

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- & Kieferheilkunde des Fachbereichs  
Medizin der Philipps-Universität Marburg

Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

Poliklinik für Zahnerhaltungskunde

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

# **Einfluss der approximalen Kastenbodenpräparation auf die Randqualität von Keramikinlays**

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

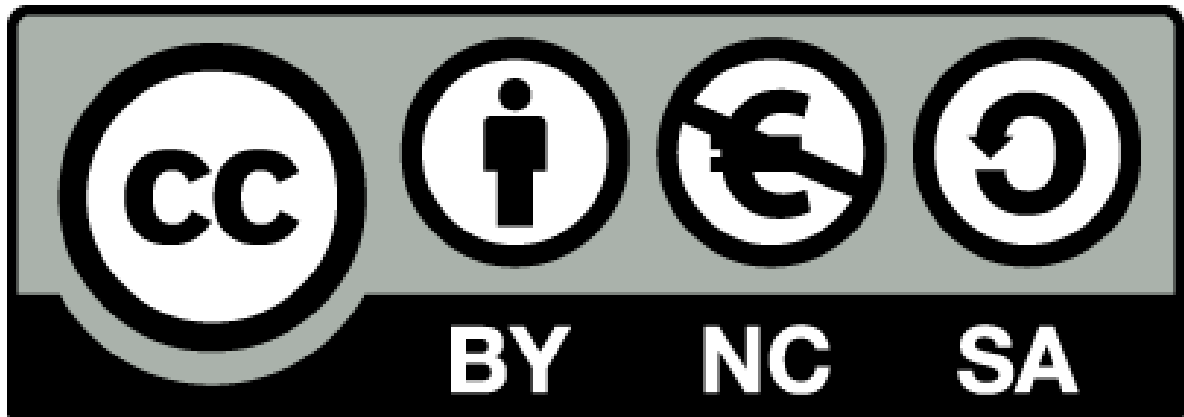
vorgelegt von

**Katharina Friedrich**

aus

Marburg (Hessen)

**Marburg, 2023**



Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:

27.03.2023

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin

Dekanin: Frau Prof. Dr. D. Hilfiker-Kleiner

Referent: Herr Prof. Dr. R. Frankenberger

1. Korreferent: Herr Prof. Dr. U. Lotzmann

Den Menschen, die mich lieben und unterstützen, in Dankbarkeit gewidmet.

## Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	VI
Tabellenverzeichnis.....	VIII
Abkürzungsverzeichnis.....	VIII
1. Einleitung.....	1
2. Literaturübersicht .....	4
2.1. Dentale Keramik .....	4
2.1.1. Eigenschaften der dentalen Keramiken.....	5
2.1.2. Typen von dentalen Keramiken.....	7
2.1.2.1 Lithiumdisilikatkeramik.....	11
2.1.3. Einsatzgebiete von Lithiumdisilikatkeramiken .....	14
2.1.4. Präparationsrichtlinien Keramik.....	15
2.2. CAD/CAM-Verfahren.....	19
2.3. Eingliedern von dentalen Keramiken.....	20
2.3.1. Adhäsivtechnik Zahn.....	22
2.3.2. Adhäsivtechnik Lithiumdisilikatkeramik .....	27
2.3.3. Kompositzemente.....	30
2.3.3.1. Komposite.....	32
2.3.3.2. Klassische Befestigung mit Kompositen .....	35
2.3.3.3. Selbstadhäsive Kompositzemente .....	35
2.4. Abschlusspolitur .....	37
3. Problemstellung.....	38
4. Material und Methode.....	40
4.1. Studiendesign (Übersicht).....	40
4.2. Probenherstellung .....	42

4.2.1.	Vorbereitung der Versuchszähne .....	42
4.2.2.	Präparation der Slots (Klasse-II-Kavitäten) .....	42
4.2.3.	Scan der Präparationen mit CAD/CAM & Verarbeitung .....	43
4.2.4.	Kristallisationsbrand der Keramikinlays.....	45
4.2.5.	Anlegen der Schmelzlamelle .....	46
4.2.6.	Gruppeneinteilung und Verkleben der Inlays .....	47
4.3.	Silikonabformung.....	51
4.4.	Thermisches Wechselbad.....	53
4.5.	Kausimulator.....	53
4.6.	Rasterelektronenmikroskop (REM) Untersuchung .....	55
4.7.	Statistische Analyse .....	56
5.	Ergebnisse .....	58
6.	Diskussion.....	64
6.1.	Diskussion der Methode .....	64
6.1.1.	Zahnauswahl und Lagerung der Zähne .....	64
6.1.2.	Probenherstellung (Präparation).....	65
6.1.3.	Materialien .....	66
6.1.4.	Methodik .....	66
6.2.	Diskussion der Ergebnisse .....	68
6.2.1.	Bisherige Keramikstudien .....	68
6.2.2.	Ergebnisse dieser Arbeit .....	69
6.2.3.	Einfluss der Präparation auf die Klebefuge? .....	72
6.2.4.	Warum fallen Untersuchungen mit Dentinrand schlechter aus? .....	72
6.2.5.	Klärung der Hypothesen .....	74
6.3.	Schlussfolgerung und klinische Relevanz .....	75

7.	Zusammenfassung .....	76
7.1.	Zusammenfassung Deutsch.....	76
7.1.1.	Ziel der Studie.....	76
7.1.2.	Material und Methoden.....	76
7.1.3.	Ergebnisse .....	77
7.1.4.	Schlussfolgerung.....	77
7.2.	Summary English.....	78
7.2.1.	Aim of the study .....	78
7.2.2.	Material and methods .....	78
7.2.3.	Results .....	79
7.2.4.	Conclusion .....	79
8.	Literaturverzeichnis .....	80
9.	Anhang .....	94
9.1.	Lebenslauf .....	94
9.2.	Verzeichnis der akademischen Lehrenden .....	94
9.3.	Danksagung .....	95
9.4.	Ehrenwörtliche Erklärung.....	96
9.5.	Lot-Nummern .....	96

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Übersicht Keramiktypen und Verarbeitung [56] .....	8
Abbildung 2:	Prozedere CAD/CAM .....	20
Abbildung 3:	Veranschaulichung der Inlaypräparation am histologischen Schnittbild eines Zahnes. An der kurzen Kastenseite wurde eine 2x2 mm ausgeprägte Kuhle	

erzeugt, welche zu einer dünnen Schmelzlamelle an der äußeren Zahngrenze führte.  
[Quelle Foto: Prof. Frankenberger]..... 39

Abbildung 4: Versuchsaufbau Übersicht..... 40

Abbildung 5: Slot-Präparation am Probenzahn..... 43

Abbildung 6: Fräsen der Inlays ..... 44

Abbildung 7: Einpassen der Inlays mit Okkluspray ..... 44

Abbildung 8: Keramikpolierer *EDENTA* ..... 45

Abbildung 9: Keramikinlay nach Politur ..... 45

Abbildung 10: Brennvorgang Kristallisationsbrand ..... 45

Abbildung 11: Keramikinlays vor Kristallisationsbrand ..... 46

Abbildung 12: Keramikinlays nach Kristallisationsbrand ..... 46

Abbildung 13: Präparation einer 2x2 mm großen Aussparung..... 47

Abbildung 14: Simulation der Präparation am histologischen Schnittbild [Quelle Foto:  
Prof. Frankenberger]..... 47

Abbildung 15: Plastikgefäße zur Feuchthaltung der Probenzähne ..... 48

Abbildung 16: Ceramics Etch 5%ig (*Vita*) ..... 48

Abbildung 17: Adhese® Universal (*Ivoclar Vivadent*), Conditioner 36 (*DeTrey*),  
Variolink® Esthetic DC (*Ivoclar Vivadent*)..... 50

Abbildung 18: Monobond® Plus (*Ivoclar Vivadent*), TheraCem® Ca (*Bisco*), Variolink®  
Esthetic DC (*Ivoclar Vivadent*), Panavia™ SA Cement Universal (*Kuraray*), Visalys®  
CemCore + Tooth Primer + Restorative Primer (*Kettenbach*)..... 51

Abbildung 19: Abformungsprozess..... 52

Abbildung 20: fertige Abformung..... 52

Abbildung 21: Thermocycler Kältebad 5,0°C..... 53

Abbildung 22: Thermocycler Wärmebad 55,0°C ..... 53

Abbildung 23: Probenträger unter Approximalkontakt..... 54

Abbildung 24: Kausimulator CS-4 ..... 55

Abbildung 25: Proben im Kausimulator ..... 55

Abbildung 26: Epoxidharzduplikate ..... 56

Abbildung 27: Leit-C nach *Göcke* ..... 56



Abbildung 28: Grafik Randspaltanalyse Gruppen 1-5 aus den Ergebnissen dieser Dissertation .....	59
Abbildung 29: Grafik Dentinvergleich Gruppen 1-5 [Quelle: Prof. Frankenberger].....	60
Abbildung 30: Gruppe 1 vor und nach Belastung.....	61
Abbildung 31: Gruppe 2 vor und nach Belastung.....	61
Abbildung 32: Gruppe 3 vor und nach Belastung.....	62
Abbildung 33: Gruppe 4 vor und nach Belastung.....	62
Abbildung 34: Gruppe 5 vor und nach Belastung.....	63

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Bestandteile dentaler Keramik [23, 44, 53, 79].....	9
Tabelle 2: Bestandteile Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max® CAD, Ivoclar Vivadent; Schaan, Lichtenstein) [31, 102] .....	11
Tabelle 3: Restaurationstypen (Beispiele).....	18
Tabelle 4: Übersicht Adhäsivsysteme [29] .....	25
Tabelle 5: Bestandteile Komposit [50] .....	32
Tabelle 6: Kompositgruppen nach Füllergrößen [29, 50] .....	34
Tabelle 7: Übersicht verwendeter Kompositzemente und deren Abbindeprofil nach Herstellerangaben [Quellen: Ivoclar Vivadent, Bisco, Kettenbach, Kuraray] .....	36
Tabelle 8: Zementierung Gruppe 1- 5 [Quellen: Ivoclar Vivadent, Bisco, Kettenbach, Kuraray].....	49
Tabelle 9: Ergebnisauflistung der Studie.....	59
Tabelle 10: Übersicht Vorbehandlungsschritte des Versuchs und Zementtyp.....	63

## Abkürzungsverzeichnis

Kürzel	Bedeutung
bzw	beziehungsweise
bis-GMA	bis-Glycidylmethacrylat
°C	Grad Celsius

---

<b>CAD/CAM</b>	ComputerAidedDesign/ComputerAidedManufacturing
<b>CEREC</b>	Ceramic Reconstruction
<b>DC</b>	dual härtend
<b>Gew.-%</b>	Gewebeprozent
<b>GPa</b>	Gigapascal
<b>Hz</b>	Herz
<b>IDS</b>	immediat dentin sealing
<b>kg</b>	Kilogramm
<b>LDS</b>	Lithiumdisilikatkeramik
<b>MDP</b>	10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat
<b>min</b>	Minute
<b>mm</b>	Millimeter
<b>MOD</b>	mesial-okklusal-distal
<b>MPa</b>	Megapascal
<b>mW/cm<sup>2</sup></b>	Milliwatt pro qcm
<b>N</b>	Newton
<b>nm</b>	Newtonmeter (Einheit Drehmoment)
<b>sek</b>	Sekunde
<b>s.o.</b>	siehe oben
<b>TML</b>	thermomechanical loading
<b>UDMA</b>	Urethandimethacrylat
<b>U/min</b>	Umdrehungen pro Minute
<b>Vol.-%</b>	Volumenprozent
<b>WAK</b>	Wärmeausdehnungskoeffizient
<b>%</b>	Prozent
<b>Ø</b>	Durchmesser
<b>°</b>	Grad
<b>4-META</b>	4-Methacryloyloxyethyltrimellitanhydrid

---

## 1. Einleitung

Schon seit vielen Jahren sind Zahnmediziner im Bereich der Forschung auf der Suche nach einer Optimierung Ihrer alltäglichen Arbeitswerkstoffe, darin eingeschlossen die Keramik [12, 56, 97]. Dieser Werkstoff ist zwar schon lange bekannt, wurde ab den 1980er Jahren in die Zahnheilkunde aber erstmals richtig eingeführt, weil es auf Grund der mechanischen und chemischen Weiterentwicklung möglich wurde, Keramiken qualitativ hochwertig zu verarbeiten und die Oberfläche der Keramik entsprechend mit Flusssäure und Silan vorzubehandeln [12, 119]. Mit dem Legen dieses Meilensteins geriet die Keramikproduktion immer mehr in den Fokus vieler Firmen, so dass es um 1990 mit der thermoplastischen Presstechnik (IPS Empress, Ivoclar Vivadent GmbH; Schaan, Lichtenstein), vorgefertigten Keramikblöcken (VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG; Bad Säckingen, Deutschland) und einem Computerprogramm (CEREC, Dentsply Sirona Deutschland GmbH; Bensheim, Deutschland) gelang, die Keramik im Alltag tauglich einzusetzen [97]. Relevant war allerdings auch, dass etwa zeitgleich die Einführung wirksamer Dentinadhäsive gelang (Syntac®, Ivoclar Vivadent GmbH; Schaan, Lichtenstein) [97, 134].

Wieso Keramik? Keramik kann auf Grund ihrer mechanischen Möglichkeiten, heute mehr denn je, das primäre Anliegen einer substanzschonenden und defektorientierten Behandlung von behandlungsbedürftigen Zähnen ermöglichen [11, 56, 90]. Zwar ist unumstritten die Kompositfüllung immer noch das erste Material der Wahl, wenn es um Minimalinvasivität geht [61, 76], aber vor allem dann, wenn ein Defekt hinsichtlich seiner Größe oder seiner Möglichkeiten der optimalen Rekonstruktion von Zahnstruktur nicht mehr einfach durch eine Kompositfüllung versorgt werden kann, ist die Rekonstruktion durch eine Keramikrestauration optimal [3, 38, 39, 62, 73, 84, 90, 144]. Hierbei sollte nicht außer Acht gelassen werden, dass moderne Konzepte der Kariestherapie schon bei der Prävention beginnen. Daher geht der invasiven Therapie, auch wenn sie minimalinvasiv ist, immer ein präventives Verhalten voraus. Dieses

Konzept schließt unter anderem die Früherkennung, Fluoridierung, Motivation und Instruktion, Fissurenversiegelungen und das Manifestieren von Zahngesundheitsbewusstsein ab dem Kindesalter mit ein. Durch ein in allen sozialen Schichten übergreifendes Prophylaxesystem konnte in den letzten 30 Jahren präventiv einiges erreicht werden: Es konnten mehr als 80 % der kariösen Läsionen bei Kindern und Jugendlichen reduziert werden [9, 41]. Trotzdem steht die Thematik der Karieserkrankung in allen Altersschichten weiterhin im Raum und somit auch die Frage geeigneter Restaurationen.

Die Keramik wird nicht nur vom Zahntechniker und vom Zahnarzt wertgeschätzt, welche sich vorrangig an den mechanischen Eigenschaften und der Stabilität erfreuen, sondern auch vom Patienten, für welchen besonders die Ästhetik und die Verträglichkeit der Keramik im Vordergrund steht [56]. Hierbei spielt eine stetige Weiterentwicklung der Rohstoffzusammensetzung eine wichtige Rolle, aber auch die Förderung der dazugehörigen Technik in Herstellungsprozessen und Verarbeitung [56]. Im Fokus steht ganz eindeutig, ein hinsichtlich der Optik, Biokompatibilität und mechanischen Eigenschaften möglichst zahnähnliches Material zu erschaffen bzw. zu optimieren, welches den oralen Organismen und Kaukräften möglichst suffizient und langwierig standhalten kann, ohne dabei die antagonistischen Zahnflächen zu sehr in Mitleidenschaft zu ziehen [89, 115]. Diesbezüglich gibt es heute diverse Studien, welche sich den mechanischen Eigenschaften und Anwendungsformen der Keramik und den dazugehörigen optimalen Workflows widmen, um ein Arbeiten mit dem Werkstoff in der nahen Zukunft noch weiter zu verbessern und ein für den Patienten optimales Ausgangsprodukt zu schaffen [3, 36, 39, 62, 84]. Nicht zu vergessen ist auch das Ausscheiden alter Restaurationsmaterialien, auf Grund fehlenden Erfüllens moderner Standards, wie es zum Beispiel auf Amalgam zutrifft [28]. Nicht zuletzt dieser Faktor macht die Weiterentwicklung hochwertigen Zahnersatzes unumgänglich. Hinzu kommt unverändert die Tatsache, dass Zahnstruktur weiterhin durch die Erkrankung Karies, aber auch durch Erosionen, Abrasionen, Abnutzungen und Frakturen, verloren geht [68]. Auch das Vorbeugen von Frakturen geschwächter Zähne (z.B. Zähne mit großen MOD-Kavitäten oder endodontisch behandelte Zähne) kann

eine Notwendigkeit für Restaurationen aus Keramik darstellen [42]. Die Anwendungsbereiche von Keramiken, deren Zementierungsform und die Präparationsart der vorhandenen Zahnhartsubstanz können je nach Behandler:in variieren. Daher ist es wünschenswert, dass Studienergebnisse den Behandler:innen bei der Entscheidungsfindung zu einer optimalen und einheitlichen Anwendungsform verhelfen. Auf den genauen Stand der Forschung in den unterschiedlichen Themengebieten, wird im Folgenden genauer eingegangen.

Das Ziel dieser Doktorarbeit ist es, die Fragestellung „Einfluss der approximalen Kastenbodenpräparation auf die Randqualität von Keramikinlays“ zu beleuchten und, nach der Durchführung eines in-vitro-Versuchs mit anschließender Ergebnisauswertung, einen Beitrag bezüglich einer Workflowoptimierung im Arbeitsalltag zu ermöglichen.

## 2. Literaturübersicht

### 2.1. Dentale Keramik

Die dentale Keramik, insbesondere die Vollkeramik, ist mit ihren vielen positiven Eigenschaften ein überzeugendes Restaurationsmaterial der heutigen Zeit. Das liegt daran, dass die Keramik, wie zuvor schon in der Einleitung erwähnt, ein Rundumpaket für dentalen Zahnersatz darstellt. Sie kann in verschiedenen Farben, Formen und Anwendungstypen zum Einsatz kommen. Grundsätzlich sind zahnfarbene Restaurationen heute der Standard in der Zahnersatztherapie [37, 103]. Bezüglich der Frage der korrekten Indikation von Keramik, wie auch schon im oberen Abschnitt beschrieben, geht allem voran zunächst die Größe des Defektes. Ist ein großer Defekt nicht mehr suffizient durch eine Kompositfüllung zu ersetzen, kann die Keramik eine gute Alternative darstellen [3, 31, 38, 39, 62, 73, 84, 90, 103, 144]. Kontraindikationen für Komposite sind dementsprechend entweder sehr große Defektausdehnungen, wenn beispielsweise mehr als ein Zahnhöcker zu ersetzen ist und die Höckerstabilität dadurch fraglich wird, oder bestimmte Patientenleiden, wie ein erhöhtes Kariesrisiko oder Bruxismus (hier muss allerdings je nach Ausprägung auch die Sinnhaftigkeit einer Keramik überprüft werden) [38, 95, 130]. Kommt es zum Einsatz von Keramiken, werden diese in einem sogenannten indirekten Verfahren hergestellt, was bedeutet, dass die Restauration außerhalb des Mundes produziert wird und nicht, wie bei Kompositen, direkt appliziert werden kann [11]. Ein primärer Vorteil der Keramikteilchen wird jedoch darin beschrieben, dass die Keramik, im direkten Vergleich mit der Kompositfüllung, eine großflächige Polymerisationsspannung reduzieren kann und die damit verbundenen Schmelzrisse in größeren Kavitäten umgangen werden [38]. Bei Kompositen beträgt der Schrumpfungswert einer ganzen Kavität etwa 1-3 % [38]. Bei Keramikteilchen ist die Schrumpfung lediglich auf den Bereich der Klebefuge reduziert, was zu weniger Grenzspannungen führt [76]. Außerdem ist die Resistenz gegenüber okklusaler Abrasionen bei Keramiken größer und die Materialbeständigkeit auch hinsichtlich ästhetischer Aspekte erhöht [38]. Dies bedeutet nicht, dass Komposit eine allgemein schlechtere Materialalternative ist. Es

konnte in einer Vergleichsstudie über 6 Jahre kein nennenswerter Unterschied zwischen beiden Materialien festgestellt werden [38]. Im direkten Vergleich zwischen Komposit und Keramik wurde eine jährliche Verlustquote für Keramik mit 1,1-1,2 % beschrieben, während Komposit 0-2 % Verlust erfuhr [58, 60, 61, 76]. Dieser Vergleich zeigt, dass mit beiden Restaurationsmaterialien gleichwertige klinische Ergebnisse erzielt werden können. Allerdings gibt es, wie schon beschrieben, bestimmte Indikationen, in denen man der Keramik den Vortritt lassen sollte. Zudem entscheidet auch die Auswahl des Restaurationstyps über die Auswirkung der Restauration. So konnten, um ein Beispiel zu nennen, Keramikteilrestaurationen für das Parodont als verträglicher untersucht werden, als eine klassische Kronenversorgung [144]. Dabei kann nicht nur zwischen dem Anwendungstyp unterschieden werden, dentale Keramiken sind auch in unterschiedliche Gruppen einzuteilen, welche sich vornehmlich in ihren mechanischen Eigenschaften unterscheiden. In den folgenden Unterpunkten soll nun auf diese Eigenschaften, Typen und Anwendung eingegangen werden.

### **2.1.1. Eigenschaften der dentalen Keramiken**

Spricht man von dem allgemeinen Werkstoff Keramik, zeigt dieser einheitliche Schnittstellen hinsichtlich seiner Eigenschaften. Zu den Vorteilen der dentalen Keramiken zählen dabei vielzählige Eigenschaften. Keramiken sind sehr robuste, beständige und abrasionsfeste Werkstoffe, die in der Mundhöhle den Kaukräften standhalten können. Sie überzeugen vor allem durch ihre ästhetischen Materialeigenschaften, da sie eine sehr natürliche und zahnähnliche Lichtbrechung aufweisen. Des Weiteren sind Keramiken farbbeständige Restaurationen. Die Kristallgefüge der Silikatkeramiken erfüllen speziell den Zweck, dass sie das Licht mit ihren Glasparkeln gut reflektieren und eine im farblichen Sinne optimale Anpassung an die natürliche Zahnfarbe zeigen [56, 81, 105, 114]. Dieses selbständige Anpassen an die Zahnfarbe nennt man auch „Chamäleon-Effekt“ [8, 56]. Zusätzlich sind Keramiken sehr biokompatibel, Plaque abweisend und gehen mit anderen intraoralen Werkstoffen nicht in Lösung, wodurch es nicht zur chemischen Belastung des Patienten kommt. Durch ihre thermische Abschirmung schaffen sie es auch, das

restliche Zahngewebe optimal zu schützen [56]. Zu den Nachteilen der dentalen Keramiken zählen vor allem die hohe Sprödigkeit und die geringer Biegezugfestigkeit, sowie Bruchzähigkeit im direkten Vergleich mit Metallen und Kompositen [38, 56]. Dies führt dazu, dass Keramiken in vielen Studien hinsichtlich ihrer Nachteile als fraktur anfällig bezeichnet werden [3, 39, 58, 60, 62, 76, 84, 113]. Diese negative Eigenschaft konnte speziell damit in Verbindung gebracht werden, dass eine falsche Präparationsform und Präparationsqualität diesen Faktor noch verstärkt [1]. Die Präparation darf keinerlei Kanten aufweisen, da es sonst zu Sprüngen und Brüchen der Keramik kommt [56]. Somit lässt sich differenzieren, dass Keramiken durch ihre kristalline Struktur frakturgefährdet sind, aber nicht pauschal bei ihrem Einsatz frakturieren. Im Speziellen konnte auch ein Versagensmuster evaluiert werden, welches in zwei Frakturphasen zu unterteilen ist. In Phase eins brechen Keramiken häufig nach vier Jahren in vivo, was auf eine schlechte Abschlusspolitur nach Okklusionskorrektur zurückzuführen ist und dadurch erzeugte Mikrorisse als Ursache aufweist [39]. Phase zwei tritt etwa nach zehn bis zwölf Jahren ein, sobald es zu einer Positivstufe zwischen Keramik und Zahnschmelz kommt [39]. Auch die unterschiedlichen Versorgungstypen weisen unterschiedliche Frakturhäufigkeiten auf. So dominieren bei Klasse II Restaurationen zum Beispiel „bulk fracture“ und „Chipping“ [39]. Nicht zuletzt ist ganz klar auch das ausgewählte keramische Material entscheidend, da die „modernen“ Keramiken (z.B. Lithiumdisilikatkeramiken) hinsichtlich ihrer Fraktur anfälligkeit besser abschneiden als ihre Vorgänger [4, 84, 120]. Bezüglich des Themas Abrasionen gilt, dass das Abrasionsverhalten von monolithischen Keramiken im besten Fall das Abrasionsverhalten von Zahnschmelz nicht übersteigen darf [115]. Natürlicher Zahnschmelz zeigt ein Abrasionsverhalten pro Jahr von etwa 10-40 µm [64]. Es ist daher von Bedeutung ein geeignetes Mittelmaß zu finden, welches einerseits die Materialhärte (Schutz vor Verschleiß des Materials) und andererseits das Vermeiden von Abrasionen am Antagonisten kombiniert. Da dentale Keramiken in der Regel hohe Biegezugfestigkeiten ansteuern, um möglichst robust zu sein, erzeugen sie häufiger eine Abrasion der natürlichen Antagonisten und an weicheren Restaurationsmaterialien (z.B. Gold), wie es zum Beispiel Komposite mit



sehr glatt polierten Oberflächen tun [115]. Es konnte jedoch auch nachgewiesen werden, dass Keramiken mit einem erhöhten Kristallgehalt und daraus resultierenden stabileren Kristallgefügen weniger Abrasionen am Antagonisten erzeugen, da ihre Oberflächen insgesamt glatter sind [89]. Es ist daher entscheidend, Oberflächen, die nachbearbeitet werden, ausreichend zu polieren, da raue Oberflächen nachweislich Abrasionen erzeugen [66]. Natürlich hat auch der Patient mit seinem Kausystem, hier eingeschlossen physiologische Funktion und Dysfunktion (z.B. Bruxismus), einen erheblichen Einfluss auf die abrasive Wirkung von Keramik am Zahn und die Frakturnrate. Beispielsweise wurden in einzelnen Studien vermehrt Restorationsfrakturen bei Patienten, welche unter Bruxismus leiden, festgestellt [121, 132]. Es gibt jedoch auch gegenteilige Studienergebnisse, welche keinen Zusammenhang zwischen Dysfunktionen des Kauapparates (z.B. Habits und Bruxismus) und dem Versagen von Keramikrestorationen durch Fraktur sehen [3, 25, 90].

