

**Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
der Ludwig-Maximilians-Universität München**

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

**Der Einfluss unterschiedlicher Oberflächenvergütungen  
von CAD/CAM Materialien auf das Biofilmwachstum  
kariogener Bakterien**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Jan Nicholas Kutscher

aus München

**2023**

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatterin: Prof. Dr. med. dent. Karin Christine Huth, MME

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Rainer Haas

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen  
Prüfung: 06.02.2023

# Inhaltsverzeichnis

<b>1.</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>5</b>
1.1.	Definition und Epidemiologie der Karies .....	5
1.2.	Ätiologie der Karies.....	6
1.3.	Pathologie der Karies .....	7
1.4.	Mikrobielle Zahnplaque.....	8
1.4.1.	Entstehung der Zahnplaque.....	8
1.4.2.	Spezielle Mikrobiologie der Plaque.....	10
1.5.	Grundzüge der Kariestherapie.....	10
1.6.	Therapie mit direkten Füllungsmaterialien .....	12
1.6.1.	Glasionomerezemente.....	13
1.6.2.	Komposite.....	13
1.7.	Therapie mit indirekten Füllungsmaterialien .....	15
1.8.	Einteilung der chairside CAD/CAM gefertigten Materialien.....	15
1.8.1.	Leuzitverstärkte Glaskeramik.....	16
1.8.2.	Lithiumdisilikatkeramik.....	17
1.8.3.	Zirkonoxidverstärkte Lithium-Silikatkeramiken.....	17
1.8.4.	Kunststoffmodifizierte Keramiken .....	18
1.8.5.	Monolithisches Zirkon .....	19
1.9.	Unterschiedliche Oberflächenvergütungen .....	19
1.9.1.	Politur.....	20
1.9.2.	Glanzbrand .....	20
<b>2.</b>	<b>Fragestellung und Zielsetzung</b> .....	<b>22</b>
<b>3.</b>	<b>Material und Methode</b> .....	<b>23</b>
3.1.	Verwendete Mikroorganismen .....	23
3.2.	Anzüchtung der Bakterien.....	24
3.3.	Auswahl der CAD/CAM Materialien .....	25
3.4.	Herstellung der Materialproben.....	27
3.4.1.	Scan und CAD/CAM Fräsung .....	28
3.4.2.	Oberflächenvergütung .....	30
3.5.	Biofilmmzucht und Biofilmdisruption .....	32

3.6.	Anzüchtung und Quantifizierung der Bakterienkolonien .....	33
3.7.	Statistische Auswertung .....	35
<b>4.</b>	<b>Auswertung.....</b>	<b>36</b>
<b>5.</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>43</b>
<b>6.</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>50</b>
<b>7.</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>52</b>
<b>8.</b>	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>62</b>
<b>9.</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>64</b>
<b>10.</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>65</b>
<b>11.</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>67</b>

# 1. Einleitung

Trotz zunehmender Bemühungen in der Prävention und Prophylaxe von Erkrankungen der Zahnhartsubstanz besteht heute weiterhin hoher Therapiebedarf kariöser Läsionen in allen Altersschichten der Bevölkerung (Bernabe und Sheiham, 2014). Neben mechanischen Substanzverlusten wie Attrition, Abrasion oder Trauma spielen primär säureinduzierte Substanzverluste wie Erosion oder aber vor allem die Karies eine Rolle (Frencken *et al.*, 2017). Bei der Therapie der Karies kommen nach Entfernung der erkrankten und zerstörten Substanz verschiedene Restaurationsarten und Materialien in Abhängigkeit der vorliegenden Indikation zum Einsatz. Den direkten Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien stehen hier die indirekten Restaurationen gegenüber die, nach Abformung der Kavität, aus Kompositen, Keramiken oder Metallen hergestellt werden. Durch die Weiterentwicklung der Technologie ist es mittlerweile möglich, Restaurationen am Computer mittels CAD/CAM zu designen und aus industriell vorgefertigten Materialrohlingen direkt zu fräsen. Für den klinischen Langzeiterfolg sind dabei verschiedene Faktoren von Bedeutung. Außer der Nicht-Berücksichtigung patientenindividueller Faktoren und einer korrekten Indikationsstellung ist es insbesondere die Sekundärkaries, die häufig zum Versagen einer Restauration beiträgt (Dahl und Eriksen, 1978). Da die Kariesentstehung in Zusammenhang mit der Zahnplaque steht, soll diese Studie untersuchen inwieweit die Oberflächen verschiedener monolithischer CAD/CAM gefertigter Restaurationsmaterialien zur Biofilmbildung kariespathogener Mikroorganismen beitragen (Rateitschak *et al.*, 2012).

## 1.1. Definition und Epidemiologie der Karies

Karies ist eine nicht ansteckende, bakterielle Infektionskrankheit, die durch Einwirkung von bakteriell produzierten Säuren auf die Zahnhartsubstanz über Zeit zu fortschreitender Demineralisation derselben und damit zu ihrem Verlust führt (Bibby und Mundorff, 1975; Vieira *et al.*, 2015). Trotz globaler Bemühungen und Fortschritten in der Prophylaxe und Therapie betrifft die Karies weltweit betrachtet immer noch 60-90% aller Schulkinder und die große Mehrheit aller Erwachsenen (Petersen, 2003). Hingegen sind in Deutschland zwar 81,3% der 12-jährigen Kinder heute kariesfrei und auch bei der Gruppe der jungen Erwachsenen (35- bis 44-

Jährige) in Deutschland ist ein klarer Rückgang des DMFT-Index (D=decayed, M=missing, F=filled, T=tooth) von 16,1% im Jahr 1997 auf 11,2% im Jahr 2014 zu sehen. Dennoch bedeutet dies, dass immer noch circa 35% aller Zähne bis zum Alter von 44 Jahren Karieserfahrung gemacht haben (Jordan *et al.*, 2014). Im Zusammenhang mit diesen Zahlen steht aber auch ein Rückgang der fehlenden Zähne bei gleichzeitigem Anstieg der restaurativ behandelten Zähne, was einerseits die Bedeutung und den Erfolg der konservierend restaurativen Behandlung zeigt, aber auch gleichzeitig die Bereitschaft der Patienten zum Zahnerhalt (Schutzhold *et al.*, 2013).

## **1.2. Ätiologie der Karies**

Karies ist eine multifaktorielle, langsam fortschreitende bakterielle Infektionskrankheit der Zahnhartsubstanzen (siehe Abbildung 1) (Takahashi und Nyvad, 2008). Diese Definition beschreibt hierbei eher den Verlauf der Erkrankungen, als die häufig daraus resultierende Kavität (Riccelli und Kelly, 2006). Die Theorien zur Entstehung der Karies haben sich über die Zeit entwickelt. Ausgang der modernen Hypothesen zur Kariesentstehung war die chemoparasitäre Theorie von Miller, gefolgt von der unspezifischen und spezifischen Plaquetheorie, wonach davon ausgegangen wurde, dass die Gesamtheit, beziehungsweise bestimmte Keime der Mikroflora für die Entstehung von Karies verantwortlich sind. Die Weiterentwicklung zur ökologischen Plaquehypothese, die eine Verschiebung des Gleichgewichts der auch beim Gesunden vorkommenden Plaquekeimen zu Gunsten von azidogenen und azidurischen Bakterien im Biofilm als Ursache für die Entstehung von Karies sieht, stellt den aktuellen Kenntnisstand dar (Takahashi und Nyvad, 2008). Neben Wirtsfaktoren, wie die Zusammensetzung des Speichels und der Zahnplaque oder der Anatomie der Zahnoberfläche, spielen Ernährungsgewohnheiten und ein daraus resultierendes Überangebot an kariogenen Substraten wie kurzkettige Kohlenhydrate eine Rolle. Diese werden von kariogenen Mikroorganismen verstoffwechselt und produzieren dabei organische Säure, die den pH-Wert absenkt (Hellwig *et al.*, 2010). Dies führt wiederum zur verstärkten Proliferation kariogener, stärker säurebildender und säureresistenter Bakterien. Wirken diese Säuren dann ausreichend lange auf eine Zahnoberfläche ein, wird diese entmineralisiert und die Karies entsteht (Hellwig *et al.*, 2010). pH-Werte zwischen 5,2 und 5,5 reichen für die Demineralisation des

Schmelzes, während ein pH-Wert zwischen 6,0 und 6,2 schon zur Schädigung des Dentins ausreicht (Beighton, 2005).

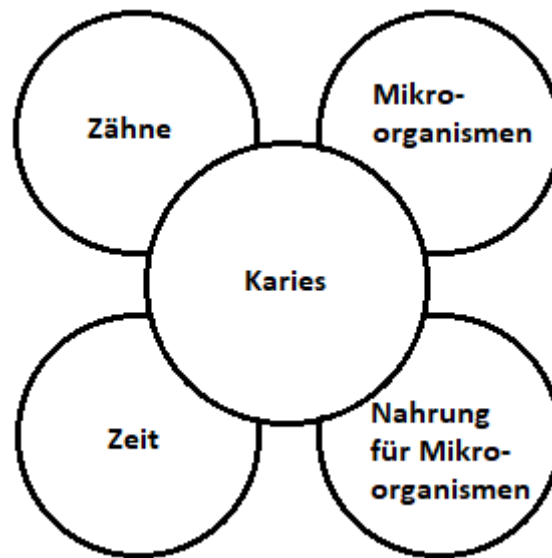


Abbildung 1: Vier Grundfaktoren für die Entstehung von Karies

### 1.3. Pathologie der Karies

Eine Stadieneinteilung der Karies zeigt die vielfältige Erscheinungsform dieser Erkrankung vom subklinischen Schmelzdefekt bis hin zur kavitierten Dentinläsion (Pitts, 2004). Während die Schmelzkaries, als Frühphase der kariösen Demineralisation nur auf das kristalline Gefüge des Schmelzes beschränkt ist und langsam forstschreitet, beginnt beim Erreichen der Schmelz-Dentin-Grenze die Dentinkaries, welche eine deutlich schnellere Progression aufweist (Gängler *et al.*, 2010). Der schnellere Verlauf erklärt sich durch den höheren organischen Anteil des Dentins im Vergleich zum Schmelz und die einsetzende Proteolyse der Dentinmatrix (de Sousa *et al.*, 2019). Hierbei konnte gezeigt werden, dass vor allem das Herauslösen der sauren Mukopolysacchariden zur Erweichung des Dentins führt (Toto, 1966). Zusätzlich kommt es zu einem Anstieg von Laktobazillen und anaeroben Bakterien in der Mischflora der Dentinkaries um den Faktor zehn im Vergleich zum Biofilm auf dem Zahnschmelz (Gängler *et al.*, 2010). In der Folge kann es nun zur pathologischen Veränderung und einer Infektion des Pulpagewebes kommen (Reeves und Stanley, 1966). Bei weiterhin ausbleibender Behandlung kann sich die Entzündung der Pulpa auf das periapikale Gewebe ausbreiten und zur apikalen Parodontitis führen, welche bei Abszedierung auch die Weichgewebe des Gesichts-Hals-Bereichs erfassen kann (Gängler *et al.*, 2010). Bei zunehmender

struktureller Schädigung des Zahnes ist dann auch der Zahnerhalt gefährdet, wenn eine suffiziente Restauration nicht mehr erreicht werden kann oder die Wertigkeit des Zahnes im Rahmen einer prothetischen Gesamtplanung als zu gering eingestuft werden muss. Somit kann auf unbehandelte kariöse Läsionen ein Zahnverlust folgen, welcher mit einem Verlust an Kaufunktion, Ästhetik und Lebensqualität einhergeht. Dies macht den Ersatz der verloren gegangenen Zähne erforderlich (Bortoluzzi *et al.*, 2012).

#### **1.4. Mikrobielle Zahnplaque**

Der orale Biofilm, auch Zahnplaque genannt, ist eine der Hauptursachen für die Entstehung von Zahnkaries, Gingivitis und Parodontitis (Sbordone und Bortolaia, 2003). Grundlage für die Entwicklung der Plaque sind Mikroorganismen, die extrazelluläre polymere Matrix bestehend aus Proteinen, Glykoproteinen, Glykolipiden, Desoxyribonukleinsäure und zuletzt auch eine sich nicht abschilfernde Oberfläche. Er zeigt sich als strukturierter, weicher, nicht absprühbarer Belag, der sich aus Bakterienkolonien unterschiedlicher Spezies zusammensetzt (Hellwig *et al.*, 2010). Er entsteht nicht nur auf dem Zahnschmelz oder Wurzeldentin, sondern auch auf den Weichgeweben der Mundhöhle wie der Gingiva oder der Zunge (Busscher *et al.*, 2010). Auch auf dentalen Restaurationsmaterialien konnte Biofilmbildung und dessen Folgen für die Restauration gezeigt werden (Beyth *et al.*, 2008). Des Weiteren sind auch Implantatoberflächen und kieferorthopädische Brackets Adhäsionspunkte für Biofilm, die damit die Entstehung der periimplantären Mukositis oder Schmelzkaries bedingen können (Astasov-Frauenhoffer *et al.*, 2018; Papaioannou *et al.*, 2007). Zusätzlich zu natürlichen Prädilektionsstellen wie den schwer hygienefähigen Interdentalräumen, den Wurzeln oder den Fissuren der Kaufläche eines Zahnes, stellen eingebrachte Therapiemittel somit potenziell den Angriffspunkt für die Entstehung von Karies dar. Daraus folgt, dass bei der Einbringung von therapeutischen Materialien in die Mundhöhle immer auch deren Oberflächeneigenschaften im Hinblick auf Biofilmentstehung hinterfragt werden sollte.

##### **1.4.1. Entstehung der Zahnplaque**

Den Ausgangspunkt für die Entstehung von Plaque stellt die sogenannte Pellikel dar (Abbas *et al.*, 1985). Die Pellikel ist ein azellulärer Film von 0,1-1 µm Dicke der vor



allem aus sauren phosphathaltigen Proteinen, Glykoproteinen, Enzymen und Immunglobulinen besteht (Sonju und Rolla, 1973). Sie enthält initial keine Bakterien, sondern wird erst in den Minuten nach der Entstehung durch Bakterien aus dem Speichel besiedelt (Lie, 1975; Mayhall, 1970). Die Zusammensetzung der Pellikel spielt bei der Adhäsion der Bakterien während der Entstehung der Zahnplaque eine entscheidende Rolle (Salzmann, 1978). Die dahinterstehenden Kräfte sind vor allem Van-der-Waals-Kräfte, elektrostatische Anziehungskräfte, Calciumbrückenbindungen, Wasserstoffbrückenbindungen und Säure-Base-Bindungen (Hanning, 2009). Da die Pellikelproteine bei physiologischem pH-Wert negativ geladen sind müssen die ebenfalls an ihrer Oberfläche negativ geladenen Bakterien dieses Problem adressieren. Dafür produzieren die Bakterien positiv geladene Calciumionen und Dextran zum Transport an ihre Zelloberfläche. Durch die zusätzliche Produktion von Säuren sinkt der pH-Wert und ändern somit die pH-abhängige Ladung von Dextran, um eine Adhäsion an die Pellikel zu erreichen (Burne *et al.*, 1997; Song *et al.*, 2015). Nach der initialen Adhäsion von Frühbesiedlern, Streptokokken- und Aktinomyzetenstämme, kommt es zur Co-Adhäsion an deren Rezeptoren durch vorwiegend anaerob lebende Mikroorganismen, insbesondere *Fusobacterium nucleatum*. Diese Zunahme der mikrobiellen Diversität in der Zahnplaque führt dazu, dass sich bis zu 100 verschiedene Bakterienstämme in einem Individuum isolieren lassen, wohingegen bislang insgesamt über 700 Bakterienstämme in der menschlichen Mundhöhle gefunden wurden (Aas *et al.*, 2005; Dewhirst *et al.*, 2010). Im Weiteren kommt es zur Vermehrung der Bakterien und zur Ausbildung eines komplexen extrazellulären Netzwerkes, bestehend aus Polysacchariden, Proteinen, Lipiden und Nukleinsäuren, in das die verschiedenen Bakterienstämme eingelagert sind (Filoche *et al.*, 2004; Flemming und Wingender, 2001). Die Untersuchung von Biofilmen hat gezeigt, dass circa 10-25% der Masse eines Biofilms aus Bakterienzellen besteht, während die extrazelluläre Matrix die restlichen 75-90% stellen. Diese von den Bakterien synthetisierte Matrix stellt mehr als ein bloßes Gerüst da. Sie kann Moleküle binden, wie zum Beispiel Enzyme und somit biologisch aktiv sein (Flemming und Wingender, 2010). Im Weiteren fangen die Bakterien an sowohl synergistisch als auch antagonistisch miteinander zu interagieren. So kombinieren sie beispielsweise ihre metabolischen Möglichkeiten um Makromoleküle ihres Wirts, wie zum Beispiel Muzine, zu zerlegen um die Bestandteile zur Versorgung ihres Stoffwechsels nutzen

zu können (Do *et al.*, 2013). Auch die Kommunikation im Biofilm nimmt zu, wodurch mittels diffundierender Moleküle wie Peptiden die Genexpression zwischen den Mitgliedern des Biofilms koordiniert wird. Dadurch entwickelt der Biofilm eine strukturell und funktionell organisierte Einheit dessen biologische Eigenschaften besser sind als die der Summe der einzelnen Bakterien (Marsh, 2005; Zijnga *et al.*, 2010). Diese extrazelluläre Matrix erzeugt eine Kanalstruktur die es beispielsweise Antibiotika erlauben den Biofilm vollständig zu penetrieren, ohne in wirklichen Kontakt zu den Bakterienzellen zu kommen (Costerton, 1999).

#### **1.4.2. Spezielle Mikrobiologie der Plaque**

Diverse Bakterienstämme sind an der Entstehung der Zahnkaries beteiligt. Einer der wichtigsten Vertreter dieser Stämme ist das grampositive Bakterium *Streptococcus mutans* (Loesche, 1986). Obwohl *S. mutans* als Hauptverursacher der Karies gilt, konnte gezeigt werden, dass Zahnkaries auch auftreten kann, wenn *S. mutans* geringere Aktivität aufweist (Kleinberg, 2002). Dies hat zur Weiterentwicklung der spezifischen Plaquehypothese zur unspezifischen und weiter zur ökologischen Plaquehypothese geführt, welche eher die Störung der oralen Mikroflora zugunsten pathogener Mikroorganismen als Ursache der Karies sieht (Klinke *et al.*, 2009). So spielen auch *Actinomyces naeslundii*, sowie einige Vertreter der Gruppe *Lactobacillus spp* als säurebildende und säureresistente Bakterienstämme eine wichtige Funktion in der Entstehung von Karies (Marsh, 2010; Tanzer *et al.*, 2001). *Actinomyces naeslundii* scheint insbesondere bei der Wurzelkaries und im Stadium der Initialkaries, dem sogenannten White Spot, eine Rolle zu spielen, da er bei früher Besiedlung direkt am Pellikel anzuheften scheint (Aas *et al.*, 2008; Dige *et al.*, 2009). Diese drei Keime können somit als Hauptkeime der Kariesentstehung gesehen werden, wobei *S. mutans* in 90% der kariesaktiven Individuen in großer Menge vorkommt (Corby *et al.*, 2005; Munson *et al.*, 2004). Neben den Leitkeimen braucht es allerdings auch die hohe Zufuhr der entsprechenden Nährstoffe in Form von Mono- und Disacchariden durch die Nahrungsaufnahme des Menschen um die Säureproduktion aufrechtzuerhalten (Riccelli und Kelly, 2006).

#### **1.5. Grundzüge der Kariestherapie**

Während die Schmelzkaries reversibel sein kann, bedarf es bei der Therapie der Dentinkaries eines invasiven Vorgehens (Von der Fehr *et al.*, 1970). Das heißt, dass

mittels Präparation das erkrankte Gewebe entfernt wird und anschließend durch ein Ersatzmaterial die ursprüngliche Zahnanatomie wiederhergestellt werden muss (Angel Villegas *et al.*, 2019). Dazu können rotierende oder oszillierende Instrumente wie Diamantbohrer und Rosenbohrer, sowie Handinstrumente im Sinne von Löffel-Exkavatoren verwendet werden (Cianetti *et al.*, 2018; Sheets und Paquette, 2002). Weniger verbreitet bei der Kariesexkavation ist die Anwendung von Lasern und chemischen Exkavationsmethoden wie Carisolv® (RLS Global, Mölndal, Schweden), obwohl bei diesem gezeigt werden konnte, dass es sowohl substanzschonend als auch komfortabel für den Patienten ist (Aoki *et al.*, 1998; Lozano-Chourio *et al.*, 2006). Dies liegt vor allem an der geringeren Schmerzwahrnehmung durch den Patienten, da das erkrankte Dentin vor der mechanischen Entfernung durch das hypochlorithaltige Gel aufgeweicht wird. Dem steht, wegen der notwendigen wiederholten Applikation und Einwirkdauer des Gels, eine klinisch längere Behandlungsdauer, im Vergleich zur konventionellen mechanischen Kariesentfernung gegenüber, was die geringere Verbreitung dieses Systems erklären könnte (Fluckiger *et al.*, 2005). Das Ziel ist es bei der Präparation möglichst viel gesunden Schmelz und Dentin zu erhalten und die Pulpa vor Schädigungen zu schützen (Schwendicke *et al.*, 2015). Zugleich muss die Präparation auch dem verwendeten Restaurationsmaterial angepasst werden, um diesem eine Verankerung zu ermöglichen. Des Weiteren muss eine ausreichende Schichtstärke gegeben sein, um eine genügende Stabilität der Restauration zu gewährleisten. Zusätzlich werden gewisse Anforderungen an das Restaurationsmaterial gestellt. Neben ausreichender mechanischer Stabilität sind biologische Verträglichkeit und mögliche kariespräventive Effekte gefragt. Bei der Verwendung von direkten Kompositmaterialien finden hierbei vor allem die bei der Polymerisationsreaktion nicht eingebundenen Monomere Beachtung, die in der Folge in den Organismus diffundieren können. Diese werden als gering toxisch eingestuft, weshalb auf eine suffiziente Durchhärtung zu achten ist. Allerdings werden auch die Füllkörper durch mechanischen Verschleiß des Materials freigesetzt, wobei für Nanofüllkörper mit einer Größe von 2-75nm noch nicht abschließend geklärt ist, ob eine Ausscheidung über den Stuhl erfolgt. Keramiken hingegen gelten als biologisch inert, wobei hier zu beachten ist, dass diese häufig mit Kompositklebern einzementiert werden (Schmalz und Arenholt-Bindslev, 2005).

