

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Universität zu Köln  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
Direktorin: Universitätsprofessorin Dr. med. dent. Anja Liebermann

**Auswirkung intraoraler Flusssäureätzung von  
Glaskeramiken unter Einsatz unterschiedlicher  
Universaladhäsive auf den Haftverbund zwischen  
Keramik und Komposit als Reparaturversuch.**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Universität zu Köln

vorgelegt von  
Nicolai Geebelen  
aus Viersen

promoviert am 02. April 2025



Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Universitätsprofessor Dr. med. B. Braumann
2. Gutachterin: Privatdozentin Dr. med. C. Otto-Lambertz

## Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

Frau Dr. med. dent. Malin Janson  
Herrn Dr. med. dent. Axel Schulz

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die in dieser Arbeit angegebenen Experimente sind nach entsprechender Anleitung durch Herrn Dr. Franz-Josef Faber und Frau Dr. Malin Janson von mir selbst ausgeführt worden.

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 03.09.2024

Unterschrift: .....

## **Danksagung**

Zuerst möchte ich mich herzlichst bei Frau Prof. Dr. Anja Liebermann für die Überlassung meines Themas und die gute Betreuung zu Beginn meiner Doktorarbeit bedanken.

Mein Dank gilt zudem Frau Dr. Malin Janson für die ausgezeichnete Betreuung und den intensiven Austausch, den diese Arbeit erforderte.

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn Dr. Axel Schulz bedanken, der stets ein offenes Ohr für jedwede wissenschaftlichen und organisatorischen Fragestellungen hatte. Im Besonderen möchte ich ihm auch danken, für die guten Ratschläge und hilfreichen Anmerkungen, die zur Erstellung dieses Manuskriptes erforderlich waren.

Mein Dank gilt auch Herrn Dr. Franz-Josef Faber für die gute Zusammenarbeit und die hilfreichen Erklärungen bei der statistischen Auswertung meiner Ergebnisse. Zudem möchte ich Frau Susanne Knof danken, die mir bei Fragen zur Probenherstellung zur Seite gestanden hat.

Weiterhin möchte ich mich bei Stelios Nicolaou und Maximilian Czaja bedanken, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit fortwährend ermutigt und motiviert haben.

Mein größter Dank gilt meiner Familie und insbesondere meinen Eltern, die mich während meines gesamten Lebens tatkräftig unterstützt und gefördert haben.



# **Inhaltsverzeichnis**

|                                          |           |
|------------------------------------------|-----------|
| <b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</b>             | <b>7</b>  |
| <b>1. ZUSAMMENFASSUNG</b>                | <b>8</b>  |
| <b>2. EINLEITUNG</b>                     | <b>10</b> |
| 2.1. Übersicht Dentalkeramiken           | 10        |
| 2.2. Eigenschaften von Dentalkeramiken   | 11        |
| 2.3. Glaskeramiken                       | 12        |
| 2.4. CAD/CAM-Technologie                 | 13        |
| 2.5. Haftvermittler                      | 14        |
| 2.6. Komposite                           | 15        |
| 2.7. Keramikfrakturen                    | 16        |
| 2.8. Oberflächenbehandlung und Reparatur | 17        |
| 2.9. Fragestellungen und Ziel der Arbeit | 19        |
| <b>3. MATERIAL UND METHODEN</b>          | <b>20</b> |
| 3.1. Keramiken                           | 20        |
| 3.2. Universaladhäsive                   | 21        |
| 3.3. Kompositmaterial                    | 28        |
| 3.4. Alterungsprozess                    | 30        |
| 3.5. Scherfestigkeitsprüfung             | 31        |
| 3.6. Versuchsaufbau                      | 31        |
| 3.7. Studiendesign                       | 36        |
| 3.8. Statistische Auswertung             | 37        |
| <b>4. ERGEBNISSE</b>                     | <b>38</b> |

|               |                                  |           |
|---------------|----------------------------------|-----------|
| <b>4.1.</b>   | <b>Test auf Normalverteilung</b> | <b>38</b> |
| <b>4.2.</b>   | <b>Deskriptive Statistik</b>     | <b>39</b> |
| <b>4.3.</b>   | <b>Kruskal-Wallis Test</b>       | <b>40</b> |
| <b>4.4.</b>   | <b>Bruchflächenanalyse</b>       | <b>44</b> |
| <b>5.</b>     | <b>DISKUSSION</b>                | <b>47</b> |
| <b>5.1.</b>   | <b>Material und Methode</b>      | <b>47</b> |
| <b>5.1.1.</b> | <b>Keramiken</b>                 | <b>47</b> |
| <b>5.1.2.</b> | <b>Universaladhäsive</b>         | <b>47</b> |
| <b>5.1.3.</b> | <b>Probenherstellung</b>         | <b>48</b> |
| <b>5.2.</b>   | <b>Auswertung der Ergebnisse</b> | <b>49</b> |
| <b>5.3.</b>   | <b>Schlussfolgerungen</b>        | <b>55</b> |
| <b>6.</b>     | <b>LITERATURVERZEICHNIS</b>      | <b>56</b> |
| <b>7.</b>     | <b>ANHANG</b>                    | <b>62</b> |
| <b>7.1.</b>   | <b>Abbildungsverzeichnis</b>     | <b>62</b> |
| <b>7.2.</b>   | <b>Tabellenverzeichnis</b>       | <b>62</b> |
| <b>7.3.</b>   | <b>Formelverzeichnis</b>         | <b>63</b> |

## Abkürzungsverzeichnis

|                                   |                                                |
|-----------------------------------|------------------------------------------------|
| °C                                | Grad Celsius                                   |
| µm                                | Mikrometer                                     |
| 2mm                               | Millimeter                                     |
| 4-META                            | 4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid           |
| A                                 | Fläche                                         |
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>    | Aluminiumoxid                                  |
| Bis-GMA                           | Bisphenol-Glycidylmethacrylat                  |
| bzw.                              | beziehungsweise                                |
| CAD                               | Computer Aided Design                          |
| CAM                               | Computer Aided Manufacturing                   |
| cm <sup>2</sup>                   | Quadratcentimeter                              |
| CUB                               | Clearfil Universal Bond Quick®                 |
| DIN                               | Deutsches Institut für Normung                 |
| EN                                | Europäische Norm                               |
| et al.                            | et altera                                      |
| F                                 | Kraft                                          |
| H <sub>2</sub> O                  | Wasser/Dihydrogenoxid                          |
| HEMA                              | Hydroxyethylmethacrylat                        |
| HT                                | High Translucency                              |
| HV                                | High Viscosity                                 |
| IBU                               | iBond Universal Bond®                          |
| ISO                               | International Organization for Standardization |
| kN                                | Kilonewton                                     |
| LT                                | Low Translucency                               |
| LV                                | Low Viscosity                                  |
| MBP                               | Monobond Plus®                                 |
| MDP                               | 10-MethacryloyloxyDecyldihydrogenPhosphat      |
| Mg-Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> | Magnesium-Aluminiumoxid                        |
| Min                               | Minute                                         |
| mm                                | Millimeter                                     |
| MPa                               | Megapascal                                     |
| mW                                | Milliwatt                                      |
| N                                 | Newton                                         |
| nm                                | Nanometer                                      |
| p                                 | Druck                                          |
| PBA                               | Prime&Bond active®                             |
| s                                 | Sekunde                                        |
| SBP                               | Scotchbond™ Univesal Plus                      |
| SBU                               | Scotchbond™ Universal                          |
| STL                               | Standard Transformation Language               |
| TEGDMA                            | Triethylenglycoldimethacrylat                  |
| TiO <sub>2</sub>                  | Titanoxid                                      |
| UDMA                              | Urethandimethacrylat                           |
| UV                                | Ultraviolett                                   |
| W                                 | Watt                                           |
| z.B.                              | zum Beispiel                                   |
| ZrO <sub>2</sub>                  | Zirkonoxid                                     |

## 1. Zusammenfassung

Durch den technologischen Fortschritt sind der Anspruch und die Erwartungshaltung von Behandlern und Patienten vor allem in Bezug auf Frontzahnrestaurationen gestiegen.

Neben Frontzahnrestaurationen mit metallischem Grundkern als indirekte Restaurationen, haben sich vollkeramische Versorgungen als bewährte Alternative durchgesetzt<sup>1</sup>. In einer immer schnelleren und digital-voranschreitenden Welt, hat sich speziell für die vollkeramischen Versorgungen die CAD/CAM-Technologie etabliert. Mittels spezialisierter 3D-Software werden virtuell beispielsweise Kronen konstruiert und anschließend aus vorgefertigten Keramikblöcken von computergesteuerten Fräsanlagen herausgefräst, sodass der Workflow rein digital ablaufen kann. Die vorgefertigten Blöcke gibt es in unterschiedlichen Keramiken wie Zirkonoxid, Lithium-Disilikat-Keramik oder leuzit-/zirkonverstärkte Glaskeramik.

Trotz aller technologischen und wissenschaftlichen Fortschritte weisen vollkeramische Restaurationen Schwachstellen auf. Als häufigste Komplikationen treten Frakturen und Chipping auf, bei denen ein Teil der Keramik abplatzt<sup>2</sup>. Je nach Ausmaß dieser Abplatzungen muss entschieden werden, ob ein Reparaturversuch möglich oder ein kompletter Versorgungsaustausch notwendig ist. Gerade in der heutigen Zeit geraten aufgrund von minimalinvasiven Behandlungsaspekten, Reparaturversuche immer mehr in den Fokus.

Ziel dieser Arbeit war es, den Haftverbund zwischen Keramik und Komposit mittels intraoral zugelassener Flusssäure in Kombination mit verschiedenen Universaladhäsivsystemen zu untersuchen. Um ein möglichst großes Spektrum des Marktes abzubilden, wurden drei verschiedene Keramiken mit sechs unterschiedlichen Universaladhäsiven kombiniert, sodass 18 Versuchsgruppen mit n=15 Prüfkörpern ausgewertet wurden. Bei der Auswertung wurden die Proben auf den Haftverbund zwischen Keramik und Komposit geprüft.

Zur möglichen Aussage für eine klinische Verwertbarkeit wurde der in der DIN EN ISO 10477 vorgeschriebene Wert von 5 MPa genutzt.

Fünf Gruppen konnten den geforderten Wert von 5 MPa bei mindestens 80% der Proben einer Versuchsgruppe erzielen. Das IPS Empress® CAD + CUB erzielte dabei den höchsten Medianwert von 26,69 MPa. Die weiteren Ergebnisse waren wie folgt: IPS Empress® CAD + MBP (26,08 MPa), + PBA (18,39 MPa), + SBP (15,38 MPa) sowie IPS e.max® CAD + CUB (6,98 MPa).

Die statistische Auswertung konnte zeigen, dass innerhalb der Gruppen sowie der Keramiken und Universaladhäsive signifikante Unterschiede auftraten. Die Gruppen des IPS Empress® CAD + CUB/MBP zeigten signifikant höhere Haftwerte als die übrigen Gruppen. Innerhalb der verschiedenen Keramiken war festzustellen, dass das IPS Empress® CAD signifikant bessere Haftwerte generierte als das IPS e.max® CAD und das Cerec Tessera™. Zudem wies das Clearfil Universal Bond Quick® die signifikant höchsten Haftwerte bei allen Keramiken auf.

Nach den Scherversuchen fand die mikroskopische Auswertung statt. Dabei wurden die Bruchflächen auf adhäsive bzw. kohäsive Muster untersucht. Es konnte festgestellt werden, dass ein höherer Haftwert mit überwiegend kohäsiven Brüchen verbunden war. Das kohäsive Bruchmuster ist ein Hinweis auf den guten adhäsiven Verbund, den die Flusssäure in Verbindung mit dem Universaladhäsiv erzeugt hat.

Abschließend ist festzuhalten, dass im Rahmen dieses Studiendesigns das IPS Empress® CAD die höchsten Werte erzielen konnte. Die verwendete Flusssäure lässt sich in den aufgezeigten Kombinationen für eine mögliche klinische Verwertbarkeit nutzen. Dieser Nutzen muss durch weitere Untersuchungen verifiziert werden. Zu beachten gilt, dass in dieser Studie die sehr feine Politur der Oberflächenqualität einer unbeschädigten Krone sehr nahekommt, wohingegen die Bruchflächen bei einer Fraktur eine höhere Rauigkeit aufweisen können, die sich positiv auf die Retention des Reparaturmaterials auswirken könnte.

## 2. Einleitung

### 2.1. Übersicht Dentalkeramiken

Die Verwendung von Keramiken als anorganischer Werkstoff in der Zahnheilkunde wurde schon im 18. Jahrhundert vom bekannten französischen Zahnarzt Pierre Fauchard in seinem Buch „Tractat von den Zähnen“ beschrieben. Mit der Zeit entwickelten sich die Keramiken und deren Techniken, sodass neben Verblendkeramiken mit metallischem Gerüst die Vollkeramiken entstanden <sup>3</sup>. Diese bestehen aus rein anorganischen Bestandteilen wie Metalloxiden, Boriden, Karbiden und Nitriden <sup>4</sup>.

Dentalkeramiken lassen sich anhand ihrer Basis klassifizieren, bei der zwischen Gläsern, Glaskeramiken, glasinfiltrierten Oxidkeramiken und Oxidkeramiken unterschieden wird <sup>5,6</sup>. Generell unterscheidet man zwischen Glas und Keramik. Glas besteht aus ungeordneten, amorphen Siliziumoxid-Tetraedern, wohingegen Keramiken kristalline Strukturen aufweisen. Glaskeramiken besitzen einerseits eine amorphe Glasphase, andererseits können durch einen Kristallisationsprozess, der durch eine Temperaturbehandlung stattfindet, kristalline Phasen entstehen <sup>5</sup>. Der Kristallisationsprozess ist in zwei Phasen unterteilt: einer Keimbildungs- und einer Kristallisationsphase. Als Keimbildner können beispielsweise Titanoxid ( $\text{TiO}_2$ ) oder Zirkonoxid ( $\text{ZrO}_2$ ) fungieren <sup>5</sup>. Als Synonym für Glaskeramiken findet man den Begriff der Feldspatkeramik, jedoch mit Feldspat als Rohstoff und nicht als Phase. Neben Feldspat als größten Anteil, bestehen Glaskeramiken aus Kaolin und Quarz <sup>7,8</sup>.

Eine weitere Möglichkeit der Klassifikation ist die Einteilung nach Verarbeitung wie Schlicker-/Schicht- oder Pulvertechnik, Presskeramik oder CAD/CAM-Verfahren <sup>5</sup>.

In den meisten Fällen werden die Keramiken jedoch anhand ihrer Basis unterteilt. Wie in Tabelle 1 veranschaulicht, werden Glaskeramiken in Leuzite und Lithium-Silikate aufgeteilt. Die glasinfiltrierten Keramiken werden durch zum Beispiel Zirkonoxid, Aluminiumoxid oder Magnesium-Aluminiumoxid verstärkt und dementsprechend unterteilt.

Bei den Oxidkeramiken unterscheidet man zwischen Zirkonoxid-, Aluminiumoxid- und Zirkon-Aluminiumoxid-Keramik als Mischoxid-Keramik <sup>5</sup>.

| Glaskeramiken                                                                         | Glasinfiltrierte Keramiken                                                                                                                                                                                              | Oxidkeramiken                                                                                                                                                                                                                            |
|---------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <ul style="list-style-type: none"> <li>Leuzit</li> <li>Lithium-(X)-Silikat</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>Aluminiumoxid <math>\text{Al}_2\text{O}_3</math></li> <li>Zirkonoxid <math>\text{ZrO}_2</math></li> <li>Magnesium-Aluminiumoxid <math>\text{Mg-Al}_2\text{O}_3</math></li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>Aluminiumoxid <math>\text{Al}_2\text{O}_3</math></li> <li>Zirkonoxid <math>\text{ZrO}_2</math></li> <li>Zirkon-Aluminiumoxid <math>\text{ZrO}_2/\text{Al}_2\text{O}_3</math>-Mischoxid</li> </ul> |

Tabelle 1: Übersicht Dentalkeramiken

## **2.2. Eigenschaften von Dentalkeramiken**

Keramiken können aufgrund ihrer vielfältigen Eigenschaften wie Transluzenz, Transparenz, Fluoreszenz und Stabilität eingesetzt werden, um die Zahnhartsubstanz zu imitieren und bei Bedarf zu ersetzen. Die Farbgebung und die damit einhergehende Ästhetik ist, je nach Anforderung ob Front- oder Seitenzahngebiet, sehr anspruchsvoll. Glaskeramiken werden wegen ihrer höheren Ästhetik meist für Frontzahnrestaurationen genutzt, wohingegen im Seitenzahnbereich Oxidkeramiken aufgrund ihrer höheren Stabilität verwendet werden <sup>9</sup>.

Eine weitere wichtige Eigenschaft von Dentalkeramiken ist deren Biokompatibilität <sup>10</sup>. Das bedeutet, dass keinerlei biologische oder chemische Wechselwirkungen zwischen den Materialien und dem menschlichen Körper entstehen. Dentalkeramiken sind zudem im sauren Milieu der Mundhöhle nicht löslich, enthalten keine Allergene und sind sehr korrosionsbeständig <sup>5</sup>. Dies wird auch als bioinert bezeichnet. Dadurch, dass bei vollkeramischen Restaurationen keine Metalllegierungen zum Einsatz kommen, können keine galvanischen Zellen entstehen und metallische Ionen werden nicht gelöst, die unter Umständen zur Irritation der Mundschleimhaut führen können<sup>11,12</sup>.

Sowohl Oxid- als auch Glaskeramiken werden in der Literatur als biokompatibel beschrieben <sup>13,14</sup>. Glaskeramiken werden aufgrund dieser Eigenschaft nicht nur in der Zahn-, sondern auch in vielen Fächern der Humanmedizin eingesetzt <sup>15,16</sup>.

Die Möglichkeit, dass Keramiken gut poliert werden können, wirkt sich positiv auf die Plaqueakkumulation und die Reinigungsfähigkeit aus, da glatte Oberflächen weniger Anlagerungsfläche für den oralen Biofilm bieten <sup>17,18</sup>. Somit ist es möglich, dass Keramikversorgungen gut gereinigt werden können. Je rauer die Oberfläche, desto schneller kann sich der Biofilm auch auf Keramiken anlagern <sup>19</sup>. Da eine intakte Oberfläche durch Frakturen geschädigt werden kann, sollten diese Schäden behoben werden, damit den Bakterien keine zusätzliche Möglichkeit der Akkumulation gegeben wird.

### 2.3. Glaskeramiken

Glaskeramiken kommen vor allem im ästhetisch relevanten Frontzahnbereich zum Einsatz. Sie besitzen eine hohe Transluzenz, eine geringe Wärmeleitfähigkeit und sind sowohl mechanisch als auch biochemisch stabil<sup>14</sup>. Im Vergleich zu Oxidkeramiken, wie beispielsweise Zirkonoxid, konnte gezeigt werden, dass Glaskeramiken eine deutlich höhere Transluzenz besitzen<sup>20</sup>. Da die Transluzenz maßgebend für die Ästhetik ist, sind Glaskeramiken für anspruchsvolle ästhetische Arbeiten geeigneter als Oxidkeramiken<sup>20,21</sup>. Typische Indikationen für Glaskeramiken sind die Verblendung von Gerüsten und die Herstellung vollkeramischer Einzelzahnrestaurationen, wie Kronen und Teilkronen, Veneers, Inlays und Onlays. In einigen Fällen können sogar dreigliedrige Brücken bis hin zum zweiten Prämolaren angefertigt werden, wobei immer die Zulassung durch den Hersteller zu beachten ist.

