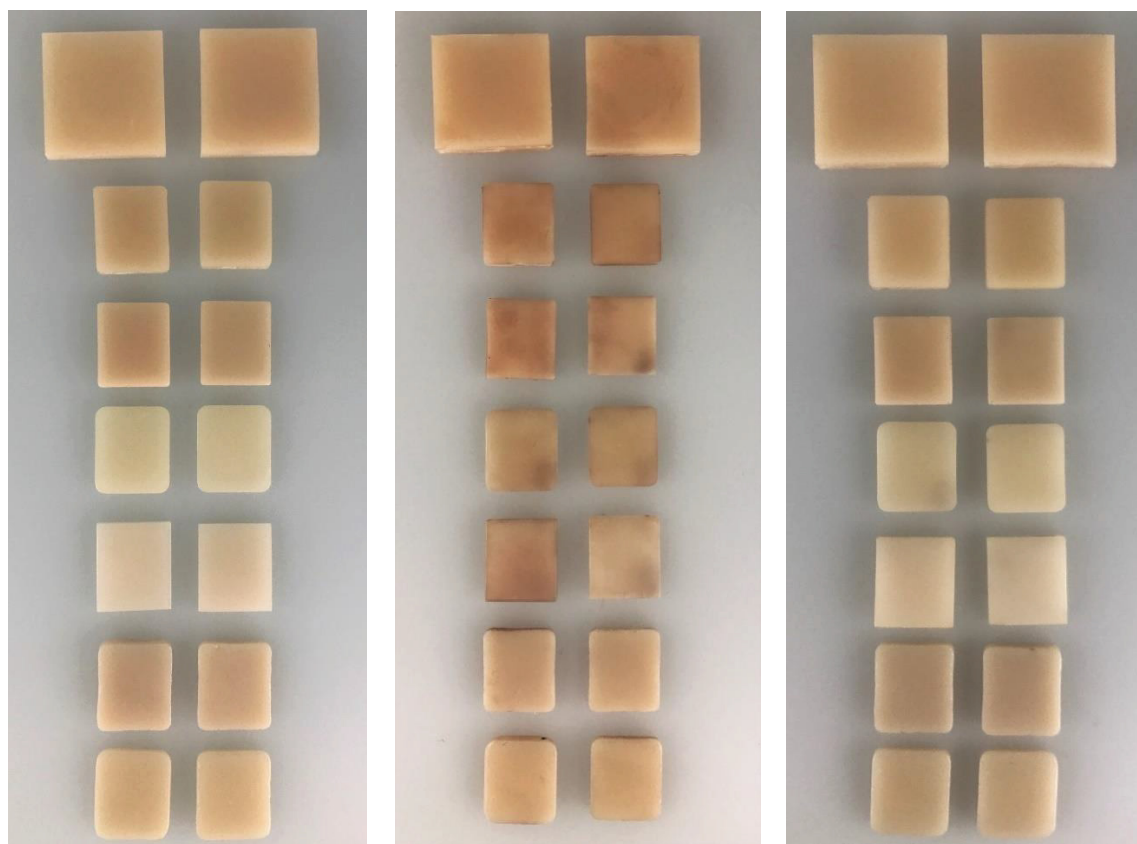


Abbildung 29: Bild der Verfärbung von Aqua dest – Rotwein gefärbt – Rotwein gereinigt

4.5 Analyse der Abnutzung durch Verschleiß

Abbildung 30 zeigt die Boxplots der Materialien bezüglich deren Verschleiß. Die in der Tabelle 32 angeführten Werte für die Variable MASQ variieren im Median von 0,001 mm (Brecam HIPC) bis zu 0,016 mm (E.max und Shofu). Tabelle 33 zeigt die durchgeführten post-hoc-Testungen der Materialien untereinander.

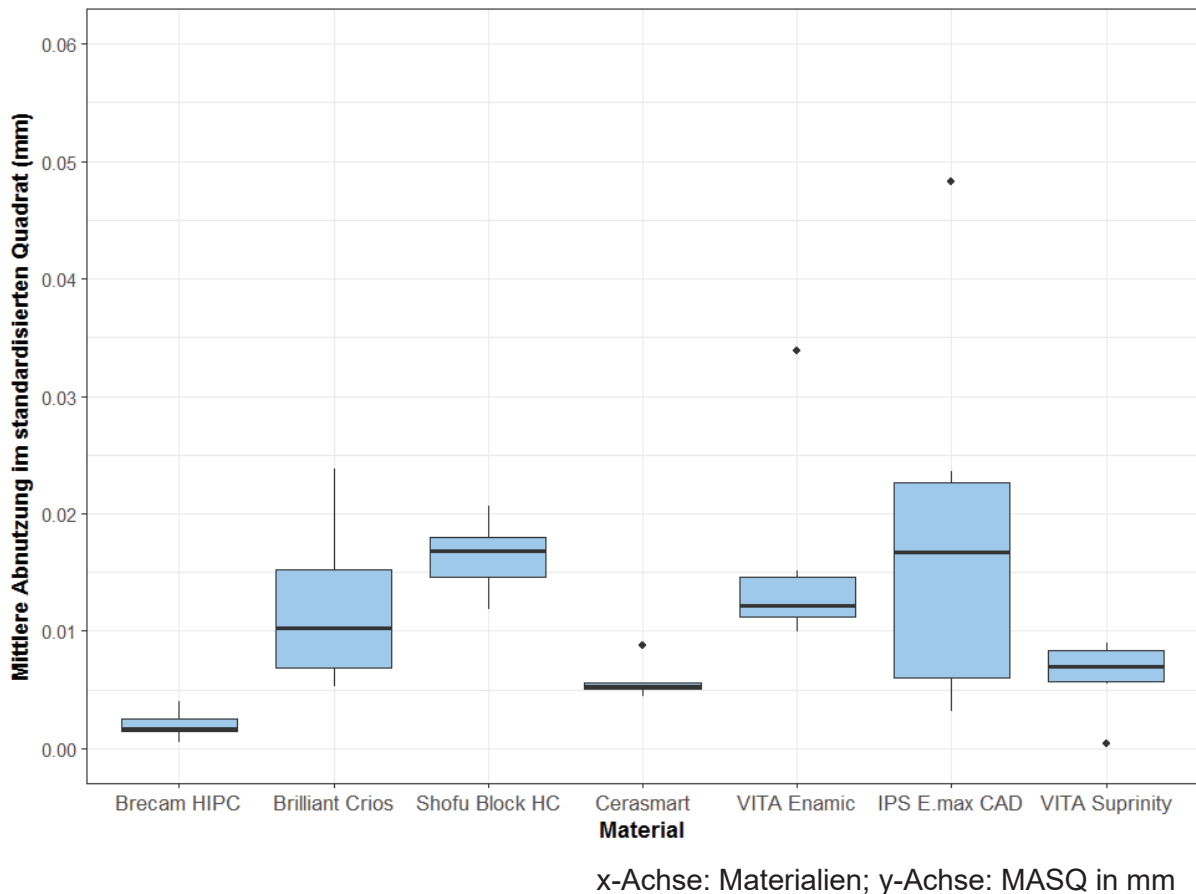


Abbildung 30: Boxplot „Mittlere Abnutzung im standardisierten Quadrat“

Tabelle 32: Deskriptive Statistik: Mittlere Abnutzung im standardisierten Quadrat (in mm)

Material	Mittelwert	Standardabweichung	Median
<i>Brecam HIPC</i>	0,002	0,001	0,001
<i>Brilliant Crios</i>	0,012	0,007	0,010
<i>Cerasmart DG</i>	0,018	0,016	0,016
<i>Shofu Block HC</i>	0,016	0,003	0,016
<i>VITA Enamic</i>	0,015	0,009	0,012
<i>VITA Suprinity</i>	0,006	0,003	0,006

Tabelle 33: Dunn-Bonferroni-Post-Hoc-Tests bezüglich des Versuches Verschleiß

	Material A	Material B	z-Wert	p-Wert
Abrasion	Brecam HIPC	Brilliant Crios	-2,894	0,0797*
		Cerasmart DG	-1,317	1,000
		Emax CAD	-3,153	0,03391*
		Shofu Block HC	-4,047	0,0010*
		VITA Enamic	-3,482	0,0104*
		VITA Suprinity	-1,576	1,0000
	Brilliant Crios	Cerasmart DG	1,576	1,0000
		Emax CAD	-0,258	1,0000
		Shofu Block HC	-1,153	1,0000
		VITA Enamic	-0,588	1,0000
		Vita Suprinity	1,3177	1,0000
	Cerasmart DG	Emax CAD	-1,835	1,0000
		Shofu Block HC	-2,729	0,1331
		VITA Enamic	-2,164	0,6383
		VITA Suprinity	-0,258	1,0000
	Emax CAD	Shofu Block HC	-0,894	1,0000
		VITA Enamic	-0,329	1,0000
		VITA Suprinity	1,576	1,0000
	Shofu Block HC	VITA Enamic	0,564	1,0000
		VITA Suprinity	2,470	0,2831
	VITA Enamic	VITA Suprinity	1,906	1,0000

* = signifikant

p-Wert = Signifikanzwert

z-Wert = Rangwert im Vergleich zum Durchschnitt

Der Kruskal-Wallis-Test bestätigt, dass Unterschiede hinsichtlich des Verschleißes zwischen den getesteten Materialien vorliegen (Chi-Quadrat = 24,583, $p=0,0004079$). Die sich anschließenden Dunn-Bonferroni-Tests sind in der Tabelle 33 aufgeführt und zeigen Evidenz für signifikante Unterschiede zwischen Brecam HIPC und E.max ($p=0,03391$), Brecam HIPC und Shofu ($p=0,0010$) sowie Brecam HIPC und VITA Enamic ($p=0,0104$). Weiterhin ist ein marginal signifikantes Ergebnis beim Vergleich von Brecam HIPC und Brilliant Crios zu beobachten: Aufgrund der sehr konservativen Bonferroni Korrektur scheint es legitim, dieses Ergebnis mit $p=0,0797$ ebenfalls als signifikant zu betrachten.

Weiterhin unterscheidet sich das Produkt E.max nicht signifikant ($p=1,0$) von Brilliant Crios, Cerasmart, Shofu Block HC sowie VITA Enamic. Die Glaskeramik VITA Suprinity unterscheidet sich ebenfalls nicht signifikant ($p=1,0$ Brilliant Crios, Cerasmart sowie VITA Enamic; $p=0,28$ für Shofu Block HC) von den untersuchten polymeren Werkstoffen.

5. Diskussion

5.1 Diskussion der Werkstoffauswahl

In dieser Studie sollten neue, dentale Hochleistungspolymere mit gängigen Glaskeramik-Vertretern E.max CAD und VITA Suprinity verglichen werden. Dabei wurden Vertreter ausgewählt, die in ihrer werkstoffkundlichen Zusammensetzung von „hochgefüllt“ bis auf den Verzicht dentaler Gläser (wie bei Brecam HIPC) variieren. Wichtig für die Auswahl war, dass sich alle Materialien monolithisch mittels CAD/CAM fertigen ließen. Außerdem sollten sie für den definitiven Einzelzahnersatz freigegeben sein, weshalb auf das Produkt LAVA Ultimate als dentales Hochleistungspolymer aus den in Kapitel 1.3.2 angeführten Gründen in dieser Studie bewusst verzichtet wurde. Ein weiterer Grund für den Verzicht auf LAVA Ultimate waren die Ergebnisse einer vorangegangenen Studie, in welcher dieses Produkt im Vergleich zu Shofu Block HC, VITA Mark II sowie IPS E.max CAD hinsichtlich seines Färbeverhaltens signifikant schlechter abschnitt (Diedrichs et al. 2015, Khawaja 2016). Ein schwieriger Punkt in der Kategorisierung der Materialien und damit ihrer Auswahl bestand in dem häufig kommerziell verwendeten Begriff der Hybridkeramik. Beispielsweise wird das Produkt Cerasmart DG laut Herstellerangaben (GC Europe 2015) als Hybridkeramik deklariert, von verschiedenen Autoren allerdings aufgrund seiner Zusammensetzung den dentalen Hochleistungspolymeren zugeordnet (Beuer et al. 2015, Spitznagel und Ganz 2017). Offensichtlich spielt hierbei der Marketing-Aspekt eine große Rolle. In der folgenden Abbildung 31 werden die verwendeten polymeren Produkte zur Veranschaulichung nach ihrem aufsteigenden Keramikanteil geordnet dargestellt.

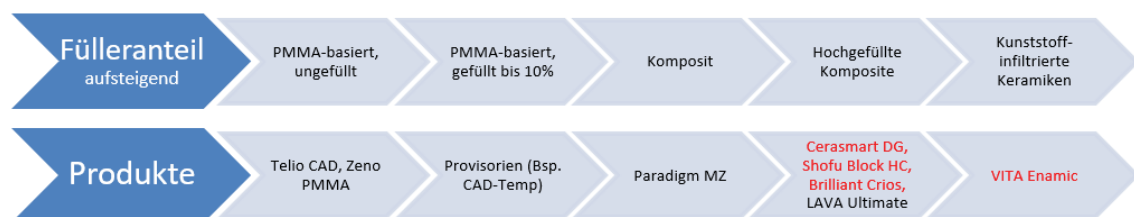


Abbildung 31: **Polymere mit ansteigendem Fülleranteil** (mod. nach Beuer et al. 2012)

5.2 Diskussion der Prüfkörperbearbeitung

Zunächst wurden die Plättchen unter Wasserkühlung auf eine Dicke von etwa 5 mm gesägt. Studien besagen, dass bei einer Restaurationsdicke von 2,0 mm kein nachweisbarer Farbunterschied wahrzunehmen sei (Vichi et al. 2000). Unterhalb dieser Grenze können Farbunterschiede der darunterliegenden Strukturen mit dem menschlichen Auge erfasst werden (Kilinc et al. 2011). Mit der so gewählten Dicke wurde also sichergestellt, dass verzerrende Effekte durch den Hintergrund minimiert oder gar ausgeschaltet werden konnten.