### **2.1.2. Typen von dentalen Keramiken**

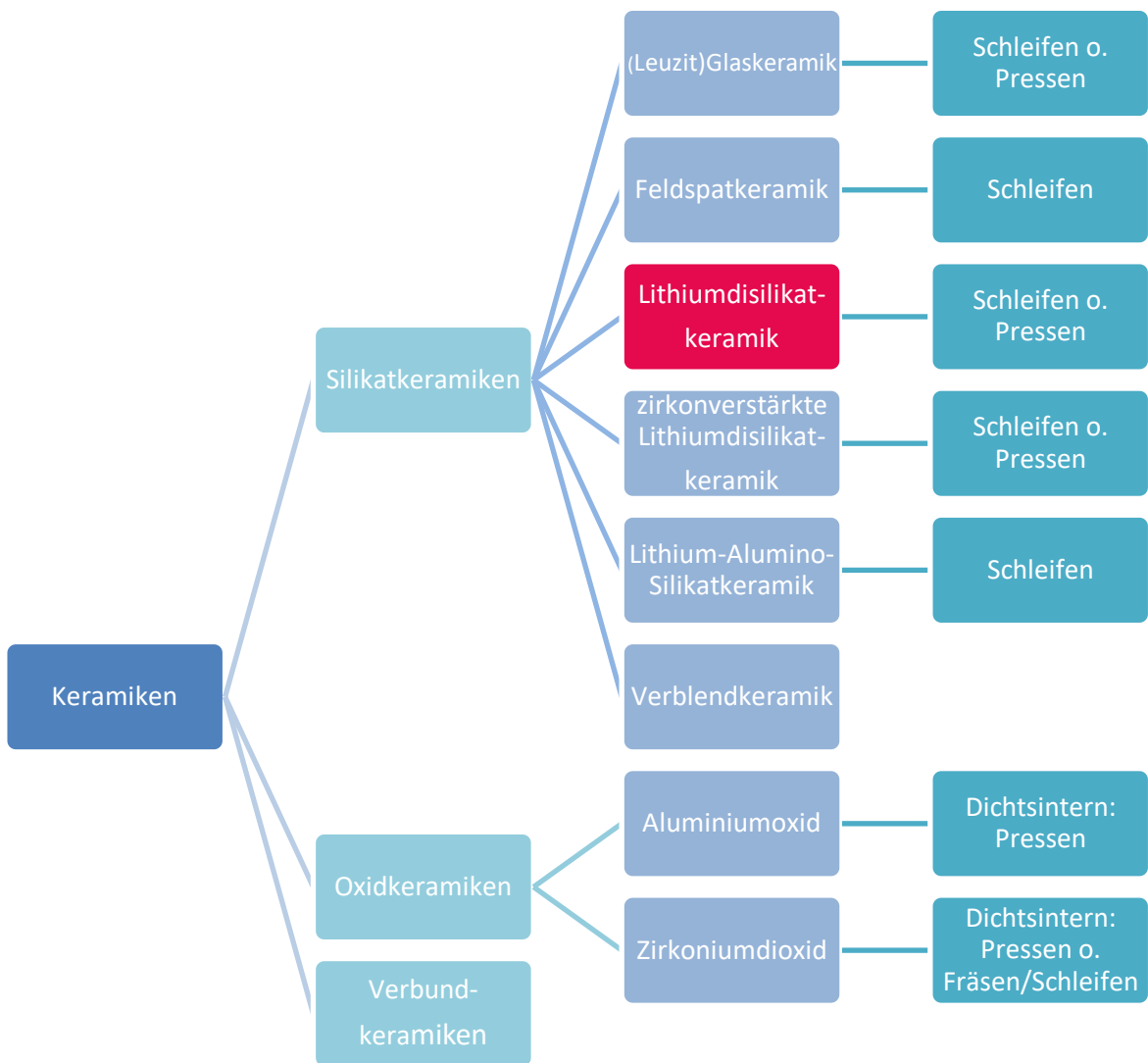


Abbildung 1: Übersicht Keramikttypen und Verarbeitung [56]

Allgemein lassen sich Keramiken in folgende Untergruppen einteilen:

- Keramiken mit Anteilen einer Glasphase, sogenannte mehrphasige **Silikatkeramiken** (bzw. glasinfiltrierte Keramiken),
- Keramiken ohne Anteile einer Glasphase, aber mit erhöhtem Oxidkristallgehalt (über 90 %), die sogenannten einphasigen **Oxidkeramiken** und
- **Hybrid-/ Verbundkeramiken** die einen Zusatz von Polymeren aufweisen [56].

Auf die letzten beiden Untergruppen soll im Folgenden nicht genauer eingegangen werden, da diese Keramik im Versuch nicht verwendet wurde.

Tabelle 1: Bestandteile dentaler Keramik [23, 44, 53, 79]

Grundbausteine dentaler Keramiken (natürliche Silikate)	Beschreibung
<b>Quarz</b> <b>15-25 %</b> <b>transparent</b>	Es kommt in unterschiedlichen Modifikationen vor: - Quarz (hexagonal-trigonal) - Tridymit (Fehlstruktur-hexagonal) - Cristobalit (kubisch-tetragonal) Durch sein thermovolumetrisches Verhalten verringert es die Schwindung. Zudem kommt es zu einer Festigkeits- und Transparenzsteigerung [23, 44].
<b>Feldspat</b> <b>60-80 %</b> <b>transparent</b>	Gerüstsilikat, welches den Hauptteil des Mischkristallsystems bildet. Bestandteile: - <b>Kalifeldspate</b> (Orthoklas) - Natronfeldspate (Albit) - Kalkfeldspate (Anorthit)[44] Beim Schmelzen entstehen Leuzitkristalle ( $K_2O \times Al_2O_3 \times 4SiO_2$ ), welche durch das breite Schmelzintervall die Viskosität erhöhen. Zusätzlich wird der WAK durch sie beeinflusst. Durch das niedrige Schmelzintervall und einer geringen Kristallisationstendenz trägt Feldspat in den dentalkeramischen Massen als glasierendes Flussmittel bei. Die Transparenz wird mit steigendem Anteil höher, da der Brechungsindex Glasphasen ähnelt [23].
<b>Kaolin</b> <b>0-5 %</b> <b>opak</b>	Besteht aus: - Kaolinit - Dicknit - Nackrit Wird auch als Aluminiumsilikat ( $Al_2O_3 \times 2SiO_2 \times 2H_2O$ ) bezeichnet. Wasser lagert sich zwischen die Kristallgefüge und mobilisiert sie, so dass Kaolin zur Verformbarkeit und Plastizität der Keramik beiträgt [44, 53].
<b>Aluminiumoxid</b> <b>bis zu 50 %</b> <b>opak</b>	Wird heutigen Keramiken häufig zugesetzt. Wirkt teilweise als Quarz-Ersatzmittel. Erhöht die Biegefestigkeit [44].

Die Silikatkeramiken der Dentalwelt setzen sich aus zwei Phasen zusammen und werden daher auch **mehrphasig** genannt. Phase eins ist die **kristalline Phase**. Sie beeinflusst die mechanischen Eigenschaften der Silikatkeramik. Ihre Mengenanteile

entscheiden darüber, wie robust die Silikatkeramik gegenüber Kaukräften ist [144]. Je mehr der kristalline Anteil prozentual beträgt, desto besser ist das Elastizitätsmodul, die Festigkeit und die Bruchzähigkeit und somit die gesamte mechanische Eigenschaft der Keramik [116]. Als Grundbaustein der kristallinen Phase kommen Mineralien zum Einsatz, wie zum Beispiel Feldspat, Leuzit oder Aluminiumoxid. Diese Mineralien werden verteilt in eine Glasmatrix aus Siliziumdioxid eingebettet [44]. Phase zwei ist daher die **Glasphase**. Sie beeinflusst die ästhetischen Eigenschaften des Materials, da sie relevant für die Transluzenz, die Opaleszenz und die Farbgebung der Keramik ist. Ihre Struktur ist amorph und daher nicht überzeugend, wenn es um Bruchzähigkeit und Festigkeit geht [144]. Die Glasphase wird, wie eben angeschnitten, aus Kristallen (Silikaten) gebildet, welche in der Phase fein verteilt sind [97]. Silikate sind Salze der Kieselsäuren, welche durch die Verschmelzung von Siliziumdioxid mit Metalloxiden, -hydroxiden oder -carbonaten entstehen. Die Atome in Form eines Tetraeders lagern sich zu Ketten oder Schichten zusammen [86]. Die Kombination von Phase eins und Phase zwei erzeugt schlussendlich die optisch-mechanischen Eigenschaften der jeweiligen Keramik, welche je nach Zusammensetzung variiert [144].

Diese klassischen Glaskeramiken, welche Anfang des 20. Jahrhunderts stark im Kommen waren, besitzen einen Kristallanteil von etwa 40 Vol.-% [55]. Ihr Maximalwert für Bruchzähigkeit beträgt etwa 1 MPa/0,5 m [6]. Sie wurden hergestellt, indem natürliche Mineralien (Kaolin, Feldspat und Quarz) aufgeschmolzen wurden, bis das erzeugte Glas mittels Regulation von Zeit, Temperatur und Druck die geeigneten Kristallformen zeigte [56, 98]. Man spricht bei diesen auch von **natürlichen** Silikaten. Zu dieser Gruppe zählen die Feldspatkeramiken und die Leuzitkeramiken. Mit Variationen der Zusammensetzung und der Bestandteile wurden weitere Keramiken erzeugt, welche zu den „modernen“ Keramiken zählen. Dazu zählen zum Beispiel die **Lithiumdisilikatkeramiken** und zirkonoxidverstärkte Lithiumdisilikatkeramiken.

In dieser Doktorarbeit wurde ausschließlich mit Lithiumdisilikatkeramiken gearbeitet (IPS e.max® CAD HT A1 Blöcke, Ivoclar Vivadent; Ellwangen, Deutschland), weshalb im Folgenden gezielt auf diese Untergruppe genauer eingegangen wird.

### 2.1.2.1 Lithiumdisilikatkeramik

Lithiumdisilikatkeramiken sind nachweislich überzeugend hinsichtlich ihrer klinischen Performance [81, 114]. Sie zeigen in vitro und in vivo die erfolgreichsten adhäsiven Ergebnisse, weshalb sie zu den beliebtesten Glaskeramiken zählen [4, 140]. (Für detaillierte Eigenschaften siehe Unterpunkt 2.1.1.) Zusätzlich ermöglichen die vielen erhältlichen Farbgruppen ein individuelles Anpassen an die orale Patientensituation [81]. Diese „modernerer“ Keramiken haben einen erhöhten Kristallanteil von etwa 70 Vol.-% und sind daher hinsichtlich ihrer Bruchzähigkeit überlegen [4, 6, 56, 116]. Die erste Firma, welche diese modernen Keramiken vertrieben hat, war die hier im Versuch verwendete Keramik IPS e.max® CAD von der Firma *Ivoclar Vivadent*. Alternativ gibt es diese Keramik auch als IPS e.max® Press [144].

Tabelle 2: Bestandteile Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max® CAD, *Ivoclar Vivadent*; Schaan, Lichtenstein) [31, 102]

Bestandteile LDS	%
Siliciumdioxid	57-80 %
Lithiumoxid	11-19 %
Kaliumoxid	0-13 %
Magnesiumoxid	0-5 %
Aluminiumoxid	0-5 %
Diphosphorpentoxid	0-11 %
Zirkoniumdioxid	0-8 %
Zinkoxid	0-8 %

Diese sogenannten **synthetischen** Keramiken werden nicht, wie die klassischen Glaskeramiken, aus natürlichen Rohstoffen erzeugt, sondern aus anorganischen Reinstoffen. Dadurch können ihre Produkteigenschaften besser gesteuert werden [97]. Diese Keramik verfügt genauer gesagt über Kristallite in Nadelform, welche etwa 1 µm breit und zwischen 1,5-6 µm lang sind [144]. Diese Kristallitnadeln und deren komplexe Anordnung bieten den Vorteil, dass sie ein Risswachstum in der keramischen Glasphase ablenken bzw. besser lenken können. Dadurch kann die Bruchzähigkeit der Keramik gesteigert werden [5, 97]. Diese höhere Festigkeit und damit einhergehende höhere Überlebensrate von Lithiumdisilikatkeramik konnte im direkten Vergleich mit

einer Leuzitkeramik in einer Studie belegt werden [4]. Die dadurch erzeugte gesamte Steigerung der Stabilität fördert auch das allgemeine Bearbeitungsverhältnis, so dass zum Beispiel die Polierbarkeit gesteigert werden kann [97]. Die in den synthetischen modernen Keramiken verwendete Variation von Größe und Kristallverteilung kann die physikalischen und ästhetischen Eigenschaften beeinflussen [97].

Eine allgemeine Steigerung der Härte wird bei den Glaskeramiken mit Zusätzen von Feldspat- und Leuzitkristallen erreicht. Das hiermit erreichbare Maximum der Biegefestigkeit beträgt allerdings nur etwa 100 MPa bzw. unter 200 MPa [56, 115]. Für mehr Biegefestigkeit werden bei den Lithiumdisilikatkeramiken daher noch Lithium und andere Zusätze zugefügt, so dass aktuell Biegefestigkeiten von bis zu 530 MPa erreicht werden können [56, 115]. Durchschnittlich liegt der Wert bei 360-420 MPa. Jede Keramik kann in ihrer Transparenz und Opazität individualisiert werden, indem mehr oder weniger mineralische Zusätze beigemischt werden. Ziel hierbei ist immer die möglichst getreue Nachahmung der natürlichen Zahnschmelze und die möglichst echte Wirkung auch bei unterschiedlichen Lichteinflüssen (Tageslicht, Kunstlicht, UV-Licht) [56]. Die Mindestschichtstärke von Lithiumdisilikaten sollte 1,0-1,5 mm betragen, Veneerschichtstärken fallen mit 0,7 mm etwas geringer aus. Insgesamt gelten die Lithiumdisilikatkeramiken als ziemlich stabil und werden nur noch durch das viel festere Zirkoniumoxid geschlagen (etwa 800-1000 MPa) [115]. Die Werte des natürlichen Zahnes betragen für die Biegefestigkeit des Zahnschmelzes 300-450 MPa und für die Biegefestigkeit des Dentins 200-350 MPa [115].

In Sachen Verarbeitung können Lithiumdisilikatkeramiken als Presskeramiken verarbeitet werden oder, wie es in dieser Doktorarbeit erfolgt ist, durch das Beschleifen eines Keramikblocks gefräst werden [56, 144]. Auf Grund ihrer hohen Endhärte, kommen die Blöcke zum Fräsen in der Regel in vorkristallisierten Blöcken an, so dass sie nach dem Fräsvorgang einen Kristallisationsbrand durchlaufen müssen [144]. Die Ausgangshärte der Keramikblöcke zeigt geringere Kraftwerte von 130-150 MPa, um ein Fräsen zu ermöglichen. Für die Produktion der Keramikblöcke wird keramisches Pulver zu Glas geschmolzen und in eine Metallform gegossen. Wenn das

Gemisch abgekühlt ist, wird es zweistufig wärmebehandelt bis max. 700°C. Dabei entstehen kleine Kristalle von 0,5 µm und die bläuliche Farbe. Die hierbei entstandenen Kristalle sind Lithiummetasilikat Kristalle, welche leichte Expansionen aufweisen. Daher ist der Kristallisationsprozess im Brennofen (etwa 850°C) notwendig, um die Kristallite später umzuformen und größere Lithiumdisilikat Kristalle (s.o.) zu erzeugen. Der Expansionswandel wird durch die digitale Software berücksichtigt. Anschließend sind die Keramiken, wie oben erläutert, mit etwa 360 MPa wesentlich biege fester. Die Elastizität beträgt etwa 95 GPa [102]. Die Biegefestigkeiten wurden in Studien allerdings als sehr variabel getestet, weshalb von Variationen ausgegangen werden muss [109]. Durch den Brennvorgang der Keramiken wird die final erwünschte Ästhetik erzeugt, welche zusätzlich mit Glanzpaste und Farben individualisiert werden kann. Materialien, welche keinen gesonderten Glanzbrand benötigen, bringen auch reduzierte mechanische Eigenschaften mit sich [144]. Einen Vorteil gegenüber Materialien, die eine Verblendung benötigen, zeigen alle monolithischen Materialien, wie auch Lithiumdisilikate, da sie durch ihren geringeren zirkulären Platzbedarf minimalinvasivere Präparationen ermöglichen [114]. Lithiumdisilikate zeigen zudem eine gute Adaptation an die Umgebungsfarbe, und bringen eine hohe Transluzenz mit [115]. Die Transluzenz einer Keramik beschreibt die Menge der Lichtdurchlässigkeit, die das Material hergibt. Sie ist neben der Grundfarbe des Materials ein entscheidender Faktor für das ästhetische Resultat. Sie wird in der Regel in vier Untergruppen unterteilt: opak, transluzent, hochtransluzent und ultratransluzent. Jedoch kann die jeweilige Einteilung frei von den Herstellern getroffen werden und diese Variationen erschweren somit die Handhabung für den Behandler. Eine genaue Materialkunde ist demnach Voraussetzung, um optimale Ergebnisse zu schaffen [115]. Die im Versuch verwendete Lithiumdisilikatkeramiken der Firma *Ivoclar Vivadent* (Schaan, Lichtenstein) zählt im Speziellen zu einer der meist erforschtesten Glaskeramiken des heutigen Marktes und wird deshalb auch gerne von Behandler:innen ausgewählt [98, 114].

### 2.1.3. Einsatzgebiete von Lithiumdisilikatkeramiken

Grundsätzlich sind Lithiumdisilikatkeramiken auf Grund ihrer hohen Ästhetik (Transluzenz und Opazität) vor allem für den Frontzahnbereich als Kronen oder Veneers von Relevanz. Heute lassen sich Lithiumdisilikatkeramiken aber auch gut als Inlays, Onlays oder Einzelkronen im Seitenzahnbereich einsetzen [56, 70]. Auch kurze dreigliedrige Brücken können im Prämolarenbereich oder Frontzahnbereich zum Einsatz kommen, sofern diese keiner zu starken Kaulast ausgesetzt sind (z.B. bei ausgeprägtem Bruxismus) und die Brücken mindestens eine Verbinderstärke von 16 mm<sup>2</sup> haben [70, 115]. Außerdem sind Versorgungen von Hybrid-Abutments und Abutmentkronen, implantatgetragene Kronen und Table Tops möglich [56, 70]. Lithiumdisilikatkeramiken können nachweislich auch praktisch erforscht mit Erfolg sowohl in der Frontzahn- als auch in der Seitenzahnregion eingesetzt werden [43, 98]. Hierbei ergaben sich für Einzelkronen im Seitenzahnbereich Überlebensraten nach 10 Jahren von beispielsweise 83,5 % [98]. Die Überlebensraten für Teilrestorationen waren in vielen Studien auch sehr überzeugend [3, 39, 59, 84]. Zum Beispiel wurden Überlebensraten für Keramik Inlays und Onlays in 5 Jahren mit 86 % und in 10 Jahren mit 85 % beschrieben, wobei die Erfolgsraten in 10 Jahren bei letztlich 77 % lag [25]. Trotz eines meist einhergehenden Abfalls der Randqualität, welcher durch den Verschleiß des Befestigungskomposits und eine Adhäsionsminimierung in den Randbereichen erfolgte, können die Langzeitergebnisse überzeugen [125]. Ein striktes Arbeiten nach Herstellerangaben ist dabei essenziell [31]. Hinsichtlich der Einsatzgebiete von Lithiumdisilikatkeramiken gibt es allerdings auch Grenzen, so sollten Inlayrestorationen z.B. nicht bei devitalen Endozähnen zum Einsatz kommen, da die Misserfolgsrate dieser, im Vergleich zu jenen von vitalen Zähnen, höher ist [42, 123]. Im Allgemeinen sind Inlays im Molarenbereich dreifach anfälliger für eine Fraktur als im Prämolarenbereich, weshalb ihr Einsatz dort genau überlegt sein sollte [113]. Nicht zuletzt entscheiden auch die Ausgangssituation und das Maß an möglichem Substanzabtrag über den Einsatz von Lithiumdisilikatkeramiken. Eine Studie wies einen notwendigen Zahnhartsubstanzabtrag von bis zu 59 % im Frontzahnbereich und bis zu 35 % (und mehr) im Seitenzahnbereich für eine Lithiumdisilikatkeramikkrone nach



[114]. Aber auch andere keramische Restaurationstypen benötigen ausreichend Platz, da für die Präparation einer Keramik genaue Richtlinien festgelegt sind. Dieser Faktor sollte in der Planung für Zahnersatz neben ästhetischen Wünschen auch bedacht sein. Im Folgenden soll nun auf die Präparation eingegangen werden.

#### **2.1.4. Präparationsrichtlinien Keramik**

Essenziell für ein erfolgreiches Ergebnis beim Einsatz von Keramiken ist die Präparation für die Keramikversorgung [1]. Es muss dabei stets zwischen ästhetischen Ansprüchen und dem dafür notwendigen Substanzabtrag kalkuliert werden. Zum Thema Substanzabtrag gehört aber auch die Menge an Substanz, die für eine erfolgreiche und langfristige Versorgung notwendig ist, damit es nicht zur Fraktur der Keramik unter Belastung kommt [56]. Der großzügige Erhalt von gesunder Zahnstruktur konnte als einer der Hauptfaktoren für lange Überlebensraten von Restaurationen verifiziert werden [132]. Zu den grundsätzlich zu beachtenden Voraussetzung für die Verwendung von Vollkeramik zählen die Anatomie und intraorale Situation des Patienten, der Indikationsbereich, der einzufordernde Substanzabtrag und dessen reale Möglichkeit der Präparation in der Patientensituation, mechanische Eigenschaften der Keramik sowie Ästhetik, Optionen der optimalen Abformung und Trockenlegung, Befestigung der Keramik und Rekonstruktion der funktionellen Aspekte [97, 100, 108]. Die schlechteste Ausgangssituation mit der höchsten Zahnfrakturgefahr stellen endodontisch behandelte Zähne (Molaren und Prämolaren) dar, welche eine große MOD-Füllung tragen [25, 42]. Hier muss beispielsweise zwingend eine Überkuppung aller Höcker mit einer Restauration erfolgen, um der Fraktur vorzubeugen und die schlechte Zahnprognose zu relativieren [42]. Allgemein sind alle Zähne mit sehr großen, tiefen und weiten Defekten frakturgefährdet [95]. Ein Übergreifen der Höcker kann Frakturen auch hier vorbeugen. Richtlinien für den Erhalt von Höckern können dabei folgende sein: eine sehr dicke Restwandstärke von Höckern oder der ästhetische Erhaltungsgrund im Prämolarenbereich [95].

Grundsätzlich ist beim Thema Präparation wichtig zu erwähnen, dass die folgenden Präparationsrichtlinien eine ideale Situation voraussetzen, welche in vitro in der Regel

gegeben ist. In vivo ist jedoch der Präparationsverlauf oftmals von dem vorherigen Defekt beeinflusst, so dass nach Entfernung der alten Restauration und ggf. zugehörigen Zahndefekten häufig die Präparation nur noch an die Richtlinien angepasst werden kann [95]. Dabei variieren die Präparationsrichtlinien zwischen den verschiedenen Keramikmaterialien, je nach Angaben der Hersteller, grundsätzlich mit dem Vorsatz, ausreichend Schichtstärke zu schaffen und dabei trotzdem möglichst minimalinvasiv zu bleiben [114]. Ein Vorteil der möglichen Adhäsivtechnik bei hochfesten Keramiken ist, dass wie angestrebt minimalinvasiv präpariert werden kann. Zahnschmelz wird so geschont [11]. Die Präparationsgrenze darf hierbei optimalerweise nur supragingival, äquigingival oder minimal intrasulkulär liegen [115]. Bei tiefer liegenden Defekten kann eine absolute Trockenlegung, welche für eine Adhäsivtechnik notwendig ist, nicht mehr gewährleistet werden. Alternativ muss die Präparationsgrenze vor Abformung mittels Proximal-Box-Elevation und Komposit in einen zugänglichen Bereich gelegt werden [32, 97, 144]. Es sollte vor Beginn der Präparation auch unbedingt geprüft werden, ob der Defekt voraussichtlich noch im schmelzbegrenzten Bereich endet, da dies die Haftung für adhäsiv befestigte Keramik später erhöht [95, 97]. Wobei es hier auch Studien gibt, die eine komplette Schmelzbegrenzung nicht als Voraussetzung ansehen, da die Haftwerte an schmelzfreien Rändern in diesen als vergleichbar erforscht worden sind [59, 123]. Zusätzlich sollte darauf geachtet werden, dass die Grenzen der Präparation sich nicht mit den statischen Kontaktpunkten überlagern [115].

Die Präparationsrichtlinien, welche sich bis heute bewährt haben, sollen nun einmal im Detail vorgestellt werden: Der Öffnungswinkel der Kavitätenwand soll 6-10° betragen und dabei leicht nach okklusal divergierend verlaufen. Auf eine retentive Präparation kann verzichtet werden, da heute bei den meisten Keramiken (z.B. Lithiumdisilikatkeramiken) eine adhäsive Befestigung zum Einsatz kommt. Im Approximalraum sollte die Präparation so weit erweitert werden, dass zu den Nachbarzähnen alle Approximalkontakte komplett aufgehoben werden und später beim adhäsiven Prozess alle Überschüsse problemlos entfernt werden können (gute Zugänglichkeit). Die notwendige Mindestbreite (Stärke) der Keramik sollte 2-2,5 mm

betragen und ab dem tiefsten Punkt der Fissur als Mindesttiefe einen Wert von 1,5 mm nicht unterschreiten [1, 36, 144]. Zum Antagonisten sollte zusätzlich auch mindestens 2 mm Abstand eingehalten werden. Der Oberflächenwinkel von Keramik zu Zahnschmelz beträgt im Optimalfall ca. 90°. Zu abschließender Präparationsüberprüfung sollte immer eine Kontrolle von scharfen Kanten, Schmelznasen und unter sich gehenden Bereichen zählen. Diese müssen zwingend vermieden werden, um z.B. Frakturen vorzubeugen [1, 36, 115]. Hierfür bietet sich das finale Finieren und Runden mit Diamantkorngrößen von 40 µm an. Alle Übergänge von den Isthmuswänden zum Kavitätenboden und alle inneren Winkel müssen verrundet werden, wodurch Spannungsspitzen reduziert werden können [1, 36, 144]. Auch ultraschallbetriebene Instrumente sind hierbei hilfreich. Beim Finieren ist streng darauf zu achten, dass im Randbereich keine Federränder erzeugt werden, da diese dünn auslaufenden Keramikübergänge später zu instabil wären. Stattdessen werden scharfe Präparationsgrenzen angestrebt [115]. Alle Restwände der natürlichen Zahnschmelz sollten nach abgeschlossener Präparation noch mind. 1,5-2 mm Restwandstärke aufweisen. Ist dies nicht der Fall, müssen Höcker prophylaktisch in die Präparation mit eingebunden werden, da diese ansonsten nicht stabil genug sind [103]. Wird eine adhäsive Aufbaufüllung im Approximalraum oder Kastenboden angestrebt, welche auch dann erfolgen sollte, wenn z.B. sonst eine spätere Lichthärtung auf Grund der zu tiefen Kavität nicht mehr gewährleistet werden kann (okklusal max. 3 mm, approximal max. 6 mm Tiefe und je nach Opazität der Keramik; Alternative: dual härtendes Komposit) oder eine absolute Trockenlegung auf Grund der Tiefe des approximalen Defektes sonst nicht erfolgen kann, sollte darauf geachtet werden, dass alle übrigen Präparationsränder anschließend trotzdem im Bereich von Zahnhartsubstanz liegen. Im Optimalfall enden die Präparationsränder im Schmelz (s.o.) [1, 95]. Ist dies einmal nicht möglich, muss beim adhäsiven Verkleben mit Dentin noch strenger auf eine perfekte Trockenlegung geachtet werden, um gute und langfristig dichte Ergebnisse zu erzielen. Sind Unterschnitte vorhanden, können diese auch einfach durch einen adhäsiven Aufbau im Kavitätenboden ausgeglichen werden, statt lateral-okklusal Zahnschmelz zum Ausgleich abzutragen (Prinzip der Minimalinvasivität) [1]. Sofern ein

„immediate dentin sealing“ (IDS) nach der Präparation zur Versiegelung der Dentinkanälchen angestrebt wird, sollte als finaler Arbeitsschritt das Anfrischen der Schmelzränder erfolgen. Gründe dafür sind, dass zum einen eine Freilegung der Schmelzprismen sichergestellt sein soll und zum anderen können die Schmelzränder so noch einmal sauber abgegrenzt werden, was zu verbesserten Haftwerten führt [46, 95]. Es muss beachtet werden, dass heute auf Grund der vielzähligen Keramiktypen individuelle Substanzmindeststärken vor der Präparation überprüft werden müssen, da diese im Einzelfall durchaus variieren können. Hierzu gehört auch das Bestreben von maximalem Zahnsubstanzerhalt. Es konnte zum Beispiel in einer Studie gezeigt werden, dass die zurückbleibende Schichtstärke des Dentins Einfluss auf die Pulpareaktion hat, wenn es um die anschließenden Zahnreaktionen nach Einsatz von Restaurationen geht [13]. Diese Erkenntnis ist nachvollziehbar, denn mehr Erhalt von Schmelz und Dentin reduziert auch die postoperative Hypersensibilität [129]. Im schlimmsten Fall führt diese Reizung zu einer endodontischen Problematik [25].

**Tabelle 3: Restaurationstypen (Beispiele)**

<b>Restaurationstyp</b>	<b>Beschreibung</b>
<b>Inlay</b>	Restauration, welche keine Höckerüberkappung vornimmt; Einsatz bei mittelgroßen Klasse-II-Defekten mit großzügiger Höcker- bzw. Außenwandreststärke von mindestens 2 mm [27, 136].
<b>Onlay</b>	Teilüberkappung eines Zahnes mit Einschluss von mindestens einem oder mehreren Höckern in die Präparation; Einsatz bei geschwächten Höckern mit einer Restwandstärke unter 2 mm [27, 136].
<b>Overlay</b>	Überkappung aller Höcker; Einsatz bei Fehlen oder Schwächung aller Höcker, bei Bestreben einer Optimierung der okklusalen Verhältnisse oder bei Bestreben nach Minimalinvasivität zum Schutz der vitalen Pulpa oder bei Zahnrisen [27, 136].

Auf Grund der voranschreitenden Adhäsivtechnik sind immer mehr Subtypen möglich [136].

