

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde  
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

**Einfluss der Oberflächenvorbehandlung CAD-CAM-gefertigter Hybridkeramik-  
Kronen durch ein kaltaktives Atmosphärendruckplasma auf die Haftstärke  
einer Kompositklebung in Hybrid-Abutment-Kronen**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der  
Zahnmedizin  
der Universitätsmedizin  
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Georgi Kostadinov  
aus Plovdiv, Bulgarien

Mainz, 2024

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. Hansjörg Schild

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 24. September 2024

Für meine Eltern

# Inhaltsverzeichnis

|       |  |     |
|-------|--|-----|
| I.    | Abkürzungsverzeichnis .....  | I   |
| II.   | Abbildungsverzeichnis .....  | II  |
| III.  | Tabellenverzeichnis .....  | III |
| 1.    | Einleitung .....   | 1   |
| 1.1   | Problembeschreibung .....  | 1   |
| 1.2   | Ziele der Untersuchung .....   | 2   |
| 2.    | Literaturdiskussion .....  | 4   |
| 2.1   | Grundlagen .....   | 4   |
| 2.1.1 | Geschichte der Implantologie .....                                       | 4   |
| 2.1.2 | Der Aufbau zahnärztlicher Implantate .....                               | 4   |
| 2.1.3 | Werkstoffe für dentale Implantate .....                                  | 7   |
| 2.1.4 | Die Befestigung von Suprakonstruktionen .....                            | 9   |
| 2.2   | Dentale Keramiken .....  | 10  |
| 2.2.1 | Die Entwicklung von dentalen Keramiken .....                             | 11  |
| 2.2.2 | Werkstoffeigenschaften von Dentalkeramiken .....                         | 11  |
| 2.2.3 | Adhäsive Befestigung .....   | 13  |
| 2.3   | CAD-CAM-Technologie .....  | 16  |
| 2.3.1 | Die Entwicklung der CAD-CAM-Technologie .....                            | 16  |
| 2.3.2 | Technische Voraussetzungen .....   | 17  |
| 2.4   | Plasmatechnologie .....  | 19  |
| 2.4.1 | Grundlagen .....   | 19  |
| 2.4.2 | Klassifizierung .....  | 20  |
| 2.4.3 | Atmosphärendruckplasma und Anwendungsbereiche .....                      | 21  |
| 2.4.4 | PDD-Technologie .....  | 23  |
| 2.4.5 | Der Plasmaeinfluss auf die Haftfestigkeit eines Befestigungskomposits .. | 24  |

|   |    |
|---|----|
| 3. Material und Methoden.....                                       | 27 |
| 3.1 Verwendete Materialien.....                                     | 27 |
| 3.1.1 Geräte.....   | 27 |
| 3.1.2 Instrumentarium.....  | 28 |
| 3.1.3 Hybrid-Abutment-Komponenten.....                              | 28 |
| 3.1.4 Verbrauchsmaterialien.....                                    | 29 |
| 3.1.5 Software.....   | 30 |
| 3.2 Methodik.....   | 30 |
| 3.2.1 Einteilung und Durchführung der Versuchssequenz.....          | 30 |
| 3.2.2 Design und Herstellung der Hybrid-Kronen mit VITA Enamic..... | 31 |
| 3.2.3 Vorbehandlung der Oberfläche der Titanklebebasis.....         | 32 |
| 3.2.4 Vorbehandlung der Oberfläche der Hybridkeramik-Kronen.....    | 33 |
| 3.2.5 Adhäsive Befestigung der Hybrid-Abutment-Kronen.....          | 35 |
| 3.2.6 Thermozyklisierung.....                                       | 36 |
| 3.2.7 Zugscherversuch.....  | 36 |
| 3.2.8 Beurteilung des Bruchverhaltens.....                          | 37 |
| 3.3 Statistik.....  | 38 |
| 3.3.1 Statistische Methodik und Nullhypothesen.....                 | 38 |
| 4. Ergebnisse.....  | 40 |
| 4.1 Das Probenverhalten im Zugscherversuch.....                     | 40 |
| 4.2 Abzugskräfte.....   | 40 |
| 4.3 Bruchbilder.....  | 44 |
| 5. Diskussion.....  | 48 |
| 5.1 Methodendiskussion.....   | 48 |
| 5.1.1 Probengestaltung.....   | 48 |
| 5.1.2 Vorbehandlungsmaßnahmen.....                                  | 48 |
| 5.1.3 Verklebung.....   | 51 |

|                               |    |
|-------------------------------|----|
| 5.1.4 Thermozyklisierung..... | 52 |
| 5.1.5 Zugscherversuch.....    | 52 |
| 5.2 Ergebnisdiskussion.....   | 53 |
| 6. Zusammenfassung.....       | 57 |
| 7. Literaturverzeichnis ..... | 59 |
| 8. Danksagung .....           | 71 |
| 9. Lebenslauf.....            | 72 |

## I. Abkürzungsverzeichnis

|                                       |   |
|---------------------------------------|---|
| 3-MPS .....                           | 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan                 |
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> .....  | Aluminiumoxid                                       |
| ANOVA.....                            | Analysis of Variance                                |
| Bis-GMA.....                          | Bisphenol-A-(di)glycidylmethacrylat                 |
| CAD-CAM .....                         | Computer-Aided Design-Computer-Aided Manufacturing  |
| CAP.....                              | Kaltaktives Atmosphärendruckplasma                  |
| CEREC.....                            | CEramic REConstruction                              |
| g/cm <sup>3</sup> .....               | Gramm pro Kubikzentimeter                           |
| Gew.-% .....                          | Gewichtsprozent                                     |
| GPa.....                              | Gigapascal  |
| HAK.....                              | Hybrid-Abutment-Krone                               |
| HEMA.....                             | Hydroxyethylmethacrylat                             |
| HF .....                              | Hydrofluoric acid                                   |
| IAAD.....                             | International Academy for Adhesive Dentistry        |
| K <sub>2</sub> O.....                 | Kaliumoxid  |
| Li <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ..... | Lithiumphosphat                                     |
| mm .....                              | Millimeter  |
| MPa.....                              | Megapascal  |
| NTP.....                              | Nicht-thermisches Plasma                            |
| PDD.....                              | Piezoelectric-Direct-Discharge                      |
| ppm/K.....                            | Temperaturkoeffizient                               |
| SiO <sub>2</sub> .....                | Siliciumdioxid                                      |
| TEGDMA.....                           | Triethylenglykoldimethacrylat                       |
| UDMA.....                             | Urethan-dimethacrylat                               |
| Vol.-%.....                           | Volumenprozent                                      |
| Y-TZP.....                            | yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystals |
| ZrO <sub>2</sub> .....                | Zirkoniumdioxid                                     |
| µm .....                              | Mikrometer  |

## II. Abbildungsverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| Abbildung 1: Design der Hybridkeramik-Krone mit Designanteilen außerhalb des Blocks. ....   | 32 |
| Abbildung 2: Haltevorrichtung (gelb) und Keilspannprobenhalter (rot). ....  | 37 |
| Abbildung 3: Kraft-Weg-Diagramm aus einem der durchgeführten Versuche. ....   | 40 |
| Abbildung 4: Box-Plot-Darstellung der Abzugskräfte in den jeweiligen Gruppen. ....  | 43 |
| Abbildung 5: Vergleich mit versus ohne Plasma mit Anwendung von Haftvermittler und HF. ....   | 43 |
| Abbildung 6: Vergleich der Gruppen mit versus ohne die Applikation des Haftvermittlers Silan. ....  | 44 |
| Abbildung 7: Grafische Darstellung der Verteilung der Bruchbilder. ....   | 45 |
| Abbildung 8: Grafik zum Zusammenhang zwischen Bruchbild und Abzugskraft. ....   | 46 |
| Abbildung 9: Adhäsionsbruch mit Kleberesten vollständig an der Titanklebebasis a: Kleberückstände vollständig an der Titanklebebasis b: Hybridkeramikoberfläche frei von Kleberückständen. .... | 46 |
| Abbildung 10: Adhäsionsbruch mit Kleberesten an der Titanklebebasis (a) und an der Hybridkeramik (b), puzzleartig (rote Pfeile). ....   | 47 |

### III. Tabellenverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| Tabelle 1: Vorbehandlungsprotokoll .....  | 31 |
| Tabelle 2: Abzugskräfte [N] in den verschiedenen Gruppen.....   | 41 |
| Tabelle 3: p-Werte und Mittelwertdifferenzen für die paarweisen Vergleiche zwischen den Gruppen. Die p-Werte werden im unteren Dreieck der Matrix angegeben. Das obere Dreieck enthält die Differenzen, berechnet als Spaltenmittelwert minus Zeilenmittelwert [N]. ..... | 42 |

## 1. Einleitung

### 1.1 Problembeschreibung

In der Implantatprothetik spielen zweiteilige Hybrid-Abutment-Kronen (HAK) eine große Rolle beim Ersatz von einzelnen Zähnen. Die Möglichkeit der CAD-CAM-Herstellung der Kronen, die mit konfektionierten Titanbasen verklebt werden, ist mit einigen Vorteilen verbunden. Zu den Vorteilen der CAD-CAM-Herstellung gehören der Zugang zu industriell vorgefertigten und nahezu fehlerfreien Materialien für den Zahnersatz, Verbesserungen bei der Präzision und der Planung, eine bessere Reproduzierbarkeit, eine automatische und schnelle Datenverarbeitung und eine einfachere und effizientere Datenspeicherung (1). In den letzten Jahren wurden neue Hybridmaterialien für CAD-CAM-Systeme entwickelt, bei denen die Vorteile von Keramik hinsichtlich der Ästhetik, Haltbarkeit und Farbstabilität mit den Vorteilen von Kunststoffkompositen hinsichtlich einer höheren Biegefestigkeit und einer intraoralen Reparaturfähigkeit miteinander kombiniert werden. Aktuell können die meisten Hybridkeramiken, die als Restaurationsmaterial verwendet werden, durch subtraktives Fräsen bearbeitet werden (2). In der vorliegenden Studie wurde die Hybridkeramik VITA ENAMIC® eingesetzt. Durch ihre spezielle Zusammensetzung aus einer silikatkeramischen Matrix und einer Polymermatrix weist sie eine hohe Elastizität und eine damit verbundene potenzielle Kaukraftabsorption auf (3, 4), was vor allem bei der Versorgung starrer Implantate als signifikanter Vorteil erscheint (5).

Bei Hybrid-Abutment-Kronen werden aus verschiedenen Gründen die Verbindungen zum Implantat nicht als Bestandteil des Kronenmaterials hergestellt, sondern üblicherweise werden Titanklebebasen in die gefrästen Kronen geklebt. Bei diesen zweiteiligen Abutment-Kronen besteht die Gefahr einer Lösung der Verklebung, da nur die Titanbasis über eine Schraube mit dem Implantat verbunden wird. Um eine ausreichende Stabilität der Klebung der HAK zu gewährleisten, müssen die Klebeflächen der beiden Komponenten vorbehandelt werden. Für die Titanbasis haben sich dabei die Korundstrahlung mit  $Al_2O_3$  und die Applikation eines Haftvermittlers bewährt (6). Die keramische Struktur der Hybridkeramik kann allerdings bei übermäßiger Korundstrahlung über einen Zeitraum von mehr als 30 Sekunden beschädigt werden (7, 8). Deshalb wird dabei, wie bei Glaskeramiken, eine

Flusssäureätzung mit anschließender Silanisierung durchgeführt. Diese Methode ist jedoch fehleranfällig und schwierig in der Handhabung und kann auch umwelt- und gesundheitsschädlich sein (9, 10). Daher lohnt sich die Suche nach einer alternativen Methode zur Oberflächenvorbehandlung, wobei bisher nur sehr wenige Studien zur Vorbehandlung von VITA ENAMIC® vorliegen.

In letzter Zeit rückt die Verwendung von kaltaktivem Atmosphärendruckplasma (CAP) in den Fokus vieler werkstoffkundlicher Studien, weil durch CAP die Oberflächeneigenschaften vieler Materialien so verändert werden können, dass ihre Benetzbarkeit gesteigert wird, wodurch eine Verklebung u. U. besser haftet. Das Anwendungsspektrum des Atmosphärendruckplasmas ist äußerst vielfältig. Primär sind diese Geräte darauf ausgerichtet, lokale Vorbehandlungen an einer breiten Palette von Oberflächen durchzuführen, wie das Reinigen und Aktivieren von Polymeren, Metallen, Keramiken, Gläsern und Hybridmaterialien (11). Das Regensburger Unternehmen „relyon Plasma“ fertigt seit 2004 neben industriellen Großplasmageneratoren auch Plasmageräte für den individuellen und handwerklichen Einsatz, etwa für den Modellbau. Das Gerät "piezobrush PZ3" erzeugt durch den Einsatz der innovativen Piezoelectric-Direct-Discharge-Technologie (PDD) kaltaktives Atmosphärendruckplasma (CAP) (12). Mit dem Gerät "piezobrush PZ3", das durch die innovative PDD-Technologie ein kaltes und aktives Atmosphärendruckplasma erzeugt, sollen in der vorliegenden Arbeit die Oberflächen der Hybridkeramiken vorbehandelt und dann eingehend untersucht werden.

## 1.2 Ziele der Untersuchung

Bisher gibt es nur wenige Studien, die sich genauer mit dem Einfluss von Plasma auf die Haftfestigkeit von Befestigungskompositen beschäftigt haben. Eine vergleichbare Untersuchung mit Zirkoniumdioxid-Kronen wurde von Görge et al. durchgeführt (13). Dabei wurden sowohl die Innenflächen der Zirkoniumdioxid-Kronen als auch die Titanklebebasen vor der Zementierung mit Plasma behandelt. Aus verschiedenen Gründen wurden in der vorliegenden Studie nur die Hybridkeramik-Kronen mit Plasma vorbehandelt. In diesem Zusammenhang geht es um ein Forschungsgebiet, das bisher nur wenig untersucht wurde. Für die Vorbehandlung von Titanbasen und Keramikronen mit Atmosphärendruckplasma gibt es aktuell keine standardisierten Anwendungsrichtlinien.

Das Hauptziel der vorliegenden Arbeit besteht deshalb in einer detaillierten Analyse des Einflusses von CAP und zwar sowohl isoliert als auch in Kombination mit anderen Vorbehandlungsmethoden auf die Haftfestigkeit einer Kompositverklebung der Titanklebebasis mit der Hybridkeramik-Krone (VITA ENAMIC®). Außerdem soll geklärt werden, ob CAP als mögliche alternative Vorbehandlungsmethode für Hybridkeramiken geeignet ist. Im Blick auf diese Zielsetzungen werden die folgenden Nullhypothesen formuliert:

- 1.) H01: Die Vorbehandlungsmaßnahme hat keinen Einfluss auf die Abzugskraft zwischen der Hybridkeramik-Krone und der Titanklebebasis.
  