Die Plättchenproben wurden anschließend bis zu einer 400er-Körnung homogen plan geschmirligt, um einheitliche, standardisierte Ausgangsverhältnisse zu schaffen. Andere Autoren (Heimer et al. 2017) polierten ihre Proben einheitlich und maschinell sogar bis auf 1200er-Körnung. In dieser Studie erfolgte ab der 400er Körnung die Endbearbeitung nach Herstellerangaben bewusst auf manuellem Wege wie in einer vorangegangenen Studie (Diedrichs et al. 2015, Khawaja 2016). Die jeweils dafür vorgesehenen Polierer wurden von grob nach fein abwechselnd in Längs- und Querrichtung verwendet, bis augenscheinliche Homogenität und Glanz erreicht waren. Jedes Plättchen erfuhr dabei eine Behandlung im etwa selben zeitlichen und manuellen Aufwand. Auch im Alltag dentaler Labore liegen in der Endpolitur keine standardisierten Bedingungen vor, sondern diese erfolgt ebenfalls manuell. Dies kann zu leichten, interindividuellen Unterschieden führen, die dem Laboralltag jedoch am nächsten kommen und in dieser Studie gewollt simuliert sind.

Mit der gewählten Bearbeitungsmethode wurde also eine Kombination aus standardisierter Probenbearbeitung mittels Planschliff sowie der im dentalen Labor angeführten manuellen Endbearbeitung gewählt. Die Endbearbeitung erfolgte stets von derselben Person, sodass interindividuelle, manuelle Bearbeitungsunterschiede minimiert werden konnten. Für die Endbearbeitung der Keramikplättchen wurde die im Vorversuch getestete Variante gewählt, welche die besten Ergebnisse im Glanzgrad und der Oberflächenrauheit erzielte. Diese bestand aus der Kombination aus den verwendeten Glanzsprays mit abschließend leichter Hochglanzpolitur mittels Wollschwabbel. Die Bearbeitung mittels Pinsel und Paste hätte aufgrund des manuellen Pinselstrichs zu erhöhter Rauheit geführt, sodass die Homogenität der Plättchen schwer zu gewährleisten gewesen wäre.

Die Rückseite der Plättchen blieb zunächst unbehandelt und wurde vorm Färbeversuch mit einem temperaturstabilen und wasserbeständigen Hochleistungsklebeband (Fa. 3M,

Neuss, Deutschland: Modellnummer „DICHT38“) abgedichtet. Andere Autoren ließen die Rückseite unbehandelt (Edelhoff et al. 2014). Aufgrund der geringen Aufräumung der Unterseite durch die erfolgte Gravur sowie der potenziell erhöhten Rauheit der Unterseite schien es jedoch sinnvoll, die Rückseite zu versiegeln. Im zahnärztlichen Alltag würde eine derartige Versiegelung äquivalent zur Zementierung erfolgen, welche das Material an seiner Unterseite gegenüber Bakterien sowie verfärbenden Einflüssen abdichtet.

5.3 Diskussion der Versuchsp Parameter

5.3.1 Thermocycling

Thermische Wechselbelastung, wie sie im Alltag beispielsweise während der Nahrungsaufnahme vorkommt, führt zu künstlicher Alterung und spielt daher eine große Rolle im Hinblick auf die Langlebigkeit von Zahnersatz (Brown et al. 1972). Die Wechsellast erzeugt Spannungen innerhalb eines Werkstoffs, welche vor allem bei Keramiken zur fortschreitenden Ausbreitung eines unterkritischen Risswachstums führen können (Subramanian et al. 2008). Dabei treten in der Mundhöhle wie in der von Palmer et al. durchgeführten Studie ersichtlich Temperaturschwankungen zwischen 0°C und 65°C auf (Spierings et al. 1987, Palmer et al. 1992). Diese Schwankungen wiederum führen zu einer thermischen Wechselbelastung im Bereich des Zahnersatzes von 5°C bis etwa 55°C (Pfeiffer und Marx 1989, Machado et al. 2012). Eine Differenz von insgesamt 50°C reiche laut Brown (Brown et al. 1972) aus, um einen signifikant hohen thermischen Stress zu erzeugen, damit Risse im Schmelz entstehen. Diese Differenz könne somit auch als Belastungskriterium für Zahnersatz herangezogen werden. Die in dieser Studie gewählten Temperaturschwankungen von 5° und 55° C korrelieren mit denen vergleichbarer Studien (Stawarczyk et al. 2013, Wimmer et al. 2016), wobei teilweise auch der Wert von 50°C als Höchsttemperatur verwendet wurde (Mormann et al. 2013). Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, die thermische Wechselbelastung in den Ablauf der Kausimulation zu integrieren, wie es beispielsweise in einer Studie von Stawarczyk erfolgte (Stawarczyk et al. 2013). Da in dieser Studie zusätzlich zur Abrasion durch Kausimulation der Bürstenversuch erfolgte, schien es sinnvoller, Thermocycling und Abrasionsversuche separiert zu behandeln.

In dieser Studie wurde die Anzahl von 5.000 Zyklen zwischen Warm- und Kaltbelastung gewählt, was einer vergleichbaren Anzahl anderer Studien entspricht (Machado et al. 2012, Ehlers et al. 2015, Lee et al. 2015). Dabei korrelieren laut Literatur schätzungsweise 3000-

3500 Zyklen mit der thermischen Wechselbelastung eines Zahnersatzes mit der klinischen Benutzungsdauer eines Jahres (Addison et al. 2003, Subramanian et al. 2008). Andere Studien, wie beispielsweise diejenigen mit integriertem Thermocycling während der Kausimulation, arbeiteten teilweise mit höheren Zyklenzahlen bis zu 10.000 (Peampring und Sanohkan 2014). Da jedoch die größte Versagensrate von Restaurationen innerhalb der ersten 2-3 Jahre zu erwarten ist, wurde die Zyklenzahl ähnlich dieser Belastungsdauer gewählt. Wichtig bezüglich der Verweildauer der Proben in den jeweiligen Kalt- und Warmwasserbädern war, dass die Proben vollständig mit Wasser bedeckt waren und die gewünschten Temperaturen vollständig erreicht wurden. Daher wurde eine jeweilige Verweildauer von 45 Sekunden mit 15 Sekunden Abtropfzeit gewählt, sodass davon ausgegangen werden konnte, dass die Proben die jeweiligen Temperaturen des Simulationsmediums vollständig erreichen konnten. Vergleichbare Studien arbeiteten unter anderem beispielsweise mit 30 Sekunden Belastung und 15 Sekunden Abtropfzeit (Peampring und Sanohkan 2014).

5.3.2 Zahnbürstenabrasion

Im Versuch zur Abrasion durch Zähneputzen wurde ein Anpressdruck von 1,5 Newton gewählt. Der empfohlene Anpressdruck beim Zähneputzen liegt laut verschiedener Autoren zwischen 0,8 und 2,5 Newton (*Cho et al. 2002*). Laut Forschungsergebnissen von McCracken et al. spiele die Abrasivität des Zahnpastamediums eine größere Rolle als der Anpressdruck des Bürstenkopfes (McCracken et al. 2003). Eine Erhöhung des Anpressdrucks über den Wert von 150 Gramm hinaus habe keinen weiteren Effekt auf die Plaquereduktion, weshalb der Anpressdruck von 1,5 Newton gewählt wurde (*McCracken et al. 2003*).

Laut verschiedener Autoren spiele die Abrasivität der Zahnpasta im Zusammenhang mit der Abrasion eine sehr wichtige Rolle (Voronets et al. 2008). Erhöhte Abrasivität solle also in erhöhtem Substanzverlust von Schmelz respektive Zahnersatzmaterial münden. Bei der Auswahl des abrasiven Mediums wurde daher eine Zahnpasta gewählt, welche zur Langzeitbenutzung freigegeben ist und keinem speziellen Anwendungsbereich (wie z.B. Bleaching) gilt. Für die regelmäßige Anwendung von Zahnpasta werden von der deutschen Bundeszahnärztekammer Zahnpasten empfohlen, deren RDA-Wert sich im Bereich von 30 bis 70 befindet (Bundeszahnärztekammer und Bundesvereinigung 2009/2010). Hierbei wurde das Produkt Sensodyne Multicare (Fa. GlaxoSmithKline Consumer, München, Deutschland) gewählt, welches laut deutscher Bundeszahnärztekammer und Dental

Vademekum einen RDA-Wert zwischen 30 und 40 verzeichnet und für den alltäglichen Gebrauch bestimmt ist (Bundeszahnärztekammer und Bundesvereinigung 2009/2010).

Laut der American Dental Association sowie verschiedener Autoren bedarf es täglich einer zweimaligen Reinigung der Zähne (Hornecker et al. 2003) für jeweils etwa 2 Minuten (Dörfer et al. 2007). Daher ergaben sich folgende Überlegungen: Ein vollbezahnter Mensch ohne Weisheitszähne mit 28 Zähnen reinigt täglich 72 Flächen; Frontzähne werden hierbei mit zwei Flächen berechnet, Seitenzähne mit jeweils drei Flächen. Werden diese 72 Flächen täglich für vier Minuten, also 240 Sekunden geputzt, entspricht das einer täglichen Reinigungsdauer von 3,3 Sekunden pro Fläche. Die Putzdauer pro Probe wurde also mit 40 Minuten und 30 Sekunden so gewählt, dass sie einer Putzsimulation von zwei Jahren bei regelmäßiger Mundhygiene entspricht (Koizumi et al. 2015). In vergleichbaren Studien wurden Zeiten zwischen 5, 25 und 60 Minuten gewählt (Lefever et al. 2012) (Lefever et al. 2012) (Mormann et al. 2013). Für den Bürstenkopf wurde wie von der DGZMK empfohlen ein gängiges Modell der Oral-B-Serie mit abgerundeten, mittelharten Borsten gewählt (Dörfer et al. 2007). Um sicherzustellen, die von der ADA empfohlene Benutzungsdauer von drei bis vier Monaten des Bürstenkopfes nicht zu überschreiten, wurde dieser nach jeweils 5 Proben durch einen neuen ausgetauscht.

5.3.3 Verfärbung

Ziel des Färbeversuchs war es, die Farbstabilität der Hochleistungspolymere gegenüber den Keramikvertretern zu untersuchen. Hierfür wurden zunächst die Lösungen Rotwein und Kaffee gewählt, da sie als gängige Konsummittel im Alltag bekannt dafür sind, Verfärbungen hervorrufen zu können (Guler et al. 2005, Arocha et al. 2014, Kumari et al. 2015). Die Aqua-dest.-Lösung stellte wie auch bei anderen Autoren die Kontrollgruppe dar (Stawarczyk et al. 2012, Arocha et al. 2014). Die Cola-Lösung wurde aufgrund ihres von den anderen Lösungen abweichenden niedrigeren pH-Werts gewählt, da auch dieser einen Einfluss auf die Verfärbung haben kann (Dos Santos et al. 2017). Vergleichbare Studien arbeiteten des Weiteren unter anderem mit einer Curry-Lösung (Stawarczyk et al. 2012). Jedoch wurde anstatt dessen bewusst die verwendete Kurkuma-Lösung gewählt, da sie als sehr stark verfärbende Belastung gilt. Die Rezeptur der 0,1%-igen Lösung wurde angelehnt an die Versuche anderer Autoren erstellt (Stober et al. 2001, Kumari et al. 2015).

Um mundähnliche Verhältnisse zu simulieren, wurden die Lösungen in einem Brutschrank (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein: „Vivadent Cultura“) unter Ausschluss von

Licht für die vier Wochen auf 37°C gehalten. Anschließend wurden die Proben wie in einer vergleichbaren Studie nach erfolgter Messung für 60 Sekunden mit einer Prophylaxepaste gereinigt und dann erneut gemessen (Stawarczyk et al. 2012). Dies ermöglichte die Unterscheidung zwischen extrinsischer und intrinsischer Verfärbung (Sulieman 2005, Stawarczyk et al. 2012). In einigen Studien wurde dieser Vorgang ausgelassen, weshalb sich theoretisch keine konkreten Rückschlüsse auf die eigentliche Verfärbung des Materials ziehen lassen können. In anderen Studien erfolgte die Reinigung beispielsweise mittels Zahnbürste und Zahnpasta, mittels Air Flow oder mittels Ultraschallbad (Stober et al. 2001, Lengert et al. 2015, Heimer et al. 2017).