Zur Herstellung glaskeramischer Restaurationen eignen sich das Pressverfahren und die CAD/CAM-Technologie, welche später ausführlicher erläutert wird.

Da in dieser Studie leuzitverstärkte und Lithiumdisilikat-Keramiken verwendet werden, werden diese genauer beleuchtet.

Glaskeramiken werden als solche bezeichnet, da ihr Hauptbestandteil eine Glasphase ist, die als Grundlage für kristalline Phasen dient<sup>22</sup>. Leuzit wird als kristalline Phase in der leuzitverstärkten Keramik eingelagert, um die Festigkeit zu erhöhen. In der Lithiumdisilikat-Keramik enthält die Glasphase plättchenförmige Schichtsilikate, die wiederum die Festigkeit erhöhen. Diese Schichtsilikate liegen als Lithiumdisilikat- oder Lithiumorthophosphatkristalle vor<sup>23</sup>. Dadurch, dass in Lithiumdisilikatkeramiken eine ausgeprägtere kristalline Struktur vorliegt, ist ihre Festigkeit deutlich höher als bei leuzitverstärkten Glaskeramiken<sup>24,25</sup>.

Ein wichtiges Maß in der Werkstoffkunde ist die Biegefestigkeit, die die Belastbarkeit eines Werkstoffes beschreibt. Diese gibt an, wie viel Kraft benötigt wird bis es zum vollständigen Bruch des Prüfkörpers kommt. Diese Kraft ist abhängig von der Geometrie des Prüfkörpers und vom Aufbau der Prüfeinrichtung<sup>26</sup>. Die Biegefestigkeit liegt bei Glaskeramiken zwischen 50-400 MPa. Die unterschiedlichen Biegefestigkeiten können als definierende Größe für den Anwendungsbereich und die Befestigungsmöglichkeiten festsitzender Versorgungen gewählt werden<sup>9</sup>. In der Norm für Keramische Werkstoffe (DIN EN ISO 6872:2019) sind diese Größen festgehalten. Für eine adhäsiv befestigte Einzelkrone muss eine Keramik eine Biegefestigkeit von mindestens 100 MPa aufweisen. Für die oben genannten Indikationen von Glaskeramiken wird mitunter ein Wert von mehr als 300 MPa benötigt<sup>9</sup>, vor allem bei Brücken im Prämolarenbereich, da dort durch die Kaukraft mehr Stabilität erfordert wird. Als Vergleich hierzu müssen Keramiken bei bis zu dreigliedrigen Restaurationen im Seitenzahnbereich eine Biegefestigkeit von mindestens 500 MPa und bei mehr als dreigliedriger Ausdehnung mindestens von 800 MPa aufweisen<sup>9</sup>.

## 2.4. CAD/CAM-Technologie

Ihren Ursprung hat die CAD/CAM-Technologie im Maschinenbau und bedeutet Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing. Sie dient dazu dreidimensionale Werkstücke computergestützt zu modellieren und dann automatisiert durch computergesteuerte Werkzeuge herzustellen. Durch die Automatisierung können Prozesse gleichzeitig und somit schneller ablaufen, was schlussendlich eine Beschleunigung von technischen Mechanismen mit sich bringt. Allgemein, wie auch in der Dentalbranche, lassen sich dadurch Zeit und Kosten bei gleichbleibender Qualität einsparen <sup>27,28</sup>. Die ersten CAD/CAM gefrästen Einzelkronen wurden 1985 hergestellt <sup>29,30</sup>. Mit CEREC® kam Ende der 1980er das erste Chairside-System auf den Markt mit dem man CAD/CAM Kronen und Inlays computergeführt herstellen konnte<sup>31</sup>. Im Laufe der Zeit haben sich die Systeme stetig weiterentwickelt. Im Vergleich zum industriellen CAD/CAM-Verfahren, in dem Werkstücke standardisiert hergestellt werden, werden aus zahntechnischer Sicht patientenbezogene, individuelle Einzelstücke hergestellt. In der dentalen CAD/CAM-Technologie können verschiedene Materialien wie Metalle, harzbasierte Werkstücke oder Keramikrohlinge zum Einsatz kommen <sup>32</sup>.

In der Zahnmedizin bedeutet der Begriff CAD, dass die Restaurationen mittels Gestaltungsprogrammen am Computer konstruiert werden. Meist werden konfektionierte Keramikrohlinge in eine Fräse eingespannt und dann mittels CAM automatisiert gefräst. Dabei kann unterschieden werden, ob der Workflow rein digital verläuft oder nur zum Teil. Das bedeutet, dass bei einem digitalen Workflow die Abdrucknahme nicht mehr analog, sondern mittels Intraoralscanner erfolgt. Dieser verpackt den 3D-Scan der Mundsituation in eine Datei, die meist als Standard Transformation Language (STL)-Format vorliegt <sup>33</sup> und dann weiterverarbeitet werden kann. Entweder kann die Datei im Chairside-Verfahren verarbeitet werden, sodass der Zahnersatz meist in einer Sitzung in der Praxis hergestellt wird <sup>32</sup>. Andernfalls kann die Datei von einem zahntechnischen Labor weiterverarbeitet werden <sup>32</sup>.

Der digitale Workflow konnte in den letzten Jahren durch den Fortschritt der Datenverarbeitung und der Prozesstechnik optimiert werden <sup>34</sup>. Durch die Individualität des Werkstückes sind die Anforderungen an die Passgenauigkeit hoch und die Ästhetik und Funktionalität stehen zusätzlich im Vordergrund der Arbeit <sup>35,36</sup>. Durch die stetige Verbesserung der CAD/CAM-Technologie werden in Zukunft die zahntechnische Labortätigkeiten digitaler und analoger Verfahren mit der Zeit rationalisiert <sup>32</sup>. Schon heute ist der Fortschritt bemerkbar, da nicht nur Einzelkronen, sondern auch komplexere Situationen mit CAD/CAM gefertigten Restaurationen versorgt werden können <sup>37</sup>.

## 2.5. Haftvermittler

Damit ein stabiler Verbund zwischen Kunststoffen und Zahnhartsubstanz, Metallen oder Keramiken entstehen kann, werden Haftvermittler benötigt. Die ersten Versuche zum Verbund von Komposit mit Zähnen wurden in den 1950er Jahren von Buonocore unternommen <sup>38</sup>. Mit der Zeit entstanden unterschiedliche Adhäsivsysteme, die sich in sieben Generationen unterteilen lassen.

Die erste Generation versuchte über beigemischte bipolare Moleküle den Haftverbund zu generieren. Da die Hydrolyseanfälligkeit jedoch sehr hoch war, konnte keine langanhaltende Stabilität erzielt werden. In der zweiten Generation wurde diese Anfälligkeit durch die Zugabe von Bis-GMA verbessert, jedoch ohne signifikanten Anwendungserfolg. Die Neuerung der dritten Generation war die Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz, bei der versucht wurde über saure Primer einen mikroretentiven Haftverbund herzustellen. Die vierte Generation führte das sogenannte Total-Etch-Verfahren ein, bei dem, anders als in der dritten Generation, nur noch ein saurer Primer für Schmelz und Dentin eingesetzt wurde. In der fünften Generation wurde die Verarbeitungszeit verbessert, indem Primer und Adhäsiv nicht mehr einzeln aufgetragen werden, sondern als One-Bottle-System geführt werden. Systeme der sechsten Generation werden als selbstkonditionierende Adhäsive zusammengefasst, da die Total-Etch-Konditionierung mit Primer und Adhäsiv in zwei Flüssigkeiten aufgeteilt wird, sodass der säurehaltige Primer vor dem hydrophoben Adhäsiv aufgetragen wird. Die siebte Generation sind sogenannte All-In-One-Adhäsive. Hierbei liegen der Primer und das Adhäsiv in einer Lösung vor. Aus dieser Generation entwickelten sich die Universaladhäsive, die mit allen Ätztechniken, Restaurationsarten und Befestigungsmaterialien kombinierbar sind.

Die oben genannten Universaladhäsive können auch genutzt werden, um Keramikfrakturen mittels Kunststoffs zu reparieren. Oftmals ist Universaladhäsiven das Monomer MDP beigefügt, welches für einen besseren Verbund zwischen Kunststoff und Zahnhartsubstanz <sup>39</sup>, aber auch zwischen Kunststoff und Keramik sorgt <sup>40,41</sup>. Der Vorteil des MDPs ist, dass es amphiphil ist. Der hydrophobe Methacrylatanteil bindet chemisch das Komposit und der hydrophile Phosphatrest kann über ionische Bindung an Kalzium unter Bildung von Kalzium-Phosphat-Salzen an Zahnhartsubstanzen, Metallen und Keramiken binden <sup>42-45</sup>. Das lange Kohlenstoffgerüst hat einen hydrophoben Charakter, welcher sich positiv auf die Hydrolyseanfälligkeit und die Haltbarkeit auswirkt <sup>43,46</sup>.

In Verbindung mit Silan kann MDP als Haftvermittler bei Keramiken eingesetzt werden. Das Fließverhalten unterstützt die Möglichkeit Verbindungen zwischen Zahn und Keramik oder zwischen Komposit und Keramik zu bilden <sup>40,41</sup>. Des Weiteren senkt MDP den pH-Wert des umliegenden Milieus, woraus eine bessere Haftung besonders bei Lithium-Disilikat-Keramiken resultiert <sup>47</sup>. Durch die oben genannten Eigenschaften des MDP gilt es in dieser Studie zu prüfen, ob es sich positiv auf die Verbundfestigkeit bei Keramikreparaturen auswirkt.

## 2.6. Komposite

Komposite werden im klassischen Sinn als plastische, zahnfarbene Füllstoffe eingesetzt, die je nach System chemisch aushärten oder mit Licht polymerisiert werden. Durch ihre Verformbarkeit haben sie keine höheren Ansprüche an die Kavität, sodass sie sich für minimalinvasive Techniken eignen.

Komposite werden in der Zahnmedizin als Werkstoffe mit mindestens zwei verschiedenen charakteristischen Phasen definiert. In der Regel bestehen diese Phasen aus einer organischen Matrix, einer dispersen Phase aus anorganischen Füllkörpern und einer Verbundphase <sup>48,49</sup>. Diese Füllkörper können zudem mit einem Silan vorbehandelt sein, um einen Verbund mit der Matrix herstellen zu können <sup>50</sup>. Durch die dadurch entstehenden chemischen Verbindungen wird die mechanische Eigenschaft eines Komposits verbessert <sup>51</sup>. Zu den Füllkörpern gehören beispielsweise Quarze, Keramiken, Gläser oder Zirkonoxid. Die Füllkörper können anhand ihrer Größe unterteilt werden. Man unterscheidet zwischen Mega- (>100µm), Makro- (10-100µm), Midi- (1-10µm), Mini- (0,1-1 µm), Mikro (0,01-0,1µm) und Nanofüller (0,005-0,01µm). Große Füllkörper besitzen eine hohe mechanische Belastbarkeit, lassen sich jedoch nicht ausreichend polieren, sodass Plaqueakkumulation und Abrasion verstärkt auftreten <sup>48,52</sup>. Durch den technologischen Fortschritt konnten die Füllstoffe immer kleiner gemahlen werden. Kleine Füllkörper sind im Gegensatz zu den großen gut polierbar, jedoch weniger stabil. Um die Vorteile der unterschiedlichen Füllgrößen zu nutzen, wurden Hybridkomposite entwickelt <sup>48</sup>. Der Anteil der Füllkörper verändert die Verarbeitung, je höher deren Anteil ist, umso visköser ist das Komposit <sup>50</sup>. Um einer Polymerisationsschrumpfung und dem Wärmedehnungskoeffizienten entgegenzuwirken, können die Füllkörper in verschiedener Zusammensetzung hinsichtlich ihrer Größe eingesetzt werden <sup>53</sup>.

Die organische Matrix besteht aus Monomeren, in den meisten Fällen aus Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA), ein Reaktionsprodukt aus Epoxidharz und Methacrylat. Weitere Basismonomere sind UDMA oder TEGDMA, die verschiedene Viskositäten aufweisen. Die physikalischen Eigenschaften eines Komposits, wie beispielsweise das Elastizitätsmodul oder die Biegefestigkeit, sind abhängig vom Mischungsverhältnis der unterschiedlichen Basismonomere <sup>54</sup>. Hinzu kommen Initiatoren, Stabilisatoren und andere Additive <sup>48</sup>. Die Initiatoren dienen dazu den Härtungsvorgang, meist durch Lichthärtung, zu beginnen, indem sie die Vernetzung von Monomeren zur Polymerketten begünstigen <sup>52,55</sup>. Ein bekannter Initiator ist das Kampherchinon, das bei einer Wellenlänge von 470nm sein Absorptionsmaximum besitzt. Neben der Lichthärtung können Kunststoffe durch ihr Mischungsverhältnis selbsthärtend oder in Kombination dualhärtend polymerisieren <sup>52</sup>. Die Stabilisatoren, auch Inhibitoren genannt, halten hingegen die Viskosität bis zum Start der Polymerisation konstant. Ein bekannter Vertreter dieser Gruppe ist das Hydrochinon, welches freie Radikale abfängt, die durch das Umgebungslicht oder durch Wärme entstehen. Dadurch

lassen sich Komposite in der Mundhöhle verarbeiten, bis die Polymerisation beginnt. Des Weiteren können UV-Stabilisatoren eingesetzt werden, die unterstützend die Polymerisation durch UV-Licht inhibieren <sup>52</sup>.

Komposite können in der Zahnmedizin vielfältig eingesetzt werden. Sie werden hauptsächlich als Füllungsmaterial verwendet. Zusätzlich dienen sie als Werkstoff für Verblendungen und zur Reparatur. Die Eignung zur Reparatur von Keramikfrakturen soll in dieser Studie untersucht werden.

## **2.7. Keramikfrakturen**

Keramiken sind abhängig von ihrer Zusammensetzung unterschiedlich resistent gegenüber Frakturen <sup>56</sup>. Da Keramiken ein kristallines Grundgerüst besitzen, bewirkt jede Auflockerung dieses Gerüsts eine Verschlechterung und eine Verdichtung eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften <sup>57</sup>. Die Ausbildung dieser Kristallgitter ist temperaturabhängig, weshalb die mechanischen Eigenschaften dementsprechend bei unterschiedlicher Temperatur variieren können. Durch den Herstellungsprozess bedingt, können thermische Spannungen entstehen, die Frakturen begünstigen <sup>58,59</sup>.

Dadurch, dass die Herstellungsprozesse mit der Zeit optimiert worden sind, sind die Keramiken belastbarer geworden. Frakturen können jedoch weiterhin entstehen. Mit Einführung der CAD/CAM- Technik konnten vollkeramische Restaurationssysteme weiterentwickelt werden, zuvor wurden Keramiken gepresst oder rein als Verblendung eingesetzt. Die klassischen Frakturen keramischer Restaurationen sind das Chipping und die Delamination. Beim Chipping resultiert die Fraktur aus einem Abplatzen innerhalb der Keramik. Bei der Delamination verläuft die Fraktur zwischen Verblendung und Gerüst <sup>60,61</sup>. In Bezug auf vollkeramische Restaurationen ist das Chipping die häufigste auftretende Fraktur <sup>2,62</sup>. Das Chipping entsteht durch unterschiedliche thermische Expansionsspannungen innerhalb der Keramik, die durch den Herstellungsprozess generiert werden. Ein feuchtigkeitsinduziertes Risswachstum bedeutet, dass bei einer Rissbildung Wassermoleküle in den Bruchspalt eindringen und die Siliziumoxidverbindungen auftrennen. Dabei entstehen Siliziumhydroxidverbindungen, Hydroxid- sowie Hydroniumionen, die eine Schwächung und Fortsetzung des Risses bedingen <sup>5</sup>.

Da die größte Schwachstelle dentaler Keramiken die mechanische Belastung ist <sup>63</sup>, können verdichtende Zusatzstoffe wie beispielsweise Leuzit oder Zirkonoxid beigemischt werden, was insbesondere bei Glaskeramiken vorgenommen wird. Diese Zusatzmoleküle weisen eine höhere Festigkeit als die Ursprungsmasse und ein anderes Temperaturverhalten auf. Das bedeutet, dass während des Herstellungsprozesses innerhalb der Keramik Spannungen um

diese Moleküle entstehen. Ziel ist es, dass bei einer Rissentwicklung der Riss auf diese Molekülspannung trifft und dann entweder gestoppt oder umgelenkt wird. Durch die Umlenkung wird ein längerer Rissweg generiert, somit wird die benötigte Kraft, den Riss zu verlängern, erhöht. Das Resultat ist eine höhere Bruchfestigkeit der Keramik <sup>57,64</sup>.

Eine weitere Möglichkeit einer Fraktur vorzubeugen ist, während der Herstellung, insbesondere beim Sintervorgang, die Abkühlungszeit zu verlängern. Dadurch wird versucht, die thermischen Spannungen zu reduzieren <sup>65</sup>.

Die Schichtstärke hat auch einen Einfluss auf die Frakturgefahr. So konnte gezeigt werden, dass bei geringerer Schichtstärke die Frakturwahrscheinlichkeit sinkt <sup>65</sup>. Kritisch muss jedoch im Einzelfall betrachtet werden, ob eine minimale Schichtstärke sinnvoll ist, da die Ästhetik besonders im Frontzahnbereich darunter leiden kann und die Mindestschichtstärke nicht unterschritten werden sollte.

Generell sollte immer abgewogen werden, ob eine Fraktur zu reparieren ist. In vielen Fällen ist eine Reparatur möglich und kein Austausch nötig. Bei einem kompletten Austausch wird der Zahnstumpf noch einmal nachpräpariert, sodass es erneut zu einem Substanzverlust kommt <sup>66</sup>. Das kann den Zahnstumpf mitunter so dünn werden lassen, dass das Pulpagewebe nachhaltig irritiert wird. Um diese Irritationen und eventuell notwendige Folgebehandlungen (z.B. Wurzelkanalbehandlung) des Zahns zu vermeiden, sollte vor dem Austausch eine eventuelle Reparaturmöglichkeit geprüft werden.

## **2.8. Oberflächenbehandlung und Reparatur**

Seitdem Keramiken in der Zahnmedizin verwendet werden, sehen sich Behandler und Patienten mit möglichen Problematiken wie beispielsweise einer Fraktur konfrontiert. Jede Fraktur muss genau betrachtet werden, damit eine ordnungsgemäße Versorgung gewährleistet ist. Die Behandlung fällt je nach Frakturgröße minimal- oder maximalinvasiv aus. Während minimalinvasiv eine Politur beziehungsweise eine Reparatur vorsieht, wird bei einer maximalinvasiven Behandlung die Versorgung ausgetauscht.