## 2.2. CAD/CAM-Verfahren

Das Schleifen und Fräsen von Keramiken wird auch als **subtraktive Formgebung** bezeichnet und ist eines der möglichen Verfahren für die Verarbeitung von dentalen Keramiken. Dem gegenüber steht die additive Formgebung, welche eine Schichtung keramischer Massen beschreibt. Als Vorgehen kann bei der subtraktiven Formgebung zum einen das Kopierschleifverfahren und zum anderen die computerdesignte Herstellung von Keramikteilchen unterschieden werden. Bei der computerdesigten Herstellung wird im Fräsautomaten aus Keramikblöcken ein Teilchen gefräst [54]. Einen entscheidenden Durchbruch für CAD/CAM lieferten *Mörmann* und *Bradestini* indem sie das CEREC-System (*Dentsply Sirona*; Bensheim, Deutschland) entwickelten und es 1987 auf den Markt bringen ließen [85]. Dieses sogenannte CAD/CAM Verfahren wird zum Beispiel erfolgreich genutzt, um Zähne mit Lithiumdisilikatkeramikronen zu versorgen [99]. So wurde in dieser Doktorarbeit auch vorgegangen. Hierbei ist der Vorteil, dass die zum Einsatz kommenden industriell vorproduzierten Keramikblöcke dimensionsstabil weiterverarbeitet werden können, da es zu keiner Schrumpfung der Keramik kommt. Das fördert die Präzision der Keramikpassung und ermöglicht eine direkte Einpassung am Patienten (Chair-Side) [56]. Ein entscheidender Vorteil durch „single visit“ Behandlungen ist zudem, dass auf Provisorien verzichtet werden kann und der Patient innerhalb einer Sitzung mit seinem neuen Zahnersatz nach Hause geht, was für den Behandler und den Patienten zu einer Verkürzung der Behandlungszeit führt [14, 99]. Die Voraussetzung für den erfolgreichen Einsatz von modernen dentalen Keramiken war unter anderem auch die Weiterentwicklung von Computerprogrammen bzw. speziellen CAD/CAM-Systemen. Hierzu gehören auch die Intraoralscanner (z.B. CEREC Omnicam, *Dentsply Sirona*; Bensheim, Deutschland), welche eine alternative Abformtechnik in modernem Stil darstellen und die Digitalisierung von Daten vorangetrieben haben [47]. Die optische Abformung erfolgt in der Regel mittels 3D Messkamera direkt im Patientenmund. Sind bestimmte Bereiche subgingival gelegen und somit nicht scanbar, erfolgt kein ausreichender Scan durch die Kamera oder soll die Restauration im Labor hergestellt werden auf Basis eines klassischen Modells, kann eine klassische Abformung mit

anschließendem Scannen weiterhelfen. Die digitalisierten Daten werden dann im PC verarbeitet und durch eine Schleifeinheit zur Restauration gefräst (z.B. CEREC MC XL Schleifeinheit, *Dentsply Sirona*; Bensheim, Deutschland). Das Prozedere für den Behandlungsablauf sieht hierbei wie folgt aus:

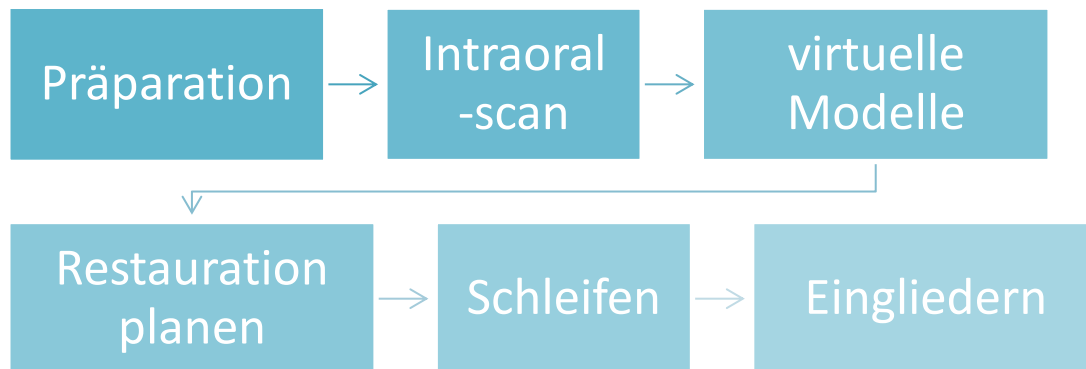


Abbildung 2: Prozedere CAD/CAM

### 2.3. Eingliedern von dentalen Keramiken

Bevor die Keramiken eingesetzt werden können, müssen diese grundsätzlich zunächst eingegliedert werden. Hierfür erfolgt die Einprobe zunächst ohne Druck auf Überprüfung der reinen Passung. Ein zirkulärer Randschluss wird überprüft (z.B. durch Sondierung), Approximalkontakte müssen vorhanden sein, die farbliche Passung wird überprüft (Probeeinsetzen mit Try-In Paste), Zugänge zum Versäubern werden kontrolliert und eine absolute Trockenlegung muss gegeben sein, welche bevorzugt mittels Kofferdam erfolgen sollte [56, 97, 144]. Im zweiten Schritt muss die Restauration vorbehandelt werden und der Zahn unter absoluter Trockenlegung konditioniert werden, bevor das Befestigungskomposit appliziert werden kann [144]. Zum Vorbehandeln der Keramik zählen das Entfetten vor dem Einsetzen und das gleichzeitige Konditionieren der Keramik mit Flusssäure und Silan. Anschließend wird das Befestigungskomposit appliziert, das Teilchen in die Kavität gesetzt, mit Ultraschall aktiviert, Überschüsse entfernt, Glycerin Gel auf die Ränder aufgetragen und lichtgehärtet. Die Okklusion wird erst nach der Polymerisation überprüft mit anschließender Politur der Oberflächen und Versäuberung der Restaurationsränder. Abschließend erfolgt ein Fluoridieren des Zahnes [56].

Grundsätzlich wird bei der Befestigung von Vollkeramiken darin unterschieden, welche Härte und Materialeigenschaften die Keramik hat. Dafür erfolgt eine Einteilung in zwei Gruppen: 1. Hochfeste Keramiken haben eine Biegezugfestigkeit von über 350 MPa und 2. Geringfeste Keramiken eine Biegezugfestigkeit von unter 350 MPa. Zu den **hochfesten** Keramiken zählen Lithiumdisilikatkeramiken, zirkonverstärkte Lithiumdisilikatkeramiken, glasinfiltrierte und pressgesinterte Oxidkeramiken und auch Zirkoniumdioxidkeramiken [115]. Diese Gruppe lässt sich entweder konventionell mit Zinkoxid-Phosphatzementen oder Glasinomerezementen befestigen (nach erfolgter Abstrahlung) oder adhäsiv mittels Kompositzementen. Wichtig ist, dass in ästhetischen Bereichen bei Materialien mit einer hohen Transluzenz unbedingt auf eine adhäsive Befestigung gesetzt werden sollte, da klassische Zemente eine hohe Opazität mit sich bringen [115]. Die Ästhetik kann mittels erfolgreicher adhäsiver Befestigung weiterhin auf einem hohen Niveau gehalten werden, da die Transluzenz nicht unterbrochen wird und der „Chamäleon-Effekt“ erhalten bleibt [8]. Konventionelles Zementieren kommt in der Regel dann zum Tragen, wenn keine ausreichende Trockenlegung zu ermöglichen ist [115]. Bei den hochfesten Keramiken konnte die Verwendung von konventionellen und adhäsiven Zementen in einer Studie als gleichwertig erforscht werden [77]. Jedoch ist bei den hochfesten Keramiken ein adhäsives Zementieren bei Restorationsgrößen, die kleiner als Kronen sind, zu bevorzugen [70]. Zu den **geringfesten** Keramiken zählen Feldspat-, Silikat-, Hybrid- und Verbundkeramiken. Diese Gruppe sollte, um den Langzeiterfolg und die Belastbarkeit zu steigern, ausschließlich über ein adhäsives Befestigen zum Halten gebracht werden [115, 143]. Neben diesen biomechanischen Gründen ist es auch optisch zu bevorzugen [115]. Grundsätzlich bietet der adhäsive Verbund den Vorteil, dass es zur wirklichen chemischen Verbindung von Restauration und Zahn kommen kann und der Zahn mit einer dem Zahn entsprechenden Farbe verklebt wird (Ästhetik). Alternativ erfolgt bei anderen Keramiken, zum Beispiel Zirkoniumdioxid, ein konventionelles Befestigen mit einem abweichenden Protokoll, worauf hier aber nicht genauer eingegangen werden soll.

Die im Versuch verwendete Keramik war eine IPS e.max® CAD HT Lithiumdisilikatkeramik Farbe A1 (*Ivoclar Vivadent GmbH*; Ellwangen, Deutschland) mit einer hohen Festigkeit von 530 MPa. Zur Insertion erfolgte die Adhäsivtechnik. Dafür wurden Keramik und Zahn jeweils entsprechend konditioniert. In den folgenden Unterpunkten wird auf die verwendeten Materialien und die chemischen Mechanismen genauer eingegangen.

### 2.3.1. Adhäsivtechnik Zahn

Voraussetzung für alle folgenden Adhäsivmechanismen von Zahn zu Keramik ist die Entwicklung einer mikro- und nanomechanischen Verbundtechnik am Zahn, das sogenannte „dental bonding“ [27, 97]. Der Vorteil der Adhäsivtechnik ist, dass es keiner präparationsbedingten mechanischen Retention bedarf. Daher können Unterschnitte oder übermäßiger Substanzabtrag vermieden werden und es ist ausreichend, nur die Fläche zu präparieren, die platzbedingt notwendig ist [8]. Die Vorbehandlung des Zahnes sollte, wie oben beschrieben, unter absoluter Trockenlegung erfolgen [97, 143, 144]. Nach dem Entfernen der temporären Zemente muss der Zahn mit einer fluoridfreien Paste gründlich gereinigt werden [115]. Von einer chemischen Reinigung mit zum Beispiel Wasserstoffperoxid, Ethanol, EDTA oder Natriumcarbonat sollte abgesehen werden, da die Haftung dadurch verschlechtert werden kann [115]. Es kann zusätzlich ein ungetränkter Retraktionsfaden im Sulkus platziert werden [115]. Erfolgt im Zuge der Präparation ein adhäsiver Aufbau, muss vorhandenes Komposit durch Anstrahlen mit Aluminiumoxid mikroretentiv angeraut werden [115].

Der Zahn besteht aus mehreren Substanzen. Zwei davon grundlegende Zahnschichten, die für die Adhäsivtechnik relevant sind, sind der Schmelz und das Dentin. Möchte man diese beiden Komponenten für eine Adhäsivtechnik (Klebetchnik) benutzen, müssen sie entsprechend vorbehandelt werden, um eine effiziente Haftung des Komposits überhaupt erst zu ermöglichen, da Komposite zum einen keine Eigenadhäsion besitzen und zum anderen Polymerisationsspannungen kompensiert werden müssen [29, 133]. Der Konditionierung von **Schmelz** kommt das



natürliche Muster der Schmelzprismen zugute, welche anisotrop angeordnet sind. Der Schmelz besteht zu einem hohen anorganischen Anteil von 86 Vol.-% aus Hydroxylapatit [29, 65, 97]. Man sollte die Schmelzprismen während der Präparation zusätzlich anschrägen, um eine vergrößerte Prismenoberfläche zu erzeugen [46, 50, 95]. Dieses Vorgehen rührt daher, dass die Kristalle, welche in den Prismen gelagert sind, in verschiedenen Winkeln zu deren Längsachse stehen. Ein Schmelzprisma im Querschnitt ähnelt dann einem Schlüsselloch. In den Randbereichen des Schmelzes können jedoch auch prismenlose Areale aufgefunden werden. Quer angeschnittene Prismen erzeugen eine bessere chemische Haftung der Adhäsive [29]. Da beim Schleifen mit Diamanten trotz der Wasserkühlung eine oberflächliche Schmierschicht entsteht, muss der Zahnschmelz für die Adhäsivtechnik gereinigt werden. Dies erfolgt unter anderem durch die Schmelz-Ätz-Technik. Das sogenannte Selective-Etch des Zahnschmelzes erfolgt mit 35-39 %iger Phosphorsäure für 30 sec und für 60 sec bei Vorliegen von unbehandeltem Schmelz, da hier eine prismenlose Oberfläche vorliegt [29, 48, 97, 144]. Alternativ kann auch ein Self-Etch-Adhäsiv verwendet werden, allerdings sind die Ätzmuster hierbei, bedingt durch weniger starke Säuren, nicht so ausgeprägt, wie die der Phosphorsäure [29]. Anschließend erfolgt ein gründliches Abspülen mit Wasser, welches chemische Restprodukte entfernt und nach der Trocknung ein opakes Ätzmuster sichtbar macht [65]. Mit dem Ätzzvorgang kann ein Retentionsmuster erzeugt werden, welches schon seit über 50 Jahren bekannt ist und welches zu einer idealen chemischen Oberflächenvergrößerung führt, die histologisch eine Tiefe von 30-50 µm erreicht [29, 50, 97]. Die Grundlage für den adhäsiven Erfolg wurde durch die Schmelzätztechnik von *Buonocore* im Jahr 1955 gelegt [10]. Die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen, in Bereichen von der Peripherie bis hin zum Zentrum, führt zu einer Oberflächenvergrößerung, welche später für den Adhäsiverfolg und eine entsprechende Penetration der Adhäsive ausschlaggebend ist [29]. Der Schmelzverbund wird über die funktionalen, viskösen Adhäsive erreicht, welche in die freigelegte Oberfläche eindringen und dabei durch Umspülung sogenannter Schmelzzotten durch interkristalline Retention eine Haftung schaffen [29, 48, 50]. Die Adhäsivzotten werden auch „tags“ genannt [50]. Oberflächlich liegt eine 5

µm dicke kompakte Bondingschicht, dann folgt eine 10-30 µm dicke Penetrationsschicht und zuletzt folgt eine Zone der Durchmischung, in welcher angeätzte Kristalle und das Adhäsiv sich vermischen [50].

Das Vorbehandeln des **Dentins** gestaltet sich auf Grund seiner Zusammensetzung und seines komplizierteren Aufbaus als schwieriger. Im Dentin kommen nur 45 Vol.-% anorganische Anteile vor, die als Kristalle ungeordnet verteilt liegen und nicht wie im Schmelz schematisch angeordnet sind [65]. Zudem ist das Dentin mit 10 Gew.-% Wasser deutlich hydrophil und besitzt eine intrinsische Feuchtigkeit [29, 50, 65]. Für einen Verbund zum hydrophoben Komposit müssen hier mehrere Schritte erfolgen. Hierbei ist es, ebenso wie beim Schmelz, relevant, die nach der Präparation entstandene Schmierschicht zu entfernen. Diese Schmierschicht besteht aus Dentinspänen, Wasser und Bakterien, und kann durch Anätzen des Dentins für 15-20 sec entfernt werden. Die Kombination aus Schmelz- und Dentinätzung wird auch „Etch-and-Rinse“ genannt [29]. Zusätzlich wird über ein Dentinadhäsiv die Oberfläche des Dentins konditioniert und eine Hybridschicht geschaffen, in welche die Monomere des Komposits eindringen können [97, 144]. Außerdem wird versucht, die Dentinkanälchen freizulegen, damit auch eine mechanische Verankerung des Komposits stattfinden kann. Das Zusammenspiel von Vorbehandlung, Feuchtigkeitsverhältnissen und dem Zustand des Dentins (vorrangige Haftung am gesunden Dentin) sind hierbei sehr relevant [65, 97]. Ist das Dentin durch Sekundär- oder Tertiärdentin, Karies oder vorherige Versorgungen verändert, kann dies die Hafterfolge zum Negativen beeinflussen [97]. Ein Überätzen des Dentins sollte ebenso vermieden werden, da die Dichtigkeit dadurch reduziert wird, weil die dann erzeugten Demineralisationszonen zu tief reichen und nicht ausreichend penetriert werden können [29, 50, 97]. Ebenso reduziert eine Übertrocknung des Dentins die Haftung, da die Kollagenfasern dadurch kollabieren [29, 50]. Nicht zuletzt dürfen die Einwirkzeiten der Produkte, welche der Hersteller vorgibt, nicht verkürzt werden, da auch das eine verschlechterte Haftung hervorruft [29]. Geht die Dentinadhäsion schief, kommt es zum Nanoleakage, was z.B. zu postoperativen Hypersensibilitäten führt [29, 50, 133, 134]. Im Detail kommt es hier

zu Flüssigkeitsverschiebungen in den Dentintubuli, welche die Nervenenden reizen können und sich so bemerkbar machen [112].

Die Konditionierung des Zahns folgt einem Grundprinzip, welches heute in Adhäsivtypen eingeteilt wird. Im folgenden Abschnitt werden diese Typen einmal aufgezeigt und das allgemeine Adhäsivsystem erklärt. Die differenzierten Schritte der verschiedenen Typen können aus der Tabelle entnommen werden.

**Tabelle 4: Übersicht Adhäsivsysteme [29]**

<b>Adhäsivtyp</b>	<b>Phosphor-säure</b>	<b>Primer 1</b>	<b>Primer 2</b>	<b>Bonding Agent</b>
<b>1. Vier-Schritt-Etch-and-Rinse</b> Bsp: Syntac® (Ivoclar Vivadent)	Schmelz/ Dentin	Schmelz/ Dentin	Schmelz/ Dentin	Schmelz/ Dentin
<b>2. Drei-Schritt-Etch-and-Rinse</b> Bsp: OptiBond™ FL (Kerr)	Schmelz/ Dentin	Schmelz/ Dentin	-	Schmelz/ Dentin
<b>3. Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse</b> Bsp: Prime & Bond® NT (Dentsply S.)	Schmelz/ Dentin	Prime+Bond: Schmelz/ Dentin	-	-
<b>4. Zwei-Schritt-Self-Etch</b> Bsp: Clearfil™ SE Protect (Kuraray Noritake)	-	Schmelz/ Dentin	-	Schmelz/ Dentin
<b>5. Ein-Schritt-Self-Etch</b> Bsp: Xeno® V+ (Dentsply S.)	-	Etch+Prime+Bond: Schmelz/ Dentin		
<b>6. Universal-adhäsiv</b> Bsp: Adhese® Universal (Ivoclar Vivadent),	möglich	Etch+Prime+Bond: Schmelz/ Dentin		

Im Folgenden soll nun genauer auf die in dieser Arbeit verwendeten Adhäsivsysteme eingegangen werden. Es gibt klassische Mehr-Schritt-Adhäsive, moderne Universaladhäsive, Self-Etch-Produkte oder direkte Produktkombinationen aus Dentinadhäsiv mit passendem Befestigungskomposit [144]. Klassische Adhäsivsysteme benötigen mehrere Schritte, um die chemische Konditionierung der Zahnhartsubstanz abzuschließen, da eine Bindung zwischen hydrophobem Komposit zu hydrophilem Dentin hergestellt werden muss [29, 50]. Als eines der Ersten wirklich effektiven Adhäsivsysteme kam das „Vier-Schritt-Etch-and-Rinse“-System Syntac® Classic (*Ivoclar Vivadent*; Schaan, Lichtenstein) auf den Markt. Nach dem Ätzen von Schmelz und Dentin (Etch-and-Rinse) werden alle gelösten Schmierschichtelemente und anorganischen Komponenten abgespült, um eine gereinigte Oberfläche zu erhalten und die Kollagene freizulegen [29]. Dieses Kollagen wird dann über einen amphiphilen **Primer**, welcher hydrophiles Monomer enthält, gebunden. Die enthaltenen Mono- und Dimethacrylate (z.B. HEMA, TEGDMA) sind wasserlöslich (hydrophil), ebenso die Säuremonomere und die Lösungsmittel (Wasser, Aceton und Alkohol). Die Bindung zum Primer wird über ein **Adhäsiv** stabilisiert, welches amphiphil ist. Das Adhäsiv hat die Aufgabe, die hydrophilen Oberflächen am Zahn mit Hilfe von amphiphilen Mono- und Dimethacrylaten (z.B. 4-META, TEGDMA und UDMA) zu modifizieren und zu imprägnieren, damit hydrophobe Materialien eine Bindungsfläche vorfinden. Es sind häufig auch Wasser, Aceton und Alkohol enthalten und es können auch Teile von HEMA und PEGDMA vorkommen. Zur Bildung einer abschließenden hydrophoben Deckschicht wird ein **Bonding** appliziert und ausgehärtet. Das Bonding-Agent dient als hydrophober Bindungspartner, welcher sowohl an das Adhäsiv als auch an das Komposit binden kann. Dafür kommen häufig niedrig visköse, ungefüllte Dimethacrylate zum Einsatz [29, 50].

Bei Mehrflaschensystemen kann das „re-wetting“ der Kollagenfasern nach dem Ätzzvorgang wegfallen, da die vielen Komponenten ausreichend Wasser enthalten, um die kollabierten Kollagenfasern, welche aus einer Trocknung zur Visualisierung des Ätzmusters resultieren, wieder aufzurichten [29]. Bei Ein-Flaschen-Total-Etch-Systemen kommt es nicht zum automatischen „re-wetting“. Erfolgt dieser Zwischenschritt nicht, kann das Adhäsivsystem nicht ausreichend in die Tiefe penetrieren, was zu einer schlechteren Haftung und möglichen Hypersensibilitäten führt. Relevant ist, dass eine Trocknung von Kollagenfasern immer zu einem Zusammenfall der Fasern führt [29]. Alternativ zum klassischen Adhäsivsystem bieten Self-Etch-Primer eine schnellere Konditionierung, da sie unter anderem 4 %ige Maleinsäure enthalten und somit durch eigene Ätzleistung die Schmierschicht entfernen und eine Penetration der Dentinoberfläche gewährleisten können. Im Schmelz ist diese Ätzleistung jener der Phosphorsäure allerdings unterlegen [29].

Universaladhäsive fungieren anders, da sie neben Säureanteilen auch funktionelle Monomere beinhalten, welche amphiphil reaktiv sind. So können sie an hydrophile und hydrophobe Schichten optimal binden [135]. Da ihre Säurekraft nicht der von Phosphorsäure entspricht, sollten Universaladhäsive ohne zusätzliche Ätztechnik nur im Dentin verwendet werden. Sobald eine langlebige Schmelzhaftung gewährleistet werden soll, muss ein Selektive-Etch oder ein Total-Etch vorab erfolgen [17, 96, 135].

### **2.3.2. Adhäsivtechnik Lithiumdisilikatkeramik**

Bei Restaurationen von Lithiumdisilikatkeramiken wird vorzugsweise eine adhäsive Befestigung gewählt. Hierfür muss ausreichend konditionierbare Zahnschubstanz vorhanden sein, eine absolute Trockenlegung ermöglicht werden und die Keramik entsprechend vorbereitet werden [144]. Natürlich ist auch die Art der Verklebung am Zahn von Relevanz, da hier unterschiedliche Methoden möglich sind. Grundsätzlich können Lithiumdisilikatkeramiken (über 350 MPa) konventionell, selbstadhäsiv oder adhäsiv befestigt werden. In dieser Doktorarbeit soll genauer auf die Adhäsiv- und Selbstadhäsiv-Technik eingegangen werden, da diese auch verwendet wurden. Die verschiedenen Glaskeramiken variieren in ihrer Zusammensetzung und Struktur,

weshalb Adhäsivprozesse individuell an den Keramiktypen angepasst werden müssen [24, 72, 94].

In Studien konnte nachgewiesen werden, dass Flusssäure die Haftstärke von Kompositzementen zu Lithiumdisilikaten stärkt und daher das Restaurationsüberleben deutlich verlängert wird. Lithiumdisilikatkeramik wird mit 5 %iger Flusssäure (Flourwasserstoffsäure-Gel) geätzt [2, 94, 115]. Diese Methode ist bis heute das Mittel der Wahl, um ein optimales Oberflächenrelief zu schaffen [69, 102, 124, 127]. Das Gefüge aus Kristallen in der Glasmatrix, welche bei silikatischen Keramiken vorkommt, ermöglicht die Erzeugung eines retentiven Ätzmusters, sobald Flusssäure zur Oberflächenkonditionierung zum Einsatz kommt [97, 127]. Es sollte nicht außer Acht gelassen werden, dass Flusssäure eine gefährliche, sehr giftige anorganische Säure ist, welche trotz ihrer guten Konditionierungswerte auch in geringen Konzentrationen, wie bei 5 %igem Gel, eine Gefahr für den Anwender darstellt [22, 139]. Die Flusssäure reagiert mit dem in der Glasmatrix vorkommenden Siliziumdioxid, so dass nach mehreren Zwischenstufen final Hexafluorokieselsäure entsteht, welche durch Wasser abspülbar ist [2, 127]. Dadurch wird es möglich, die oberflächliche Glasphase, welche mit der Flusssäure reagiert, selektiv herauszulösen und nach dem Abspülen eine **mikroretentive** Oberfläche vorzufinden [8, 127, 137, 144]. Welches Oberflächenmuster nach der Ätzung entsteht, hängt dabei spezifisch vom ausgewählten Keramiktyp ab [102]. Es werden Porengrößen von 3-4 µm durch die Ätzung erreicht [2]. Ätzzeiten und Ätzgelkonzentrationen müssen dabei immer individuell abgestimmt sein, um keine Überätzung und folglich schlechtere Haftwerte zu erhalten [102]. Die Ätzzeit ist von den Herstellern vorgegeben und beträgt bei IPS e.max® CAD Lithiumdisilikatkeramik beispielsweise 20 sec, was kürzer ist als bei Feldspatkeramiken oder Leuzitkeramiken, deren Ätzzeitdauer 60 sec beträgt [2, 95, 102, 137]. Anschließend muss die Oberfläche gründlich durch Abspülen mit Wasser gereinigt werden [115]. Auf diese Oberfläche wird für den späteren **chemischen** Haftverbund ein Silan aufgetragen. Auf der trockenen Oberfläche verbindet sich die Silanolgruppe des Haftsilans mit den in der Keramikoberfläche vorkommenden Silikatmolekülen (=anorganische Phase), sogenannte Silanisierung [18, 70, 71, 80, 97,

115, 144]. Feuchtigkeit zerstört das Silan, daher muss es auf einer getrockneten Oberfläche angewendet werden [18, 97]. Bei der Silanisierung entsteht ein freies Ende mit einem Methacrylatrest, welcher in der Klebefuge anschließend mit dem Komposit (Kunststoff) (=organische Phase) polymerisiert werden kann, und somit einen chemischen Haftmechanismus ausbildet [70, 71, 117, 127, 144]. Sogenannte „bifunktionelle Silane“ binden daher über eine Kohlenstoffdoppelbindung an den Kunststoff(-zement) und über eine Kohlenwasserstoffkette mit der Silangruppe an die Silikatkeramik [71, 80]. Die Kombination aus mechanischer und chemischer Komponente ist notwendig, um einen geeigneten Verbund zwischen Befestigungskomposit und Keramik zu erzeugen [31, 97]. Diese Bindung schaffen auch selbstätzende Glaskeramikprimer (z.B. Monobond® Etch& Prime), sogenannte Einkomponenten-Primer für Keramik, welche die beiden Arbeitsschritte zu einem kombinieren. Diese Reaktion folgt auf Basis von Trimethoxypropylmethacrylat [144]. Bei der Zahnkonditionierung kommen Universaladhäsive als Etch-and-Rinse-, Selective Etch- oder Self-Etch-System vor. Manche dieser Systeme sind zusätzlich mit Silan versetzt, um die soeben erwähnte notwendige Silanisierung mit einzuschließen [70]. Der Vorteil bei selbstadhäsiven Befestigungskompositen ist, dass eine Konditionierung der Zahnschicht wegfällt und dadurch Zeit eingespart wird [143]. In einer Studie konnte allerdings belegt werden, dass die Konditionierungsfähigkeit von silikatkeramischen Restaurationen durch Universaladhäsive limitiert ist [18]. Daher wird das Anwenden von separaten Silanen weiterhin als Goldstandard angesehen [18, 124]. Alternativ zur chemischen Ätzung kann für Silikatkeramiken auch eine mechanische Anstrahltechnik mit Aluminiumtrioxid verwendet werden [127]. Hierbei besteht allerdings vermehrt die Gefahr, die Silikatkeramik zu schwächen und Restaurationsränder zu schädigen, weshalb von dieser Methode eher abgesehen wird, zumal die erreichten Haftwerte unter denen der chemischer Konditionierung liegen [102]. Erfolgt während der Einpassung der Keramik eine Kontamination der mechanisch konditionierten Keramikoberfläche (Flusssäurevorbehandlung), welche zum Beispiel durch Speichel, Blut oder Silikone eintreten kann, muss die Oberfläche erneut gereinigt bzw. konditioniert werden, da die Haftung sonst verringert ist [70].

Nach dem mechanischen und chemischen Konditionierungsvorgang kann, abhängig von den verwendeten Zementmaterialien, welche im Folgenden erläutert werden sollen, anschließend ein Bonding aufgetragen werden, sofern der zum Einsatz kommende Kompositzement diesen Schritt erfordert [70, 92]. Diesbezüglich gibt es allerdings verschiedene Varianten, die vom Material abhängig sind und welche im Folgenden erläutert werden sollen.