Die gewählte dauerhafte Einlagerungszeit von 4 Wochen korrespondiert laut Autoren mit dem klinischen Einsatz mehrerer Jahre (Ruyter et al. 1987). Andere Autoren wählten Einlagedauern von 24 Stunden (Cakan und Kara 2015) über 14 Tage (Stawarczyk et al. 2015) bis hin zu 180 Tagen (Stawarczyk et al. 2012). Hierbei sollte zusätzlich unterschieden werden, ob die Plättchen während dieser Zeit wie in der vorliegenden Studie kontinuierlich eingelagert sind, oder über einen gewissen Zeitraum jeden Tag nur für eine gewisse Zeit kurz eingelagert und dann wieder entnommen werden (Kumari et al. 2015). Die Grenze der klinischen Akzeptanz von ΔE orientiert sich an dem in der Literatur beschriebenen Wert von $\Delta = 3,3$ (Ruyter et al. 1987, Stawarczyk et al. 2012).

5.3.4 Kausimulation

Ziel der Kausimulation war es, den Materialverschleiß der getesteten Produkte im Rahmen des Kauvorgangs zu evaluieren. Dabei sollte ein Produkt einen möglichst vergleichbaren Abtrag wie der von menschlichem Schmelz aufweisen und den Abtrag am Antagonisten möglichst schonen. Der Verschleiß eines Materials sollte einen jährlichen Abtrag von 50 μm nicht überschreiten (Heintze 2010). Im Rahmen dieser Studie kann vereinfacht ausgedrückt werden, dass ein möglichst geringer Abtrag des Materials gewünscht ist, sodass eine Erneuerung der Restauration aus funktionellen oder ästhetischen Aspekten vermieden werden kann. Ein bekanntes Problem der polymeren Werkstoffe ist ihre geringe Abrasionsbeständigkeit (Stawarczyk et al. 2015). Diese sollte im Vergleich zu den Glaskeramiken evaluiert und an diesen gemessen werden. Mithilfe des Kausimulators CS 4.2 (Fa. SD-Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) wurde dies im Sinne eines Pin-on-Block-Designs getestet.

Die verwendeten Parameter orientierten sich dabei neben vergleichbaren Studien an dem von Heintze et al. propagierten Belastungsprotokoll (Heintze 2010). Die vertikale Auf- und Abwärtsbewegung, welche in vivo der Mundöffnung während des Kauvorgangs entspricht, wurde auf 2 mm festgelegt (Preis et al. 2011). Die Lateralbewegung variiert in ähnlichen Studien zwischen 0,7 und 1,0mm und wurde hier mit 0,7 mm gewählt (Rosentritt et al. 2012, Wimmer et al. 2016, Naumova et al. 2017). Üblicherweise wurde die verwendete Kaulast in der Literatur mit Werten im Bereich von 30-50 Newton angegeben (Mormann et al. 2013, Stawarczyk et al. 2013, Naumova et al. 2017). In dieser Studie wurde hierfür ein mittlerer Wert von 40 Newton gewählt. Die zu erwartenden Kaukräfte während eines Kauvorgangs in-vivo werden in der Literatur mit 20N bis zu 120N angegeben (Heintze 2010).

Als Antagonist wurden Degussit-Kugeln verwendet, da sie als gut standardisierbar gelten. Andere Autoren verwendeten teilweise abgeschliffene, mesiobukkale Höckerspitzen natürlicher Zähne (Stawarczyk et al. 2013). Allerdings ist an dieser Stelle die Uneinheitlichkeit derartiger Antagonisten zu erwähnen, die zu erhöhten Standardabweichungen führen kann (Stawarczyk et al. 2013). Daher wurde in dieser Studie auf die Degussit-Antagonisten zurückgegriffen. Auch besteht die Möglichkeit, artifiziellen Speichel während der Kausimulation zu verwenden (Stawarczyk et al. 2013, Naumova et al. 2017). In dieser Studie wurde darauf in Anlehnung an andere vergleichbare Studien (Lauvahutanon et al. 2015, Wimmer et al. 2016) verzichtet und wie in diesen mit destilliertem Wasser gearbeitet. Die verwendete Anzahl der Kauzyklen lag bei 100.000. Andere Studien verwendeten von 50.000 Zyklen (Lauvahutanon et al. 2015) über 600.000 (Wimmer et al. 2016) bis zu teilweise 1,2 Millionen Kauzyklen (Mormann et al. 2013, Naumova et al. 2017) , was somit einen möglichen Kritikpunkt dieser Studie darstellen könnte. Eine mögliche, weiterführende Studie könnte an dieser Stelle ansetzen und den Materialverschleiß mit erhöhter Kauzyklenzahl und mit eventueller Erfassung des Antagonistenabtrages berücksichtigen.

5.4 Diskussion der Messmethoden

5.4.1 Messmethoden zur Bestimmung des Glanzgrads

Der Effekt des Zähneputzens auf den zu untersuchenden Zahnersatz wird in der Literatur mittels des Parameters Glanzgrad untersucht (Lefever et al. 2012, Mormann et al. 2013, Koizumi et al. 2015). Dieser ist von großer Bedeutung, da der Glanz eines Materials ein wichtiges ästhetisches Gütekriterium darstellt. Optimalerweise würde sich ein Material durch den Bürstenversuch hinsichtlich seines Glanzgrads ähnlich wie Schmelz verhalten. In einer Studie von Lefever et al. konnte gezeigt werden, dass menschlicher Schmelz auch nach 60 Minuten Versuchsdauer seinen Glanz aufrechterhalten konnte (Lefever et al. 2014). In der vorliegenden Studie wurde zur Ermittlung des Glanzgrads ein Glossometer (Fa. Zehntner, Sissach, Schweiz) verwendet und wie in ähnlichen Studien sowie in den Herstellerangaben empfohlen mit einem Winkel von 60° gemessen (Lefever et al. 2012, Kamonkhantikul et al. 2014, Lefever et al. 2014, Koizumi et al. 2015, Zehntner 2018).

5.4.2 Messmethoden zur Bestimmung der Oberflächenrauheit

Um die Untersuchungen der Rauheit zu quantifizieren, wurden drei Parameter herangezogen: Ra, Rz und Rt. Vor allem der Parameter Ra findet in der Literatur aufgrund seiner Stabilität gegenüber Ausreißern häufig Anwendung und gilt somit als gut beschrieben und vergleichbar (Rashid 2014). Der Parameter Rz wurde gewählt, weil er im Rahmen von Spitzen und Riefen sehr empfindlich auf Oberflächenveränderungen reagiert. Im Rahmen des Bürstenversuchs war die Sensibilität dieses Parameters wichtig. Der Parameter Rt, welcher zwischen größter Tiefe und größter Spitze unterscheidet, wurde für die Vollständigkeit der Rauheitsanalyse herangezogen. Riefen lassen sich dadurch gut erkennen, wenngleich die Homogenität der Oberfläche genauer durch die beiden anderen Parameter wiedergegeben werden kann. Die Parameter Ra und Rz fanden ebenfalls in ähnlichen Studien häufig Anwendung (Mormann et al. 2013, Kamonkhantikul et al. 2014, Koizumi et al. 2015, Kamonkhantikul et al. 2016).

Um die Oberflächenrauheit der Proben vor und nach Konditionierung miteinander zu vergleichen, gibt es generell verschiedene Möglichkeiten. Zum einen besteht die Möglichkeit der qualitativen Erfassung, wie sie mittels des menschlichen Auges oder Verfahren wie der Auflichtmikroskopie oder der Elektronenmikroskopie erfolgen kann. Hierbei können qualitative Vergleiche gezogen werden. Eine konkrete, vergleichbare

Angabe in Zahlen lässt sich jedoch nicht tätigen. Zum anderen besteht die Möglichkeit der quantitativen Erfassung im Rahmen der Profilometrie, die sowohl optisch als auch taktil erfolgen kann. Optische Geräte arbeiten dabei kontaktlos, in der Regel schneller als taktile Geräte und eignen sich vor allem zur flächigen Beurteilung einer Probe. Beispiele hierfür wären die Laserreflexionsmessung, bei der Licht in verschiedenen Winkeln auf die zu messende Fläche trifft, reflektiert und anschließend gemessen wird. Für exakte Rautiefenmessungen im Mikrometer-Bereich ist diese Methode allerdings ungeeignet (Haywood et al. 1988). Ein weiteres Beispiel dafür wäre die 3D-Profilometrie, bei der mittels Laser die Oberfläche abgetastet und quantitativ ausgewertet werden kann. Neuere Geräte wie beispielsweise das Produkt LAS-20 (Fa. SD-Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) erreichen dabei bereits eine Auflösung von bis zu 0,8 μm .

Taktile Geräte, wie der in dieser Studie verwendete Hommel-Tester, arbeiten mithilfe des elektrischen Tastschnittverfahrens. Hierbei wird die Oberfläche mit einer Diamantspitze abgefahren und Veränderungen in der vertikalen Dimension präzise aufgezeichnet. Dies stellt eine in der Zahnmedizin häufig verwendete Methode zur Beurteilung von Oberflächen dar (Kamonkhantikul et al. 2014, Koizumi et al. 2015) (Chatzivasileiou et al. 2013, Kwon et al. 2015). Mittels der damit erhobenen Parameter lässt sich die Rauheit der Oberfläche zwar beurteilen, eine Aussage über die gesamte Fläche lässt sich jedoch aufgrund der linienartigen Abtastung nicht tätigen. Aufgrund der guten Vergleichbarkeit mit anderen Studien sowie der präzisen Erfassung der vertikalen Dimension und damit der Morphologie der Oberfläche wurde somit diese Art der Oberflächenrauheitsquantifizierung gewählt. Um die Oberfläche noch detaillierter darzustellen, wäre es zusätzlich denkbar gewesen, das quantitative Messverfahren mit einem qualitativen (wie beispielsweise der Rasterelektronenmikroskopie) zu kombinieren, wie es teilweise auch in anderen Studien erfolgte (Chatzivasileiou et al. 2013, Kwon et al. 2015, Lauvahutanon et al. 2015).

5.4.3 Messmethoden zur Bestimmung der Farbstabilität

Die generelle Schwierigkeit der Erfassung von Farben liegt darin, dass das Farbempfinden stark subjektiv geprägt ist. Doch durch technische Neuerungen wie Spektrometer, Kolorimeter und digitale Bilderfassung lassen sich diese subjektiven Empfindungen weitestgehend objektivieren und quantifizieren. Die Quantifizierung erfolgte in dieser Studie wie auch in vielen weiteren Studien mithilfe des gängigen CIE-L*a*b-Systems und dem errechneten Farbunterschied ΔE (Chu et al. 2010, Motro et al. 2012, Stawarczyk et al. 2012, Lauvahutanon et al. 2017). Um Messungenauigkeiten zu minimieren, erfolgten die

Messungen stets von ein und derselben Person, mit demselben Hintergrund, im selben Raum und unter Ausschluss von Kollaterallicht. Häufig werden Spektrometer zur Erfassung der L^*a^*b -Werte verwendet. Sie messen die von einem Objekt reflektierte Menge an Lichtenergie entlang des sichtbaren Spektrums in 1-25 nm Intervallen (Chu et al. 2010). Spektrometer gelten als sehr präzise und finden in Studien häufig Anwendung (Arocha et al. 2014, Kursoglu et al. 2014, Barao et al. 2015) (Cakan und Kara 2015). Ein Beispiel für ein Spektrometer wäre der VITA Easyshade Compact (Fa. VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland).

Bei dem verwendeten Gerät ShadeEye NCC (Fa. Shofu, Kyoto, Japan) handelt es sich um ein Kolorimeter, bei welchem das reflektierte Licht gefiltert und in seine Grün-, Rot- und Blauanteile entlang des sichtbaren Spektrums gefiltert wird. Kolorimeter gelten zwar als nicht so genau wie Spektrometer, da die Alterung des Filters eine Schwachstelle im Messvorgang darstellt (Chu et al. 2010). Doch wurde dieser vor der Durchführung der Messungen erneuert und das Gerät vor jedem Messvorgang kalibriert. Die zusätzliche Fotodokumentation diene der visuellen Beurteilung der Verfärbung zwischen der Aqua dest.-Kontrollgruppe sowie den übrigen Lösungen. Da es sich hierbei nicht um standardisierte Fotografien handelt, soll angemerkt sein, dass diese lediglich der Veranschaulichung der computergestützten Farbanalyse dienen.

5.4.4 Messmethoden zur Bestimmung des Verschleißes durch Kausimulation

Verschleiß („tooth wear“) gilt als ein komplexes, multifaktorielles Phänomen (Mair et al. 1996) und kann wie bereits erwähnt sowohl zu ästhetischen, als auch zu funktionellen Einbußen führen (Heintze 2010). Daher sollten die verschiedenen Materialien anhand eines standardisierten Antagonisten auf ihr jeweiliges Verschleißverhalten überprüft werden. Da in vielen Studien jeweils andere Geräte und andere Testungen verwendet werden und keine internationale ISO-Norm für die Verschleißbestimmung dentaler Biomaterialien besteht, gilt es als schwierig, studienübergreifende Vergleich zu tätigen (Rosentritt et al. 2009, Lee et al. 2012). Verschiedene Verschleißmethoden zur in-vitro-Testung können, wie in einer von Heintze durchgeführten Studie, bei den selben Materialien zu unterschiedlichen Ergebnissen führen (Heintze 2010).