## 1.6. Therapie mit direkten Füllungsmaterialien

Zur direkten Therapie einer Kavität stehen plastische Füllungsmaterialien unterschiedlicher Klassen zur Verfügung. Zum einen die zahnfarbenen Komposite und Glasionomerzemente, zum anderen Amalgam und Stopfgold (Hellwig *et al.*, 2010). Diese werden in die Kavität eingebracht und härten dort über Lichthärtung oder chemische Härtung aus. Der Vorteil der direkten Restauration liegt in der schnellen und vergleichsweise kosteneffizienten Therapie eines vorhandenen Defekts. Limitationen der direkten Füllung liegen in der Regel in der zunehmenden Ausdehnung des vorhandenen Defekts, welcher dann die Therapie mit den meist stabileren indirekten Füllungsmaterialien in Form von Einlagefüllungen erforderlich macht.

Materialklasse	Unterklasse
Komposite	Makrofüllerkomposite
	Mikrofüllerkomposite
	Nanofüllerkomposite
	Hybridkomposite
	Ormocere
	Kompomere
	Silorane
Glasionomerzemente (GIZ)	Konventionelle GIZ
	Hybridionomere GIZ (Kunststoff-modifizierte GIZ)
	Metallverstärkte GIZ
Amalgam	
Stopfgold	
Modifizierte Komposite	
Keramiken	Feldspatkeramik
	Leuzitverstärkte Glaskeramik
	Lithiumdisilikatkeramik
	Zirkonverstärkte Lithiumdisilikatkeramik
	Zirkonoxid

Abbildung 2: Tabelle zur Übersicht über Restaurationsmaterialien

### **1.6.1. Glasionomerzemente**

Glasionomerzemente bestehen aus einer Pulver- und einer Flüssigkeitskomponente, die nach Vermischung über eine Säure-Basen-Reaktion aushärten (Mount, 2002). Diese Reaktion einer Polycarbonsäure mit einem Kalzium-Aluminium-Silikat-Glas führt innerhalb von zwei bis drei Minuten zur initialen Aushärtung des Materials, wobei eine vollständige Durchhärtung erst nach 24 Stunden erreicht wird (Sidhu und Nicholson, 2016). Charakterisierend sind hierbei zwei Aushärtungsphasen, wobei sich in der ersten Phase durch Ionisierung ein feuchtigkeitsempfindliches Calciumpolycarboxylat bildet, gefolgt von einer zweiten Phase, in der ein dreidimensional vernetzter Aluminiumpolycarboxylatkomplex mit einer wesentlich höheren Stabilität gebildet wird. Glasionomerzemente setzen über Zeit Fluoride frei und *in vitro* konnte gezeigt werden, dass diese langsame Freisetzung von Fluoriden die Plaquebildung um bis zu 80% hemmen kann (Palenik *et al.*, 1992; Randall und Wilson, 1999). Dabei wurde kein signifikanter Unterschied in der Fluoridfreisetzung zwischen konventionellen und kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen festgestellt (Robertello *et al.*, 1999). Trotzdem ist die Sekundärkaries eine der Hauptursachen für den Verlust einer Glasionomerzementfüllung, da diese trotz Bindung an die Zahnhartsubstanz eine wesentlich schlechtere Haftung als moderne Adhäsivsysteme bietet (Mjor, 1996; Thornton *et al.*, 1986). Des Weiteren haben sich Glasionomerzemente wegen ihrer geringeren Frakturresistenz und dem erhöhten Verschleiß des Materials nicht für die Verwendung lastragender Restaurationen bewährt, was in einer Studie von van Dijken mit Activa Bioactive (American Dental Systems, Vaterstetten, Deutschland) zu einer jährlichen Verlustrate von 25.3% geführt hat (van Dijken *et al.*, 2019). Durch die langsame Verdrängung von Amalgam wurden, aufgrund der einfacheren Handhabung im Vergleich zu Kompositen, verstärkt Glasionomerfüllungen als Ersatz gelegt, was sich allerdings in der bleibenden Dentition nicht bewähren konnte. Dagegen wurden im Milchgebiss gute Ergebnisse erzielt, was einen Einsatz in der Kinderzahnheilkunde rechtfertigt (Kilpatrick, 1993; Nicholson und Croll, 1997).

### **1.6.2. Komposite**

Unter Kompositen wird in der Zahnheilkunde ein zahnfarbendes, plastisches Füllungsmaterial verstanden, welches nach Einbringung in die Kavität chemisch oder mittels Energiezufuhr durch blaues Licht ausgehärtet wird. Komposite bestehen aus

den drei folgenden Hauptbestandteilen: der organischen Matrix, den Füllkörpern und einer Verbundphase. Für Kompositrestaurationen konnten jährliche Verlustraten von 1-3% gezeigt werden (Astvaldsdottir et al., 2015). Die sehr guten Materialeigenschaften konnten in einer Studie belegt werden, in der Patienten mit starken Abrasionsgebissen vollständige Rehabilitationen mit direkten Kompositrestaurationen erhielten und nach einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von dreieinhalb Jahren eine jährliche Verlustrate von 1,1-2,9% beobachtet werden konnte (Loomans et al., 2018). Fehler in der Oberflächenqualität von Kompositen können durch eingeschlossene Luft oder verlorengegangene Partikel entstehen (Valcke, 1978). Es konnte gezeigt werden, dass sich die Menge an *S. mutans* und Lactobazillen in der Plaque ein Jahr alter Restaurationen aus Glasionomerzement, kunststoffmodifiziertem Glasionomerzement und Kompositfüllungsmaterial nicht signifikant voneinander unterscheiden. Hierbei konnte gleichzeitig auch keine abweichende Menge der Bakterien auf Zahnschmelz gefunden werden (van Dijken et al., 1997). Dasselbe wurde in einer Studie von Persson beobachtet, die keinen signifikanten Unterschied im Bakterienwachstum auf Oberflächen eines ionenfreisetzenden Komposits, eines konventionellen Hybridkomposits und einer unbehandelten Schmelzoberfläche finden konnte (Persson et al., 2005). Generell zeigen Komposite keine plaquehemmenden bioaktiven Eigenschaften, wenn sie ihnen nicht bewusst zugesetzt werden, was aber nur geschehen sollte, wenn hierdurch andere Materialeigenschaften nicht negativ beeinflusst werden (Farrugia und Camilleri, 2015). So wurde an Kompositen CHX zugesetzt, was in verschiedenen Konzentrationen stets gute antimikrobielle Wirkung für *S. mutans*, *Porphyromonas gingivalis* und *Staphylococcus aureus* zeigte ohne dabei die Materialeigenschaften wie Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit zu beeinträchtigen (Boaro et al., 2019). Ähnliche Ansätze bestehen für Fluorid, Furanone und Benzalkoniumchlorid als antimikrobielle Wirkstoffe die Kompositen beigefügt werden (Wang et al., 2017; Wang et al., 2012; Weng et al., 2012). Der tatsächliche kariesprotektive klinische Effekt dieser Maßnahmen bleibt abzuwarten, da bisher ausreichend lange randomisierte klinische Studien fehlen (Pereira-Cenci et al., 2009).

### **1.7. Therapie mit indirekten Füllungsmaterialien**

Bei der Therapie mit indirekten Restaurationen kann auf Komposit, Metall- oder Keramikeinlagefüllungen in Abhängigkeit der jeweiligen Indikation zurückgegriffen werden. Dabei spielen die Lokalisation und die Ausdehnung der vorhandenen Karies, bei der Entscheidung welches Material gewählt wird eine entscheidende Rolle. Des Weiteren kommen patientenindividuelle Faktoren bei der Entscheidungsfindung zum Tragen. Die ästhetischen Ansprüche der Patienten sind über die vergangenen Jahrzehnte immer weiter gestiegen, was auch im Seitenzahnbereich den Einsatz von keramischen Restaurationen häufig erforderlich macht (Bergman, 1999). Dabei zeigen keramische Teilkronen aus der Feldspatkeramik Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) in einer prospektiven Split-Mouth Studie mit 58 eingegliederten Restaurationen eine ähnlich gute Performance wie Goldteilkronen hinsichtlich ihrer Randspaltqualität, postoperativer Hypersensibilität und Oberflächenqualität nach einem Beobachtungszeitraum von zwei Jahren (Federlin *et al.*, 2006). Zu einem ähnlichen Ergebnis kam eine retrospektive Studie mit einem Beobachtungszeitraum von fünf Jahren, bei der leuzitverstärkten Keramik IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) mit Cerec CAD (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) verglichen und Überlebensraten von 96,0% beziehungsweise 94,6% gezeigt wurden (Nejatidanesh *et al.*, 2015). Insbesondere die Entwicklung der digitalen Zahnheilkunde mit den Fortschritten in der CAD/CAM Fertigung erhöht somit den Bedarf an monolithischen Restaurationsmaterialien, die diesen Anforderungen gerecht werden. Auch IPS e.max konnte in einer Studie mit 1058 Kronen und Brücken überzeugende Ergebnisse in der Langzeitstabilität aufweisen. So zeigte sich eine kumulative 5-Jahres-Überlebensrate von 94,22% (Brandt *et al.*, 2019).

### **1.8. Einteilung der chairside CAD/CAM gefertigten Materialien**

Das CEREC®-System (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) ist seit seiner Markteinführung 1987 eines der am häufigsten genutzten Systeme zur Herstellung indirekter chairside Restaurationen, d.h. direkt in der Praxis gefertigter Restaurationen ohne Einbeziehung eines zahntechnischen Labors. Das CEREC®-System zeigt äußerst gute Erfolgsraten von 97,4% über einen Zeitraum von 4,2 Jahren (Martin und Jedyakiewicz, 1999). Eine weitere Studie von Otto kam bei einem Beobachtungszeitraum von bis zu 17 Jahren von 200 CEREC® Inlays immer

noch auf eine Erfolgsrate von 88,7% (Otto und Schneider, 2008). Für das CEREC®-System gibt es inzwischen eine große Bandbreite an kompatiblen Materialrohlingen aus unterschiedlichen Materialklassen, um ein breites Spektrum an Indikationen abdecken zu können.

### **1.8.1. Leuzitverstärkte Glaskeramik**

Leuzitverstärkte Glaskeramiken werden seit Jahrzehnten in der Zahnheilkunde eingesetzt. Zunächst als Verblendkeramik für Metallgerüste, aber mit der Weiterentwicklung der Adhäsivtechnik auch als vollkeramisches Restaurationsmaterial mit einer üblichen Biegefestigkeit von 120-140 MPa (Chen *et al.*, 2011). Sie werden durch kontrollierte Kristallisation feiner Glaspulver hergestellt (Theocharopoulos *et al.*, 2013). Der Leuzitanteil ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$ ) in diesen Keramiken beträgt so bis zu 45% (Cattell *et al.*, 2005). Es konnte gezeigt werden, dass in einer Röntgenphotoelektronenspektroskopie (XPS Analyse) die Struktur der Oberflächen verschiedener leuzitverstärkter Glaskeramiken nicht voneinander zu unterscheiden waren, was zu dem Schluss führt, dass verschiedene Produkte dieser Materialklasse ähnliche Oberflächeneigenschaften aufweisen dürften (Hooshmand *et al.*, 2001). Bei einer Rauheitsbestimmung mit einem Profilometer konnte eine mittlere Rauheit von  $.342 \mu\text{m}$  mit Glanzbrand und  $.221 \mu\text{m}$  nach Politur ermittelt werden (Gonuldas *et al.*, 2019). Trotz der vergleichsweise niedrigen Festigkeit konnte für Inlays und Onlays aus IPS Empress nach acht Jahren eine 92%ige Überlebensrate gezeigt werden, wobei nur 6 von 96 Restaurationen gebrochen sind (Kramer und Frankenberger, 2005). Dabei haben weder der Ersatz von Höckern noch das Fehlen einer Schmelzbegrenzung einen signifikanten Unterschied in der Überlebensrate gezeigt. Ähnliche Ergebnisse wurden in einer anderen Studie mit IPS Empress Kronen gefunden, wo nach 11 Jahren noch 95,2% von 125 eingegliederten Kronen in situ waren. Auch hier war die primäre Ursache für den Verlust der Restauration die Fraktur des Materials und keine Sekundärkaries (Fradeani und Redemagni, 2002). Mit Sekundärkaries ist hierbei die Entstehung einer neuerlichen Karies an überstehenden, undichten oder schadhafte Restaurationsrändern gemeint, welche zu den sogenannten Prädilektionsstellen zählen. Dies steht im Einklang mit einer weiteren Studie, die die relativen Anteile an *Streptococcus mutans* und Lactobazillen in der Plaque auf Schmelz, Kompositfüllungen, Calcium-Aluminium-Zementfüllungen und leuzitverstärkten Keramiken miteinander verglichen hat. Dabei konnten keine



signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Oberflächen gefunden werden (Konradsson *et al.*, 2006).

### **1.8.2. Lithiumdisilikatkeramik**

Lithiumdisilikatkeramiken bestehen aus ca. 70% Lithiumdisilikatkristallen, die in einer Glasmatrix eingelagert sind. Sie eignen sich aufgrund ihrer guten mittleren Biegefestigkeit von ca. 350 MPa sehr gut zur Herstellung monolithischer Restaurationen im Frontzahn- oder Seitenzahnbereich, aber auch als Gerüstmaterial für Verblendkeramiken. Dies macht sie zu einem bereits sehr gut geeigneten Material für monolithische Keramikrestaurationen, was das Risiko von Chipping bei ansonsten notwendigen Verblendungen vermeiden würde (Sieper *et al.*, 2017). Die langjährige Erfahrung mit dieser Materialklasse hat die Zuverlässigkeit im Hinblick auf Haltbarkeit und Ästhetik gezeigt. So waren nach 5, 10, 15 Jahren in einer retrospektiven Fallserie von 2017 die Überlebensraten von insgesamt 74 Restaurationen bei 92%, 85.5%, und 81.9%. Insgesamt sind 13 Restaurationen verloren gegangen, davon 4 wegen Sekundärkaries, 2 wegen Versagen der Klebefuge und 7 weil das Material gebrochen ist (van den Breemer *et al.*, 2017). Auch für drei-gliedrige Brücken zum Ersatz von Prämolaren konnten Kern und Kollegen gute Zahlen nachweisen. So waren nach 10 Jahren noch 87,9% der Brücken funktionstüchtig (Kern *et al.*, 2012). In einem aktuellen Review hingegen wurden eher gemischte Daten gefunden. So schlussfolgerten die Autoren, dass sowohl für den Front- wie auch den Seitenzahnbereich Lithiumdisilikat bei Einzelzahnrestaurationen gut geeignet ist und eine ähnliche gute Performance zeigt wie Metallkeramikrestaurationen, wohingegen bei drei bis vier Restaurationseinheiten eher Zirkon zu bevorzugen ist (Zarone *et al.*, 2019).

### **1.8.3. Zirkonoxidverstärkte Lithium-Silikatkeramiken**

Die Verwendung von Zirkonoxid hat die Materialeigenschaften von verschiedenen vollkeramischen Restaurationsmaterialien verbessert. Bei den zirkonverstärkten Lithiumsilikatkeramiken mit einem Anteil von ca. 10% am Gewicht, soll das Zirkon durch einen Phasenwechsel von einem tetragonalen in einen monoklinischen Zustand mit einer Volumenzunahme das Risswachstum unterbinden, was zu einer hohen Frakturresistenz führt (Manicone *et al.*, 2007). Mit einer Biegefestigkeit von 445 MPa für VITA SUPRINITY® (VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland)

konnte so eine Überlegenheit gegenüber IPS e.max gezeigt werden (Elsaka und Elnaghy, 2016). Nichtsdestotrotz haben Sieper und Kollegen in ihrer Studie eine geringere Bruchfestigkeit als bei Lithiumdisilikatkeramiken gefunden. In dieser Studie wurden unter feuchten Bedingungen mit wechselnden Temperaturen 1.200.000 Kauzyklen auf 1,00mm und 0,80mm Materialproben in einem Kausimulator durchgeführt, um zum einen die Bruchfestigkeit, wie auch den Einfluss der Materialdicke auf die Bruchfestigkeit zu überprüfen (Sieper et al., 2017). Zusätzlich wurde für VITA SUPRINITY® eine niedrigere Rauigkeit der Oberfläche mittels Profilmeter als bei IPS e.max nachgewiesen (Vichi et al., 2018). Zudem hat die geringere Größe der Lithiumsilikatkristalle von circa 500-700nm im Vergleich zu den 2000-4000nm der Lithiumdisilikatkristallen auch bei den lichtoptischen Eigenschaften einen Vorteil, was eine höhere Ästhetik ermöglicht.

#### **1.8.4. Kunststoffmodifizierte Keramiken**

Diese Materialklasse besteht aus einem Keramiknetzwerk, welches dem von Feldspatkeramiken ähnelt, das mit Aluminiumoxid angereichert und von einem Polymer aus Urethandymethylacrylat und Triethylen Glykol Dimethacrylat durchdrungen ist (Sieper et al., 2017). VITA ENAMIC® (VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) als ein Vertreter dieser Klasse besteht aus 86 Gew-% Keramik und 14 Gew-% Polymer, wovon wiederum 75 Vol-% anorganisch sind. Sie ähneln somit erstmal den Kompositen für die direkte Füllungstechnik. Die Beigabe von Nanopartikeln soll die mechanischen Eigenschaften gegenüber direkten Kompositen verbessern, indem die Festigkeit und Abrasionsbeständigkeit erhöht wird. Wobei hier VITA ENAMIC® im Unterschied zu GC Cerasmart (GC Europe, Leuven, Belgien) und LAVA Ultimate (3M Espe, Seefeld, Deutschland) aus einem porösen vorgesinterten Feldspatkeramikblock besteht, der unter Hitze und Druck mit einem Polymer infiltriert wird (He et al., 2011). Vorteile dieser Materialien gegenüber direkten Kompositmaterialien ist die erhöhte Konversionsrate der Monomere und die fehlende Polymerisationsschrumpfung durch die intraorale Lichthärtung (Spitznagel et al., 2014). Die Biegefestigkeit wird mit 130 MPa angegeben und ähnelt somit der von gewöhnlichen Silikatkeramiken. Dabei ist das Elastizitätsmodul und die Vickershärte dem von menschlichen Schmelz und Dentin ähnlicher als bei konventionellen Keramiken (Swain et al., 2016). Die statische Bruchlast ist für VITA ENAMIC® sogar höher als für VITA SUPRINITY® und liegt bei  $2381 \pm 219$  N im

Vergleich zu 2015 ± 270 N (Sieper *et al.*, 2017). Daraus lässt sich ableiten, dass die polymerinfiltrierten Keramiken eine Alternative zu den bewährten keramischen Restaurationsmaterialien darstellen. Die Oberflächenrauigkeit dieser Materialien wurde am Beispiel von VITA ENAMIC® kontrolliert und es wurde festgestellt, dass die von VITA empfohlenen Politur Sets eine bessere Oberflächenqualität liefern als ein Überzug mit einem Coating Material (Ozarslan *et al.*, 2016).

#### **1.8.5. Monolithisches Zirkon**

Wie bereits erwähnt, nimmt Zirkon sowohl als Beigabe in Restaurationsmaterialien zur Verbesserung der Materialeigenschaften, wie auch als Gerüstmaterial für Verblendkronen eine große Rolle ein. In jüngerer Zeit findet Zirkon allerdings auch mehr als reines Restaurationsmaterial Anwendung, da das Chipping des Verblendungsmaterials die häufigste Komplikationsrate für Metallkeramikronen darstellt (Larsson und Wennerberg, 2014). So wurde in einer Studie mit 90 monolithischen Kronen, von denen 97,8% im Seitenzahnbereich lokalisiert waren, eine frakturfreie Überlebensrate von 100% nach drei Jahren festgestellt, im Vergleich zu 98,5% bei 72 Verblendkeramikronen im gleichen Zeitraum (Bomicke *et al.*, 2017). Kritisch gesehen wird allerdings häufig die schwere Bearbeitbarkeit der Oberfläche und den daraus eventuell entstehenden Nachteilen für den Patienten, wenn die Oberflächengüte nicht optimal gestaltet wird. In einer Studie, die klinische Daten seit 2010 berücksichtigt hat, kam man aber zu dem Ergebnis, dass monolithische Zirkonrestorationen durchaus gut polierbar sind, allerdings ein Glanzbrand nicht unbedingt zu empfehlen ist (Miyazaki *et al.*, 2013).