In der Literatur werden viele Reparaturansätze wie Ätzen, Abstrahlen, Laser und maschinelles Anrauen thematisiert, welche Gegenstand gegenwärtiger Untersuchungen sind <sup>67-74</sup>.

Eine Möglichkeit der Vorbehandlung stellt das Abstrahlen der Keramiken mit verschiedenen Partikeln dar <sup>75</sup>. Eine in der Literatur verbreitete Methode ist das Abstrahlen mit Aluminiumoxidpartikeln <sup>76,77</sup>, bei dem die Partikel auf die Keramikoberfläche geschossen werden und somit ein mikroretentives Muster erzeugen. Nicht nur Aluminiumoxid kann eingesetzt werden, sondern auch Siliziumoxid, das einen tribochemischen silikatisierenden

Effekt erzielt <sup>78-80</sup>. Diese Partikel können direkte chemische Verbindungen mit der Keramik eingehen und somit eine homogene Bindungsstelle zur Silanisierung ermöglichen.

Eine weitere Methode, die in der Literatur beschrieben wird, ist der Einsatz eines Lasers zur möglichen Vorbehandlung der Oberfläche <sup>81,82</sup>. Generell entstehen bei der Laseranwendung Mikroexplosionen im Wasseranteil des zu bestrahlenden Gewebes. Je geringer der Wassergehalt ist, desto tiefer ist die Eindringtiefe. Da Keramiken anorganisch und somit durchlässig für Laserstrahlen sind, muss der Ablationsprozess unter Wasserkühlung stattfinden, um die Oberfläche verändern zu können.

Eine weitere Vorbehandlung ist das mechanische Anrauen mit herkömmlichen Diamantbohrern, um ebenfalls ein mikroretentives Muster zu schaffen <sup>72,74,83</sup>. Diese Methode ist mit hoher Wahrscheinlichkeit weit verbreitet, da sie den geringsten Aufwand für den Behandler darstellt.

Zur Konditionierung findet man in der Literatur die Behandlung mit Flusssäure und anschließender Silanisierung als Goldstandard für Glaskeramiken, da dies ein sicheres Verfahren ist, um einen guten Haftverbund herzustellen <sup>75,84-87</sup>. Für die Eingliederung indirekter Restaurationen wird in der Regel 5%ige Flusssäure verwendet. Diese ist aufgrund ihrer Toxizität nicht uneingeschränkt für den intraoralen Gebrauch zu verwenden <sup>88,89</sup>. Eine Möglichkeit für den intraoralen Gebrauch stellt die Verwendung von 9%-10% gepufferter Flusssäure dar, die durch ihre Pufferwirkung weniger toxisch ist <sup>90</sup>. Da Flusssäure besonders geeignet ist die Oberfläche von Keramiken anzurauen, muss die Oberfläche für den Verbund silanisiert werden. Durch eine Kondensationsreaktion werden  $H_2O$  abgespalten und Gitterstrukturen zwischen der Keramik und dem Silan ausgebildet, sodass ein zweiter Werkstoff im Nachgang dort anbinden kann. Dieser Vorgang ist möglich, da besonders in Glaskeramiken Silikate vorhanden sind, an die sich beispielsweise Komposite zur Reparatur durch Silanisierung und Haftvermittlung binden können. Als Alternative zum reinen Silanisierungsvorgang können Universaladhäsive zum Einsatz kommen, da diese mitunter bereits Silan enthalten. Ein weiterer Inhaltsstoff bei Universaladhäsiven ist das MDP, das dazu beiträgt einen guten Haftverbund zu generieren <sup>40,41</sup>.

Dadurch, dass Universaladhäsive Silan und/oder MDP enthalten können, können auch weitere Oberflächenvorbehandlungen in verschiedener Kombination bei Reparaturen untersucht werden.

## **2.9. Fragestellungen und Ziel der Arbeit**

Ziel dieser in-vitro-Studie ist es, den Haftverbund zwischen Keramiken und Komposit bei simulierten Keramikfrakturen zu untersuchen. Dabei soll untersucht werden, welchen Einfluss die gepufferte Flusssäureätzung in Kombination mit den unterschiedlichen Haftvermittlern auf die Haftverbund zwischen Komposit und Keramik hat. Damit diese Untersuchungen möglichst standardisiert ablaufen können, werden die Vorkehrungen für den Haftverbund im Labor getroffen.

Die Nullhypothesen lauten:

1. Es ist kein signifikanter Unterschied im Haftverbund zwischen den verschiedenen Keramiken festzustellen
2. Es ist kein signifikanter Unterschied im Haftverbund zwischen verschiedenen Haftvermittlern festzustellen.
3. Es ist kein signifikanter Unterschied im Haftverbund zwischen den Keramiken mit unterschiedlichen Haftvermittlern festzustellen.

### 3. Material und Methoden

#### 3.1. Keramiken

In dieser Studie werden drei verschiedene Glaskeramiken auf ihren Haftverbund mit einem Komposit bei vorangegangener Konditionierung untersucht.

Cerec Tessera™ HT (Dentsply Sirona® Bensheim, Deutschland) Keramik-Blöcke werden als Glaskeramik auf Lithium-Disilikat-Basis in der CAD/CAM-Technik eingesetzt. Zusätzlich zum Lithium-Disilikat sind brandaktivierte Virgilit-Kristalle in das Gerüst eingebaut. Virgilit ist ein Lithium-Aluminium-Silikat basierter Werkstoff, der laut Hersteller die Festigkeit, durch Erhöhung der Dichte, und die Ästhetik begünstigen soll. In dieser Studie werden Blöcke mit einer hohen Transluzenz untersucht, die vielseitig eingesetzt werden können.

Das IPS Empress® CAD LT (Ivoclar Vivadent® Schaan, Liechtenstein) ist eine Leuzit-Keramik, die für Restaurationen, wie z.B. Kronen, Veneers und Teilkronen verwendet wird. Die konfektionierten Keramik-Blöcke werden in der CAD/CAM-Verarbeitung eingesetzt und sind in zwei Transluzenzstufen zu erhalten. In dieser Studie werden die Blöcke mit einer niedrigen Transluzenz, die besonders für größere Restaurationen wie Kronen ausgelegt sind, verwendet. Des Weiteren können sogenannte Multiblöcke zum Einsatz kommen, die durch ihre polychromatischen Eigenschaften verstärkt im Frontzahnbereich eingesetzt werden können.

Das IPS e.max® CAD LT (Ivoclar Vivadent® Schaan, Liechtenstein) gehört zur Klasse der Lithium-Disilikat-Glaskeramiken. Wie die anderen beiden Testmaterialien werden die Keramik-Blöcke in der CAD/CAM-Technik eingesetzt. Die Keramik-Blöcke sind in zwei Transluzenzstufen und in verschiedenen Farben erhältlich. Dadurch ist ein Einsatz im Frontzahnbereich indiziert. Auch hier werden Blöcke mit einer niedrigen Transluzenz untersucht, die ebenfalls für größere Restaurationen verwendet werden können.

| Keramik                | Chargennummer | Hersteller                                    | Zusammensetzung                                                                                                                                                                                                    |
|------------------------|---------------|-----------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Cerec Tessera™ HT A2   | 16015667      | Dentsply Sirona®<br>Bensheim,<br>Deutschland  | SiO <sub>2</sub> , P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , Li <sub>2</sub> O,<br>K <sub>2</sub> O, ZrO <sub>2</sub> , CeO <sub>2</sub> ,<br>Tb <sub>4</sub> O <sub>7</sub> , andere Oxide |
| IPS Empress® CAD LT A2 | YB54PB        | Ivoclar Vivadent®<br>Schaan,<br>Liechtenstein | SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , K <sub>2</sub> O, Na <sub>2</sub> O,<br>CaO, andere Oxide,<br>Pigmente                                                                                         |
| IPS e.max® CAD LT A2   | YB54L6        | Ivoclar Vivadent®<br>Schaan,<br>Liechtenstein | Si <sub>2</sub> O, Li <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, andere<br>Oxide                                                                                                                                            |

Tabelle 2: Zusammensetzung der Prüfkeramiken



Abbildung 1: CAD/CAM-Blöcke

### 3.2. Universaladhäsive

In dieser Studie werden sechs verschiedene Universaladhäsive auf ihren Verbund zwischen Keramik und Komposit untersucht.

#### (1) Prime&Bond active®

Das erste Universaladhäsiv ist das Prime&Bond active® (Dentsply Sirona® Bensheim, Deutschland). Es wird auf Anraten des Herstellers mit dem dazugehörigen Calibra® Silane (Dentsply Sirona® Bensheim, Deutschland) angewendet. Die vorgesehenen Anwendungsbereiche umfassen direkte und indirekte Restaurationen und deren Reparaturen, Hypersensibilitäten und Stumpfaufbauten.

| <b>Anwendung Prime&amp;Bond active®</b> |                                                                                   |
|-----------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| 1.                                      | Überschüssiges Wasser verpüsten, 60s Calibra® Silane auftragen und trocken püsten |
| 2.                                      | Universaladhäsiv für 20 s auftragen                                               |
| 3.                                      | Universaladhäsiv für mindestens 5 s verpüsten                                     |
| 4.                                      | Lichthärten 550W 20s, 800W 10s                                                    |

Tabelle 3: Anwendung Prime&Active Bond



Abbildung 2: Prime&Bond active® + Calibra® Silane

## (2) Clearfil Universal Bond Quick®

Das zweite Universaladhäsiv ist das Clearfil Universal Bond Quick® (Kuraray, Noritake Dental Inc.® Sakuza, Japan). Es ist laut Hersteller zur Versorgung von direkten und indirekten Restaurationen sowie von Hypersensibilitäten indiziert. Zudem können intraorale Reparaturen gebrochener Restaurationen und die Zementierung durchgeführt werden.

| <b>Anwendung Clearfil Universal Bond Quick®</b> |                                                                |
|-------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------|
| 1.                                              | Kavität anrauen, abspülen, lufttrocknen                        |
| 2.                                              | K-Etchant® für 5 s auftragen, abspülen, trocknen               |
| 3.                                              | Clearfil Ceramic Primer Plus® auftragen                        |
| 4.                                              | Universaladhäsiv ohne vorgeschriebene Zeitbegrenzung auftragen |
| 5.                                              | Universaladhäsiv für mindestens 5 s verpüsten                  |
| 6.                                              | Lichthärten Halogen 10 s, LED 800-1400W 10s, >1500W 5s         |

Tabelle 4: Anwendung Clearfil Universal Bond Quick®



Abbildung 3: Clearfil Universal Bond Quick® + K-Etchant® + Clearfil Universal Primer Plus®

### (3) Monobond® Plus

Das dritte Universaladhäsiv ist das Monobond® Plus (Ivoclar Vivadent® Schaan, Liechtenstein). Laut Hersteller wird als Indikation der dauerhaft chemische Verbund zwischen Befestigungskompositen und Restaurationen aus Glas-/Oxidkeramiken, Metall, Kompositen und faserverstärkten Kompositen genannt.

| <b>Anwendung Monobond® Plus</b> |                                                          |
|---------------------------------|----------------------------------------------------------|
| 1.                              | Spezifische Vorbehandlung der Restaurationsoberfläche    |
| 2.                              | Restauration abspülen und lufttrocknen                   |
| 3.                              | Universaladhäsiv auftragen und für 60 s einwirken lassen |
| 4.                              | Universaladhäsiv verpüsten                               |

Tabelle 5: Anwendung Monobond® Plus



Abbildung 4: Monobond® Plus

#### (4) Scotchbond™ Universal Plus

Das vierte Universaladhäsiv ist das Scotchbond™ Universal Plus (3M Deutschland GmbH® Neuss, Deutschland). Die angegebenen direkten Indikationen sind das Bonding methacrylatbasierter Komposit-/Kompomerfüllungen, Zahnhalsdesensibilisierung, Bonding methacrylatbasierter Fissurenversiegelungen, Schutzlack für Glasionomer-Füllungen, Reparatur von Komposit-/Kompomerfüllungen, Versiegelung von Kavitäten vor Amalgamrestaurationen. Als indirekte Indikationen werden die Zementierung indirekter Restaurationen in Kombination mit RelyX™ Universal Befestigungskomposit und anderen Befestigungskompositen, das Bonding von methacrylatbasierter Stumpfaufbaumaterialien und Zementen genannt. Zudem ist es für die intraorale Reparatur von Komposit- und indirekten Restaurationen sowie für die Versiegelung von Kavitäten und Stumpfpräparationen vor der Befestigung indirekter Restaurationen vorgesehen.

| <b>Anwendung Scotchbond™ Universal Plus</b> |                                         |
|---------------------------------------------|-----------------------------------------|
| 1.                                          | Kavität anrauen, abspülen, lufttrocknen |
| 2.                                          | Universaladhäsiv für 20 s auftragen     |
| 3.                                          | 5 s lufttrocknen                        |
| 4.                                          | 10 s lichthärten                        |

Tabelle 6: Anwendung Scotchbond™ Universal Plus



Abbildung 5: Scotchbond™ Universal Plus

#### (5) iBond Universal®

Das fünfte Universaladhäsiv ist das iBond Universal® (Kulzer GmbH® Hanau, Deutschland). Zu den Indikationen zählen die adhäsive Befestigung direkter Komposit-/Kompomerrestaurationen, adhäsive Befestigung von Stumpfaufbaumaterialien, Versiegelung hypersensitiver Zahnareale und Kavitäten vor Amalgamrestaurationen, adhäsive Befestigung von Fissurenversieglern, Versiegelung von Kavitäten und Stumpfpräparationen vor der temporären Befestigung indirekter Restaurationen, Zementierung von indirekten Restaurationen, die intraorale Reparatur von Komposit-/Kompomerrestaurationen sowie Verblendkeramik-/Vollkeramik- und Metallrestaurationen.

| <b>Anwendung iBond Universal®</b> |                                                        |             |                                                               |  |
|-----------------------------------|--------------------------------------------------------|-------------|---------------------------------------------------------------|--|
| 1.                                | Kavität anrauen, abspülen, lufttrocknen                |             |                                                               |  |
| 2.                                | iBond Ceramic Primer® für 20 s auftragen und verpüsten |             |                                                               |  |
| 3.                                | Universaladhäsiv für 20 s einmassieren und verpüsten   |             |                                                               |  |
| 4.                                | 10 s                                                   | Lichthärten | (Halogen-/LED-Polymerisationslampe 440-480nm mind. 600mW/cm²) |  |

Tabelle 7: Anwendung iBond Universal®



Abbildung 6: iBond Universal® + iBond Ceramic Primer®

#### (6) Scotchbond™ Universal

Das sechste Universaladhäsiv ist das Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH® Neuss, Deutschland). Die vorgesehenen Anwendungsbereiche sind laut Hersteller Kompositfüllungen, Zementierung indirekter Restaurationen, Bonding für Stumpfaufbauten, Reparaturen direkter und indirekter Restaurationen, Hypersensibilitäten und Versiegelungen.

| Anwendung Scotchbond™ Universal |                                                           |
|---------------------------------|-----------------------------------------------------------|
| 1.                              | Kavität anrauen, abspülen, lufttrocknen                   |
| 2.                              | Universaladhäsiv für 20 s auftragen                       |
| 3.                              | 5 s lufttrocknen                                          |
| 4.                              | 10 s lichthärten mit handelsüblicher Polymerisationslampe |

Tabelle 8: Anwendung Scotchbond™ Universal



Abbildung 7: Scotchbond™ Universal

Zusammenfassend werden alle Universaladhäsive in dieser Tabelle aufgeführt. In den folgenden Abschnitten werden sie unter ihren Abkürzungen geführt.

| Universaladhäsiv               | Abkürzung | Chargennummer<br>LOT                          | Hersteller                                        | Zusammensetzung                                                                                                                                                                                         |
|--------------------------------|-----------|-----------------------------------------------|---------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Prime&Bond active®             | PBA       | 2306000061<br>Silan: 00124259                 | Dentsply<br>Sirona®<br>Bensheim,<br>Deutschland   | Multifunktionales Acrylat, Wasser, Isopropanol, Saure Acrylate, Phosphorsäure-modifiziertes Acrylatharz, bifunktionale Acrylate, Kampferchinon, Initiator, 4-(Dimethylamino)benzonitril, Stabilisatoren |
| Calibra® Silane                |           |                                               |                                                   | Aceton, Ethylalkohol, Organosilan                                                                                                                                                                       |
| Clearfil Universal Bond Quick® | CUB       | 220393<br>Primer: 230091<br>K-Etchant: 850177 | Kuraray Noritake<br>Dental Inc.®<br>Sakuza, Japan | MDP, Bis-GMA, HEMA, hydrophile Amidmono-mere, kolloidales Silizium-dioxid, Silankopplungsmittel, Natriumfluorid, dl-Kampferchinon, Ethanol, Wasser                                                      |
| Clearfil Ceramic Primer Plus®  |           |                                               |                                                   | 3 – Methacryloxypropyl-Trimethoxysilan, MDP, Ethanol                                                                                                                                                    |
| K-Etchant®                     |           |                                               |                                                   | 35%ige Phosphorsäure                                                                                                                                                                                    |
| Monobond® Plus                 | MBP       | Z051GB                                        | Ivoclar<br>Vivadent®<br>Schaan,<br>Liechtenstein  | Phosphorsäuremethacrylat, Silanmethacrylat, Sulfidmethacrylat, Alkohol                                                                                                                                  |
| Scotchbond™ Universal Plus     | SBP       | 10260503                                      | 3M Deutschland<br>GmbH ®<br>Neuss,<br>Deutschland | Bromiertes Dimethacrylat, HEMA, Phosphoryliertes Methacrylat, Ethylalkohol, silanisierte Kieselsäure, Wasser, polymere Säure, Kampherchinon, aromatisches Amin                                          |
| iBond Universal®               | IBU       | M010056<br>Primer: N010125                    | Kulzer GmbH®<br>Hanau,<br>Deutschland             | Aceton, UDMA, Wasser, 4-META, MDP                                                                                                                                                                       |
| iBond Ceramic Primer®          |           |                                               |                                                   | Aceton, Isopropanol                                                                                                                                                                                     |
| Scotchbond™ Universal          | SBU       | 30224A                                        | 3M Deutschland<br>GmbH ®<br>Neuss,<br>Deutschland | MDP, HEMA, Dimethacrylatpolymere, Vitrebond Copolymer, Füllstoffe, Ethanol, Wasser, Initiator-en, Silan                                                                                                 |

Tabelle 9: Übersicht Universaladhäsive



Abbildung 8: Übersicht Universaladhäsive

### 3.3. Kompositmaterial

Das Ceram.x Spectra ST® (Dentsply Sirona® Bensheim, Deutschland) ist ein Universalkomposit, das für direkte und indirekte Restaurationen indiziert ist. Es ist erhältlich als Ceram.x Spectra ST® mit einer Farbauswahl von A1-A4 und einer Bleach-Farbe BW, sowie als Ceram.x Spectra ST Effects® mit zwei opaken Dentinfarben D1 und D3, sowie einer transluzenten Schmelzfarbe E1. Das Ceram.x Spectra ST® ist sowohl in niedrigvisköser (LV) als auch in hochvisköser (HV) Form verfügbar. Das SphereTEC® basierte Füllersystem besteht aus Bariumglas, vorpolymerisierten Füllern und Ytterbiumfluorid. In der HV-Form betragen diese 60-62 Volumenprozent und bei der LV-Form 57-60 Volumenprozent. Weitere Inhaltsstoffe sind Katalysatoren, Zusatzstoffe, Stabilisatoren und Pigmente, sodass das Gesamtvolumen in der HV-Form insgesamt 50-52 Volumenprozent und in der LV-Form 48-50 Volumenprozent beträgt. Die Partikelgröße des anorganischen Füllers liegt zwischen 0,1-3,0µm.