In dieser Studie lag wie in ähnlichen Studien eine 2-Körper-Verschleißtestung (2-body-wear) vor (Preis et al. 2011, Stawarczyk et al. 2013, Wimmer et al. 2016). Das bedeutet, dass tribologische Aktivitäten, wie sie in der Mundhöhle beim Kauvorgang von Speisen

bestehen, nicht mitberücksichtigt wurden. Dies wäre im Sinne einer 3-Körper-Verschleißtestung (3-body-wear) separat zu testen, bei welcher während des Kauvorgangs zusätzlich verschiedene „Slurries“ verwendet werden (Al-Hiyasat et al. 1999). Es wurde hier in dieser Studie deshalb darauf verzichtet, weil verschiedene Slurries zu verschiedenen Ergebnissen führen und die Ergebnisse in der Kausimulation generell zu unspezifisch werden könnten.

Prinzipiell lässt sich Verschleiß volumetrisch, mechanisch oder elektronisch-optisch erfassen (Heintze 2010). Ziel dabei sind die Quantifizierung des veränderten Volumens sowie die Veränderung der vertikalen Dimension. Hierfür zeigte Heintze in der Studie „A comparison of three different methods for the quantification of wear in vitro of dental materials“ die Methoden der Profilometrie (Perthometer C5D, Mahr, Göttingen, Germany) , Laserscan 3D sowie der FRT MicroProf (Fries Research & Technology , Bergisch-Gladbach, Germany) auf (Heintze 2010). Alle dieser drei Methoden sind laut der Studie geeignet, um Verschleiß zu quantifizieren. Dabei können der vertikale Dimensionsverlust sowie der Volumenverlust als miteinander korrelierend betrachtet werden und muss somit nicht separat für jedes Material erhoben werden. Da die Verwendung eines 3D-Laserscans nicht nur als richtig und präzise gewertet werden kann, sondern auch schneller als die beiden anderen Methoden arbeitet, bietet sich diese Form der Quantifizierung für die routinemäßige Erhebung des Verschleißes an. Dieses Verfahren wurde in dieser Studie mit einem handelsüblichen 3D-Scanner (Fa. 3Shape, Düsseldorf, Deutschland: D700) angewandt und ist vergleichbar mit diversen ähnlichen Studien (Mormann et al. 2013, Stawarczyk et al. 2013, Naumova et al. 2017) (Preis et al. 2011, Wimmer et al. 2016). Zusätzlich zu den von Heintze et al. vorgeschlagenen Methoden ließe sich der volumetrische Verschleiß noch mittels Mikrogrammwaage angeben. Der Volumenverlust wäre somit zusätzlich auch über Mikrogrammwaage errechenbar gewesen. Doch aufgrund zu kleiner Unterschiede wären diese Ergebnisse in dieser Studie nicht aussagekräftig genug.

Die computergestützte Auswertung nach Superimposing der erfolgten Vorher-Nachher-Scans erfolgte mithilfe einer Auswertungssoftware der Firma Pagoda Solutions. Die optisch ermittelten Abrasionsbereiche enthielten zunächst messbedingte Matching-Ungenauigkeiten im Randbereich der Plättchen, welche zunächst in die optische, prozentuale Auswertung durch die Software miteingeflossen sind. Mittels der weiteren Bearbeitung durch ein Bildbearbeitungsprogramm (GIMP) wurden die von der Software gefärbten Bereiche EDV-gestützt ermittelt und ihre jeweilige Pixelanzahl in Relation gesetzt

zur Pixelanzahl eines standardisierten Quadrats, innerhalb dessen sich jeder der Abnutzungsbereiche sicher befand. Somit konnte sowohl die teilweise unterschiedliche Plättchengröße sowie die Matchingungenauigkeit am Rand ausgeglichen werden. Ein möglicher Kritikpunkt hierbei ist sicherlich die fehlende Vergleichbarkeit der Variable gegenüber anderen Studien, doch liegt dieser sicherlich auch in der noch fehlenden Standardisierbarkeit der Verschleißquantifizierung dentaler Biomaterialien (Lee et al. 2012) begründet. Innerhalb dieser Studie ließen sich mithilfe der gebildeten Variabel durchaus gute vergleichbare Aussagen zwischen den Materialien tätigen und interindividuelle Unterschiede darstellen.

5.5 Diskussion der statistischen Methoden

Zur statistischen Darstellung und Analyse des Glanzgrads wurden die als unabhängig betrachteten Messwerte sowohl mittels einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) mit post-hoc-Testung als auch mit zweifaktorieller Varianzanalyse mit post-hoc-Testung analysiert. Die post-hoc-Tests wurden gewählt, da potentiell jede der möglichen Kombinationen für die Fragestellung des Vergleichs von Interesse war. Wären nur wenige spezifische Kontrastthesen interessant gewesen, hätten auch planned-contrasts durchgeführt werden können. Um einer potentiellen α -Fehler-Inflation entgegenzuwirken, die immer dann problematisch wird, wenn eine Vielzahl von Kontrasten gerechnet wird (wie im Fall der post hoc Tests), wurden konservative Bonferroni Korrekturen durchgeführt.

Eine mögliche Alternative wäre bei fehlender Normalverteilung gewesen, ein non-parametrisches Verfahren anzuwenden. Die statistische Auswertung mittels Kruskal-Wallis-Test sowie anschließend Mann-Whitney-U-Test wurde ebenfalls durchgeführt, zeigt aber keine veränderten Aussagen. Doch selbst bei Verletzung der Annahme über eine Normalverteilung ist eine Varianzanalyse als recht robust einzustufen (Schmider et al. 2010). Dies stellt sich im Vergleich der beiden Verfahren heraus und gilt ebenso für die statistische Aufarbeitung der Rauheitsparameter. Auch hier ist die non-parametrische Mann-Whitney-U-Testung zum Vergleich durchgeführt worden, weist allerdings keine Unterschiede zur ANOVA auf und wurde daher nicht weiter aufgeführt. Die verwendeten statistischen Analysemethoden der einfaktoriellen ANOVA (Mormann et al. 2013, Koizumi et al. 2015, Kamonkhantikul et al. 2016), der zweifaktoriellen Varianzanalyse (Kamonkhantikul et al. 2014) sowie der Kruskal-Wallis-Testung (Lefever et al. 2012, Lefever et al. 2014) finden ebenfalls in der Literatur Anwendung.

Um den Verfärbungsgrad zu analysieren, kam die zweifaktorielle Varianzanalyse mit post-hoc-Testung zur Anwendung. Somit ließen sich sowohl der Einfluss der Färbelösung als auch der Einfluss des Materials analysieren. Dieses Vorgehen findet ebenfalls in der Literatur Anwendung (Lauvahutanon et al. 2017). Zur statistischen Datenaufbereitung der Kausimulation wurden die sechs Messungen pro Plättchen als unabhängig betrachtet und im non-parametrischen Kruskal-Wallis-Test mit Dunn-post-hoc-Tests analysiert.

Aus Gründen der Komplexitätsreduktion und einfacheren Darstell- sowie Interpretierbarkeit wurde sich gegen die gesonderte statistische Berücksichtigung der Messwiederholungen entschieden. Die Komplexität in diesem Fall besteht darin, dass between-Faktoren (verschiedene Plättchen in verschiedenen Konditionen) und within-Messungen (innerhalb eines Plättchens) kombiniert werden. Dadurch wären zwei alternative Berechnungsweisen in Frage gekommen:

Erstens hätten fixed-effects-Regressionen gerechnet werden können, bei denen jeweils für die Plättchenzugehörigkeit kontrolliert wird. In solchen Regressionen lässt man zu, dass der Achsenabschnitt (intercept) für jedes Plättchen variiert, um der Varianz in den Grundeigenschaften der Probe Rechnung zu tragen. Dies ist allerdings nicht typische Experimentalmethodik und kann zu Schwierigkeiten in der Interpretation führen. Darüber hinaus ist es unwahrscheinlich, dass eine solche Methodik zu genaueren Ergebnissen geführt hätte, da die Plättchen, auf denen die Messungen durchgeführt wurden, industriell gefertigt sind mit entsprechend geringer Variation in ihren Eigenschaften. Mit anderen Worten, es sollte keinen Unterschied machen, ob 100 Messungen an 10 Plättchen (jeweils 10 Messungen pro Plättchen) durchgeführt werden oder an 100 verschiedenen Plättchen (jeweils eine Messung pro Plättchen), weil in den Grundeigenschaften jedes Plättchen an jeder Stelle von leichten Fertigungstoleranzen abgesehen vergleichbar mit den anderen ist. Diese Entscheidung wäre hingegen anders ausgefallen, wenn Untersuchungen am Patienten durchgeführt worden wären, da die idiosynkratischen Eigenschaften eines individuellen Zahns hätten statistisch abgebildet werden sollen. Ein fixed-effects-Modell wäre also dann besonders sinnvoll, wenn die einzelnen Einheiten einer Stichprobe in ihren Grundeigenschaften besonders heterogen sind. Insbesondere in der Psychologie finden derartige Modelle Berücksichtigung, da jeder Proband unterschiedliche Persönlichkeitseigenschaften hat und diese zur Reduktion der Variation berücksichtigt werden, um die eigentlich interessanten Unterschiede zwischen Konditionen stärker sichtbar zu machen. In der Zahnmedizin scheint es immer dann sinnvoll, wenn mit echten Zähnen bzw. an unterschiedlichen Patienten gearbeitet wird, um deren individuellen Grunddispositionen gerecht zu werden.

Zweitens hätten die within-measures pro Plättchen gemittelt werden können, wenn man die wiederholten Messungen pro Plättchen mit dem Ziel erhöhter Messreliabilität durchgeführt. Dies wäre in dieser Studie jedoch nicht praktikabel gewesen, da zu wenig Messungen zur weiteren Analyse übriggeblieben wären (nämlich eine Messung pro Plättchen). Daher wurde sich dazu entschieden, die Messungen als unabhängig zu betrachten und entsprechend mit einer einfachen ANOVA zu analysieren.

Drittens hätte man eine ANOVA mit Messwiederholungen anführen können (repeated measures ANOVA). Typisch für eine solche Studie wäre z.B. gewesen, wenn 10 Patienten nacheinander drei verschiedenen Konditionen ausgesetzt gewesen wären (z.B. sukzessives Kauen verschiedener Materialien mit Messung der abhängigen Variablen nach jedem Kauen eines Materials).

Eine ANOVA mit Messwiederholung hingegen wäre denkbar zur Auswertung der vorher/nachher (initial-konditioniert) Messungen gewesen. Da hier jedoch inhaltlich vor allem die Änderungsrate im Vergleich zwischen den verschiedenen Materialien im Vordergrund stand, wurde die Differenz zwischen initial und konditioniert gebildet und somit der within-Faktor eliminiert. Somit blieb nur noch der between-Faktor zwischen den verschiedenen Materialien übrig, der demnach durch eine herkömmliche ANOVA ohne Messwiederholung analysiert wird. Dieses Vorgehen scheint bei der konzeptionellen Fragestellung legitim.

5.6 Diskussion der Ergebnisse

5.6.1 Ergebnisse der Glanzgradmessung

Bei allen Materialien gab es im Rahmen des Bürstenversuchs einen signifikanten Glanzgradunterschied von vorher zu nachher, was sich auch mit anderen Studien deckt (Cho et al. 2002, Mormann et al. 2013, Takahashi et al. 2013, Koizumi et al. 2015). Dabei hat VITA Enamic im Vergleich zu den anderen Materialien am stärksten an Glanz verloren, liegt aber im Median mit 80,7 GU nach dem Bürstenversuch noch immer über VITA Suprinity im initialen Zustand mit 77,7 GU. Die im Vergleich zu den restlichen Materialien etwas niedrigeren Glanzwerte von VITA Suprinity könnten auf den Zirkondioxid-Anteil der Glaskeramik zurückzuführen sein.

Die anfänglich bei VITA Enamic gemessenen Werte von teilweise leicht über 100 GU sind nicht unüblich, da der Referenzwert der Glanzgradmessung ein schwarzes Glas mit definiertem Brechungsindex ist. Metalle beispielsweise erreichen häufig einen Glanzgrad von über 100 GU. Der stärkere Glanzgradabfall dieses Materials wurde auch in der Studie von Mörmann, Stawarczyk et al. (Mormann et al. 2013) sowie Kamonkhantikul et al. (Kamonkhantikul et al. 2016) beschrieben. Die Autoren Koizumi et al. sehen den Glanzgradverlust begründet in der Polymermatrix, der Füllergröße, der Füllerform sowie deren Silanisierung (Koizumi et al. 2015).

Konditioniert liegen die Werte zwischen 75,2 GU (VITA Suprinity) und 92,2 GU (Brilliant Crios), das bedeutet, dass Brilliant Crios am Abschluss des Bürstenversuchs noch den höchsten Glanzgrad aufzuweisen hat. Das Produkt Cerasmart DG wird laut firmeninterner Beschreibung sowie einer anderen Studie von Kamonkhantikul et al. (Kamonkhantikul et al. 2016) als „selbstpolierend“ bezeichnet. Die Autoren berichten von einer Eigenpolierbarkeit aufgrund der in einer Matrix gleichmäßig angeordneten Nanopartikel. In diesem Rahmen soll sich der Glanzgrad des Materials während eines Bürstenversuchs verbessert haben. Dieses Ergebnis konnte in dieser Studie nicht belegt werden.