#### **1.9. Unterschiedliche Oberflächenvergütungen**

Nach der Herstellung oder Anpassung einer Restauration ist es obligatorisch die bearbeitete Oberfläche nachzubearbeiten, um ein möglichst gutes Ergebnis im Hinblick auf Plaqueakkumulation, Patientenkomfort, Abrasion der übrigen Dentition und Ästhetik zu erzielen (Lee *et al.*, 2019). Man geht davon aus, dass raue Oberflächen, egal ob auf Schmelz oder einer Restauration, als Hauptfaktor die Ansammlung von Plaque begünstigen können. Hierbei kommt kleinen Rissen oder Defekten in der Oberfläche als Keimpunkt für Bakterienadhäsion eine besondere Bedeutung zu. Es konnte mittels Rasterelektronenmikroskopie gezeigt werden, dass diese kleinen Defekte als Ausgangspunkt für eine bakterielle Besiedlung der

restlichen Zahnoberfläche dienen (Rashid, 2014). Dies kann zu parodontalen Erkrankungen und Karies als Folge der erleichterten Biofilmbildung führen (Quiryne und Bollen, 1995; Waerhaug, 1956). Hierbei hat die Untersuchung einer Reihe von Splitmouth Studien eine Rauigkeit R(a) von über 0,2µm als Grenze für eine zunehmende Plaqueakkumulation ausgemacht (Teughels *et al.*, 2006). Bei einer Untersuchung der Oberflächenrauigkeit von leuzitverstärkter Feldspatkeramik, Feldspatkeramik, Mikrohybrid- und Mikrogefüllten Kompositen und Zahnschmelz zeigte sich, dass mit zunehmender Rauigkeit der Oberfläche die Adhäsion von *S. mutans* zunahm (Kantorski *et al.*, 2008). Zum selben Ergebnis kam eine Untersuchung bei der insgesamt 48 Proben aus monolithischem Zirkon auf 4 unterschiedliche Arten poliert wurden. Auch hier wurde mit abnehmender Rauigkeit eine Abnahme im Biofilmwachstum von *S. mutans* festgestellt (Lee *et al.*, 2019).

### **1.9.1. Politur**

Sowohl durch Politur als auch Glanzbrand lässt sich die Oberflächenrauigkeit herabsetzen. Zum einem durch die Vereinheitlichung der oberflächlichen Partikelgröße und das Abtragen von kleineren Defekten der Oberfläche beim Polieren, zum anderen durch die Maskierung von Mikrorissen und Porositäten beim Glasieren der Restauration (Albakry *et al.*, 2004). Entgegen der Erwartung, dass durch das Aufbrennen einer Glasschicht die Oberfläche glatter sein müsste als bei einer Politur, konnte gezeigt werden, dass die Oberflächenrauigkeit bei der Politur niedriger ist als beim Glanzbrand (Gonuldas *et al.*, 2019). Auch Vichi und Kollegen kamen zu demselben Ergebnis beim Vergleich von SUPRINITY® und IPS e.max. So haben sie mehrere Versuchsgruppen mit VITA Akzent Plus Paste, VITA Glanzbrand Spray, IPS e.max CAD Crystall/Glaze Paste, IPS e.max Glaze Spray und die jeweiligen Politursysteme miteinander verglichen und auch hier eine Überlegenheit der Politur im Hinblick auf Oberflächenrauigkeit gefunden. Insgesamt zeigte sich VITA SUPRINITY® auch als besser polierbar im Vergleich zu IPS e.max (Vichi *et al.*, 2018).

### **1.9.2. Glanzbrand**

In einer weiteren Untersuchung mit IPS e.max wurde gezeigt, dass entgegen der natürlichen Erwartung der Glanzbrand die größte Oberflächenrauigkeit hatte ( $1.32 \pm 0.19 \mu\text{m}$ ), während polierte IPS e.max Press- ( $0.11 \pm 0.02 \mu\text{m}$ ) und IPS e.max CAD-

( $0.10 \pm 0.02 \mu\text{m}$ ) Proben signifikant glatter waren. Zugleich stieg auch das Wachstum von *Streptococcus mutans* auf den Proben mit zunehmender Rauigkeit (Vo *et al.*, 2015). Hier fanden sich signifikant mehr CFU's pro ml (colony forming units) hergestellter Bakteriensuspension nach 48-stündiger Inkubation für den Glanzbrand ( $61,82 \pm 13,76$ ), als bei IPS e.max CAD ( $12,86 \pm 1,70$ ) und IPS e.max Press ( $6,62 \pm 2,74$ ). Diese Ergebnisse im Hinblick auf die Rauigkeit wurden in einer weiteren Studie bestätigt, in der zwei Politursysteme mit einem Glanzbrand verglichen wurden, und auch hier die Politur eine wesentlich glattere Oberfläche ergab. Zugleich wurde allerdings bei einem der Politursysteme in dieser Studie eine Abnahme der Biegefestigkeit festgestellt (Mohammadibassir *et al.*, 2019).

## **2. Fragestellung und Zielsetzung**

Diese Studie soll das Biofilmwachstum verschiedener kariopathogener Bakterienstämme auf verschiedenen modernen CAD/CAM Restaurationmaterialien in Abhängigkeit von ihrer Oberflächenvergütung überprüfen. Insbesondere liegt hierbei das Interesse im Vergleich von polierten Oberflächen und solchen, die mit einem keramischen Glanzbrand vergütet wurden.

Dazu soll überprüft werden, ob die Ergebnisse der bisherigen Studien im Hinblick auf die Überlegenheit der Politur gegenüber dem Glanzbrand bei der Rauigkeit der Oberfläche bestätigen können. Des Weiteren wird erwartet, dass auf den glatteren Oberflächen weniger Plaquewachstum als auf den raueren zu finden ist. Ziel ist es auch, einen signifikanten Unterschied im Bakterienwachstum zu zeigen und somit dahingehende Vorteile bestimmter Materialien oder Oberflächenvergütungen im Hinblick auf mögliche Sekundärkariesbildung herauszuarbeiten.

### 3. Material und Methode

Nach der Auswahl geeigneter mit der Entstehung der Karies assoziierter Markerkeime wurde eine Auswahl an gängigen CAD/CAM Materialien getroffen. Aus diesen wurden anschließend im zahntechnischen Labor Proben in geeigneter Form mit unterschiedlichen Oberflächenvergütungen hergestellt. Zur Anzucht des Biofilms wurden die Bakterien kultiviert und anschließend in einem geeigneten Nährmedium zusammen mit den Proben bebrütet. Nach der Disruption des Biofilms von den Proben wurden die Bakterien erneut kultiviert und die Anzahl der kolonieformenden Einheiten bestimmt. Anschließend wurde eine statistische Auswertung der vorliegenden Parameter durchgeführt, um mögliche Zusammenhänge zwischen Material, Oberflächenvergütung und Keimart festzustellen. Zur Übersicht ist in Abbildung 3 der Studienablauf graphisch dargestellt.

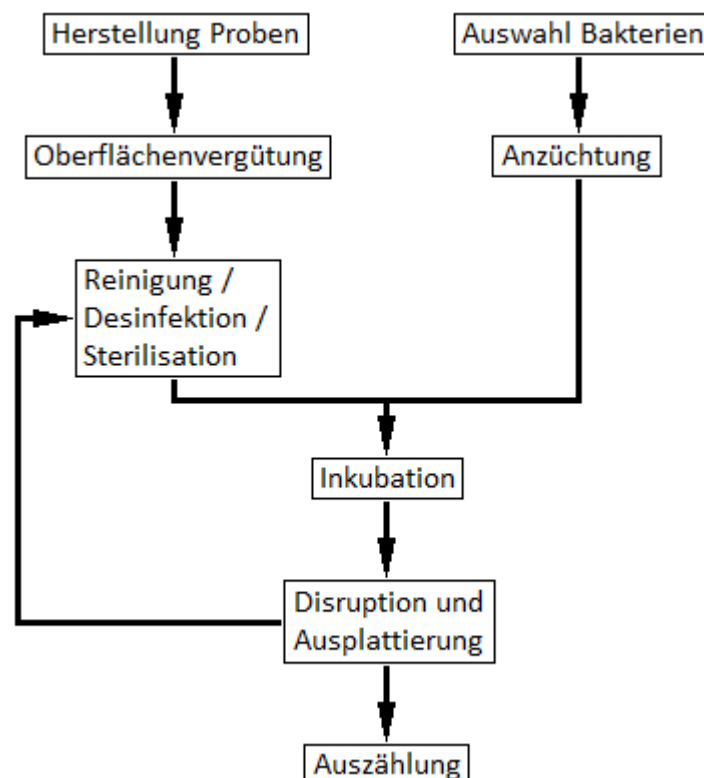


Abbildung 3: Graphische Darstellung des Studienablaufs

#### 3.1. Verwendete Mikroorganismen

Für eine Studie zur Untersuchung des Zusammenhangs von Kariesindizes und dem Auftreten gegenüber antimikrobiellen Peptiden unterschiedlich empfindlicher

kariespathogenen Bakterienstämmen, wurde von Goeke und Kollegen Plaque- und Speichelproben von 105 Probanden entnommen (Goeke *et al.*, 2018). Dazu wurde Plaque mit sterilen Wattepellets auf den Oberkiefer Molaren gesammelt und mit modifizierten Selektivmedien *Streptococcus mutans*, *Actinomyces naeslundii* und *Lactobacillus spp.* isoliert und kultiviert. Für *S. mutans* wurde ein Mitis-Salivarius-Bacitracin AGA mit Kalium-Tellurit und Sacchrose versetzt. Des Weiteren wurde ihm Kanamycinmonosulfat als Antibiotikum und Bacitracin zugesetzt, um andere Gram-negative und Gram-positive Erreger in ihrem Wachstum zu hemmen. Für *A. naeslundii* wurde einem Cadmium Sulfate Fluoride Acridine Trypticase Agar, auf Basis eines Tryptic Soy Broth mit D-Glucose, Cadmiumsulfat, Acriflavin, Natriumfluorid, Parafuchsin, 5% v/v defibriniertes Pferdeblut und Kalium-Tellurit zugegeben. Zur Isolation von *Lactobacillus spp.* wurde Lactobacillus-Selection-Agar verwendet, der neben Essigsäure Vancomycin enthält. Nach morphologischer Selektion der Keime wurden diese auf einer Columbia-Agarplatte erneut kultiviert und optisch auf das Vorliegen einer Reinkultur kontrolliert. Die Speziesbestimmung erfolgte anschließend im Max-von-Pettenkofer Institut der Universität München mit Hilfe einer Matrix-assisted Laser Desorption/Ionization time of flight mass spectrometry (MALDI-TOF MS). Zur Stammerhaltung der Zielkeime wurden mehrere Kolonien eines Keimes nach der Speziesbestimmung in einem Cryo-Röhrchen mit 1000 µl in bakterienspezifischen Medien und 10% Glycerin mit einem Vortexmixer gelöst und bei -196°C in der flüssigen Phase des Stickstoffs eingefroren. Für die vorliegende Untersuchung wurde von jeder der drei Keimarten eine Population gewählt die gutes Wachstumsverhalten gezeigt hat.

### **3.2. Anzüchtung der Bakterien**

Die erwähnten Bakterienstämme wurden aus der Gasphase des flüssigen Stickstoffs, wo sie gelagert waren, entnommen und auf Schädler-Agarplatten mit Vitamin K1 und 5% Schafsblut (BD, Heidelberg, Deutschland) als nährstoffreiches Medium angezüchtet. Dazu wurde eine Impföse (VWR, Darmstadt, Deutschland) in der aufgetauten Bakteriensuspension eingetaucht, um Flüssigkeit aufzunehmen und auf dem Nährmedium mit einem Drei-Felderausstrich verteilt. Anschließend wurden die Agarplatten in einen Brutschrank (Thermo Electron Corporation, Waltham Massachusetts, USA) bei 37°C, 5,8% CO<sub>2</sub> in der Atmosphäre und einer Luftfeuchtigkeit von 60% inkubiert. Nach einer Inkubationszeit von 48 Stunden



wurden die Platten entnommen. Auf diese Weise wurde mit allen verwendeten Bakterienstämmen verfahren.

### **3.3. Auswahl der CAD/CAM Materialien**

Bei der Auswahl der Materialien sollte ein breites Spektrum an modernen CAD/CAM Materialien abgedeckt werden, gleichzeitig aber auch innerhalb einer Materialklasse Vergleiche gezogen werden können. Des Weiteren sollten die Materialien in der sogenannten chairside Verarbeitung, im Rahmen des CEREC®-Systems (Dentsplysirona, Bensheim, Deutschland) anwendbar sein, da vor allem im chairside Bereich die Frage nach der Oberflächenvergütung eine entscheidende Rolle im Hinblick auf eine Kosten-Nutzen-Abwägung spielt (siehe Abbildung 4). Letztlich wurde sich für die Leuzitverstärkte Glaskeramik Empress (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland), die Lithium-Disilikatkeramik e.max (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland), die zirkonoxidverstärkten Lithium-Disilikatkeramiken Celtra Duo (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland), SUPRINITY® (VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), die modifizierten Keramiken ENAMIC® (VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), Cerasmart (GC Europe, Leuven, Belgien) und Lava Ultimate (3M Espe, Seefeld, Deutschland) entschieden (siehe Abbildung 5). Des Weiteren sollte ein monolithisches Zirkon zum Vergleich dienen. Hierfür wurde priti® (Pritidenta, Leinfelden-Echterdingen, Deutschland) gewählt. Wegen des Kunststoffanteils der modifizierten Keramiken steht für diese nur die Politur der Oberfläche zur Verfügung. Für die weiteren Materialien wurde jeweils die Oberfläche einmal poliert und einmal mit einem zugehörigen Glanzbrand vergütet. Zusätzlich wurde bei e.max ein zweiter Glanzbrand, bei dem die Kristallisation der Probe und der Glanzbrand in einem Schritt erfolgt (Crystal-Glaze-Verfahren), ausgewählt.

Klasse	Name	Oberflächen	Abkürzung
Leuzitverstärkte Glaskeramik	Ivoclar Vivadent IPS Empress CAD	Politur	EP
		Glanzbrand IPS Empress Universal Glaze	EG
Lithiumdisilikatkeramik	Ivoclar Vivadent IPS e.max CAD	Politur	eP
		Glanzbrand IPS Ivocolor Glaze	el
		Glanzbrand IPS e.max CAD Crystall/Glaze	eC
Zirkonverstärkte Lithiumsilikatkeramik	Dentsply Sirona Celtra Duo	Politur Diamant <60µm+Gummipolierer	CP
		Glanzbrand Celtra Glasur	CG
	VITA SUPRINITY®	Politur VITA SUPRINITY® Polishing Set	SP
		Glanzbrand VITA Akzent Plus	SG
Kunststoffmodifizierte Keramiken	VITA ENAMIC®	Politur VITA ENAMIC® Polishing Set	En
	GC Cerasmart	Politur	Ce
	3M ESPE Lava Ultimate	Politur	La
Zirkon	Pritidenta priti™ ZrO <sub>2</sub>	Glanzbrand VITA Akzent Plus	Zi

Abbildung 4: Verwendete Materialien und Oberflächenvergütungen

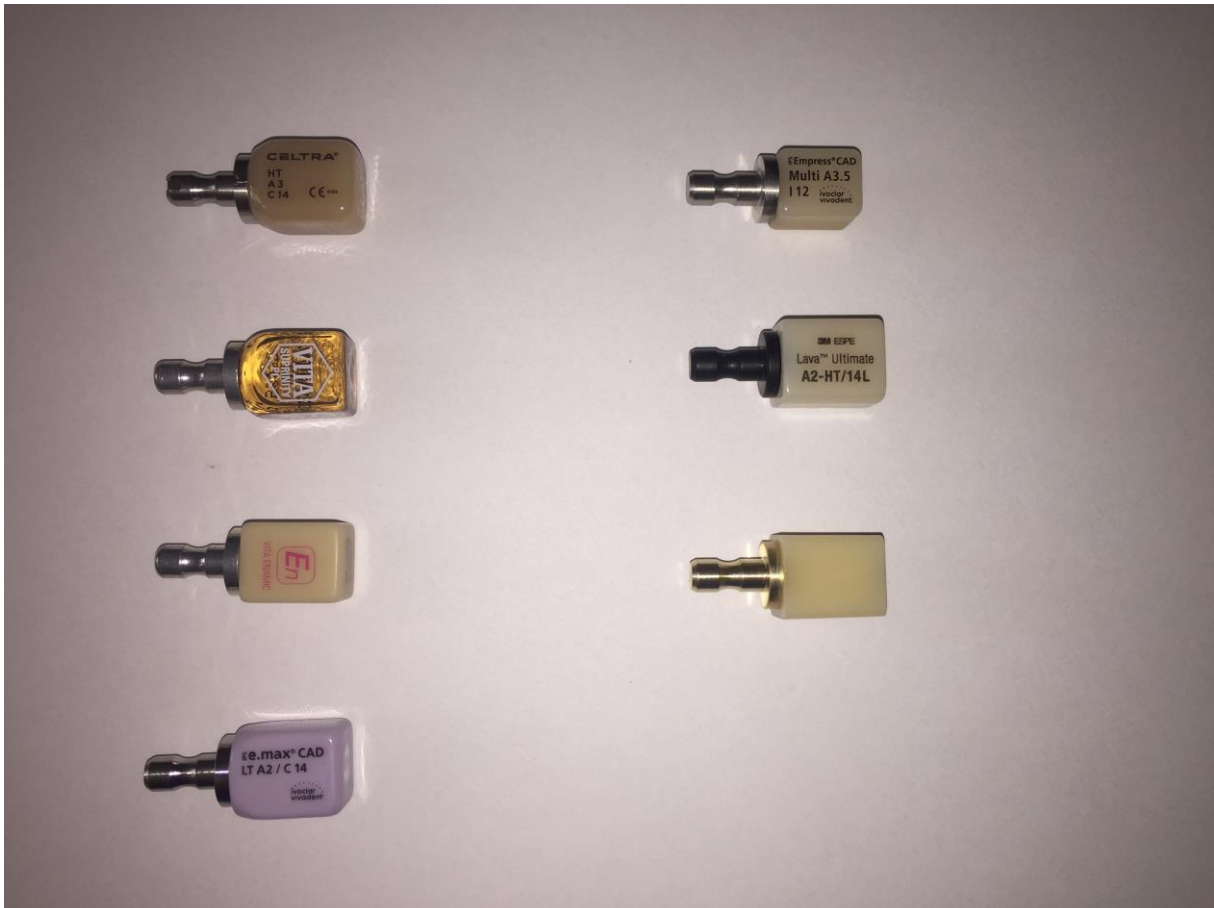


Abbildung 5: Materialrohlinge links v.o.n.u Dentsply Sirona Celtra Duo, VITA Suprinity®, VITA Enamic®, IPS e.max CAD rechts v.o.n.u. IPS Empress CAD, 3M Espe LAVA™ Ultimate, GC Cerasmart

### 3.4. Herstellung der Materialproben

Die Materialien wurden in einem Zahntechnischen Labor hergestellt. Dafür wurde zuerst eine geeignete Form für die Proben gewählt, damit diese in einer 48er Well Platte aufrechtstehend eingebracht und wieder entnommen werden konnten (siehe Abbildung 6.). Hierfür bot sich ein kreisrundes Hydroxylapatit Plättchen an, das an einer Seite abgeflacht wurde, bis es den Anforderungen entsprach. Anschließend wurde das hergestellte Muster im Labor eingescannt und je fünf Exemplare für jede Paarung von Material und Oberflächenvergütung aus den Rohlingen gefräst.

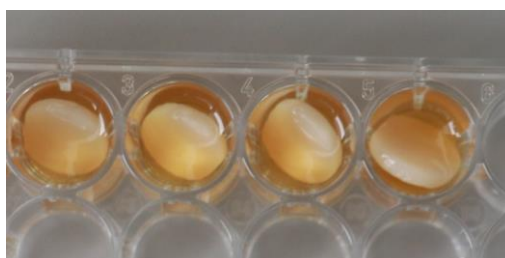


Abbildung 6: Materialproben in BHI in 48er WellPlatte

### 3.4.1. Scan und CAD/CAM Fräsung

Der Scan des Hydroxylapatit Rohlings wurde mit einem Medit T500 Scanner (Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) mit einem Streifenlicht Scanverfahren durchgeführt. Zur Erstellung eines offenen Standard Triangulation Language Datensatzes (STL) wurde die Software Collab Scan (exocad GmbH, Darmstadt, Deutschland) verwendet. Im nächsten Schritt musste der erstellte STL Datensatz in DS Cam (Dental Softworks GmbH, Wahlsburg, Deutschland) exportiert werden, um mit Hilfe der Software einen Datensatz für die Fräseinheit zu erstellen. Als Fräseinheit kam die 5-Achs-Fräsmaschine Tizian Cut 5.2 Plus zum Einsatz (Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) (siehe Abbildungen 7-10).