- 2.) H02: Das Bruchverhalten der Verklebung steht in keinem Zusammenhang mit der Haftfestigkeit einer Kompositverklebung in Hybrid-Abutment-Kronen.
  
- 3.) H03: Kaltaktives Atmosphärendruckplasma (CAP) hat keinen signifikanten Einfluss auf die Haftstärke der Verklebung.

## 2. Literaturdiskussion

### 2.1 Grundlagen

#### 2.1.1 Geschichte der Implantologie

Der schwedische Orthopäde und Forscher Per-Ingvar Brånemark entwickelte Zahnimplantate aus Titan und beschäftigte sich mit der Grundlagenforschung zur Einheilung der Implantate im Knochen. Brånemark untersuchte dabei, inwiefern sich Titan mit dem menschlichen Knochengewebe verbindet und mit ihm verwächst. Diese Art der Einheilung bezeichnete er als „Osseointegration“. Er standardisierte sein Verfahren und legte großen Wert auf eine Oberflächenvorbehandlung des Implantats durch Anrauen mit einem Strahlverfahren und eine Operation unter sterilen Bedingungen mit standardisierten Instrumenten, die alle Indikationsbereiche abdecken sollten. Durch seine Innovation wurde Brånemark zum Vater der modernen Implantologie (14).

Frühe implantologische Verfahren wurden bereits im 2. Jahrhundert n. Chr. im heutigen Südafrika im Rahmen von Zahntransplantationen durchgeführt, wobei Zähne in fremde Kiefer eingesetzt wurden.

1807 beschrieben Jourdan und Magiollo in ihrem Buch "Le Manuel de l'art du Dentiste" die erste Verwendung von Fremdmaterial als zahnärztliche Implantate. Sie entwickelten die Idee der Herstellung und Verankerung eines künstlichen Zahnes durch eine Implantation künstlicher Wurzeln (15). 1886 berichtete der US-amerikanische Zahnarzt W. J. Younger über die „Transplantation eines natürlichen Zahnes“ in eine künstlich vorbereitete Extraktionsalveole, was als Spätimplantat bezeichnet werden kann. Seine Erfindung hatte sowohl bei Zahnärzten als auch bei Patienten großen Erfolg und verbreitete sich schnell in den USA (14, 16).

#### 2.1.2 Der Aufbau zahnärztlicher Implantate

Ein Zahnimplantat dient als künstliche Zahnwurzel und ermöglicht dadurch die Befestigung von Zahnersatz. Der Zahnersatz soll dabei sowohl funktionell als auch ästhetisch einem natürlichen Zahn ähneln. Der durch das Implantat getragene Zahn besteht üblicherweise aus den folgenden Komponenten: Implantatkörper, Implantat-

Abutment, Schraube und Suprakonstruktion (17, 18). Darüber hinaus gibt es auch andere Konfigurationen, wie einteilige Implantatkörper, bei denen auf dem aus der Schleimhaut ragenden Teil direkt eine Krone oder anderer Zahnersatz verankert wird.

#### 2.1.2.1 Der Implantatkörper

Der Implantatkörper entspricht einer künstlichen Wurzel und bildet das Fundament des Zahnersatzes (17). Moderne dentale Implantatkörper weisen üblicherweise eine konische, eine zylindrokonische oder eine zylindrische Form auf (16). In der Regel verfügen Implantate aus heutigen Systemen auf der Oberfläche über ein Gewinde, sodass sie über eine vorpräparierte Kavität in den Knochen gedreht werden können. Die Kavität wird dann mit systemkonformen Bohrern in Abhängigkeit von der Knochenqualität unterschiedlich weit aufbereitet. Die Gewindegeometrie kann bei den unterschiedlichen Systemen stark variieren. Die Insertion der schraubenförmigen Implantate kann maschinell oder manuell durchgeführt werden (16, 19). Die inneren Strukturen der Implantatkörper weisen ebenfalls Variationen auf. Bei frühen Systemen konnte zwischen Hohlkörperimplantaten und Vollkörperimplantaten unterschieden werden (19, 20). Dabei waren Hohlkörperimplantate innen hohl und oft perforiert, sodass sie kleine Öffnungen aufwiesen. Dadurch sollte die Osseointegration begünstigt und die Spannungen zwischen Knochen und Implantat sollten reduziert werden (19, 20). Es konnte aber kein klarer Vorteil gegenüber starren Vollkörperimplantaten festgestellt werden. Die meisten Implantatkörper verfügen am oberen Ende innen über ein Gewinde, in das das sogenannte Abutment als zweiter Teil des Implantats eingeschraubt werden kann (20).

#### 2.1.2.2 Das Implantat-Abutment

Bei den Implantat-Abutments handelt es sich um künstliche Vorrichtungen, die mit den Zahnimplantaten verbunden werden, um Kronen, Brücken oder einen herausnehmbaren Zahnersatz auf den Implantaten befestigen zu können (21). Zwischen dem Implantat und dem Abutment besteht eine Verbindung, die unterschiedlich gestaltet werden kann. Die Implantat-Abutment-Verbindung bildet die Schnittstelle zwischen dem Zahnimplantat und dem Abutment, wodurch das Implantat mit der prothetischen Versorgung (z. B. Krone, Brücke oder Prothese) verbunden werden kann. Im Laufe der Zeit wurden verschiedene Verbindungs-Geometrien

entwickelt, um die Stabilität dieser Verbindung zu optimieren (22, 23). Die Implantat-Abutment-Verbindung wird in zwei Typen eingeteilt, nämlich interne und externe Verbindung (18, 23). Externe Verbindungen weisen unterschiedliche Vorteile auf, wie eine bessere passive Passform und eine größere Flexibilität bei Fällen mit mehreren Implantaten, wodurch die prothetische Phase vereinfacht wird (24). Bei der internen Verbindung erfolgt die Befestigung des Abutments am Implantat durch eine Schraube, die sich im Inneren des Implantatkörpers befindet (18, 23). Die Verwendung einer Innenverbindung bietet ebenfalls einige Vorteile, die sich positiv auf eine langfristige Stabilität und Gesundheit des Implantats auswirken können. Ein wichtiger Vorteil besteht in einer Verringerung der Risiken einer Schraubenlockerung, eines frühzeitigen Knochenabbaus und einer Periimplantitis (25). Dabei gibt es vorgefertigte und individuell angefertigte Abutments (18, 26, 27).

Konfektionierte Abutments oder Standard-Abutments, die in verschiedenen Größen und Formen erhältlich sind, werden in der Regel zusammen mit den Implantaten von den Herstellern angeboten. Die Auswahl bezieht sich dabei auf die klinischen Erfordernisse. Die Abutments können aus verschiedenen Materialien hergestellt werden, wie Titan, Gold, Polymere oder Keramiken (21, 28). Titanabutments sind wegen der hervorragenden Eigenschaften von Titanlegierungen, wie hohe Festigkeit und Biokompatibilität, besonders beliebt und können vielfältig bei prothetischen Versorgungen eingesetzt werden (21). Metallabutments aus Titan haben sich als langlebig erwiesen und gelten deshalb als "Goldstandard" (29-31). Titanabutments werden vorwiegend im nicht sichtbaren Seitenzahnbereich verwendet, weil das Metall Titan eine graue Farbe hat und zu Verfärbungen der das Implantat umgebenden Schleimhaut führt, der sogenannten periimplantären Schleimhaut (32-34). Dies kann mit einer ästhetischen Beeinträchtigung verbunden sein, die oft nicht den Wünschen der Patienten entspricht. Dieser ästhetische Nachteil gilt auch für andere Metall-Abutments und zwar vor allem dann, wenn die Schleimhaut um das Zahnimplantat sehr dünn ist (34, 35). Abutments aus Zirkoniumdioxid bieten ästhetische Vorteile bei Implantatversorgungen (27, 34). Zirkon ist ein biokompatibles Material, das sich auch für ästhetische Implantatversorgungen im Front- und Seitenzahnbereich eignet (36). Wenn Vollkeramik- oder Zirkoniumdioxid-Restaurationen geplant werden, dann stellen Zirkoniumdioxid-Abutments eine äußerst wünschenswerte Option dar. Bei der Verwendung eines Zirkoniumdioxid-Abutments kann das Problem der Farbanpassung an die benachbarten Zähne verringert werden,

während die dunkle Farbe eines Metall-Abutments verdeckt werden müsste. Die Befestigung von Keramikabutments und Titanabutments erfordert wegen der unterschiedlichen Festigkeiten der Materialien eine kritische Bewertung. Dabei kann es bei Keramik zu Abrieb, einer Beschädigung des Implantats und zu Mikrorissen und Frakturen in der Keramik kommen (21, 37). Individuelle Abutments werden im zahntechnischen Labor anhand eines Abdrucks des Implantatoberteils mit den Nachbarzähnen und dem Zahnfleisch angefertigt. Das präfabrizierte Abutment kann auch durch die CAD-CAM-Technologie hergestellt werden (38). Im Idealfall wird das präfabrizierte Abutment nach einer vorherigen 3D-Implantatplanung angefertigt, wodurch dann eine flexible und bestmögliche Anpassung des Zahnersatzes an die Implantatposition ermöglicht werden kann (39). Größe, Form und Material hängen dabei von der jeweiligen klinischen Anwendung ab.

### 2.1.3 Werkstoffe für dentale Implantate

Zahnimplantate werden chirurgisch in den Alveolarknochen eingesetzt und dienen dann der Befestigung von herausnehmbarem und festsitzendem Zahnersatz und kieferorthopädischen Geräten. Solche Implantate werden als enossale Implantate bezeichnet. Da sie in einem direkten Kontakt mit dem Knochen, den Weichgeweben und dem Blut stehen, spielt die Biokompatibilität eine entscheidende Rolle. Um Prothesen und Zahnersatz tragen zu können, müssen sie außerdem über angemessene mechanische und physikalische Eigenschaften verfügen, damit sie den okklusalen Kräften und der Umgebung der Mundhöhle standhalten können. Außerdem sollten sie keinen Knochenverlust fördern und biologische Eigenschaften aufweisen, die das Wachstum pathogener Parodontalorganismen möglichst nicht unterstützen. In den letzten Jahrzehnten wurden unterschiedliche Zahnimplantatmaterialien verwendet (40).

#### 2.1.3.1 Titan

Die systematische Erforschung der Osseointegration bezog sich zuerst auf Titanimplantate und dieses Metall und seine Legierungen werden bis heute üblicherweise eingesetzt. Langjährige Erfahrungen haben gezeigt, dass Titanimplantate eine sehr hohe Biokompatibilität aufweisen, sodass im Allgemeinen

keine Allergien oder Unverträglichkeiten beobachtet werden konnten. Titan mit dem chemischen Elementsymbol Ti und der Ordnungszahl 22 im Periodensystem der Elemente weist eine bemerkenswert geringe Dichte von  $4 \text{ g/cm}^3$  auf und gehört deshalb zu den Leichtmetallen (18). Die sehr gute Biokompatibilität der Titanimplantate kann durch die Eigenschaften dieses Materials erklärt werden. An der Oberfläche des Implantats bilden sich beim Kontakt mit Sauerstoff sehr stabile Oxidschichten, wodurch keine Partikel in größerem Umfang in den menschlichen Körper gelangen können. Ohne diese Stabilität könnte es zu einer Schädigung des umliegenden Gewebes (Metallose) und einer Auflösung des Metalls (Korrosion) kommen. Ähnlich verhält es sich mit einigen keramischen Materialien, wie Aluminiumoxid und Zirkoniumdioxid, die für Keramikimplantate verwendet werden (18, 41).

#### 2.1.3.2 Zirkoniumdioxid

Seit Anfang der 2000er Jahre werden keramische Implantate aus Zirkoniumdioxid ( $\text{ZrO}_2$ ) hergestellt. Durch seine im Vergleich mit anderen keramischen Werkstoffen hervorragenden biomechanischen Eigenschaften kann Zirkoniumdioxid den im Mund auftretenden Kräften erfolgreich widerstehen (42, 43). Im Unterschied zu Titanimplantaten weisen  $\text{ZrO}_2$ -Implantate unterschiedliche potenzielle Vorteile auf, wodurch sie eine attraktive Option für den Einsatz im ästhetischen Bereich bilden (44). Denn wegen seiner zahnähnlichen Farbe kann es für ästhetisch anspruchsvolle prothetische Rekonstruktionen verwendet werden (45, 46). Einer der wohl wichtigsten Vorteile besteht darin, dass in mehreren Studien eine deutlich geringere Anlagerung von Bakterien an Zirkoniumdioxidoberflächen im Vergleich mit Titanoberflächen nachgewiesen wurde, was allerdings nur in in-vitro- und tierexperimentellen Studien festgestellt wurde (46-51). In unterschiedlichen wissenschaftlichen Untersuchungen wurde beobachtet, dass die Vorbehandlung der Oberfläche von  $\text{ZrO}_2$ -Implantaten ähnlich wie bei Titanimplantaten zu einer besseren Osseointegration führt (44, 52-56). Die Anwendungsmöglichkeiten reichen dabei von Einzelzahnversorgungen bis zu mehrgliedrigen Versorgungen.