In ähnlichen Studien wurde Schmelz als positive Kontrollgruppe gemessen (Lefever et al. 2012, Lefever et al. 2014). In der von Lefever et al. angeführten Studie wird aufgezeigt, dass Schmelz sich während des Bürstenversuchs weitgehend stabil verhält (Lefever et al. 2014). Die Verwendung der gängigen Keramiken als positive Kontrollgruppe schien somit im Sinne der vergleichenden Studie sinnvoller. Laut den Autoren Takashi et al. bedarf es eines Glanzgrads von 70 GU, damit das menschliche Auge keinen Unterschied zwischen

Glanz und Mattheit wahrnehmen kann (Takahashi et al. 2013). Dieser Anforderung wurden alle getesteten Materialien gerecht.

5.6.2 Ergebnisse der Oberflächenrauheits-Untersuchungen

Die Oberflächenrauheit einer dentalen Restauration steht in engem Zusammenhang mit deren Plaqueakkumulation, ihrer Verschleißeigenschaften, ihrer Farbveränderung, der taktilen Wahrnehmung durch den Patienten sowie ihrer Antagonistenabrasion (Mormann et al. 2013, Rashid 2014, Koizumi et al. 2015, Naumova et al. 2017). Daher kommt ihr im Rahmen der prothetischen Rehabilitation eine besondere Bedeutung zu. Mörmann, Stawarczyk et al. konnten in einer Studie zeigen, dass bei exakt gleicher maschineller Politur unterschiedliche Oberflächenrauheiten der zu untersuchenden Werkstoffe auftreten können (Mormann et al. 2013). In dieser Studie wurden die Oberflächen nach einheitlicher Vorpolitur gemäß Herstellerangaben endbearbeitet.

Die Initialwerte der Proben lagen initial für Ra zwischen 0,03 (Cerasmart) und 0,49 (VITA Suprinity), für Rz zwischen 0,18 (Brecam sowie Cerasmart) sowie 2,69 (VITA Suprinity) und für Rt zwischen 0,25 (Brecam sowie Cerasmart) und 3,79 (VITA Suprinity). Dies deckt sich mit dem Ergebnis der oben genannten Studie, dass aus gleicher respektive ähnlicher Oberflächenbearbeitung signifikant unterschiedliche Rauheitswerte resultierten. Dabei unterschieden sich vorwiegend die weniger rauen Hochleistungspolymere sowie die Hybridkeramik, welche untereinander keine statistischen signifikanten Differenzen (Vergleiche „Zweifaktorielle ANOVA – initiale Kontraste“) aufwiesen, gegenüber den beiden angeführten Glaskeramiken (E.max und VITA Suprinity). In einer vorangegangenen Studie zur Oberflächenrauheit konnte ebenfalls gezeigt werden, dass die polymeren Werkstoffe (LAVA Ultimate und Shofu Block HC) sich signifikant glatter polieren lassen als die keramischen Werkstoffe IPS E.max CAD und die Feldspatkeramik VITA Mark II (Diedrichs et al. 2015, Khawaja 2016).

In dieser Studie wurde eine Konditionierung mittels des Bürstenversuchs ergänzt, um die Stabilität der Oberflächenrauheit genauer zu untersuchen. Nach Abschluss des Bürstenversuchs konnte bei fast keinem der Materialien eine signifikante Änderung der Rauheit nachgewiesen werden, nur bei dem Produkt Brecam HIPC. Die leicht erkennbaren Spuren der Bürste auf dem Plättchen spiegeln sich in allen drei gemessenen Parametern wider, vor allem aber im Parameter Rz, der nach Konditionierung hier bei 3,38 µm lag. Nach Bollen et al. gilt ein Ra-Wert von 0,2 µm als kritisch, da oberhalb dieses Wertes eine

bakterielle Anlagerung in vivo begünstigt werden kann (Bollen et al. 1996). Jones et al. führten 2004 eine Studie durch, in welcher 25 Patienten die Rauheit einer Oberfläche mit ihrer Zunge beurteilen mussten. Dabei konnten Ra-Werte zwischen 0,25 und 0,5 μm unterschieden werden (Jones et al. 2004). Da die durchschnittliche Rauheit Ra von Brecam HIPC nach Abschluss des Bürstenversuchs mit 0,56 μm knapp oberhalb dieses Wertes liegt, kann dies von klinischer Bedeutung sein. Dies bedeutet, dass der Einsatz von Brecam HIPC als definitive Restauration kritisch betrachtet werden sollte. Auch die untersuchte Glaskeramiken VITA Suprinity (Ra initial 0,49 μm und Ra konditioniert 0,51 μm) könnte vom Patienten klinisch als rau wahrgenommen werden. Da diese sich jedoch im Rahmen des Versuchs stabil verhalten hat und keine signifikante Änderung aufwies (Ra: $p < 0,7687$, Rt: $p < 0,6129$, Rz: $P < 0,9515$), scheint der klinische Einsatz für definitive Restaurationen trotz geringer Überschreitung des in der Literatur beschriebenen Wertes von $\text{Ra} = 0,5 \mu\text{m}$ möglich. Eine weitere Studie zur Plaqueanlagerung sowie zum Verschleißverhalten und Antagonistenverschleißverhalten scheint hierbei jedoch sinnvoll. Die Unterschiede zwischen den beiden keramischen Werkstoffen könnten auf den Typ sowie die Größe der kristallinen Phase sowie die Beimengung der Zirkondioxid-Partikel zurückzuführen sein. Die Unterschiede der polymeren Werkstoffe werden in der Literatur als abhängig beschrieben von ihren Füllereigenschaften, der Füllerkonzentration, der Füllergöße sowie der Matrixanordnung (Lambrechts et al. 1989, Turssi et al. 2003).

Zwar gilt das PMMA-basierte Produkt Brecam HIPC laut eigener Herstellerangaben als abrasionsstabil, jedoch muss in diesem Zusammenhang unterschieden werden, ob es sich um eine 2- oder 3-Körper-Abrasion handelt. Die überwiegende Anzahl der Studien bezüglich dentaler Materialien beschäftigt sich mit der 2-Körper-Abrasion; doch der Verschleißprozess im Mund besteht aus einer Kombination der beiden Abrasionsvorgänge (Al-Hiyasat et al. 1999). Zwar handelt es sich bei dem Versuch der Bürstenabrasion nicht um eine klassische 3-Körper-Abrasion mittels eigens dafür konzipierter Maschine wie beispielsweise in der von Al-Hiyasat et al. durchgeführten Studie (Al-Hiyasat et al. 1999), doch kann durch die Zugabe der abrasiven Partikeln der Verschleiß erhöht worden sein. Auch die Festigkeit des Materials könnte hierbei eine Rolle spielen. Brecam HIPC verzeichnet gemäß Herstellerangaben die niedrigsten Festigkeitswerte der in dieser Studie getesteten Materialien. Im Hinblick auf die Literatur deckt sich das Ergebnis mit der Tatsache, dass die polymeren Werkstoffe eine geringere Abrasionsbeständigkeit als die Komposite aufweisen (Stawarczyk et al. 2013).

5.6.3 Ergebnisse der Farbstabilitäts-Untersuchungen

Die in dieser Studie ermittelten Δ -E-Werte zeigen die stärksten Veränderungen in Kurkuma, gefolgt von Rotwein, Kaffee, Cola und Aqua dest. in absteigender Reihenfolge. Dies korreliert mit den Ergebnissen anderer Studien wie derjenigen von Stober et al. sowie Stawarczyk et al., in welchen die Kurkuma-Lösung und die Rotwein-Lösung als stärkste Färbelösungen abschnitten (Stober et al. 2001, Bagheri et al. 2005, Stawarczyk et al. 2012, Stawarczyk et al. 2015, Heimer et al. 2017). Die beiden als Kontrollgruppe angeführten Glaskeramiken VITA Suprinity und E.max blieben nach der Färbung sowohl vor als auch nach der Reinigung unter dem in der Literatur angegebenen klinischen Akzeptanzgrad von $\Delta = 3,3$ (Stawarczyk et al. 2012).

Dieses Ergebnis korreliert ebenfalls mit denen anderer Studien, in denen die Glaskeramiken als positive Kontrollgruppe eingesetzt werden und sich am stabilsten gegenüber verfärbender Belastung verhalten (Stawarczyk et al. 2012, Stawarczyk et al. 2015, Stawarczyk et al. 2016, Heimer et al. 2017). In einer vorangegangenen Studie konnte ebenfalls gezeigt werden, dass sich das Material E.Max CAD, dicht gefolgt von Shofu Block HC, signifikant stabiler gegenüber Verfärbung verhält als LAVA Ultimate (Diedrichs et al. 2015, Khawaja 2016). Jedoch muss erwähnt werden, dass in dieser Studie weder eine Alterung im Thermocycler noch eine Konditionierung durch einen Bürstenversuch erfolgte. Das Material Cerasmart erfuhr im Färbeversuch vor Prophylaxe im Median die stärksten Verfärbungen, was auch mit dem Ergebnis einer von Stawarczyk durchgeführten Studie korreliert (Stawarczyk et al. 2015). Dahingegen verhielten sich das PMMA-basierte Brecam-HIPC sowie die Hybridkeramik VITA Enamic relativ stabil. Diverse Studien bestätigen, dass PMMA-basierte Werkstoffe ein geringeres Färbeverhalten aufweisen als Komposit-basierte Materialien (Crispin und Caputo 1979, Scotti et al. 1997, Doray et al. 2001); ein Fakt, der sich somit mit dem Ergebnis dieser Studie deckt. VITA Enamic schneidet auch in vergleichbaren Studien als verfärbungsresistent ab und gilt laut Autoren als vergleichbar mit den Glaskeramiken (Alharbi et al. 2017).

Mögliche Erklärungen für derartige Unterschiede im Färbeverhalten sehen Autoren sowohl in der Zusammensetzung der Materialien (Janda et al. 2004, Turkun und Turkun 2004, Bagheri et al. 2005, Mainjot et al. 2016) als auch in ihrer Produktionsweise (Nguyen et al. 2012) begründet. Außerdem spielt die Bearbeitung der Oberfläche eine Rolle (Motro et al. 2012). Da jedoch alle Materialien laut Herstellerangaben endbearbeitet wurden und genau in dieser Form Anwendung im klinischen Alltag finden, ist dieser Parameter hierbei zu vernachlässigen. Zunächst könnte ein erhöhter Fülleranteil zu verstärktem Farbeverhalten

führen (Stawarczyk et al. 2012). Darüber hinaus gilt die Verwendung von Bis-GMA in der Matrix als verantwortlich für Verfärbungen, da die Mehrzahl von OH-Gruppen in diesem Molekül zu vermehrter Wasserresorption und demnach Verfärbung führt (Fontes et al. 2009).

Alle gemessenen Verfärbungen blieben nach erfolgter Prophylaxebehandlung unterhalb der angegebenen klinischen Sichtbarkeitsgrenze, woraus gefolgert werden kann, dass es sich um extrinsische Verfärbungen handelt (Suliman 2005, Stawarczyk et al. 2012). Es scheint somit möglich, die verwendeten Materialien im klinischen Alltag anwenden zu können. Hierfür sind jedoch unbedingt in-vivo-Studien nötig, um dies abschließend beurteilen zu können. Das Ergebnis der ermittelten Farbveränderung kann mithilfe der Fotodokumentation (Abbildung 28, Abbildung 29, Abbildung 26, Abbildung 27) veranschaulicht werden. Sie ist zwar aufgrund unterschiedlicher Belichtung nur eingeschränkt aussagekräftig, zeigt jedoch deutliche, bereits mit dem Auge wahrnehmbare Farbunterschiede zwischen den Proben auf.

5.6.4 Ergebnisse der Verschleiß-Untersuchungen

Ein bekannter Nachteil der polymeren Werkstoffe ist deren geringere Abrasionsbeständigkeit im Vergleich zu den Keramiken (Stawarczyk et al. 2016). Daher wurden in dieser Studie die zu untersuchenden Hochleistungspolymere mit den Glaskeramiken E.max und VITA Suprinity verglichen. Die Grundidee dabei war, dass sich die Materialien bezüglich ihrer Abrasion nicht signifikant voneinander unterscheiden. Die Nullhypothese lautete somit, dass sich die untersuchten polymeren Werkstoffe von den Kontrollgruppen der Glaskeramiken unterscheiden. Die Alternativhypothese bedeutete somit, dass sich die Keramiken nicht von den polymeren Werkstoffen unterscheiden und somit klinisch eingesetzt werden können. Als kritisch dabei zu betrachten ist auf jeden Fall die Kontrollgruppe der Glaskeramiken. Denn Keramiken zählen zu den spröden Werkstoffen, wohingegen Kunststoffe zu den duktilen Werkstoffen zählen, da sie sich vor deren Bruch noch plastisch verformen lassen. Somit werden in dieser Hinsicht zwei unterschiedliche Werkstoffgruppen gegeneinander verglichen. Ein Werkstoff würde hinsichtlich seines Verschleißes dann als ideal gelten, wenn er ähnliche Verschleißwerte wie Schmelz aufweist (Heintze 2010). Es wäre also denkbar, Schmelz als Kontrollgruppe anzuführen, was auch in anderen Studien durchgeführt wurde (Al-Hiyasat et al. 1999, Janyavula et al. 2013). Hierbei wurden teilweise auch die mesiobukkalen Höckerspitzen

extrahierter Molaren als Antagonisten verwendet (Preis et al. 2011, Stawarczyk et al. 2013). Ein dabei auftretendes Problem ist die Inhomogenität der extrahierten Zähne, die zu teilweise hohen Standardabweichungen führen kann (Stawarczyk et al. 2013). Daher wurde in dieser Studie auf die in der Literatur als abrasionsstabil beschriebenen Keramiken als Kontrollgruppe zurückgegriffen (Stawarczyk et al. 2013, Beuer et al. 2015, Wimmer et al. 2016).