### 2.3.3. Kompositzemente

Umgangssprachlich gelten die zum Einsatz kommenden Befestigungsmittel als „Zemente“, welche aber eigentlich keine Zemente sind. Allerdings hat das klassische Zementieren von Metallen den Begriff Zement etabliert, so dass heute auch adhäsiv verwendete Komposite umgangssprachlich „zementiert“ werden. Eigentlich ist dieser Begriff inkorrekt, er wird aber auf Grund seines ständigen Vorkommens in dieser Doktorarbeit übernommen. Voraussetzung für die Verwendung von Kompositzementen ist zum einen, die in den oberen Unterpunkten beschriebene adhäsive Konditionierung von Zahn und Restauration [143]. Zum anderen der durch *Bowen* im Jahr 1962 wichtigen Entwicklungsdurchbruch bezüglich der Bis-GMA-Moleküle als wesentlicher Bestandteil der heute relevanten Komposite [29]. Das primäre Ziel der Befestigungskomposite, vorrangig hierbei der selbstadhäsiven Befestigungskomposite, ist die Beschleunigung und das Vereinfachen der Befestigungsmechanismen [143]. Kompositzemente überzeugen heute mit ihren überlegenen Haftwerten, wenn es um die Befestigung von Keramiken am Zahn geht. Zahnfarbene CAD/CAM-Materialien zeigen insgesamt gute Adhäsiverfolge, sofern die Vorbehandlungen den Herstellerangaben entsprechend angewandt werden [31]. Die Erfolgsrate von minimalinvasiven Restaurationen hängt enorm vom Einfluss von Patient und Behandler ab [34, 134]. Hiermit sind beispielsweise die Behandlungssituation und das korrekte Anwenden von Materialien gemeint. Ebenso wichtig sind die Haftwerte von Schmelz und Dentin, sowie die Materialstabilität. Ist der Haftverbund insuffizient, zeigt er sich langfristig den einwirkenden Kräften ergeben. Dies führt schlussendlich zu einer insuffizienten Versorgung, welche eine Spaltbildung,



undichte Ränder, Sekundärkaries, Parodontitis, Irritationen der Pulpa und Frakturen, oder Verlust der Restauration hervorrufen kann [8, 26, 111]. Daraus lässt sich verstehen, dass eine optimale Randdichtigkeit essenziell ist. Die Angaben zu optimalen Zementfugebreiten variieren. Zusammengefasst konnten Zementfugen von 50-100 µm Breite zwischen Keramik und Zahn als suffizient untersucht werden [29, 47, 118]. Je größer die Zementfuge, desto schlechter waren die Haftwerte der Kompositzemente zu den (Glas-)Keramiken und umso höher fielen auch die Polymerisationsschrumpfungen aus [15, 95]. Für lichthärtende Komposite konnten grundsätzlich verringerte Polymerisationsschrumpfungen nachgewiesen werden, als für dualhärtende Kompositzemente. Ein Grund dafür kann der verringerte Anteil von Füllstoffen sein, welcher in der Summe zu mehr Schrumpfung führt [95]. Einen bedeutenden Einfluss auf die Randqualität bei der Adhäsivtechnik hat auch die Konversionsrate. Diese beschreibt wie vollständig ein Kompositzement (egal ob klassischer Kompositzement oder selbstadhäsiver Kompositzement) im Abbindevorgang aushärtet [8]. Eine ungenügende Lichtpolymerisation führt zwangsläufig zu einer schlechteren Aushärtung (Konversion), aus welcher auch schlechtere mechanische Haftwerte resultieren können [107]. Wie gut das Polymerisationsergebnis ist, hängt natürlich grundlegend von der Leistung der Polymerisationslampe ab, von der Länge der Belichtung, von der Nähe der Lichtquelle zum Polymerisationsbereich und von der Beschaffenheit des Restaurationsmaterials (z.B. Farbe und Dicke) [88, 95, 107]. Vor einer Zementierung muss daher bedacht werden, ob die Polymerisationslampe eine ausreichende Härteleistung erbringen kann, bzw. den Polymerisationsbereich durchdringen kann. Ist dies nicht der Fall, muss mindestens auf einen dualhärtenden Kompositzement zurückgegriffen werden, oder vorab eine adhäsive Aufbaufüllung gelegt werden, um die Restaurationsränder anzuheben [31]. Die Lichtleistung der Härtelampe verringert sich mit dem doppelten Abstand um das Vierfache. Bei doppelter Materialdicke muss die Zeit entsprechend auch vervierfacht werden [8]. Pro Fläche (okklusal, oral, vestibulär, mesial und distal) sollte mindestens eine Aushärtung von 40-60 sec erfolgen [8, 95, 97, 115]. Die verwendete Lichthärtelampe braucht zudem eine ausreichende Lichtstärke von

mindestens 700 mW/cm<sup>2</sup> - 1000 mW/cm<sup>2</sup> [88, 97]. Zur Versiegelung der Grenzflächen sollte Glycerin Gel appliziert werden, welches eine Sauerstoffinhibitionsschicht verhindert [97, 115]. Zur Befestigung werden heute gerne mikroföfüllte Komposite verwendet [97].

### 2.3.3.1. Komposite

Im zahnmedizinischen Bereich versteht man unter **Kompositen** plastische Füllungswerkstoffe, welche zahnfarben sind und nach dem Applizieren entweder chemisch oder bzw. und energetisch aushärten [29, 50]. Der Werkstoff besteht aus verschiedenen Bestandteilen, welche je nach Zusammensetzung das Material hinsichtlich seiner Eigenschaften beeinflussen. Dabei können drei Hauptbestandteile unterschieden werden: die organische Matrix, die disperse Phase und die Verbundphase [50].

Tabelle 5: Bestandteile Komposit [50]

Gruppe	Bestandteile	Abkürzung	chemische Bezeichnung
	<b>Kompositmatrix</b>		
<b>organische Matrix</b>	Monomer	Bis-GMA	Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat
		UDMA	Urethandimethacrylat
	Ko-Monomer (Verdünner)	TEGDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
		EGDMA	Ethylen-Glycol-Dimethacrylat
		Peroxide	Benzoylperoxid
Initiator (Autopolymerisat) Initiator (Photopolymerisat)			Kampferchinon
	Akzelerator		z.B. Dihydroxyethyl-p-Toluidin
<b>disperse Phase</b>	Inhibitor		z.B. Eugenol, Hydrochinon
	Haftvermittler	Silan	z.B. Methacryloxypropyl-trimethoxysilan
<b>Füller</b>	Makrofüller	Quarz, Glas,	Lithium-Aluminium-Silikat
	Mikrofüller	Keramik,	z.B. pyrogenes SiO <sub>2</sub>

Die **organische Matrix** wird aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen, Pigmenten und anderen Additiven gebildet. Bei *Monomeren* handelt es sich primär um multifunktionelle Methacrylate.[50] Hierbei sind Methacrylsäureester-Reste an ein organisches Zwischenglied (z.B. aliphatische Ketten, Urethanpräpolymere, aromatische Ringe und Polyether) gebunden. Sie finden Verwendung auf Grund ihrer stabilen Eigenschaften und ihrer geringeren Toxizität sowie Neutralität, wenn es um Gerüche oder Geschmack geht. Die organische Zwischenkette beeinflusst die mechanischen Eigenschaften, die Wasseraufnahme, die Schrumpfung, den Polymerisationsgrad, die Viskosität und weitere Eigenschaften des Komposits.[50] Je länger die Zwischenkette ist, desto visköser wird das Material. Daher werden *Verdünnermonomere* eingesetzt, welche allerdings den Nebeneffekt haben, dass sie die Schrumpfung erhöhen. Die *Initiatoren* sind Funktionäre, welche chemisch oder physikalisch agieren und durch Aktivierung in Radikale zerfallen, welche wiederum mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren können.[50] Daraus entstehen Polymerketten. Die Aktivierung der Initiatoren wird bei energetischen Reaktionen durch blaues Halogenlicht (410-500 nm Wellenlänge) erreicht. Ab einer Wellenlänge von 468 nm zerfällt beispielsweise der meist verwendete Fotoinitiator Kampherchinon und die Monomerbindung startet. Wichtig ist, dass natürlich der Abstand der Lichtquelle und die Transluzenz des Komposits entscheidend für die Lichtintensität sind. Bei einer chemischen Abbindereaktion wird meistens Benzoylperoxid durch ein Zwei-Pasten-Gemisch aktiviert und die frei werdenden Radikale führen zur Bindung.[50] Zusätzlich wird durch die chemischen Reaktionen auch das Farbspiel der Komposite beeinflusst, weshalb diese sehr abgewogen sein muss. Die *Inhibitoren* dienen dem Abwinden einer frühzeitigen Polymerisation, indem sie spontanen Radikalzerfall durch Bindung unterbinden. Die *Pigmente* sind Farbgeber und bestehen häufig aus Eisenoxiden [50].

Die **Verbundphase (Haftvermittler)** ist wichtig, um eine geeignete Verbindung zur organischen Matrix zu schaffen. Hierbei wird der Füllstoff zunächst hydrophobisiert

und anschließend kommt es zu einer Polymerisation der Monomere mit dem Silan-Methacrylsäurerest. Durch diesen Verbund steigen die mechanischen Werte des Komposits.[50] Bei jeder Polymerisation bleiben unpolymerisierte Restmonomere übrig und gleichzeitig entstehen neue Reaktionsprodukte. Die Gefahr bei ungebundenen Stoffen ist, dass diese in ihrem chemischen Ursprung toxikologisch wirken können. Die durch den Bindungsprozess entstehende Schwindung beträgt bei modernen Materialien etwa 1,7-3 Vol.-%, welche, wie schon in vorherigen Abschnitten beschrieben, zu Spannungen und Randspaltbildungen führen kann [50].

Die **disperse Phase (Füller)** soll die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Kunststoffmatrix verbessern. Damit sind zum Beispiel die Verschleißfähigkeit, das Elastizitätsmodul und die Druck- und Zugfestigkeit gemeint. Auch die Wasseraufnahme, die Polymerisationsschrumpfung und der lineare thermische Expansionskoeffizient sollen verringert werden. Die Größe der Füllpartikel entscheidet letztendlich, in welche Subkategorie das Komposit gesteckt wird [50].

**Tabelle 6: Kompositgruppen nach Füllergrößen [29, 50]**

<b>Kompositklasse</b>	<b>Füllkörpergröße</b>	<b>Füllkörperanteil</b>	<b>Eigenschaften</b>
<b>Makrofüller</b>	10-100 µm	60-75 Gew.-%	- schlecht polierbar - abrasiv - geringe Schrumpfung - geringe Wasseraufnahme
<b>Mikrofüller</b>	0,01-0,1 µm	50-80 Gew.-%	- gut polierbar - hohe Schrumpfung - nicht röntgenopak - höhere Wasseraufnahme
<b>Hybridkomposite (Kombination aus Makro- und Mikrofüllern)</b>	1-10 µm	≤85 Gew.-%	- röntgenopak - gute physikalische Eigenschaften
<b>Feinpartikel</b>	<5 µm		
<b>Feinstpartikel</b>	>3 µm		
<b>Submikrometerpartikel</b>	<1 µm		
<b>Nanofüller</b>	0,005-0,01 µm	≤85 Gew.-%	

Dabei schneiden die Hybridkomposite am besten ab, da sie eine optimale Verbindung aller positiven Eigenschaften der Makro- und Mikrofüller schaffen und mit einem guten röntgenopaken Endprodukt überzeugen. Kompositzemente sollten eine gute Radioopazität aufweisen, damit Überschüsse und Klebefugen im Röntgenbild klar zu erkennen sind [95]. Speziell die Untergruppe der Feinpartikelhybridkomposite wird heute breitflächig für alle Kavitätenklassen verwendet [50].

#### 2.3.3.2. Klassische Befestigung mit Kompositen

Beim **klassischen „Zementieren“** mit Kompositen/ Kompositzementen erfolgt eine Zahnkonditionierung vor dem Applizieren. Nach dem Applizieren des Komposits erfolgt ein Aktivieren mit Ultraschall und anschließend sollten erste Überschüsse entfernt werden. Dieser Schritt kann bei Bedarf erleichtert werden, indem ein kurzes Anhärten des Komposits von wenigen Sekunden erfolgt (z.B. 2 sec). Der resultierende gelähnliche Zustand, ermöglicht ein suffizienteres Versäubern der Kavitätenränder mit Scaler und Zahnseide [115]. Allgemein lässt sich der Zementierungsprozess mit lichthärtenden Kompositen besser kontrollieren, da die Abbindereaktion vom Behandler selbst gesteuert werden kann und eine Versäuberung der Ränder so nicht zeitlimitiert ist [95]. Lichthärtende Komposite konnten auch in Inlay- und Onlay-Studien mit sehr guten Langzeitergebnissen abschneiden [39, 62, 103].

#### 2.3.3.3. Selbstadhäsive Kompositzemente

**Selbstadhäsive Kompositzemente** ermöglichen eine Befestigung von indirekten Restaurationen ohne eine Vorbehandlung des Zahnes, da sie den Zahn eigenständig konditionieren [143]. Während echte Zemente durch Säure-Base-Reaktionen oder Chelatbildung abbinden, erfolgt der Abbindemechanismus bei den Befestigungskompositen über eine Polymerisationsreaktion [143]. Diese Reaktion erfolgt über ein Zwei-Komponenten-System. Zum einen kommen Methacrylatmonomere (z.B. bis-GMA und UDMA) und saure (z.B. MDP und 4-META), sowie spezielle Haftmonomere zum Einsatz, welche als Initiatoren und Säure fungieren. Zum anderen kommen basische Methacrylate zum Einsatz, welche die

Säuren neutralisieren sollen und ebenso Teil des Initiatorsystems sind. Restliche Füllkörper bestehen aus Pigmenten, Lichtinitiatoren, Stabilisatoren und additiven und silanisierten Füllkörpern [143]. Die sauren Haftmonomere erzeugen eine Haftung am Zahn, da sie durch ihre Säurereaktion eine Penetration und Demineralisation der Zahnoberfläche erzeugen, und Schmierschichten entfernen [143]. Dabei reagiert das Calcium des Zahnes mit den Säuregruppen der Komposite, wodurch es zu einer Haftung am Zahn kommt [83, 143]. Es ist relevant zu erwähnen, dass festgestellt wurde, dass selbstadhäsive Kompositzemente am Schmelz weniger stark haften, als sie es am Dentin tun. Als Ursache hierfür wird eine verringerte Säurepenetration der selbstadhäsiven Kompositzemente vermutet, als es bei den konventionellen Verfahren mit Phosphorsäure der Fall ist, wodurch die Haftwerte der Selbstadhäsive am Schmelz geringer ausfallen, da ein schlechteres Schmelzätzmuster erzeugt wird [51, 143]. Das Mischverhältnis wird entweder über ein Zwei-Pasten-System erzeugt oder über Anmischkapseln mit Pulver und Flüssigkeit [143].

In der folgenden Tabelle werden die im Versuch verwendeten Kompositzemente aufgezeigt, inklusive ihrer Eigenschaften:

**Tabelle 7: Übersicht verwendeter Kompositzemente und deren Abbindeprofil nach Herstellerangaben [Quellen: Ivoclar Vivadent, Bisco, Kettenbach, Kuraray]**

Gruppe	Zement	Eigenschaften Kompositzement	Bestandteile (Beispiele)
1 + 2	<b>Variolink®</b>	- adhäsiv	- Ytterbiumtrifluorid
	<b>Esthetik DC (Ivoclar Vivadent):</b>	- <b>dualhärtend (=DC)</b> - farbstabil - Verarbeitungszeit 5 min (23°C)/ 2 min (37°C) - Aushärtezeit insgesamt 8 min (23°C)/ 4 min (37°C)	- UDMA - 1,10-MDP - Acetylthioharnstoff
3	<b>TheraCem® Ca (Bisco):</b>	- <b>selbstätzend (Komposit)</b> - adhäsiv - <b>dualhärtend</b> - gibt Calcium frei - Verarbeitungszeit 1 min (22°C) - Aushärtezeit insgesamt max. 5 min (37°C)	- 10-MDP - HEMA - Triethylamine - Bis-GMA - Ytterbiumtrifluorid - Bariumglas - Portlandzement
	<b>Visalys® CemCore</b>	- <b>selbstätzend (Primer)</b> - adhäsiv	- UDMA - Ytterbiumtrifluorid

	<b>Komposit</b> ( <i>Kettenbach</i> ):	- <b>dualhärtend</b> - Verarbeitungszeit 4-6 min (23°C)/ 2 min (37°C) - Aushärtezeit insgesamt 5-6 min	- Dibenzoylperoxid - Cristobalit
<b>5</b>	<b>Panavia™</b> <b>SA</b> <b>Cement</b> <b>Universal</b> ( <i>Kuraray</i> ):	- <b>selbstätzend (Komposit)</b> - adhäsiv - <b>dualhärtend</b> - Verarbeitungszeit 40 sec - Aushärtezeit insgesamt 5-7 min (23°C)/ 2-4 min (37°C)	- Bisphenol-A-DGMA - TEGDMA - HEMA - Natriumfluoride - 10-MDP - Kampferchinon

## 2.4. Abschlusspolitur

Nach dem Einsetzen der Keramik müssen häufig noch finale Korrekturen an der Okklusion vorgenommen werden. Studien hierzu zeigen, dass dabei die Oberflächenbeschaffenheit so zerstört werden kann, dass es zu einer reduzierten Festigkeit und damit zu schlechten Überlebensraten der Keramik kommt, sofern keine ausreichende Abschlusspolitur angefügt wird. Um mögliche Frakturen zu vermeiden, sollte daher nach den Korrekturen ein ausgiebiges Finieren mit Diamanten (rot zu gelb zu weiß) erfolgen. Von einer anschließenden Oberflächenpolitur mit den zum Material passenden Keramikpolierern darf nicht abgesehen werden. Obwohl Oberflächen per Auge glatt erscheinen, können Sie in der Tiefe noch Mikrorisse aufweisen [62, 66, 67]. Gleichzeitig erzeugen raue Oberflächen auch stärkere Abrasionen am Antagonisten, weshalb eine Abschlusspolitur wichtig ist.

### 3. Problemstellung

Zahnhartsubstanzdefekte beschäftigen jeden Zahnarzt und jede Zahnärztin im Arbeitsalltag hinsichtlich einer patientengerechten bestmöglichen Therapie. Neben der klassischen Füllungstherapie sind für kleinere Defekte auch keramische Restaurationen, insbesondere Inlays und Teilkronen, erstrebenswert [38, 39, 144]. Die Umsetzung reiner Theorie kann dabei im alltäglichen Arbeiten nicht immer gewährleistet werden, weshalb es zu der entscheidenden Frage kommt: In wie fern beeinflussen Abweichungen der approximalen Kastenbodenpräparation die Randqualität von Keramikinlays? Entdeckt der Zahnarzt oder die Zahnärztin beim Präparieren des Zahnes im Dentinbereich des approximalen Kastenbodens eine tiefer liegende Karies oder einen weitläufigeren Defekt, welcher zunächst entfernt und gefüllt werden muss, muss entschieden werden, ob die äußere Schmelzlamelle bei diesem Vorgehen erhalten bleiben soll oder mit entfernt wird. Problematisch ist hieran, dass diese Entscheidung im Idealfall nicht zu einer mangelnden Randqualität der Restauration führen darf, um bestmögliche und vor allem langlebige Ergebnisse zu erzielen. Das Ziel dieser Doktorarbeit ist es, besagte Schwierigkeiten im approximalen Kastenboden zu simulieren, und eine aussagekräftige Auswertung zu erhalten, in wie fern der Erhalt einer äußeren, dünnen Schmelzlamelle einen Einfluss auf die Randqualität der getesteten Keramikinlays hat. Hierbei soll insbesondere genau begutachtet werden, ob der Erhalt einen gravierenden Einfluss auf die Langlebigkeit der Restauration hat, ob es zum Beispiel zu Schmelzrissen oder Schwächungen der Klebefuge kommt und ob man in einem solchen Fall das Entfernen einer solchen Schmelzlamelle bevorzugen sollte. Die gewonnenen Ergebnisse dieser Studie der Keramikinlays mit Schmelzbegrenzung sollen im Folgenden auch mit Ergebnissen von Keramikinlays, welche Dentin begrenzt waren, verglichen werden. Zusätzlich wird auch ein Vergleich unterschiedlicher Kompositzemente angestrebt, um evaluieren zu können, in wie fern verschiedene Adhäsivtechniken und Zemente einen Einfluss auf die Randqualität von Keramikrestaurationen haben.





**Abbildung 3: Veranschaulichung der Inlaypräparation am histologischen Schnittbild eines Zahnes. An der kurzen Kastenseite wurde eine 2x2 mm ausgeprägte Kuhle erzeugt, welche zu einer dünnen Schmelzlamelle an der äußeren Zahngrenze führte. [Quelle Foto: Prof. Frankenberger]**

Im Rahmen dieser Doktorarbeit sollen folgende Arbeitshypothesen untersucht werden:

1. Die Randqualität von Keramikinlays nimmt mit veränderter Kastenbodenpräparation unter Erhalt einer dünnen Schmelzlamelle ab.
2. Die Randqualität von Keramikinlays variiert bei der Verwendung unterschiedlicher Kompositzemente.
3. Die Vorbehandlung des Zahnes und der Keramik ist entscheidend für die Haftung des Inlays.

## 4. Material und Methode

### 4.1. Studiendesign (Übersicht)

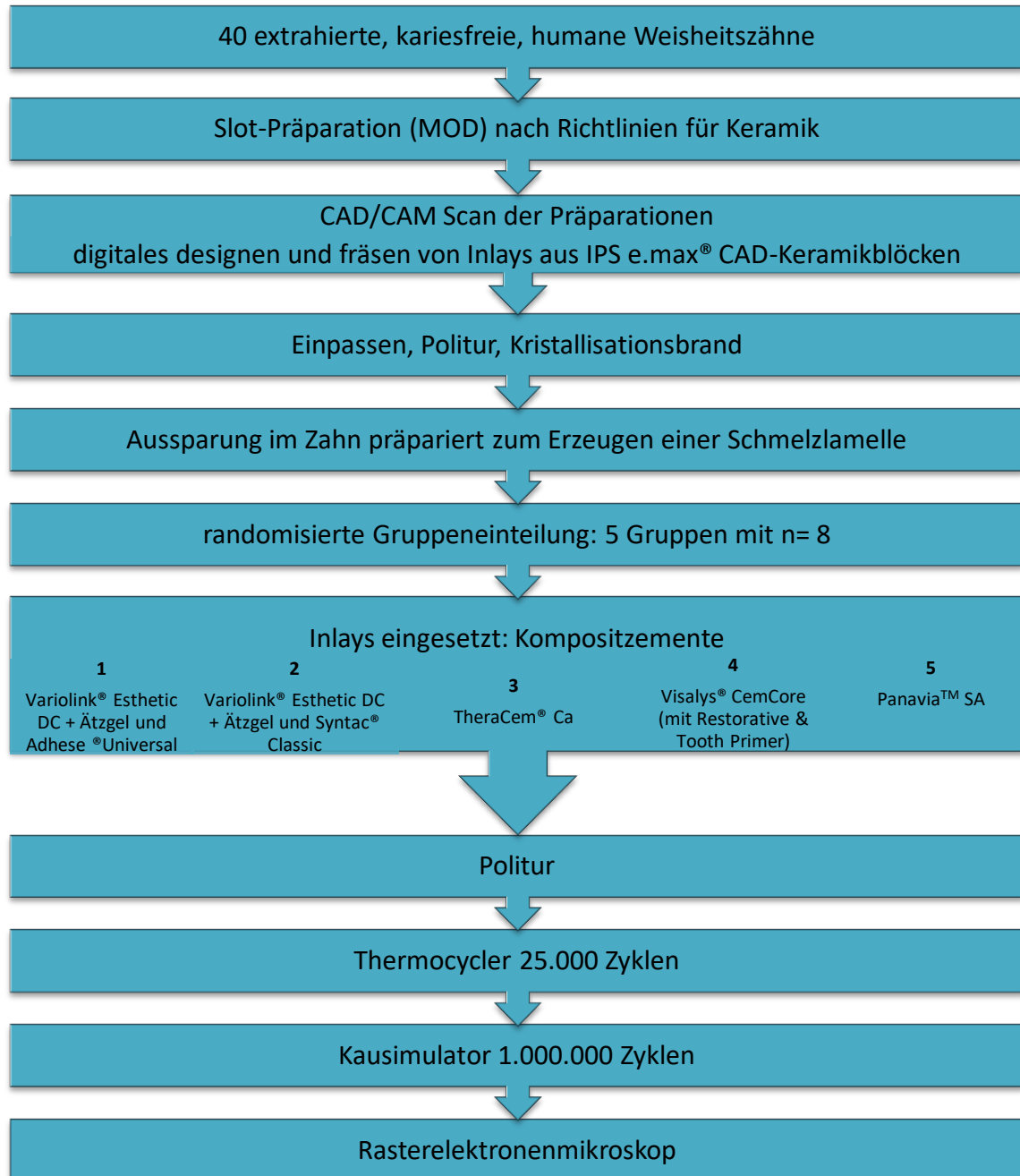


Abbildung 4: Versuchsaufbau Übersicht

Alle 40 Zähne wurden nach geltenden Präparationsrichtlinien für Keramik mittels Diamanten mit einer Slot-Präparation (MOD) versehen, wobei der mesiale Kastenboden approximal 2 mm oberhalb und der distale Kastenboden approximal 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze angelegt wurde. Anschließend wurde die Präparation mittels eines CAD-CAM Intraoralscanners gescannt, digital bearbeitet und letztlich im CEREC-Gerät aus IPS e.max® CAD HT A1 (C14) (Ivoclar Vivadent GmbH; Ellwangen, Deutschland) Keramikblöcken gefräst. Nach korrektem Einpassen und Politur der Keramikinlays wurden diese im Brennofen durch Kristallisationsbrand gebrannt. Vor dem Einsetzen der Inlays wurde in dem Kastenboden mit der kurzen Präparation (mesial) noch eine 2 mm tiefe und 2 mm breite Kuhle nahe der Präparationsgrenze gebohrt, unter Erhalt einer äußeren dünnen Schmelzlamelle, welche im Kuhlenbereich gänzlich ohne Kontakt zum Dentin lag. Die fertigen Inlays wurden mittels 5 %iger Flusssäure konditioniert und mit fünf verschiedenen Materialien und Techniken mit dem Zahn verklebt. Dafür wurden fünf randomisierte Gruppen mit je 8 Zähnen (n= 8) gebildet:

1. Variolink® Esthetic DC + Ätzel und Adhese® Universal am Zahn
2. Variolink® Esthetic DC + Ätzel und Syntac® Classic am Zahn
3. TheraCem® Ca
4. Visalys® CemCore (mit Restorative Primer) + Visalys® Tooth Primer am Zahn
5. Panavia™ SA

Nach dem Verkleben wurden alle Übergänge zwischen Zahn und Keramik mit einem Diamanten geglättet und mit Sof-Lex™-Scheiben poliert. Für eine optimale Begutachtung wurde ein Mikroskop mit 1,6-facher Vergrößerung benutzt. Danach erfolgte eine erste Doppelmischabformung der Proben am kurzen Kasten mit einem A-Silikon vor dem Belastungstest. Anschließend kamen alle 40 Zähne in einen Thermocycler und durchliefen ein Heiß-Kalt-Bad (55°C und 5°C) mit 25.000 Zyklen. Im nächsten Schritt wurden immer zwei Probenzähne zusammen auf einen Träger geklebt, so dass beide Zähne zusammen einen Approximalkontakt durch Kontakt der kurzen Kästen erzeugten. Sie durchliefen dann 1.000.000 Zyklen im Kausimulator. Nach

der Belastungsprobe erfolgte eine zweite Doppelmischabformung aller Proben am kurzen Kasten mit dem gleichen A-Silikon. Zuletzt wurden alle gewonnenen Abformungen mit Epoxidharz ausgegossen, auf Trägern fixiert, bespattert und im Raster-Elektronenmikroskop untersucht.

Das vorangegangene Flussdiagramm und der Übersichtstext veranschaulichen den allgemeinen Versuchsaufbau dieser Doktorarbeit. In den folgenden Unterpunkten wird im Detail auf die einzelnen Versuchsabschnitte und Materialien eingegangen.

## **4.2. Probenherstellung**

### **4.2.1. Vorbereitung der Versuchszähne**

Für den Versuch wurden 40 extrahierte Weisheitszähne humaner Herkunft gesammelt. Diese mussten eine mindestens 4 mm lang ausgebildete Wurzel haben und durften keine kariösen oder anderweitig zerstörten Zahnkronen aufweisen. Während des Sammelprozesses wurden die Zähne in 0,9 %iger isotonischer NaCl-Lösung + 0,001 % Natriumazid gelagert. Nach dem Säubern der Zähne, welches mittels Scaler und Bürsten erfolgte, wurden die Zähne später in Aqua dest. in kleinen individuell nummerierten Plastikgefäßen gelagert, um ein genaues Zuordnen der Zähne zu ermöglichen.