## 2.1.4 Die Befestigung von Suprakonstruktionen

Bei den meisten Implantatsystemen erfolgt die Befestigung von Implantat-Suprakonstruktionen durch ein Verschrauben des Zahnersatzes oder etwa das Zementieren einer Krone auf ein verschraubtes Abutment (18, 20). Bei der Befestigung durch Schrauben (Verschraubung) wird der Zahnersatz durch eine Schraube am Implantat befestigt. Bei den in der vorliegenden Arbeit untersuchten Hybridkronen wird bereits vorher im Labor eine Vorbehandlung der Ti-Base und der Kroneninnenfläche durchgeführt, um dann das Abutment mit dem Zahnersatz zu verkleben. Das Verschrauben einer Krone ist mit dem Vorteil verbunden, dass sie bei Bedarf wieder herausgenommen werden kann, ohne beschädigt zu werden. Dadurch kann der Zahnersatz aus der Mundhöhle entfernt und modifiziert werden, wenn es erforderlich ist. Ein wesentlicher Vorteil verschraubter Suprakonstruktionen besteht darin, dass keine Zementreste aus dem periimplantären Gewebe entfernt werden müssen oder unbemerkt darin verbleiben (57, 58). Im sichtbaren Bereich kann der Schraubenzugang allerdings nachteilig sein. Denn auch beim Einsatz von speziellen Füllmaterialien zur Versiegelung des Schraubenkanals ist er häufig doch sichtbar. Ein Nachteil der Verschraubung bei direkt verschraubten Suprakonstruktionen und auch bei den durch eine Zementierung verschraubten Abutments besteht in der Möglichkeit der Schraubenlockerung oder sogar von Schraubenfrakturen (18, 57, 58). Die Schraubenlockerung ist bei von einem Implantat getragenen Einzelkronen die häufigste Komplikation (59-61). In einer retrospektiven Studie von Lee et al. wurden die Häufigkeit und das Muster der Schraubenlockerungen bei Patienten mit dentalen Implantaten untersucht. Schraubenlockerungen wurden dabei bei 7,2 % der Implantate im Untersuchungszeitraum festgestellt, wobei vor allem Implantate im Molarenbereich und Implantate mit einem Durchmesser von  $\geq 5$  mm besonders betroffen waren. Außen-Implantat-Abutment-Verbindungen wiesen eine höhere Probleminzidenz auf als Innenverbindungen. Die häufigsten Schraubenlockerungen traten bei Einzelimplantatkronen auf (62). In einer weiteren klinischen Untersuchung eines Implantatsystems mit Außenverbindung war eine Lockerung der Abutmentschraube die häufigste technische Komplikation nach einer Tragezeit von 3 Jahren (63). In vitro-Studien wurde festgestellt, dass die interne konische Verbindung eine signifikant höhere Festigkeit aufwies als die externe Sechskantverbindung, was auf ihre höhere Biegefestigkeit zurückgeführt werden kann. Frakturen der Abutmentschrauben traten

bei der Verwendung einer Innenverbindung in einem geringeren Maße auf (64-66). In der klinischen Analyse eines Implantatsystems mit interner Verbindung lag die kumulative Überlebensrate für die Abutmentschrauben und die Restaurationen, die von Titan-Abutments getragen wurden, nach 18 Monaten bei 100 %, sodass es zu keinen Schraubenlockerungen oder Frakturen kam (67). Im Unterschied zum nur verschraubten Zahnersatz wird bei der Zementierung bei zweiteiligen Systemen üblicherweise zunächst ein Abutment in den Implantatkörper geschraubt, das dann die Suprakonstruktion trägt. Dieses Abutment wird auf dem Implantat fixiert und die Krone wird danach zementiert. Diese Vorgehensweise bietet den Vorteil, dass es keinen sichtbaren Schraubenkanal gibt, der die Ästhetik oder Funktion beeinträchtigen könnte (18). Ein wesentlicher Nachteil bei der Zementierung von Suprakonstruktionen besteht im Verbleiben von Zementresten im periimplantären Gewebe. In einer systematischen Übersichtsarbeit war die Rate des erheblichen marginalen Knochenverlusts bei zementierten Einzelkronen signifikant ( $p < 0,0001$ ) höher als die vergleichbaren Komplikationsraten bei verschraubten Restaurationen (68). Diese höhere Inzidenz in der Region um zementierte Restaurationen könnte auf einen Überschuss von Befestigungszement zurückgeführt werden. In verschiedenen Studien konnte ein Zusammenhang zwischen einem Überschuss von Befestigungszement und klinischen Symptomen einer periimplantären Mukositis nachgewiesen werden (69-72).

## 2.2 Dentale Keramiken

Der Begriff "Vollkeramik" bezieht sich auf zahnfarbene Restaurationen aus mineralischen Werkstoffen ohne einen metallischen Träger (73). Diese Restaurationen werden durch Sintern von keramischen Pulvermischungen oder eine plastische Formgebung von vorgefertigten Glaskeramik- oder Keramikblöcken in flüssigem oder teigartigem Zustand hergestellt. Außerdem können sie auch durch eine abtragende Bearbeitung von Blöcken und gegebenenfalls eine anschließende Sinterung hergestellt werden. Weitere Methoden sind die Glasinfiltration von vorher gesinterten Strukturen oder eine Kombination dieser Verfahren (73).

## 2.2.1 Die Entwicklung von dentalen Keramiken

In der Zahnmedizin spielen Keramiken eine wichtige Rolle. Die Verwendung kann dabei mindestens bis ins Jahr 1889 zurückgeführt werden, als Charles H. Land die Vollkeramikkrone "Jacketkrone" patentieren ließ. Diese neue Art von Keramikkrone wurde in den 1900er Jahren eingeführt. Obwohl die Porzellan-Jacket-Krone wegen interner Mikrorisse häufig frakturierte, wurde sie bis in die 1950er Jahre häufig verwendet (74). Es gab bereits eine Technik zur Verbindung zwischen Keramik und Metall, die sich allerdings erst in den 1950er Jahren etablierte. Durch das Hinzufügen von Aluminiumoxid oder Leuzit konnte die Bruchfestigkeit erhöht werden, wodurch schließlich eine Verbindung mit Goldlegierungen ermöglicht wurde (74). Moderne Dentalkeramiken enthalten im Vergleich mit traditionellem Porzellan weniger oder sogar gar kein Kaolin, das auch als Porzellanerde oder Feinerdgestein bekannt ist. Demgegenüber enthalten sie einen höheren Anteil von etwa 50 % Feldspat, wodurch die modellierte Form einer Krone während des Brennprozesses stabil bleibt und nicht schmilzt (75).

## 2.2.2 Werkstoffeigenschaften von Dentalkeramiken

Herkömmliche Dentalkeramiken basieren auf natürlichem Feldspat, der zu 60-80 % aus Kalifeldspat und zu 20-40 % aus Natronfeldspat besteht. Durch Reinigen, mehrfaches Mahlen und Schmelzen entsteht eine glasartige und feuerfeste Grundmasse. Durch eine gezielte Leuzit-Kristallisation werden Glaskeramiken hergestellt, wobei der Leuzit-Gehalt die Festigkeit beeinflussen kann. Die Wechselwirkungen zwischen der Glasmatrix und den Mikrokristallen werden optimiert, um die Festigkeit, die Transluzenz und die Farbe zu verbessern. Die Größe und die Anordnung der Kristalle werden so angepasst, dass eine natürliche Zahnfarbe entsteht und das Licht wie bei natürlichen Zähnen gestreut und absorbiert wird (73).

Keramische Werkstoffe können nach verschiedenen Kriterien kategorisiert werden. In der Zahnmedizin werden keramische Materialien anhand ihrer chemischen Zusammensetzung in drei Hauptkategorien eingeteilt, die bereits fest etabliert sind: Silikatkeramik mit einem hohen Glasanteil, Oxidkeramik mit unterschiedlich hohem Glasanteil und die neue Hybridkeramik (3, 4). Aktuell werden in der Zahnmedizin unterschiedliche Keramikmaterialien durch das glaskeramische Verfahren hergestellt.

Zu diesen Materialien gehören vor allem die leuzitverstärkten Glaskeramiken aus dem ternären System  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  und  $\text{K}_2\text{O}$ . Die Verstärkung mit Leuzit erfolgt dabei durch Mechanismen der Oberflächenkeimbildung auf den Oberflächen der Glaspartikel und durch Oberflächenkristallisation. Charakteristisch für Leuzit ist sein vergleichsweise hoher thermischer Ausdehnungskoeffizient von etwa 21 ppm/K (3). Durch ihre moderate Festigkeit von ca. 120 MPa eignen sich die leuzitverstärkten Keramiken nur für die Herstellung von Veneers, Inlays, Onlays und Einzelkronen, die adhäsiv befestigt werden. Ein bekanntes Beispiel dafür ist das Produkt IPS Empress, eine häufig eingesetzte Presskeramik (3, 73). Lithiumdisilikat-Keramiken entstehen durch Keimbildung und Kristallisation einer Mischung von  $\text{SiO}_2$  und  $\text{Li}_2\text{O}$ . Lithiumdisilikat wird als Schichtsilikat betrachtet, das aus 64-75 %  $\text{SiO}_2$ , 13-17 %  $\text{Li}_2\text{O}$ , 0,5-5 %  $\text{Al}_2\text{O}_3$  und 2-5 %  $\text{P}_2\text{O}_5$  besteht. Das Phosphorpentoxid ( $\text{P}_2\text{O}_5$ ) fördert die Bildung von  $\text{Li}_3\text{PO}_4$ -Nanophasen, die wiederum die Kristallisation von Lithiumdisilikat anregen. Bei 500 °C bildet sich Lithiummetasilikat und bei 700 °C erfolgt dann die Kristallisation. Eine vollständige Kristallisation zu Lithiumdisilikat erfolgt bei 850 °C durch eine Reaktion mit  $\text{SiO}_2$  in der Glasphase (3). Die Endfestigkeit von Lithiumdisilikat-Keramiken liegt bei ca. 350 MPa (73). Für das Produkt IPS e.max Press wurde die Kristallisation von Lithiumdisilikat optimiert, sodass beim Heißpressverfahren dentale Restaurationen, wie Einzelkronen und Frontzahnbrücken, mit einer Biegefestigkeit von ca. 400 MPa hergestellt werden konnten (3, 73).

Zirkoniumdioxid kommt natürlich im Mineral Baddeleyit vor, das 80-90 % Zirkoniumdioxid enthält. Reines Zirkoniumdioxid weist bei Raumtemperatur eine monokline Struktur auf, die sich bei Erwärmung auf 1.173 °C in eine tetragonale Struktur umwandelt. Diese Umwandlung ist reversibel, sodass sie beim Abkühlen wieder umgekehrt wird. Dies führt zu signifikanten Spannungen, die den Sinterprozess beeinträchtigen können. Ende der 1980er Jahre konnten Keramikingenieure die tetragonale Form bei Raumtemperatur durch das Hinzufügen von geringen Mengen Calcium, Yttrium oder Cer (3 bis 8 Gew.-%) stabilisieren (Y-TZP). Die Abkürzung Y-TZP steht dabei für "Yttrium-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals". Sie weist darauf hin, dass durch das Hinzufügen von Yttriumoxid eine teilstabilisierte Keramik mit besonders kleinen Kristalliten aus tetragonalem Zirkoniumdioxid hergestellt wurde (76-78). Die Zirkoniumdioxid-Keramik zeichnet sich durch bemerkenswerte mechanische Eigenschaften aus, wie eine außergewöhnlich hohe Biegefestigkeit im Bereich von 900-1200 MPa, eine Härte von 1200 Vickers und eine Risszähigkeit im

Bereich 9-10 MPa/m. Diese Eigenschaften machen Zirkoniumdioxid zum optimalen vollkeramischen Basismaterial für Brücken im belasteten Seitenzahnbereich (73, 78, 79).

Bei Hybridkeramiken handelt es sich um Werkstoffe mit dualen Netzwerkstrukturen, in denen anorganische (keramische) und organische (polymere) Komponenten miteinander verknüpft werden. Charakteristisch für diese Werkstoffklasse ist die sequentielle Herstellung eines porösen Keramikkörpers (Schwamm), der dann mit Kunststoff infiltriert wird. Solche Keramiken enthalten 86 Gew.-% (75 Vol.-%) Keramik und 14 Gew.-% (25 Vol.-%) Kunststoff aus Urethan-dimethacrylat (UDMA) und Triethylenglykoldimethacrylat (TEGDMA) (3, 80). Durch diese interpenetrierende Struktur können ein E-Modul von 30 GPa und eine Biegefestigkeit von 150 MPa erzielt werden, sodass die Eigenschaften und Charakteristika dieser Materialien denen von Schmelz und Dentin ähneln (3, 4). Das Elastizitätsmodul des natürlichen Dentins liegt im Bereich von 15-30 GPa. Nur die Hybridkeramik Enamic (28 GPa) der Vita Zahnfabrik in Bad Säckingen erreicht diesen Bereich (4).

### 2.2.3 Adhäsive Befestigung

#### 2.2.3.1 Oberflächenbehandlung

Die adhäsive Befestigung von Dentalkeramiken ist ein entscheidender Schritt in der restaurativen Zahnmedizin. Die Konditionierung der Keramikoberfläche ist dabei von entscheidender Bedeutung, weil sie die Adhäsion des Klebstoffs verbessern kann. Ein wesentlicher Teil dieses Prozesses ist die Reinigung der Oberfläche, um eine optimale Haftung zu gewährleisten. Die Oberflächenbehandlung erfolgt in der Regel durch Sandstrahlen, Ätzen oder Aktivieren. Dadurch soll eine mikromechanische Retention erreicht und die Oberfläche soll auf die Adhäsion vorbereitet werden (81, 82). Alle Keramiken, die eine Glasphase enthalten, können durch das Einwirken einer 5%igen Flusssäure geätzt werden, wobei es zu einer oberflächlichen Auflösung der Glasmatrix kommt (83). Auf der Grundlage von in-vitro-Untersuchungen empfiehlt die "International Academy for Adhesive Dentistry" (IAAD), "Hybridkeramiken" wie VITA Enamic mit einer 5%igen Flusssäure für 60 Sekunden zu ätzen und dann für 60 Sekunden mit Silan zu behandeln. Dieses Vorbehandlungsprotokoll gilt als

„Goldstandard“ für die adhäsive Befestigung von Titanbasen auf mit Polymeren infiltrierten Keramiken (84). Flusssäure (HF) führt zu einer selektiven Ätzung der glasartigen Phase der Glaskeramik, wodurch es zu einer Exposition von Siliciumoxiden kommt. Dadurch kommt es vor dem Auftragen des Silanmittels zur chemischen Bindung, die zu einer Erhöhung der Oberflächenenergie und einer Vergrößerung der tatsächlichen Oberfläche für die mechanische Verzahnung mit einem Zement auf Resinbasis führt (85-87). VITA ENAMIC® verfügt über einen hohen Anteil von Siliciumoxid-Keramik, bei der durch eine Reaktion mit Flusssäure die Glasphase aufgelöst werden kann. Beim Ätzen bleibt das Polymernetzwerk unverändert, wodurch es zu einer Wabenstruktur und einer stärkeren mikromechanischen Verankerung kommt (84, 88). Dieses Vorgehen hat sich allerdings beim Erreichen einer angemessenen Bindung zwischen Resin und Zirkoniumdioxid-Keramik als unzureichend erwiesen, da die Keramik keine Siliciumdioxid-Phase aufweist, sodass eine Adhäsion unmöglich wird (89, 90). Um eine zuverlässige Adhäsion zu ermöglichen und die Langzeithaltbarkeit von zahnärztlichen Restaurationen aus Zirkoniumdioxid, die verklebt werden sollen, verbessern zu können, muss eine Vorbehandlung der Zirkoniumdioxid-Kronen durch das Strahlen mit Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) durchgeführt werden (6). In einer Studie von Tuncer et al. wurde der Einfluss von Oberflächenbehandlungen und Resinzementen auf die Haftung von Keramiken auf Titan untersucht. Tribochemische Behandlungen der Titanoberfläche führten unabhängig vom Zement oder dem Restaurationsmaterial zu einer signifikanten Erhöhung der Haftfestigkeit. Die Verbundfestigkeit variierte in Abhängigkeit vom Keramikmaterial (Lithiumdisilikat-Keramik, Lithiumsilikat-Keramik und polymerinfiltrierte Keramik) zwischen 22 MPa und 42 MPa und zwar in der Reihenfolge von der stärksten zur schwächsten. Die polymerinfiltrierte Keramik wurde dabei nach den Empfehlungen der IAAD für die adhäsive Befestigung von Hybridkeramiken auf Titanbasen vorbehandelt (91).