Es galt die Nullhypothese, dass sich die untersuchten Hochleistungspolymere von den untersuchten Glaskeramiken unterscheiden. Dies wurde in den Dunn-post-hoc-Tests anhand des p-wertes untersucht. Dabei gab es bei E.max keine signifikanten Unterschiede gegenüber den polymeren Werkstoffen ($p=1,0$) nur Brecam HIPC ($p<0,03$), welches signifikant besser abschnitt. VITA Suprinity unterschied sich in seinem Abnutzungsverhalten ebenfalls nicht signifikant gegenüber allen anderen Materialien (generell $p=1,0$, bei Shofu $p<0,28$). Dies bedeutet, dass die Nullhypothese „Keramische Werkstoffe unterscheiden sich in Ihrer Abnutzung signifikant von den polymeren Werkstoffen“ für alle getesteten polymeren Materialien widerlegt wurde. Die Alternativhypothese „die untersuchten keramischen Werkstoffe unterscheiden sich hinsichtlich ihres Abnutzungsverhaltens nicht signifikant von den polymeren Werkstoffen“ wird somit angenommen, was bedeutet, dass deren klinischer Einsatz hinsichtlich ihres Abnutzungsverhaltens befürwortet werden kann.

In einer von Stawarczyk et al. durchgeführten Studie konnte keine Korrelation zwischen der Zusammensetzung der Komposit-Materialien und deren Abrasionsbeständigkeit gefunden werden (Stawarczyk et al. 2013). Parameter, die laut Literatur den Verschleiß eines Werkstoffes beeinflussen, sind die Härte des Werkstoffes, dessen Oberflächenrauheit sowie bei den Kunststoffen deren Polymerisationstyp (Lee et al. 2012, Nguyen et al. 2012, Mormann et al. 2013, Stawarczyk et al. 2013, Mainjot et al. 2016). Zwar hat Brecam HIPC von den untersuchten Produkten laut Herstellerangaben die geringste Festigkeit, doch ließ es sich hinsichtlich des Parameters Ra ($Ra \text{ (initial)} = 0,025\mu\text{m}$) im Median in der Untersuchung zur Oberflächenrauheit am glattesten polieren (Vergleiche „Ergebnisse Rauheit initial Ra“). Dies könnte ein möglicher Grund dafür sein, dass das Produkt in diesem 2-Körper-Abrasionstest statistisch signifikant besser abgeschnitten hat als das im Median rauere E.max. Stawarczyk et al. beschreiben in einer Studie das Phänomen, dass sich bei den Glaskeramiken während der Kausimulation Partikel aus dem Keramikgefüge herauslösen und eine rauere Keramikoberfläche verursachen (Stawarczyk et al. 2013). Dies führe im Laufe der weiteren Kausimulation zu erhöhten Abrasionswerten bei sowohl der Keramik als auch ihrem Antagonisten. VITA Suprinity als zirkondioxidverstärkte

Glaskeramik mit hoher Festigkeit sowie Cerasmart mit ebenfalls sehr geringer initialer Rauheit (R_a (initial) = 0,03 μm ; Vergleiche "Ergebnisse Rauheit initial R_a ") verhielten sich ebenfalls gegenüber der Kausimulation weitestgehend stabil. Somit korrelieren die Ergebnisse mit den in der Literatur beschriebenen beeinflussenden Parametern Festigkeit sowie Oberflächenrauheit.

Über den Polymerisationstyp der Materialien lassen sich leider anhand der Herstellerangaben wenig Aussagen tätigen. Er könnte allerdings neben den Parametern Rauheit und Festigkeit ein Grund dafür sein, dass Brecam HIPC signifikant weniger Materialverluste aufzuweisen hat als Shofu Block HC, VITA Enamic sowie im Erweiterten auch Brilliant Crios. Da keines der untersuchten Materialien einen signifikant höheren Verschleiß als die Kontrollgruppen der Glaskeramiken aufzuweisen hat, scheint es möglich, die Materialien im klinischen Alltag für definitive Restaurationen einzusetzen. Dies sollte durch anschließende in-vivo-Untersuchungen bestätigt werden können. Eine Korrelation zwischen in-vitro und klinischer in-vivo-Studie ist schwierig zu ermitteln, da beim in-vivo-Kauverhalten viele weitere Faktoren Einfluss auf den Verschleiß nehmen, wie zum Beispiel Alter, Geschlecht, Kaufkraft, Kauffrequenz, Speichelzusammensetzung (Anders et al. 1993, Mair et al. 1996, Rosentritt et al. 2009, Heintze 2010, Stawarczyk et al. 2013). Daher erscheint es sinnvoll, eigens für die Materialien konzipierte in-vivo-Studien durchzuführen und den genauen Verschleiß der Materialien hierbei zu ermitteln. Ein mögliches Design hierfür könnte angelehnt an die Studie von Mundhe et al. erstellt werden, in welcher Polyvinylsiloxanabdrücke direkt nach Eingliederung der Restauration und ein Jahr später genommen sowie anschließend verglichen wurden (Mundhe et al. 2015). Auch die Ermittlung des Antagonistenverschleißes kann in weiterführenden Studien einer genaueren Charakterisierung der Materialien dienen.

6. Literaturverzeichnis

- Aboushelib MN, Dozic A, Liem JK. Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence Int*, 2010, 41. e84-89
- ADA. American Dental Association - Toothbrushes Center for Scientific Information, ADA Science Institute; <<https://www.ada.org/en/member-center/oral-health-topics/toothbrushes> > letzter Zugriff am 25.02.2018
- Addison O, Fleming GJ, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dent Mater*, 2003, 19. 291-297
- Addy M, Mahdavi SA, Loyn T. Dietary staining in vitro by mouthrinses as a comparative measure of antiseptic activity and predictor of staining in vivo. *J Dent*, 1995, 23. 95-99
- Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 2010, 37. 641-652
- Al-Hiyasat AS, Saunders WP, Smith GM. Three-body wear associated with three ceramics and enamel. *J Prosthet Dent*, 1999, 82. 476-481
- Alharbi A, Ardu S, Bortolotto T, Krejci I. Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology*, 2017, 105. 162-169
- Anders J, Stavros K, Torgny H, Ridwaan O, E. CG. Covariation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. *Eur J Oral Sci*, 1993, 101. 398-406
- Arocha MA, Basilio J, Llopis J, Di Bella E, Roig M, Ardu S, Mayoral JR. Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *J Dent*, 2014, 42. 831-838
- Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, 2015, 114. 587-593
- Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent*, 2005, 33. 389-398
- Barao VA, Ogawa ES, Moreno A, Mesquita MF, Wee AG, Assuncao WG. Long-term clinical evaluation of the color stability and stainability of acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent*, 2015, 113. 628-635
- Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health*, 2015, 7. 96-104
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 2008, 204. 505-511
- Beuer F, Schweiger J, Kölpin M, Güth J-F, Stimmelmayer M. Kunststoffbasierte CAD/CAM Materialien - die nächste Generation zahnfarbener Werkstoffe? *Quintessenz*, 2015, 1159—1166
- Beuer F, Stawarczyk B, Schweiger J, Güth J, Tholey M, Kirsten A. Konsensus-Konferenz Hochleistungspolymere. *Dental Dialogue* 2012, 13. 1-8
- Beuth-Verlag. DIN 4760:1982-06: Gestaltabweichungen; Begriffe, Ordnungssystem Berlin, 1982,
- Beuth-Verlag. DIN EN ISO 4287:2010-07: Geometrische Produktspezifikation (GPS) - Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren - Benennungen, Definitionen und Kenngrößen der Oberflächenbeschaffenheit. Berlin, 2010,
- Beuth-Verlag. DIN EN ISO 16610-21:2013-06: Geometrische Produktspezifikation (GPS) - Filterung - Teil 21: Lineare Profilfilter: Gauß-Filter (ISO 16610-21:2011). Berlin, 2013,
- Beuth-Verlag. DIN EN ISO 2813:2015-02: Beschichtungsstoffe - Bestimmung des Glanzwertes unter 20°, 60° und 85° (ISO 2813:2014). Berlin, 2015,
- Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res*, 1996, 7. 201-211
- Bredent. breCAM Consumables - Hochleistungspolymere für den digitalen Workflow, <www.bredent.com/de/bredent/download/31488/> letzter Zugriff am 11.2.2019
- Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res*, 1972, 51. 461-467
- Bundeszahnärztekammer, Bundesvereinigung K. Vademekum, Deutscher Zahnärzteverlag Köln; <<https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/za/AKZ/DDV10.pdf> > letzter Zugriff am 28.04.2018
- Cakan U, Kara HB. Effect of liquid polishing materials on the stainability of bis-acryl interim restorative material in vitro. *J Prosthet Dent*, 2015, 113. 475-479

- Chatzivasileiou K, Emmanouil I, Kotsiomi E, Pissiotis A. Polishing of denture base acrylic resin with chairside polishing kits: an SEM and surface roughness study. *Int J Prosthodont*, 2013, 26. 79-81
- Cho LR, Yi YJ, Heo SJ. Effect of tooth brushing and thermal cycling on a surface change of ceromers finished with different methods. *J Oral Rehabil*, 2002, 29. 816-822
- Christensen GJ. In-office CAD/CAM milling of restorations: the future? *J Am Dent Assoc*, 2008, 139. 83-85
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent*, 2010, 38 Suppl 2. e2-16
- Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*, 2013, 29. 419-426
- Coltene Whaledent. Produktleitfaden Brilliant Crios. 2016,
Coltene Whaledent. Verarbeitungsanleitung Brilliant Crios,
<<https://www.coltene.com/pim/DOC/IFU/docifudoc-pac-ifu-30003998-11-18-ifu-brilliant-criossallaindv1.pdf>> letzter Zugriff am 11.2.2019
- Crispin BJ, Caputo AA. Color stability of temporary restorative materials. *J Prosthet Dent*, 1979, 42. 27-33
- Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2006, 34. 195-206
- Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol*, 2006, 77. 73-80
- Denry I, Holloway J. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials (Basel)*, 2010, 3. 351-368
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008, 24. 299-307
- Diedrichs G, Hugger A, Khawaja B. Oberflächenbeschaffenheit und Farbstabilität neuer Hochleistungskunststoffe für die CAD/CAM-Technik [Med Diss]. HHU Düsseldorf, 2015
- Diedrichs G, Rosenhain P. Galvanoforming - Bio-Ästhetik in der restaurativen Zahnheilkunde. München 1995, Neuer Merkur, 1995.
- Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 2008, 139 Suppl. 14s-18s
- Doray PG, Li D, Powers JM. Color stability of provisional restorative materials after accelerated aging. *J Prosthodont*, 2001, 10. 212-216
- Dörfer CE, Schiffner U, Staehle HJ. Wissenschaftliche Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde (DGZMK): Häusliche mechanische Zahn- und Mundpflege, 2007,
<http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/Haeusliche_mechanische_Zahn-und_Mundpflege.pdf> letzter Zugriff am 11.2.2019
- Dos Santos DM, da Silva EVF, Watanabe D, Bitencourt SB, Guiotti AM, Goiato MC. Effect of different acidic solutions on the optical behavior of lithium disilicate ceramics. *J Prosthet Dent*, 2017, 118. 430-436
- Edelhoff D, Kühnisch, Krauß. Farbbeständigkeit von PMMA-basierten Kunststoffen nach industrieller versus konventioneller, manueller Polymerisation – eine In-vitro-Untersuchung [Med Diss]. LMU München, 2014
- Edelhoff D, Stawarczyk B. Transluzentes monolithisches Zirkonoxid. *Quintessenz Zahntech*, 2013, 115-116
- Ehlers V, Kampf G, Stender E, Willershausen B, Ernst CP. Effect of thermocycling with or without 1 year of water storage on retentive strengths of luting cements for zirconia crowns. *J Prosthet Dent*, 2015, 113. 609-615
- Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung - Band 1: Grundlagen und Verarbeitung. Stuttgart, Thieme, 2005. 173-210
- Erichsen. Glanz, <<https://www.erichsen.de/oberflaechenpruefung/glanz>> letzter Zugriff am 18.2.2018
- Fontes ST, Fernández MR, de Moura CM, Meireles SS. Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *J Appl Oral Sci*, 2009, 17. 388-391
- Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic Steel?, Springer, Dordrecht;
<https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-94-009-0741-6_14#citeas> letzter Zugriff am 11.2.2019