Abbildung 7: Medit T500 Scanner

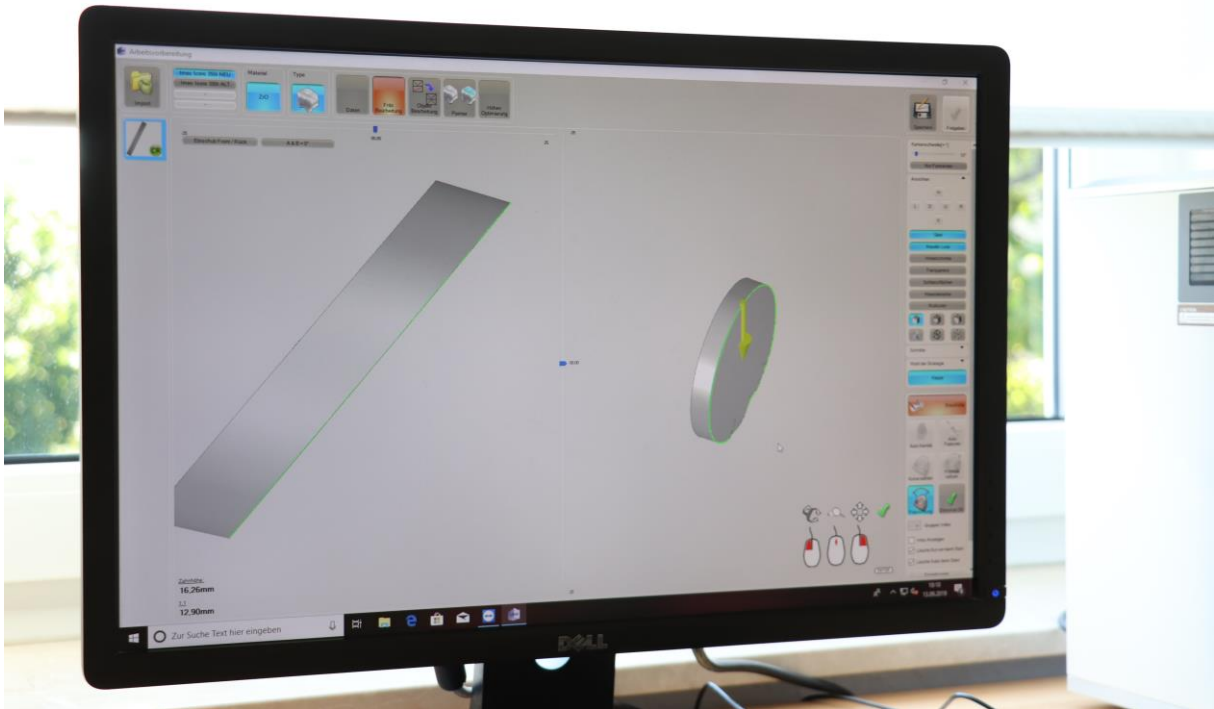


Abbildung 8: Erstellung des STL Datensatzes der Materialrohlings

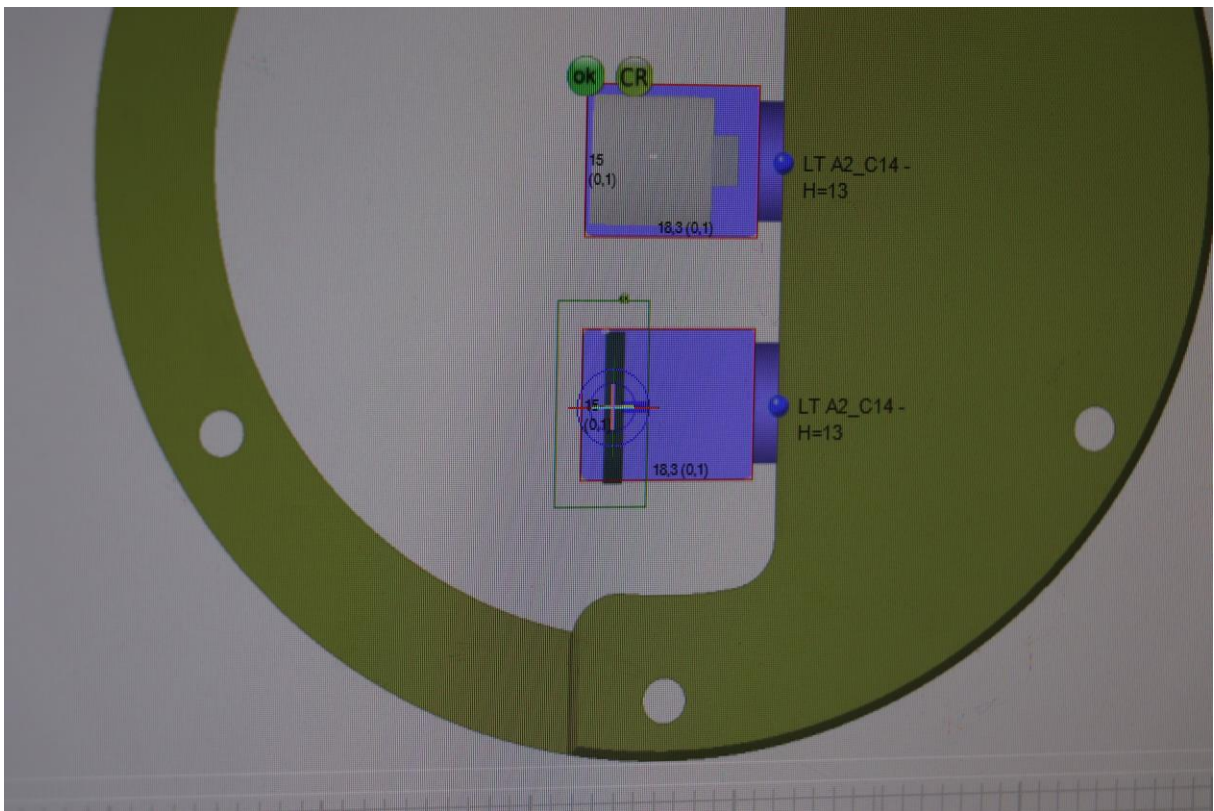
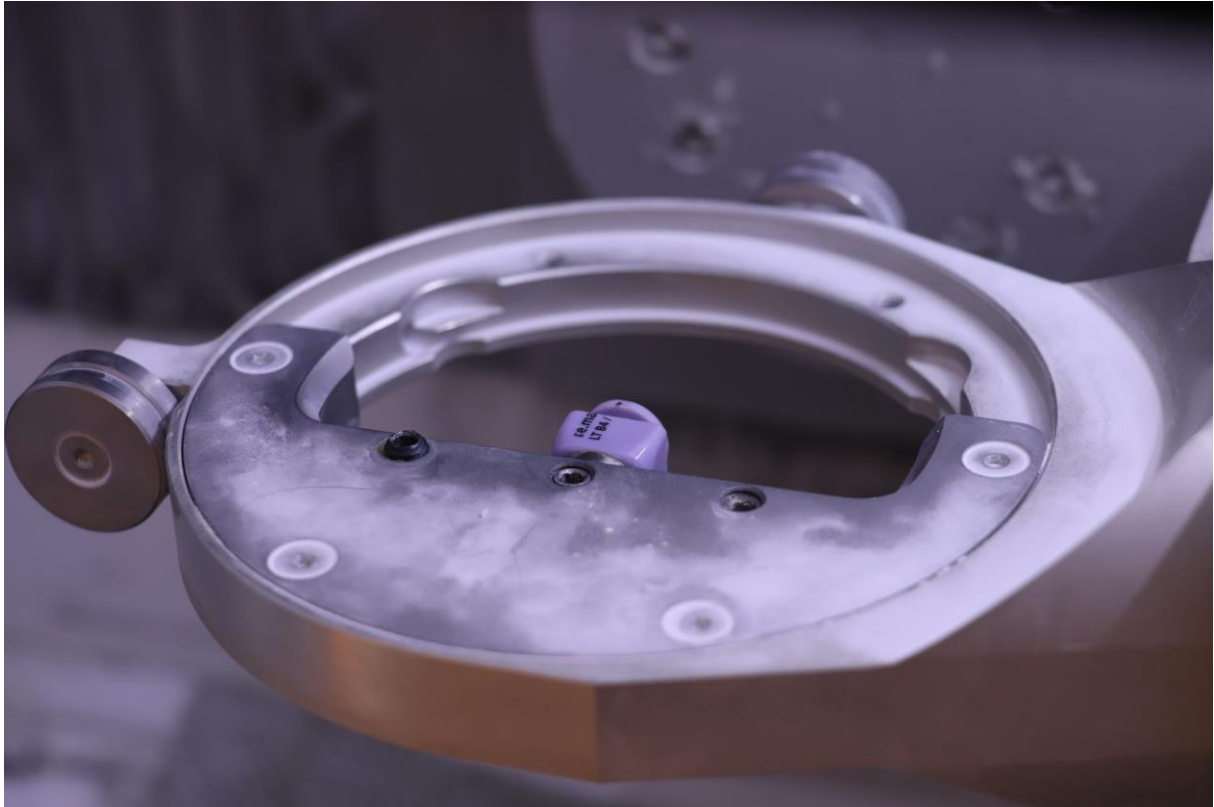


Abbildung 9: Einfügen des designten Rohlings in den Fräsdatensatz

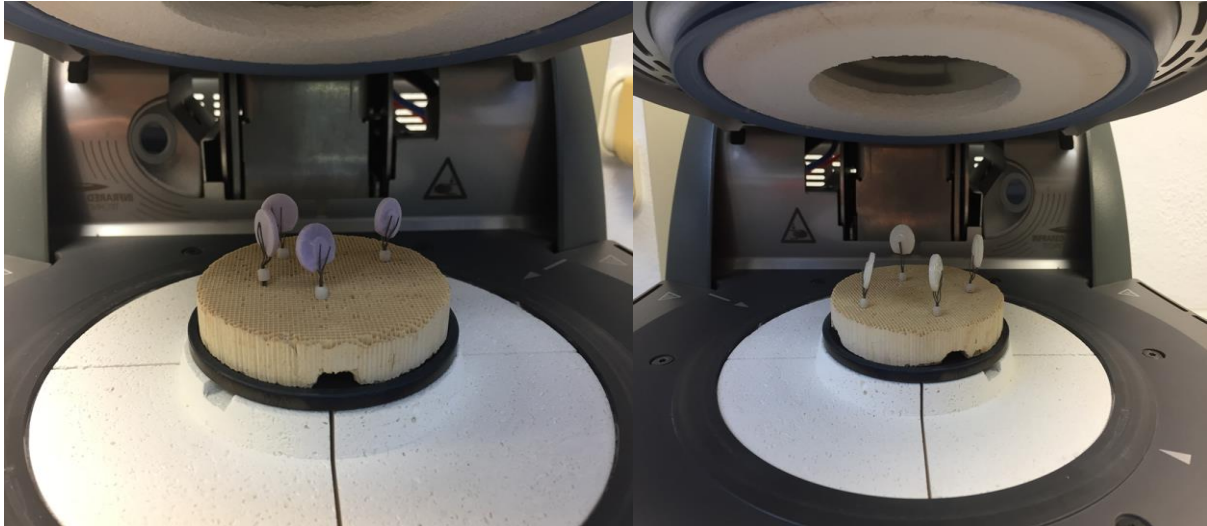


*Abbildung 10: Gefräste Materialprobe noch in der Fräsmaschine eingespannt*

### **3.4.2. Oberflächenvergütung**

Für jedes Material wurden je Oberflächenvergütung fünf Proben hergestellt, um mögliche Unterschiede der Oberflächengüte, bedingt durch den Herstellungsprozess, im späteren Verlauf ausschließen zu können. Die Materialien Celtra Duo, SUPRINITY® und IPS e.max CAD müssen erst in einem Kristallisationsbrand in den hochfesten Zustand überführt werden, was nach Herstellerangaben im Brennofen Programat P700 (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) erfolgte (Brennparameter siehe Anhang). Beispielhaft an IPS e.max CAD ist in Abbildung 11 der Phasenwechsel nach dem Brennvorgang im Farbwechsel zu erkennen. Das vormals lilafarbene Material hat nun Zahnfarbe angenommen.





*Abbildung 11: Rohlinge im Brennofen vor (links) und nach (rechts) Kristallisationsbrand*

Die Materialien wurden im Weiteren nach Herstellerangaben poliert. Von der Firma Vita wurden systemeigene Politursets für ENAMIC® und SUPRINITY® entwickelt und von uns verwendet. Bei Ivoclar Vivadent wurden Empfehlungen des Herstellers für Schleifkörper bereitgestellt. Soweit nicht anders angegeben, wurde die Politur mit Diamant- und Gummipolierern in abnehmender Körnung vorgenommen. Für die Hochglanzpolitur wurde DiaPolisher Paste (GC Europe, Leuven, Belgien) verwendet und die Politur abschließend mit einem Wollrad (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) abgeschlossen. Die Glanzbrände der Materialien erfolgten ebenfalls im oben genannten Brennofen Programat 710 nach Herstellerangaben. Dazu wurden jeweils das Pulver und die Flüssigkeit der jeweiligen Glasurmasse mit einem Kunststoffspatel unter Anweisung eines Zahntechnikmeisters vermischt und mit einem feinen Maderhaarpinsel aufgetragen. Die Proben wurden dann punktförmig fixiert (siehe Bild oben) um eine möglichst geringe Auflagefläche zu generieren, da die Plättchen rundum mit Glasurmasse bedeckt werden sollten um exakte Ergebnisse zu erhalten. Die Brennparameter wurden individuell für jedes Material einprogrammiert und durchgeführt. Nach der Entnahme wurde der Glanzbrand optisch auf seine Qualität kontrolliert. Bei unzureichender Qualität wurde der Glanzbrand mechanisch abgetragen und die Glasur wiederholt. Für alle Materialien wurden die dazugehörigen Glasurmassen verwendet. Eine Ausnahme bildete hier priti® wo ebenfalls, wie bei VITA SUPRINITY® die VITA AKZENT® PLUS GLAZE verwendet wurde, um einen Vergleich zu haben, ob es bei der Adhäsion der Bakterien eine Rolle spielt, was sich unter der Glasurschicht befindet.

Ein weitere Besonderheit war die Untersuchung mit IPS e.max CAD Crystall/Glaze. Hierbei wurde die Kristallisation der Materialprobe in Kombination mit dem Glasurbrand durchgeführt, um auch hier eventuelle Unterschiede im Bakterienwachstum feststellen zu können. Dies ist von besonderem Interesse, da dieses zeitsparende Vorgehen insbesondere für die Anwendung in der Praxis interessant ist.

### **3.5. Biofilmzuchtung und Biofilmdisruption**

Vor der Anzüchtung des Biofilms wurden die Materialproben fünf Minuten in einer 20%igen Chlorhexidinlösung (Sigma-Aldrich, St. Louis, Missouri, Vereinigte Staaten) in einem Ultraschallbad gewaschen, im Thermodesinfektor (Miele & Cie. KG, G 7883 CD, Gütersloh, Deutschland) gereinigt und im Autoklaven (HP Medizintechnik GmbH, Varioklav 135T, Oberschleißheim, Deutschland) sterilisiert. Anschließend wurden die Plättchen mit einer sterilen Pinzette in eine 48er Wellplatte (Greiner Bio-One International GmbH, Cellstar 48 Well Cell Culture Plate, Kremsmünster, Österreich) gegeben und mit 1 ml Bacto™ Brain-Heart-Infusion (BD, Heidelberg, Deutschland) bedeckt. Dieses wurde zuvor nach Herstellerangaben hergestellt, indem 37 g des Pulvers in 1 Liter destilliertem Wasser gelöst und anschließend bei 121°C für 15 Minuten sterilisiert wurden (siehe Abbildung 12).



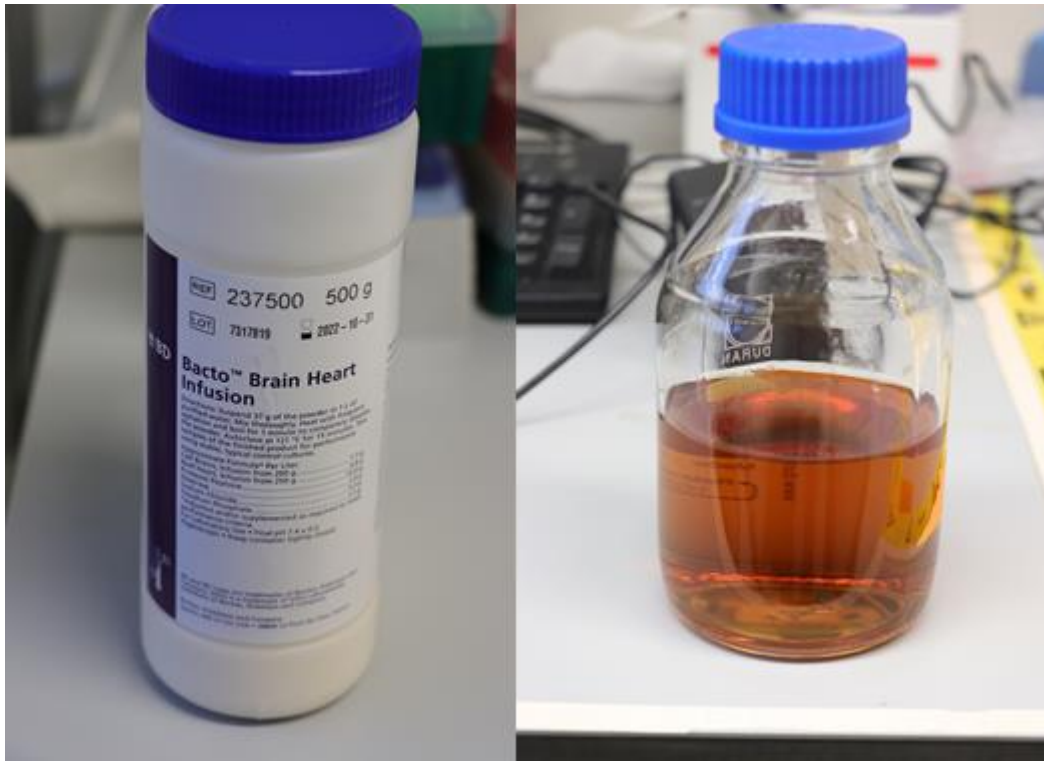


Abbildung 12: BHI Pulver (links) und BHI in Lösung nach dem Autoklavieren (rechts)

Zur Herstellung der Bakteriensuspension wurde eine Impföse (VWR, Darmstadt, Deutschland) genommen und durch die vorher im Drei-Felder-Ausstrich angezüchteten Bakterien gezogen, um eine ausreichend große Menge Bakterien aufzusammeln. Das Material wurde anschließend in 500  $\mu$ l NaCl in einem Eppendorfgefäß in Lösung gebracht. So wurden je 100  $\mu$ l dieser Lösung zu jeder Materialprobe in die bereits vorbereitete Wellplatte gegeben. Die so vorbereitete Wellplatte wurde dann für fünf Tage in den Brutschrank gestellt.

### 3.6. Anzüchtung und Quantifizierung der Bakterienkolonien

Zur Entnahme der Plättchen nach der Zeit im Brutschrank wurde eine sterile Pinzette verwendet. Die Plättchen wurden anschließend mit steriler Kochsalzlösung (Fresenius Kabi, Bad Homburg, Deutschland) vorsichtig abgewaschen, um den Biofilm auf dem Plättchen nicht zu zerstören. Dies sollte sicherstellen, dass nur planktonische, nicht in dem Biofilm integrierte Bakterien entfernt werden, um diese nicht fälschlicherweise mit anzuzüchten und zu quantifizieren. Anschließend musste der Biofilm der Plättchen disruptiert werden. Dafür wurde in ein verschließbares 15 ml Polystyrolgefäß (Greiner Bio One, Kremsmünster, Österreich) 1 ml sterile Kochsalzlösung gegeben und das Plättchen hinzugefügt. Zur Disruption wurde das

verschlossene Gefäß für 30 Sekunden auf einem Vortex Mixer (neoLab, Heidelberg, Deutschland) gestellt. Von der dadurch entstandenen Bakteriensuspension wurden 100 µl zur Erstellung einer Verdünnungsreihe in ein vorbereitetes Eppendorfgefäß mit 900 µl steriler Kochsalzlösung gegeben und wieder auf dem Vortexmischer durchmischt. Mit vier weiteren Eppendorfgefäßen zu je 900 µl wurde genauso verfahren, um Verdünnungsstufen von 1:10 bis 1:100000 zu erhalten. Zur Veranschaulichung dieses Vorgangs ist in Abbildung 13 die Verdünnungsreihe illustriert.

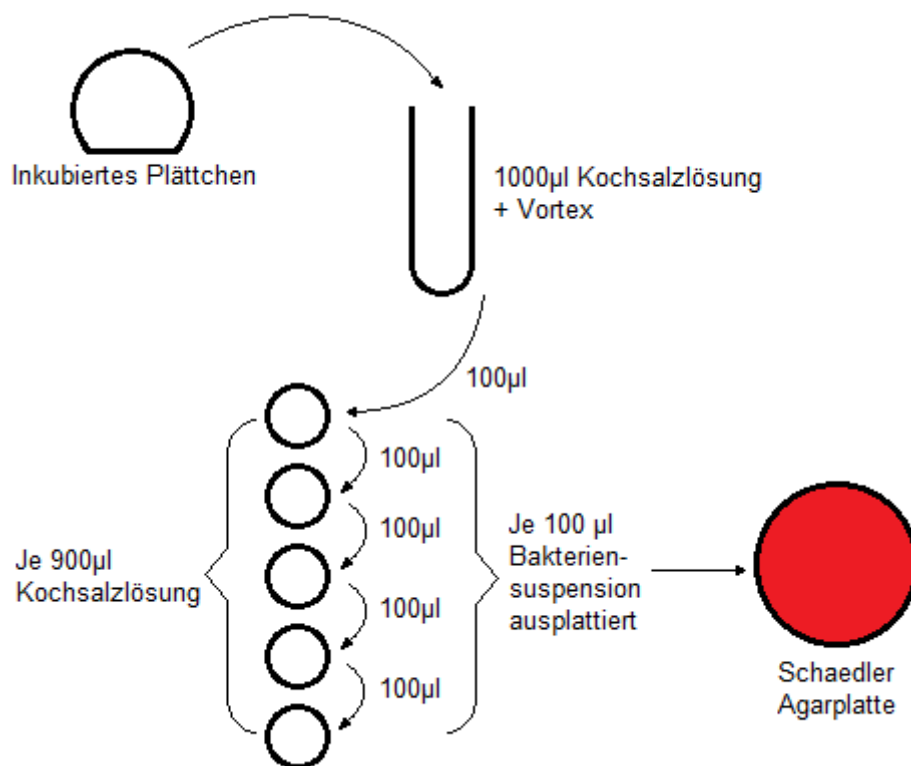


Abbildung 13: Schematische Darstellung der Verdünnungsreihe

Je 100 µl dieser Lösungen der Verdünnungsreihe wurden anschließend auf Schaedler-Agar Platten (BD, Heidelberg, Deutschland) mit einem Plattierspatel (VWR, Darmstadt, Deutschland) auf einem Drehteller ausplattiert. Nach 48 Stunden Verweildauer im Brutschrank mit den obigen Parametern, konnten die gewachsenen Kolonien bestimmt, (Colony Forming Units, CFU/ml) die Bakterien gezählt und dokumentiert werden. Dazu wurden die zwei jeweils zur Auszählung am besten geeigneten Platten jedes Plättchens genommen (siehe Abbildung 14). Dabei wurde auf Platten mit ca. 250 Kolonien eine Viertelung der Platte vorgenommen und ein Viertel ausgezählt. Dieses Ergebnis wurde dann für die ganzen Platte aufmultipliziert.