### 2.2.3.2 Haftvermittler

Eine mikromechanische Retention kann durch Sandstrahlen oder Säureätzen erreicht werden. Eine anschließende Silanisierung mit 3-(Methacryloxy)-propyltrimethoxysilan (3-MPS) ermöglicht eine chemische Bindung und eine langanhaltende Verklebung von Keramikronen (92). Dabei soll die Keramik eine chemische Verbindung mit der

Oberfläche des Klebstoffs eingehen, wodurch es zu einer Co-Polymerisation mit der Methacryl-Polymermatrix kommt (93). Die Siliciumatome in diesem Haftvermittler bilden durch funktionelle Silanolgruppen Si-O-Si-Bindungen, die mit dem Silikatanteil in der Keramik interagieren können. Diese Verbindung wird dabei durch organische Gruppen im Befestigungskomposit ermöglicht (94). Aktuelle Studien konnten zeigen, dass eine zusätzliche Verwendung eines Silanhaftvermittlers nach der mechanischen Oberflächenbehandlung zu einer höheren Zugfestigkeit führt (92, 95-98). Neben der mechanischen Strukturierung verbessert die Wechselwirkung zwischen Flusssäure und Silan auch deutlich die Haftung an mit Polymeren infiltrierter Keramik (Hybridkeramik, VITA Enamic) (84, 99-101).

### 2.2.3.3 Adhäsive Verbundsysteme

Die Befestigung von indirekten Restaurationen bildet einen entscheidenden Schritt in der prothetischen und restaurativen Zahnheilkunde. Dabei geht es um eine Verbindung der prothetischen Versorgung mit dem vorbehandelten Zahn oder dem Abutment des Implantats. Die Weiterentwicklung von Befestigungssystemen führte zu verschiedenen Modifikationen, wodurch die Handhabung, Aushärtung und Haftfestigkeit verbessert werden konnten. Befestigungskomposite sind das aktuell üblicherweise in der Zahnmedizin eingesetzte Befestigungsmaterial (102). Komposite bestehen aus einer organischen Polymermatrix und anorganischen Füllstoffen. Bei der organischen Matrix handelt es sich meistens um ein Basismonomer wie Bisphenol-A-(di)glycidylmethacrylat (Bis-GMA) oder Urethandimethacrylat (UDMA). Außerdem enthält sie ein oder mehrere Co-Monomere, wie Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) oder Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) (75). HEMA erhöht die Penetrationsfähigkeit von Dentinsubstraten und ermöglicht eine wirksame Haftung. Die Verbesserung der Haftfestigkeit hängt dabei davon ab, wie lange HEMA appliziert wird (102, 103). Befestigungskomposite enthalten im Vergleich mit restaurativen Kompositen weniger Füllmaterialien (im Bereich von 50-70 % Glas oder Siliciumdioxid) und weisen eine spezifische Viskosität auf. Außerdem besteht eine direkte Beziehung zwischen der Füllstoffmenge und den mechanischen Eigenschaften, sodass ein niedrigerer Füllstoffgehalt mit einer reduzierten mechanischen Festigkeit korreliert (102, 104, 105). Befestigungskomposite können hinsichtlich ihres Aushärtungsverfahrens in drei Hauptkategorien eingeteilt werden, nämlich chemisch

härtend, Härtung durch Licht und duale Härtung. Chemisch härtende Zemente werden durch eine chemische Reaktion polymerisiert, bei der Peroxid als Initiator fungiert. Allerdings weisen diese selbsthärtenden Materialien durch ihre chemischen Bestandteile eine reduzierte Farbstabilität auf, weshalb sie sich nicht für eine Befestigung von transluzenten oder dünnen Keramikrestorationen eignen. Lichthärtende Zemente verwenden Photoinitiatoren für die Aushärtung, weshalb im Vergleich mit selbsthärtenden Materialien die Polymerisationszeit leichter kontrolliert werden kann. Dualhärtende Zemente basieren sowohl auf chemischen (Amininitiatoren) als auch auf lichtinduzierten (Photoinitiatoren) Startmechanismen, wodurch eine genaue Steuerung des Polymerisationsprozesses ermöglicht wird. Durch die Kombination einer chemischen Aushärtung mit einer Aushärtung durch Licht wird auch in schwer zugänglichen Bereichen eine vollständige Aushärtung gewährleistet (102, 106, 107). Bei VITA ADIVA® IA-CEM handelt es sich um ein ultra-opakes, stark maskierendes und dualhärtendes Befestigungskomposit für die Implantatprothetik. Es wird für eine dauerhafte adhäsive Befestigung von (Abutment-) Kronen und Mesostrukturen auf Titanbasen und individuelle Titan- und Zirkoniumdioxid-Abutments verwendet. Dieses Befestigungskomposit wird zusammen mit materialspezifischen Haftvermittlern eingesetzt, damit ein stabiler Verbund zwischen Restauration und Abutment erreicht werden kann (108).

## 2.3 CAD-CAM-Technologie

### 2.3.1 Die Entwicklung der CAD-CAM-Technologie

Die Fortschritte im Bereich des Computer Aided Designs (CAD) und des Computer Aided Manufacturing (CAM) gehen auf die 1960er Jahre zurück und wurden zunächst in der Luftfahrt- und Automobilindustrie eingesetzt. Erst etwa ein Jahrzehnt später wurden sie auch in der Zahnmedizin angewendet (109, 110). In den frühen 1970er Jahren legte Duret mit seinen Kollegen den Grundstein für die Entwicklung dentaler CAD-CAM-Systeme. Das Verfahren bezog sich dabei auf das Scannen des intraoralen Abutments mit einem intraoralen Digitalisierer, um daraus einen optischen Abdruck zu erstellen. Die erfassten Daten wurden dann am Monitor als 3D-Grafik rekonstruiert, wodurch eine virtuelle Gestaltung der optimalen Kronenmorphologie ermöglicht wurde. Die endgültige Krone wurde danach durch computergesteuertes Fräsen aus einem

Block hergestellt. Später wurde das CEREC-System entwickelt, mit dem die Herstellung von Inlay-Restaurationen ermöglicht wurde. Der Einsatz von CAD-CAM-Systemen wurde in der Folgezeit weiterentwickelt, sodass auch metallische und keramische Restaurationen hergestellt werden konnten. Dabei ist vor allem die Verwendung von Zirkoniumgerüsten sehr beliebt. Heute werden diese Systeme hauptsächlich in zahntechnischen Laboren verwendet. Die digitale Zahnmedizin ist ein Schlüsselbegriff für die Zukunft der Zahnmedizin, wobei neue Technologien die Effizienz und Qualität der Behandlungen verbessern werden (111).

### 2.3.2 Technische Voraussetzungen

Frühere Systeme waren lediglich auf die Herstellung von Inlays beschränkt. Aktuell gibt es keine Einschränkungen mehr bei der Herstellung von zahnärztlichen Restaurationen. Neben Inlays können auch vollständig digital entworfene und gefertigte Vollprothesen, kieferorthopädische Apparaturen, Situationsmodelle, Implantatbestandteile und einfache und komplexe Bohrschablonen hergestellt werden. Aktuell bieten die Software-Angebote auch deutliche Verbesserungen bei der Ästhetik. Denn die Anwendungen sind umfassender und Farbanpassung und Zahnplatzierung bei Prothesen können leichter durchgeführt werden (112).

Beim Konzept des digitalen Smile Design können digitale Gesichtsfotos und Softwareanalysen integriert werden, um Zahnärzte und Zahntechniker bei der Planung und Erstellung eines Behandlungsablaufs unterstützen zu können. Durch die virtuelle Simulation des ästhetischen Endergebnisses können die Patienten leichter in die ästhetischen Entscheidungen einbezogen werden, wodurch realistische Erwartungen an das Behandlungsergebnis gestellt werden können (113-115).

Zahnformbibliotheken bieten vordefinierte Formen, wodurch die digitale Konstruktion von Restaurationen schneller durchgeführt werden kann (116). Dabei sind die genaue Zahnform und -farbe entscheidend für die Patientenzufriedenheit. Kalibrierte Digitalfotos, die über intraorale Scans gelegt werden, können bei der präzisen Farbabstimmung und Entscheidungsfindung helfen (117, 118).

Der CAD-CAM-Workflow besteht aus drei Hauptprozessen: Datenerfassung, Verarbeitung und Herstellung. Die Datenerfassung kann indirekt mit einem extraoral gescannten Abdruck oder direkt mit einem intraoralen Scanner durchgeführt werden (119, 120). Die digitale Datenerfassung ist heute weitverbreitet und bietet im Vergleich

mit den herkömmlichen Abformtechniken mehrere Vorteile. Zu diesen Vorteilen gehören ein höherer Patientenkomfort und eine bessere Akzeptanz und zwar insbesondere bei Patienten mit einem starken Würgereiz, eine geringere Verformung der endgültigen Abformung und potenzielle Kosteneinsparungen sowohl für Zahnärzte als auch für Zahntechniker (121-123). Bei der Implantatprothetik kann die digitale Datenerfassung durch eine scanbare Abformkappe (Scanbody), die im Implantatkörper fixiert wird, und einen intraoralen Scanner, der die Mundsituation erfasst, erfolgen (124, 125).

Der Prozess des Intraoralscannings beginnt mit der Projektion eines Lichtstrahls (entweder Laser oder strukturiertes Licht) auf das zu digitalisierende Objekt. Beim Kontakt mit der Objektoberfläche wird der Lichtstrahl verformt, wobei dieser optische Effekt von mehreren Kameras an der Spitze des Scanners erfasst wird. Danach werden durch eine Verarbeitungssoftware die 3D-Koordinaten (x, y, z) berechnet. Dabei werden Punktwolken und Netze erstellt und registriert, um das gescannte Objekt in 3D zu rekonstruieren. Dadurch wird ein präzises und verlässliches Modell generiert (126-130). Für die Planung und den Entwurf der Restaurierung wird nach der Datenerfassung eine CAD-Software eingesetzt (131).

Die Herstellung erfolgt durch additive Verfahren, wie das 3D-Drucken, oder – häufiger – durch subtraktive Verfahren, wie das Fräsen (132, 133). Die Genauigkeit des CAM-Verfahrens bildet einen entscheidenden Faktor für die finale Passung und Anpassung der Restauration. Dabei gibt es mehrere Hauptfaktoren, die die Genauigkeit des CAM-Fräsverfahrens beeinflussen können. So beeinflussen die Geometrien der Fräsinstrumente, wie etwa der Durchmesser, die Länge und die Art des Instruments, und die Parametereinstellungen der CAD-CAM-Software den Reliefraum, der beim Fräsvorgang zwischen der abgebildeten Zahnpräparation und der Innenfläche der Restauration entsteht (131, 134-136). Die Fräsmaschinen beziehen sich auf einen computergesteuerten Prozess, bei dem der Werkzeugweg beim Fräsen eines vorgefertigten Blocks anhand einer STL-Datei von einem Computerprogramm kontrolliert und gesteuert wird (119, 133, 137). Die Qualität des Fräsprozesses hängt dabei von mehreren Faktoren ab, wie der Anzahl der Achsen und Werkzeuge, der Drehzahl pro Minute und dem Fräsweg (131, 133, 137). Für das Weichfräsen, etwa von vorgesintertem Zirkoniumdioxid, werden traditionell Carbidfräser verwendet, während für das Hartfräsen rotierende Diamantwerkzeuge

eingesetzt werden, die je nach Oberflächen- und Untergrundeigenschaften unterschiedlich reagieren (131, 133, 138).

## 2.4 Plasmatechnologie

### 2.4.1 Grundlagen

Unter idealisierten Bedingungen, bei denen die mikroskopische Struktur der Materie unberücksichtigt bleibt, können die drei Aggregatzustände fest, flüssig und gasförmig unterschieden werden. Temperatur und Druck beeinflussen den Übergang zwischen diesen Zuständen. Mit steigender Temperatur können die Moleküle dissoziieren, sodass bei einer Annäherung an die Ionisationsenergie der Atome ionisierte Teilchen entstehen. Die modifizierten Charakteristika eines Gases können durch die Etablierung eines neuen Zustandsbegriffs erfasst werden, nämlich den Begriff des Plasmas, der als vierter Aggregatzustand der Materie bezeichnet wird (139). Durch ständige Ladungsverschiebungen weisen kleine Bereiche innerhalb des Plasmas elektrische Ladungen auf. Dennoch erscheint das gesamte Plasma als elektrisch neutral (quasineutral), weil sich eine gleiche Anzahl von positiv und negativ geladenen Teilchen ausgleicht. Ein Plasma besteht deshalb aus Ionen, Elektronen und neutralen Atomen, die oft auch als Neutralteilchen bezeichnet werden (139, 140). Plasma ist in der Natur und der Technik allgegenwärtig, etwa in unserer Sonne, in Blitzen, Plasmalampen etc. Ein solches ionisiertes Gas ist elektrisch besonders gut leitfähig und kommt häufiger vor als die Aggregatzustände fest, flüssig und gasförmig. Der größte Teil der sichtbaren Materie im Universum besteht aus Plasma. Die Farbe des Plasmas variiert in Abhängigkeit von den vorhandenen Gasen bzw. Elementen, wobei etwa Sauerstoff und Stickstoff grün, rot, blau und violett leuchten, was etwa bei Polarlichtern beobachtet werden kann. Ein Blitz bei einem Gewitter besteht ebenfalls aus Plasma, wobei die Farbe normalerweise als bläulich-weiß wahrgenommen wird. Diese Farbe entsteht durch die Dominanz des Stickstoffs in der Erdatmosphäre (ca. 80 %), wodurch das Leuchten bläulich-violett erscheint. Die außergewöhnlich hohen Temperaturen eines Blitzes verschieben dabei das Farbspektrum in die Richtung eines weißen Leuchtens (139-141).