### **4.2.2. Präparation der Slots (Klasse-II-Kavitäten)**

Alle Zähne wurden einheitlich mit einer Slot-Präparation (Klasse II Kavität, Typ MOD) versehen. Dabei wurde eine vertikale Breite mesial und distal von 4 mm, eine Tiefe von 1,5 mm und eine horizontale Abschlusshöhe des Kastenbodens von mesial 2 mm oberhalb und distal 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze angestrebt und umgesetzt. Zusätzlich wurde ein leicht konischer Öffnungswinkel (6-10°) präpariert und ein Übergangswinkel von 90° zur Zahnhartsubstanz eingehalten, um die Präparationskriterien für Keramik zu erfüllen [1, 36]. Hierbei mussten unter sich gehende Bereiche streng umgangen werden, um später ein passungsfähiges Inlay zu erhalten. Die approximalen Ränder wurden im 90° Winkel präpariert und alle Flächen

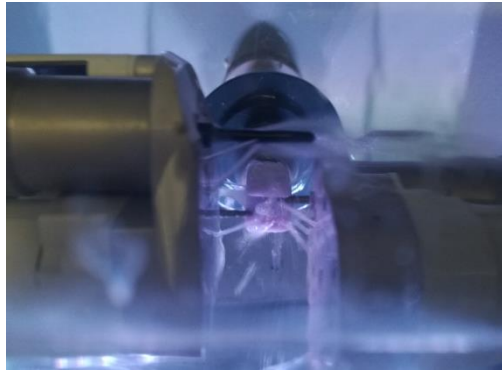
wurden abschließende gerundet und von scharfen Kanten befreit. Die Präparation erfolgte mit verschiedenen roten Diamanten mit einer Körnung von 46 µm (*Fa. Komet dental*, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG; Lemgo, Deutschland) im roten Winkelstück (*KaVo Dental GmbH*; Biberach, Deutschland) bei 40.000 U/min. Zähne, bei denen es zur Eröffnung der Pulpa während der Präparation kam, wurden aussortiert.



**Abbildung 5: Slot-Präparation am Probenzahn**

#### **4.2.3. Scan der Präparationen mit CAD/CAM & Verarbeitung**

Nach der fertigen Präparation aller Probenzähne, wurden diese zur weiteren Verarbeitung zunächst mit einem CAD/CAM Intraoralscanner der Firma Dentsply Sirona (Siemens Sirona CEREC Omnicam 3D CAD CAM System Aufnahmeeinheit, *Dentsply Sirona Deutschland GmbH*; Bensheim, Deutschland) gescannt. Um eine möglichst gleichmäßige Inlaygestaltung zu erzielen, wurden alle Probenzähne auf den digitalen Zahn 16 eingescannt. Für eine gute Fixierung der Zähne während des Scanvorgangs diente ein Ball aus Knetgummi. Nach dem digitalen Designen der Inlays und Überprüfung der Einschubrichtung, wurden die Inlays direkt vor Ort in der Poliklinik für Zahnerhaltung (Marburg), im CEREC Fräsgerät (CEREC MC XL, *Dentsply Sirona Deutschland GmbH*; Bensheim, Deutschland), mit IPS e.max® CAD HT (C14) Keramikblöcken (*Ivoclar Vivadent GmbH*; Ellwangen, Deutschland), aus Lithium-Disilikat-Keramik der Farbe A1 geätzt (530 MPa).



**Abbildung 6: Fräsen der Inlays**



**Abbildung 7: Einpassen der Inlays mit Okkluspray**

Alle fertigen Inlays wurden anschließend durch Okkluspray (Plurasol Okklupro grün, *Pluradent*, Deutschland) optimal am Zahn eingepasst. Die Inlayoberflächen wurden zunächst mit einem Diamanten geglättet, und dann mit kleiner Drehzahl und wenig Anpressdruck, mit Keramikpolierern von Edenta (*EDENTA AG*; Schweiz/ *Twist Tec Celtra Set*, *DeguDent GmbH*; Hanau, Deutschland) bearbeitet. Hierbei erfolgte jeweils ein Arbeitsgang mit 1. Vorpolitur (dunkelgrüne Polierer) bei 10.000 U/min, 2. Oberflächenpolitur (violette Polierer) bei 10.000 U/min und 3. Hochglanzpolitur (gelbe Polierer) bei 7000-10.000 U/min. Abschließend wurde mit einer Diamantpolierpaste *Zirkopol* (*Feguramed GmbH*; Buchen, Deutschland) und einem Ziegenhaarbürstchen bei 10.000 U/min ein Oberflächenfinish erzeugt, welches einen Glanzbrand der Keramikinlays im späteren Arbeitsvorgang ersetzen konnte (sog. „Poliertechnik“, welche vor dem Kristallisationsbrand erfolgen muss). Die Übergänge zur Zahnhartsubstanz wurden mit einem Greenie-Polierer geglättet.



Abbildung 8: Keramikpolierer *EDENTA*

Abbildung 9: Keramikinlay nach Politur

#### 4.2.4. Kristallisationsbrand der Keramikinlays

Alle Keramikinlays wurden in der Poliklinik für Zahnerhaltungskunde (Marburg) mit Kristallisationsbrand im Vita Brennofen Vacumat 6000® M (*VITA Zahnfabrik*, H. Rauter GmbH & Co. KG; Bad Säckingen, Deutschland) gebrannt. Der Kristallisationsbrand für IPS e.max® CAD für LT/MT/HT hatte jeweils eine Brennzeitdauer von ca. 25 min. Es wurden in jedem Brennvorgang 4 Inlays gleichzeitig nach folgendem Schema gebrannt:

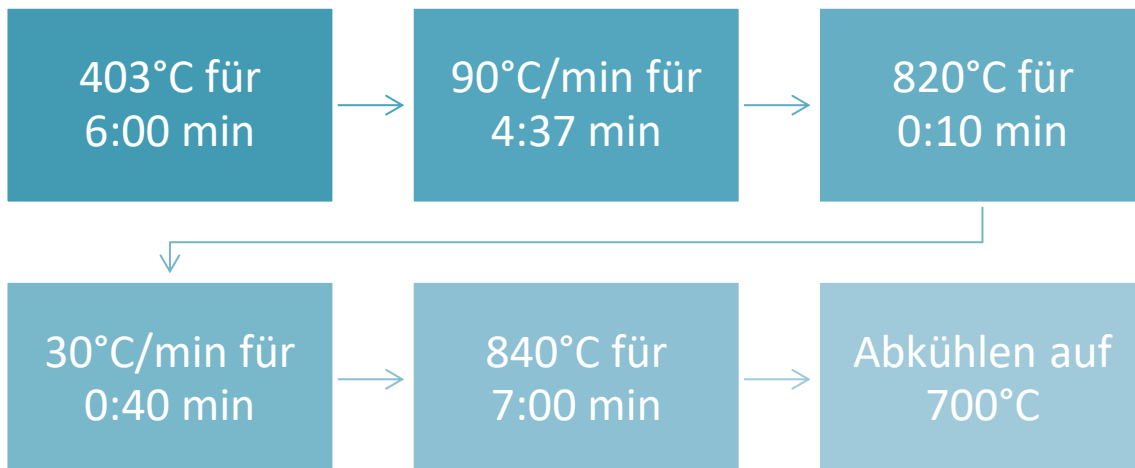
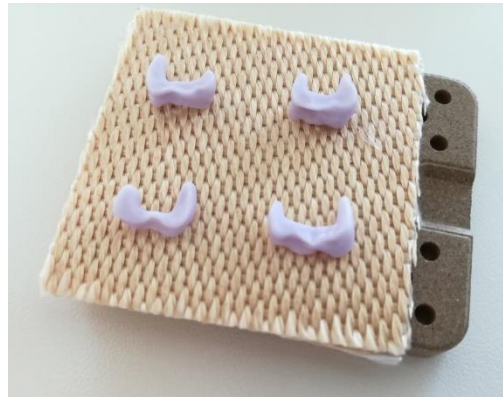


Abbildung 10: Brennvorgang Kristallisationsbrand

Während des Brennvorgangs wurden die Inlays auf einem Brennvlies (Firing Pad, *Dentsply Sirona Deutschland GmbH*; Bensheim, Deutschland) gelagert, um keinen

direkten Kontakt mit der Brennpfanne zu haben und so einer punktuell zu großen Hitzebildung vorzubeugen.



**Abbildung 11: Keramikinlays vor Kristallisationsbrand**

Dabei wurden pro Durchlauf vier Inlays mit ausreichend Abstand zu den umliegenden Inlays auf dem Brennvlies platziert. Nach dem Brennvorgang konnte man eine Farbveränderung der Inlays feststellen, die der angegebenen Keramikfarbe A1 entsprach.



**Abbildung 12: Keramikinlays nach Kristallisationsbrand**

#### **4.2.5. Anlegen der Schmelzlamelle**

Vor der endgültigen Weiterverarbeitung der hergestellten Inlays wurde für den nachfolgenden Belastungstest noch eine Kuhle in der kurzen Zahnkastenseite (mesial) präpariert. Hierbei wurde dort, wo nach außen hin noch Schmelzreste vorhanden waren, weil die Kastenpräparation 2 mm oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze endete (kurze mesiale Kastenseite), eine 2 mm tiefe und 2 mm breite Aussparung an allen



Probezähnen präpariert. Dies sollte dazu führen, dass der äußere Schmelzrand im Bereich der Kuhle keinerlei Kontakt mehr zum Dentin hatte und man im nachfolgenden Belastungstest prüfen konnte, welchen Effekt dies auf die Belastbarkeit der Inlays hat.



Abbildung 13: Präparation einer 2x2 mm großen Aussparung

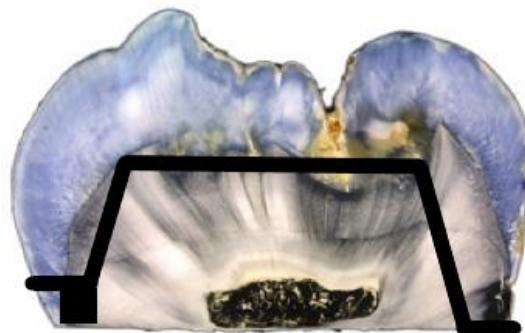


Abbildung 14: Simulation der Präparation am histologischen Schnittbild [Quelle Foto: Prof. Frankenberger]

#### 4.2.6. Gruppeneinteilung und Verkleben der Inlays

Bevor die hergestellten Inlays verklebt werden konnten, mussten alle Zähne in fünf Gruppen mit je acht Zähnen eingeteilt werden (n= 8). Hierfür wurden die schon vorhandenen Plastikgefäße inklusive der Zähne mit Inlays final eingeteilt von 1.1- 1.8, 2.1- 2.8, 3.1- 3.8, 4.1- 4.8 und 5.1- 5.8.



**Abbildung 15: Plastikgefäße zur Feuchthaltung der Probenzähne**

Unabhängig von der Zahnkonditionierung wurden alle Keramikinlays gleichermaßen für das Verkleben der Inlays vorbereitet, indem sie mit 5 %iger Flusssäure (Ceramics Etch 5 %ig, VITA Zahnfarben; Bad Säckingen, Deutschland) an der Unterseite inklusive der Ränder angeätzt wurden. Hierfür wurde die Flusssäure für 20 sec aufgetragen, anschließend für 60 sec mit Wasser abgespült und das Inlay anschließend durch einen Luftstrom getrocknet. Die weitere Verarbeitung richtete sich individuell nach dem jeweils eingesetzten Material.



**Abbildung 16: Ceramics Etch 5%ig (Vita)**

Die Gruppeneinteilung erfolgte in fünf randomisierte Gruppen, da fünf verschiedene Kompositzemente zum Verkleben der Keramikinlays benutzt wurden:

1. Variolink® Esthetic DC + Ätzel und Adhese® Universal am Zahn
2. Variolink® Esthetic DC + Ätzel und Syntac® Classic am Zahn

3. TheraCem® Ca
4. Visalys® CemCore (mit Restorative Primer) + Visalys® Tooth Primer am Zahn
5. Panavia™ SA

In allen Arbeitsgruppen wurde zunächst zuerst die Keramik vorbereitet und anschließend der Zahn, sofern dies notwendig war. Abschließend wurde immer der Kompositzement aufgetragen und der Rand versäubert, bis es zur Aushärtung des Materials kam. Die folgende Übersicht soll einen Überblick über die Zementierungsabläufe der verschiedenen Gruppen geben (die einzelnen Eigenschaften der Kompositzemente sind aus dem Literaturteil unter Punkt 2.3.3.3 zu entnehmen):

**Tabelle 8: Zementierung Gruppe 1- 5 [Quellen: Ivoclar Vivadent, Bisco, Kettenbach, Kuraray]**

Gruppe	Keramik	Zahn	Zement
1	20 sec 5 %ige Flusssäure + 60 sec Monobond® Plus (Ivoclar Vivadent) einwirken lassen, verblasen	Adhese® Universal (Ivoclar Vivadent): 1. Trockenlegung 2. Conditioner 36 (DeTrey) Ätzel Phosphorsäure 30 sec am Schmelz, 15 sec am Dentin 3. Trockenlegung 4. Adhese® Universal aufgetragen, 20 sec eingerieben 5. 10 sec Lichthärtung	Variolink® Esthetik DC (Ivoclar Vivadent): 1. auftragen 2. Inlay einsetzen 3. 2 sec anhärten 4. Überschüsse entfernen 5. 20 sec Lichthärtung
2	20 sec 5 %ige Flusssäure + 60 sec Monobond® Plus (Ivoclar Vivadent) einwirken lassen, verblasen + Heliobond® (Ivoclar Vivadent) auftragen (nicht härten)	Syntac® Classic (Ivoclar Vivadent): 1. Trockenlegung 2. Conditioner 36 Ätzel Phosphorsäure 30 sec am Schmelz, 15 sec am Dentin 3. Trockenlegung 4. Primer 15 sec auftragen, verblasen 5. Adhäsiv 20 sec auftragen, verblasen 6. Bonding auftragen, verblasen	Variolink® Esthetik DC (Ivoclar Vivadent): 1. auftragen 2. Inlay einsetzen 3. 2 sec anhärten 4. Überschüsse entfernen 5. 20 sec Lichthärtung

3	20 sec 5 %ige Flusssäure	keine Zahnvorbehandlung	TheraCem® Ca (Bisco):
			1. Auftragen 2. Inlay einsetzen 3. Ränder versäubert 4. 20 sec Lichthärtung
4	20 sec 5 %ige Flusssäure + 60 sec Visalys® CemCore Restorative Primer (Kettenbach) einwirken lassen + 5 sec trocknen	Visalys® CemCore Tooth Primer (Kettenbach): 1. Auftragen 2. 20 sec einmassieren 3. Trocknen 4. Innerhalb von 5 min verarbeiten, keine Lichthärtung	Visalys® CemCore Komposit (Kettenbach): 1. Auftragen 2. Inlay einsetzen 3. 2 sec anhärten 4. Überschüsse entfernen 5. 20 sec Lichthärtung
5	20 sec 5 %ige Flusssäure	keine Zahnvorbehandlung	Panavia™ SA Cement Universal (Kuraray): 1. Auftragen 2. Inlay einsetzen 3. 2 sec anhärten 4. Überschüsse entfernen 5. 10 sec Lichthärtung

Für das Lichthärten der Materialien wurde eine Polymerisationslampe Translux® Wave (Kulzer GmbH; Hanau, Deutschland) mit einer Wellenlänge von 440-480 nm und einer Lichtleistung > 1.100 mW/cm<sup>2</sup> (Ø 8 mm) verwendet.



Abbildung 17: Adhese® Universal (Ivoclar Vivadent), Conditioner 36 (DeTrey), Variolink® Esthetic DC (Ivoclar Vivadent)



**Abbildung 18: Monobond® Plus (Ivoclar Vivadent), TheraCem® Ca (Bisco), Variolink® Esthetic DC (Ivoclar Vivadent), Panavia™ SA Cement Universal (Kuraray), Visalys® CemCore + Tooth Primer + Restaurative Primer (Kettenbach)**

Nach dem Einsetzen der Inlays wurden die Zementränder mit einer roten Diamantknospe (Körnung 46 µm) (*Fa. Komet dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG; Lemgo, Deutschland*) bei 40.000 U/min im roten Winkelstück (*KaVo Dental GmbH; Biberach, Deutschland*) ausgearbeitet und geglättet, um einen gleichmäßigen Übergang zwischen Keramik, Klebefuge und Zahn zu schaffen. Anschließend wurden alle Ränder der geklebten Inlays unter einem OP-Mikroskop (ATMOS „I View 31“, *ATMOS Medizin Technik GmbH & Co. KG; Lenzkirch, Deutschland*) beurteilt. Jegliche Unebenheiten der Randübergänge wurden mit Sof-Lex™-Scheiben der Scheibenstärke „normal“ und einer Größe von 12,7 mm Ø (Sof-Lex™, *3M Deutschland GmbH; Neuss, Deutschland*) mit mittlerer Körnung (dunkelblau) vorpoliert und mit superfeiner Körnung (hellblau) nachpoliert. Hierfür wurde ein blaues Winkelstück (*KaVo Dental GmbH; Biberach, Deutschland*) mit 40.000 U/min genutzt. Erst ein gänzlich sauberer und glatter Übergang der Grenzflächen genügte, um die Probenherstellung als abgeschlossen zu betrachten, damit im nachfolgenden Arbeitsschritt eine optimale REM-Untersuchung gewährleistet werden konnte.

### **4.3. Silikonabformung**

Im Versuchsablauf wurden insgesamt zwei Stadien mittels einer Doppelmisch-Silikonabformung festgehalten. Stadium eins war die Ausgangssituation der Proben nach Probenherstellung und entsprechend vor dem Belastungstest. Stadium zwei

erfolgte im späteren Versuchsablauf, zur Ermittlung der Abschlussituation nach dem Belastungstest.

Für die Abformung diente ein A-Silikon Flexitime® Easy Putty und Flexitime® Correct Flow (Kulzer GmbH; Hanau, Deutschland). Für den Abformvorgang wurde für jeden Zahn ein Softdrinkdeckel bereitgestellt, in welchen zunächst die Putty-Phase (Knetmasse) und anschließend die Korrektur-Phase (dünnfließend) eingebracht wurden. Dies diente der Erzeugung einer Doppelmischabformung, welche durch zwei Phasen in einer einzeitigen Abformung erzeugt wurde. In das noch verformbare Material wurde dann jeweils ein Zahn pro Softdrinkdeckel möglichst horizontal hineingedrückt. Dafür wurden die Zähne vor der Abformung mit Ethanol entfettet. Für eine korrekte Abbildung der kurzen Approximalkästen (mesialer Kasten, Belastungsseite), durften die Abformungen nach Erreichen der Endhärte keine Blasenbildung im darzustellenden Randbereich aufweisen. Auf Grund der Doppelmischabformung konnte eine detailgetreue Abformung erreicht werden.



**Abbildung 19: Abformungsprozess**

**Abbildung 20: fertige Abformung**

Anschließend wurden die Abformungen jeweils im Doktorandenlabor der Zahnerhaltung (Marburg) mit Epoxidharz (AlphaDie, Schütz Dental; Rosbach, Deutschland) ausgegossen, um später geeignete Replika für die REM-Untersuchung zu erhalten.

#### 4.4. Thermisches Wechselbad

Für den ersten Teil des Belastungstests diente ein thermisches Wechselbad als Hilfsmittel, welches durch einen Thermocycler (THE 1100, *SD Mechatronik GmbH*; Feldkirchen-Westerham, Deutschland) erzeugt wurde. Dieses thermische Wechselbad sollte dazu dienen, die im Mund herrschenden Temperaturwechsel am Probenzahn zu simulieren. Der Mittelwert aller im Mund herrschenden Temperaturen ist hierbei als kältester Wert mit 5°C und als wärmster Wert mit 55°C bestimmt [33]. Jeder Zyklus bestand aus 30 sec Kältebad, 20 sec Luft, 30 sec Wärmebad und wieder 20 sec Luft. Insgesamt dauerte ein Zyklus demnach 1 Minute und 40 sec. Dabei wurden die mit Aqua dest. gefüllten Becken stetig auf gleicher Temperatur gehalten. Um die Zähne später noch differenzieren zu können, wurden diese mit ihrer individuellen Probennummer mittels eines wasserfesten Stiftes beschriftet und jeweils pro Gruppe (1-5) in einzelnen Netzen verpackt. Durch eine Nummerierung von 1-5 ließen sich die Gruppen später wieder zuordnen. Insgesamt durchliefen die Proben 25.000 Zyklen im Thermocycler.



Abbildung 21: Thermocycler Kältebad 5,0°C



Abbildung 22: Thermocycler Wärmebad 55,0°C

#### 4.5. Kausimulator

Der zweite Teil des Belastungstests wurde mit Hilfe eines Kausimulators (Chewing Simulator CS-4, *SD Mechatronik GmbH*; Feldkirchen-Westerham, Deutschland) umgesetzt. Hierfür wurden die einzelnen Zahnproben, welche aus dem Thermocycler kamen, zunächst gepaart. Je zwei Zähne wurden so auf einem Probenträger mit



Komposit fixiert, dass die jeweils kurzen Kästen (mesial, Belastungsseite) der Keramikinlays einen gemeinsamen Approximalkontakt erzeugten. Folglich wurden demnach jeweils zwei Probenzähne zusammen auf einem Probenträger in einer Kausimulator-kammer platziert.



**Abbildung 23: Probenträger unter Approximalkontakt**

Okklusal wurden die Höcker der Probenzähne teilweise eingekürzt, um kein Hindernis für den Speckstein-Belastungsstempel (Antagonist) des Kausimulators darzustellen. Ziel war dabei, den Stempel des Kausimulators so zu positionieren, dass er mit einem gleichzeitigen Kontakt auf den Randleisten der beiden Keramikinlays zu liegen kam. Dabei durften, wie oben erwähnt, keine Störkontakte auf den Höckern oder auf anderen Zahnflächen vorhanden sein. Die Kontaktpunkte wurden mit einer Okklufolie überprüft. Nach korrektem Einstellen der Kontaktfläche und vorherigem Nullpunktregistrieren, erfolgten anschließend die Speicherung des Startpunktes und die Feineinstellung. Jeder Kausimulatorstempel, von den insgesamt 8 Stempeln, wurde mit je 4 Gewichten (5kg insgesamt) belastet, so dass eine Kaukraft von 50 N mit einer Frequenz von 0.5 Hz auf die Proben auftraf. Als korrekte Feineinstellung galt eine Hubhöhe von 3 mm und eine lineare Belastungsbewegung (Zurück-Vor) mit einer Geschwindigkeit von 30 mm/s. Jeder Probenträger wurde so insgesamt 1.000.000-mal mit Kaudruck belastet. Während des Versuches wurden die Proben in mit Aqua dest. befüllten Wasserbecken gelagert. Die Zähne wurden dadurch feucht gehalten und es erfolgte eine Kühlung der Belastungsflächen.





Abbildung 24: Kausimulator CS-4



Abbildung 25: Proben im Kausimulator

Nach Abschluss des Belastungstests durch Thermocyler und Kausimulator erfolgte eine erneute Abformung der Proben wie in 4.3. beschrieben.

#### 4.6. Rasterelektronenmikroskop (REM) Untersuchung

Bevor eine Bildgebung und Analyse der Proben im REM (Rasterelektronenmikroskop, *Phenom World B.V.*; Eindhoven, Niederlande) erfolgen konnte, mussten zunächst geeignete Probenträger hergestellt werden, welche für die Untersuchung im REM dienen konnten. Hierfür wurden die erzeugten Abformungen (siehe 4.3) mit Epoxidharz (*AlphaDie, Schütz Dental*; Rosbach, Deutschland) ausgegossen. Die erzeugten Replika wurden dann auf kleine Stiftprobenteller aus Aluminium (*G301, Plano GmbH*; Wetzlar, Deutschland) geklebt. Für das Befestigen der Probenduplikate auf den Trägern diente eine kreisrundes, leitfähiges Kohlenstoffklebepad (*G334715, Plano GmbH*; Wetzlar, Deutschland), sowie Komposit und Sekundenkleber. Die Proben wurden hierbei maximal horizontal und gerade ausgerichtet, um später eine ausreichende Bildgebung unter dem REM zu erreichen. Für die elektronische Leitfähigkeit wurde an einer Randfläche von der Probe zum Metallrand des Probenträgers hin Leit-C nach *Göcke* (Conductive Carbon Cement *G3300, Plano GmbH*; Wetzlar, Deutschland) aufgetragen.



**Abbildung 26: Epoxidharzduplikate**

**Abbildung 27: Leit-C nach Göcke**

Bevor die Proben dann im REM fotografiert werden konnten, mussten diese zunächst mit einer Gold-Palladium-Legierung besputtert werden. Dieser Vorgang erfolgte durch einen Sputter Coater (Sputter Coater D15B, *Edwards*; Feldkirchen, Deutschland). Diese Beschichtung war notwendig, um eine elektrische Leitfähigkeit im REM herzustellen. Es wurde streng darauf geachtet, nur mit Handschuhen und Pinzette zu arbeiten, um die Proben nicht zu verunreinigen. Außerdem wurden die Probenteller stets in luftdichten Boxen gelagert. Anschließend wurde jede Probe einzeln in das REM geschoben und unter einer Feineinstellung von Kontrast und Schärfe und einer 200-fachen Vergrößerung wurden Bilder erzeugt, die final zur Auswertung des Versuchs dienten.

#### **4.7. Statistische Analyse**

Die erhobenen Daten wurden mittels der Software SPSS® 17.0 (*SPSS Inc.*; Chicago, USA) statistisch ausgewertet. Die prozentualen Anteile an perfektem Rand, bzw. Randspalt am Gesamtrand, wurden für die jeweiligen Versuchsgruppen mit Hilfe der REM-Aufnahmen ermittelt, wobei ein hoher Anteil an perfektem Rand mit einer hohen klinischen Überlebensrate korrelieren soll. Das Signifikanzniveau der statistischen Analyse wurde auf  $p = 0,05$  festgelegt. Die verwendeten statistischen Testverfahren waren hierbei folgende:

- **Kolmogorov-Smirnov-Test**

Mithilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests wurden die Daten auf Normalverteilung getestet. Als Nullhypothese  $H_0$  wird angenommen, dass die Daten normalverteilt sind. Wenn durch den Kolmogorov-Smirnov-Test eine Normalverteilung ausgeschlossen werden kann, so rechtfertigt dies den Einsatz von nicht-parametrischen Testverfahren, wie zum Beispiel den Mann-Whitney-U-Test. Bei den Daten dieser Studie lag keine Normalverteilung vor, woraufhin im Weiteren nicht-parametrische Testungen durchgeführt wurden.

- **Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test**

Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test testet, ob sich zwei abhängige Stichproben in der zentralen Tendenz voneinander unterscheiden. Als Nullhypothese  $H_0$  wird angenommen, dass sich die zentralen Tendenzen nicht voneinander unterscheiden. Mithilfe des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests wurde untersucht, ob die thermomechanische Wechselbelastung einen signifikanten Einfluss auf die Randqualität hatte.

- **Mann-Whitney-U-Test**

Der Mann-Whitney-U-Test kommt als nicht-parametrisches Testverfahren zum Einsatz, wenn keine Normalverteilung vorliegt. Mithilfe dieses Tests wird überprüft, ob zwei unabhängige Stichproben derselben Grundgesamtheit angehören. Die Nullhypothese  $H_0$  besagt, dass die Wahrscheinlichkeit einer Beobachtung aus den beiden Verteilungen für jede der beiden Verteilungen gleich ist. Ein signifikantes Ergebnis beim Mann-Whitney-U-Test bedeutet, dass sich die beiden Gruppen statistisch signifikant voneinander unterscheiden. In dieser Arbeit wurden die Daten mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests auf signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen geprüft.

- **Korrekturverfahren der  $\alpha$ -Fehler-Inflation**

Unter der  $\alpha$ -Fehler-Inflation versteht man die Erhöhung der Alpha-Fehler-Wahrscheinlichkeit (Fehler 1. Art, Entscheidung für die Alternativhypothese, obwohl die Nullhypothese die Richtige ist), wenn innerhalb derselben Stichprobe mehrfach getestet wird, da sich der p-Wert mit jedem zusätzlich durchgeführten Test auf  $\alpha^* = 1 - (1 - \alpha)^{1/k}$  erhöht. K steht hierbei für die Anzahl der durchgeführten statistischen Tests. Zur Korrektur der  $\alpha$ -Fehler-Inflation wurde die Bonferroni-Korrektur angewandt. Durch die Bonferroni-Korrektur wird das Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  auf  $\alpha^* = \alpha/k$  gesenkt. Zusammen mit dem Mann-Whitney-U-Test können statistische Subgruppen angelegt werden, die in dieser Studie durch die Buchstaben A-D repräsentiert werden. Innerhalb einer Gruppe mit gleichem Buchstaben gibt es keinen signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ), während unterschiedliche Buchstaben einen signifikanten Unterschied anzeigen ( $p < 0,05$ ).

Die im unteren Abschnitt folgenden Grafiken wurden mit dem Programm Excel (*Microsoft Corporation*; Redmond, Washington, USA) hergestellt.