*Abbildung 14: Zwei Unterschiedliche Verdünnungsstufen nach dem Ausplattieren bereit zur Auszählung der CFU's*

### **3.7. Statistische Auswertung**

Um die erhobenen Ergebnisse deskriptiv darzustellen, wurden zunächst Tabellen und Grafiken erstellt. Zur Auswertung der erhobenen Daten wurden Methoden der explorativen Statistik angewandt. Zum Test auf Normalverteilung wurde der Kolmogorow-Smirnow-Lilliefors-Test und der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt (Signifikanz  $p < 0,05$ ). Um die Daten der Materialien untereinander zu analysieren wurde wegen der nicht normalverteilten Daten der Kruskal-Wallis-Test (Signifikanz  $p < 0,05$ ) angewandt. Als Post-Hoc-Analyse wurde der Bonferroni-Test angewandt. Für den Vergleich Politur und Glanzbrand für ein bestimmtes Material wurde der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Alle statistischen Auswertungen wurden mit Hilfe einer Statistik-Software durchgeführt (SPSS, Version 25, SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

## 4. Auswertung

In dieser Studie wurden acht verschiedene Materialien mit insgesamt 13 unterschiedlichen Oberflächen untersucht. Hierbei wurden fünf Keramiken und drei Kunststoffe gewählt. Diese wurden mit drei unterschiedlichen Keimen bebrütet. Für jede Kombination aus Material und Oberflächenvergütung und Keim wurden drei Durchgänge der Biofilmanzucht auf jeder der fünf hergestellten Materialproben durchgeführt. Es wurden jeweils zwei Verdünnungsstufen für die Auswertung ausgezählt (n=15). Im Mittel lagen die Colony forming Units (CFU/ml) bei 3961519,3. Für *Actinomyces naeslundii* lag die durchschnittliche CFU/ml bei 11535754,1. Für *Streptococcus mutans* bei 20603,2 CFU/ml und bei *Lactobacillus spp* waren es 328200,5 CFU/ml (siehe Abbildung 15).

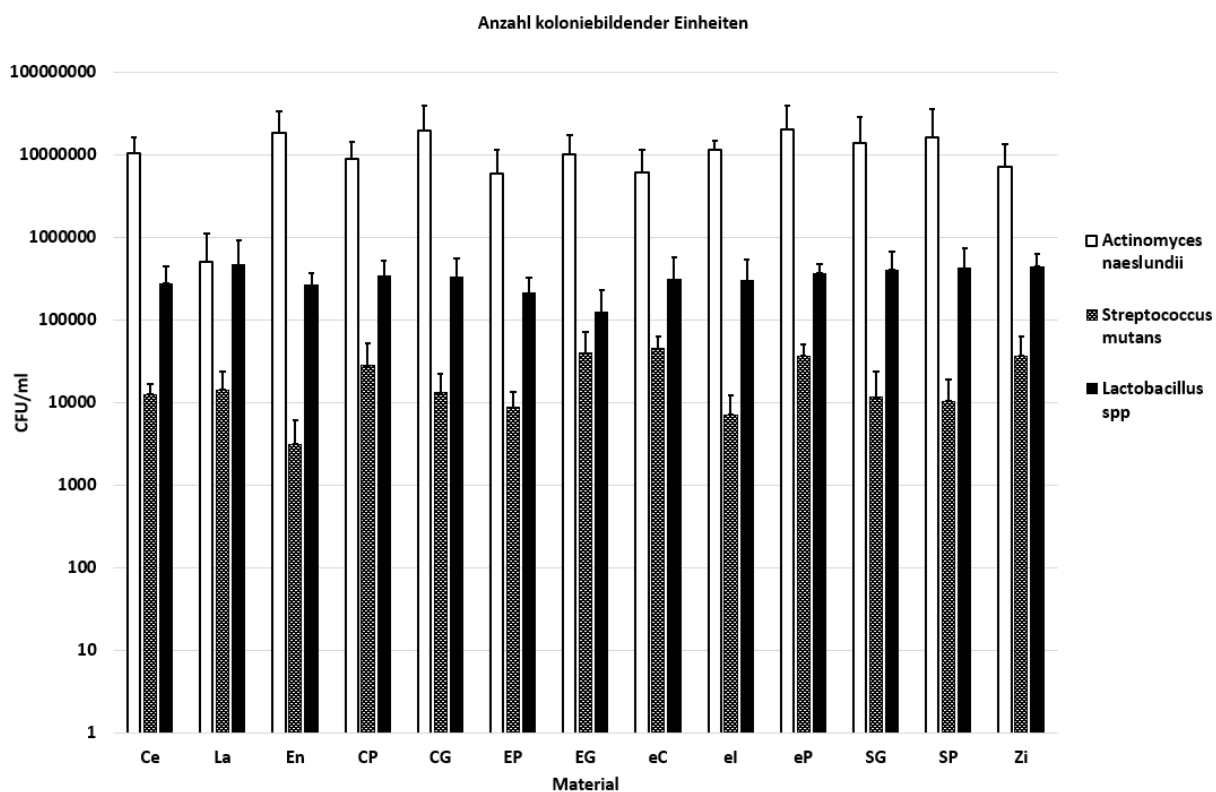


Abbildung 15: Anzahl der Colony forming Units des jeweiligen Materials für *Actinomyces naeslundii* (A133), *Streptococcus mutans* (S17) und *Lactobacillus spp* (L21)

Der Test auf Normalverteilung ergab für alle Materialien und Oberflächenvergütungen bei den drei verwendeten Keimen, dass die erhaltenen Werte normalverteilt sind. Es sollen im Weiteren die Colony forming Units (CFU/ml) in Abhängigkeit von Material und Oberflächenvergütung dargestellt werden. Zuerst lässt sich festhalten, dass sowohl für polierte Materialien ( $p = 0,008$ ;  $p = 0,000$ ;  $p =$

0,000), wie auch für Glanzbrände ( $p < 0,001$ ;  $p = 0,013$ ;  $p = 0,005$ ) die CFU/ml nicht identisch sind, d.h. dass zwischen den Materialien in Abhängigkeit der Keimart signifikante Unterschiede bestehen. (Abbildungen 16,17).

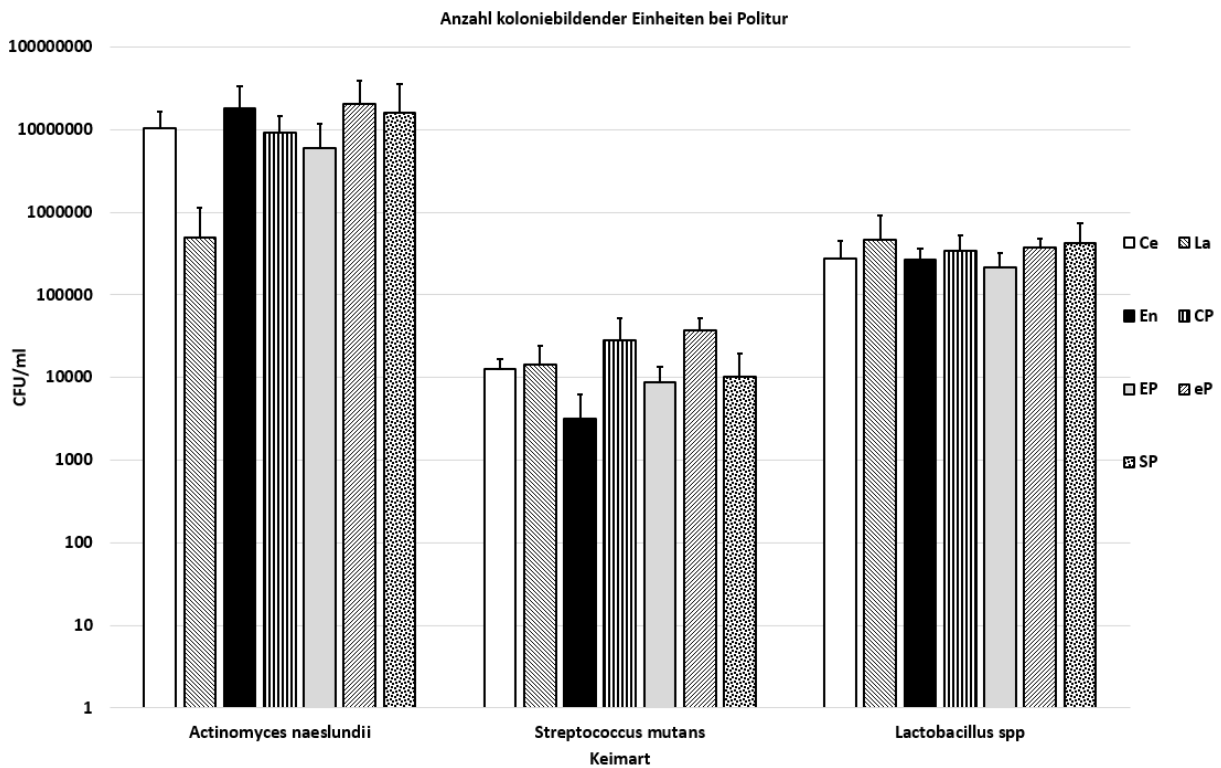


Abbildung 16: Colony forming Units bei Politur des jeweiligen Materials für *Actinomyces naeslundii* (A133), *Streptococcus mutans* (S17) und *Lactobacillus spp* (L21)

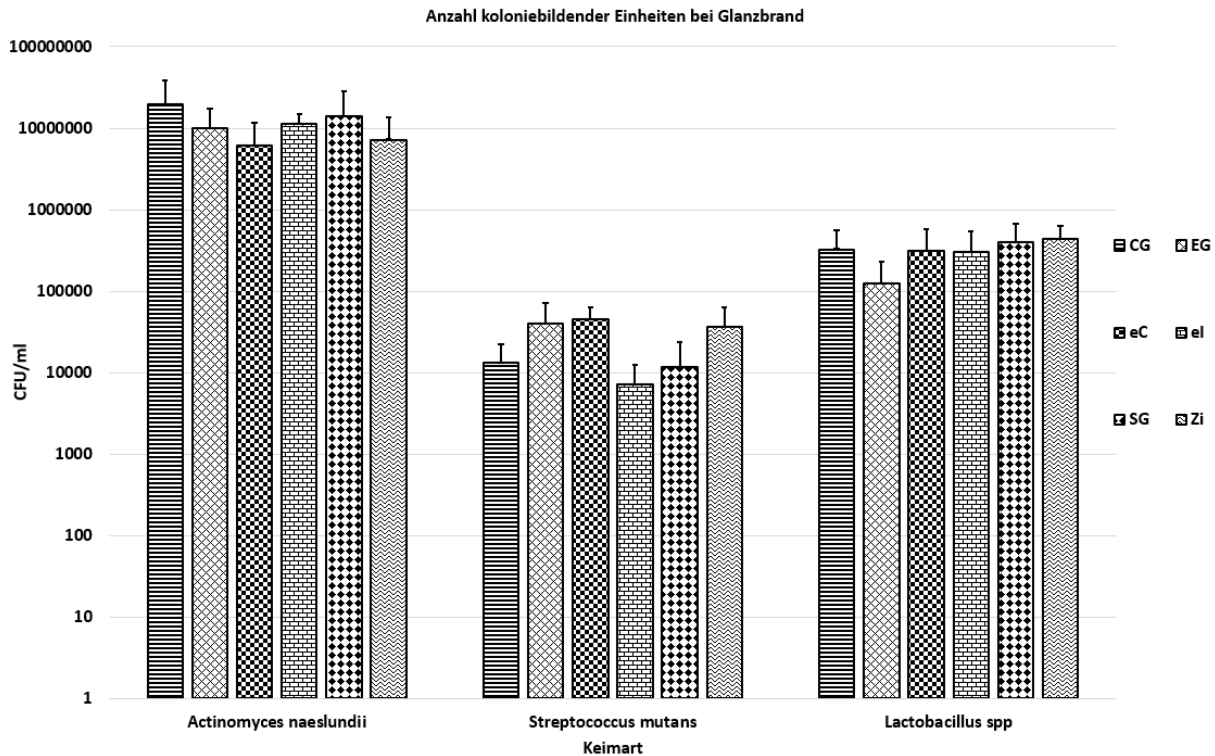


Abbildung 17: Colony forming Units bei Glanzbrand des jeweiligen Materials für *Actinomyces naeslundii* (A133), *Streptococcus mutans* (S17) und *Lactobacillus spp* (L21)

Abhängig von der Keimart konnten je unterschiedliche Materialien das geringste Bakterienwachstum vorweisen, wobei die Unterschiede hier beim paarweisen Vergleich mit dem Kruskal-Wallis-Test nicht immer signifikant waren. So war nach der Bonferroni-Korrektur bei polierten Oberflächen für *Lactobacillus spp* nur noch für IPS Empress CAD und IPS e.max CAD ein signifikanter Unterschied in den CFU/ml zugunsten von IPS Empress CAD ( $p = 0,029$ ) (siehe Abbildung 18).

Für *Actinomyces naeslundii* zeigte sich, dass insbesondere Lava Ultimate signifikante Vorteile im Bakterienwachstum im Vergleich zu Celtra Duo, SUPRINITY®, Cerasmart, IPS e-max CAD und VITA ENAMIC® hat ( $p = 0,02$ ;  $p = 0,001$ ;  $p = 0,001$ ;  $p < 0,0001$ ;  $p < 0,0001$ ). Zusätzlich konnte auch IPS Empress CAD im Vergleich zu IPS e.max CAD und VITA ENAMIC® eine signifikant niedrigere CFU/ml vorweisen ( $p = 0,018$ ;  $p = 0,013$ ) (siehe Abbildung 19). Die Unterschiede zwischen den restlichen Materialpaarungen wiesen keine Signifikanzen auf.

Etwas mehr signifikante Unterschiede konnten bei *Streptococcus mutans* gefunden werden. So hat auch hier VITA ENAMIC® signifikant weniger CFU/ml als Lava Ultimate, Cerasmart, Celtra Duo und IPS e.max CAD ( $p = 0,011$ ;  $p = 0,006$ ;  $p < 0,0001$ ;  $p < 0,0001$ ). Zugleich konnte bei IPS Empress CAD im Vergleich zu IPS

e.max CAD ein niedrigeres Bakterienwachstum nachgewiesen werden ( $p < 0,0001$ ). Auch gegen Lava Ultimate konnte IPS e.max CAD nur ein schlechteres Ergebnis erzielen ( $p = 0,059$ ) (siehe Abbildung 20). Ansonsten waren allerdings auch hier keine weiteren signifikanten Unterschiede in der Zahl der CFU/ml zwischen den unterschiedlichen Materialienpaarungen nachweisbar.

Auch bei den Glanzbränden ergaben sich signifikante Ergebnisse im paarweisen Vergleich für alle drei Bakterienspezies. So hatte hier IPS Empress CAD bei *Lactobacillus spp.* weniger CFU/ml als VITA Suprinity® und das verwendete Zirkonoxid von Pritidenta ( $p = 0,007$ ;  $p < 0,0001$ ) (siehe Abbildung 18). Die restlichen Materialpaarungen hatten keine signifikanten Unterschiede im Bakterienwachstum.

*Actinomyces naeslundii* zeigt ein signifikant höheres Wachstum auf Celtra Duo im Vergleich zu Pritidentas Zirkonoxid ( $p = 0,006$ ) (siehe Abbildung 19). Für die weiteren Materialpaarungen waren keine signifikanten Unterschiede feststellbar.

Für *Streptococcus mutans* zeigte VITA Suprinity® ein signifikant niedrigeres Bakterienwachstum als IPS Empress CAD ( $p = 0,027$ ) (siehe Abbildung 20). Für die weiteren Materialpaarungen waren keine signifikanten Unterschiede feststellbar.

Beim Vergleich der unterschiedlichen Oberflächenvergütungen für ein Material ergaben sich ebenfalls signifikante Unterschiede je Keim.

Für *Lactobacillus spp* zeigte sich nur für IPS Empress CAD eine signifikant niedrigere CFU/ml zugunsten von IPS Empress Universal Glaze im Vergleich zur Politur ( $p = 0,016$ ). Die restlichen Paarungen zeigten keine signifikanten Unterschiede in den CFU/ml.

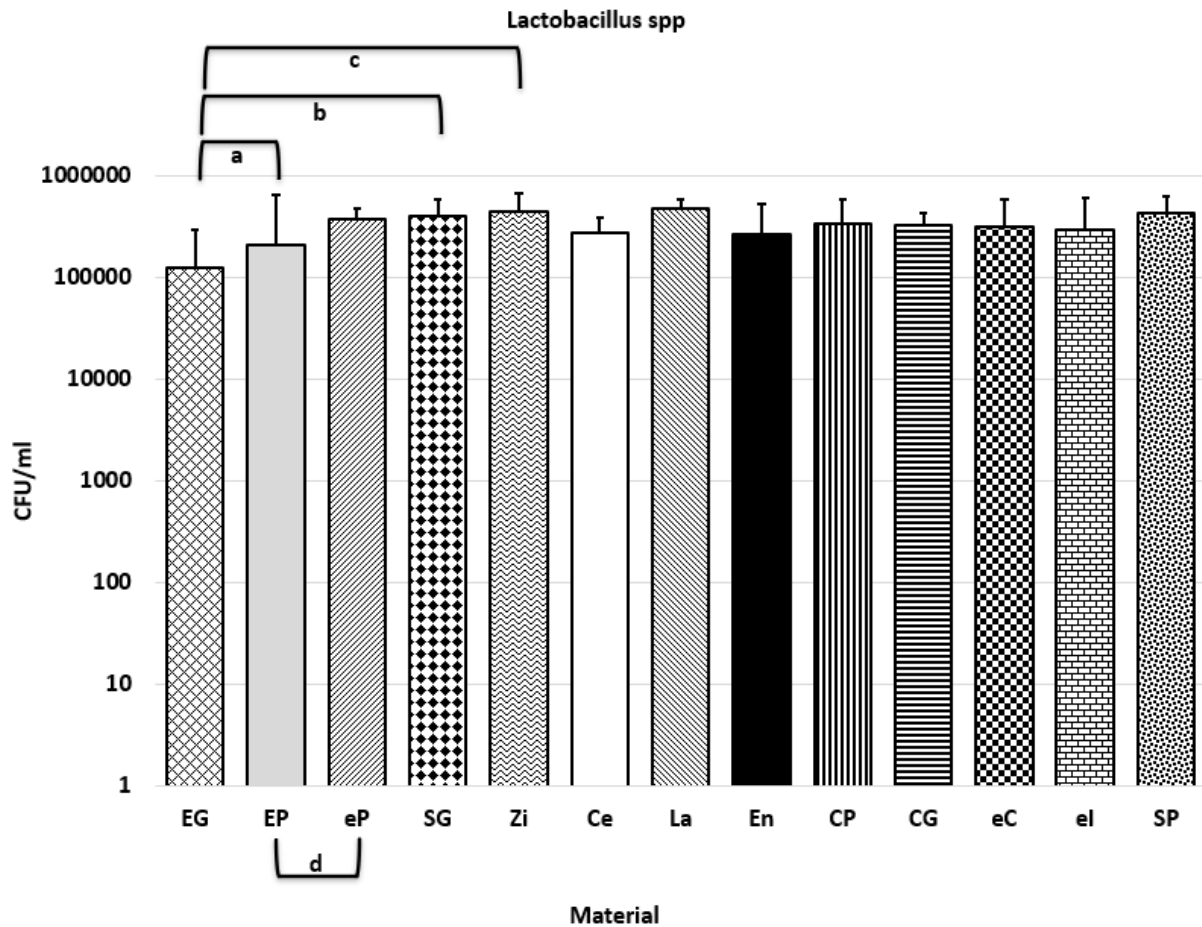


Abbildung 18: Signifikante Unterschiede im Bakterienwachstum vom *Lactobacillus spp* abhängig vom Material (<sup>a</sup>  $p = 0,016$ ; <sup>b</sup>  $p = 0,007$ ; <sup>c</sup>  $p < 0,0001$ ; <sup>d</sup>  $p = 0,029$ )

Im Vergleich kam bei *Actinomyces naeslundii* ein signifikanter Unterschied in den CFU/ml zugunsten von IPS e.max Crystal Glaze im Vergleich zu IPS e.max Ivocolor und der Politur heraus ( $p = 0,030$ ;  $p < 0,0001$ ). Des Weiteren war beim Glanzbrand von Celtra Duo gegenüber Politur signifikant mehr Biofilm Wachstum nachzuweisen ( $p = 0,006$ ). Bei den weiteren verglichenen Paarungen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in den CFU/ml.