In dieser Studie wird das Ceram.x Spectra ST flow® verwendet.

|                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
|-----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Chargennummer   | 2303004029                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| Zusammensetzung | Methacrylat-modifiziertes Polysiloxan<br>Dimethacrylat-Harze<br>Fluoreszenzpigment<br>UV-Stabilisator<br>Stabilisator<br>Kampferchinon<br>Ethyl-4(dimethylamino)benzoat<br>Bis-(4-Methyl-Phenyl)Iodonium Hexafluorophosphat<br>Barium-Aluminium-Borosilikat-Glas<br>Ytterbiumfluorid<br>Eisenoxid- und Titanoxid-Pigmente je nach Farbe |

*Tabelle 10: Zusammensetzung Ceram.x Spectra ST flow®*



*Abbildung 9: Ceram.x Spectra ST flow®*

Nach einer vorangegangenen Konditionierung der Kavität kann das Komposit mit einer Schichtstärke von bis zu 2mm pro Schicht eingebracht werden. Jede Schicht muss lichtgehärtet werden. Die Tabelle 11 zeigt die Dauer der Lichthärtung bei unterschiedlicher Lichtleistung und Kompositmaterial bei 2mm Schichtstärke.

| Farbton   | Leistung mW/cm <sup>2</sup> | Aushärtezeit |
|-----------|-----------------------------|--------------|
| A1-A4, BW | ≥ 550                       | 20 s.        |
|           | ≥ 800                       | 10 s         |
| D1, D3    | ≥ 550                       | 40 s.        |
|           | ≥ 800                       | 30 s.        |
| E1        | ≥ 550                       | 10 s.        |

*Tabelle 11: Härtezeiten Ceram.x Spectra ST flow®*

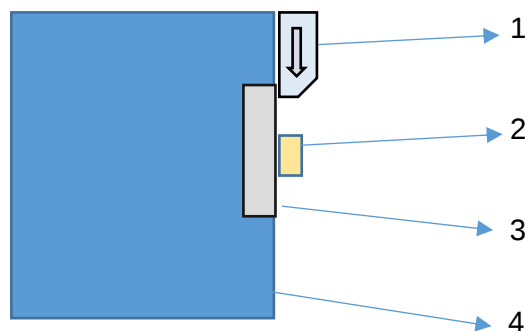
Das verwendete Komposit ist das Ceram.x Spectra ST flow® A2 und wird mit einer Polymerisationslampe Bluephase® Style (Ivoclar Vivadent®, Schaan Liechtenstein) mit 1200mW/cm<sup>2</sup> lichtgehärtet, sodass anhand der Tabelle eine Aushärtezeit von 10s pro 2mm Schicht empfohlen wird. Die in dieser Studie verwendete Teflonvorrichtung, die zur standardisierten Positionierung des Komposits nach DIN EN 10477 dient, besitzt eine runde Grundfläche von 5mm ± 0,1mm Durchmesser und eine Höhe von 2,5mm ± 0,05mm.

### **3.4. Alterungsprozess**

In dieser Studie wurden die Prüfkörper für sieben Tage in entmineralisiertem Wasser bei 37±1°C gelagert. Diese Dauer ist unter DIN EN ISO 10477 / 7.8.4 beschrieben. In der dentalen Forschung greift man oft auf den Alterungsprozess mittels Thermozyklus zurück. Hierbei wird die Situation des Werkstoffes in der Mundhöhle hinsichtlich Temperatur und Feuchtigkeit simuliert. Die Temperaturen variieren dabei pro Zyklus von 5-55°C. Die Dauer eines Zyklus ist variabel. Es gilt dabei zu analysieren wie sich der Werkstoff bei unterschiedlichen Wärmekoeffizienten über eine gewisse Dauer und Anzahl an Zyklen verhält. Die Anzahl der Zyklen und die Verweildauer des Werkstoffes im Thermobad sind je nach Studiendesign unterschiedlich gewählt. In dieser Studie durchlaufen die Prüfkörper nach der Lagerung den Thermocyclingprozess gemäß DIN EN ISO / 7.7.1.4 von 5000 Zyklen mit einem Intervall von 5±1°C für 30s und 55±1°C für 30s. Sowohl bei der Lagerung als auch während des Thermocyclings wird entmineralisiertes Wasser verwendet.

### 3.5. Scherfestigkeitsprüfung

Zur Beurteilung des Verbundes zweier Werkstoffe wird in der dentalen Forschung auf die Scherfestigkeitsprüfung zurückgegriffen. Dabei wird der Prüfkörper nach DIN EN ISO 10477 in eine für den Test ausgelegte standardisierte Maschine (ZwickRoell 2,5kN zwicki Retro Line® Zwickroell GmbH Ulm, Deutschland) eingespannt, sodass der zu untersuchende Werkstoff übersteht, um dann mit einem Scherkörper bei definierter Geschwindigkeit von 1mm/min die Kraft zu messen, die es benötigt, bis es zum Verbundbruch kommt. Diese Kraft wird in N angegeben und kann anschließend in MPa umgerechnet werden.



1: Scherkörper; 2: Kompositaufbau; 3: Keramikprüfkörper; 4: Prüfvorrichtung

Abbildung 10: Schematischer Aufbau Scherfestigkeitsversuch

### 3.6. Versuchsaufbau

Im Folgenden wird der Versuchsaufbau, wie in Abbildung 16 schematisch dargestellt, detailliert beschrieben.

In dieser Studie werden die drei oben genannten Keramiken untersucht. Pro Keramik werden 90 Prüfkörper mit einer Größe von ca. 15x12,5x2 mm unter Wasserkühlung geschnitten (IsoMet™ 1000 Buehler® Lake Bluff, IL USA). Somit werden in dieser Studie insgesamt 270 Prüfkörper untersucht. Die Prüfkörper des IPS e.max® CAD wurden entsprechend der Herstellervorgaben gesintert (Vita Vacumat® 6000M, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen Deutschland).



Abbildung 11: IsoMet™ 1000



Abbildung 12: Vita Vacumat® 6000M

Alle Prüfkörper werden zuerst mittels Poliermaschine (EcoMet™ 30 Buehler® Lake Bluff, IL USA) und Poliertüchern auf 3µm Rauigkeit poliert, um eine einheitliche Oberfläche zu generieren.



Abbildung 13: EcoMet™ 30

Nach der Politur werden die Prüfkörper für fünf Minuten zur Reinigung in ein Ultraschallbad mit destilliertem Wasser gelegt und anschließend für zwei Minuten mit Ethanol getrocknet. Alle drei Keramiken werden mit je sechs Untergruppen hinsichtlich der verschiedenen Haftvermittler randomisiert, sodass insgesamt 18 Gruppen mit n=15 Prüfkörper untersucht werden. Der erste Schritt ist die herstellergetreue Ätzung mit der gepufferten 9%igen Flusssäure (Ultradent Products GmbH Köln, Deutschland LOT-Nummer BW3LM). Cerec Tessera™ wird für 30 s, IPS Empress® CAD für 60 s und das IPS e.max® CAD für 20 s geätzt.

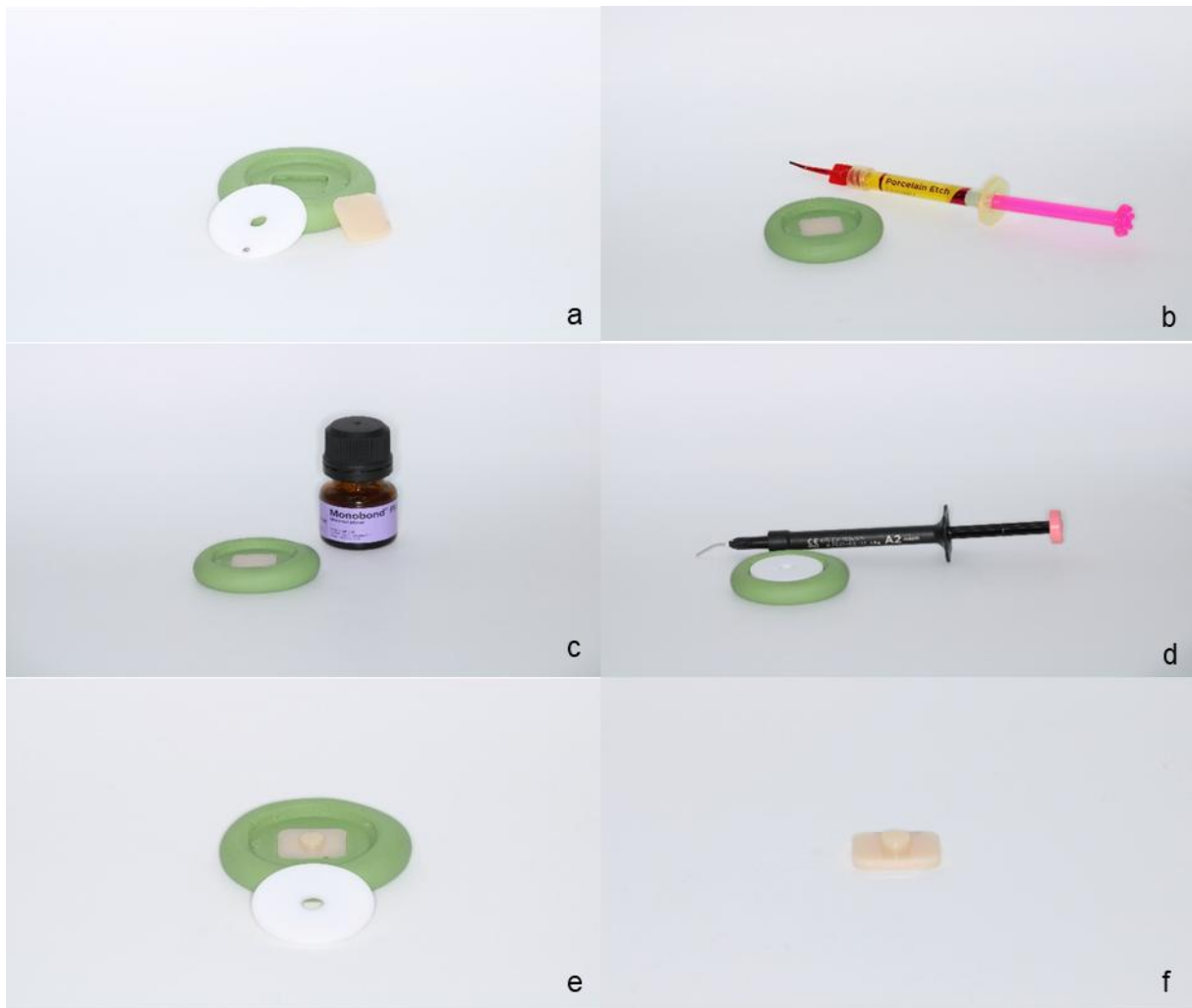
|                 |                                                  |
|-----------------|--------------------------------------------------|
| Chargennummer   | BW3LM                                            |
| Zusammensetzung | 9% gepufferte Flusssäure, keine weiteren Angaben |

*Tabelle 12: Flusssäure "Porcelain Etch"*



*Abbildung 14: Flusssäure "Porcelain Etch"*

Nach der Ätzung wird jeder Prüfkörper für 20 s mit Wasser abgespült. Im Anschluss erfolgt die erneute Reinigung für 5 Min. in destilliertem Wasser im Ultraschallbad, sowie die Trocknung in Ethanol für 2 Min. Die verschiedenen Gruppen werden dann mit den verschiedenen Haftvermittlern konditioniert und die Kompositaufbauten gemäß der DIN EN ISO 10477 / 7.7.1.1 mittels einer Teflonscheibe verklebt. Die Polymerisation geschieht sachgemäß mit der Bluephase® Style (Ivoclar Vivadent®, Schaan Liechtenstein) mit einer Leistung von 1200 mW/cm<sup>2</sup>. Die Teflonscheibe ist in der Mitte mit einer konischen Bohrung versehen, deren größerer Durchmesser 5±0,1mm und kleinerer Durchmesser 4,9±0,1mm beträgt. Die Höhe des Aufbaus beträgt 2,5±0,05mm.



a: Teflonscheibe, Keramikprüfkörper, Silikonvorrichtung; b: Ätzbereich; c: Konditionierung; d: Prüfkörper vor Kompositaufbau; e: Prüfkörper nach Kompositaufbau; f: fertiger Prüfkörper

*Abbildung 15: Schematischer Ablauf Verklebung der Prüfkörper*

Alle 270 Prüfkörper werden danach dem Alterungsprozess ausgesetzt und für sieben Tage in destilliertem Wasser in einem Brutkasten bei  $37\pm 1^\circ\text{C}$  gelagert. Nach diesem Zeitraum durchlaufen die Prüfkörper insgesamt 5000 Thermozyklen mit einer Temperaturdifferenz von  $5\pm 1^\circ\text{C}$  und  $55\pm 1^\circ\text{C}$ . Im Anschluss werden die Prüfkörper der Scherfestigkeitsprüfung unterzogen, indem sie in die standardisierte Prüfmaschine (ZwickRoell 2,5 kN zwicki Retro Line® ZwickRoell GmbH Ulm, Deutschland) eingespannt werden. Mit einer Geschwindigkeit von 1mm/min bei 2N Vorladekraft wird der Haftverbund bzw. die Scherfestigkeit der verschiedenen Keramiken bei unterschiedlicher Konditionierung mit dem Komposit untersucht.

$$p=F/A \text{ (MPa=N/mm}^2\text{)}$$

Formel 1: Formel Druck

Mithilfe der Formel lässt sich der Haftverbund berechnen, da die Prüfmaschine die Kraft in N angibt, die dann durch die Fläche des Kompositaufbaus geteilt werden muss. Die Grundfläche beträgt ca. 19,63 mm<sup>2</sup> ((5mm)<sup>2</sup>×π).

Anschließend an die Messung werden die Proben unter einem Mikroskop bei 30facher Vergrößerung hinsichtlich ihrer Bruchfläche analysiert. Durch die genormte Grundfläche, lassen sich die Brüche prozentual in adhäsiv oder kohäsiv unterteilen.

| Keramik                | Universaladhäsiv                                                            | Codierung |
|------------------------|-----------------------------------------------------------------------------|-----------|
| Cerec Tessera™ HT A2   | Prime&Bond active® + Calibra® Silane                                        | 1A        |
|                        | Clearfil Universal Bond Quick® + K-Etchant® + Clearfil Ceramic Primer Plus® | 1B        |
|                        | Monobond® Plus                                                              | 1C        |
|                        | Scotchbond™ Universal Plus                                                  | 1D        |
|                        | iBond Universal® + iBond Ceramic Primer®                                    | 1E        |
|                        | Scotchbond™ Universal                                                       | 1F        |
| IPS Empress® CAD LT A2 | Prime&Bond active® + Calibra® Silane                                        | 2A        |
|                        | Clearfil Universal Bond Quick® + K-Etchant® + Clearfil Ceramic Primer Plus® | 2B        |
|                        | Monobond® Plus                                                              | 2C        |
|                        | Scotchbond™ Universal Plus                                                  | 2D        |
|                        | iBond Universal® + iBond Ceramic Primer®                                    | 2E        |
|                        | Scotchbond™ Universal                                                       | 2F        |
| IPS e.max® CAD LT A2   | Prime&Bond active® + Calibra® Silane                                        | 3A        |
|                        | Clearfil Universal Bond Quick® + K-Etchant® + Clearfil Ceramic Primer Plus® | 3B        |
|                        | Monobond® Plus                                                              | 3C        |
|                        | Scotchbond™ Universal Plus                                                  | 3D        |
|                        | iBond Universal® + iBond Ceramic Primer®                                    | 3E        |
|                        | Scotchbond™ Universal                                                       | 3F        |

Tabelle 13: Klassifikation der Versuchsgruppen

### 3.7. Studiendesign

|                                                                          |                                                                                            |                                                              |                                       |                                                         |                                  |
|--------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------------------------|----------------------------------|
| Cerec Tessera™ LT A2<br><br>Lithium-Disilikat<br><br>Dentsply Sirona®    | IPS Empress® CAD HT A2<br><br>Leuzit-verstärkte Glaskeramik<br><br>Ivoclar                 | IPS e.max® CAD HT A2<br><br>Lithium-Disilikat<br><br>Ivoclar |                                       |                                                         |                                  |
| Politur 3µm + Ultraschallbad 5min in destilliertem Wasser + 2min Ethanol |                                                                                            |                                                              |                                       |                                                         |                                  |
| Ätzung mit 9%iger gepufferten Flusssäure (Ultradent Products® GmbH)      |                                                                                            |                                                              |                                       |                                                         |                                  |
| Ultraschallbad 5min in destilliertem Wasser + 2min Ethanol               |                                                                                            |                                                              |                                       |                                                         |                                  |
| Prime& Bond active® + Calibra Silane®<br><br>Dentsply Sirona®            | Clearfil Universal Bond Quick®+K-Etchant®+ Clearfil Ceramic Primer Plus® Kuraray Noritake® | Monobond® Plus<br><br>Ivoclar®                               | Scotchbond™ Universal Plus<br><br>3M® | iBond Universal® + iBond Ceramic Primer®<br><br>Kulzer® | Scotchbond™ Universal<br><br>3M® |
| Ceram.x Spectra flow A2®, Dentsply Sirona®                               |                                                                                            |                                                              |                                       |                                                         |                                  |
| 7 Tage in destilliertem Wasser bei 37°C + 5000 Thermozyklen 5°C-55°C     |                                                                                            |                                                              |                                       |                                                         |                                  |
| Scherfestigkeitsversuch                                                  |                                                                                            |                                                              |                                       |                                                         |                                  |

Abbildung 16: Studiendesign

### **3.8. Statistische Auswertung**

Die statistische Auswertung erfolgte mittels SPSS Version 29.0.1.0 (IBM Deutschland). Zur Untersuchung, ob innerhalb der Gruppen und den damit verbundenen Werten eine Normalverteilung vorliegt, wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test angewandt. Zur deskriptiven Analyse der einzelnen Gruppen wurden der Mittelwert und die Standardabweichung sowie der Median und das dazugehörige obere und untere Quartil berechnet. Diese Werte geben einen Aufschluss darüber, ob die in dieser Arbeit untersuchten Materialkombinationen hinsichtlich des Haftverbunds, der nach DIN EN ISO 10477 getestet wurde, für den klinischen Einsatz geeignet erscheinen. Zur Berechnung möglicher signifikanter Unterschiede zwischen den Gruppen, den Keramiken und den Universaladhäsiven wurde der Kruskal-Wallis-Test angewandt. Anschließend wurde die Bruchflächenanalyse durchgeführt, um mögliche Rückschlüsse auf den Haftverbund zu erhalten. Die Spearman-Rho-Korrelation wurde angewandt, um eine mögliche Abhängigkeit der Bruchfläche vom Haftverbund abzuleiten.