## 2.4.2 Klassifizierung

In der Plasmatechnologie werden hauptsächlich zwei Arten von Plasmen verwendet: "Thermische Plasmen" oder "heiße Plasmen" und "nicht-equilibrierte Plasmen" oder "kalte Plasmen". Bei thermischen Plasmen haben Elektronen und Ionen die gleiche Energie. Thermische Plasmen entstehen durch eine Beschleunigung von Elektronen zwischen zwei Elektroden in einer gasförmigen Umgebung. Die Elektronen bewegen sich dabei zur Anode und stoßen mit den Gasatomen oder -molekülen zusammen, wobei es teilweise oder vollständig zu Ionisierung kommen kann (142, 143). Die Temperatur eines thermischen Plasmas liegt in Abhängigkeit vom Ionisationsgrad bei etwa  $10^3$ - $10^4$  K (142). Thermische Plasmen sind in der Natur weit verbreitet, wie etwa in der Sonne, und in der Fusionsforschung wird versucht, sie für die Energiegewinnung zu simulieren. Die Anwendung thermischer Plasmen für das Schneiden, Schweißen und Spritzen ist seit vier Jahrzehnten bekannt (142, 143). Nicht-thermische Plasmen, die auch als kalte Plasmen bezeichnet werden, verfügen zwar über hochenergetische Elektronen, aber Ionen und neutrale Spezies bleiben kühl, wodurch chemische Prozesse im Nichtgleichgewichtszustand ermöglicht werden. Diese technischen Plasmen können anhand von unterschiedlichen Parametern gesteuert werden, wie der Energiezufuhr, der Art, des Drucks und der Zusammensetzung des Gases. Es gibt Anwendungen in unterschiedlichen technischen Bereichen. Solche Plasmen werden meistens durch das Anlegen eines elektrischen Feldes an ein neutrales Gas oder Gasgemisch erzeugt (143-146). Der Einsatz von nicht-thermischen und kalten atmosphärischen Plasmen zur Behandlung medizinischer Materialien wird intensiv erforscht und hat sich bereits in einigen Bereichen etabliert. Dabei geht es vor allem um eine plasmabasierte Modifikation von Materialoberflächen. Durch eine Anpassung der Plasmamaparameter können die chemischen Wechselwirkungen mit Materialien verbessert oder erst ermöglicht werden, wie beim Ätzen, bei der Schichtabscheidung, der Oberflächenmodifikation, Aktivierung und Funktionalisierung. Solche Prozesse werden bereits in industriellen und medizinischen Kontexten eingesetzt (143, 146, 147).

### 2.4.3 Atmosphärendruckplasma und Anwendungsbereiche

Atmosphärendruckplasma wird durch das Anlegen eines elektrischen Feldes an ein neutrales Gas bei Atmosphärendruck erzeugt. Dabei können sowohl Gleichstrom als auch Wechselstrom mit Frequenzen im Niederfrequenzbereich bis zu einigen GHz verwendet werden. Das ausgewählte Plasmagas oder Gasgemisch wird normalerweise zur Plasmaerzeugung zwischen zwei Platten geleitet, wobei es zu Anregung, Ionisation und Dissoziation kommt. Im Volumen eines neutralen Gases befinden sich nur wenige Ladungsträger, nämlich Elektronen und Ionen. Wenn das elektrische Feld auf das Plasmagas einwirkt, dann werden diese freien Ladungsträger beschleunigt, wodurch sie mit Gasatomen oder der Elektrodenoberfläche in Wechselwirkung treten können. Durch den Anregungsprozess erhöht sich die Translationsenergie der Gasatome, sodass ihre innere Energie höhere Zustände erreicht. Bei ausreichender Energiezufuhr werden die am schwächsten gebundenen Elektronen freigesetzt, sodass es zur Ionisation kommt (148, 149). Ein Atmosphärendruckplasma wird unter Normaldruck erzeugt, ohne dass dafür eine Vakuumpumpe in der Kammer erforderlich ist (148). Atmosphärendruckplasma bietet unterschiedliche Anwendungsmöglichkeiten und zwar vor allem für eine gezielte Vorbehandlung von Oberflächen, wie bei der Reinigung, Aktivierung und Beschichtung verschiedener Materialien (11).

Oberflächen weisen häufig unsichtbare Verschmutzungen auf, die vor Verfahren, wie Kleben, Bedrucken, Lackieren, Bonden, Beschichten und Ätzen, entfernt werden müssen. Die Plasmatechnologie bietet verschiedene Reinigungslösungen für unterschiedliche Substrate und Anwendungen, etwa für die Entfernung molekularer Verunreinigungen. Dabei stehen verschiedene Reinigungsverfahren zur Verfügung (11). Die Plasmatechnologie ermöglicht eine effektive, schonende und kostengünstige Reinigung von Oberflächen und zwar auch in engen Spalten. Sie kann Verschmutzungen gründlich entfernen, hinterlässt keine Rückstände, greift lösemittellempfindliche Oberflächen nicht an und ermöglicht eine sofortige Weiterverarbeitung. Dadurch können u. U. die Lagerung und Entsorgung gefährlicher Reinigungsmittel reduziert werden. Durch chemische Reaktionen mit den ionisierten Gasen können Schmutzpartikel effektiv eliminiert werden. Ein Beispiel ist die Reduktion von Kupferoxid, bei der Kupferoxide in einem Wasserstoffgasgemisch-Plasma chemisch reduziert werden, wobei Wasserdampf erzeugt wird (11, 148). Piest

et al. haben die Effektivität der Plasmabehandlung bei der Dekontaminierung von Zirkoniumdioxid untersucht. Proben, die mit Speichel oder Silikon-Dispergiemittel kontaminiert wurden, wurden entweder mit 99%igem Isopropanol oder nicht-thermischem Plasma gereinigt. Unkontaminierte Zirkoniumdioxid-Proben wurden als Kontrollgruppe verwendet. Nach der Reinigung wurden die Proben mit phosphatmonomerhaltigem Resinzement verklebt und Zugversuchen unterzogen. Die Zugfestigkeit auf der nicht kontaminierten Zirkoniumdioxid-Keramik war beständig, wurde aber durch die Kontamination deutlich verringert. Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass durch die Plasmabehandlung Speichelverunreinigungen effektiv entfernt werden konnten, aber nicht die Rückstände von Silikondispersionsmitteln (150).

Plasma wird auch erfolgreich dafür eingesetzt, um Werkstücke mit verschiedenen Beschichtungen zu versehen. Dabei werden gasförmige oder flüssige Ausgangsstoffe zugeführt, die im Plasma miteinander vernetzt werden. Meistens handelt es sich um kurzkettige Monomere, die langkettige Polymere bilden. Die Auswahl der Ausgangsstoffe hat einen entscheidenden Einfluss auf die Eigenschaften der Beschichtung, wie Hydrophobie (wasserabweisend), Hydrophilie (wasseranziehend und benetzend) und Kratz- und Korrosionsbeständigkeit. Für das Beschichten durch ein atmosphärisches Plasma-Verfahren, das auch als Plasmajet bezeichnet wird, werden gasförmige Monomere direkt in den Plasmastrahl eingebracht, indem sie zusammen mit einem Trägergas zugeführt werden. Dadurch erfolgen die Fokussierung und Polymerisierung des Monomers auf der Oberfläche unter Plasmaeinwirkung, wodurch es zu einer Beschichtung mit einer Dicke von mehreren Hundert Nanometern kommt (11).

Die Haftung von Fügepartnern, etwa beim Lackieren, Kleben, Bedrucken oder Bonden, setzt eine gute Benetzbarkeit der Oberfläche voraus (151). Verunreinigungen, wie ölige und fettige Oberflächen, können diese Benetzung beeinträchtigen. Viele Materialien werden von verschiedenen Flüssigkeiten, wie Klebstoffen und Lacken, nicht ausreichend benetzt, weshalb die Flüssigkeit abperlt und auch nach dem Aushärten oder Trocknen nicht haftet. Dies kann auf die niedrige Oberflächenenergie des Substrats zurückzuführen sein (11, 152). Materialien mit niedriger Oberflächenenergie können Materialien mit höherer Oberflächenenergie benetzen, aber nicht umgekehrt. Deshalb muss die Oberflächenenergie der aufgetragenen Flüssigkeit, die auch als Oberflächenspannung bezeichnet wird, niedriger sein als die des Substrats, damit eine wirksame Benetzung erreicht werden kann (11). Die

Anwendung von kaltem atmosphärischem Plasma (CAP) kann zu einer Verbesserung der Benetzbarkeit und Oberflächenenergie von Zirkoniumdioxid- und Titanoberflächen beitragen (153). Denn beim Plasmaprozess wird Feuchtigkeit sowohl im Plasmagas als auch in der umgebenden Atmosphäre durch hochenergetische Elektronen zerstört, wobei OH-Radikale gebildet werden. Diesen Radikalen kommt eine entscheidende Rolle bei der Entfernung organischer Verunreinigungen von Zirkoniumdioxidoberflächen zu, da sie C-C- und C-H-Bindungen aufbrechen (154-157). Chemisch gesehen weist die Oberfläche eine höhere Konzentration von Sauerstoffgruppen und eine geringere Konzentration von Kohlenstoffgruppen auf. Ein hohes O/C-Verhältnis weist auf eine bessere Benetzbarkeit der Oberfläche hin (154, 158). Die Aktivierung durch das Plasma ist besonders effektiv bei stark unpolaren Substraten mit niedriger Oberflächenenergie, wie z. B. Kunststoffen (11). Die Oberflächenaktivierung kann auch durch Korundstrahlen durchgeführt werden, wodurch über eine mikromechanische Verzahnung die Haftung von Zirkoniumdioxid und Kunststoffzement verbessert wird (154, 159-162) Es kann aber auch Mikrorisse erzeugen, die zu Brüchen oder Schädigungen am Rand der Zirkoniumdioxid-Krone führen können (154, 163). Im Unterschied zum Korundstrahlen wird bei der nicht-thermischen Plasmabehandlung (NTP) ein ionisierendes Inertgas verwendet, um die Zirkoniumdioxid-Oberfläche auf der elektronischen Ebene zu modifizieren. Dadurch verursacht das NTP nur minimale Änderungen der Oberflächenrauheit, sodass das Risiko von Mikrorissen verringert werden kann (154, 158, 164-166)

#### 2.4.4 PDD-Technologie

Die Firma relyon plasma hat die Piezoelectric Direct Discharge (PDD) Technologie entwickelt, um ein äußerst kompaktes Plasma zu erzeugen. Sie basiert auf einer direkten elektrischen Entladung an einem offenen piezoelektrischen Transformator (PT). Zentral für diese Technologie ist der TDK CeraPlas-Plasmagenerator als Hochspannungsentladungskomponente, mit der eine niedrige Eingangsspannung in äußerst hohe elektrische Feldstärken transformiert werden kann.

Durch das PDD wird das umgebende Prozessgas dissoziiert und ionisiert. Die Gastemperatur des Plasmavolumens entspricht beim PDD in der Regel der Umgebungstemperatur. Außerdem treten beim PDD typischerweise Elektronendichten von ca.  $10^{14}$ - $10^{16} \text{ m}^{-3}$  auf. Dadurch entsteht beim PDD ein typisches

"kaltes" Nichtgleichgewichts-Plasma. Die PDD-Technologie und das Plasma-Handgerät piezobrush® PZ3 bieten unterschiedliche Anwendungsmöglichkeiten. Durch eine maximale Leistungsaufnahme von 30 W erzeugt es ein kaltaktives Plasma mit einer Temperatur von etwa 50 °C. Der piezobrush eignet sich deshalb vor allen für den Einsatz in Laboren, im professionellen Modellbau und in der manuellen Montage von Kleinserien. Typische Anwendungen in der Industrie sind die Oberflächenaktivierung für eine Verbesserung der Benetzungs- und Haftungseigenschaften etwa beim Kleben, Bedrucken oder Lackieren (12).

#### 2.4.5 Der Plasmaeinfluss auf die Haftfestigkeit eines Befestigungskomposits

Bisher wurden nur wenige Studien durchgeführt, um den Einfluss von Plasma auf die Haftfestigkeit von Befestigungskompositen in der Zahnmedizin umfassend zu untersuchen. In einer vergleichbaren Studie von Görgen et al. wurden sowohl die Innenflächen von Zirkoniumdioxid-Kronen als auch die Titanklebebasen vor der Zementierung mit Plasma behandelt. Dabei wurden die Zirkoniumdioxid-Kronen mit dem piezobrush PZ2 15 Sekunden und die Titanklebebasen wurden mindestens 30 Sekunden vorbehandelt (13). In einer Untersuchung von Ito et al. wurden ebenfalls die Auswirkungen des Plasmas auf die Haftfestigkeit zwischen Zirkoniumdioxid und den Befestigungskompositen analysiert, wobei Heliumplasma mit einer Behandlungszeit von mehr als 30 Sekunden eingesetzt wurde. Bemerkenswerterweise erreichten sie dabei vergleichbare Haftwerte wie bei einer Vorbehandlung der Proben durch Korundstrahlen (167). Eine vergleichbare Untersuchung von Silva et al. führte zum Ergebnis, dass eine Behandlungszeit von nur 10 Sekunden mit Argonplasma sowohl bei Zirkoniumdioxid als auch bei Titan ausreichend für eine signifikante Erhöhung der Benetzbarkeit mit einem Haftvermittler ist (168). In einer aktuellen Studie von Ozturk et al. wurde die Wirkung von nicht-thermischer Plasmabehandlung und Resinzementen auf die Haftfestigkeit von Zirkoniumdioxid-Keramiken untersucht. Dazu wurden scheibenförmige Prüfkörper aus Zirkoniumdioxid-Blöcken mit unterschiedlichen Yttrium-Konzentrationen hergestellt und verschiedenen Oberflächenbehandlungen unterzogen. Danach wurden sie mit den Befestigungszementen Panavia F2.0 und Rely X U200 verklebt. Dabei konnten signifikant höhere Abzugswerte bei den plasmabehandelten Oberflächen im Vergleich mit den Kontrollgruppen nachgewiesen werden (169).