## 5. Ergebnisse

Die folgende Tabelle stellt eine Zusammenfassung der Ergebnisse dar. Hierbei wurde zum einen die Klebefuge (angrenzend an **Schmelz** und Keramik) in ihrer Randqualität analysiert und zusammengetragen und zum anderen wurde eine Ergebnisauflistung als Vergleich erstellt, mit gleichem Versuch an angrenzendem Dentin (die Ergebnisse hierzu lieferte Prof. Dr. Frankenberger). Beide Resultate, welche durch Proben nach mechanischer und thermischer Belastung erhoben wurden, wurden mit der Ausgangssituation verglichen und, wie oben beschrieben, statistisch ausgewertet. Der Ausgangswert bezieht sich dabei auf einen perfekten Rand aller Proben vor Belastung von 100 %. Wie schon oben beschrieben, dienen die Gruppeneinteilungen A-D hierbei als statistische Subgruppen, welche signifikante Unterschiede zur nächst höheren Subgruppe aufzeigen sollen ( $p < 0,05$ ). Die Fallzahl pro Gruppe war  $n = 8$ .

Tabelle 9: Ergebnisauflistung der Studie

Gruppe	perfekter Rand vor TML	Sig.	perfekter Rand nach TML	Vergleich: Dentin nach TML
1	100 <sup>A</sup>	*	92.3 (4.0) <sup>A</sup>	80.0 (8.2) <sup>C</sup>
2	100 <sup>A</sup>	*	93.0 (3.8) <sup>A</sup>	88.4 (6.6) <sup>A</sup>
3	100 <sup>A</sup>	*	78.3 (8.8) <sup>C</sup>	70.8 (9.0) <sup>D</sup>
4	100 <sup>A</sup>	*	91.1 (3.9) <sup>A</sup>	85.3 (7.7) <sup>B</sup>
5	100 <sup>A</sup>	*	84.3 (4.8) <sup>B</sup>	79.3 (8.9) <sup>C</sup>

Die folgenden Grafiken sollen die Ergebnisse visualisieren.

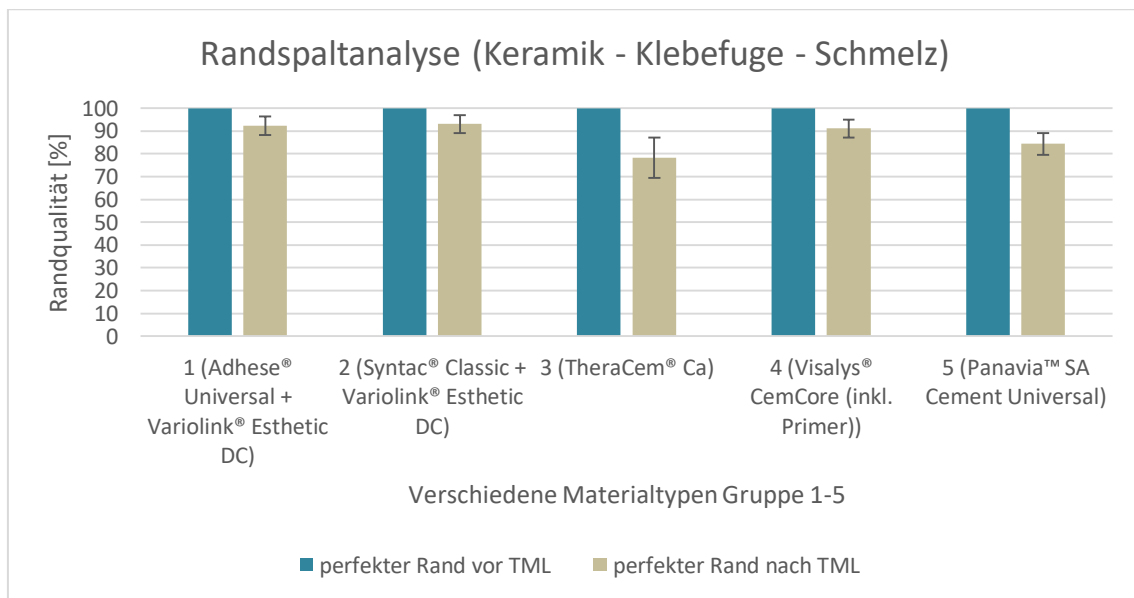
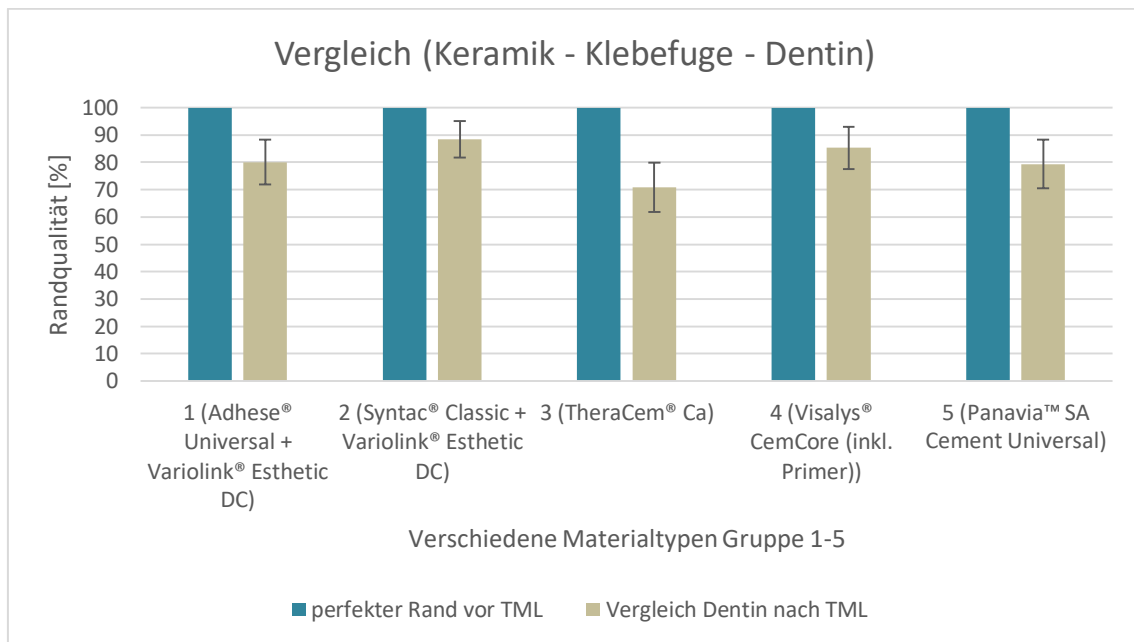


Abbildung 28: Grafik Randspaltanalyse Gruppen 1-5 aus den Ergebnissen dieser Dissertation

Der in diesem Versuch analysierte Rand bezieht sich auf eine Analyse der Klebefuge, angrenzend an einen **Schmelzrand**. Der zugehörige Ergebnisvergleich zeigte ein ausgewogenes Randspaltverhältnis zwischen Gruppe 1 (92.3), 2 (93.0) und 4 (91.1) [A]. Die Materialien zeigten hierbei ein ähnlich gutes Resultat nach mechanischer und thermischer Belastung und auch die Standardabweichung lag zwischen 3,8– 4,0 bei einer ähnlichen Range. Lediglich die Gruppen 3 (78.3) [C] und 5 (84.3) [B] zeigten deutlich schlechtere Randqualitäten nach Belastung. Die Standardabweichung in Gruppe 3 zeigte mit 8,8 zudem eine große Spannweite. Diese Ergebnisse ließen insgesamt auf eine schlechtere Klebequalität und Dichtigkeit der Klebefuge und einen

schlechten Schmelzrand von Gruppe 3 und 5 schließen. Insgesamt waren die Klebefugenqualitäten im Schmelzbereich als gut zu bewerten.



**Abbildung 29: Grafik Dentinvergleich Gruppen 1-5 [Quelle: Prof. Frankenberger]**

Der zweite Ergebnisvergleich zeigte hinsichtlich der Klebefugenqualität an angrenzendem **Dentin** nach Belastung deutliche Unterschiede zu den Ergebnissen im Schmelz. Hierbei waren die im ersten Vergleich sehr konstanten Gruppen 1, 2 und 4 unterschiedlich gelistet. Gute Werte lieferte immer noch Gruppe 2 (88.4) [A], dicht gefolgt von Gruppe 4 (85.3) [B]. Anschließend reihten sich Gruppe 1 (80.0) und 5 (79.3) ein [C] und das Schlusslicht wurde von Gruppe 3 (70.8) [D] gezeichnet, welche auch in diesem Vergleich am schlechtesten abgeschnitten hat.

Es ließ sich aus diesen Ergebnissen zusammenfassen, dass die gleichen Materialien bei Klebefugen angrenzend an Dentin, statt an Schmelz, deutlich schlechter abschnitten. Die Gruppen der „Dentinproben“, die eine separate Zahnbehandlung erfahren hatten, schnitten besser ab, als die Self-Etch-Zemente.

Gruppe 3 und 5 schnitten sowohl bei Dentingrenzen als auch bei Schmelzgrenzen insgesamt am schlechtesten ab.



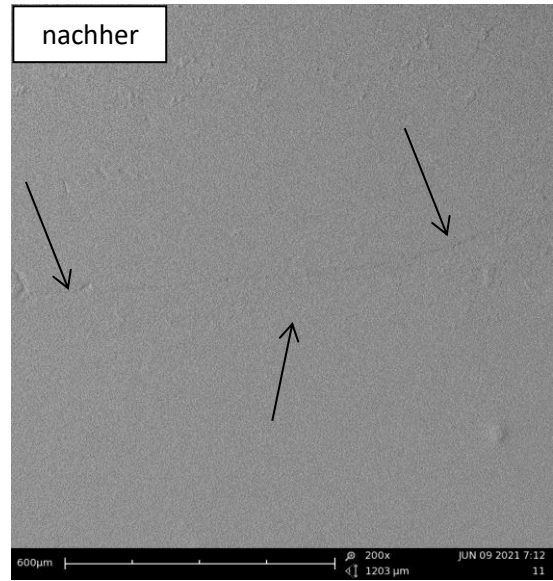
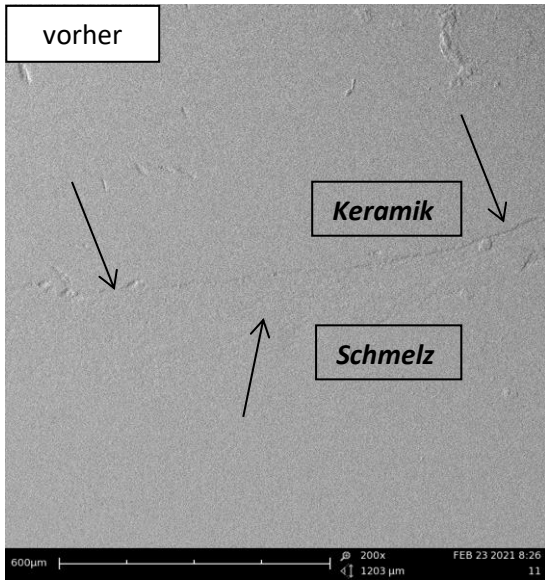


Abbildung 30: Gruppe 1 vor und nach Belastung

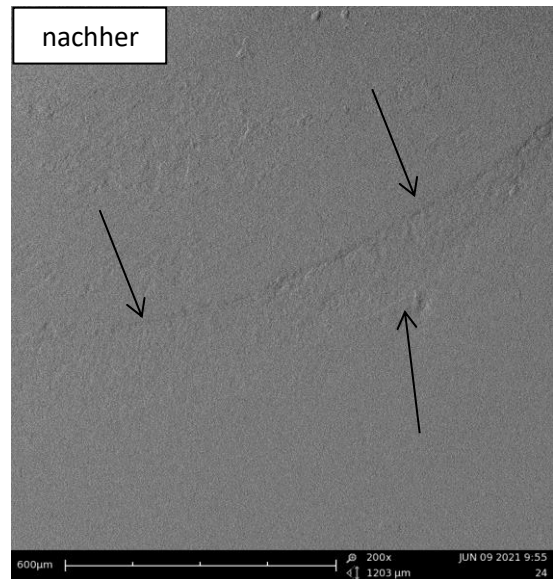
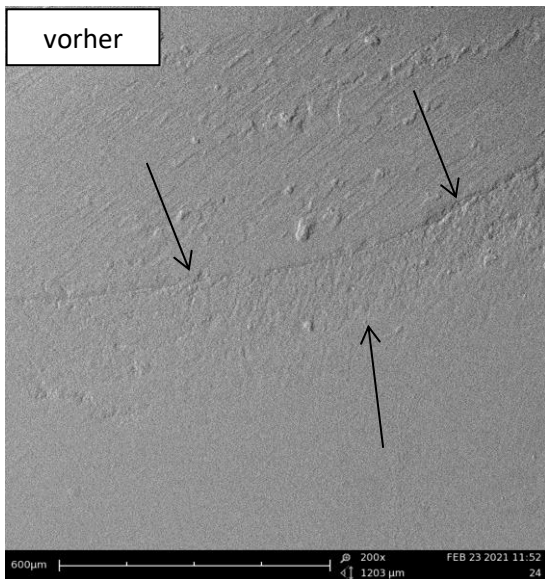


Abbildung 31: Gruppe 2 vor und nach Belastung

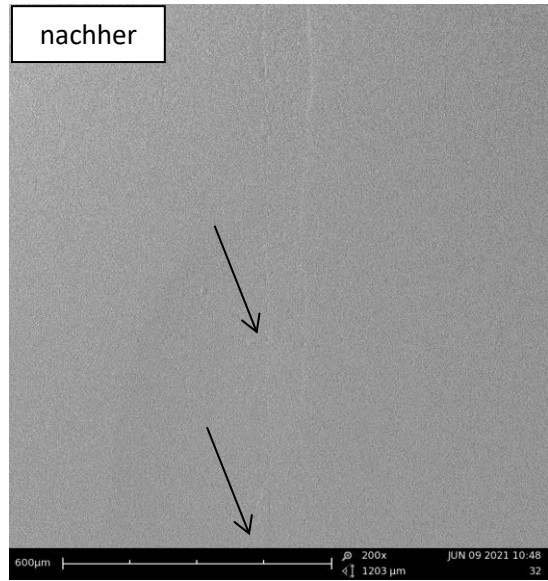
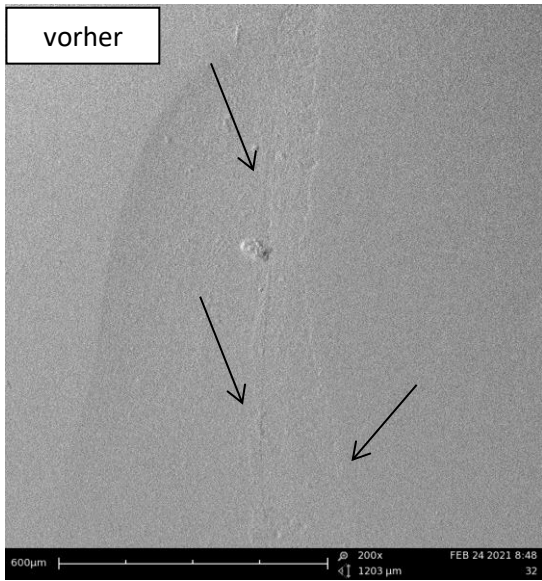


Abbildung 32: Gruppe 3 vor und nach Belastung

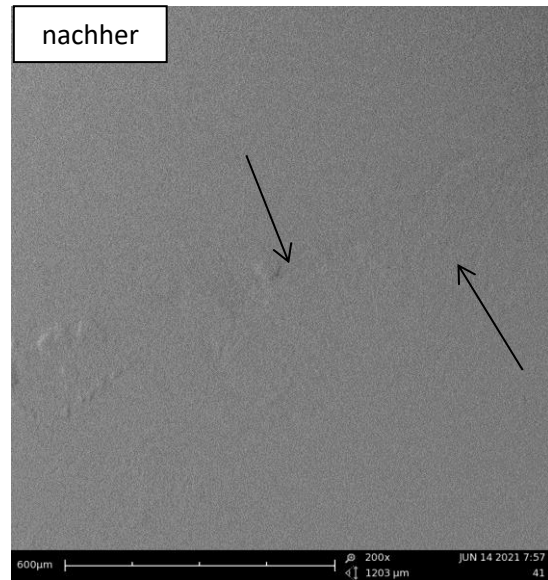
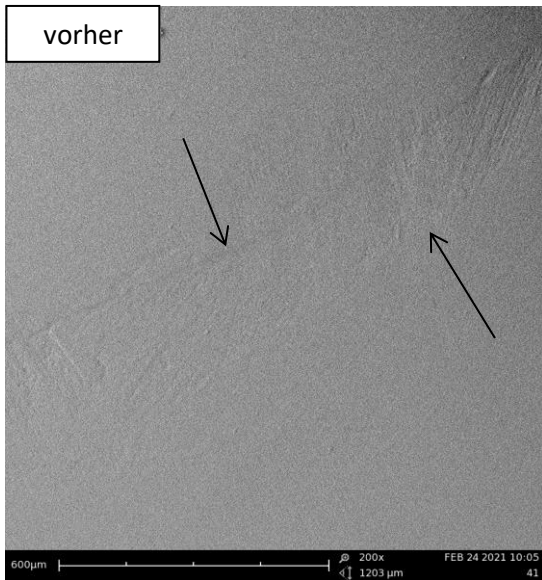


Abbildung 33: Gruppe 4 vor und nach Belastung



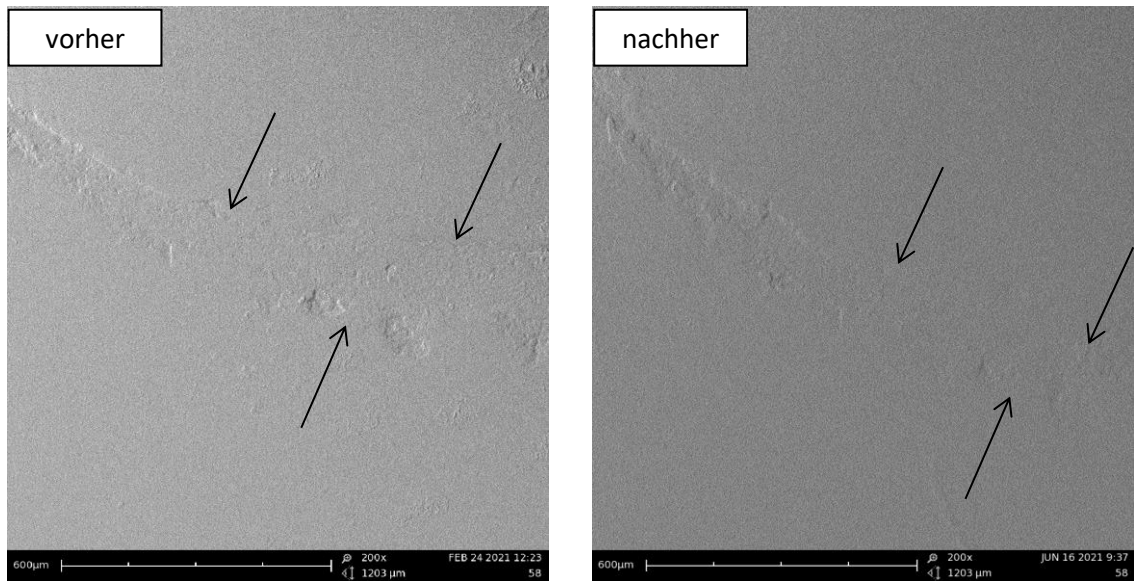


Abbildung 34: Gruppe 5 vor und nach Belastung

Tabelle 10: Übersicht Vorbehandlungsschritte des Versuchs und Zementtyp

Gruppe	Zahn	Zement	Eigenschaften Kompositzement
1 + 2	Ätzen, Adhese® Universal/ Syntac® Classic	Variolink® Esthetik DC (Ivoclar Vivadent):	- adhäsiv - <b>dualhärtend (=DC)</b> - farbstabil - Verarbeitungszeit 5 min (23°C)/ 2 min (37°C) - Aushärtezeit insgesamt 8 min (23°C)/ 4 min (37°C)
3	-	TheraCem® Ca (Bisco):	- <b>selbstätzend (Komposit)</b> - adhäsiv - <b>dualhärtend</b> - gibt Calcium frei - Verarbeitungszeit <b>1 min</b> (22°C) - Aushärtezeit insgesamt max. 5 min (37°C)
4	Visalys® Tooth Primer	Visalys® CemCore Komposit (Kettenbach) :	- <b>selbstätzend (Primer)</b> - adhäsiv - <b>dualhärtend</b> - Verarbeitungszeit 4-6 min (23°C)/ 2 min (37°C) - Aushärtezeit insgesamt 5-6 min
5	-	Panavia™ SA Cement Universal (Kuraray):	- <b>selbstätzend (Komposit)</b> - adhäsiv - <b>dualhärtend</b> - Verarbeitungszeit <b>40 sec</b> - Aushärtezeit insgesamt 5-7 min (23°C)/ 2-4 min (37°C)

## 6. Diskussion

### 6.1. Diskussion der Methode

In den folgenden Unterpunkten soll die verwendete Methodik dieser Doktorarbeit analysiert werden. Vorab ist zu erwähnen, dass ein in-vitro-Versuch immer nur der Annäherung von intraoralen Situationen dienen kann, und es nicht möglich ist, damit die in-vivo-Situation in all ihren Facetten nachzuahmen. Das liegt daran, dass Situationen in vitro zum einen in ihrer Durchführung auf ein Maximum optimiert werden, was in der Realität nicht immer durchführbar ist, und zum anderen Belastungsfaktoren nur annähernd simuliert werden können [104]. Es wurde mit dem in dieser Studie vorkommenden Ablauf angestrebt, eine möglichst vergleichbare Studie zu schaffen, auch wenn jede Studie in ihren Abläufen unterschiedlich ist. Über den Langzeiterfolg der verwendeten Materialien kann keine 100 %ige Aussage getroffen werden, da lediglich die wesentlich aufwändigeren in-vivo-Studien eine finale Auswertung erlauben würden [104].

#### 6.1.1. Zahnauswahl und Lagerung der Zähne

In dieser Versuchsreihe wurden 40 humane, intakte Molaren der zweiten Dentition verwendet. Die Anzahl der Zähne pro Versuchsgruppe (n= 8) wurde in Anlehnung an andere Studien ausgewählt [32, 42]. Humane Zähne sind in Studien die am meisten zum Einsatz kommenden Zahntypen, da sie natürlichen in-vivo-Zähnen am ähnlichsten sind und gut über Zahnextraktionen generiert werden können [57]. Dabei kommen am häufigsten Molaren bzw. Weisheitszähne zusammen, da diese Zahntypen häufiger noch intakt sind und oft entfernt werden müssen. Ein kariös veränderter Zahn kann auf Grund von Sklerosierungen im Dentin nicht mehr zum Einsatz kommen, da die Zahnstruktur und zum Beispiel die Haftwerte der Adhäsive später nicht denen von gesunder Zahnhartsubstanz entsprechen würden [78]. Außerdem bietet es sich an, junge und frische Zähne zu verwenden, welche moderate Belastung und Abnutzung erfahren haben. Natürliche anatomische Variationen und Abweichungen der Zähne

sollten möglichst zufällig in den Versuchsgruppen verteilt werden, daher wurden die Zähne durch das Zufallsprinzip zugelost (randomisierte Einteilung).

Eine Lagerung der Zähne erfolgte bei Raumtemperatur in einer Lagerflüssigkeit aus 0,9 %iger isotonischer Kochsalzlösung mit 0,001 % Natriumazid. Eine Lagerung der extrahierten Zähne in Flüssigkeiten ist ein absolutes Muss, um ein Austrocknen der Zähne zu verhindern. Zusätzlich dient das Natriumazid dazu, durch seine antibakterielle Wirkung eine Keimvermehrung zu minimieren, und wird daher gerne genutzt [57]. Die Lagerflüssigkeit darf dabei keinen Einfluss auf die Eigenschaften (z.B. Feuchtigkeitsverhältnisse) und Struktur der Zahnschichten haben, was bei Natriumazid nicht nachgewiesen werden konnte, da es nicht zu einer Dehydration führt [57]. Nach der Probenherstellung erfolgte eine Endlagerung der Zähne in kleinen Gefäßen, welche mit Aqua dest. gefüllt wurden. Auch Aqua dest. wird keine substanzverändernde Eigenschaft nachgesagt [57]. Die Lagerdauer der Zähne hat insgesamt zwei Jahre nicht überschritten und nach der finalen Zementierung der Keramikinlays unter einem Jahr gelegen, weshalb davon ausgegangen werden kann, dass sich die Zahnstruktur in dieser Zeit nicht bedeutend verändert hat. Diese Annahme rührt daher, dass in einem Zeitintervall von unter zwei Jahren keine bedeutenden Zahnveränderungen (v.a. bezogen auf adhäsive Haftwerte) bei unterschiedlichen Lagerungstypen erkannt werden konnten [82, 141].

### **6.1.2. Probenherstellung (Präparation)**

Da die Präparationen der Zähne per Hand durchgeführt wurden, kann eine leicht abweichende Präparationsform nicht ausgeschlossen werden. Um möglichst einheitlich zu arbeiten, wurden die angestrebten Präparationsmaße während der Präparation stetig mit einer Messsonde (Millimetermaß) kontrolliert. Jedoch sind auch die anatomischen Variationen von Zähnen dafür ausschlaggebend, dass eine Präparation nicht immer gleich gelingt bzw. die Restzahnschicht bezüglich ihrer Dicke und Ausprägung variiert. Die Inlays selber nehmen dadurch in ihrer Länge unterschiedliche Ausprägungen an. Zudem darf nicht in Vergessenheit geraten, dass die technische Umsetzung mittels CAD/CAM durchaus eine Fehlerquelle darstellen

kann. Auch wenn ein Scanprozess heute sehr präzise durchführbar ist, kann sich in der Ermittlung der Präparationsgrenze durch optisch fehlerhafte Erkennung oder während des Fräsprozesses eine Ungenauigkeit einschleichen, welche zu Variationen der späteren Passgenauigkeit führt [91].

### 6.1.3. Materialien

Die angewendeten Materialien wurden streng nach den vom Hersteller angegebenen Richtlinien angewendet. Dafür wurde auf eine Haltbarkeit der Produkte, eine angemessene Verarbeitungs- und Applikationszeit und eine entsprechende Verarbeitungstechnik geachtet. Für genaue Zeiteinheiten wurde während der Verarbeitung der Prozess mit einer Stoppuhr überprüft. Die Materialien wurden immer nach den gleichen Schemata verarbeitet. Polymerisationen erfolgten unter gleichmäßig verteiltem Anpressdruck einheitlich mit der Polymerisationslampe Translux® Wave (Kulzer GmbH; Hanau, Deutschland), wessen Lichtintensität von 1100 mW/cm<sup>2</sup> stetig mit einem Messgerät (Bluephase Meter II, Ivoclar Vivadent; Ellwangen, Deutschland) überprüft wurde. Überschüsse der Kompositzemente wurden mit Sof-Lex™-Scheiben (Sof-Lex™, 3M Deutschland GmbH; Neuss, Deutschland) entfernt, um eine Manipulation der Klebefuge durch Abwischprozedere zu umgehen. Alle Verarbeitungsschritte in Bezug auf die Kompositzemente, Adhäsivsysteme, Keramiken und deren Vorbehandlung mit Flusssäure wurden dem aktuellen Stand der Forschung entsprechend angewandt. Speziell die Vorbehandlung der Keramiken mit Flusssäure wurde durch Studienergebnisse entsprechend belegt. Daher lag die Vorbehandlungszeit mit einer 5 %igen Flusssäure bei 20 sec für die IPS e.max® CAD Keramik (Ivoclar Vivadent) [69, 102, 124, 127].