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Test auf Normalverteilung

#### *Test auf Normalverteilung*

|              | Gruppierung | Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup> |    |             |
|--------------|-------------|---------------------------------|----|-------------|
|              |             | Statistik                       | df | Signifikanz |
| Scherverbund | 1A          | 0,144                           | 15 | 0,200*      |
|              | 1B          | 0,137                           | 15 | 0,200*      |
|              | 1C          | 0,233                           | 15 | 0,028       |
|              | 1D          | 0,311                           | 15 | 0,000       |
|              | 1E          | 0,309                           | 15 | 0,000       |
|              | 1F          | 0,184                           | 15 | 0,183       |
|              | 2A          | 0,226                           | 15 | 0,038       |
|              | 2B          | 0,210                           | 15 | 0,075       |
|              | 2C          | 0,307                           | 15 | 0,000       |
|              | 2D          | 0,165                           | 15 | 0,200*      |
|              | 2E          | 0,205                           | 15 | 0,088       |
|              | 2F          | 0,314                           | 15 | 0,000       |
|              | 3A          | 0,165                           | 15 | 0,200*      |
|              | 3B          | 0,191                           | 15 | 0,147       |
|              | 3C          | 0,163                           | 15 | 0,200*      |
|              | 3D          | 0,286                           | 15 | 0,002       |
|              | 3E          | 0,260                           | 15 | 0,008       |
|              | 3F          | 0,476                           | 15 | 0,000       |

\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*Tabelle 14: Kolmogorov-Smirnov-Test*

Der Kolmogorov-Smirnov-Test prüft vorhandene Daten auf eine Normalverteilung. Ab einem Signifikanz-Wert von  $<0,05$  ist davon auszugehen, dass keine Normalverteilung vorliegt. In dieser Studie wird der gemessene Haftverbund gegenüber den einzelnen Gruppen verglichen. Dabei zeigt sich, dass je neun Gruppen eine bzw. keine Normalverteilung aufweisen. Aufgrund dieser Diskrepanz werden die Daten durch nicht-parametrische Tests geprüft. Daher wird der Medianwert zum Vergleich gezogen.

## 4.2. Deskriptive Statistik

|             |    | Scherverbund [MPa] |            |          |              |        |              |
|-------------|----|--------------------|------------|----------|--------------|--------|--------------|
|             |    | Standardab-        |            |          |              |        |              |
|             |    | Anzahl             | Mittelwert | weichung | Perzentil 25 | Median | Perzentil 75 |
| Gruppierung | 1A | 15                 | 3,78       | 1,74     | 2,50         | 3,87   | 4,48         |
|             | 1B | 15                 | 6,84       | 3,52     | 3,82         | 5,91   | 9,88         |
|             | 1C | 15                 | 4,79       | 4,20     | 2,14         | 2,75   | 5,50         |
|             | 1D | 15                 | 4,56       | 4,47     | 2,09         | 2,65   | 6,42         |
|             | 1E | 15                 | 2,64       | 3,74     | 0,00         | 1,22   | 2,55         |
|             | 1F | 15                 | 0,73       | 0,56     | 0,00         | 0,76   | 1,22         |
|             | 2A | 15                 | 17,24      | 8,77     | 6,11         | 18,39  | 24,45        |
|             | 2B | 15                 | 27,09      | 3,75     | 24,25        | 26,69  | 29,60        |
|             | 2C | 15                 | 24,61      | 6,36     | 24,71        | 26,08  | 28,02        |
|             | 2D | 15                 | 14,54      | 3,31     | 13,40        | 15,38  | 16,71        |
|             | 2E | 15                 | 6,08       | 7,40     | 0,00         | 4,64   | 9,93         |
|             | 2F | 15                 | 3,92       | 1,98     | 2,85         | 3,62   | 4,02         |
|             | 3A | 15                 | 6,50       | 4,11     | 3,87         | 5,60   | 8,41         |
|             | 3B | 15                 | 8,27       | 3,17     | 5,91         | 6,98   | 10,44        |
|             | 3C | 15                 | 2,67       | 1,63     | 1,38         | 2,29   | 3,87         |
|             | 3D | 15                 | 2,05       | 2,57     | 0,66         | 0,97   | 2,45         |
|             | 3E | 15                 | 4,37       | 3,62     | 1,63         | 3,31   | 7,44         |
|             | 3F | 15                 | 0,24       | 0,53     | 0,00         | 0,00   | 0,00         |

Tabelle 15: Deskriptive Statistik

In Tabelle 15 sind die Medianwerte und die dazugehörigen oberen und unteren Quartile dargestellt. Durch das untere Quartil lässt sich ableiten, ob eine Gruppierung die Mindestanforderung von 5 MPa nach DIN EN ISO 10477 erfüllt, da bei 4 von 5 Werten das Messergebnis über 5 MPa liegen muss, um klinische Anwendung zu finden. Aus Tabelle 15 entsprechen die Gruppen 2A, 2B, 2C, 2D und 3B den DIN-Anforderungen. Die höchsten Ergebnisse konnte die Gruppe 2B mit einem Medianwert von 26,69 MPa erzielen. Mit einem oberen Quartil von 29,60 MPa und einem unteren Quartil von 24,25 MPa liegen 50% der Ergebnisse sehr nah aneinander.

Das in Abbildung 17 dargestellte Boxplot-Diagramm zeigt die Ergebnisse der verschiedenen Keramiken in Bezug auf die untersuchten Universaladhäsive.

Anhand dieser Darstellung zeigt sich, dass die Ergebnisse des IPS Empress® CAD höher sind als die von Cerec Tessera™ und IPS e.max® CAD. Des Weiteren unterscheiden sich die verschiedenen Universaladhäsive voneinander. Mögliche Signifikanzen gilt es zu überprüfen.

**Gruppiertes Boxplot der Scherverbunde [MPa] der unterschiedlichen Universaladhäsive in Bezug auf die Keramiken**

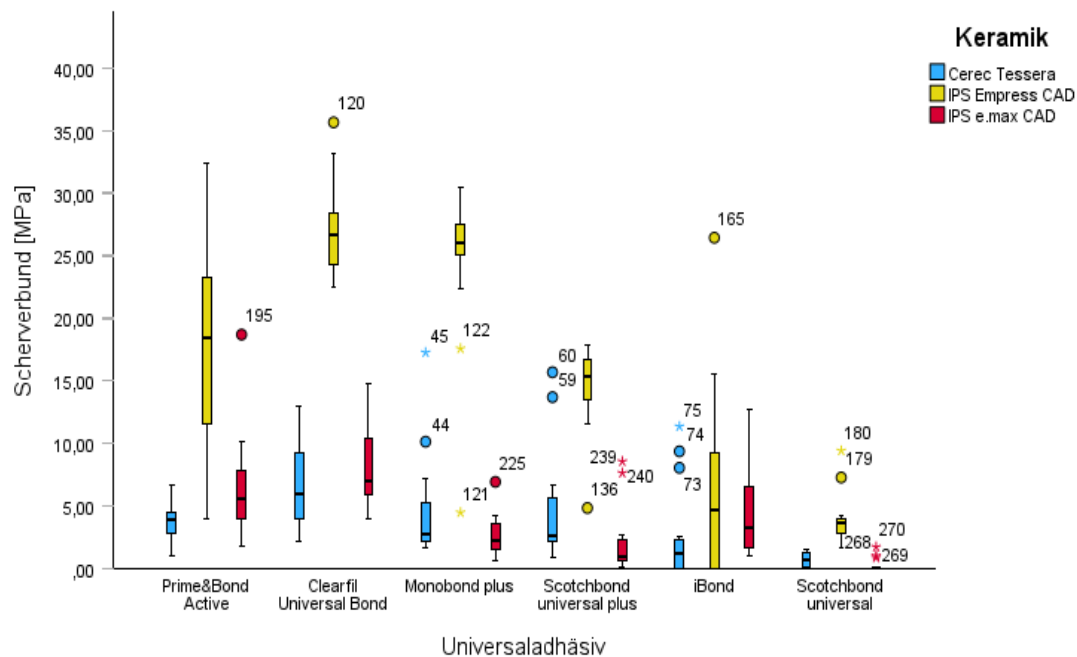


Abbildung 17: Boxplot der Versuchsgruppen

### 4.3. Kruskal-Wallis Test

Zur Überprüfung der deskriptiven Ergebnisse hinsichtlich einer festzustellenden Signifikanz wird der Kruskal-Wallis Test angewandt. Die Ergebnisse werden in der schrittweisen Step-Down-Ansicht dargestellt, mithilfe derer sich die Signifikanzen der Subsets und den dazugehörigen Gruppen direkt ablesen lassen.

Geprüft werden die Nullhypothesen, die aussagen, dass die Verteilung des Haftverbunds identisch ist und keine Signifikanzen innerhalb der Gruppen sowie innerhalb der Keramiken und der Universaladhäsive festzustellen sind.

|                                     |    | Subset         |        |         |         |         |         |         |                |                |         |
|-------------------------------------|----|----------------|--------|---------|---------|---------|---------|---------|----------------|----------------|---------|
|                                     |    | 1              | 2      | 3       | 4       | 5       | 6       | 7       | 8              | 9              | 10      |
| Beispiel <sup>a</sup>               | 3F | 21,333         |        |         |         |         |         |         |                |                |         |
|                                     | 1F |                | 37,633 |         |         |         |         |         |                |                |         |
|                                     | 3D |                | 68,533 | 68,533  |         |         |         |         |                |                |         |
|                                     | 1E |                | 73,233 | 73,233  | 73,233  |         |         |         |                |                |         |
|                                     | 3C |                |        | 93,833  | 93,833  | 93,833  |         |         |                |                |         |
|                                     | 2E |                |        | 116,433 | 116,433 | 116,433 | 116,433 |         |                |                |         |
|                                     | 1D |                |        | 116,667 | 116,667 | 116,667 | 116,667 |         |                |                |         |
|                                     | 3E |                |        |         | 117,333 | 117,333 | 117,333 |         |                |                |         |
|                                     | 1A |                |        |         | 120,733 | 120,733 | 120,733 |         |                |                |         |
|                                     | 2F |                |        |         | 123,333 | 123,333 | 123,333 |         |                |                |         |
|                                     | 1C |                |        |         | 125,867 | 125,867 | 125,867 |         |                |                |         |
|                                     | 3A |                |        |         |         | 155,900 | 155,900 | 155,900 |                |                |         |
|                                     | 1B |                |        |         |         |         | 159,700 | 159,700 |                |                |         |
|                                     | 3B |                |        |         |         |         |         | 180,067 |                |                |         |
|                                     | 2D |                |        |         |         |         |         |         | 213,933        |                |         |
|                                     | 2A |                |        |         |         |         |         |         |                | 215,333        |         |
|                                     | 2C |                |        |         |         |         |         |         |                |                | 245,400 |
|                                     | 2B |                |        |         |         |         |         |         |                |                | 253,733 |
| Teststatistik                       |    | . <sup>b</sup> | 2,530  | 8,432   | 11,880  | 11,902  | 12,429  | 3,806   | . <sup>b</sup> | . <sup>b</sup> | ,228    |
| Sig. (zweiseitiger Test)            |    | .              | ,282   | ,077    | ,105    | ,104    | ,087    | ,149    | .              | .              | ,633    |
| Angepasste Sig. (zweiseitiger Test) |    | .              | ,863   | ,251    | ,220    | ,219    | ,186    | ,620    | .              | .              | 1,000   |

Homogene Subsets basieren auf asymptotischen Signifikanzen. Das Signifikanzniveau ist ,050.

<sup>a</sup> Jede Zelle enthält den durchschnittlichen Stichprobenrang Gruppierung.

<sup>b</sup> Berechnung nicht möglich, weil das Subset nur eine Stichprobe enthält.

Tabelle 16: Kruskal-Wallis-Test der Versuchsgruppen

Aus Tabelle 16 lassen sich verschiedenen Signifikanzen ableiten. Die Gruppen 2A, 2B, 2C, 2D zeigen den höchsten Wert und weisen allesamt signifikant höhere Werte als die übrigen Gruppen auf. Innerhalb der vier Gruppen zeigt sich eine Abstufung, die Gruppe 2A ist signifikant höher als 2D, jedoch signifikant niedriger als die Gruppe 2B und 2C. Die Gruppe 2B weist den höchsten Wert auf, dieser unterscheidet sich jedoch nicht signifikant von der Gruppe 2C. Die Gruppe 3F ist die signifikant niedrigste Gruppe. Die übrigen Gruppen überschneiden sich in den verschiedenen Subsets, sodass viele untereinander keine signifikanten Unterschiede aufweisen.

Die Nullhypothese, dass eine identische Verteilung des Haftverbundes und keine signifikanten Unterschiede innerhalb der verschiedenen Gruppen auftreten, ist anhand der Ergebnisse des Kruskal-Wallis Tests abzulehnen.

#### Homogene Subsets auf der Basis von Material

|                                     |                  | Subset  |                |
|-------------------------------------|------------------|---------|----------------|
|                                     |                  | 1       | 2              |
| Beispiel <sup>a</sup>               | Cerec Tessera™   | 105,639 |                |
|                                     | IPS e.max® CAD   | 106,167 |                |
|                                     | IPS Empress® CAD |         | 194,694        |
| Teststatistik                       |                  | 0,001   | . <sup>b</sup> |
| Sig. (zweiseitiger Test)            |                  | 0,977   | .              |
| Angepasste Sig. (zweiseitiger Test) |                  | 0,977   | .              |

Homogene Subsets basieren auf asymptotischen Signifikanzen. Das Signifikanzniveau ist ,050.

a. Jede Zelle enthält den durchschnittlichen Stichprobenrang Material.

b. Berechnung nicht möglich, weil das Subset nur eine Stichprobe enthält.

Tabelle 17: Kruskal-Wallis-Test der Keramiken

In Tabelle 17 werden die Ergebnisse aller Universaladhäsive innerhalb der Keramiken mit dem Haftverbund verglichen. Durch die Step-Down-Ansicht ist eine Signifikanz erkennbar. Das IPS Empress® CAD zeigt die signifikant höheren Werte im Vergleich zu den Proben von Cerec Tessera™ und IPS e.max® CAD. Innerhalb dieser beiden Gruppen ist jedoch kein signifikanter Unterschied zu erkennen.

Die Nullhypothese, dass der Haftverbund der Keramiken identisch ist und kein signifikanter Unterschied festzustellen ist, ist daher abzulehnen.

#### Homogene Subsets auf der Basis von Universaladhäsiv

|                                     |                                | Subset         |                |         |                |
|-------------------------------------|--------------------------------|----------------|----------------|---------|----------------|
|                                     |                                | 1              | 2              | 3       | 4              |
| Beispiel <sup>a</sup>               | Scotchbond™ Universal          | 60,767         |                |         |                |
|                                     | iBond Universal®               |                | 102,333        |         |                |
|                                     | Scotchbond™ Universal Plus     |                |                | 133,044 |                |
|                                     | Monobond® Plus                 |                |                | 155,033 |                |
|                                     | Prime&Bond Active®             |                |                | 163,989 |                |
|                                     | Clearfil Universal Bond Quick® |                |                |         | 197,833        |
| Teststatistik                       |                                | . <sup>b</sup> | . <sup>b</sup> | 5,502   | . <sup>b</sup> |
| Sig. (zweiseitiger Test)            |                                | .              | .              | 0,064   | .              |
| Angepasste Sig. (zweiseitiger Test) |                                | .              | .              | 0,124   | .              |

Homogene Subsets basieren auf asymptotischen Signifikanzen. Das Signifikanzniveau ist ,050.

a. Jede Zelle enthält den durchschnittlichen Stichprobenrang Universaladhäsiv.

b. Berechnung nicht möglich, weil das Subset nur eine Stichprobe enthält.

Tabelle 18: Kruskal-Wallis-Test der Universaladhäsive

Die Tabelle 18 zeigt, dass in allen Keramiken das Clearfil Universal Bond Quick® die signifikant höchsten Werte liefert. Das Scotchbond™ Universal Plus, das Monobond® plus und das Prime&Bond Active® weisen untereinander keine Signifikanzen auf, sie weisen jedoch signifikant niedrigere Werte als das Clearfil Universal Bond Quick® und signifikant höhere Werte als das iBond Universal® und das Scotchbond™ Universal auf. Auffällig ist, dass in dieser Untersuchung ein signifikanter Unterschied zwischen dem Scotchbond™ Universal und dem Nachfolgeprodukt Scotchbond™ Universal Plus festzustellen ist. Die Nullhypothese, dass der Haftverbund der verschiedenen Universaladhäsive identisch und kein signifikanter Unterschied erkennbar ist, ist abzulehnen.

#### 4.4. Bruchflächenanalyse

Nach Durchführung der Scherversuche, wurden die Bruchflächen unter einem hochauflösenden Mikroskop (VHX-5000, Keyence Coporation® Osaka, Japan) bei 30facher Vergrößerung betrachtet. Dabei wurden die Bruchflächen hinsichtlich der Bruchart analysiert. Ein adhäsiver Bruch findet innerhalb der adhäsiven Schicht statt, wohingegen der kohäsive Bruch innerhalb der beiden zu verbindenden Materialien stattfindet. Ein kohäsiver Bruch lässt daher auf einen starken adhäsiven Verbund schließen, sodass bei höherer Krafteinwirkung das Material nachgibt. Bei der Analyse wurden die Bruchflächen durch die standardisierte Grundfläche von ca. 19,63mm<sup>2</sup> geteilt. Die Bruchmuster wurden in drei Arten unterteilt: adhäsiv, kohäsiv unter 50% der Gesamtfläche, kohäsiv über 50% der Gesamtfläche.

|             |    | Bruchanalyse |              |              |
|-------------|----|--------------|--------------|--------------|
|             |    | adhäsiv      | kohäsiv <50% | kohäsiv >50% |
| Gruppierung | 1A | 73,3%        | 26,7%        | 0,0%         |
|             | 1B | 66,7%        | 33,3%        | 0,0%         |
|             | 1C | 86,7%        | 6,7%         | 6,7%         |
|             | 1D | 93,3%        | 6,7%         | 0,0%         |
|             | 1E | 80,0%        | 20,0%        | 0,0%         |
|             | 1F | 93,3%        | 6,7%         | 0,0%         |
|             | 2A | 6,7%         | 20,0%        | 73,3%        |
|             | 2B | 0,0%         | 0,0%         | 100,0%       |
|             | 2C | 0,0%         | 6,7%         | 93,3%        |
|             | 2D | 0,0%         | 26,7%        | 73,3%        |
|             | 2E | 40,0%        | 33,3%        | 26,7%        |
|             | 2F | 86,7%        | 13,3%        | 0,0%         |
|             | 3A | 100,0%       | 0,0%         | 0,0%         |
|             | 3B | 100,0%       | 0,0%         | 0,0%         |
|             | 3C | 100,0%       | 0,0%         | 0,0%         |
|             | 3D | 100,0%       | 0,0%         | 0,0%         |
|             | 3E | 100,0%       | 0,0%         | 0,0%         |
|             | 3F | 100,0%       | 0,0%         | 0,0%         |

Tabelle 19: Bruchflächenanalyse

Die Tabelle 19 zeigt, dass die Gruppen 2A-2D den höchsten Anteil an kohäsiven Brüchen aufweisen. Diese Gruppen erzielten im Schnitt die höchsten Werte bei den Scherversuchen. Innerhalb der Gruppen deckt sich die Abstufung mit der des Kruskal-Wallis-Tests, sodass anhand der Bruchflächen die Gruppe 2D den höchsten Anteil an kohäsiven Brüchen über 50%

aufweist. Die Gruppen mit einem hohen Anteil an adhäsiven Brüchen zeigten auch in den Scherversuchen eher niedrige Werte. Daraus lässt sich folgern, dass je höher der Haftverbund ist, umso besser ist die adhäsive Verbindung der Werkstoffe und umso häufiger entstehen kohäsive Brüche.