Im Unterschied dazu konnten verschiedene Untersuchungen in den letzten Jahren zeigen, dass konventionelle Vorbehandlungsmethoden nicht vollständig durch Plasma ersetzt werden können. Nach einer Studie von Kaimal et al. ist die Behandlung mit Argonplasma bei der Oberflächenbehandlung von Zirkoniumdioxid weniger effektiv als die Behandlung mit Silan (170). In einer Studie von Lümke et al. wurden 744 Zirkoniumdioxid-Proben präpariert und hochglanzpoliert, um die Auswirkungen verschiedener Vorbehandlungsmethoden in Kombination mit Universaladhäsiven auf die Bindungseigenschaften von Zirkoniumdioxid zu untersuchen. Die Proben wurden mit verschiedenen Vorbehandlungsmethoden und dabei auch beim Plasma in einer Kombination mit verschiedenen Universaladhäsiven behandelt. Nach der Vorbehandlung und Verklebung wurden die Proben für 24 Stunden in destilliertem Wasser bei 37 °C gelagert und anschließend thermozykliert (5000 Zyklen bei 5 °C/55 °C). Die Studie konnte nachweisen, dass die Plasmabehandlung zwar die freie Oberflächenenergie der Proben erhöht hat, aber keinen Einfluss auf die Oberflächenrauheit hatte. Diese Ergebnisse weisen darauf hin, dass die Plasmabehandlung keine vollständige Ersatzmethode für das Korundstrahlen von Zirkoniumdioxid sein kann. Außerdem wurde festgestellt, dass MDP-haltige Klebstoffe unerlässlich für erfolgreiche klinische Ergebnisse sind (171). Kim et al. untersuchten die Wirkung von nicht-thermischem Atmosphärendruckplasma auf die Verbundfestigkeit zwischen Zirkoniumdioxid-Kronen und Titanimplantat-Abutments unter Verwendung von selbstadhäsivem Resinzement und Primer. Die Hälfte der Proben wurde thermozykliert, die andere Hälfte nicht. Dabei führte die Plasmabehandlung ohne Thermozyklisierung zu höheren Abzugswerten in den Plasmagruppen (429,19 N, 348,61 N, 594,30 N), sie hatte aber keinen Einfluss auf die langfristige Haftkraft (nach der Thermozyklisierung: 305,21 N, 286,94 N, 414,80 N). Auch bei einer Kombination mit Silan oder Primer hatte die Plasmavorbehandlung keinen positiven Einfluss auf die Haftfestigkeit (154).

Allerdings soll darauf hingewiesen werden, dass alle bisherigen Studien in ihrer Reichweite bestimmten Begrenzungen unterliegen. Denn es muss ein bestimmtes Prozessgas (wie Argon oder Helium) für die Plasmagenerierung verwendet werden. Diese Voraussetzung erweist sich im Praxis- und Laborumfeld als problematisch, weil dafür unhandliche Versorgungseinheiten mit integriertem Hochspannungsgenerator und externer Gasversorgung erforderlich sind.

Die vorliegende Studie beschäftigt sich dagegen mit der Vorbehandlung von Hybridkeramik-Kronen mit Plasma, was bisher nur wenig untersucht wurde. Für die Vorbehandlung von Titan und Keramikronen mit einem Atmosphärendruckplasma gibt es aktuell keine standardisierten Anwendungsvorgaben.

### 3. Material und Methoden

#### 3.1 Verwendete Materialien

##### 3.1.1 Geräte

| <b>Gerätebezeichnung</b>                                | <b>Herstellerangaben</b>   |
|---|--|
| CEREC® MC XL Schleifeinheit                             | Sirona Dental Systems GmbH,<br>Bensheim, Deutschland                     |
| Dampfstrahlgerät, Triton SLA                            | Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst<br>GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland |
| Haltevorrichtung/Abzugswerkzeug                         | Eigenkonstruktion, Hamm/Sieg,<br>Deutschland                             |
| Hybrid-Abutment-Klebehilfe, CLIP by<br>Hans Jürgen Joit | HPdent GmbH, Gottmadingen,<br>Deutschland                                |
| Keilschraubprobenhalter                                 | Zwick/Roell GmbH & Co. KG, Ulm,<br>Deutschland                           |
| Mini-Wasserbad, TW2                                     | JULABO GmbH, Seelbach,<br>Deutschland                                    |
| Plasmagerät, "piezobrush®PZ3"                           | Relyon Plasma GmbH, Regensburg,<br>Deutschland                           |
| Punktstrahlgerät, P-G 400                               | Harnisch+Rieth GmbH & Co. KG,<br>Winterbach, Deutschland                 |
| Thermo Haake™ Thermostat DC10                           | Thermo Fisher Scientific, Dreieich,<br>Deutschland                       |
| Thermozykler Willytec                                   | SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-<br>Westerham, Deutschland              |
| Universalprüfmaschine, Zwick 1425                       | Zwick/Roell GmbH & Co. KG, Ulm,<br>Deutschland                           |
| Digital-Timer   | GEFU GmbH, Eslohe, Deutschland   |

### 3.1.2 Instrumentarium

| <b>Instrumente</b>          | <b>Herstellerangaben</b>                          |
|-----------------------------|---|
| Applikationsbürste          | Microbrush International, Grafton, Wisconsin, USA |
| Applikatorpinsel            | 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland           |
| Deckschraubendreher         | Nobel Biocare Services AG, Zürich, Schweiz        |
| edding® 8041, Labormarker   | Edding Vertrieb GmbH, Wunstorf, Deutschland       |
| LeCron Spatel               | Henry Schein Dental GmbH, Langen, Deutschland     |
| Mischschale für Adhäsive    | 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland           |
| Pinzette                    | Henry Schein Dental GmbH, Langen, Deutschland     |
| Arterienklemme, Metall      | Aesculap AG, Tuttlingen, Germany                  |
| Universalklemme, Kunststoff | Mediplast AB, Malmö, Schweden                     |

### 3.1.3 Hybrid-Abutment-Komponenten

| <b>Hybrid-Abutment-Komponente</b> | <b>Herstellerangaben</b>                          |
|-----------------------------------|---|
| Abutment Schraube NB RS 4.3       | Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland |
| VITA ENAMIC® for CEREC®/inLab     | VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland       |
| TiBase NB RS 4.3                  | Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland |

### 3.1.4 Verbrauchsmaterialien

| <b>Verbrauchsmaterialien</b>                              | <b>Herstellerangaben</b>                                       |
|---|--|
| Dentatec, Schleifmittel                                   | Sirona Dental Systems GmbH,<br>Bensheim, Deutschland           |
| Destilliertes Wasser                                      | Henry Schein Dental GmbH, Langen,<br>Deutschland               |
| Einmalhandschuhe  | Abena GmbH, Zörbig, Deutschland                                |
| Ethanol, vergällt (70 %)                                  | Carl Roth GmbH & Co. KG, Karlsruhe,<br>Deutschland             |
| Filtereinsatz für CEREC® MC XL                            | Sirona Dental Systems GmbH,<br>Bensheim, Deutschland           |
| Finisher 10 für CEREC® MC XL, Fräse                       | Sirona Dental Systems GmbH,<br>Bensheim, Deutschland           |
| Haftvermittler, VITA ADIVA C-Prime,<br>Ceramic primer     | Harvard Dental International GmbH,<br>Hoppegarten, Deutschland |
| Haftvermittler, VITA ADIVA M-Prime,<br>Metal/Alloy primer | Harvard Dental International GmbH,<br>Hoppegarten, Deutschland |
| VITA ADIVA IA-CEM, Implant abutment<br>composite          | Harvard Dental International GmbH,<br>Hoppegarten, Deutschland |
| VITA Ceramics Etch 3ml Spritze,<br>Flusssäure-Gel, 5 %    | VITA Zahnfabrik,<br>Bad Säckingen, Deutschland                 |
| Mixpac™, Mischkanülen                                     | Sulzer AG, Winterthur, Schweiz                                 |
| Panasil® Putty, A-Silikon                                 | Kettenbach GmbH & Co. KG,<br>Eschenburg, Deutschland           |
| Plurakorund, Körnung 50 µm                                | Pluradent AG & Co KG, Offenbach,<br>Deutschland                |
| Schaumstoffpellets  | Pluradent AG & Co KG, Offenbach,<br>Deutschland                |
| Shaper 25 RZ für CEREC® MC XL,<br>Fräse                   | Sirona Dental Systems GmbH,<br>Bensheim, Deutschland           |

### 3.1.5 Software

| <b>Software</b>                 | <b>Herstellerangaben</b>                                      |
|---------------------------------|---|
| CEREC SW® 5.0                   | Sirona Dental Systems GmbH,<br>Bensheim, Deutschland          |
| SPSS Statistics V.23            | IBM Corp., Armonk, New York, USA                              |
| SAS 9.4., SAS Visual Statistics | SAS Visual Statistics, 100 SAS Campus<br>Drive, Cary, NC, USA |

### 3.2 Methodik

#### 3.2.1 Einteilung und Durchführung der Versuchssequenz

In der vorliegenden Studie wurden insgesamt 80 Titanklebebasen und 80 Vita Enamic Hybridkeramik-Kronen in jeweils 8 Gruppen zu je 10 Proben eingeteilt. Eine ähnliche Versuchsmethodik wurde bereits in früheren Studien eingesetzt (13). Die Materialien für das Klebprotokoll und das Protokoll für die konventionelle Vorbehandlung wurden nach den Angaben des Herstellers VITA Zahnfabrik eingesetzt (108, 172). Um eine Verunreinigung der Oberflächen zu vermeiden, wurden bei allen Maßnahmen Handschuhe getragen, die zwischen den verschiedenen Vorbehandlungen gewechselt wurden. In allen Gruppen wurden die Titanklebebasen auf die gleiche Weise vorbehandelt: Gruppe (A) bis Gruppe (DP): Korundstrahlen der Titanklebebasis mit 10 mm Abstand, 50 µm Korngröße und 1.0 bar, dann Auftragen des Haftvermittlers VITA Adiva M-Prime.

Im folgenden Protokoll werden die Maßnahmen zur Vorbehandlung der Klebefläche der Hybridkeramik-Kronen dargestellt:

- (A) Reinigung mit Alkohol (Kontrollgruppe)
- (B) 5%ige Flusssäure
- (C) 5%ige Flusssäure und Verwendung des Haftvermittlers VITA Adiva C-Prime
- (D) Verwendung des Haftvermittlers VITA Adiva C-Prime
- (AP) Plasmabehandlung
- (BP) 5%ige Flusssäure und Plasmabehandlung

(CP) 5%ige Flusssäure, Plasmabehandlung und Verwendung des Haftvermittlers

VITA Adiva C-Prime

(DP) Plasmabehandlung und Verwendung des Haftvermittlers VITA Adiva C-Prime

Tabelle 1: Vorbehandlungsprotokoll

|                    | Vorbehandlung der Titanklebebasen (n = 80) | Vorbehandlung der Hybridkeramik-Kronen (n = 80) |
|--------------------|--|---|
| Gruppe A (n = 10)  | Korundstrahlung + M-Prime                  | Keine (Reinigung mit Alkohol)                   |
| Gruppe B (n = 10)  | Korundstrahlung + M-Prime                  | 5 % Flusssäure (HF)                             |
| Gruppe C (n = 10)  | Korundstrahlung + M-Prime                  | HF + C-Prime                                    |
| Gruppe D (n = 10)  | Korundstrahlung + M-Prime                  | C-Prime   |
| Gruppe AP (n = 10) | Korundstrahlung + M-Prime                  | Plasma piezobrush PZ3 (CAP)                     |
| Gruppe BP (n = 10) | Korundstrahlung + M-Prime                  | HF + CAP  |
| Gruppe CP (n = 10) | Korundstrahlung + M-Prime                  | HF + CAP + C-Prime                              |
| Gruppe DP (n = 10) | Korundstrahlung + M-Prime                  | CAP+ C-Prime                                    |

Nach der Verklebung wurden die Kronen in einem Thermozyklengerät durch eine wechselnde thermische Belastung künstlich gealtert, um die thermische Alterung in der Mundhöhle über mehrere Jahre zu simulieren. Zur Bestimmung der Verbundfestigkeit der Verklebung wurden dann in einem Zugscherversuch die maximalen Abzugskräfte ermittelt. Dafür wurden die Hybrid-Abutment-Kronen in eine Universal-Prüfmaschine eingespannt. Für die Analyse des Bruchverhaltens wurden die Komponenten nach dem Abziehen untersucht und die Lage der Klebstoffreste wurde beurteilt.

### 3.2.2 Design und Herstellung der Hybrid-Kronen mit VITA Enamic

Die Gestaltung der Krone erfolgte mit der CEREC SW® 5.0 Software. Die verwendeten Fräsblöcke bestanden aus einem Keramiknetzwerk (86 Gew.-% bzw. 75 Vol.-%) und einem Polymernetzwerk (14 Gew.-% bzw. 25 Vol.-%). Das Keramiknetzwerk bestand aus Siliciumdioxid ( $\text{SiO}_2$ ), Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), Natriumoxid ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), Kaliumoxid ( $\text{K}_2\text{O}$ ), Bortrioxid ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ), Zirkoniumdioxid ( $\text{ZrO}_2$ ), und Calciumoxid ( $\text{CaO}$ ). Das Polymernetzwerk bestand aus UDMA (Urethandimethacrylat) und TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat).

Das Kronendesign wurde digital im Block so positioniert, dass ein Teil des Designs außerhalb des Blocks lag und die später geschliffene Krone eine flache

Unterseite als Auflage aufwies (rote Markierung) (Abbildung 1). Dadurch wurde eine gleichmäßige und ebene Auflagefläche für die Abzugsvorrichtung erreicht.

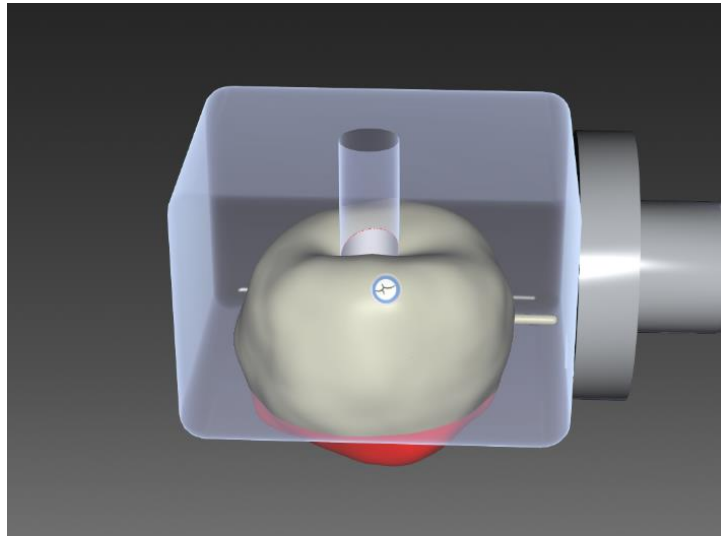


Abbildung 1: Design der Hybridkeramik-Krone mit Designanteilen außerhalb des Blocks.