- GC Europe. Cerasmart DG Gebrauchsanweisung, <<https://www.gceurope.com/products/cerasmart/>> letzter Zugriff am 11.2.2019
- GC Europe. Scientific Information, <<https://www.gceurope.com/products/cerasmart/>> letzter Zugriff am 11.2.2019
- Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. J Am Dent Assoc, 2006, 137 Suppl. 14s-21s
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater, 2004, 20. 441-448
- Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. Dent Clin North Am, 2011, 55. 333-352
- Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. J Prosthet Dent, 2005, 94. 118-124
- Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. J Prosthet Dent, 2000, 83. 396-401
- Haywood VB, Heymann HO, Kusy RP, Whitley JQ, Andreus SB. Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance analysis. Dent Mater, 1988, 4. 116-121
- Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. Clin Oral Investig, 2017, 21. 1191-1200
- Heintze SD. Predictability of Clinical Wear by Laboratory Wear Methods for the Evaluation of Dental Restorative Materials. University of Groningen, 2010
- Hellwig, Klimek, Attin. Einführung in die Zahnerhaltung. Deutscher Zahnärzte Verlag, 2013. 195 - 207
- Holand W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. Expert Rev Med Devices, 2008, 5. 729-745
- Hommel Etamic GmbH. Grundlagen der Oberflächen-Messtechnik, Theorie und Praxis, Jenoptik; <<https://www.jenoptik.de/-/media/websitedocuments/.../waveline%20de%20web.pdf>> letzter Zugriff am 11.2.2019
- Hornecker E, Putz B, Attin T. Häufigkeit und Zeitpunkt des Zähnebürstens - Band 1. Oralprophylaxe, 2003, 110-112
- Horvath SD, Spitznagel F, Gierthmühlen P. Hybridmaterialien: Indikation und Bewährung, Zahnärztl Mitt; <<https://www.zm-online.de/archiv/2016/10/titel/hybridmaterialien-indikation-und-bewaehrung/>> letzter Zugriff am 11.2.2019
- Ivoclar-Vivadent. Verarbeitungsanleitung Labside - IPS E.max CAD, <<http://www.ivoclarvivadent.com/de/p/alle/produkte/vollkeramik/ips-emax-techniker/ips-emax-press>> letzter Zugriff am 11.2.2019
- Ivoclar Vivadent. Verarbeitungsanleitung Labside IPS Emax CAD, <<http://www.ivoclarvivadent.com/de/p/alle/produkte/vollkeramik/ips-emax-techniker/ips-emax-press>> letzter Zugriff am 11.2.2019
- Janda R. Kunststoffverbundsysteme: Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. Weinheim, VCH Verlag, 1989.
- Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. Eur J Oral Sci, 2004, 112. 280-285
- Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. J Prosthet Dent, 2013, 109. 22-29
- Jenoptik. Rauheitsmesssysteme; Oberflächenkenngrößen in der Praxis, DAKKS <[https://www.jenoptik.com/cms/jenoptik.nsf/res/Rauheitskenngroessen_DE.pdf/\\$file/Rauheitskenngroessen_DE.pdf](https://www.jenoptik.com/cms/jenoptik.nsf/res/Rauheitskenngroessen_DE.pdf/$file/Rauheitskenngroessen_DE.pdf)> letzter Zugriff am 19.2.2018
- John G, Becker J, Schwarz F. Rotating titanium brush for plaque removal from rough titanium surfaces--an in vitro study. Clin Oral Implants Res, 2014, 25. 838-842
- Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. J Prosthodont Res, 2014, 58. 107-114
- Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. Br Dent J, 2004, 196. 42-45
- Kadokawa A, Suzuki S, Tanaka T. Wear evaluation of porcelain opposing gold, composite resin, and enamel. J Prosthet Dent, 2006, 96. 258-265
- Kaiser W. Kunststoffchemie für Ingenieure. München, Carl Hanser Verlag GmbH & Co. KG, 2011.
- Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahanon S, Takahashi H. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. Dent Mater J, 2016, 35. 225-232

- Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Takahashi H, Kanehira M, Finger WJ. Polishing and toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resins. *Dent Mater J*, 2014, 33. 599-606
- Kappert HF, Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 1. Grundlagen und Verarbeitung. Thieme, 2005.
- Kappert HF, Gehre G. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung - Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Stuttgart, Thieme, 6. Auflage, 2008. 204-239
- Kern M. Biomechanische Merkmale im Fokus; Hybrid- und Verbundwerkstoffe mit schmelzähnlichen Eigenschaften, <<https://epaper.zwp-online.info/epaper/5169/export-article/24>> letzter Zugriff am 21.3.2019
- Kern M, Luthardt R, Reich S, Tinschert J, Pospiech P. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGPro und DGZMK - vollkeramische Restaurationen, Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde (DGZMK) und Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien (DGPro); <http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/Vollkeramische_Restaurationen.pdf> letzter Zugriff am 14.2.2018
- Khawaja B. Oberflächenbeschaffenheit und Farbstabilität neuer Hochleistungskunststoffe für die CAD/CAM-Technik [Med Diss]. Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, 2016
- Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent*, 2011, 39 Suppl 1. e30-36
- Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J*, 2015, 34. 881-887
- Komine F, Strub JR, Matsumura H. Bonding between layering materials and zirconia frameworks. *Japanese Dental Science Review*, 2012, 48. 153-161
- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 1999, 15. 426-433
- Kuehni RG, Marcus RT. An Experiment in Visual Scaling of Small Color Differences. Wiley-Blackwell 1979. 10.1111/j.1520-6378.1979.tb00094.x
- Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri RK. Evaluation of the Effect of Surface Polishing, Oral Beverages and Food Colorants on Color Stability and Surface Roughness of Nanocomposite Resins. *J Int Oral Health*, 2015, 7. 63-70
- Kunzelmann KH. Werkstoffkunde Komposite, <<http://www.dent.med.uni-muenchen.de/~kkunzelm/infokollegen/komposite.html>> letzter Zugriff am 1.3.2018
- Kurbad A, Kurbad S. A new, hybrid material for minimally invasive restorations in clinical use. *Int J Comput Dent*, 2013, 16. 69-79
- Kursoglu P, Karagoz Motro PF, Kazazoglu E. Correlation of surface texture with the stainability of ceramics. *J Prosthet Dent*, 2014, 112. 306-313
- Kwon SR, Kurti SR, Oyoyo U, Li Y. Effect of various tooth whitening modalities on microhardness, surface roughness and surface morphology of the enamel. *Odontology*, 2015, 103. 274-279
- Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res*, 1989, 68. 1752-1754
- Land DCH. Porcelain Dental Art. . *Dental Cosmos*, 1903, 45. 437-444
- Lauer HC, Weigl P. Vollkeramische Kronen und Brücken *Deutscher Zahnärztekalendar* 2005, 179-193
- Lauvahutanon S, Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Discoloration of various CAD/CAM blocks after immersion in coffee. *Restor Dent Endod*, 2017, 42. 9-18
- Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ. In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*, 2015, 34. 495-502
- Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV. Tooth wear and wear investigations in dentistry. *J Oral Rehabil*, 2012, 39. 217-225
- Lee JJ, Kang CK, Oh JW, Seo JM, Park JM. Evaluation of shear bond strength between dual cure resin cement and zirconia ceramic after thermocycling treatment. *J Adv Prosthodont*, 2015, 7. 1-7
- Lefever D, Krejci I, Ardu S. Laboratory evaluation of the effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites. *Am J Dent*, 2014, 27. 42-46

- Lefever D, Perakis N, Roig M, Krejci I, Ardu S. The effect of toothbrushing on surface gloss of resin composites. *Am J Dent*, 2012, 25. 54-58
- Lengert M, Schmidt M, Kneist S, Setz JM. Verfärbung und Reinigungsmöglichkeiten von in der Zahnmedizin verwendeten Kunststoffen [Med Diss]. Universität Jena 2015
- Lewis R, Dwyer-Joyce R. Wear of human teeth: a tribological perspective. *P I MECH ENG J-J ENG*, 2005, 219. 1-18
- Machado AL, Puckett AD, Breeding LC, Wady AF, Vergani CE. Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins. *Gerodontology*, 2012, 29. e318-323
- Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res*, 2016, 95. 487-495
- Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent*, 1996, 24. 141-148
- Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 2007, 35. 819-826
- Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: Vom Defekt zur Restauration. Köln, Deutscher Ärzte-Verlag, 2008. S. 193-195 & S. 224-229
- May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, 1998, 80. 394-404
- McCracken GI, Janssen J, Swan M, Steen N, de Jager M, Heasman PA. Effect of brushing force and time on plaque removal using a powered toothbrush. *J Clin Periodontol*, 2003, 30. 409-413
- Mehl A. CAD/CAM-Technik: Aktuelle Bewertung und Zukunftstrends. *Dent Trib (German Edition)*, 2010, 4-6
- Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137 Suppl. 7s-13s
- Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2013, 20. 113-125
- Motro PF, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *J Prosthet Dent*, 2012, 108. 231-237
- Mundhe K, Jain V, Pruthi G, Shah N. Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 2015, 114. 358-363
- Naumova EA, Schneider S, Arnold WH, Piwowarczyk A. Wear Behavior of Ceramic CAD/CAM Crowns and Natural Antagonists. *Materials (Basel)*, 2017, 10.
- Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental Materials*, 2012, 28. 529-534
- Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*, 2014, 93. 62-67
- Ohlmann B, Dreyhaupt J, Schmitter M, Gabbert O, Hassel A, Rammelsberg P. Clinical performance of posterior metal-free polymer crowns with and without fiber reinforcement: one-year results of a randomised clinical trial. *J Dent*, 2006, 34. 757-762
- Ohlmann B, Uekermann J, Dreyhaupt J, Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P. Clinical wear of posterior metal-free polymer crowns. One-year results from a randomized clinical trial. *J Dent*, 2007, 35. 246-252
- Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*, 1998, 80. 642-648
- Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, 1992, 67. 325-327
- Peampring C, Sanohkan S. Effect of thermocycling on flexural strength and weibull statistics of machinable glass-ceramic and composite resin. *J Indian Prosthodont Soc*, 2014, 14. 376-380
- Pfeiffer P, Marx R. [Temperature loading of resin-bonded bridges and its effect on the composite strength of the adhesive bond]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 1989, 99. 782-786
- Pilathadka S, Vahalova D. Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta Medica (Hradec Kralove)*, 2007, 50. 101-104
- Pilathadka S, Vahalova D. Contemporary all-ceramic systems, part-2. *Acta Medica (Hradec Kralove)*, 2007, 50. 105-107
- Pospiech P. Materialien für die CAD/CAM-Technik - Die Qual der Wahl. *ZMK*, 2014, 5. S. 250-256

- Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A. Keramik-Vollkeramik, Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. 2004, Homburg / Saar, 3M-Espe,
- Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater*, 2011, 27. 796-804
- Pröbster L, Groten M. Vollkeramische Restaurationssysteme für die zahnärztliche Praxis in "Ästhetische Zahnmedizin" Stuttgart, Thieme 2006. 8–15
- Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol*, 1990, 17. 138-144
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2004, 92. 557-562
- Raigrodski AJ, Chiche GJ. All-ceramic fixed partial dentures, Part I: in vitro studies. *J Esthet Restor Dent*, 2002, 14. 188-191
- Ramalho A, Miranda J. The relationship between wear and dissipated energy in sliding systems. *Wear*, 2006, 260. 361-367
- Rashid H. The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature. *Eur J Dent*, 2014, 8. 571-579
- Rashid H, Sheikh Z, Misbahuddin S, Kazmi M, Qureshi S, Uddin M. Advancements in all-ceramics for dental restorations and their effect on the wear of opposing dentition. *Eur J Dent*, 2016, 10. 583-588
- Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 2005, 113. 174-179
- Richter M. Einführung in die Farbmeterik - 2. Auflage. Berlin, de Gruyter, 1981. S. 203ff
- Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002, 17. 793-798
- Rinke. Vollkeramik: Ein Praxiskonzept. Berlin, Quintessenz, 2011. S. 5ff und S. 179ff
- Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G, Preis V. Pin-on-block Wear of Different Dental Materials. PER/IADR Congress 2012, Helsinki
- Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*, 2009, 25. 348-352
- Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater*, 1987, 3. 246-251
- Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ. Five year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*, 2007, 20. 383-388
- Santos GC, Jr., Santos MJ, Jr., Rizkalla AS, Madani DA, El-Mowafy O. Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *Gen Dent*, 2013, 61. 36-40; quiz 41
- 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*, 2016, 18. 984-992
- Schmider E, Ziegler M, Danay E, Beyer L, Buehner M. Is It Really Robust? *Methodology*, 2010, 6. 147-151
- Scotti R, Mascellani SC, Forniti F. The in vitro color stability of acrylic resins for provisional restorations. *Int J Prosthodont*, 1997, 10. 164-168
- Sensodyne. FAQ zu Sensodyne-Produkten, GlaxoSmithKline (GSK) Consumer Healthcare GmbH & Co. KG; <<https://www.sensodyne.de/haeufig-gestellte-fragen/>> letzter Zugriff am 25.02.2018
- Shofu Inc. Shofu Block HC Beipackzettel. 2014,
- Siewert B, Parra M. Eine neue Werkstoffklasse in der Zahnmedizin; PEEK als Gerüstmaterial bei 12-gliedrigen implantatgetragenen Brücken. *Z Zahnärztl Implantol* 2013, 29. 148–159
- Sjogren G, Lantto R, Granberg A, Sundstrom BO, Tillberg A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont*, 1999, 12. 122-128
- Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res*, 1987, 66. 1336-1339
- Spitznagel F, Ganz S. Komposit-Matrix-Keramiken: Klinik und Wissenschaft. *DZZ*, 2017, 72 (4). 326-331