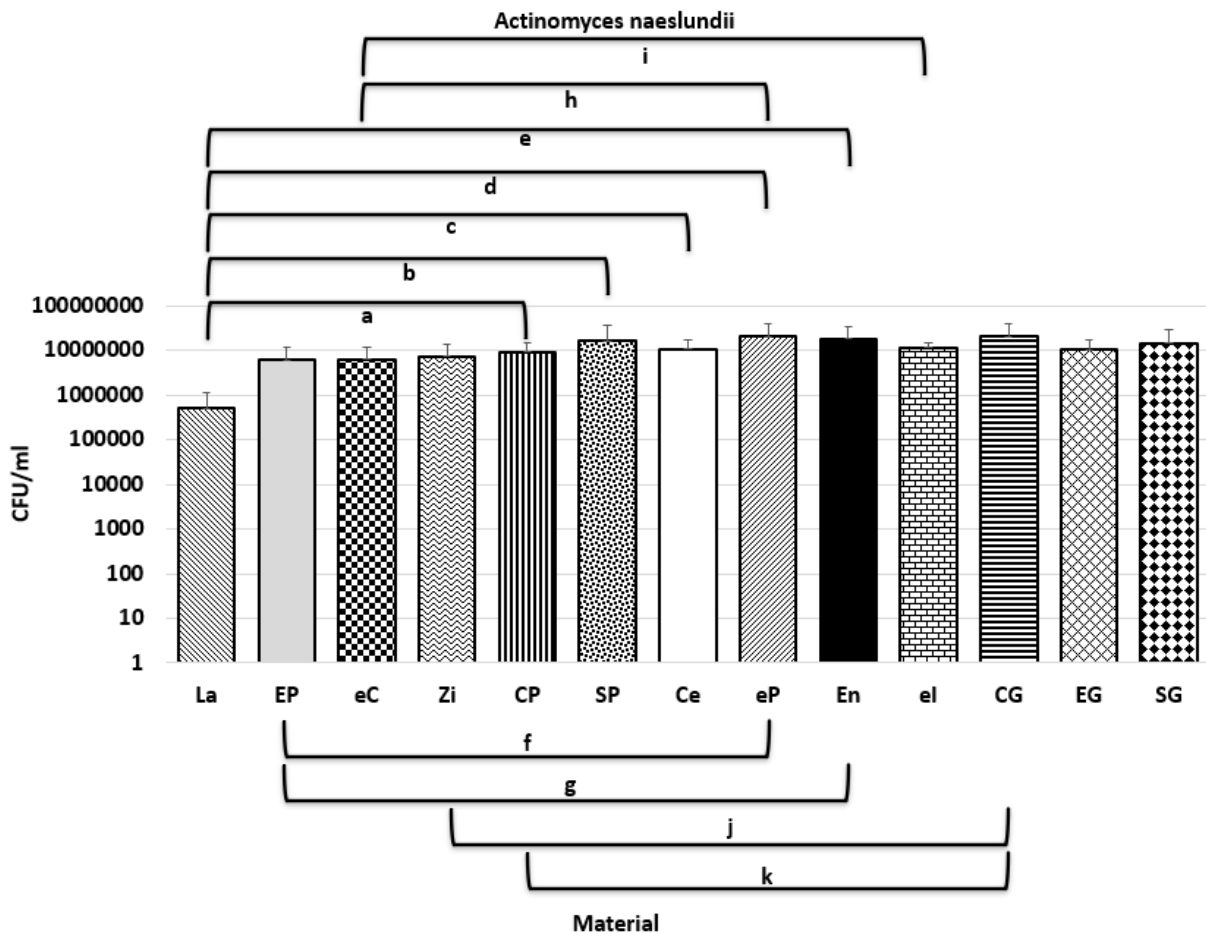


Abbildung 19: Signifikante Unterschiede im Bakterienwachstum vom *Actinomyces naeslundii* abhängig vom Material (<sup>a</sup>  $p = 0,02$ ; <sup>b</sup>  $p = 0,001$ ; <sup>c</sup>  $p = 0,001$ ; <sup>d</sup>  $p < 0,0001$ ; <sup>e</sup>  $p < 0,0001$ ; <sup>f</sup>  $p = 0,018$ ; <sup>g</sup>  $p = 0,013$ ; <sup>h</sup>  $p < 0,0001$ ; <sup>i</sup>  $p = 0,030$ ; <sup>j</sup>  $p = 0,006$ ; <sup>k</sup>  $p = 0,006$ )

Bei *Streptococcus mutans* zeigte IPS e.max Ivocolor ein signifikant niedrigeres Biofilmwachstum als die Politur ( $p = 0,010$ ), und zugleich ein signifikant niedrigeres als IPS e.max Crystal Glaze ( $p = 0,001$ ). Darüber hinaus fanden wir bei IPS Empress CAD ein niedrigeres Biofilmwachstum bei der Politur im Vergleich zum Glanzbrand ( $p = 0,003$ ). Für die verbliebenen Paarungen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in den CFU/ml.

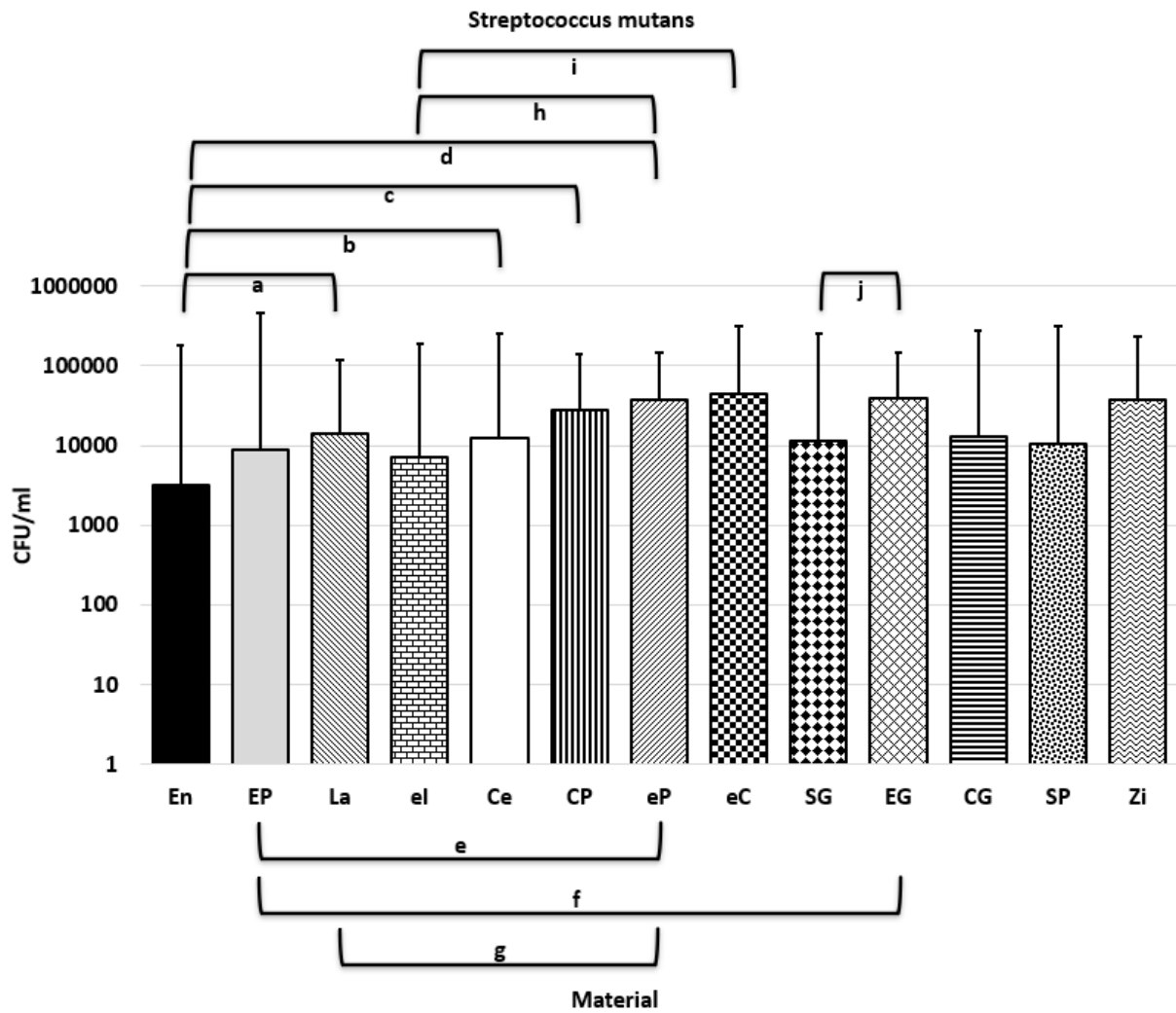


Abbildung 20: Signifikante Unterschiede im Bakterienwachstum vom *Streptococcus mutans* abhängig vom Material (<sup>a</sup>  $p = 0,011$ ; <sup>b</sup>  $p = 0,006$ ; <sup>c</sup>  $p < 0,0001$ ; <sup>d</sup>  $p < 0,0001$ ; <sup>e</sup>  $p < 0,0001$ ; <sup>f</sup>  $p = 0,003$ ; <sup>g</sup>  $p = 0,059$ ; <sup>h</sup>  $p = 0,010$ ; <sup>i</sup>  $p = 0,001$ ; <sup>j</sup>  $p = 0,027$ )

## 5. Diskussion

Mit dieser Studie sollte untersucht werden, ob im Hinblick auf das Bakterienwachstum kariogener Keime, Unterschiede zwischen verschiedenen CAD/CAM Restaurationsmaterialien und unterschiedlichen Oberflächenvergütungen bestehen. Dadurch soll ein Beitrag geleistet werden, der es ermöglicht entsprechende Behandlungsempfehlungen formulieren zu können. Hierfür war im speziellen der Vergleich von polierten Oberflächen mit denen die als Vergütung einen Glanzbrand erhalten haben von besonderem Interesse.

Der Verlust von Zahnhartsubstanz und dem damit einhergehenden Verlust von Anatomie und Funktion des Kauorgans stellt Zahnärzte auch heute weiterhin vor bisweilen große Herausforderungen. Insbesondere der kariogene Verlust von Zahnhartsubstanz ist in der Bevölkerung weit verbreitet. Durch die Entwicklung moderner Restaurationsmaterialien ist es heute häufig möglich, selbst schwer geschädigte Zähne in ihrer Form und Funktion wiederherzustellen. Hierbei hat der Zahnarzt die Möglichkeit zwischen direkten und indirekten Restaurationen zu wählen, um für seinen Patienten ein optimales und lang haltbares Ergebnis zu erzielen. Insbesondere aus Gründen der Zeitersparnis und Wirtschaftlichkeit rücken CAD/CAM chairside gefertigte Restaurationen mehr in den Fokus. Bei diesen Restaurationen ist es genauso wichtig wie bei konventionell gefertigten Restaurationen, dass durch eine ausreichende Oberflächengüte das Bakterienwachstum auf der Restauration minimiert und damit das Risiko auf eine Sekundärkaries gemindert wird. Dies Forderung resultiert aus der derzeit gültigen ökologischen Plaquehypothese die ein Ungleichgewicht zugunsten azidogener Bakterien im Biofilm als eine der Ursachen für die Entstehung von Karies sieht. Da erhöhte Konzentrationen an *Streptococcus mutans*, *Actinomyces naeslundii* und *Lactobacillus spp.* in einer vorrangegangenen Studie der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München mit einer erhöhten Kariesaktivität einhergingen und die Keime dieser Studie zudem noch verfügbar waren, wurden diese für das Biofilmmodell dieser Studie ausgewählt (Goeke *et al.*, 2018).

Ziel unsere Studie war es einen Unterschied im Bakterienwachstum auf den verschiedenen Materialien und Oberflächen nachzuweisen und daraus eine mögliche

Verwendungsempfehlung ableiten zu können. So konnten wir zeigen, dass für alle drei Keime ein signifikant unterschiedliches Bakterienwachstum bei den unterschiedlichen Materialien vorhanden ist. Dies gilt sowohl für polierte Oberflächen wie auch für Oberflächen mit Glanzbrand. Im paarweisen Vergleich bei den polierten Materialien konnte gleichzeitig vor allem IPS Empress CAD bei allen drei Keimen mit signifikant niedrigeren Wachstumsraten überzeugen. In einer ähnlich angelegten Studie konnte hierbei ein Zusammenhang zwischen der Rauigkeit der Oberfläche und der Bakterienadhärenz festgestellt werden (Kantorski *et al.*, 2008). Zu selbigem Ergebnis kam auch schon eine Literaturstudie die ebenfalls die Bedeutung einer möglichst glatten Oberfläche im Hinblick auf eine Hemmung des Bakterienwachstums unterstreicht (Quiryne und Bollen, 1995). Daraus lässt sich möglicherweise ableiten, dass die polierte Oberfläche von IPS Empress CAD eine besonders niedrige Rauigkeit aufweist. Das polierte IPS e.max CAD zeigte hingegen im Vergleich zu den polierten Plättchen von IPS Empress CAD (*Streptococcus mutans*, *Actinomyces naeslundii* und *Lactobacillus spp*), 3M ESPE Lava Ultimate (*Streptococcus mutans* und *Actinomyces naeslundii*) und VITA ENAMIC® (*Streptococcus mutans*) signifikant mehr Biofilmwachstum. Dies könnte darauf hindeuten, dass die polierte Oberfläche von IPS e.max eine höhere Rauigkeit als die der anderen Materialien aufweist und somit mehr Adhärenzmöglichkeiten für Bakterien bietet. In einer Studie zur Untersuchung von zwei Politursystemen in Bezug auf die Rauigkeitswerte wurde selbst in der Gruppe mit der niedrigsten Rauigkeit ein Wert für R(a) von  $0.465 \mu\text{m} \pm 0.15 \mu\text{m}$  gefunden (Mohammadibassir *et al.*, 2019). Dieser Wert liegt deutlich über dem Wert von  $0,2 \mu\text{m}$  den Teughels und Kollegen als Wert für eine steigende Plaqueakkumulation festmachen konnten (Teughels *et al.*, 2006). 3M ESPE Lava Ultimate und VITA Enamic® zeigten als kunststoffmodifizierte Keramiken signifikante Vorteile im Biofilmwachstum im Vergleich zu GC Cerasmart, aber auch zu den zirkonverstärkten Lithiumsilikatkeramiken VITA SUPRINITY® und Celtra Duo. Zur Untersuchung der Widerstandsfähigkeit gegenüber Verfärbungen wurde in einer Studie von Sagsoz der Einfluss verschiedener Politurprotokolle auf kunststoffmodifizierte Keramiken untersucht. Dabei zeigte sich, dass sowohl 3M ESPE Lava Ultimate als auch VITA Enamic® nach Politur weniger Verfärbungen aufnahmen als GC Cerasmart (Sagsoz *et al.*, 2016). Unter der Annahme, dass eine erhöhte Porosität zu diesen Verfärbungen führt, könnte dies eine Erklärung für die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sein, bei

der GC Cerasmart signifikant schlechter abgeschnitten hat (Lawson und Burgess, 2016). Fasbinder und Neiva berichten, dass 3M ESPE Lava Ultimate eine glattere Oberfläche hat als Vita ENAMIC® (Fasbinder und Neiva, 2016). Damit ließen sich unsere Ergebnisse für *Actinomyces naeslundii* erklären für das wir bei 3M ESPE Lava Ultimate signifikant weniger Bakterienwachstum finden konnten.

Bei den Glanzbränden zeigte sich ein insgesamt uneinheitlicheres Bild. So hatte bei *Lactobacillus spp.* zwar auch IPS Empress CAD signifikant geringere CFU/ml im Vergleich zu VITA Suprinity®, hingegen war bei *Streptococcus mutans* das Ergebnis genau umgekehrt. Für *Actinomyces naeslundii* konnte Zirkonoxid von Pritidenta die signifikant geringeren CFU/ml im Vergleich zu Celtra Duo vorweisen. Dies deckt sich ein Stück weit mit einer Studie, die beim Vergleich von Zirkon und Lithiumdisilikat zum gleichen Ergebnis gekommen ist (Bremer *et al.*, 2011). Dass insgesamt relativ wenig signifikante Unterschiede entdeckt wurden, deckt sich mit den Ergebnissen einer Studie in der eine Kunststoffmodifizierte Keramik und eine Yttrium-stabilisierte polykristalline Zirkoniumdioxid Keramik verglichen wurden und auch kein signifikanter Unterschied im Bakterienwachstum gefunden wurde (Bottino *et al.*, 2019). Auch bei Hannig zeigte die Untersuchung, dass die frühe Biofilmbildung eher von der oralen Flora als von materialspezifischen Parametern abhängt. Hierbei wurden Amalgam, Komposite, Glasionomerzemente und Schmelz hinsichtlich ihrer Biofilmbildung untersucht, wobei keine signifikanten Unterschiede gefunden werden konnten (Hannig, 1999). Zu einem ähnlichen Ergebnis kam eine Studie von Hahn und Kollegen bei der in vivo auf zwei unterschiedlichen Keramiken, einem Komposit und auf Zahnschmelz die Plaqueakkumulation gemessen wurde. Auch hier war kein Unterschied zwischen den beiden Keramiken feststellbar (Hahn *et al.*, 1993). Des Weiteren zeigte sich, dass IPS e.max CAD mit einer Glasur aus IPS e.max Crystal Glaze signifikant weniger Biofilmwachstum hatte als mit IPS e.max Ivocolor Glasur. Für *Streptococcus mutans* hingegen war das Ergebnis genau gegenläufig, während für *Lactobacillus spp.* keine signifikanten Unterschiede bei diesem Vergleich gefunden wurden. Zudem scheint es keinen signifikanten Unterschied zu machen, welches Material sich beim Glanzbrand unter der aufgebrannten Glasschicht befindet. So waren die CFU/ml für VITA Suprinity® und Pritidentas Zirkonoxid nicht signifikant differierend.

Beim Vergleich der Glanzbrände gegenüber polierten Oberflächen zeichnete sich ebenfalls ein uneinheitlicheres Bild ab. Dies ist insofern interessant, da Restaurationen häufig auch nach dem Befestigen beim Patienten noch Korrekturen bedürfen und somit nur eine Politur als Mittel zur Oberflächenvergütung in Frage kommt (Al-Wahadni, 2006). So zeigte bei *Actinomyces naeslundii* IPS e.max CAD mit der IPS e.max Crystal Glaze Glasur Vorteile gegenüber der Politur. Dies ist überraschend, da in anderen Studien sowohl für Glanzbrände eine höhere Rauigkeit als auch eine damit einhergehende höhere Bakterienadhäsion gezeigt werden konnte (Vo *et al.*, 2015). Des Weiteren zeigte eine weitere Studie ebenfalls schlechtere Rauigkeitswerte für das monolithische Zirkon Lava Plus mit IPS Ivocolor als Glanzbrand. Hierbei war ein poliertes IPS e.max CAD vergleichbar glatt wie ein mit dem von VITA empfohlenen Politurset poliertes VITA Enamic®, während das Lava Plus mit Glanzbrand schlechter abschnitt (Engel *et al.*, 2020). So sind diese Ergebnisse eher mit einer Studie von Steiner vereinbar bei der unter anderem IPS Empress Esthetic und IPS e.max Press mit verschiedenen Politursystemen (Cerapreshine, 94006C, Ceramiste, Optrafine, Zenostar) finiert wurden und bei beiden Materialien die Rauigkeitswerte eines Glanzbrandes nicht unterboten werden konnten (Steiner *et al.*, 2015). Für poliertes Celtra Duo hingegen konnten in der vorliegenden Untersuchung niedrigere Werte für das Biofilmwachstum nachgewiesen werden. Bei *Streptococcus mutans* konnten wir für poliertes IPS Empress weniger Bakterienwachstum finden als auf den entsprechenden Plättchen mit Glanzbrand. Dem steht ein niedrigeres Biofilmwachstum bei IPS e.max Ivocolor im Vergleich zur polierten Oberfläche entgegen. Für *Lactobacillus spp* zeigte sich nur für IPS Empress CAD eine signifikant niedrigere CFU/ml zugunsten von IPS Empress Universal Glaze im Vergleich zur Politur.

Dies zeigt, dass wir beim direkten Vergleich innerhalb der Materialien uneinheitliche Ergebnisse erhalten haben. Ein Glanzbrand erzeugt eine Schicht aufgeschmolzenen Glases, welches Porositäten und feine Risse in der Oberfläche des Materials auffüllt und überdeckt. Unter der Annahme, dass ein erhöhtes Biofilmwachstum eine direkte Folge einer raueren Oberfläche ist, decken sich unsere Ergebnisse somit nur teilweise mit den Ergebnissen aus vorangegangenen Studien, wo die Fähigkeit einer Politur diese Risse und Porositäten auszugleichen größer war als die eines Glanzbrandes (Gonuldas *et al.*, 2019). In einer Studie von Pradies und Kollegen

hingegen wurden mehrere unterschiedliche Keramiken nach Politur und Glanzbrand bezüglich ihrer Rauigkeit mit sehr ähnlichen Ergebnissen in beiden Gruppen untersucht. So zeigten die polierten Oberflächen eine mittlere Rauigkeit von  $1.67 \pm 1.08 \mu\text{m}$ , während die der glasierten Oberflächen bei  $1.9 \pm 0.45 \mu\text{m}$  lag (Pradies *et al.*, 2019). Dies könnte erklären weshalb bei IPS Empress CAD und bei IPS e.max CAD teils die Polituren, teils die unterschiedlichen Glanzbrände signifikant niedrigere Werte im Biofilmwachstum haben, und warum insgesamt relativ wenige Unterschiede gefunden werden konnten. Zu einem gleichen Ergebnis kam eine weitere Studie, die untersucht hat, ob nach der simulierten Korrektur vor dem Einsetzen einer Restauration ein erneuter Glanzbrand oder eine Politur der bearbeiteten Fläche eine niedrigere Rauigkeit aufweist. Bei der Nachuntersuchung mit einem Profilometer und einem Rasterelektronenmikroskop zeigte keine der beiden Feldspatkeramiken VITA VMK94 beziehungsweise Ivoclar Vivadent IVOCLAR CLASSIC einen Vorteil in der Rauigkeit der nachbearbeiteten Oberfläche (Sethi *et al.*, 2013). Auch in einer aktuellen Untersuchung von Rani konnte dies so bestätigt werden. Hierfür wurden Verblendkeramiken auf ihre Rauigkeit nach Glasur, Bearbeitung und Nachglasur und verschiedener Politurprotokolle untersucht. Hierbei zeigte sich, dass die Verwendung eines Politursets in Kombination mit einer Politurpaste ähnliche Ergebnisse liefern konnte wie die Glasur beziehungsweise Nachglasur (Rani *et al.*, 2021). In einer Untersuchung zum Einfluss von Säureeinwirkung auf poliertes und glasiertes VITA Suprinity® zeigte die glasierte Oberfläche vor der Einwirkung der Säure einen niedrigeren Rauigkeitswert als die polierte Oberfläche, wenn sich dieser auch nicht signifikant unterschied. Hierbei wurden dasselbe Politurset und dieselbe Glanzbrandmasse der Firma VITA verwendet wie in der vorliegenden Studie (Firouz *et al.*, 2019). Dies zeigt, dass die Werte für die Rauigkeit bei Glanzbränden und Politur sehr nah beisammen liegen können. So ließe sich erklären, weshalb für VITA Suprinity® keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Oberflächenvergütungen gefunden wurden und gegebenenfalls auch warum generell wenig signifikante Unterschiede zwischen Glanzbrand und Politur gefunden werden konnten und sich dabei auch keine bestimmte Oberflächenvergütung hervorheben konnte. Auch eine weitere Studie zur Untersuchung der Oberflächenrauigkeit dreier Keramiken nach Glasur und nach Glasur, Bearbeitung und Nachpolitur mittels vier verschiedener Politursysteme kam zu diesem Ergebnis, dass sowohl Politur als auch Glanzbrand ähnliche Werte für R(a) ergeben. Dazu wurden die Proben mittels

Rasterkraftmikroskop und Profilometer untersucht und auch zwischen den Untersuchungsmethoden ergaben sich keine Unterschiede (Tholt de Vasconcellos *et al.*, 2006). Darüber hinaus wurden viele Studien darauf angelegt möglichst optimale Politurprotokolle zu ermitteln. Dies beinhaltete extensives polieren mit Diamantpolierpasten und verschiedenen Politursets, wodurch sehr gute Rauigkeitswerte erzielt werden konnten. Da in der vorliegenden Studie näher am klinischen Alltag gearbeitet wurde ließen sich somit die geringeren Unterschiede zwischen Polituren und Glanzbrand erklären. So wurden zwar die Herstellerangaben zur Politur der Materialien befolgt, allerdings gänzlich auf Polierpasten verzichtet. Dadurch sind die polierten Materialproben in der vorliegenden Studie unter Umständen rauer und damit näher an den Glanzbrandoberflächen als dies in einigen Studien der Fall ist, wo aufwändigere Politurprotokolle angewandt wurden.