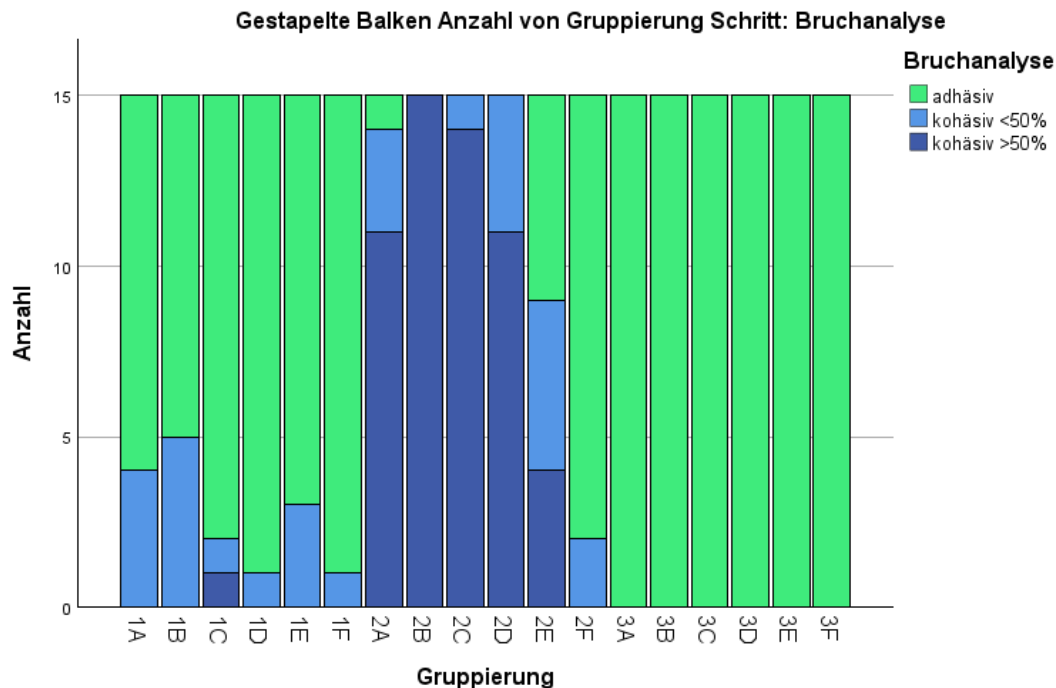


Abbildung 18: Diagramm Bruchflächenanalyse

Die Spearman-Rho-Korrelation zeigt, dass eine signifikante Abhängigkeit des Scherverbundes von der Qualität der resultierenden Bruchfläche besteht. Da der Test zweiseitig signifikant ausfällt, kann gezeigt werden, dass diese Korrelation auch umgekehrt feststellbar ist. Daher lässt sich bei einem höheren Haftwert vermuten, dass es zu einem kohäsiven Bruch kommt. Ebenso lässt ein kohäsiver Bruch auf einen höheren Haftwert schließen.

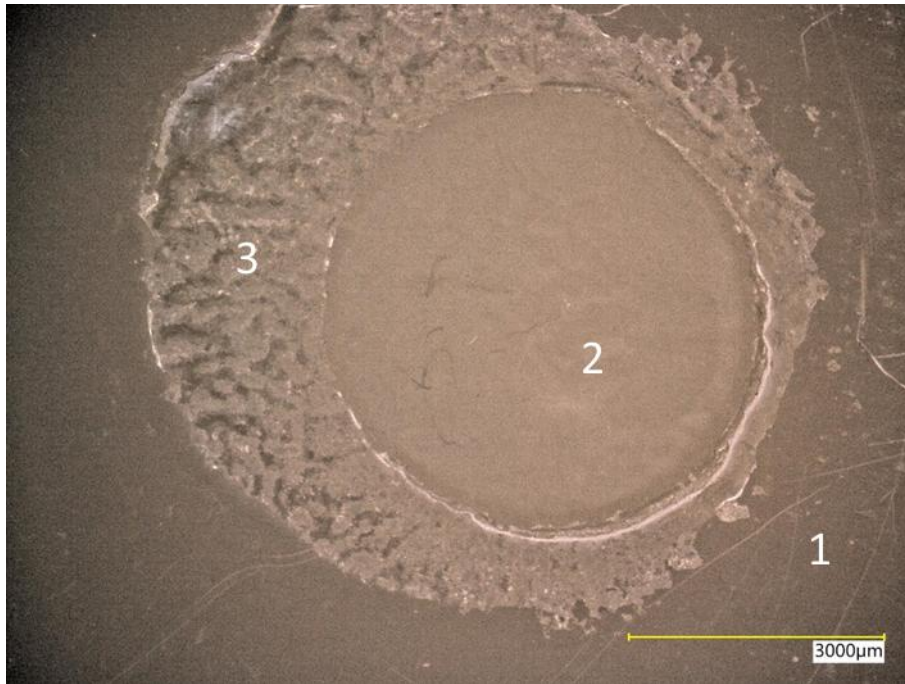
#### Korrelationen<sup>b</sup>

|              |                    |                         | Scherverbund<br>[MPa] | Bruchanalyse |
|--------------|--------------------|-------------------------|-----------------------|--------------|
| Spearman-Rho | Scherverbund [MPa] | Korrelationskoeffizient | 1,000                 | 0,715**      |
|              |                    | Sig. (2-seitig)         | .                     | <0,001       |
|              | Bruchanalyse       | Korrelationskoeffizient | 0,715**               | 1,000        |
|              |                    | Sig. (2-seitig)         | <0,001                | .            |

\*\* . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

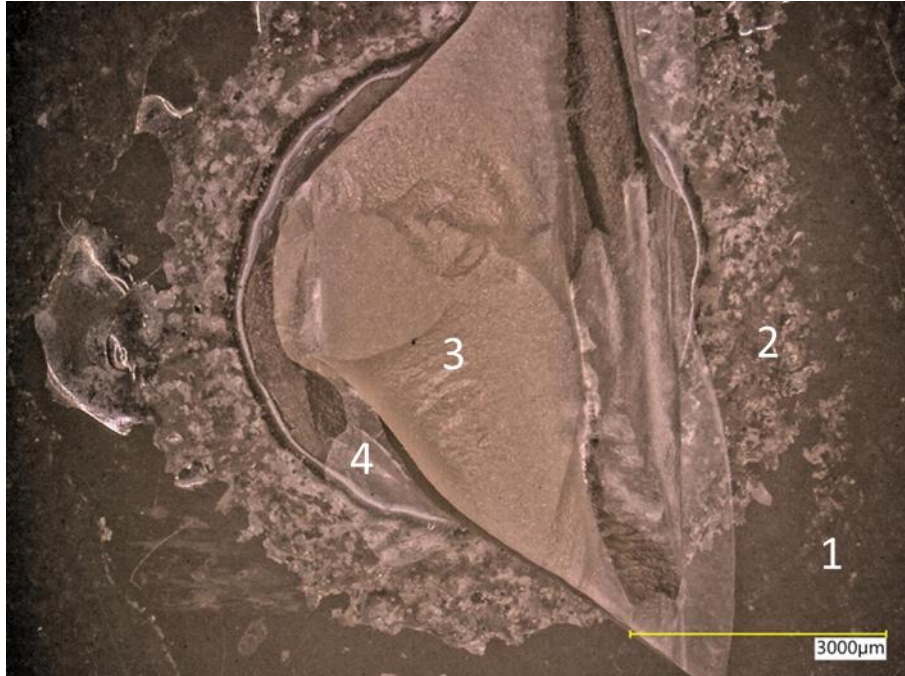
b. Listenweises N= 270

Tabelle 20: Spearman-Rho-Korrelation der Bruchflächen mit dem Scherverbund



1: Keramik; 2: adhäsiver Bruch; 3: überschüssiges Adhäsiv

Abbildung 19: Beispiel für einen adhäsiven Bruch



1: Keramik; 2: überschüssiges Adhäsiv; 3: kohäsiver Bruch in der Keramik; 4: kohäsiver Bruch im Komposit

Abbildung 20: Beispiel für einen kohäsiven Bruch

## **5. Diskussion**

Die Ergebnisse von Verbundfestigkeitsmessungen sind abhängig vom Versuchsaufbau und sollten idealerweise mit jenen eines ähnlichen Versuchsaufbaus verglichen werden<sup>91</sup>. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Versuchsgruppen sind von besonderem Interesse, um auf eine klinische Relevanz schließen zu können.

### **5.1. Material und Methode**

#### **5.1.1. Keramiken**

Da die Auswahl an Keramiken und Universaladhäsiven immer vielfältiger wird, wird es immer schwieriger eine Entscheidung zu treffen, welche Materialien man im klinischen Alltag einsetzen möchte. Um ein breites Spektrum abzubilden, wurden drei unterschiedliche Keramiken mit sechs verschiedenen Universaladhäsivsystemen untersucht. Die Auswahl der Keramiken fiel auf zwei bewährte Glaskeramiken - IPS Empress® CAD und IPS e.max® CAD. Beide sind als CAD/CAM-Blöcke erhältlich und seit vielen Jahren auf dem Markt vertreten. Zudem wurden sie in vielen Studien hinsichtlich Reparaturversuchen untersucht<sup>86,92-95</sup>. Cerec Tessera™ ist im Vergleich zu den beiden anderen noch nicht so lange erhältlich. In der Literatur wurde die Keramik in einigen Studien verwendet, jedoch noch nicht in einer in-vitro-Studie, die einen Reparaturversuch simuliert<sup>96,97</sup>. Die Keramiken wurden entsprechend der Herstellerangaben verarbeitet und verwendet.

#### **5.1.2. Universaladhäsive**

In dieser in-vitro-Studie werden sechs verschiedenen Universaladhäsivsysteme untersucht. Bei der Hälfte werden zusätzlich zum Adhäsiv noch weitere Materialien zur Konditionierung eingesetzt. Das Calibra® Silane wird zusätzlich zum Prime&Bond active® benutzt, sowie der Clearfil Ceramic Primer Plus® in Kombination mit Clearfil Universal Bond Quick® und der iBond Ceramic Primer® mit iBond Universal®. Das Monobond® plus, sowie das Scotchbond™ Universal und Scotchbond™ Universal Plus werden ohne zusätzliche Komponenten aufgetragen. Der spezielle Fokus dieser Studie liegt auf den Versuchsgruppen, deren Produkte eines Herstellers entstammen, sowie auf dem Vergleich der Ergebnisse von Scotchbond™ Universal und dem Nachfolgerprodukt Scotchbond™ Universal Plus. Durch die Auswahl der oben genannten Produkte wird ein breites Spektrum verschiedener Universaladhäsivsysteme abgedeckt. Zudem wurden die verwendeten Universaladhäsive in einigen ähnlichen Studien untersucht, sodass durch diese Auswahl eine gewisse Vergleichbarkeit generiert werden soll <sup>98-103</sup>.

### 5.1.3. Probenherstellung

Der Probenherstellung wurde die DIN EN ISO 10477 zugrunde gelegt, die die Normung für Kronen- und Brückenkunststoffe umfasst. Unter Punkt 7.7, der die Verbundfestigkeitsprüfung erläutert, werden die Maße der Proben beschrieben. Da die CAD-CAM-Blöcke genormt sind, ließ sich nur die Höhe der Plättchen variieren. Unter 7.7.1.2 ist eine Mindeststärke von  $2\pm 0,5$  mm gefordert. Die eingespannten Blöcke wurden auf ca.  $2,1\pm 0,1$  mm geschnitten, damit ein Puffer für die anschließende Politur besteht. Bei dem IPS e.max® CAD wurde beim Schnitt der Sintervorgang mit einberechnet. Die anschließende Politur ist in der Norm nicht konkret beschrieben, sodass zwar eine glänzende Oberfläche gefordert ist, die jedoch keine genaue Körnung vorgibt. Um eine möglichst homogene Oberfläche zu gestalten, die einer polierten Krone nahekommt, wurden die Prüfkörper mit einer Dispersionsflüssigkeit von  $3\mu\text{m}$  poliert. Da eine Bruchfläche eine meist unregelmäßig raue Oberfläche aufweist, wurde für diese Studie standardisiert die polierte Oberfläche vorausgesetzt, um eine bessere Vergleichbarkeit zu erzielen. Viele vergleichbare Studien haben die Prüfkörper gröber poliert als in dieser Studie<sup>69,73,86,104</sup>. Viele Studien geben die FEPA-Größe ihres Schleifpapiers an, die in  $\mu\text{m}$  umgerechnet werden kann<sup>105</sup>. Ataol et al. und Liebermann et al. haben beispielsweise ihre Prüfkörper auf P1200 poliert, was einer Rauigkeit von ca.  $15,3\mu\text{m}$  entspricht<sup>86,98</sup>. Sattabanasuk et al. haben wiederum auf P320 poliert, was ca.  $46,2\mu\text{m}$  entspricht<sup>73</sup>. Je gröber poliert wird, desto offenerporiger ist die Oberfläche. Daher ist anzunehmen, dass eine Politur auf  $3\mu\text{m}$  eine sehr geringe Oberflächenrauigkeit aufweist. Nach der Politur wurden die Prüfkörper gemäß der Herstellerangaben mit gepufferter 9%iger Flusssäure geätzt. Die Universaladhäsive wurden ebenfalls nach Herstellerangaben aufgetragen. Die Kompositaufbauten wurden gemäß der DIN 10477 / 7.7.1.1 mittels einer Teflonscheibe verklebt. Die Teflonscheibe ist in der Mitte mit einer konischen Bohrung versehen, deren größerer Durchmesser  $5\pm 0,1\text{mm}$  und deren kleinerer Durchmesser  $4,9\pm 0,1\text{mm}$  beträgt. Die Höhe des Aufbaus beträgt  $2,5\pm 0,05\text{mm}$ . Nachdem die Prüfkörper hergestellt wurden, durchliefen diese einen Alterungsprozess. Komposite nehmen im wässrigen Milieu durchgehend Wasser auf, während Wassermoleküle durch den Kunststoff als permeables Medium diffundieren<sup>106</sup>. Die dabei stattfindende Hydrolyse an den Grenzflächen zwischen Komposit und Keramik, sowie innerhalb des Komposits sind die Hauptursache für eine Schwächung des Haftverbunds<sup>107,108</sup>. In dieser Studie wurden die Prüfkörper für sieben Tage in entmineralisiertem Wasser bei  $37\pm 1^\circ\text{C}$  gelagert. Diese Dauer ist unter 7.8.4 in der DIN 10477 beschrieben. Im Vergleich dazu haben einige Studien mit ähnlichem Aufbau einen Lagerungszeitraum zwischen 24 Stunden und 30 Tagen gewählt<sup>68,69,73,86,92,109</sup>. Nach der Lagerung durchliefen die Prüfkörper den Thermocyclingprozess gemäß DIN 10477 / 7.7.1.4 von 5000 Zyklen mit einem Intervall von  $5\pm 1^\circ\text{C}$  für 30s und  $55\pm 1^\circ\text{C}$  für 30s. In vergleichbaren Studien reichte die Dauer des Thermocyclings von 0-20000 Zyklen<sup>68,69,73,86,92,98,104,109-112</sup>. Bömicke et al. konnten in ihrer Arbeit

zeigen, dass mögliche Scherversuchsergebnisse nicht linear abhängig von der Lagerungszeit und der Anzahl der Thermozyklen sind<sup>102</sup>. Dadurch, dass die Konditionierung nach Herstellerangaben erfolgte und für die Aufbauten und den Alterungsprozess nach DIN EN ISO 10477 verfahren wurde, ist eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse möglich. Trotz sorgfältiger Einhaltung aller Vorgaben bei der Prüfkörperherstellung, ist nicht vollkommen auszuschließen, dass sich geringe Abweichungen bei der Herstellung negativ auf die Streuung der Messwerte auswirken könnten.

## **5.2. Auswertung der Ergebnisse**

Die Verwendung von Flusssäure in Verbindung mit Glaskeramiken wird in der Zahnmedizin schon lange angewandt. In der Regel wird die Keramik konditioniert, bevor sie als prothetische Versorgung eingesetzt wird. Diese Verwendung betrifft das Lumen der keramischen Versorgung. Der zahnmedizinische Ansatz sowie das Arbeiten werden immer minimalinvasiver. Um in bestimmten Fällen eine Krone nicht austauschen zu müssen, wird die Bedeutung einer Reparatur bei keramischen Frakturen immer größer. Da die Flusssäurebehandlung in der Literatur gute Ergebnisse für die Befestigung von Glaskeramiken liefert<sup>113,114</sup>, sollte in dieser Studie geprüft werden, ob diese Behandlung einen positiven Einfluss auf die Haftung des Reparaturmaterials an der Keramik hat. Da die konventionelle Flusssäure chemisch sehr reaktiv ist, ist diese für den intraoralen Gebrauch nicht zugelassen. Um diese Problematik zu umgehen, wurde in dieser Studie gepufferte Flusssäure verwendet, die laut Hersteller auch für den intraoralen Gebrauch zugelassen ist.

Die Vielzahl angebotener Glaskeramiken und Universaladhäsiven kann dem Anwender die Auswahl erschweren. In dieser Studie wurden drei verschiedene Glaskeramiken und sechs unterschiedliche Universaladhäsivsysteme untersucht. Mit Blick auf die Ergebnisse des Scherversuchs wird deutlich, dass unterschiedliche Ergebnisse aus der Kombination von Keramik mit Universaladhäsiv resultieren. Somit konnten alle Nullhypothesen zurückgewiesen werden.

Aus den Ergebnissen wird deutlich, dass die Kombination aus IPS Empress® CAD und CUB mit einem Medianwert von 26,69 MPa am besten abgeschnitten hat. Ein ähnlich gutes Ergebnis lieferte die Gruppe aus IPS Empress CAD® und MBP mit einem Medianwert von 26,08 MPa. Diese beiden Gruppen unterscheiden sich nicht signifikant, sodass bei beiden ein gutes klinisches Ergebnis zu erwarten ist, welches jedoch durch klinische Studien verifiziert werden müsste. Generell fällt auf, dass bei den Testgruppen nur fünf Kombinationen suffiziente Ergebnisse lieferten. Die Suffizienz ist nach der DIN EN ISO 10477 definiert, bei der mindestens 80% der Proben einen Mindestwert von 5 MPa aufweisen müssen. Dies trifft

nur für die Verbindungen aus IPS Empress CAD +PBA/+CUB/+MBP/+SBP und IPS e.max® CAD+CUB zu. Die restlichen Gruppen konnten keine ausreichenden Ergebnisse liefern. Auffällig sind jedoch die Gruppen Cerec Tessera™ + SBU und IPS e.max® CAD + SBU. Beide Gruppen weisen sehr niedrige Werte auf, da sich bereits während des Alterungsvorgangs einige Kompositaufbauten abgelöst haben.