- Spitznagel F, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*, 2014, 26. 382-393
- Stawarczyk B. Langzeitstabilität von CAD/CAM-Kunststoffen. 2013,
- Stawarczyk B. Langzeitstabilität von CAD/CAM-Kunststoffen [PhD-Thesis]. *Zahnärztliche Prothetik*, 2013,
- Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2016, 55. 1-11
- Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015, 55. 1-11
- Stawarczyk B, Özcan M, Trottman A, Schmutz F, Roos M, Hammerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent*, 2013, 109. 325-332
- Stawarczyk B, Sener B, Trottman A, Roos M, Özcan M, Hammerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J*, 2012, 31. 377-383
- Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater*, 2001, 17. 87-94
- Strub J, Türp J, Witkowski S, Hürzeler M, Kern M. *Curriculum Prothetik, Band II*. Berlin, Quintessenz, 4. Auflage, 2011.
- Subramanian D, Sivagami G, Sendhilnathan D, Rajmohan C. Effect of thermocycling on the flexural strength of porcelain laminate veneers. *J Conserv Dent*, 2008, 11. 144-149
- Suliman M. An Overview of Tooth Discoloration: Extrinsic, Intrinsic and Internalized Stains. *Dent Update*, 2005, 32 (8). S. 463-464, 466-468, 471
- Sulong MZ, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 1990, 63. 342-349
- Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 2004, 31. 682-688
- Swain MV. Limitation of maximum strength of zirconia-toughened ceramics by transformation toughening increment. *J Am Ceram Soc*, 1985, 68.
- Swain MV, Hannink RHJ. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: grinding studies. *J Am Ceramic Soc*, 1989, 72. 1358-1364
- Takahashi R, Jin J, Nikaido T, Tagami J, Hickel R, Kunzelmann KH. Surface characterization of current composites after toothbrush abrasion. *Dent Mater J*, 2013, 32. 75-82
- Tietz. *Technische Keramik: Aufbau, Eigenschaften, Herstellung, Bearbeitung, Prüfung*. Düsseldorf, VDI Verlag, 1994.
- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 2004, 7. 25-45
- Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 2000, 28. 529-535
- Türkün LS, Leblebicioğlu EA. Stain retention and surface characteristics of posterior composites polished by one-step systems. *Am J Dent*, 2006, 19. 343-347
- Turkun LS, Turkun M. Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior composite veneering materials. *J Esthet Restor Dent*, 2004, 16. 290-301; discussion 301-292
- Turssi CP, De Moraes Purquerio B, Serra MC. Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods--a review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2003, 65. 280-285
- Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence Int*, 1991, 22. 377-386
- Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent*, 2000, 83. 412-417
- VITA Zahnfabrik. VITA Suprinity - Technisch-wissenschaftliche Dokumentation (Stand 2014), <https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=82440&sprache=de&fallback=&rechtsraum=&cls_session_id=&neuste_version=1> letzter Zugriff am 11.2.2019
- VITA Zahnfabrik. VITA Enamic - Technisch-wissenschaftliche Dokumentation (Stand 2015), <https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=82440&sprache=de&fallback=&rechtsraum=&cls_session_id=&neuste_version=1>

- [zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=82333&sprache=de&fallback=&rechtsraum=&cls_session_id=&neuste_version=1](https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=82333&sprache=de&fallback=&rechtsraum=&cls_session_id=&neuste_version=1)> letzter Zugriff am 11.2.2019
- VITA Zahnfabrik. Verarbeitungsanleitung VITA Suprinity (Stand 2016), <https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=82435&sprache=de&fallback=&rechtsraum=&cls_session_id=&neuste_version=1> letzter Zugriff am
- Volk R. Rauheitsmessung: Theorie und Praxis. Berlin, Beuth Verlag, 2013.
- Voronets J, Jaeggi T, Buerger W, Lussi A. Controlled toothbrush abrasion of softened human enamel. Caries Res, 2008, 42. 286-290
- Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil, 2005, 32. 180-187
- Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil, 2005, 32. 180-187
- Wassermann A, Kaiser M, Strub JR. Clinical long-term results of VITA In-Ceram Classic crowns and fixed partial dentures: A systematic literature review. Int J Prosthodont, 2006, 19. 355-363
- Whaledent C. Brilliant Crios Gebrauchsanleitung. 2016,
- Wimmer T, Huffmann AM, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. Dent Mater, 2016, 32. e127-136
- Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. Dent Mater, 2002, 18. 216-220
- Yap AU, Lye KW, Sau CW. Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. Operative dentistry, 1997, 22. 260-265
- Zehntner. Glanzmessung Einleitung, <http://www.zehntner.com/download/prospekt_intro_gloss_d_e.pdf> letzter Zugriff am 18.2.2018
- Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. Int J Comput Dent, 2015, 18. 101-129

7. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1: Chairside- , Labside- sowie modifiziertes Labsidekonzept in Anlehnung modifiziert nach Mehl (Mehl 2010)	3
Abbildung 2: Zur Verfügung stehende CAD/CAM-Materialien (nach (Pospiech 2014))	6
Abbildung 3: Polymere mit ansteigendem Fülleranteil (modifiziert nach (Beuer et al. 2012))	8
Abbildung 4: Mechanische Eigenschaften von PMMA- und Komposit-basierten Materialien, modifiziert nach Stawarczyk und Beuer [Eigene Darstellung in Anlehnung an (Beuer et al. 2012)]	9
Abbildung 5: Einteilung der verwendeten Materialien in ihre entsprechenden Werkstoffgruppen; die verwendeten Produkte sind orange unterlegt [Eigene Darstellung in Anlehnung an (Pospiech et. al 2004)]	12
Abbildung 6: Schematische Darstellung Glanzgrad [Eigene Darstellung modifiziert nach (Zehntner 2018)]	18
Abbildung 7: Exemplarisches Rauheitsprofil (aus Initialmessung E.max CAD Plättchen #6)	19
Abbildung 8: Ra des exemplarischen Rauheitsprofils	19
Abbildung 9: Rz des exemplarischen Rauheitsprofils	20
Abbildung 10: Rt des exemplarischen Rauheitsprofils	20
Abbildung 11: L*a*b-Farbachsen [Eigene Darstellung]	22
Abbildung 16: Skizze Thermocycler [Eigene Darstellung]	36
Abbildung 17: Skizze der Zahnbürstenhalterung	38
Abbildung 18: Probe im Kausimulator	39
Abbildung 19: exemplarisches Abrasionsprotokoll nach erfolgtem Superimposing der Proben vorher und nachher mit standardisiertem Quadrat	43
Abbildung 12: Boxplot des Vorversuchs Glanzgrad	45
Abbildung 13: Boxplot des Vorversuch Rauheit Ra	46
Abbildung 14: Boxplot des Vorversuch Rauheit Rt	47
Abbildung 15: Boxplot des Vorversuch Rauheit Rz	48
Abbildung 20: Boxplots zum Glanzgrad initial und konditioniert; Angaben in Glossunits (GU) ...	49
Abbildung 21: Boxplots zur Rauheitsmessung mit dem Parameter Ra	55
Abbildung 22: Boxplots zur Rauheitsmessung mit dem Parameter Rt	56
Abbildung 23: Boxplots zur Rauheitsmessung mit dem Parameter Rz	57
Abbildung 24: Boxplot zur Farbveränderung ΔE nach Einlagerung; Gestrichelte Linie bei $\Delta E=3,3$	63
Abbildung 25: Boxplot zur Farbveränderung ΔE nach Prophylaxe; Gestrichelte Linie bei $\Delta E=3,3$	64
Abbildung 28: Bild der Verfärbung von Aqua dest. - Cola gefärbt - Cola gereinigt	74
Abbildung 29: Bild der Verfärbung von Aqua dest. - Kaffee gefärbt - Kaffee gereinigt	75
Abbildung 26: Bild der Verfärbung von Aqua dest – Kurkuma gefärbt – Kurkuma gereinigt ...	76
Abbildung 27: Bild der Verfärbung von Aqua dest – Rotwein gefärbt – Rotwein gereinigt	77
Abbildung 30: Boxplot „Mittlere Abnutzung im standardisierten Quadrat“	78
Abbildung 31: Polymere mit ansteigendem Fülleranteil (modifiziert nach (Beuer et al. 2012)) ..	80

Tabelle 1: Einteilung der polymeren Werkstoffe (modifiziert nach (Beuer et al. 2012))	8
Tabelle 2: Charakterisierung der verwendeten Materialien	26
Tabelle 3: Mechanische Eigenschaften der verwendeten Materialien laut Herstellerangaben	27
Tabelle 4: Mechanische Eigenschaften von Dentin und Schmelz (Zimmermann 2015, zitiert nach (Kern 2016))	27
Tabelle 5: Die polymeren Werkstoffe und ihre Einordnung	31
Tabelle 6: Die keramischen Werkstoffe und ihre Einteilung	32
Tabelle 7: Brennparameter Kristallisationsbrand VITA Suprinity laut Herstellerangaben für den VITA Vacumat 6000 Brennofen (VITA Zahnfabrik 2016)	32
Tabelle 8: Brennparameter Kristallisationsbrand E.max CAD laut Herstellerangaben (Ivoclar Vivadent 2009)	33
Tabelle 9: Glanzbrand mit VITA Akzent Plus für VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik 2016)	34
Tabelle 10: Glanzbrand IPS E.max Ceram (Ivoclar Vivadent 2009)	34
Tabelle 11: Parameter Kausimulation CS 4.2 – economy life	39
Tabelle 12: Deskriptive Statistik; Durchschnitt, Quartile und Median des Glanzgrads in Glossunit (GU)	50
Tabelle 13: Gruppenvergleiche Glanzgrad: Tukey HSD Post-Hoc-Tests mit Bonferroni-Korrektur nach einfaktorieller Varianzanalyse	51
Tabelle 14: Zweifaktorielle ANOVA Glanzgrad; Unterschied initial zu konditioniert innerhalb der jeweiligen Materialgruppe	52
Tabelle 15: Zweifaktorielle ANOVA Glanzgrad; Unterschiede des Glanzgrads zum Zeitpunkt „initial“	53
Tabelle 16: Zweifaktorielle ANOVA Glanzgrad; Unterschiede des Glanzgrads zum Zeitpunkt „konditioniert“	54
Tabelle 17: Deskriptive Statistik: Rauheitswerte Ra: Mittelwert, Standardabweichung, Median	55
Tabelle 18: Deskriptive Statistik: Rauheitswerte Rt: Mittelwert, Standardabweichung, Median	56
Tabelle 19: Deskriptive Statistik: Rauheitswerte Rz: Mittelwert, Standardabweichung, Median	57
Tabelle 20: Einfaktorielle Varianzanalyse der Rauheit Ra; Gruppenvergleiche mit Bonferroni-Korrektur	58
Tabelle 21: Einfaktorielle Varianzanalyse der Rauheit Rt; Gruppenvergleiche mit Bonferroni-Korrektur	59
Tabelle 22: Einfaktorielle Varianzanalyse der Rauheit Rz; Gruppenvergleiche mit Bonferroni-Korrektur	60
Tabelle 23: Zweifaktorielle ANOVA der Parameter Ra, Rt und Rz: Kontraste initial zu konditioniert	62
Tabelle 24: Deskriptive Statistik zu ΔE nach Einlagerung ohne erfolgte Prophylaxe; Mittelwert, Standardabweichung und Median in ΔE	65
Tabelle 25: Deskriptive Statistik zu ΔE nach Prophylaxe; Mittelwert, Standardabweichung und Median in ΔE	66
Tabelle 26: Zweifaktorielle ANOVA mit ΔE nach Einlagerung; Vergleiche der Materialien gegeneinander mit Bonferroni-Korrektur	67
Tabelle 27: Zweifaktorielle ANOVA mit ΔE nach Prophylaxe; Vergleiche der Materialien gegeneinander mit Bonferroni-Korrektur	71

Tabelle 28: Bilderlegende für Fotodokumentation Cola	74
Tabelle 29: Bilderlegende für Fotodokumentation Kaffee	75
Tabelle 30: Bilderlegende für Fotodokumentation Kurkuma	76
Tabelle 31: Bilderlegende für Fotodokumentation Rotwein	77
Tabelle 32: Deskriptive Statistik: Mittlere Abnutzung im standardisierten Quadrat (in mm)	78
Tabelle 33: Dunn-Bonferroni-Post-Hoc-Tests bezüglich des Versuches Verschleiß	79
Formel 1: Formel ΔE	22
Formel 2: MASQ (Mittlere Abnutzung im Standardisierten Quadrat) in schematischer Darstellung [Eigene Darstellung]	44

8. Danksagung

Diese Arbeit ist meinem Vater Lorenz, meiner Mutter Bettina und meinem Bruder Alexander gewidmet, die mir zu jeder Zeit wie eine Burg waren, die mir Rückzug, Sicherheit und Unterstützung geboten hat.

Mein besonderer Dank gilt meiner Mentorin Frau Dr. Gabriele Diedrichs sowohl für die Überlassung des Themas, als auch für die zahlreichen zielführenden Diskussionen, die ständige Erreichbarkeit sowie die herausragende Unterstützung beim und Anleitung zum wissenschaftlichen Arbeiten.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Frau ZT Paula Diedrichs für die Brände der keramischen Proben im zahntechnischen Labor.

Mein Dank gebührt ebenso Herrn Christopher Beisecker für die Unterstützung bei der statistischen Ausarbeitung der Studie.