Grundsätzlich kann festgehalten werden, dass die Plaqueakkumulationsraten auf Restaurationsmaterialien ohnehin geringer sind als auf Zahnschmelz (Adamczyk und Spiechowicz, 1990; Hahn *et al.*, 1993). Daraus kann geschlossen werden, dass das Einbringen eines sauber verarbeiteten Werkstückes zur Wiederherstellung der Zahnanatomie vermutlich kein erhöhtes Biofilmwachstum zur Folge hat. Dies könnte erklären warum in einer ganzen Reihe von retrospektiven Studien, die die Überlebensraten von keramischen Restaurationen untersucht haben, selten eine Sekundärkaries zum Verlust einer Restauration führt. Meist stehen parodontale und endodontologische Ursachen die einen Zahnverlust in der Folge hatten oder einfache Materialermüdung im Vordergrund (Sjogren *et al.*, 2004; Wagner *et al.*, 2003).

Da ein kariogener Biofilm kein Erzeugnis einer bakteriellen Monokultur ist, wie aber mit Monokulturen in unserem Versuchsaufbau gearbeitet haben ist eine Aussage, inwiefern unsere Ergebnisse *in vivo* übertragbar sind schwierig. Hierbei wären weiterführende Untersuchungen mit Mischkulturen sinnvoll, um eine bessere Übertragbarkeit der Ergebnisse auf den Patienten zu erhalten. Des Weiteren fehlten in unserem Versuchsaufbau weitere modulierende Faktoren wie Speichel, das Immunsystem oder mechanische Komponenten wie die Zunge, welche bei der Bildung des oralen Biofilms eine Rolle spielen. Auch eine *in vivo* Untersuchung wie bei Bremer *et al.* wo die Materialproben auf individuell angefertigte Kunststoffträger aufgebracht worden sind, um diese an der Maxilla der Patienten für 24 Stunden zu



befestigen wäre hier eine Möglichkeit zur Schaffung möglichst lebensnaher Bedingungen gewesen (Bremer *et al.*, 2011).

Limitationen der Studie sind gegebenenfalls bei der Herstellung der Proben zu sehen. Um eine möglichst identische Oberflächengröße zu erhalten, wurden die Plättchen mittels präziser CAD/CAM Fertigung hergestellt, so dass hier signifikante Unterschiede ausgeschlossen werden konnten. Bei der Oberflächenvergütung wurde unter Anleitung eines Zahntechnikers gearbeitet und das Ergebnis der Polituren und der Glanzbrände hinsichtlich ihrer Qualität optisch visuell kontrolliert. Ob hier allerdings eventuelle Ungleichheiten vor allem innerhalb einer Materialgruppe aufgetreten sind, hätte mit einem Profilometer überprüft werden müssen, um dies vollständig ausschließen zu können.

Die Hypothese der vorliegenden Studie, dass unterschiedliche Materialien und unterschiedliche Oberflächenvergütungen zu unterschiedlichen Bakterienwachstum führen, kann so in weiten Teilen bestätigt werden, da wir einige signifikante Unterschiede in unseren Versuchen dafür finden konnten. Leider konnte sich weder ein Material noch eine bestimmte Oberflächenvergütung als besonders eindeutig vorteilhaft hervortun.

Unsere Studie deckt sich somit in ihren Ergebnissen teilweise mit der vorhandenen Literatur, teilweise weicht sie von ihr ab. So konnten wir auch teils Vorteile der polierten Oberfläche gegenüber dem Glanzbrand entdecken, allerdings auch zugleich das gegenteilige Ergebnis. Allerdings zeichnet auch die vorhandene Literatur ein uneinheitliches Bild zu der Frage, welchen Materialien beziehungsweise Oberflächenvergütungen der Vorzug gegeben werden sollte. Dies mag daran liegen, dass die vorhandenen Studien sich meist mit unterschiedlichen Materialien befassen, sowohl was das Restaurationsmaterial angeht, als auch die Glasurmassen und Politursets.

Sowohl die vorliegende Studie als auch die vorhandene Literatur zeigt eindeutig, dass die Eigenschaften eines Restaurationsmaterials und seiner Oberflächenbeschaffenheit Einfluss auf die Biofilmbildung haben. Daher sollte bei der Wahl des geeigneten Restaurationsmaterials für den Patienten neben patientenindividuellen Faktoren, die Ästhetik, Langlebigkeit und auch das Ausmaß der Biofilmbildung berücksichtigt werden.

## 6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde das Biofilmwachstum kariespathogener Keime auf unterschiedlichen modernen chairside CAD/CAM Werkstoffen mit unterschiedlichen Methoden zur Oberflächenvergütung untersucht. Hierbei wurde ein spezielles Augenmerk auf die Unterschiede zwischen den Materialien und dem Vergleich von polierten Oberflächen zu Glanzbränden gelegt. Damit soll geklärt werden, ob eine Politur als suffiziente Oberflächenvergütung genügt oder aus kariesprophylaktischer Sicht auch in der chairside Herstellung ein Glanzbrand zu bevorzugen ist.

Dazu wurden standardisierte Materialrohlinge einer Leuzitverstärkten Glaskeramik (Ivoclar Vivadent IPS Empress CAD), einer Lithiumdisilikatkeramik (Ivoclar Vivadent IPS e.max CAD), von zwei Zirkonverstärkten Lithiumdisilikatkeramiken (Dentsplysirona Celtra Duo, VITA SUPRINITY®), drei Kunststoffmodifizierten Keramiken (VITA ENAMIC®, GC Cerasmart, 3M ESPE Lava Ultimate) und eines Zirkons (Pritidenta priti™ ZrO<sub>2</sub>) hergestellt. Anschließend wurde jedes Material nach Herstellerangaben mit einer Politur und die Keramiken zusätzlich mit einem Glanzbrand vergütet und anschließend mit einer Bakterienmonokultur von kariespathogenen Keimen (*Streptococcus mutans*, *Actinomyces naeslundii* und *Lactobacillus spp.*) für fünf Tage in einer Lösung aus Bacto™ Brain-Heart-Infusion bebrütet. Anschließend wurde der Biofilm disruptiert und eine Verdünnungsreihe hergestellt, welche auf Schaedler Agarplatten ausplattiert und anschließend für weitere 48 Stunden in einem Brutschrank kultiviert wurde. Bei je zwei Verdünnungsstufen je Materialprobe wurden die gewachsenen Kolonien von Hand ausgezählt und dokumentiert (n=15). Zur Datenanalyse wurde der Kruskal-Wallis-Test (Signifikanz  $p < 0,05$ ), als Post-Hoc-Analyse der Bonferroni-Test und für den Vergleich von Politur und Glanzbrand der Materialien der Mann-Whitney-U-Test angewandt.

In dieser Studie konnte festgestellt werden, dass sowohl Material als auch Oberflächenvergütung einen signifikanten Einfluss auf das Biofilmwachstum einer Bakterienmonokultur haben. Vor allem IPS Empress CAD zeigte mit einer Politur im Vergleich zu anderen polierten Materialien signifikant niedrigeres Biofilmwachstum bei allen drei verwendeten Keimen (L21 EP/eP:  $p = 0,029$ ; A133 EP/eP:  $p = 0,018$ ; A133 EP/En:  $p = 0,013$ ; S21 EP/eP:  $p < 0,0001$ ). Des Weiteren zeigten sich

zusätzliche signifikante Unterschiede bei diversen Paarungen von polierten Materialien. Für *Actinomyces naeslundii* zeigte Lava Ultimate signifikant niedrigeres Bakterienwachstum (La/CP:  $p = 0,02$ ; La/SP:  $p = 0,001$ ; La/Ce:  $p = 0,001$ ; La/eP:  $p < 0,0001$ ; La/En:  $p = 0,013$ ), während bei *Streptococcus mutans* sowohl VITA ENAMIC® (En/La:  $p = 0,011$ ; En/Ce:  $p = 0,006$ ; En/Cp:  $p < 0,0001$ ; En/eP:  $p < 0,0001$ ) als auch Lava Ultimate (La/eP:  $p = 0,059$ ) signifikant besser abschneiden konnten. Auch zwischen den unterschiedlichen Glanzbränden gab es signifikante Unterschiede zugunsten von IPS Empress CAD bei *Lactobacillus spp.* (EG/SG:  $p = 0,007$ ; EG/Zi:  $p < 0,0001$ ). Ebenso hatten VITA SUPRINITY® für *Streptococcus mutans* (SG/EG:  $p = 0,027$ ) und Pritidenta priti™ ZrO<sub>2</sub> für *Actinomyces naeslundii* (Zi/CG:  $p = 0,006$ ) ein signifikant niedrigeres Bakterienwachstum. Der Vergleich von Glanzbränden und Polituren über alle drei Keimarten hinweg ergab signifikant niedrigere Werte im Bakterienwachstum für poliertes IPS Empress CAD bei *Lactobacillus spp.* (EP/EG:  $p = 0,016$ ), IPS e.max CAD Crystall/Glaze (eC/el:  $p = 0,030$ ; eC/eP:  $p < 0,0001$ ) und poliertes Celtra Duo bei *Actinomyces naeslundii* (Cp/CG:  $p = 0,006$ ). Bei *Streptococcus mutans* konnten sich IPS e.max Ivocolor (el/eP:  $p = 0,010$ ; el/eC:  $p = 0,001$ ) und glasiertes IPS Empress CAD (EG/EP:  $p = 0,003$ ) hervortun. Insgesamt konnte sich aber kein weiteres Material oder eine bestimmte Oberflächenvergütung mehr im Besonderen hervortun.

Somit konnte unsere Studie zeigen, dass unterschiedliche Materialien und unterschiedliche Oberflächenvergütungen einen signifikanten Einfluss auf das Biofilmwachstum haben. Um genauer herauszuarbeiten, welchen Materialien hier der Vorzug gegeben werden kann, sollten weitere Studien folgen. So wäre ein gleichzeitiger zusätzlicher Vergleich zwischen Oberflächenrauigkeit und Biofilmwachstum denkbar oder eine ähnlich angelegte Studie, bei der die Proben von Patienten im Mund getragen und anschließend entnommen werden.

Abschließend betrachtet leistet diese Studie einen Beitrag zum Verständnis des Zusammenhangs zwischen Material, Oberflächenvergütung und Biofilmwachstum.

## 7. Literaturverzeichnis

1. Aas JA, Griffen AL, Dardis SR, Lee AM, Olsen I, Dewhirst FE, Leys EJ, Paster BJ. Bacteria of dental caries in primary and permanent teeth in children and young adults (2008). *J Clin Microbiol* **46**: 1407-1417.
2. Aas JA, Paster BJ, Stokes LN, Olsen I, Dewhirst FE. Defining the normal bacterial flora of the oral cavity (2005). *J Clin Microbiol* **43**: 5721-5732.
3. Abbas DK, Skjorland KK, Gjermo P, Sonju T. Chemical and morphological studies of the acquired pellicle formed subgingivally on dentin in vivo (1985). *Acta Odontol Scand* **43**: 31-37.
4. Adamczyk E, Spiechowicz E. Plaque accumulation on crowns made of various materials (1990). *Int J Prosthodont* **3**: 285-291.
5. Al-Wahadni A. An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials (2006). *Quintessence Int* **37**: 311-317.
6. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials (2004). *J Dent* **32**: 91-99.
7. Angel Villegas N, Silvero Compagnucci MJ, Sainz Aja M, Rocca DM, Becerra MC, Fabian Molina G, Palma SD. Novel Antibacterial Resin-Based Filling Material Containing Nanoparticles for the Potential One-Step Treatment of Caries (2019). *J Healthc Eng* **2019**: 6367919.
8. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro (1998). *J Dent Res* **77**: 1404-1414.
9. Astasov-Frauenhoffer M, Glauser S, Fischer J, Schmidli F, Waltimo T, Rohr N. Biofilm formation on restorative materials and resin composite cements (2018). *Dent Mater* **34**: 1702-1709.
10. Astvaldsdottir A, Dagerhamn J, van Dijken JW, Naimi-Akbar A, Sandborgh-Englund G, Tranaeus S, Nilsson M. Longevity of posterior resin composite restorations in adults - A systematic review (2015). *J Dent* **43**: 934-954.
11. Beighton D. The complex oral microflora of high-risk individuals and groups and its role in the caries process (2005). *Community Dent Oral Epidemiol* **33**: 248-255.
12. Bergman MA. The clinical performance of ceramic inlays: a review (1999). *Aust Dent J* **44**: 157-168.
13. Bernabe E, Sheiham A. Extent of differences in dental caries in permanent teeth between childhood and adulthood in 26 countries (2014). *Int Dent J* **64**: 241-245.

14. Beyth N, Bahir R, Matalon S, Domb AJ, Weiss EI. Streptococcus mutans biofilm changes surface-topography of resin composites (2008). *Dent Mater* **24**: 732-736.
15. Bibby BG, Mundorff SA. Enamel demineralization by snack foods (1975). *J Dent Res* **54**: 461-470.
16. Boaro LCC, Campos LM, Varca GHC, Dos Santos TMR, Marques PA, Sugii MM, Saldanha NR, Cogomuller K, Brandt WC, Braga RR, Parra DF. Antibacterial resin-based composite containing chlorhexidine for dental applications (2019). *Dent Mater* **35**: 909-918.
17. Bomicke W, Rammelsberg P, Stober T, Schmitter M. Short-Term Prospective Clinical Evaluation of Monolithic and Partially Veneered Zirconia Single Crowns (2017). *J Esthet Restor Dent* **29**: 22-30.
18. Bortoluzzi MC, Traebert J, Lasta R, Da Rosa TN, Capella DL, Presta AA. Tooth loss, chewing ability and quality of life (2012). *Contemp Clin Dent* **3**: 393-397.
19. Bottino MA, Pereira S, Amaral M, Milhan N, Pereira CA, Camargo S, Carvalho A, Melo RM. Streptococcus mutans Biofilm Formation and Cell Viability on Polymer-infiltrated Ceramic and Yttria-stabilized Polycrystalline Zirconium Dioxide Ceramic (2019). *Oper Dent* **44**: E271-E278.
20. Brandt S, Winter A, Lauer HC, Kollmar F, Portscher-Kim SJ, Romanos GE. IPS e.max for All-Ceramic Restorations: Clinical Survival and Success Rates of Full-Coverage Crowns and Fixed Partial Dentures (2019). *Materials (Basel)* **12**:
21. Bremer F, Grade S, Kohorst P, Stiesch M. In vivo biofilm formation on different dental ceramics (2011). *Quintessence Int* **42**: 565-574.
22. Burne RA, Chen YY, Penders JE. Analysis of gene expression in Streptococcus mutans in biofilms in vitro (1997). *Adv Dent Res* **11**: 100-109.
23. Busscher HJ, Rinastiti M, Siswomihardjo W, van der Mei HC. Biofilm formation on dental restorative and implant materials (2010). *J Dent Res* **89**: 657-665.
24. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL. The crystallization of an aluminosilicate glass in the K<sub>2</sub>O-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-SiO<sub>2</sub> system (2005). *Dent Mater* **21**: 811-822.
25. Chen X, Chadwick TC, Wilson RM, Hill RG, Cattell MJ. Crystallization and flexural strength optimization of fine-grained leucite glass-ceramics for dentistry (2011). *Dent Mater* **27**: 1153-1161.
26. Cianetti S, Abraha I, Pagano S, Lupatelli E, Lombardo G. Sonic and ultrasonic oscillating devices for the management of pain and dental fear in children or adolescents that require caries removal: a systematic review (2018). *BMJ Open* **8**: e020840.
27. Corby PM, Lyons-Weiler J, Bretz WA, Hart TC, Aas JA, Boumenna T, Goss J, Corby AL, Junior HM, Weyant RJ, Paster BJ. Microbial risk indicators of early childhood caries (2005). *J Clin Microbiol* **43**: 5753-5759.

28. Costerton JW. Introduction to biofilm (1999). *Int J Antimicrob Agents* **11**: 217-221; discussion 237-219.
29. Dahl JE, Eriksen HM. Reasons for replacement of amalgam dental restorations (1978). *Scand J Dent Res* **86**: 404-407.
30. de Sousa JP, Carvalho RG, Barbosa-Martins LF, Torquato RJS, Mugnol KCU, Nascimento FD, Tersariol ILS, Puppim-Rontani RM. The Self-Assembling Peptide P11-4 Prevents Collagen Proteolysis in Dentin (2019). *J Dent Res* **98**: 347-354.
31. Dewhirst FE, Chen T, Izard J, Paster BJ, Tanner AC, Yu WH, Lakshmanan A, Wade WG. The human oral microbiome (2010). *J Bacteriol* **192**: 5002-5017.
32. Dige I, Raarup MK, Nyengaard JR, Kilian M, Nyvad B. Actinomyces naeslundii in initial dental biofilm formation (2009). *Microbiology* **155**: 2116-2126.
33. Do T, Devine D, Marsh PD. Oral biofilms: molecular analysis, challenges, and future prospects in dental diagnostics (2013). *Clin Cosmet Investig Dent* **5**: 11-19.
34. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic (2016). *Dent Mater* **32**: 908-914.
35. Engel AS, Kranz HT, Schneider M, Tietze JP, Piwowarczyk A, Kuzius T, Arnold W, Naumova EA. Biofilm formation on different dental restorative materials in the oral cavity (2020). *BMC Oral Health* **20**: 162.
36. Farrugia C, Camilleri J. Antimicrobial properties of conventional restorative filling materials and advances in antimicrobial properties of composite resins and glass ionomer cements-A literature review (2015). *Dent Mater* **31**: e89-99.
37. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials (2016). *J Esthet Restor Dent* **28**: 56-66.
38. Federlin M, Manner T, Hiller KA, Schmidt S, Schmalz G. Two-year clinical performance of cast gold vs ceramic partial crowns (2006). *Clin Oral Investig* **10**: 126-133.
39. Filoche SK, Zhu M, Wu CD. In situ biofilm formation by multi-species oral bacteria under flowing and anaerobic conditions (2004). *J Dent Res* **83**: 802-806.
40. Firouz F, Vafae F, Khamverdi Z, Khazaei S, Gholiabad SG, Mohajeri M. Effect of Three Commonly Consumed Beverages on Surface Roughness of Polished and Glazed Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Glass Ceramics (2019). *Front Dent* **16**: 296-302.
41. Flemming HC, Wingender J. Relevance of microbial extracellular polymeric substances (EPSs)--Part II: Technical aspects (2001). *Water Sci Technol* **43**: 9-16.

42. Flemming HC, Wingender J. The biofilm matrix (2010). *Nat Rev Microbiol* **8**: 623-633.
43. Fluckiger L, Waltimo T, Stich H, Lussi A. Comparison of chemomechanical caries removal using Carisolv or conventional hand excavation in deciduous teeth in vitro (2005). *J Dent* **33**: 87-90.
44. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study (2002). *Quintessence Int* **33**: 503-510.
45. Frencken JE, Sharma P, Stenhouse L, Green D, Laverty D, Dietrich T. Global epidemiology of dental caries and severe periodontitis - a comprehensive review (2017). *J Clin Periodontol* **44 Suppl 18**: S94-S105.
46. Gängler P, Hoffman T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. 2010: Thieme, Stuttgart.
47. Goeke JE, Kist S, Schubert S, Hickel R, Huth KC, Kollmuss M. Sensitivity of caries pathogens to antimicrobial peptides related to caries risk (2018). *Clin Oral Investig* **22**: 2519-2525.
48. Gonuldas F, Ozturk C, Atalay P, Oztas D. Influence of different surface finishing techniques on machinable feldspathic and leucite-reinforced ceramics (2019). *Dent Mater J* **38**: 317-322.
49. Hahn R, Weiger R, Netuschil L, Bruch M. Microbial accumulation and vitality on different restorative materials (1993). *Dent Mater* **9**: 312-316.
50. Hannig M. Transmission electron microscopy of early plaque formation on dental materials in vivo (1999). *Eur J Oral Sci* **107**: 55-64.
51. Hanning M. The oral cavity—a key system to understand substratum-dependent bioadhesion on solid surfaces in man (2009). *Clinical Oral Investigations* **13**: 123-139.
52. He LH, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation (2011). *J Mater Sci Mater Med* **22**: 1639-1643.
53. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 5., 2010: Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln.
54. Hooshmand T, Daw R, van Noort R, Short RD. XPS analysis of the surface of leucite-reinforced feldspathic ceramics (2001). *Dent Mater* **17**: 1-6.
55. Jordan RA, Bodechtel C, Hertrampf K, Hoffmann T, Kocher T, Nitschke I, Schiffner U, Stark H, Zimmer S, Micheelis W, Group DVSI. The Fifth German Oral Health Study (Funfte Deutsche Mundgesundheitsstudie, DMS V) - rationale, design, and methods (2014). *BMC Oral Health* **14**: 161.