Anhand dieses Kronendesigns wurden 80 Kronen mit der CEREC® MC XL Schleifeinheit aus hybrid-keramischen Blöcken (VITA Enamic) gefräst. Der Fräsrohling war mit einem vorgefertigten Loch ausgestattet, das eine Rotationssicherung enthält und exakt zur Ti-Base passt. Dieses vorgefertigte Loch gewährleistet eine sichere und stabile Verbindung zwischen dem Fräsrohling und der Ti-Base, wodurch die Genauigkeit und Festigkeit der endgültigen Restauration verbessert werden. Die Integration dieser Rotationssicherung ist entscheidend, um eine präzise Ausrichtung während des Klebprozesses zu gewährleisten. Nach dem Fräsen der Kronen wurden sie in Abhängigkeit vom Klebprotokoll unterschiedlich vorbehandelt und verklebt.

### 3.2.3 Vorbehandlung der Oberfläche der Titanklebebasis

Die Titanklebebasis wurde zuerst auf ein Manipulierimplantat geschraubt und für eine bessere Handhabung in eine Kunststoffklemme eingespannt. Alle 80 Titanklebebasisen wurden in der gleichen Weise vorbehandelt. Die Titanoberfläche wurde mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Pulver mit einer Korngröße von  $50\ \mu\text{m}$  in einem Abstand von ca.  $10\ \text{mm}$  und einem Druck von  $1.0\ \text{bar}$  gleichmäßig korundgestrahlt. Danach wurden die Titanklebebasisen mit einem Dampfstrahlgerät gereinigt und mit einem leistungsstarken und ölfreien

Luftstrom getrocknet. Nach vollständiger Trocknung der Titanbasen wurde der Haftvermittler (VITA ADIVA M-Prime, Haftvermittler für einen chemischen Verbund zwischen gestrahlten Restaurationen aus Titan, Nichtedelmetall-Legierungen, Edelmetall-Legierungen und Befestigungskompositen) mit einem Pinsel auf die Titanoberfläche aufgetragen. Anschließend wurde der Schraubenkanal mit einem Schaumstoffpellet verschlossen, um ein Verkleben der Schraube mit dem überschüssigen Klebstoff zu verhindern.

### 3.2.4 Vorbehandlung der Oberfläche der Hybridkeramik-Kronen

Die 80 CAD-CAM-gefrästen Kronen wurden in 8 Gruppen mit unterschiedlicher Vorbehandlung eingeteilt. Unbehandelte Proben wurden als Kontrollgruppe (Gruppe A, siehe Tabelle) verwendet, um den Effekt der verschiedenen Vorbehandlungsmaßnahmen auf die weiteren CAD-CAM-gefrästen Kronen in den übrigen Gruppen beurteilen zu können. Zur Vermeidung einer Kontamination der Oberfläche mit Hautfett wurden stets frische Einmalhandschuhe verwendet. Zusätzlich wurden die Kronen vor der Vorbehandlung mit 70%iger Ethanol-Lösung gereinigt. Die Kronen der entsprechenden Gruppen wurden nach dem Protokoll vorbehandelt.

#### 3.2.4.1 Vorbehandlung mit 5%iger Flusssäure

Auf der Grundlage von in-vitro-Untersuchungen empfiehlt die "International Academy for Adhesive Dentistry" (IAAD), "Hybridkeramiken" wie VITA Enamic mit einer 5%igen Flusssäure 60 Sekunden zu ätzen und dann mit Silan zu behandeln (84). Die Hybridkeramik-Kronen der Gruppen B, C, BP und CP wurden mit 5%iger Flusssäure geätzt. Die Innenflächen der Kronen der Gruppe B wurden 60 Sekunden mit 5%iger Flusssäure vorbehandelt. Die Applikation der Flusssäure auf die Kroneninnenflächen erfolgte schonend mit einem Pinselaufsatz unter strikter Einhaltung der Sicherheitsmaßnahmen, einschließlich Einmalhandschuhen und Schutzbrille. Nach 60 Sekunden wurde die Flusssäure mit einem Dampfstrahlgerät vollständig entfernt und die Oberfläche wurde mit einem ölfreien und sauberem Luftstrom getrocknet.

In der Gruppe C wurde ebenfalls eine Flusssäurevorbehandlung wie bei der Gruppe B durchgeführt. Danach erfolgte eine Konditionierung mit einem Haftvermittler. Die Hybridkeramik-Kronen der Gruppen BP und CP wurden wie die Gruppen B und C

vorbehandelt, aber zusätzlich mit Plasma konditioniert. Die genaue Reihenfolge der Konditionierungsmaßnahmen wird in der Tabelle des Vorbehandlungsprotokolls angegeben.

#### 3.2.4.2 Vorbehandlung mit Haftvermittler

Die Kroneninnenflächen der Gruppen C, D, CP und DP wurden mit dem Haftvermittler C-Prime (VITA ADIVA) vorbehandelt. In der Gruppe D wurde nur die Konditionierung mit C-Prime durchgeführt und zwar ohne weitere Vorbehandlungsschritte. Zuerst wurde ein Tropfen des Haftvermittlers in eine sterile Muldenschale gegeben. Danach wurde die Innenfläche der Kronen mit einer Applikationsbürste gleichmäßig und dünn mit dem Haftvermittler benetzt. Die Einwirkzeit von C-Prime auf die Kronenoberfläche lag bei 10 Sekunden. Anschließend wurde die Oberfläche mit einem ölfreien und sauberen Luftstrom vorsichtig verblasen, bis eine vollständige Trocknung erreicht wurde.

In der Gruppe C wurden die Kronen zusätzlich zur Anwendung von C-Prime mit 5%iger Flusssäure vorbehandelt. In den Gruppen CP und DP erfolgte eine weitere Konditionierung mit Plasma. Die genaue Abfolge der durchgeführten Konditionierungsmaßnahmen wird in der Tabelle des Vorbehandlungsprotokolls angegeben.

#### 3.2.4.3 Vorbehandlung mit kaltem Atmosphärendruckplasma

Die Innenflächen der Kronen in den Gruppen AP, BP, CP und DP wurden unterschiedlich behandelt: In Gruppe E erfolgte nur eine Plasma-Konditionierung mit dem Plasmagerät piezobrush PZ3 der Firma Relyon. In Gruppe BP wurde eine zusätzliche Plasma-Konditionierung nach einer Vorbehandlung mit 5%iger Flusssäure durchgeführt. In der Gruppe CP wurden die Kronenoberflächen sowohl mit 5%iger Flusssäure und einem Haftvermittler vorbehandelt, wobei die Plasma-Vorbehandlung vor der Haftvermittler-Applikation durchgeführt wurde. Auch in der Gruppe DP erfolgte die Behandlung mit kaltaktivem Atmosphärendruckplasma vor der Applikation des Haftvermittlers. Das Plasmagerät wurde während des gesamten Vorbehandlungsprozesses mit einer Leistung von 100 % (18 W) über einen Zeitraum von 30 Sekunden betrieben. Für die Konditionierung der Innenfläche der

Hybridkeramik-Kronen wurde die Nadeldüse als Vorrichtung ausgewählt, um eine gleichmäßige Bearbeitung der Kroneninnenfläche zu gewährleisten. Für eine Stabilisierung der Krone wurde eine maßgeschneiderte Halterung aus Panasil Putty (A-Silikon) angefertigt. Die Krone wurde in dieser Halterung fixiert, sodass die Nadelspitze des Plasmageräts senkrecht in die Innenfläche der Krone eingebracht werden konnte. Das Plasmagerät generiert aus der Nadelspitze in alle Richtungen Plasma, wodurch eine gleichmäßige Vorbehandlung der gesamten Oberfläche ermöglicht wird. Nach den Angaben des Herstellers liegt der empfohlene Arbeitsabstand der Nadeldüse im Bereich von 0,5-2 mm. Der Innendurchmesser der Krone lag bei 3 mm. Die Bearbeitung der Kroneninnenfläche erfolgte insgesamt über einen Zeitraum von 30 Sekunden, was durch die automatische Stoppuhrfunktion des Geräts erfasst wurde, wodurch die Funktion beendet wurde.

### 3.2.5 Adhäsive Befestigung der Hybrid-Abutment-Kronen

In der vorliegenden Studie wurde VITA ADIVA IA-CEM als Klebstoff verwendet. Bei VITA ADIVA IA-CEM handelt es sich um ein dualhärtendes Befestigungskomposit, das in der Implantatprothetik eingesetzt wird. Um die Handhabung zu erleichtern, wurde das Abutment in ein Manipulierimplantat eingeschraubt und in einer Kunststoffklemme fixiert. Die Bestandteile des Klebstoffs wurden mit Automix-Kanülen gemischt, wobei die erste angemischte Portion verworfen wurde.

Danach wurden die vorbehandelte Oberfläche der Titanklebebasis und die vorbehandelte Innenfläche der Hybridkeramik-Krone vollständig mit einer dünnen Schicht des Klebstoffs überzogen. Die Hybridkeramik-Krone wurde behutsam und passgenau auf das Abutment gesetzt, bis sie sicher in der Rotationsverriegelung einrastete. Überschüssiger Klebstoff wurde aus dem Schraubkanal mit einer Mikrobrush entfernt. Die verklebten Teile wurden dann in einer speziellen Vorrichtung zur Fixierung von Hybrid-Abutment-Komponenten (Hybrid-Abutment-Klebehilfe) eingespannt.

Danach wurden die überschüssigen Klebstoffreste am Klebespalt für 3-5 Sekunden von allen Seiten mit einer Lichthärtungslampe gehärtet und mit einem LeCron-Spatel entfernt. Die verklebten Hybrid-Abutment-Teile wurden dann für 10 Minuten in der Hybrid-Abutment-Klebehilfe ausgehärtet, wobei die Zeit mit einer Stoppuhr erfasst wurde.

Anschließend wurden die verklebten Hybridkeramik-Kronen aus der Fixierungsvorrichtung entfernt und bei Raumtemperatur mindestens 24 Stunden lang ausgehärtet.

### 3.2.6 Thermozyklisierung

Alle verklebten Hybridkeramik-Kronen wurden einer thermischen Wechselbelastung ausgesetzt, um eine Alterung im Mundmilieu zu simulieren. Die thermische Wechselbelastung der Proben erfolgte in einem Thermozyklisiergerät, wobei zwischen kaltem (5,0 °C) und warmem (55,0 °C) destilliertem Wasser gewechselt wurde. Jede Probe verblieb jeweils für 30 Sekunden in den genannten Temperaturumgebungen. Nach dieser Phase folgten eine Abtropfzeit von 5 Sekunden und eine Transferzeit von weiteren 5 Sekunden zwischen den Wasserbecken. Der vollständige Prozess umfasste insgesamt 5000 Zyklen mit einer jeweiligen Gesamtdauer von 80 Sekunden. Nach dem Abschluss der thermischen Wechselbelastung wurden die Proben bis zur weiteren Verarbeitung in destilliertem Wasser gelagert. Die Methodik der thermischen Wechselbelastung wurde nach vergleichbaren Studien durchgeführt (13, 154, 173-175).

### 3.2.7 Zugscherversuch

Für die Durchführung der Zugscherversuche wurde die Universalprüfmaschine Zwick 1425 verwendet. Mit dieser Prüfmaschine konnte die maximale Zugkraft  $F_{\max}$  [N] erfasst werden, die erforderlich ist, um entweder die Krone vollständig zu lösen oder die Kompositverklebung zu brechen. Die Bruchabschaltsschwelle wurde auf 50 N festgelegt, um sicherzustellen, dass eventuelle unstete Verhaltensweisen der Proben nicht als Bruch interpretiert werden. Die Proben wurden mit einem Keilspannprobenhalter eingespannt, der am unteren Teil der Universalprüfmaschine befestigt wurde. Die Hybridkeramik-Kronen wurden dagegen im oberen Teil der Maschine mit einem dafür konstruierten Probenhalter platziert (Abbildung 2). Dieser Probenhalter gewährleistete eine ebene Auflagefläche durch eine polierte Stahlscheibe (Dicke  $d = 1,0$  mm) und eine Kunststoffscheibe (Dicke  $d = 0,7$  mm) mit einer zentralen Aussparung für die Probe im Inneren des Halters. Die spezielle Konstruktion des Probenhalters ermöglichte eine gelenkige Lagerung in allen

Richtungen, wodurch eine geradlinige und senkrechte Zugkraftanwendung gewährleistet wurde. Die Vorschubgeschwindigkeit des Zugs lag bei 1 mm/min. Der Verlauf der Versuche wurde durch Videoaufzeichnungen erfasst, um später eine detaillierte Analyse der Ergebnisse durchführen zu können.

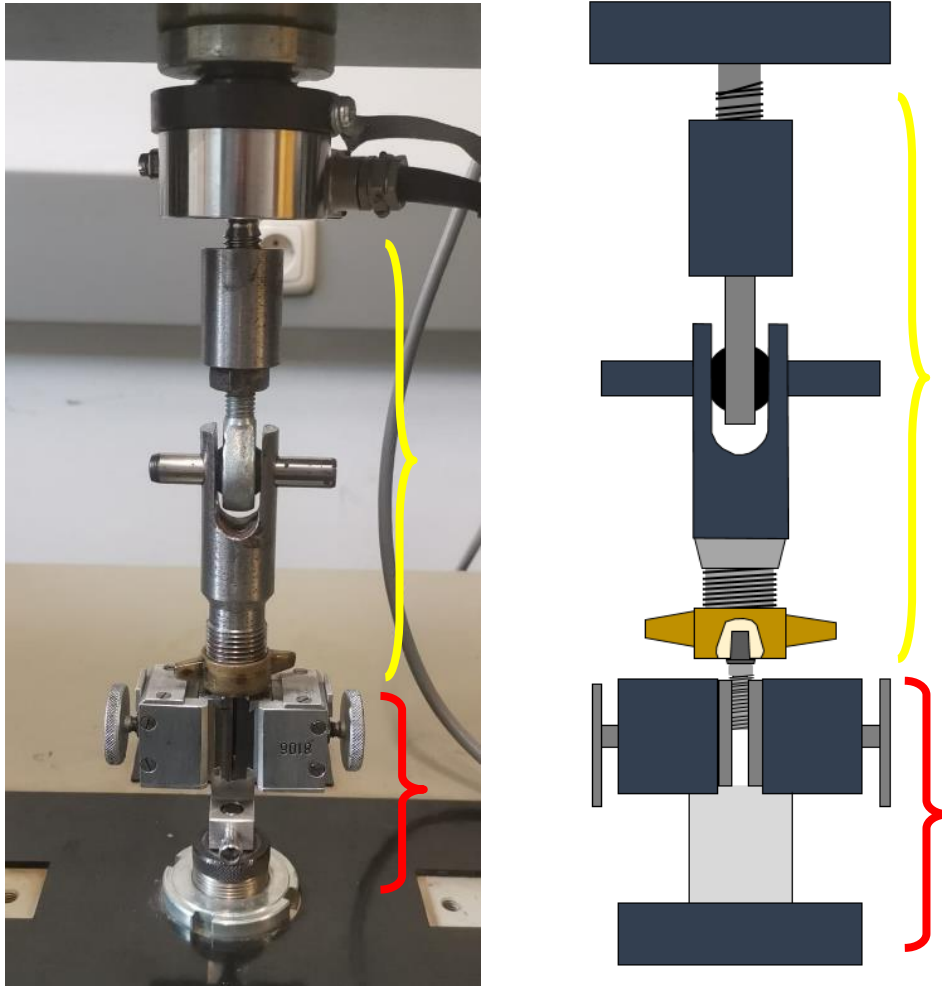


Abbildung 2: Haltevorrichtung (gelb) und Keilspannprobenhalter (rot).