Im Vergleich zu dieser Studie konnten andere Studien höhere Haftwerte für das IPS e.max® CAD liefern. Yao et al.<sup>115</sup> haben 2017 in ihrer Versuchsreihe das IPS e.max® CAD mit dem Clearfil Universal Bond®, als Vergleichsadhäsiv zum Clearfil Universal Bond Quick®, untersucht. Unterschieden wurde in Gruppen mit und ohne zuvor eingesetzten Primer. Ohne Primer wurde ein Mittelwert von 14,25 MPa und mit Primer von 23,24 MPa erzielt. In dieser Studie konnte ein Mittelwert von 8,27 MPa gemessen werden. In der Studie von Yao et al. wurden die Prüfkörper mit der Körnung P3000 und einer 0,5µm Diamantpaste mit Wasser poliert. Die Rauigkeiten der Prüfkörper sind daher gut vergleichbar mit der in dieser Studie erzeugten Oberflächenstruktur. Yao et al. ätzten die Prüfkörper 90s und nicht, wie vom Hersteller angegeben, mit 20s. Zudem durchliefen diese keinen Alterungsprozess. Demnach waren die Prüfkörper keiner Hydrolyse ausgesetzt, die den Verbund hätte schwächen können<sup>107,108</sup>. Die längere Ätzzeit ist zudem als potentieller Faktor für einen höheren Haftverbund anzusehen. Eine Ätzzeit von 90s könnte daher eine größere retentive Oberfläche erzeugt haben als eine Ätzzeit von 20s. Generell ist festzuhalten, dass nicht exakt die gleichen Materialien verwendet wurden. Daher sind die Ergebnisse nur ansatzweise vergleichbar.

Kim et al.<sup>110</sup> untersuchten ebenfalls das IPS Empress® CAD mit verschiedenen Universaladhäsiven. Die Prüfkörper wurden mit der Körnung P600 poliert und anschließend mit einer 9,5%igen Flusssäure geätzt. Nach einer Alterung von 10000 Thermozyklen konnten Mittelwerte bei den Universaladhäsiven von 23,89 MPa und 22,76 MPa gemessen werden. Diese Haftwerte liegen trotz der doppelten Anzahl an Thermozyklen im Bereich der in dieser vorliegenden Arbeit ermittelten Werte. Dieses Ergebnis ist eine mögliche Bestätigung des von Bömicke et al. beschriebenen Sättigungseffektes beim Alterungsprozess<sup>102</sup>.

In dieser Studie konnte beim IPS e.max® CAD + MBP ein Mittelwert von 2,67 MPa gemessen werden. Lopes et al.<sup>111</sup> erzielten bei der Verwendung von 9%iger Flusssäure von Ultradent® bei einer Ätzzeit von 20s einen Mittelwert von 8,0 MPa. Die Prüfkörper wurden jedoch mit einer Körnung von P1200 gröber poliert und wurden keinem Alterungsprozess unterzogen. Die höheren Haftwerte können durch eine rauere Oberfläche und durch das fehlende Thermocycling erklärt werden. Die rauere Oberfläche bietet dadurch mehr Vernetzungsmöglichkeit und die während des Thermocyclings eintretende Hydrolyse findet ebenfalls nicht statt.

Murillo-Gomez et al.<sup>112</sup> untersuchten in ihrer Studie den Haftverbund zwischen IPS e.max® CAD mit Scotchbond™ Universal. Die Prüfkörper wurden für 5s bei 5mm Abstand mit 50µm feinem Aluminiumoxid abgestrahlt und danach mit einer 10%igen Flusssäure 20s geätzt. Eine Gruppe wurde für 24 Stunden bei 37°C und die andere Gruppe für 60 Tage bei 37°C im Wasser gelagert. Der Mittelwert betrug nach 24 Stunden 18,8 MPa und nach 60 Tagen 17,2 MPa. Verglichen zu dieser Studie mit einem Mittelwert von 0,24 MPa unterscheiden sich die Ergebnisse deutlich. Erklären lassen sich die Ergebnisse dadurch, dass Murillo-Gomez et al. ihre Proben abgestrahlt und dann geätzt haben, was eine deutliche Oberflächenvergrößerung bewirkte, wohingegen in dieser Studie eine sehr fein polierte Oberfläche lediglich geätzt wurde. Zudem wurden die Proben nicht im Thermocycler gealtert, was mögliche Auswirkungen hinsichtlich der Hydrolyse des Haftverbunds zur Folge haben könnte <sup>108</sup>.

In der Studie von Liebermann et al.<sup>98</sup> wurden vier verschiedene Keramiken mit neun unterschiedlichen Universaladhäsiven verglichen. Die zu vergleichende Keramik ist das IPS e.max® CAD mit den Universaladhäsiven iBond Universal®, Monobond® Plus, Prime&Bond Active®, Scotchbond™ Universal, sowie das Clearfil Universal Bond® als Vergleichsadhäsiv zum Clearfil Universal Bond Quick®. Die Prüfkörper wurden mit einer Körnung von P1200 poliert und anschließend für 20s mit einer 9%igen Flusssäure von Ultradent® geätzt. Nach 24 Stunden Wasserlagerung und 20000 Zyklen im Thermocycler erzielte das iBond Universal® einen Mittelwert von 1,8 MPa. In dieser Studie konnte ein Mittelwert von 4,37 MPa gemessen werden. Die Mittelwerte von MBP, PBA, SBU und Clearfil Universal Bond® unterschieden sich deutlich von den Mittelwerten, die in dieser Studie gemessen wurden. Die Mittelwerte in der Studie von Liebermann et al. betrugen 32,5 MPa (MBP), 15,4 MPa (PBA), 7,8 MPa (SBU) und 1,3 MPa beim Clearfil Universal Bond®. Die Mittelwerte der vorliegenden Studie lagen bei 2,67 MPa (MBP), 6,50 MPa (PBA), 0,24 MPa (SBU) und 8,27 MPa (CUB). Auffällig sind die großen Diskrepanzen zwischen den Mittelwerten für das MBP oder das SBU. Das CUB lässt sich nicht exakt vergleichen, da in der Studie von Liebermann et al. nicht das gleiche Universaladhäsiv untersucht wurde. Dennoch ist der Mittelwert von CUB deutlich höher als der des Clearfil Universal Bond®. Mögliche Gründe für diesen Unterschied können die unterschiedliche Politur sowie die unterschiedliche Alterung sein. Jedoch sollte der Einfluss der Politur überwiegen, da die Proben in der Studie von Liebermann et al. länger gealtert wurden. Zudem würde auch dieses Ergebnis die These eines Sättigungseffekts von Bömicke et al.<sup>102</sup> bestätigen. Ähnliche Ergebnisse im Zusammenhang mit IPS e.max® CAD und Clearfil Universal Bond® erzielten Ataol et al.<sup>86</sup>. Mit einem Mittelwert von 1,5 MPa ist der Wert deutlich geringer als in dieser Studie. Ataol et al. nutzten die 9%ige Flusssäure von Ultradent® und alterten ihre Proben für 24 Stunden bei 37°C mit anschließenden 5000 Thermozyklen. Wie bei Liebermann et al.<sup>98</sup> lassen sich die Ergebnisse wegen des unterschiedlichen Produkts nicht genau vergleichen.

Grundsätzlich ist festzuhalten, dass bei möglichen Vergleichen immer betrachtet wird, wie die Vorbehandlung der Prüfkörper erfolgt und welche Materialien verwendet werden. In einigen Studien wurden unterschiedliche Flusssäuren verwendet, deren Konzentration und chemisches Reaktiv hinsichtlich der Pufferung den Haftverbund beeinflussen können<sup>116</sup>. Des Weiteren gilt bei den Vergleichen zu beachten, dass die Meinungen hinsichtlich der Alterung kontrovers ausfallen können, da die Hydrolyse das Ergebnis beeinflussen kann<sup>107</sup>. Zudem besteht die Möglichkeit, dass ein gewisser Sättigungseffekt eintreten kann, bei dem der Alterungsprozess ein Plateau erreicht, ab dem ein weiterer negativer Einfluss auf die Ergebnisse nicht mehr festzustellen ist und dadurch scheinbar unvergleichbare Studien hinsichtlich der Alterung doch vergleichbar macht<sup>102</sup>.

Der Kruskal-Wallis-Test konnte zeigen, dass die verwendete Keramik einen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund ausübt. Das IPS Empress® CAD konnte signifikant bessere Ergebnisse liefern als die beiden anderen Keramiken. Ein möglicher Grund dafür könnte die Ätzdauer sein. Da das IPS Empress® CAD herstellergetreu für 60s geätzt wird und das IPS e.max® nur 20s bzw. das Cerec Tessera™ 30s, beträgt das Verhältnis 3:1 bzw. 2:1. Wie schon aufgezeigt, wurden die Prüfkörper sehr fein auf 3µm poliert. Je feiner die Politur, desto glatter ist die Oberfläche. Die Flusssäure erzeugt ihrerseits ein dreidimensionales Muster mit Poren und Furchen<sup>117</sup>. Das Ergebnis der Ätzung ist ebenfalls abhängig von der Zusammensetzung der Keramik, da der Anteil der Glasphase bei den geprüften Keramiken unterschiedlich ausfällt. Es ist anzunehmen, dass bei einer sehr fein polierten Oberfläche zu Beginn weniger Porositäten feststellbar sind als bei einer weniger feinen. Daher könnte die Dauer der Flusssäureätzung einen erheblichen Einfluss auf die Scherergebnisse ausüben. Die Schlussfolgerung daraus ist, dass bei längerer Ätzzeit mehr Porositäten entstehen, die die Oberfläche vergrößern, um mehr Bindungen für die weitere Konditionierung zu schaffen. Jedoch muss dabei auch die Zusammensetzung der Keramik berücksichtigt werden, da laut Kruskal-Wallis trotz längerer Ätzzeit des Cerec Tessera™ kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des Haftverbunds zu IPS e.max® CAD festzustellen war. Auf die Keramiken bezogen lässt sich daher zusammenfassen, dass die Kombination aus Ätzzeit und werkstofflicher Zusammensetzung ausschlaggebend für den Haftverbund sein kann.

Bei der Analyse der Universaladhäsive zeigen die Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests, dass das Clearfil Universal Bond Quick® einen signifikant besseren Haftverbund als die übrigen Universaladhäsive aufweist. Wie zuvor beschrieben, kann man die sechs Universaladhäsive in eine Gruppe mit zusätzlichen Komponenten und in eine Gruppe ohne zusätzliche Komponente einteilen. Die Gruppe mit den zusätzlichen Komponenten, PBA + CUB + IBU, weist spezielle Keramikprimer bzw. Silan auf. Die Gruppe ohne diese Komponenten, MBP +

SBP + SBU, beinhaltet ausschließlich Universaladhäsive, die die Konditionierung als Einfaschensystem vollziehen können. Laut der Analyse weist das CUB einen signifikant besseren Haftverbund auf. Somit kann ein Unterschied zwischen Einfaschensystem und Mehrkomponentensystem festgestellt werden. Abgesehen vom CUB, liefert das PBA zwar nominell bessere Ergebnisse als das MBP und SBP, jedoch konnte kein signifikanter Unterschied aufgezeigt werden. Sattabanasuk et al.<sup>73</sup> konnten feststellen, dass in ihrer Studie, in der auch Scotchbond™ Universal untersucht wurde, Keramikprimer in Verbindung mit einem Universaladhäsiv bessere Ergebnisse lieferten als ohne. Betrachtet man das Gesamtergebnis dieser Studie, zeigte CUB einen signifikant höheren Haftverbund, was sich mit der Aussage der Arbeit von Lima et al.<sup>78</sup> deckt. In dieser Metaanalyse wurde festgehalten, dass Keramikprimer einen besseren Haftverbund generieren als rein silanhaltige Universaladhäsive. Ein weiterer interessanter Aspekt innerhalb der Betrachtung der Universaladhäsive ist, dass die beiden verwandten Adhäsive SBU und SBP Unterschiede aufweisen. Das SBP konnte bessere Werte aufweisen als das SBU, obwohl in der veränderten Zusammensetzung das MDP und Silan fehlen. In weiteren Studien müssen die höheren Haftwerte des SBP im Vergleich zum Vorgängerprodukt SBU bestätigt werden. Weiterhin fällt auf, dass IBU trotz zusätzlichem Primersystem die zweitniedrigsten Ergebnisse geliefert hat und signifikant schlechter war als SBP, MBP, PBA und CUB. Wie in der Gruppenanalyse beschrieben, zeigt sich auch in der Universaladhäsivanalyse, dass die Gruppen mit SBU unabhängig von der Keramik am schlechtesten abgeschnitten haben.

Im Vergleich zu der Gruppenanalyse, bei der IPS Empress® CAD + MBP den zweitbesten Verbund zeigen konnte, liegt das MBP im Mittelfeld der Universaladhäsivanalyse. Auffällig ist, dass die Produktlinie IPS Empress® CAD + MBP besser abgeschnitten hat als die Produktlinie IPS e.max® CAD + MBP, trotz des Hintergrundes, dass alle Materialien von einem Unternehmen sind.

Es wurde nach der Bruchflächenanalyse zwischen Brüchen mit mehr als 50% und mit weniger als 50% des kohäsiven Anteils an der Gesamtfläche unterschieden. Bei dem adhäsiven Bruch findet dieser innerhalb der Adhäsivschicht statt, wohingegen der kohäsive Bruch innerhalb der beiden zu verbindenden Materialien erfolgt. Somit zeigten sich mitunter gemischte kohäsive Brüche, bei denen sowohl die Keramik als auch das Komposit gebrochen sind.

Auffällig ist, dass bei den Gruppen des IPS Empress® CAD vor allem jene mit höheren Haftwerten kohäsive Brüche aufweisen. Die Spearman-Rho-Korrelation bestätigt dieses Ergebnis: Höhere Haftwerte sind mit dem Auftreten von kohäsiven Brüchen verknüpft.

Da es jedoch zu Ermüdungsbrüchen in den zu untersuchenden Materialien kommen kann, kann angenommen werden, dass die tatsächlichen Haftwerte höher ausfallen könnten<sup>98</sup>. Dies

zeigte sich in der vorliegenden Studie besonders in den Gruppen des IPS Empress® CAD, bei denen Prüfkörper teils vollständig zerbrochen sind.

Trotz der deutlich geringeren Haftwerte innerhalb der Gruppen des Cerec Tessera™ traten vereinzelt kohäsive Brüche auf. In den Gruppen des IPS e.max® CAD konnten keine kohäsiven Brüche festgestellt werden.

### 5.3. Schlussfolgerungen

Anhand der Ergebnisse dieser Studie lassen sich folgende Schlüsse ziehen:

- Bei ausschließlicher Verwendung von gepufferter Flusssäure weist das IPS Empress® CAD unabhängig vom Universaladhäsiv die signifikant höchsten Haftwerte auf.
- Das IPS e.max® CAD und Cerec Tessera™, mit Ausnahme von IPS e.max® CAD + CUB, weisen keine suffizienten Ergebnisse gemäß DIN EN ISO 10477 auf.
- Das Clearfil Universal Bond Quick® weist in der vorliegenden Studie gemäß DIN EN ISO 10477 signifikant höhere Haftwerte im Vergleich zu den anderen untersuchten Universaladhäsiven auf.

Zusammenfassend muss kritisiert werden, dass sich die Schlussfolgerungen und Ergebnisse nur begrenzt mit denen aus anderen Studien vergleichen lassen. Dadurch, dass es keine international geltenden standardisierten Protokolle zum Alterungsprozess gibt, fällt dieser willkürlich aus <sup>118,119</sup>. Die DIN EN ISO 10477 dient als Grundlage für den Alterungsprozess in der vorliegenden Arbeit. Dort ist eine Temperatur von 5°C-55°C gefordert, sowie eine Anzahl von 5000 Thermozyklen. Da die DIN 10477 nicht bindend ist, können die Parameter abweichend gewählt werden. Das gilt sowohl für deutsche Studien als auch für den Vergleich mit internationalen Studien. Wegen der fehlenden Standardisierung können widersprüchliche Ergebnisse in verschiedenen Studien gemessen werden <sup>118</sup>.

Ein weiterer problematischer Aspekt hinsichtlich der Vergleichbarkeit ist die fehlende Standardisierung der Politur. Eine unterschiedliche Politur und die daraus resultierende unterschiedliche Oberflächenbeschaffenheit kann im Vergleich vollständig andere Ergebnisse liefern.

Da sich die Ergebnisse aus oben genannten Gründen nur schwierig vergleichen lassen, vermindert sich deren Aussagekraft.

Eine internationale Standardisierung derartiger Studienaufbauten würde eine Vergleichbarkeit begünstigen.

Prinzipiell gilt zu prüfen, ob die untersuchten Materialkombinationen, die in dieser in-vitro-Studie Haftwerte über 5 MPa erzielen konnten, in klinischen Studien einen ähnlichen Haftverbund aufweisen können.

## 6. Literaturverzeichnis

1. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res* 2014; **58**(4): 208-16.
2. Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res* 2011; **90**(8): 937-52.
3. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011; **56** Suppl 1: 84-96.
4. Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR, Frieser R. Introduction to Ceramics. 1976; 1976.
5. Martin Rosentritt AK, Sebastian Hahnel, Bogna Stawarczyk. Werkstoffkundekompandium Dentale Keramiken; 2018.
6. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015; **28**(3): 227-35.
7. Talibi M, Kaur K, Parmar H. Do you know your ceramics? Part 2: feldspathic ceramics. *Br Dent J* 2022; **232**(2): 80-3.
8. Chu S, Ahmad I. A historical perspective of synthetic ceramic and traditional feldspathic porcelain. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005; **17**(9): 593-8; quiz 600.
9. Normung Dlf. Zahnheilkunde - Keramische Werkstoffe. DIN EN ISO 6872. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
10. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans* 2016; **45**(48): 19194-215.
11. Raap U, Stiesch M, Kapp A. Contact allergy to dental materials. *J Dtsch Dermatol Ges* 2012; **10**(6): 391-6; quiz 7.
12. Hindsén M, Spirén A, Bruze M. Cross-reactivity between nickel and palladium demonstrated by systemic administration of nickel. *Contact Dermatitis* 2005; **53**(1): 2-8.
13. Zhou J, Mah J, Shrotriya P, Mercer C, Soboyejo WO. Contact damage in an yttria stabilized zirconia: Implications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2007; **18**(1): 71-8.
14. Montazerian M, Zanotto ED. Bioactive and inert dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res A* 2017; **105**(2): 619-39.
15. Yamamuro T. A/W glass-ceramic: Clinical applications. 2013: 189-207.
16. Miguez-Pacheco V, Hench LL, Boccaccini AR. Bioactive glasses beyond bone and teeth: emerging applications in contact with soft tissues. *Acta Biomater* 2015; **13**: 1-15.
17. Øilo M, Bakken V. Biofilm and Dental Biomaterials. *Materials* 2015; **8**: 2887 - 900.
18. Baloch H. The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature. *European journal of dentistry* 2014; **8**.
19. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent* 2000; **83**(6): 664-7.
20. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2016; **116**(2): 257-63.
21. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont* 2014; **6**(6): 456-61.
22. Kern M. Vollkeramik auf einem Blick. Ettlingen; 2015.
23. Eichner K. KH. Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Stuttgart: Thieme; 2008.
24. Hampe R, Theelke B, Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture Toughness Analysis of Ceramic and Resin Composite CAD/CAM Material. *Oper Dent* 2019; **44**(4): E190-e201.
25. Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials - Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater* 2016; **32**(7): 847-52.
26. Strub JR KM, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Artikulatoren, Ästhetik, Werkstoffkunde, festsitzende Prothetik; 2011.
27. Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M. Der richtige Werkstoff. 2001; **1**: 12-6.