### 6.1.4. Methodik

In der klinischen Situation kommt es bei Belastung von Zähnen primär zur mechanischen Belastung und zur thermischen Belastung über einen längeren Zeitraum. Diese Situation sollte in der in-vitro-Versuchsreihe durch eine Belastung im Kausimulator und ein thermisches Wechselbad simuliert werden. Die Faktoren lassen

sich mit diesen Methoden gut kontrollieren, verhelfen zu einer schnellen Einschätzung von Materialien und lassen sich kostengünstig nachahmen, auch wenn sie nur einer Annäherung der in-vivo-Situation dienen können. In vivo sind in der Regel noch weitere Faktoren relevant, wie z. B. Speichel, Nahrung, Säure, etc., welche allerdings nicht simuliert wurden [20, 30, 104, 133]. Die Referenz der Temperatur für das thermische Wechselbad ist darauf zurückzuführen, dass im Mund vorkommende Temperaturschwankungen von 0°-67°C gemessen werden konnten. Allerdings variieren die Studien hierzu, so dass als Mittelwert gerne Temperaturwerte von zum Beispiel 5-55°C zum Einsatz kommen [30, 33, 93, 104]. Die Dauer des Thermocycling, gemessen in Zyklen, hat ebenso Einfluss auf die Restauration. Die Zyklen sollen eine Belastung der Proben in Jahren simulieren. Die Anzahl der Zyklen variiert dabei in den verschiedenen Studien enorm und lässt sich nur schwer in einer zu empfehlenden Zahl festlegen. In der Regel werden in den Studien Zyklen von bis zu 12.500 Wiederholungen angestrebt, wobei auch hierbei die Temperatur und Dauer pro Zyklus entscheidend ist und keine genormte Festlegung erlauben [20, 30-32]. Die thermischen Belastungsfaktoren haben Einfluss auf die Randqualität der Versorgungen und konnten als essenziell untersucht werden, wenn es um die Analyse von Spaltbildungen an Klebefugen geht [16]. Zum Beispiel nimmt die Klebefugenqualität mit der Zeit ab und es kann zu Rissbildungen der Zemente, der Keramik oder des Zahnes kommen, welche als Abnutzungserscheinungen unter Belastung einzustufen sind. Somit kann die Wirksamkeit von Materialien vor und nach Belastung überprüft werden [20].

Der Kausimulator simuliert die in der Mundhöhle vorkommenden Kaukräfte, welche sich auf die Restauration auswirken. Hierbei muss zwischen der Menge der Belastungen und ihrer Frequenz unterschieden werden. 1 Million Zyklen, wie sie in dieser Arbeit eingestellt wurden, entsprechen im Kausimulator ca. 4 Jahren intraoraler Tragedauer (etwa 230.000 Kauzyklen pro Jahr) [21, 104]. Es gibt allerdings auch Studienergebnisse in vivo, die von etwa 4 Millionen Zyklen pro 5 Jahren sprechen (etwa 800.000 Kauzyklen pro Jahr) [104]. Die Kaufrequenz beträgt pro Jahr in vivo etwa 1,2 Hz [104]. In diesem Versuch wurden 0,5 Hz eingestellt. Die Kaukraft beträgt als Normwert bei Patienten zwischen 11-150 N, welche jedoch bei Belastungsspitzen auch

höher liegen kann. Dabei können dann Werte von über 200-1000 N erreicht werden, letzteres vor allem bei Bruxismus [21, 104]. In der Regel werden 50 N Belastungskraft im Kausimulator als ausreichend betrachtet und häufig in Studien verwendet [30, 32, 63]. Dieser Wert wurde in dieser Dissertation als Referenz betrachtet.

Zur Beurteilung der Randqualität diene eine Rasterelektronenmikroskop-Untersuchung, welche sich in vielen Studien als tauglich gezeigt hat [106, 133]. Voraussetzung für eine REM-Untersuchung ist eine detailgetreue Abformung der Zähne und ein dimensionsgetreuer Ausguss. Hierfür wurden zwei Silikone in Doppelmischtechnik verarbeitet und ein Epoxidharz verwendet. Die erzeugten Replika wurden anschließend mit einer 200 µm Vergrößerung im REM untersucht, um Veränderungen der Klebefugen und Zahnschichten zu analysieren.

## **6.2. Diskussion der Ergebnisse**

Ziel dieser Studie war es, zu verifizieren, ob abweichende Präparationsformen des approximalen Kastens bei Keramikinlays und gleichzeitig auch verschiedene Ädhäsivkomposite einen Einfluss auf die Randqualität von Keramikrestorationen haben, welche Schmelz begrenzt sind, im Vergleich zu gleichen Restaurationen mit Dentinrand. Es gibt keine der Autorin bekannte vergleichbare Studie, welche sich mit genau dieser Thematik vorab befasst hat. Die bisher durchgeführten Studien zum Thema Keramikinlays oder -teilkronen unterscheiden sich in ihrer Art der Durchführung und in der Zusammensetzung der verwendeten Materialien. Daher können für diese Ergebnisdiskussion nur einzelne Studien genutzt werden, welche sich entweder mit einem überschneidenden Material oder mit einem annähernd gleichen Versuchstyp beschäftigt haben. Zum Abschluss dieser Diskussion sollen auch die Hypothesen dieser Doktorarbeit geklärt werden.

### **6.2.1. Bisherige Keramikstudien**

Bisherige Keramikstudien wurden mit verschiedenen Untersuchungsschwerpunkten angeführt. Dazu zählen beispielsweise die Patientensituation (Lage der Zähne, Bruxismus, Belastung)[3], die verwendeten Zemente[62], die Präparationsform und

Versagensgrundevaluationen aus verschiedensten Perspektiven [84]. Weiterhin gibt es in den Studien auch vielfältige Varianten bezüglich der zum Einsatz kommenden Materialien und deren Kombinationen, hinsichtlich der Versorgungsart (Krone, Teilchen, Veneer) mit Keramik, der Methodik und Art der Testung und letztendlich natürlich der Ursache der Untersuchung (Randspaltanalyse, Kraftanalyse, Beständigkeit unter externen Einflüssen, Klebequalität im allgemeinen, Folgen der umliegenden Zahnschubstanz, etc.). Für die Vorhersage einer Materialqualität werden in den Studien vorrangig vier Testverfahren für in-vitro-Versuche angewendet. Diese sind die (Mikro-) Scherhaftfestigkeit, (Mikro-) Zughaltfestigkeit, Bruchfestigkeit und Randspaltanalyse [131]. Eine Randspaltanalyse liefert Informationen zur Randspaltthftung und zur Penetration (Mikroleakage) [131]. Eine gute Randspaltqualität ist unabdingbar für eine langlebige Keramikrestauration und wurde daher in dieser Dissertation untersucht.

Grundsätzlich liefern viele der auffindbaren Studien sehr gute Ergebnisse mit Lithiumdisilikatkeramiken, weshalb man von keinem negativen Einfluss des Keramiktyps auf die Ergebnisse dieser Arbeit ausgehen muss [4]. Sie zählen zu den meist erforschten Keramiken [98, 114]. Auf Grund der mikromechanischen Verankerung halten Sie durch Adhäsivtechnik auch hervorragend auf nicht retentiven Zahnflächen des Schmelzes und des Dentins [131]. Auch die Passgenauigkeit von CEREC-Inlays wurde sehr oft durch Studien belegt und kann dadurch als negativer Faktor weitgehend ausgeschlossen werden. Trotzdem gibt es immer noch kritische Stimmen, die konventionelle Abformmethoden bevorzugen [7, 33].

### 6.2.2. Ergebnisse dieser Arbeit

Vergleicht man zunächst einmal die Ergebnisse der in dieser Dissertation verwendeten Materialien miteinander, fällt auf, dass die Gruppen am schlechtesten abgeschnitten haben, welche zum einen eine reine Self-Etch-Technik aufwiesen, also keine separate Vorbehandlung des Zahnes und der Keramik erfahren haben, und welche auch in der Verarbeitungszeit mit 40 sec – 1 min am kürzesten zu verarbeiten waren (Gruppe 3 und 5: **TheraCem® Ca** und **Panavia® SA**). Gruppe 1, 2 (**Variolink® Esthetic DC**) und 4 (**Visalys® CemCore**) benötigten hingegen eine separate Zahn- und

Keramikvorbehandlung, da sie nicht unter die Self-Etch-Zemente fallen. Hierbei waren die Ergebnisse am besten. Außerdem schnitten die Proben, welche im Schmelz endeten, besser ab, als gleiche Proben mit Dentinrand (siehe unten).

Im allgemeinen Vergleich überzeugen adhäsive Verbindungen im Bereich der Zementierungen von Keramiken. Kompositzemente führen zu deutlich weniger Mikroleakage und einem besseren Randspalt als konventionelle Zemente [131]. Allerdings ist die Schmelzhaftung bei selbstadhäsiven Kompositzementen oder Self-Etch-Adhäsiven nachweislich schlechter als die Haftung am Dentin, weshalb die Klebefugenqualität im Schmelzbereich schlechter ausfallen kann, wenn nicht zusätzlich vorab eine separate Schmelzätzung durch Phosphorsäure erfolgt [51, 128, 143]. Dieser Mechanismus rührt von den Errungenschaften her, welche Buonocore im Jahr 1955 erreichte – bessere Schmelzhaftung durch Phosphorsäureätzung [10]. In Studien mit Kompositzementen wurde daher verifiziert, dass Etch-and-Rinse-Systeme als Vorbehandlungsschritt wesentlich besser in der Schmelzhaftung abschneiden, als selbststützende Zemente alleine [35, 40]. In Versuchen mit Universaladhäsiven konnte auch gezeigt werden, dass sich die Haftkraft am Schmelz bei allen Universaladhäsiven durch vorheriges Ätzen verbessert [19]. Etch-and-Rinse-Adhäsive in Verbindung mit dualhärtenden Kompositzementen gelten als der Goldstandard [33, 35]. Dualhärtende Kompositzemente haben im Allgemeinen eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung, weshalb Klebefugen gelegentlich schlechter ausfallen können, als mit reinen Kompositen [95]. Allerdings fallen dualhärtende Komposite in vielen Studien sehr gut aus, am besten wie oben erwähnt, in Kombination mit einer adhäsiven Vorbehandlung [75, 131]. In einer Studie konnte der Verschleiß (in Form von Abrieb) von dualen Materialien sogar als geringer bewertet werden, als der reiner Komposite [52]. Hierbei konnten kleinere Füller, was den Abrieb der Zemente anging, besser abschneiden, als große Füllstoffe: Häufig gilt, je kleiner die Füller, desto größer die Resistenz gegen Abnutzung [52]. Bezüglich der Einwirkzeit von Adhäsivsystemen gilt: die Verkürzung der Applikationsdauer von Adhäsiven hat einen bedeutenden Einfluss. Sie führt zu geringeren Haftwerten (hierbei gemessen am Dentin) [110].



**Variolink® Esthetic DC** schnitt in dieser Dissertation am besten ab, da es mit die kleinsten Füller enthält (100-200 nm) [52]. Variolink® und Syntac® Classic konnten mit guten Randqualitäten auch in anderen Studien überzeugen. Als Vergleichsmaterial diente hierbei beispielsweise Rely-X®, ein Self-Etch-Zement, welcher schlechtere Randqualitäten hervorrief [33]. Variolink® schnitt auch in einer klinischen in-vivo-Studie über 14 Jahre überzeugend ab, auch wenn es mit der Zeit unter anderem zu einer Verschlechterung des Randspalts gekommen war [126].

Der Autorin dieser Dissertation liegen über **Visalys® CemCore** keine brauchbaren Studien vor, welche die Randqualität von Keramikrestorationen und Visalys® CemCore untersucht haben, weshalb keine Vergleiche erfolgen können.

**Panavia® SA** konnte in Studien mit überzeugenden Haftwerten an verschiedenen prothetischen Materialien glänzen, was daher rührt, dass seine langkettigen Methacrylat-Phosphor-Ester wie 10-MDP und lange Carbonketten-Silane individuell agieren. Auch hydrophile Langketten aus (CH<sub>2</sub>) haben einen Einfluss für einen guten Haftverbund. Diese Zusammensetzungen variieren allerdings immer je nach Produkttyp [122]. Panavia® SA konnte als einer der dualhärtenden Zemente mit inkludiertem Silan in einer weiteren Studie hinsichtlich seines Verbundes an Keramik und Dentin überzeugen [142]. Hingegen überzeugte Panavia® SA beispielsweise nicht in der Dentin- und Keramikhaftung in einer anderen Studie. Überlegen war der klassische Zement [75]. Panavia®21 schnitt mit schlechteren Werten in einer Studie ab, die Randqualität am Schmelz betreffend, als der Zement Variolink®II [128]. Die Ergebnisse dieser Studie waren auch ernüchternd, was die Klebefugenqualität anging.

**TheraCem® Ca** wurde in Studien vorrangig hinsichtlich seiner Karies vorbeugenden Eigenschaften durch Abgabe von Calcium untersucht. Studien zu den Haftmechanismen im Vergleich zu anderen Materialien konnten dabei nicht gefunden werden. Die Ergebnisse dieser Studie lassen auf eine mittelmäßige Haftung im Schmelz und Dentin schließen. **Panavia® SA** und **TheraCem® Ca** erfahren beide keine isolierte Silanisierung. Stattdessen enthalten die Produkte alle wichtigen Bestandteile. Es konnte allerdings in Studien herausgefunden werden, dass der hohe Anteil der Säuren

und die Wasserbestandteile die Silane teilweise inaktivieren. Daher wird eine separate Silanisierung empfohlen (so wie eine separate Ätzung des Schmelzes s.o.) [142].

### 6.2.3. Einfluss der Präparation auf die Klebefuge?

Eine Studie mit einer gleichen Präparationsart liegt der Autorin dieser Dissertation nicht vor. Andere Studien beschäftigten sich allerdings auch schon mit Präparationsvariationen bei Keramikteilchen. Eine Studie hat sich damit beschäftigt, wie sehr der Randwinkel die keramische Versorgung beeinflusst. Ab einem Winkel von 60° konnte eine erhöhte „Chipping“-Rate festgestellt werden [45]. Eine andere Studie bezieht sich auf die Variation der Präparation von Keramikinlays im Approximalkasten mit unterschiedlichen Präparationsinstrumenten. (Der Kompositzement hierbei war auch Variolink® Esthetik DC.) Die Qualität von Präparationsgrenzen (Lücken, Mikroleakage, etc.) war gleich zu bewerten, obwohl Schallinstrumente die Oberfläche stärker angeraut hatten [87]. Eine dritte Studie wies nach, dass die Präparationsqualität nachweislich auch einen Einfluss auf die Randspaltqualität von CAD/CAM-Restaurationen hat und daher nicht außer Acht gelassen werden darf. Die in dieser Studie beeinflussenden Faktoren bezogen sich allerdings vorrangig auf grobe Präparationsfehler, wie zum Beispiel unscharf gezeichnete und kantige Präparationsgrenzen oder falsche Präparationswinkel [101]. Daher ist ein Bezug zu unserer intern veränderten Präparation nicht untersucht. Die Größe der Randspalten bei adhäsiv befestigten Keramiken wird als weniger empfindlich beschrieben, als bei konventioneller Befestigung. Daher kann von minimalen Größenveränderungen bei der Präparation abgesehen werden [33, 131].

### 6.2.4. Warum fallen Untersuchungen mit Dentinrand schlechter aus?

Die Vergleichswerte zeigen, dass sich die Dentin-Klebefuge in Gruppe 2 (**Syntac® Classic** und **Variolink® Esthetik DC**) und in Gruppe 4 (**Visalys® CemCore**) am besten darstellt. Diese beiden Gruppen erfuhren durch ihre Materialien eine separate Keramik- und Zahnvorbehandlung. Gruppe 1 (**Adhese® Universal** und **Variolink® Esthetik DC**) allerdings auch, welche aber deutlich schlechter abschnitt. Gruppe 5

(Panavia® SA) zog hier trotz reinem Self-Etch gleich mit Gruppe 1. Nur weiterhin deutlich am Schlechtesten zeigte sich Gruppe 3 (TheraCem® Ca). Nun stellt sich die Frage, weshalb sich Randqualitäten im Dentin von den Randqualitäten im Schmelz unterscheiden. Zunächst ist deutlich zu erwähnen, dass die Struktureigenschaft des Dentins von der des Schmelzes abweicht. Die Härte des Dentins liegt mit 200-350 MPa unter der Härte des Schmelzes [115]. Das adhäsive Behandeln des Dentins ist außerdem von Beginn an schwieriger gewesen, als das Kleben an Schmelzoberflächen. Das liegt daran, dass Dentin weniger und gräzilere Kristalle aufweist, hydrophiler ist und eine oberflächliche Schmierschicht trägt [50]. Gerade unreine Oberflächen im Dentin führen nachweislich zu schlechteren Haftwerten [33]. Kleberänder von Kompositzementen, welche an Dentin grenzen, konnten nachweislich schlechtere Klebefugenqualitäten liefern als Grenzen im Schmelz [35, 128]. Zusätzlich fällt das Mikroleakage im Dentin schlechter aus als im Schmelz, unabhängig von der Vorbehandlung [40, 131]. In einer in-vitro-Studien konnte auf Grund von „Mikroshear bond strength“-Ergebnissen, ein konventionelles, adhäsives System (3-Schritt inkl. Etch-and-Rinse) als besser bewertet werden, als das Outcome von Self-Etch-Systemen. Dies bezog sich vor allem auf die Verbindung von Glaskeramiken und menschlichem Dentin [131]. Universaladhäsive zeigen keine besseren Haftwerte am Dentin, wenn sie Etch-and-Rinse durchlaufen, da sie grundsätzlich schon eine hohe Azidität mit sich bringen. Aber das Dentin zeigt deutlich höhere Penetrationen und eine dickere Hybridschicht, wenn vorab Etch-and-Rinse erfolgt [19, 138]. Die guten Etch-and-Rinse-Ergebnisse rühren also häufig daher, dass eine bessere Hybridisierung des demineralisierten Dentins erreicht werden kann, als durch reine Self-Etch-Technik [62]. Das Dentin „sealing“ fällt daher bei Self-Etch-Adhäsiven ungenügend aus [34, 35]. Isolierte Primer und Bonding können die Dentinhaftung verbessern [40]. Zur Haftungsoptimierung am Dentin zählt auch „immediate dentin sealing“. Hierzu zählt, dass Mikroleakage im Dentin reduziert werden kann, sofern eine adhäsive Versiegelung der Zahnschubstanz vor der Zementierung erfolgt [49]. „IDS“ soll eine verminderte Haftung der Kompositzemente am Dentin direkt umgehen, indem es zur Versiegelung kommt, bevor es zu einer Verunreinigung der Dentinoberfläche kommen

kann. Dadurch konnten Dentinhaftwerte indirekter Restaurationen gesteigert werden [74]. Viele Studien zeigten wesentlich bessere Haftwerte, wenn das Dentin ein „IDS“ erfahren hatte [58-60]. Wichtig zu erwähnen ist, dass bei der Analyse von Randspalten, die tiefer liegenden Haftverbunde am Dentin nicht analysiert werden können [35]. Dieser Aspekt bezieht sich vor allem auf das Aushärten der Zemente, daher sind duale Zemente immer sinnvoll [35]. Da jeder Kompositzement in seiner Zusammensetzung variiert, müssen allgemeine Haftungsmechanismen immer auch mit individuellen Produktkombinationen verglichen werden. Self-Etch ist nicht immer gleich Self-Etch, so dass manche Produkte es schaffen, eine bessere Haftung zu erzeugen, als andere es tun. Daher sind individuelle Produkttestungen an Zahnhartsubstanzen für jedes Material neu durchzuführen. Dies kann auch erklären, weshalb die Kompositzemente im Dentin so unterschiedlich abgeschnitten haben.

#### 6.2.5. Klärung der Hypothesen

- Die Randqualität von Keramikinlays nimmt mit veränderter Kastenbodenpräparation unter Erhalt einer dünnen Schmelzlamelle ab.

Diese Hypothese kann abgelehnt werden, denn Klebefugenqualitäten im Schmelz lassen sich als deutlich besser bewerten als Klebefugen im Dentin. Daher sollte eine Schmelzlamelle, auch wenn sie nur sehr dünn ist, immer erhalten bleiben.

- Die Randqualität von Keramikinlays variiert bei Verwendung unterschiedlicher Kompositzemente.

Ja, diese Hypothese wird angenommen, da die verschiedenen Kompositzemente grundsätzlich in ihrer Qualität und Zusammensetzung variieren und immer auf die Zahnschmelz abgestimmt werden müssen. Klebefugenqualitäten im Schmelz fallen mit den hier untersuchten Materialien deutlich besser aus, als Klebefugenqualitäten im Dentin.

- Die Vorbehandlung des Zahnes und der Keramik ist entscheidend für die Haftung des Inlays.

Ja, diese Hypothese wird angenommen, denn bei fehlerhafter Anwendung von Materialien, können die Klebequalitäten nicht ihr Maximum erreichen. Außerdem muss die vorliegende Substanz (Zahn oder Keramik) entsprechend vorbehandelt werden. Auf Grund der unterschiedlichen Haftwerte, Schmelz vs. Dentin, sollte eine entsprechende Vorbehandlung gut durchdacht sein. Die Auswahl des Produktes kann über Haftungsqualitäten entscheiden.

### **6.3. Schlussfolgerung und klinische Relevanz**

Aus den Ergebnissen lässt sich abschließend zusammenfassen, dass eine Vorbehandlung der Zahnschmelzsubstanz mit Etch-and-Rinse-Technik in Kombination mit dualhärtenden Kompositzementen bessere Randspaltergebnisse liefert, als eine alleinige Self-Etch-Technik der Kompositzemente. Außerdem liefern Klebefugen im Schmelzbereich deutlich bessere Haftwerte, als gleiche Versorgungen und Materialien im Dentin. Die eingeschlossene Zahnhartsubstanz hat also insgesamt einen deutlichen Einfluss auf die resultierende Qualität der Keramikinlays und der umliegenden Klebefuge. Ein gezielter negativer Einfluss der untersuchten Randqualität, bei veränderter Kastenbodenpräparation, unter Erhalt einer dünnen, äußeren Schmelzlamelle, kann ausgeschlossen werden. Vielmehr liefert ein Erhalt einer wenn auch dünnen Schmelzlamelle bessere Randspaltqualitäten, als Ränder im Dentin. Daher lässt sich zusammenfassen, dass die Präparation in diesem Versuch keinen negativen Einfluss auf die Qualität der Keramikinlays hatte, sie eher noch verbesserte. Zahnärzt:innen sollten daher nach Möglichkeit eine Schmelzbegrenzung bei der Präparation von Keramikteilchen anstreben.

In diesem Teilgebiet der Forschung sollten weitere Studien zur Verifizierung von Materialien und Präparationsformen erfolgen.

## 7. Zusammenfassung

### 7.1. Zusammenfassung Deutsch

#### 7.1.1. Ziel der Studie

Das Ziel dieser Dissertation war es, den Einfluss der approximalen Kastenbodenpräparation auf die Randqualität von Keramikinlays zu beleuchten. Hierbei sollte insbesondere genau begutachtet werden, ob der Erhalt einer äußeren, dünnen Schmelzlamelle einen gravierenden Einfluss auf die Langlebigkeit der Restauration hat, ob es zu Schmelzrisen oder Schwächungen der restlichen Zahnhartsubstanz kommt und ob man in einem solchen Fall das Entfernen einer solchen Schmelzlamelle bevorzugen sollte. Hierfür wurden zum einen die Ergebnisse des Versuches im Allgemeinen auf Schwächen in der Randqualität untersucht, zum anderen wurde auch eine Analyse bezüglich der unterschiedlichen Kompositzemente und deren Einfluss auf die Randqualität betrieben. Zum Einsatz gekommen sind Variolink® Esthetik DC (*Ivoclar Vivadent*), TheraCem® Ca (*Bisco*), Visalys® CemCore Komposit (*Kettenbach*) und Panavia™ SA Cement Universal (*Kuraray*). Die Ergebnisse wurden mit den Ergebnissen von gleichen Materialien mit Dentin-Begrenzung verglichen.

#### 7.1.2. Material und Methoden

Für diesen in-vitro-Versuch wurden 40 kariesfreie, humane Molaren nach geltenden Präparationsrichtlinien für Keramik mittels Diamanten mit einer 4 x 1,5 mm Slot-Präparation (MOD) versehen, wobei der mesiale Kastenboden approximal 2 mm oberhalb und der distale Kastenboden approximal 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze zu liegen kam. Anschließend wurde die Präparation mittels CAD/CAM-Technik zu Keramikinlays weiterverarbeitet (IPS e.max® CAD HT A1 (C14) (*Ivoclar Vivadent*)). Nach korrektem Einpassen und Politur der Keramikinlays wurden diese im Brennofen durch Kristallisationsbrand gebrannt. Vor dem Einsetzen der Inlays wurde in dem Kastenboden mit der kurzen Präparation (mesial) noch eine 2 x 2 mm breite Kuhle

nahe der Präparationsgrenze gebohrt, unter Erhalt einer äußeren dünnen Schmelzlamelle, welche im Kühlenbereich gänzlich ohne Kontakt zum Dentin lag. Die fertigen Inlays wurden mittels 5 %iger Flusssäure konditioniert und mit fünf verschiedenen Materialien und Techniken mit dem Zahn verklebt. Dafür wurden fünf randomisierte Gruppen mit je 8 Zähnen (n= 8) gebildet: 1. Variolink® Esthetic DC + Ätzel und Adhese® Universal am Zahn, 2. Variolink® Esthetic DC + Ätzel und Syntac® Classic am Zahn, 3. TheraCem® Ca, 4. Visalys® CemCore (mit Restorative Primer) + Visalys® Tooth Primer am Zahn, 5. Panavia™ SA. Alle Proben wurden einer thermischen (25.000 Zyklen bei 5°C und 55°C im Thermocycler) und einer mechanischen (1.000.000 Zyklen im Kausimulator) Belastungsprobe ausgesetzt, um die oralen Gegebenheiten zu simulieren. Es wurden Abformungen vor und nach Belastung genommen und als Epoxidharzreplika im Rasterelektronenmikroskop bei 200-facher Vergrößerung begutachtet.

### **7.1.3. Ergebnisse**

Die Ergebnisse zeigten, dass Syntac® Classic in Kombination mit Variolink® Esthetic DC die besten Ergebnisse liefert, die Klebefugenqualität im Schmelz und im Dentin betreffend. Sowohl Adhese® Universal + Variolink® Esthetic DC als auch Visalys® CemCore schnitten beide im Bereich der Klebefuge sehr gut ab, zeigten hinsichtlich der Haftung am Dentin aber Schwächen. Als mittelmäßig in Randqualität und Dentinhaftung ließ sich Panavia™ SA Cement Universal einstufen und deutlich die schwächsten Ergebnisse lieferte TheraCem® Ca in beiden Kategorien. Von einem negativen Einfluss durch die Präparation im approximalen Kastenboden, unter Erhalt einer dünnen, äußeren Schmelzlamelle, konnte abgesehen werden.

### **7.1.4. Schlussfolgerung**

Obliegt dem Behandler die Wahl, sollte ein Etch-and-Rinse-Verfahren einem reinen Self-Etch-Verfahren bei der adhäsiven Befestigung von Keramikrestorationen vorgezogen werden. Sofern ein Erhalt von Schmelz möglich ist, sollte dieser Erhalt der

Entfernung von Schmelz vorgezogen werden, da die Haftwerte an schmelzbegrenzten Klebefugen wesentlich besser ausfallen als an dentinbegrenzten Klebefugen.

## **7.2. Summary English**

### **7.2.1. Aim of the study**

The aim of this study was to evaluate the influence of different preparation regimens of the proximal box on marginal quality of ceramic inlays. In particular, it should be examined whether a remaining thin outer enamel remnant affects restoration quality. Therefore, a special focus was directed to enamel cracks or weakening of remaining tooth structures. For this purpose, the described preparation scenarios with or without enamel lamella were investigated using different luting composites: Variolink® Esthetik DC (*Ivoclar Vivadent*), TheraCem® Ca (*Bisco*), Visalys® CemCore composite (*Kettenbach*), and Panavia™ SA Cement Universal (*Kuraray*) were used. The results were compared with previous results of identical materials with margins below the cemento-enamel-junction.

### **7.2.2. Material and methods**

For this in vitro study, 40 caries-free human molars were prepared with a 4 x 1.5 mm MOD preparation using diamonds according to the applicable preparation guidelines for ceramics, with the mesial proximal box 2 mm above and the distal proximal box 2 mm below the cemento-enamel-junction. Subsequently, ceramic inlays using the CAD/CAM technique (IPS e.max® CAD HT A1 (C14) (*Ivoclar Vivadent*)) were manufactured. After correct fitting and polishing, the inlays received a crystallization firing. Before adhesive luting, a 2 x 2 mm wide cavity was cut in dentin of the box bottom with the short preparation (mesial) close to the preparation margin, preserving an outer thin enamel lamella. The finished inlays were etched using 5% hydrofluoric acid, silanated, and adhesively luted using five different materials and techniques. For this purpose, five randomized groups of 8 teeth each (n= 8) were formed: 1. Variolink® Esthetic DC + etching gel and Adhese® Universal on the tooth, 2. Variolink® Esthetic DC + etching gel and Syntac® Classic on the tooth, 3. TheraCem® Ca, 4. Visalys® CemCore



(with Restorative Primer) + Visalys® Tooth Primer on the tooth, 5. Panavia™ SA. All specimens were subjected to thermomechanical loading (25,000 cycles at 5°C and 55°C in a thermal cycler and mechanical loading of 1,000,000 cycles in a chewing simulator) to simulate occlusal stressing. Impressions were taken before and after loading and examined as epoxy resin replicas under a scanning electron microscope at 200x magnification.