56. Kantorski KZ, Scotti R, Valandro LF, Bottino MA, Koga-Ito CY, Jorge AO. Adherence of *Streptococcus mutans* to uncoated and saliva-coated glass-ceramics and composites (2008). *Gen Dent* **56**: 740-747; quiz 748-749, 768.
57. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic (2012). *J Am Dent Assoc* **143**: 234-240.
58. Kilpatrick NM. Durability of restorations in primary molars (1993). *J Dent* **21**: 67-73.
59. Kleinberg I. A mixed-bacteria ecological approach to understanding the role of the oral bacteria in dental caries causation: an alternative to *Streptococcus mutans* and the specific-plaque hypothesis (2002). *Crit Rev Oral Biol Med* **13**: 108-125.
60. Klinke T, Kneist S, de Soet JJ, Kuhlisch E, Mauersberger S, Forster A, Klimm W. Acid production by oral strains of *Candida albicans* and lactobacilli (2009). *Caries Res* **43**: 83-91.
61. Konradsson K, Claesson R, van Dijken JW. *Mutans streptococci* and lactobacilli in plaque on a leucite-reinforced dental ceramic and on a calcium aluminate cement (2006). *Clin Oral Investig* **10**: 175-180.
62. Kramer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years (2005). *Dent Mater* **21**: 262-271.
63. Larsson C, Wennerberg A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review (2014). *Int J Prosthodont* **27**: 33-43.
64. Lawson NC, Burgess JO. Gloss and Stain Resistance of Ceramic-Polymer CAD/CAM Restorative Blocks (2016). *J Esthet Restor Dent* **28 Suppl 1**: S40-45.
65. Lee DH, Mai HN, Thant PP, Hong SH, Kim J, Jeong SM, Lee KW. Effects of different surface finishing protocols for zirconia on surface roughness and bacterial biofilm formation (2019). *J Adv Prosthodont* **11**: 41-47.
66. Lie T. Pellicle formation on hydroxyapatite splints attached to the human dentition: morphologic confirmation of the concept of adsorption (1975). *Arch Oral Biol* **20**: 739-742.
67. Loesche WJ. Role of *Streptococcus mutans* in human dental decay (1986). *Microbiol Rev* **50**: 353-380.
68. Loomans BAC, Kreulen CM, Huijs-Visser H, Sterenberg B, Bronkhorst EM, Huysmans M, Opdam NJM. Clinical performance of full rehabilitations with direct composite in severe tooth wear patients: 3.5 Years results (2018). *J Dent* **70**: 97-103.
69. Lozano-Chourio MA, Zambrano O, Gonzalez H, Quero M. Clinical randomized controlled trial of chemomechanical caries removal (Carisolv) (2006). *Int J Paediatr Dent* **16**: 161-167.



70. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications (2007). *J Dent* **35**: 819-826.
71. Marsh PD. Dental plaque: biological significance of a biofilm and community life-style (2005). *J Clin Periodontol* **32 Suppl 6**: 7-15.
72. Marsh PD. (2010). *Dent Clin North Am* **54**: 441-454.
73. Martin N, Jedyakiewicz NM. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review (1999). *Dent Mater* **15**: 54-61.
74. Mayhall CW. Concerning the composition and source of the acquired enamel pellicle of human teeth (1970). *Arch Oral Biol* **15**: 1327-1341.
75. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration (2013). *J Prosthodont Res* **57**: 236-261.
76. Mjor IA. Glass-ionomer cement restorations and secondary caries: a preliminary report (1996). *Quintessence Int* **27**: 171-174.
77. Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ. Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic (2019). *J Prosthodont* **28**: e172-e180.
78. Mount G. Color atlas of glass-ionomer cements (2002). *London: Dunitz*
79. Munson MA, Banerjee A, Watson TF, Wade WG. Molecular analysis of the microflora associated with dental caries (2004). *J Clin Microbiol* **42**: 3023-3029.
80. Nejatidanesh F, Amjadi M, Akouchekian M, Savabi O. Clinical performance of CEREC AC Bluecam conservative ceramic restorations after five years--A retrospective study (2015). *J Dent* **43**: 1076-1082.
81. Nicholson JW, Croll TP. Glass-ionomer cements in restorative dentistry (1997). *Quintessence Int* **28**: 705-714.
82. Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series (2008). *Int J Prosthodont* **21**: 53-59.
83. Ozarslan MM, Buyukkaplan US, Barutcigil C, Arslan M, Turker N, Barutcigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material (2016). *J Adv Prosthodont* **8**: 16-20.

84. Palenik CJ, Behnen MJ, Setcos JC, Miller CH. Inhibition of microbial adherence and growth by various glass ionomers in vitro (1992). *Dent Mater* **8**: 16-20.
85. Papaioannou W, Gizani S, Nassika M, Kontou E, Nakou M. Adhesion of Streptococcus mutans to different types of brackets (2007). *Angle Orthod* **77**: 1090-1095.
86. Pereira-Cenci T, Cenci MS, Fedorowicz Z, Marchesan MA. Antibacterial agents in composite restorations for the prevention of dental caries (2009). *Cochrane Database Syst Rev* CD007819.
87. Persson A, Claesson R, Van Dijken JW. Levels of mutans streptococci and lactobacilli in plaque on aged restorations of an ion-releasing and a universal hybrid composite resin (2005). *Acta Odontol Scand* **63**: 21-25.
88. Petersen PE. The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century--the approach of the WHO Global Oral Health Programme (2003). *Community Dent Oral Epidemiol* **31 Suppl 1**: 3-23.
89. Pitts NB. Modern concepts of caries measurement (2004). *J Dent Res* **83 Spec No C**: C43-47.
90. Pradies G, Godoy-Ruiz L, Ozcan M, Moreno-Hay I, Martinez-Rus F. Analysis of Surface Roughness, Fracture Toughness, and Weibull Characteristics of Different Framework-Veneer Dental Ceramic Assemblies after Grinding, Polishing, and Glazing (2019). *J Prosthodont* **28**: e216-e221.
91. Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature (1995). *J Clin Periodontol* **22**: 1-14.
92. Randall RC, Wilson NH. Glass-ionomer restoratives: a systematic review of a secondary caries treatment effect (1999). *J Dent Res* **78**: 628-637.
93. Rani V, Mittal S, Sukhija U. An In vitro Evaluation to Compare the Surface Roughness of Glazed, Reglazed and Chair Side Polished Surfaces of Dental Porcelain (2021). *Contemp Clin Dent* **12**: 164-168.
94. Rashid H. The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature (2014). *Eur J Dent* **8**: 571-579.
95. Rateitschak KH, Rateitschak EM, Wolf HF. Paraodontologie. 3., 2012: Thieme, Stuttgart.
96. Reeves R, Stanley HR. The relationship of bacterial penetration and pulpal pathosis in carious teeth (1966). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **22**: 59-65.
97. Riccelli AE, Kelly LS. Prevention strategies for dental caries in the adolescent (2006). *Dent Clin North Am* **50**: 33-49, vi.

98. Robertello FJ, Coffey JP, Lynde TA, King P. Fluoride release of glass ionomer-based luting cements in vitro (1999). *J Prosthet Dent* **82**: 172-176.
99. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M. The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics (2016). *J Adv Prosthodont* **8**: 417-422.
100. Salzmann JA. Microbial aspects of dental caries (proceedings of a workshop) (1978). *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **74**: 220 - 221.
101. Sbordone L, Bortolaia C. Oral microbial biofilms and plaque-related diseases: microbial communities and their role in the shift from oral health to disease (2003). *Clin Oral Investig* **7**: 181-188.
102. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe. 2005: Elsevier München : Urban & Fischer Verlag, München.
103. Schutzhold S, Holtfreter B, Hoffmann T, Kocher T, Micheelis W. Trends in dental health of 35- to 44-year-olds in West and East Germany after reunification (2013). *J Public Health Dent* **73**: 65-73.
104. Schwendicke F, Paris S, Tu YK. Effects of using different criteria for caries removal: a systematic review and network meta-analysis (2015). *J Dent* **43**: 1-15.
105. Sethi S, Kakade D, Jambhekar S, Jain V. An in vitro investigation to compare the surface roughness of auto glazed, reglazed and chair side polished surfaces of Ivoclar and Vita feldspathic porcelain (2013). *J Indian Prosthodont Soc* **13**: 478-485.
106. Sheets CG, Paquette JM. Ultrasonic tips for conservative restorative dentistry (2002). *Dent Today* **21**: 102-104.
107. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry (2016). *J Funct Biomater* **7**:
108. Sieper K, Wille S, Kern M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns (2017). *J Mech Behav Biomed Mater* **74**: 342-348.
109. Sjogren G, Molin M, van Dijken JW. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite (2004). *Int J Prosthodont* **17**: 241-246.
110. Song F, Koo H, Ren D. Effects of Material Properties on Bacterial Adhesion and Biofilm Formation (2015). *J Dent Res* **94**: 1027-1034.
111. Sonju T, Rolla G. Chemical analysis of the acquired pellicle formed in two hours on cleaned human teeth in vivo. Rate of formation and amino acid analysis (1973). *Caries Res* **7**: 30-38.

112. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature (2014). *J Esthet Restor Dent* **26**: 382-393.
113. Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielewsky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M. Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface (2015). *J Prosthet Dent* **113**: 616-622.
114. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials (2016). *Dent Mater* **32**: 34-42.
115. Takahashi N, Nyvad B. Caries ecology revisited: microbial dynamics and the caries process (2008). *Caries Res* **42**: 409-418.
116. Tanzer JM, Livingston J, Thompson AM. The microbiology of primary dental caries in humans (2001). *J Dent Educ* **65**: 1028-1037.
117. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development (2006). *Clin Oral Implants Res* **17 Suppl 2**: 68-81.
118. Theocharopoulos A, Chen X, Wilson RM, Hill R, Cattell MJ. Crystallization of high-strength nano-scale leucite glass-ceramics (2013). *Dent Mater* **29**: 1149-1157.
119. Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer (2006). *Oper Dent* **31**: 442-449.
120. Thornton JB, Retief DH, Bradley EL. Fluoride release from and tensile bond strength of Ketac-Fil and Ketac-Silver to enamel and dentin (1986). *Dent Mater* **2**: 241-245.
121. Toto PD. Softening of dentin in caries (1966). *J Dent Res* **45**: 1562.
122. Valcke CF. Some surface characteristics of composite resin filling materials (1978). *J Dent Assoc S Afr* **33**: 21-27.
123. van den Breemer CR, Vinkenburg C, van Pelt H, Edelhoff D, Cune MS. The Clinical Performance of Monolithic Lithium Disilicate Posterior Restorations After 5, 10, and 15 Years: A Retrospective Case Series (2017). *Int J Prosthodont* **30**: 62-65.
124. van Dijken JW, Kalfas S, Litra V, Oliveby A. Fluoride and mutans streptococci levels in plaque on aged restorations of resin-modified glass ionomer cement, compomer and resin composite (1997). *Caries Res* **31**: 379-383.
125. van Dijken JWV, Pallesen U, Benetti A. A randomized controlled evaluation of posterior resin restorations of an altered resin modified glass-ionomer cement with claimed bioactivity (2019). *Dent Mater* **35**: 335-343.

126. Vichi A, Fonzar RF, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of Finishing and Polishing on Roughness and Gloss of Lithium Disilicate and Lithium Silicate Zirconia Reinforced Glass Ceramic for CAD/CAM Systems (2018). *Oper Dent* **43**: 90-100.
127. Vieira AR, Gibson CW, Deeley K, Xue H, Li Y. Weaker dental enamel explains dental decay (2015). *PLoS One* **10**: e0124236.
128. Vo DT, Arola D, Romberg E, Driscoll CF, Jabra-Rizk MA, Masri R. Adherence of *Streptococcus mutans* on lithium disilicate porcelain specimens (2015). *J Prosthet Dent* **114**: 696-701.
129. Von der Fehr FR, Loe H, Theilade E. Experimental caries in man (1970). *Caries Res* **4**: 131-148.
130. Waerhaug J. Effect of rough surfaces upon gingival tissue (1956). *J Dent Res* **35**: 323-325.
131. Wagner J, Hiller KA, Schmalz G. Long-term clinical performance and longevity of gold alloy vs ceramic partial crowns (2003). *Clin Oral Investig* **7**: 80-85.
132. Wang J, Dong X, Yu Q, Baker SN, Li H, Larm NE, Baker GA, Chen L, Tan J, Chen M. Incorporation of antibacterial agent derived deep eutectic solvent into an active dental composite (2017). *Dent Mater* **33**: 1445-1455.
133. Wang Y, Samoei GK, Lallier TE, Xu X. Synthesis and Characterization of New Antibacterial Fluoride-Releasing Monomer and Dental Composite (2012). *ACS Macro Lett* **2**: 59-62.
134. Weng Y, Howard L, Guo X, Chong VJ, Gregory RL, Xie D. A novel antibacterial resin composite for improved dental restoratives (2012). *J Mater Sci Mater Med* **23**: 1553-1561.
135. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review (2019). *BMC Oral Health* **19**: 134.
136. Zijng V, van Leeuwen MB, Degener JE, Abbas F, Thurnheer T, Gmur R, Harmsen HJ. Oral biofilm architecture on natural teeth (2010). *PLoS One* **5**: e9321.

## 8. Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1: Vier Grundfaktoren für die Entstehung von Karies
- Abbildung 2: Tabelle zur Übersicht über Restaurationsmaterialien
- Abbildung 3: Graphische Darstellung des Studienablaufs
- Abbildung 4: Verwendete Materialien und Oberflächenvergütungen
- Abbildung 5: Materialrohlinge links v.o.n.u Dentsply Sirona Celtra Duo, VITA Suprinity®, VITA Enamic®, IPS e.max CAD rechts v.o.n.u. IPS Empress CAD, 3M Espe LAVA™ Ultimate, GC Cerasmart
- Abbildung 6: Materialproben in BHI in 48er Wellplatte
- Abbildung 7: Medit T500 Scanner
- Abbildung 8: Erstellung des STL Datensatzes der Materialrohlings
- Abbildung 9: Einfügen des designten Rohlings in den Fräsdatensatz
- Abbildung 10: Gefräste Materialprobe noch in der Fräsmaschine eingespannt
- Abbildung 11: Rohlinge im Brennofen vor (links) und nach(rechts) Kristallisationsbrand
- Abbildung 12: BHI Pulver (links) und BHI in Lösung nach dem Autoklavieren (rechts)
- Abbildung 13: Schematische Darstellung der Verdünnungsreihe
- Abbildung 14: Zwei Unterschiedliche Verdünnungsstufen nach dem Ausplattieren bereit zur Auszählung der CFU's
- Abbildung 15: Anzahl der Colony forming Units des jeweiligen Materials für *Actinomyces naeslundii* (A133), *Streptococcus mutans* (S17) und *Lactobacillus* spp (L21)
- Abbildung 16: Colony forming Units bei Politur des jeweiligen Materials für *Actinomyces naeslundii* (A133), *Streptococcus mutans* (S17) und *Lactobacillus* spp (L21)
- Abbildung 17: Colony forming Units bei Glanzbrand des jeweiligen Materials für *Actinomyces naeslundii* (A133), *Streptococcus mutans* (S17) und *Lactobacillus* spp (L21)
- Abbildung 18: Signifikante Unterschiede im Bakterienwachstum vom *Lactobacillus* spp abhängig vom Material (<sup>a</sup> p = 0,016; <sup>b</sup> p = 0,007; <sup>c</sup> p < 0,0001; <sup>d</sup> p = 0,029)
- Abbildung 19: Signifikante Unterschiede im Bakterienwachstum vom *Actinomyces naeslundii* abhängig vom Material (<sup>a</sup> p = 0,02; <sup>b</sup> p = 0,001; <sup>c</sup> p = 0,001;

<sup>d</sup> p < 0,0001; <sup>e</sup> p < 0,0001, <sup>f</sup> p = 0,018, <sup>g</sup> p = 0,013; <sup>h</sup> p < 0,0001; <sup>i</sup> p = 0,030; <sup>j</sup> p = 0,006; <sup>k</sup> p = 0,006)

Abbildung 20: Signifikante Unterschiede im Bakterienwachstum vom Streptococcus mutans abhängig vom Material (<sup>a</sup> p = 0,011; <sup>b</sup> p = 0,006; <sup>c</sup> p < 0,0001; <sup>d</sup> p < 0,0001; <sup>e</sup> p < 0,0001; <sup>f</sup> p = 0,003; <sup>g</sup> p = 0,059; <sup>h</sup> p = 0,010; <sup>i</sup> p = 0,001; <sup>j</sup> p = 0,027)

## 9. Abkürzungsverzeichnis

B	Bereitschaftstemperatur
CAD/CAM	Computer-aided design/Computer-aided manufacturing
Ce	GC Cerasmart Politur
CG	Glanzbrand Celtra Glasur
CK	Celtra Duo Kristallisation
CP	Dentsply Sirona Celtra Duo Politur Diamant <60µm+Gummipolierer
eC	Glanzbrand IPS e.max CAD Crystall/Glaze
EG	Glanzbrand IPS Empress Universal Glaze
eI	Glanzbrand IPS Ivocolor Glaze
En	VITA ENAMIC® Politur VITA ENAMIC® Polishing Set
eP	Ivoclar Vivadent IPS e.max CAD Politur
EP	Ivoclar Vivadent IPS Empress CAD Politur
H1/H2	Haltezeit
L	Langzeitabkühlung
La	3M ESPE Lava Ultimate Politur
S	Schießzeit
SG	Glanzbrand VITA Akzent Plus
SK	VITA SUPRINITY® Kristallisation
SP	VITA SUPRINITY® Politur VITA SUPRINITY® Polishing Set
T1/T2	Brenntemperatur
t1/t2	Heizrate
t3	Kühlrate
V1/V2	Vakuum
Zi	Pritidenta priti™ ZrO2 Glanzbrand VITA Akzent Plus



## 10. Anhang

### Brennparameter

Die folgende Tabelle enthält die verwendeten Brennparameter bezogen auf den Ivoclar Programat P700 Brennofen und wurden den entsprechenden Anleitungen der Hersteller entnommen.

	<b>B</b> [°C]	<b>S</b> [min]	<b>t1</b> [°C/min]	<b>T1</b> [°C]	<b>H1</b> [min]	<b>t2</b> [°C/min]	<b>T2</b> [°C]	<b>H2</b> [min]	<b>V1</b> [°C]	<b>V2</b> [°C]	<b>L</b> [°C]	<b>t3</b> [°C/min]
<b>eC</b>	403	8:20	90	820	0:10	30	840	7:00	550/ 820	820/ 840	700	0
<b>el</b>	403	6:00	60	710	1:00				450	709	0	0
<b>EG</b>	403	6:00	100	790	1:00- 2:00							
<b>CG</b>	500	3:30	60	820	1:00				aus		750	50
<b>CK</b>	500	1:00	60	820	1:00				aus		750	50
<b>SG</b>	400	5:00	80	800	1:00							
<b>SK</b>	400	4:00	55	840	8:00				410	839	0	

## Zusammensetzung verwendeter Medien

### BHI Medium:

Brain Heart Infusion 37 g

Destilliertes Wasser 1000 ml

Autoklavieren bei 120 °C für 15 Minuten

### Schaedler Agar mit 5% Schafsblut:

Pankreatisch abgebautes Casein 8,2 g

L-Cystin 0,4 g

Peptisch abgebautes Tiergewebe 2,5 g

Hämin 0,01 g

Papainisch abgebautes Sojamehl 1,0 g

Vitamin K 1 0,01 g

Glucose 5,8 g

Tris-(hydroxymethyl)-aminomethan 3,0 g

Hefeextrakt 5,0 g

Agar 13,5 g

Natriumchlorid 1,7 g

Schafblut, defibriniert 5 %

Dikaliumphosphat 0,8 g

pH 7,6 ± 0,2

## 11. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denjenigen bedanken, die mich bei der Erstellung und auf dem Weg dieser Arbeit stets unterstützt haben.

Mein erster Dank gilt meiner Doktormutter Prof. Dr. Karin Christine Huth, MME Oberärztin der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians- Universität München, für die Überlassung dieses spannenden Themas und ihrer kompetenten Betreuung.

Des Weiteren danke ich Herrn Prof. Dr. Reinhard Hickel, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, dass ich diese Studie an seiner Einrichtung durchführen durfte.

Ganz besonders danke ich Dr. Maximilian Kollmuß, der mich geduldig und tatkräftig unterstützt hat. Seine vorbildliche Betreuung in jeder Phase der Erstellung dieser Promotionsarbeit kann ich nicht genug loben.

Auch danke ich den Dentallaboren Kollmuß und Herkner für ihre fachliche Beratung und Unterstützung.

Ein abschließender Dank gilt meinen Eltern und ganz besonders meiner Frau deren Unterstützung und Geduld sich nicht aufwiegen lässt.

## **Eidesstattliche Versicherung**

Kutscher, Jan Nicholas

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

### **„Der Einfluss unterschiedlicher Oberflächenvergütungen von CAD/CAM Materialien auf das Biofilmwachstum kariogener Bakterien“**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Jan Nicholas Kutscher

Haag a.d. Amper, den 6.2.2023