28. Mehl A. Von den Anfängen bis heute. ZWP 2001.
29. Duret F, Blouin J-L, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association* 1988; **117**(6): 715-20.
30. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004; **7**(1): 25-45.
31. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; **75**(1): 18-32.
32. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; **204**(9): 505-11.
33. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 1997; **76**(11): 1799-807.
34. Becker J. CAC- Ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1996; **51**: 511.
35. Willer J. Neues CAD/CAM-System zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz. ZWR 1998; **107**: 180.
36. Witkowski S. Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das zahntechnische Labor. *Quintessenz Zahntechnik* 2002; **28**: 374.
37. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* 2011; **55**(3): 559-70, ix.
38. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; **34**(6): 849-53.
39. Tian F, Zhou L, Zhang Z, et al. Paucity of Nanolayering in Resin-Dentin Interfaces of MDP-based Adhesives. *J Dent Res* 2016; **95**(4): 380-7.
40. Yue X, Hou X, Gao J, Bao P, Shen J. Effects of MDP-based primers on shear bond strength between resin cement and zirconia. *Exp Ther Med* 2019; **17**(5): 3564-72.
41. Carrilho E, Cardoso M, Marques Ferreira M, Marto CM, Paula A, Coelho AS. 10-MDP Based Dental Adhesives: Adhesive Interface Characterization and Adhesive Stability-A Systematic Review. *Materials (Basel)* 2019; **12**(5).
42. Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, et al. Influence of the Chemical Structure of Functional Monomers on Their Adhesive Performance. *Journal of Dental Research* 2008; **87**(8): 757-61.
43. 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**(1): 17-28.
44. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 2000; **79**(2): 709-14.
45. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, et al. Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. *J Dent Res* 2012; **91**(4): 376-81.
46. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent* 2015; **36**(1): 15-26; quiz 8, 40.
47. Taguchi S, Komine F, Kubochi K, Fushiki R, Kimura F, Matsumura H. Effect of a silane and phosphate functional monomer on shear bond strength of a resin-based luting agent to lithium disilicate ceramic and quartz materials. *Journal of oral science* 2018; **60** 3: 360-6.
48. Hellwig E KJ, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Deutscher Zahnärzte-Verlag; 2010.
49. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2010; **120**(11): 972-86.
50. Kappert HF EK. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung: Georg Thieme Verlag KG; 2008.
51. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dental Materials* 2003; **19**(3): 206-11.
52. Frankenberger R. Adhäsive Zahnheilkunde. Wissenschaft und Praxis: Deutscher Zahnärzte-Verlag; 2013.
53. M Rosentritt NI, U Lohbauer. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin (Moderne Materialien und Technologien): Georg Thieme Verlag KG; 2018.

54. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998; **14**(1): 51-6.
55. Frankenberger R. Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg. Balingen: Spitta; 2018.
56. Körber K LK. Zahnärztliche Werkstoffe und Technologie: Georg Thieme Verlag; 1993.
57. Eichner K. KH. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung: Georg Thieme Verlag; 2005.
58. GARVIE RC, NICHOLSON PS. Phase Analysis in Zirconia Systems. *Journal of the American Ceramic Society* 1972; **55**(6): 303-5.
59. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 2008; **24**(3): 299-307.
60. Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomater* 2010; **6**(12): 4532-8.
61. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. *Dent Mater* 2011; **27**(5): 439-44.
62. Schley JS, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci* 2010; **118**(5): 443-50.
63. Strub J. Curriculum Prothetik Band 2. Berlin: Quintessenz; 1994.
64. Claus H. Vita InCeram, ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken. 1990.
65. Guazzato M, Walton T, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Australian Dental Journal* 2010; **55**(3): 306-10.
66. Hickel R, Brühaver K, Ilie N. Repair of restorations--criteria for decision making and clinical recommendations. *Dent Mater* 2013; **29**(1): 28-50.
67. Akyil MS, Yilmaz A, Karaalioğlu OF, Duymuş ZY. Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomed Laser Surg* 2010; **28**(4): 539-45.
68. Al-Thagafi R, Al-Zordk W, Saker S. Influence of Surface Conditioning Protocols on Reparability of CAD/CAM Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *J Adhes Dent* 2016; **18**(2): 135-41.
69. Kocağaoğlu H, Manav T, Albayrak H. In Vitro Comparison of the Bond Strength between Ceramic Repair Systems and Ceramic Materials and Evaluation of the Wettability. *J Prosthodont* 2017; **26**(3): 238-43.
70. Bayraktar Y, Arslan M, Demirtag Z. Repair bond strength and surface topography of resin-ceramic and ceramic restorative blocks treated by laser and conventional surface treatments. *Microsc Res Tech* 2021; **84**(6): 1145-54.
71. Benli M, Kilic EHH, Gumus BE, Turkyilmaz I. Effects of Various Laser Treatments on Surface Characterization and Repair Bond Strength of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramics. *Int J Prosthodont* 2024; **37**(1): 92-4.
72. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J* 2015; **34**(2): 161-7.
73. Sattabanasuk V, Charnchairerk P, Punsukumtana L, Burrow MF. Effects of mechanical and chemical surface treatments on the resin-glass ceramic adhesion properties. *J Investig Clin Dent* 2017; **8**(3).
74. Silva P, Martinelli-Lobo CM, Bottino MA, Melo RM, Valandro LF. Bond strength between a polymer-infiltrated ceramic network and a composite for repair: effect of several ceramic surface treatments. *Braz Oral Res* 2018; **32**: e28.
75. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003; **89**(5): 479-88.
76. Dikicier S, Korkmaz C, Atay A. Surface roughness and characteristics of CAD/CAM zirconia and glass ceramics after combined treatment procedures. *BMC Oral Health* 2022; **22**(1): 524.

77. Karaokutan I, Ozel GS. Effect of surface treatment and luting agent type on shear bond strength of titanium to ceramic materials. *J Adv Prosthodont* 2022; **14**(2): 78-87.
78. Lima RBW, Muniz IdAF, Campos DeS, et al. Effect of universal adhesives and self-etch ceramic primers on bond strength to glass-ceramics: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2024; **131**(3): 392-402.
79. Neis CA, Albuquerque NL, Albuquerque Ide S, et al. Surface treatments for repair of feldspathic, leucite - and lithium disilicate-reinforced glass ceramics using composite resin. *Braz Dent J* 2015; **26**(2): 152-5.
80. Yao C, Ahmed MH, De Grave L, et al. Optimizing glass-ceramic bonding incorporating new silane technology in an experimental universal adhesive formulation. *Dent Mater* 2021; **37**(5): 894-904.
81. Kiomarsi N, Jarrah A, Chiniforoush N, Hashemikamangar SS, Kharazifard MJ. Effect of surface treatment with laser on repair bond strength of composite resin to ceramic. *Dent Res J (Isfahan)* 2022; **19**: 30.
82. Yan K, Song J, Liu X, et al. Effect of Er:YAG laser pretreatment on glass-ceramic surface in vitro. *Lasers Med Sci* 2022; **37**(8): 3177-82.
83. Erdemir U, Sancakli HS, Sancakli E, et al. Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate-reinforced CAD/CAM ceramic material. *J Adv Prosthodont* 2014; **6**(6): 434-43.
84. Ueda N, Takagaki T, Nikaido T, Takahashi R, Ikeda M, Tagami J. The effect of different ceramic surface treatments on the repair bond strength of resin composite to lithium disilicate ceramic. *Dental materials journal* 2021.
85. Colares RC, Neri JR, Souza AM, Pontes KM, Mendonça JS, Santiago SL. Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Braz Dent J* 2013; **24**(4): 349-52.
86. Ataol AS, Ergun G. Effects of surface treatments on repair bond strength of a new CAD/CAM ZLS glass ceramic and two different types of CAD/CAM ceramics. *J Oral Sci* 2018; **60**(2): 201-11.
87. Bottino M, Snellaert A, Bergoli C, Özcan M, Bottino M, Valandro L. Effect of Ceramic Etching Protocols on Resin Bond Strength to a Feldspar Ceramic. *Operative dentistry* 2014; **40**.
88. Ozcan M, Allahbeickaraghi A, Dündar M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Investig* 2012; **16**(1): 15-23.
89. Alzainal AH, Majud AS, Al-Ani AM, Mageet AO. Orthodontic Bonding: Review of the Literature. *Int J Dent* 2020; **2020**: 8874909.
90. Straface A, Rupp L, Gintaute A, Fischer J, Zitzmann NU, Rohr N. HF etching of CAD/CAM materials: influence of HF concentration and etching time on shear bond strength. *Head Face Med* 2019; **15**(1): 21.
91. Sickfeld J. Pull-Off Test, an Internationally Standardized Method for Adhesion Testing-Assessment of the Relevance of Test Results. Boston, MA: Springer US; 1983.
92. Höller B, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U, Zorzin JI. Influence of Simulated Oral Conditions on Different Pretreatment Methods for the Repair of Glass-Ceramic Restorations. *J Adhes Dent* 2022; **24**(1): 57-66.
93. Üstün Ö, Büyükhatoğlu IK, Seçilmiş A. Shear Bond Strength of Repair Systems to New CAD/CAM Restorative Materials. *J Prosthodont* 2018; **27**(8): 748-54.
94. Karcı M, Demir N, Subaşı MG, Gökkaya M. Shear bond strength of a novel porcelain repair system for different computer-aided design/computer-assisted manufacturing ceramic materials. *Niger J Clin Pract* 2018; **21**(4): 507-13.
95. Cuzic C, Jivanescu A, Negru RM, Hulka I, Rominu M. The Influence of Hydrofluoric Acid Temperature and Application Technique on Ceramic Surface Texture and Shear Bond Strength of an Adhesive Cement. *Materials (Basel)* 2023; **16**(12).
96. Jurado CA, Bora PV, Azpiazu-Flores FX, Cho SH, Afrashtehfar KI. Effect of resin cement selection on fracture resistance of chairside CAD-CAM lithium disilicate crowns containing virgillite: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent* 2023.

97. Al-Johani H, Haider J, Silikas N, Satterthwaite J. Effect of surface treatments on optical, topographical and mechanical properties of CAD/CAM reinforced lithium silicate glass ceramics. *Dent Mater* 2023; **39**(9): 779-89.
98. Liebermann A, Detzer J, Stawarczyk B. Impact of Recently Developed Universal Adhesives on Tensile Bond Strength to Computer-aided Design/Manufacturing Ceramics. *Oper Dent* 2019; **44**(4): 386-95.
99. Maier E, Bordihn V, Belli R, et al. New Approaches in Bonding to Glass-Ceramic: Self-Etch Glass-Ceramic Primer and Universal Adhesives. *J Adhes Dent* 2019; **21**(3): 209-17.
100. Tang C, Mercelis B, Ahmed MH, Yoshihara K, Peumans M, Van Meerbeek B. Adhesive Performance Assessment of Universal Adhesives and Universal Adhesive/Composite Cement Combinations. *J Adhes Dent* 2023; **25**(1): 241-56.
101. Dimitriadi M, Zafiropoulou M, Zinelis S, Silikas N, Eliades G. Silane reactivity and resin bond strength to lithium disilicate ceramic surfaces. *Dent Mater* 2019; **35**(8): 1082-94.
102. Bömicke W, Rammelsberg P, Krisam J, Rues S. The Effects of Surface Conditioning and Aging on the Bond Strength Between Composite Cement and Zirconia-reinforced Lithium-Silicate Glass-Ceramics. *J Adhes Dent* 2019; **21**(6): 567-76.
103. Yao C, Yang H, Yu J, Zhang L, Zhu Y, Huang C. High Bond Durability of Universal Adhesives on Glass Ceramics Facilitated by Silane Pretreatment. *Oper Dent* 2018; **43**(6): 602-12.
104. Turunç-Oğuzman R, Şişmanoğlu S. Influence of surface treatments and adhesive protocols on repair bond strength of glass-matrix and resin-matrix CAD/CAM ceramics. *J Esthet Restor Dent* 2023; **35**(8): 1322-31.
105. Buehler. Anwendungslitfadn Schleifen Und Polieren. <https://www.buehler.com/de/blog/anwendungslitfadn-schleifen-und-polieren/> (accessed 21.03.2024).
106. Kerschbaum T. Adhäsivprothetik Brücken Attachments Schienen Veneers. München: Urban&Schwarzberg; 1995.
107. Pospiech P. Werkstoffkundliche und klinische Untersuchung zur vollkeramischen Klebebrücke. Berlin: Quintessenz-Verlags-GmbH; 1999.
108. Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont* 2002; **15**(3): 267-72.
109. Queiroz JR, Souza RO, Nogueira Junior L, Jr., Ozcan M, Bottino MA. Influence of acid-etching and ceramic primers on the repair of a glass ceramic. *Gen Dent* 2012; **60**(2): e79-85.
110. Kim RJ-Y, Woo J-S, Lee I-B, Yi Y-A, Hwang J-Y, Seo D-G. Performance of universal adhesives on bonding to leucite-reinforced ceramic. *Biomaterials Research* 2015; **19**(1): 11.
111. Lopes G, Perdigão J, Baptista D, Ballarin A. Does a Self-etching Ceramic Primer Improve Bonding to Lithium Disilicate Ceramics? Bond Strengths and FESEM Analyses. *Operative Dentistry* 2019; **44**(2): 210-8.
112. Murillo-Gómez F, Rueggeberg F, De Goes M. Short- and Long-Term Bond Strength Between Resin Cement and Glass-Ceramic Using a Silane-Containing Universal Adhesive. *Operative Dentistry* 2017; **42**(5): 514-25.
113. Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater* 2014; **30**(7): e147-62.
114. Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO. Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength. *Oper Dent* 2015; **40**(4): 372-8.
115. Yao C, Zhou L, Yang H, et al. Effect of silane pretreatment on the immediate bonding of universal adhesives to computer-aided design/computer-aided manufacturing lithium disilicate glass ceramics. *European Journal of Oral Sciences* 2017; **125**(2): 173-80.
116. Dos Santos D, Pacheco RR, Komegae GH, et al. Effects of Hydrofluoric Acid Concentrations, Commercial Brands, and Adhesive Application on the Bond Strength of a Resin Luting Agent to Lithium Disilicate Glass Ceramic. *Oper Dent* 2023; **48**(6): 700-10.
117. Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil* 2001; **28**(1): 95-101.

118. Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2007; **19**(6): 340-53.
119. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; **29**: 295-308.

## 7. Anhang

### 7.1. Abbildungsverzeichnis

|                                                                                                     |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Abbildung 1: CAD/CAM-Blöcke .....                                                                   | 21 |
| Abbildung 2: Prime&Bond active® + Calibra® Silane .....                                             | 22 |
| Abbildung 3: Clearfil Universal Bond Quick® + K-Etchant® + Clearfil Universal Primer Plus®<br>..... | 23 |
| Abbildung 4: Monobond® Plus .....                                                                   | 24 |
| Abbildung 5: Scotchbond™ Universal Plus.....                                                        | 25 |
| Abbildung 6: iBond Universal® + iBond Ceramic Primer®.....                                          | 26 |
| Abbildung 7: Scotchbond™ Universal .....                                                            | 26 |
| Abbildung 8: Übersicht Universaladhäsive.....                                                       | 28 |
| Abbildung 9: Ceram.x Spectra ST flow® .....                                                         | 29 |
| Abbildung 10: Schematischer Aufbau Scherfestigkeitsversuch.....                                     | 31 |
| Abbildung 11: IsoMet™ 1000      Abbildung 12: Vita Vacumat® 6000M .....                             | 32 |
| Abbildung 13: EcoMet™ 30 .....                                                                      | 32 |
| Abbildung 14: Flusssäure "Porcelain Etch".....                                                      | 33 |
| Abbildung 15: Schematischer Ablauf Verklebung der Prüfkörper.....                                   | 34 |
| Abbildung 16: Studiendesign.....                                                                    | 36 |
| Abbildung 17: Boxplot der Versuchsgruppen.....                                                      | 40 |
| Abbildung 18: Diagramm Bruchflächenanalyse .....                                                    | 45 |
| Abbildung 19: Beispiel für einen adhäsiven Bruch .....                                              | 46 |
| Abbildung 20: Beispiel für einen kohäsiven Bruch .....                                              | 46 |

### 7.2. Tabellenverzeichnis

|                                                           |    |
|-----------------------------------------------------------|----|
| Tabelle 1: Übersicht Dentalkeramiken .....                | 10 |
| Tabelle 2: Zusammensetzung der Prüfkeramiken.....         | 20 |
| Tabelle 3: Anwendung Prime&Active Bond .....              | 21 |
| Tabelle 4: Anwendung Clearfil Universal Bond Quick® ..... | 22 |
| Tabelle 5: Anwendung Monobond® Plus.....                  | 23 |
| Tabelle 6: Anwendung Scotchbond™ Universal Plus .....     | 24 |
| Tabelle 7: Anwendung iBond Universal® .....               | 25 |
| Tabelle 8: Anwendung Scotchbond™ Universal .....          | 26 |
| Tabelle 9: Übersicht Universaladhäsive.....               | 27 |
| Tabelle 10: Zusammensetzung Ceram.x Spectra ST flow®..... | 29 |
| Tabelle 11: Härtezeiten Ceram.x Spectra ST flow®.....     | 30 |

|                                                                                  |    |
|----------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabelle 12: Flusssäure "Porcelain Etch" .....                                    | 33 |
| Tabelle 13: Klassifikation der Versuchsgruppen .....                             | 35 |
| Tabelle 14: Kolmogorov-Smirnov-Test .....                                        | 38 |
| Tabelle 15: Deskriptive Statistik.....                                           | 39 |
| Tabelle 16: Kruskal-Wallis-Test der Versuchsgruppen .....                        | 41 |
| Tabelle 17: Kruskal-Wallis-Test der Keramiken .....                              | 42 |
| Tabelle 18: Kruskal-Wallis-Test der Universaladhäsive .....                      | 42 |
| Tabelle 19: Bruchflächenanalyse.....                                             | 44 |
| Tabelle 20: Spearman-Rho-Korrelation der Bruchflächen mit dem Scherverbund ..... | 45 |

### **7.3. Formelverzeichnis**

|                             |    |
|-----------------------------|----|
| Formel 1: Formel Druck..... | 35 |
|-----------------------------|----|