### **7.2.3. Results**

The results showed that Syntac® Classic in combination with Variolink® Esthetic DC provided the best results in terms of marginal quality in enamel and dentin ( $p < 0.05$ ). Both Adhese® Universal + Variolink® Esthetic DC and Visalys® CemCore performed very well in the area of the adhesive interface, but showed weaknesses with regard to adhesion to dentin ( $p < 0.05$ ). Panavia™ SA Cement Universal was rated as mediocre in terms of marginal quality and dentin adhesion, and TheraCem® Ca clearly delivered the weakest results in both categories ( $p < 0.05$ ). A negative influence of the preparation in the proximal box base, with retention of a thin, outer enamel lamella, could be disregarded.

### **7.2.4. Conclusion**

If the practitioner has the choice, an etch-and-rinse procedure should be preferred to a purely self-etch procedure for the adhesive cementation of ceramic inlays. If it is possible to retain enamel, this retention should be preferred to the removal of enamel, since marginal quality to enamel is still considerably better than to dentin.

## 8. Literaturverzeichnis

1. **Ahlers MO, Mörig G, Blunck U, Hajtó J, Pröbster L, Frankenberger R.** *Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns.* Int J Comput Dent. 2009;12(4):309-25.
2. **Bajraktarova-Valjakova E, Grozdanov A, Guguvcevski L, et al.** *Acid etching as surface treatment method for luting of glass-ceramic restorations, part 1: acids, application protocol and etching effectiveness.* Open Access Maced J Med Sci. 2018;6:568-573.
3. **Beier U, Kapferer I, Burtscher D, Geisinger J, Dumfahrt H.** *Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth.* J Postodont. 2012;25:395-402.
4. **Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J, Sherrer SS, Lohbauer U.** *Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations.* J Dent Res. 2016;95:67-73.
5. **Belli R, Wendler M, Petschelt A, Lohbauer U.** *Mixed-mode fracture toughness of texturized LS2 glass-ceramics using the three-point bending with eccentric notch test.* Dent Mater. 2017;33:1473-1477.
6. **Belli R, Wendler M, Petschelt A, Lube T, Lohbauer U.** *Fracture toughness testing of biomedical ceramic-based materials using beams, plates and discs.* J Eur Ceram Soc. 2018;38:5533-5544.
7. **Bindl A, Mormann WH.** *Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations.* J Oral Rehabil. 2005;32:441-447.
8. **Bömicke W.** *Erfolgreiche adhäsive Befestigung von vollkeramischem Zahnersatz.* wissen kompakt. 2021;15(4):183-194.
9. **Bundeszahnärztekammer.** *Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) - Kurzfassung.* [https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/dms/Zusammenfassung\\_DMS\\_V.pdf](https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/dms/Zusammenfassung_DMS_V.pdf). 2016. Zugriff am: 25. Mai 2022.
10. **Buonocore MG.** *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.* J Dent Res. 1955;34:849-853.

11. **Bustamante-Hernández N, Montiel-Company JM, Bellot-Arcís C, Mañes-Ferrer JF, Solá-Ruíz MF, Agustín-Panadero R, et al.** *Clinical Behavior of Ceramic, Hybrid and Composite Onlays. A Systematic Review and Meta-Analysis.* International Journal of Environmental Research and Public Health. 2020;17(20):7582.
  
12. **Calamia J.** *Etched porcelain veneers: the current state of the art.* Quintessence International (Berlin, Germany : 1985) 1985;16(1):5-12.
  
13. **Campus J, Déjou J, Rémusat M.** *Factors influencing pulpal response to cavity restorations.* Dent Mater. 2000;16:432-440.
  
14. **Cappare P, Sannino G, Minoli M, Montemezzi P, Ferrini F.** *Conventional versus Digital Impressions for Full Arch Screw-Retained Maxillary Rehabilitations: A Randomized Clinical Trial.* International Journal of Environmental Research and Public Health. 2019;16(5):829.
  
15. **Cekic-Nagas I, Canay S, Sahin E.** *Bonding of resin core materials to lithium disilicate ceramics: the effect of resin cement film thickness.* Int J Prosthodont. 2010;23:469-471.
  
16. **Crim GA, Swartz ML, Phillips RW.** *Comparison of four thermocyclin techniques.* The Journal of Prosthetic Dentistry. 1985;53(1):50-53.
  
17. **Cuevas-Suárez CE, da Rosa WL, Lund RG, da Silva AF, Piva E.** *Bonding performance of universal Adhesives: An updated systematic review and meta-analysis.* J Adhes Dent. 2019;21(1):7-26.
  
18. **Cuevas-Suárez CE, de Oliveira da Rosa WL, Vitti RP, et al.** *Bonding strength of universal adhesives to indirect substrates: a meta-analysis of in vitro studies.* J Posthodont. 2020;29:298-308.
  
19. **da Rosa WL, Piva E, da Silva AF.** *Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis.* Journal of Dentistry. 2015;43:765-776.
  
20. **de Carvalho RLA, Kimpara ET, Bresciani E, Valera MC, de Melo RM.** *Effect of thermocycling aging on the flexural strength of feldspatic ceramic.* Brazilian Dental Science. 2018;21(3):315-319.

21. **DeLong R, Douglas WH.** *An artificial oral environment for testing dental materials.* IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1991;38(4):339-345.
22. **Dennerlein K, Kiesewetter F, Kilo S, Jäger T, Göen T, Korinth G, et al.** *Dermal absorption and skin damage following hydrofluoric acid exposure in an ex vivo human skin model.* Toxicol Lett. 2016;248:25-33.
23. **Eichner K, Kappert HF.** *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und Verarbeitung.* Stuttgart: Thieme Verlag; 2005 (8. unveränderte Auflage).
24. **Elsayed A, Younes F, Lehmann F, Kern M.** *Tensile bond strenght of socalled universal primers and universal multimode adhesives to zirconia and lithium disilicate ceramics.* J Adhes Dent. 2017;19:221-228.
25. **Fan J, Xu Y, Si L, Li X, Fu B, Hannig M.** *Long-term Clinical Performance of Composite Resin or Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis.* Oper Dent. 2021;46(1):25-44.
26. **Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP.** *Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health.* J Prosthet Dent. 1991;65:357-364.
27. **Ferraris F.** *Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and asthetics clinical protocol.* International Journal of Esthetic Dentistry. 2017;12(4):482-502.
28. **Fisher J, Varenne B, Narvaez D, Vickers C.** *The Minimata Convention and the phase down of dental amalgam.* Bull World Health Organ. 2018;96:436-438.
29. **Frankenberger R.** *Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg.* Balingen: Spitta Verlag GmbH & Co. KG; 2008.
30. **Frankenberger R, Dudek M-C, Winter J, Braun A, Krämer N, Stein-Lausnitz vM, et al.** *Amalgam alternatives critically evaluated: Effect of long-term thermomechanical loading on marginal quality, wear, and fracture behavior.* J Adhes Dent. 2020;22(1):107-116.
31. **Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A, et al.** *Adhäsive Befestigung neuer CAD/CAM-Materialien.* Int J Comput Dent. 2015;18(1):9-20.

32. **Frankenberger R, Hehn J, Hajtó J, et al.** *Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro.* Clinical Oral Investigations. 2013;17:177-183.
33. **Frankenberger R, Krämer N, Appelt A, Lohbauer U, Naumann M, Roggendorf MJ.** *Chairside vs. labside ceramic inlays: effect of temporary restoration and adhesive luting on enamel cracks and marginal integrity.* Dent Mater. 2011;27(9):892-898.
34. **Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A.** *Technique sensitivity of dentin bonding: Effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation.* Oper Dent. 2000;25:324-330.
35. **Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M.** *Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements.* Dent Mater. 2008;24(2):185-191.
36. **Frankenberger R, Mörig G, Blunck U, Hajtó J, Pröbster L, Ahlers MO.** *Präparationsregeln für Keramikinlays und -teilkronen.* Teamwork J Cont Dent Educ. 2007;6(10):86-92.
37. **Frankenberger R, Reinelt C, Krämer N.** *Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended class II cavities: 8-year results.* Clin Oral Investig. 2014;18:125-137.
38. **Frankenberger R, Reinelt C, Roggendorf MJ, Krämer N.** *Direkte oder indirekte Restaurationen im Seitenzahnbereich?* Quintessenz. 2010;61(5):575-579.
39. **Frankenberger R, Taschner M, Garcia-Godoy F, Petschelt A, Krämer N.** *Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years.* J Adhes Dent. 2008;10:393-398.
40. **Frankenberger R, Tay FR.** *Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations.* Dent Mater. 2005;21:397-412.
41. **Frankenberger R, Winter J, Schmalz G.** *Amalgam und Alternativen-Diskussionen zur Quecksilberreduktion in der Umwelt.* Bundesgesundheitsblatt 2021. 2021;64:847-855.

42. **Frankenberger R, Zeilinger I, Krech M, Mörig G, Naumann M, Braun A, et al.** *Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: adhesive vs non adhesive cusp stabilisation.* Dent Mater. 2015;31:1312-1320.
43. **Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D.** *Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service.* Clinical Oral Investigations. 2013;17:275-284.
44. **Gente M, Willamowski M.** *Zahnärztliche Werkstoffkunde:* Spitta Verlag; 2018. 328°S.
45. **Giannetopoulos S, van Noort R, Tsitrou E.** *Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems.* J Dent. 2010;38(12):980-986.
46. **Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM.** *Ultimate tensile strenght of tooth structures.* Dent Mater. 2004;20:322-329.
47. **Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al.** *Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies.* The Journal of Prosthetic Dentistry. 2019;121(4):590-597.e3.
48. **Gwinnett AJ, Matsui A.** *A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive.* Arch Oral Biol. 1967;12:1615-1620.
49. **Haller B, Häßner K, Moll K.** *Marginal adaption of dentin bonded ceramic inlays: effects of bonding systems and lutin restin composites.* Oper Dent. 2003;28(5):574-584.
50. **Hellwig E, Klimek J, Attin T.** *Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie.* 5. überarbeitete und erweiterte Auflage. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2010.
51. **Hikita K, Van Meerbeek B, de Munck J, et al.** *Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin.* Dent Mater. 2007;23:71-80.
52. **Hoffmann L, Keßler A, Künzelmann K-H.** *Three-body wear of luting composites and influence of the ACTA wheel material.* Dent Mater J. 2021;40(5):1226-1234.

53. **Hohmann A, Hielscher W.** *Lehrbuch der Zahntechnik: Band 3-  
Werstofftechnik*: Quintessenz Verlag; 2012 (5. vollständig überarbeitete und  
erweiterte Auflage).
54. **Kappert HF, Krah M.** *Keramiken- Eine Übersicht*. Quintessenz Zahntechnik.  
2001;27(6):668-704.
55. **Kelly JR.** *Ceramics in dentistry: Principles and practice*. Hanover Park:  
Quintessence Publishing. 2016.
56. **Kern M, Frankenberger R, Kohal RJ, Kunzelmann KH, Mehl A, Pospiech  
P, et al.** *Vollkeramik auf einen Blick*. 6. deutsche überarbeitete Auflage: AG  
Keramik, Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.; 2015.
57. **Komabayashi T, Ahn C, Zhang S, Zhu Q, Spangberg LSW.** *Chronologic  
comparison of root dentin moisture in extracted human teeth stored in formalin,  
sodium azide, and distilled water*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral  
Radiology, and Endodontology. 2009;108(1):50-54.
58. **Krämer N, Ebert J, Petschelt A, Frankenberger R.** *Ceramic inlays bonded  
with two adhesives after 4 years*. Dent Mater. 2006;22:13-21.
59. **Krämer N, Frankenberger R.** *Clinical performance of bonded leucite-  
reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years*. Dent Mater.  
2005;21:262-271.
60. **Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R.** *Adhesive luting of indirect  
restorations*. Am J Dent. 2000;13:60D-76D.
61. **Krämer N, Reichelt C, Richter G, Petschelt A, Frankenberger R.**  
*Nanohybrid vs. fine hybrid composite in Class II cavities: clinical results and margin  
analysis after four years*. Dent Mater. 2009;25:750-759.
62. **Krämer N, Taschner M, Lohbauer U, Petschelt A, Frankenberger R.**  
*Totally Bonded Ceramic Inlays and Onlays after Eight Years*. J Adhes Dent.  
2008;10:307-314.
63. **Krejci I, Lutz F.** *In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler  
Restorationssysteme*. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 1990;100:1445-1449.

64. **Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, et al.** *Quantitative in vivo wear of human enamel.* J Dent Res. 1989;68:1752-1754.
65. **Lehmann KM, Hellwig E, Wenz H-J.** *Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde.* 13. aktualisierte Auflage. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2015.
66. **Lohbauer U, Belli R, Wendler M.** *Einfluss der Politur auf die Festigkeit zahncarbener Dentalmaterialien.* Quintessenz Zahntechnik. 2018;44:1546-1559.
67. **Lohbauer U, Petschelt A, Greil P.** *Lifetime prediction of CAD/CAM dental ceramics.* J Biomed Mater Res. 2002;63:780-785.
68. **Loomans B, Opdam N, Attin T, Bartlett D, Edelhoff D, Frankenberger R, et al.** *Severe Tooth Wear: European Consensus Statement on Management Guidelines.* J Adhes Dent. 2017;19(2):111-119.
69. **Lopes GC, Perdigao J, Baptista D, Ballarin A.** *Does a self-etching ceramic primer improve bonding to lithium disilicate ceramics? Bond strengths and FE-SEM analyses.* Oper Dent. 2019;44:210-218.
70. **Lührs A-K.** *Adhäsive Befestigung moderner Dentalkeramiken.* Quintessenz Verlags-GmbH. 2018;69(3):252-260.
71. **Lung CYK, Matinlinna JP.** *Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview.* Dent Mater. 2012;28:476-477.
72. **Lyann SK, Takagaki T, Nikaido T, Uo M, Ikeda M, Sadr A, et al.** *Effect of different surface treatments on the tensile bond strength to lithium disilicate glass ceramics.* J Adhes Dent. 2018;20:261-268.
73. **Magne P, Belser U.** *Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure.* International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry. 2003;23(6):543-555.
74. **Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE.** *Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations.* The Journal of Prosthetic Dentistry. 2005;94:511-519.



75. **Malysa A, Wezgowiec J, Danel D, et al.** *Bond strenght of modern self-adhesive resin cements to human dentin and different CAD/CAM ceramics.* Acta of Bioengineering and Biomechanics. 2020;22(2):25-34.
76. **Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R.** *Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of permanent dentition.* Oper Dent. 2004;29:481-508.
77. **Maroulakos G, Thompson GA, Kontogiorgos ED.** *Effect of cement type on the clinical performance and complications of zirconia and lithium disilicate tooth-supported crowns: a systematic review.* J Prosthet Dent. 2019;121:754-765.
78. **Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M.** *The dentin substrate: structure and porperties related to bonding.* Journal of Dentistry. 1997;25(6):441-458.
79. **Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J.** *Taschenbuch der zahnärztlichen Werstoffkunde - Vom Defekt zur Restauration.* Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2008 (6. überarbeitete Auflage).
80. **Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JK.** *Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: a review.* Dent Mater. 2018;34:13-28.
81. **Maunula H, Hjerppe J, Lassila L, Narhi T.** *Optical properties and failure load of thin CAD/CAM ceramic veneers.* Eur J Prosthodont Restor Dent. 2017;25:86-92.
82. **Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H.** *Effect of pretrest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths.* J Prosthet Dent. 2010;104:92-97.
83. **Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M.** *Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin.* J Dent Res. 2008;87:974-979.
84. **Morimoto S, Rebello de Sampaio F, Braga M, Sesma N, Özcan M.** *Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: A systematic review and meta-analysis.* J Dent Res. 2016;95:985-994.

85. **Mörmann WH, Brandestini M.** *Cerec-System: computerized inlays, onlays and shell veneers.* Zahnärztliche Mitteilungen. 1987;77(21):2400-2405.
86. **Mortimer CE, Müller U.** *Chemie: Das Basiswissen der Chemie.* Stuttgart: Thieme Verlag; 2010 (10. Auflage).
87. **Naumova EA, Schiml F, Arnold WH, Piwowarczyk A.** *Marginal quality of ceramic inlays after three different instrumental cavity preparation methods of the proximal boxes.* Clin Oral Investig. 2019;23(2):793-803.
88. **Nomoto R, Asada M, McCabe J, et al.** *Light exposure required for optimum conversion of light activated resin systems.* Dent Mater. 2006;22:1135-1142.
89. **Oh WS, Delong R, Anusavice KJ.** *Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review.* J Prosthet Dent. 2002;87(4):451-9.
90. **Opdam N, Frankenberger R, Magne P.** *From 'Direct Versus Indirect' Toward an Integrated Restorative Concept in the Posterior Dentition.* Oper Dent. 2016;41(S7):27-34.
91. **Ottoni R, Marocho SMS, Griggs JA, Borba M.** *CAD/CAM versus 3D-printing/pressed lithium disilicate monolithic crowns: Adaptation and fatigue behavior.* Journal of Dentistry. 2022;123:104-181.
92. **Özcan M, Volpato CA.** *Surface conditioning protocol for the adhesion of resin-based materials to glassy matrix ceramics: How to condition and why?* J Adhes Dent. 2015;17:292-293.
93. **Palmer DS, Barco MT, Billy EJ.** *Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids.* J Prosthet Dent. 1992;67:325-327.
94. **Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskaja CB, Van Meerbeek B.** *Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials.* J Adhes Dent. 2016;18:289-302.
95. **Politano G, Van Meerbeek B, Peumans M.** *Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations.* J Adhes Dent. 2018;20:495-510.

96. **Pouyanfar H, Tabaii ES, Aghazadeh S, Nobari S, Imani MM.** *Microtensile Bond Strength of Composite to Enamel Using Universal Adhesive with/without Acid Etching Compared To Etch and Rinse and Self-Etch Bonding Agents.* Open Access Maced J Med Sci. 2018;6(11):2186-2192.
97. **Pröbster L, Groten M.** *Keramikinlays: Der konservative Ansatz.* Quintessenz Verlags-GmbH. 2010;61(5):597-605.
98. **Rauch A, Reich S, Dalchau L, Schierz O.** *Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns: 10-year results.* Clinical Oral Investigations. 2018;22:1763-1769.
99. **Rauch A, Reich S, Schierz O.** *Chair-side generated posterior monolithic lithium disilicate crowns: clinical survival after 6 years.* Clinical Oral Investigations. 2017;21:2083-2089.
100. **Reich S, Wichmann M, Lohbauer U.** *Vollkeramische Restaurationen- eine Übersicht.* Zahn Prax. 2005;25:213-219.
101. **Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS.** *Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors.* J Prosthet Dent. 2012;108(5):310-315.
102. **Rigolin FJ, Negreiros WM, Giannini M, et al.** *Effects of sandblasting and hydrofluoric acid etching on surface topography, flexural strength, modulus and bond strength of composite cement to ceramics.* J Adhes Dent. 2021;23:113-119.
103. **Roggendorf MJ, Kunzi K, Eber J, Roggendorf HC, Frankenberger R, Reich SM.** *Seven-year clinical performance of CEREC 2 all-ceramic CAD/CAM restorations places within deeply destroyed teeth.* Clin Oral Investig. 2012;16:1413-1424.
104. **Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G.** *Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures.* Dent Mater. 2006;22:176-182.
105. **Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Kolbeck C.** *Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics.* Clin Oral Investig. 2012;16:935-943.

106. **Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M.** *Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope.* Scanning Microscopy. 1988;3(1):147-159.
107. **Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, et al.** *Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review.* Braz oral res. 2017;31:e61.
108. **Sadowsky S.** *An overview of treatment considerations for esthetic restorations- a review of the literature.* J Prosthet Dent. 2006;96:433-442.
109. **Sagsoz O, Polat Sagsoz N.** *Chemical degradation of dental CAD/CAM materials.* Biomed Mater Eng. 2019;30:419-426.
110. **Saito T, Takamizawa T, Ishii R, Tsujimoto A, Hirokane E, Barkmeier WW, et al.** *Influence of application time on dentin bond performance in different etching modes of universal adhesives.* Oper Dent. 2020;45(2):183-195.
111. **Sauro S, Makeeva I, Faus-Matoses V, Foschi F, Giovarruscio M, Maciel Pires P, et al.** *Effects of ion-releasing restorative materials on the dentine bonding longevity of modern universal adhesives after load-cycle and prolonged artificial saliva aging.* Materials (Basel). 2019;12.
112. **Schmalz G, Hiller KA, Nunez LJ, Stoll J, Weis K.** *Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions.* J Endod. 2001;27:23-30.
113. **Schulz P, Johannson A, Arvidson K.** *A retrospective study of Mirage ceramic inlays over up to 9 years.* International Journal of Prosthodontics. 2003;16(5):510-514.
114. **Schwindling FS, Waldecker M, Rammelsberg P, Rues S, Bömicke W.** *Tooth substance removal for ceramic single crown materials- an in vitro comparison.* Clinical Oral Investigations. 2019;23:3359-3366.
115. **Seidel K, El-Sabbagh B, Brandt S, Güth J-F.** *Chance oder Risiko? Monolythische zahnfarbene Restaurationen- kritisch hinterfragt.* wissen kompakt. 2021;15(4):169-180.
116. **Serbena F, Mathias I, Foerster C, Zanotto E.** *Crystallization toughening of a model glass-ceramic.* Acta Mater. 2015;86:216-228.

117. **Silva DBD, Bruzi G, Schmitt BP, Filho AM, Andrada MAC.** *Influence of silanes on the stability of resin-ceramic bond strength.* Am J Dent. 2019;32:89-93.
118. **Silva NR, de Souza GM, Coelho PG, Stappert CF, Clark EA, Rekow ED, et al.** *Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system.* J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2008;84:117-123.
119. **Simonsen R, Calamia J.** *Tensile bond strength of etched porcelain.* J Dent Res 1983;62:297.
120. **Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström B-O, Tillberg A.** *Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: A retrospective study.* Int J Prosthodont. 1999;12:122-128.
121. **Smales RJ, Etemadi S.** *Survival of ceramic onlays placed with and without metal reinforcement.* J Prosthet Dent. 2004;91(6):548-553.
122. **Sriamporn T, Thamrongananskul N, Klaisiri A.** *The Effectiveness of Various Functional Monomers in Self-adhesive Resin Cements on Prosthetic Materials.* J Int Soc Prev Community Dent. 2022;12(3):332-335.
123. **Stoll R, Cappel I, Jablonski-Momeni A, Pieper K, Stachniss V.** *Survival of inlays and partial crowns made of IPS empress after a 10-year observation period and in relation to various treatment parameters.* Oper Dent. 2007;32:556-563.
124. **Südbeck JM, Jacker-Guhr S, Lührs A-K.** *Do different pretreatment methods influence the microtensile bond strength of composite cements to silicate ceramic? J Adhes Dent.* 2021;23(4):335-345.
125. **Taschner M, Krämer N, Lohbauer U, et al.** *Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study.* Dent Mater. 2012;28:535-540.
126. **Taschner M, Stirnweiss A, Frankenberger R, Krämer N, Galler KM, Maier E.** *Fourteen years clinical evaluation of leucite-reinforced ceramic inlays luted using two different adhesion strategies.* J Dent. 2022;123.
127. **Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, et al.** *Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials.* Dent Mater. 2014;30:147-162.

128. **Uludag B, Ozturk O, Ozturk AN.** *Microleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives.* J Prosthet Dent. 2009;102(4):235-241.
129. **Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A.** *Composite resin restoration and postoperative sensitivity: clinical follow-up in an undergraduate program.* J Dent. 2001;29:7-13.
130. **Van de Sande FH, Opdam NJ, Da Rosa Rodolpho PA, Correa MB, Demarco FF, Cenci MS.** *Patient risk factors' influence on survival of posterior composites.* J Dent Res. 2013;92:78-83.
131. **van den Breemer CR, Gresnigt MMM, Cune MS.** *Cementation of Glass-Ceramic Posterior Restorations: A Systematic Review.* Biomed Res Int. 2015;2015:1-16.
132. **Van Dijken JW, Hasselrot L.** *A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel-bonded pressed ceramic coverages.* Dent Mater. 2010;26(9):929-939.
133. **Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al.** *Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges.* Oper Dent. 2003;28:215-235.
134. **Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al.** *Technique-sensitivity of contemporary adhesives.* Dent Mater J. 2005;24:1-13.
135. **Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL.** *State of the art of self-etch adhesives.* Dent Mater. 2011;27:17-28.
136. **Veneziani M.** *Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique.* International Journal of Esthetic Dentistry. 2017;12(2):204-230.
137. **Veríssimo AH, Moura DMD, Tribst JPM, Araújo AMM, Leite FPP, Souza ROAE.** *Effect of hydrofluoric acid concentration and etching time on resin-bond strength to different glass ceramics.* Braz Oral Res. 2019;33:e041.

138. **Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U.** *Bonding performances of universal adhesives in different etching modes.* Journal of Dentistry. 2014;42:800-807.
139. **Wang X, Zhang Y, Ni L, You C, Ye C, Jiang R, et al.** *A review of treatment strategies for hydrofluoric acid burns: current status and future perspectives.* Burns. 2014;40:1447-1457.
140. **Wendler M, Belli R, Valladares D, Petschelt A, Lohbauer U.** *Chairside CAD/CAM materials. Part 3: Cyclic fatigue parameters and lifetime predictions.* Dent Mater. 2018;34:910-921.
141. **Williams VD, Svare CW.** *The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength.* Journal of Dental Research. 1985;64(2):151-154.
142. **Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Yoshida Y, Van Meerbeek B.** *Silane-coupling effect of a silane-containing self-adhesive composite cement.* Dent Mater. 2020;36(7):914-926.
143. **Zorzin JI.** *Selbstadhäsive Befestigungskomposite.* Quintessenz Verlags-GmbH. 2018;69(12):1462-1472.
144. **Zorzin JI, Lohbauer U.** *Materialien für adhäsive Teilkronen- Neue Optionen und klinische Anwendung.* Quintessenz Verlags-GmbH. 2021;72(4):348-356.

## 9. Anhang

### 9.1. Lebenslauf

### 9.2. Verzeichnis der akademischen Lehrenden

Meine akademischen Lehrenden waren in Marburg:

Althaus, Arweiler, Ausschill, Bette, Braun, Bremmer, Cetin, Dworschak, Eubel, Feuser, Frankenberger, Gente, Gloerfeld, Günther, Halaszovich, Hoch, Höffken, Jablonski-Momeni, Korbmacher-Steiner, Lill, Lotzmann, Mengel, Milani, Mittag, Moll, Neff, Neumüller, Richter, Roeßler, Roggendorf, Schütz, Suske, Westermann, Weber, Winter, Wissiniowski, Worzfeld, Wrocklage



### 9.3. Danksagung

Ich bedanke mich herzlich bei meinem Chef und Doktorvater Prof. Dr. Roland Frankenberger, für die Bereitstellung meines Dissertationsthemas, Ihre Expertise und Unterstützung und Ihre Zeit für mich, bei Ihrem stetig vollen Terminkalender. Sie sind mir ein großes Vorbild unter all den wissenschaftlichen Professoren und ich werde Sie gewiss nicht so einfach vergessen. Ich bedanke mich auch für die Organisation und Bereitstellung aller benutzten Materialien und der Gerätschaften in der Zahnklinik Marburg, ohne die ich meine Doktorarbeit nicht hätte durchführen können. Mein spezieller Dank gilt hierbei auch Frau P. Grimmelbein, für Ihre Unterstützung in allen laborchemischen Bereichen und der Hilfestellung zur Benutzung des Raster-Elektronen-Mikroskops. Ein liebevoller Dank geht auch an meine Kollegin und Ratgeberin Frau Dr. M-C. Dudek. Für die vielen Erklärungen zur Durchführung meines Versuches und die tolle Organisation bin ich von ganzem Herzen dankbar.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei allen Menschen bedanken, die mir stetig den Mut gemacht haben, meine Ziele zu verfolgen. Ohne die vielen guten Worte und liebevollen Gesten wäre ich heute nicht, wer ich bin. Besonders meiner Familie und meinem Lebenspartner Andre bin ich überaus dankbar.

#### 9.4. Ehrenwörtliche Erklärung

#### 9.5. Lot-Nummern

Material	Lot-Nummer
Adhese Universal [ <i>Ivoclar Vivadent</i> ]	Y16365
Variolink Esthetic DC warm [ <i>Ivoclar Vivadent</i> ]	Y13159
Syntac Classic [ <i>Ivoclar Vivadent</i> ]	U11712
TheraCem Ca [ <i>Bisco</i> ]	1900002209
Visalys CemCore [ <i>Kettenbach</i> ]	190131008
Visalys Tooth Primer [ <i>Kettenbach</i> ]	190041
Visalys Restorative Primer [ <i>Kettenbach</i> ]	190041
Panavia SA [ <i>Kuraray</i> ]	3U0001
Monobond Plus [ <i>Ivoclar Vivadent</i> ]	Y24458
Conditioner 36 [ <i>DeTrey</i> ]	2107000965
Ceramics Etch [ <i>Vita</i> ]	10360
Soflex mittel [ <i>3M Espe</i> ]	3947120
Soflex superfein [ <i>3M Espe</i> ]	4032702
Flexitime Easy Putty [ <i>Kulzer</i> ]	K010530
Flexitime Correct Flow [ <i>Kulzer</i> ]	K010121