### 3.2.8 Beurteilung des Bruchverhaltens

Nach dem Abschluss der Zugscherversuche erfolgte eine sorgfältige visuelle Analyse jeder Fügefläche aus den entsprechenden Versuchsgruppen mit einem Aufsicht-Lichtmikroskop (30-fache Vergrößerung), wobei die Bilder aufgezeichnet wurden. Bei der kritischen Inspektion wurden die verbleibenden Kleberrückstände von drei Personen lokalisiert und die Art des Bruchs wurde festgestellt. Bei dieser Analyse wurde zwischen Adhäsionsbrüchen an einem oder beiden Fügeteilen und Kohäsionsbrüchen differenziert. Der Kohäsionsbruch bezieht sich auf ein

Durchbrechen der Klebstoffschicht, wobei an den gegenüberliegenden Bereichen der Fügeiteile immer noch eine adhäsive Verbindung des Klebstoffs vorliegt. Dieses Bruchmuster tritt in der Regel dann auf, wenn die theoretische Festigkeit des Klebstoffs erreicht wird (176, 177).

Ein Adhäsionsbruch bezieht sich dagegen auf eine Ablösung der Klebstoffschicht von der Fügefläche. Sichtbare Rückstände des Klebstoffs auf der Fügefläche können dabei visuell nicht erfasst werden. Wenn nach der Prüfung oder dem Bruch auf einem der Substrate der gesamte Klebstoff verbleibt und auf dem anderen Substrat überhaupt kein Klebstoff mehr vorhanden ist, dann spricht man von einem reinen Adhäsionsbruch (176, 177). In den hier vorliegenden Versuchen würde dies bedeuten, dass der Klebstoff entweder vollständig an der Titanklebebasis oder an der Hybridkeramik-Krone haften bleibt (vollständiger Adhäsionsbruch). Außerdem kann ein Adhäsionsbruch an beiden Fügeiteilen auftreten, wobei die Kleberückstände an den beiden Fügeiteilen puzzleartig zueinander passen.

### 3.3 Statistik

#### 3.3.1 Statistische Methodik und Nullhypothesen

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit den Programmen IBM SPSS Statistics Version 27 und SAS (SAS 9.4., SAS Visual Statistics, 100 SAS Campus Drive, Cary, NC, USA). Hinsichtlich der zentralen Fragestellungen wurden die folgenden Nullhypothesen formuliert und im Rahmen einer statistischen Analyse überprüft.

#### **1.) H01: Die Vorbehandlungsmaßnahme hat keinen Einfluss auf die Abzugskraft zwischen der Hybridkeramik-Krone und der Titanklebebasis.**

Für den Mittelwertvergleich der Abzugskräfte im Zugscherversuch hinsichtlich der verschiedenen Vorbehandlungsmaßnahmen und die Wechselwirkungen zwischen den Vorbehandlungskomponenten wurde eine dreifaktorielle ANOVA durchgeführt, bei der die Effektstärke ermittelt wurde. Vorher wurden ein Shapiro-Wilk-Test und ein Levene-Test durchgeführt, um zu überprüfen, ob die Modellannahmen der ANOVA signifikant verletzt wurden. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p=0,05$  festgelegt.

**2.) H02: Das Bruchverhalten der Verklebung steht in keinem Zusammenhang mit der Haftfestigkeit der Kompositklebung in Hybrid-Abutment-Kronen.**

Für den Vergleich der mittleren Abzugskräfte im Zugscherversuch anhand der unterschiedlichen Bruchbilder wurde eine Mann-Whitney-U-Test durchgeführt, bei dem die Effektstärke berechnet wurde. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p=0,05$  festgelegt.

**3.) H03: Kaltaktives Atmosphärendruckplasma (CAP) hat keinen signifikanten Einfluss auf die Haftstärke der Klebung.**

Zur Validierung dieser Nullhypothese wurde ein Fisher-Exact-Test angewendet mit einer gleichzeitigen Berechnung der Effektstärke. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p=0,05$  festgelegt.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Das Probenverhalten im Zugscherversuch

Alle Abzugsversuche wurden durchgeführt, bis die Kronen vollständig von den Klebebasen gelöst waren. Bei einigen Hybridkeramik-Kronen brachen im Außenbereich der Auflageflächen seitlich kleine Scherben ab. Eine entsprechende Veränderung im Kraft-Wege-Diagramm konnte allerdings nicht beobachtet werden. Diese kleinen Frakturen im Randbereich, die in keinem Fall bis an die Klebeflächen reichten, hatten keinen Einfluss auf die Abzugsversuche. Die Kraftentwicklung zeigte einen anfänglichen Anstieg bis zu einem Plateauwert von 10 N, der die vordefinierte Vorlast bildete. Danach erfolgte ein annähernd geradliniger Anstieg der Kraft bis zum Höchstwert. Nach einem abrupten Abfall der Kraft trat dann eine kontinuierliche Abnahme auf, bis es zur vollständigen Lösung der Krone von der Titanbasis kam (Abbildung 3).

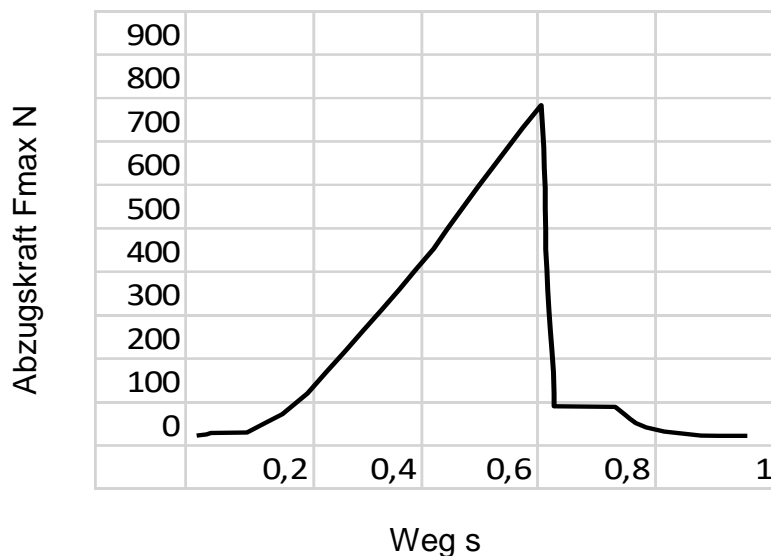


Abbildung 3: Kraft-Wege-Diagramm aus einem der durchgeführten Versuche.

### 4.2 Abzugskräfte

In der Tabelle 2 werden die Mittelwerte und Standardabweichungen der Abzugskräfte für alle Gruppen (A-DP) dargestellt.

Tabelle 2: Abzugskräfte [N] in den verschiedenen Gruppen

| Gruppe | n  | Mittelwert | Standardabweichung | Minimalwert | Maximalwert |
|--------|----|------------|--------------------|-------------|-------------|
| A      | 10 | 385,8      | 54,8               | 303         | 475         |
| B      | 10 | 569,7      | 78,5               | 437         | 695         |
| C      | 10 | 669,7      | 69,1               | 553         | 778         |
| D      | 10 | 381,7      | 51,8               | 330         | 486         |
| AP     | 10 | 336,1      | 39,1               | 278         | 419         |
| BP     | 10 | 560,4      | 50,7               | 451         | 621         |
| CP     | 10 | 604,6      | 60,6               | 511         | 689         |
| DP     | 10 | 509,9      | 53,8               | 430         | 620         |

Die Mittelwerte variierten zwischen 336,1 N  $\pm$  39,1 N in der Gruppe AP (ausschließlich vorbehandelt mit CAP) und 669,7 N  $\pm$  69,1 N in der Gruppe C (Vorbehandlung mit Flusssäure und C-Prime). In allen Untersuchungsgruppen waren die Ergebnisse normalverteilt (Shapiro-Wilk-Test,  $p > 0,05$ ). Nach den Levene-Tests konnte von einer homogenen Varianz in den Gruppen ausgegangen werden ( $p = 0,3975$ ). Die Nullhypothese homogener Varianzen konnte in den Gruppen nicht abgelehnt werden. Die Haupteffekte für Silan (C-Prime) ( $p < 0,0001$ ) und Flusssäure (HF) ( $p < 0,0001$ ) waren signifikant. Signifikante Wechselwirkungen wurden zwischen Silan und CAP ( $p = 0,0222$ ) und zwischen HF und CAP ( $p = 0,0046$ ) festgestellt. Der Haupteffekt von CAP war nicht signifikant ( $p = 0,9377$ ) und es gab keine Wechselwirkung zwischen Silan und HF ( $p = 0,6270$ ). Dreifaktorielle Wechselwirkungen waren stark signifikant ( $p < 0,0001$ ). Durch den post-hoc-Tukey-Test wurde ermittelt, welche Gruppen sich signifikant voneinander unterscheiden (Tabelle 3). In Abbildung 4 wird ein Box-Plot-Diagramm zu den Unterschieden der Abzugswerte zwischen den Gruppen dargestellt, die mit und ohne Plasma vorbehandelt wurden. Daran zeigt sich, dass in den Gruppen, die mit Plasma vorbehandelt wurden, niedrigere Mittelwerte auftraten als in den Gruppen, die nicht mit Plasma vorbehandelt wurden. Zusätzlich ist ein Effekt des Haftvermittlers Silan zu erkennen. Die einzige Gruppe, bei der ein positiver Effekt der Plasmabehandlung festgestellt werden konnte, ist die Gruppe, die sowohl mit Haftvermittler als auch mit CAP vorbehandelt wurde. Außerdem zeigt sich, dass die Applikation von 5%iger Flusssäure (HF) einen positiven Einfluss auf die Abzugskräfte hatte (Abbildung 5). In Abbildung 6 wird der Vergleich der Abzugskräfte

für die Gruppen dargestellt, die mit und ohne Haftvermittler vorbehandelt wurden. Dabei zeigt sich, dass die Vorbehandlungsmethoden, die in Kombination mit Silan eingesetzt wurden, höhere Abzugswerte aufweisen.

Tabelle 3: p-Werte und Mittelwertdifferenzen für die paarweisen Vergleiche zwischen den Gruppen. Die p-Werte werden im unteren Dreieck der Matrix angegeben. Das obere Dreieck enthält die Differenzen, berechnet als Spaltenmittelwert minus Zeilenmittelwert [N].

| p-Wert | A       | B       | C       | D       | AP      | BP     | CP     | DP     |
|--------|---------|---------|---------|---------|---------|--------|--------|--------|
| A      | -       | 183,9   | 283,9   | -4,1    | -49,7   | 174,6  | 218,8  | 124,1  |
| B      | <0,0001 | -       | 100     | -188    | -233,6  | -9,3   | 34,9   | -59,8  |
| C      | <0,0001 | 0,0063  | -       | -288    | -333,6  | -109,3 | -65,1  | -159,8 |
| D      | 1,0000  | <0,0001 | <0,0001 | -       | -45,6   | 178,7  | 222,9  | 128,2  |
| AP     | 0,5539  | <0,0001 | <0,0001 | 0,6580  | -       | 224,3  | 268,5  | 173,8  |
| BP     | <0,0001 | 1,0000  | 0,0020  | <0,0001 | <0,0001 | -      | 44,2   | -50,5  |
| CP     | <0,0001 | 0,8820  | 0,2157  | <0,0001 | <0,0001 | 0,6924 | -      | -94,7  |
| DP     | 0,0003  | 0,3140  | <0,0001 | 0,0001  | <0,0001 | 0,5335 | 0,0119 | -      |

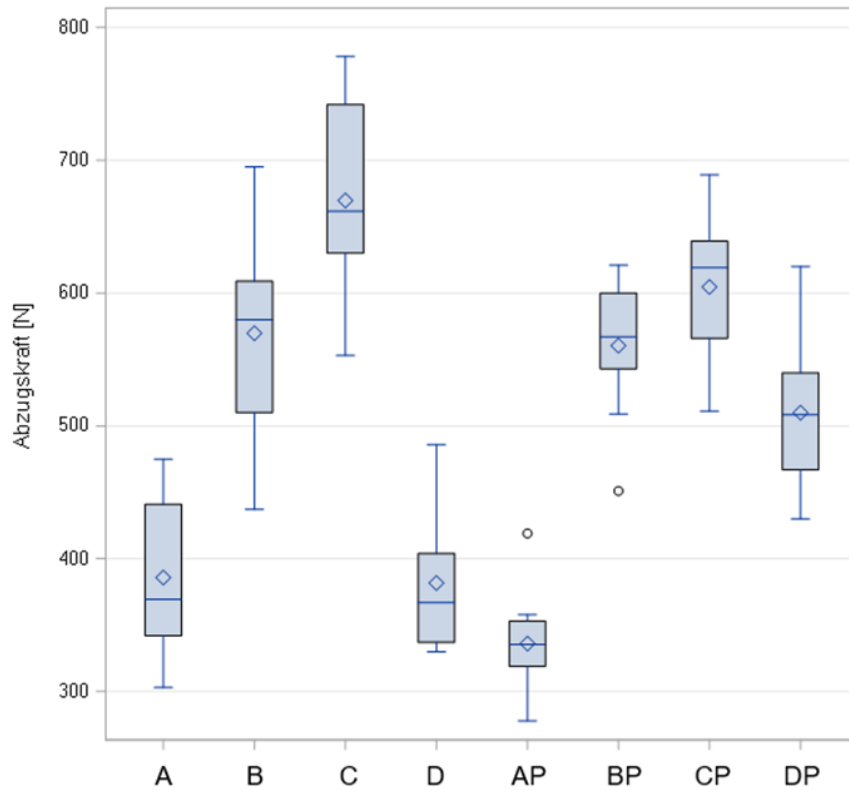


Abbildung 4: Box-Plot-Darstellung der Abzugskräfte in den jeweiligen Gruppen.

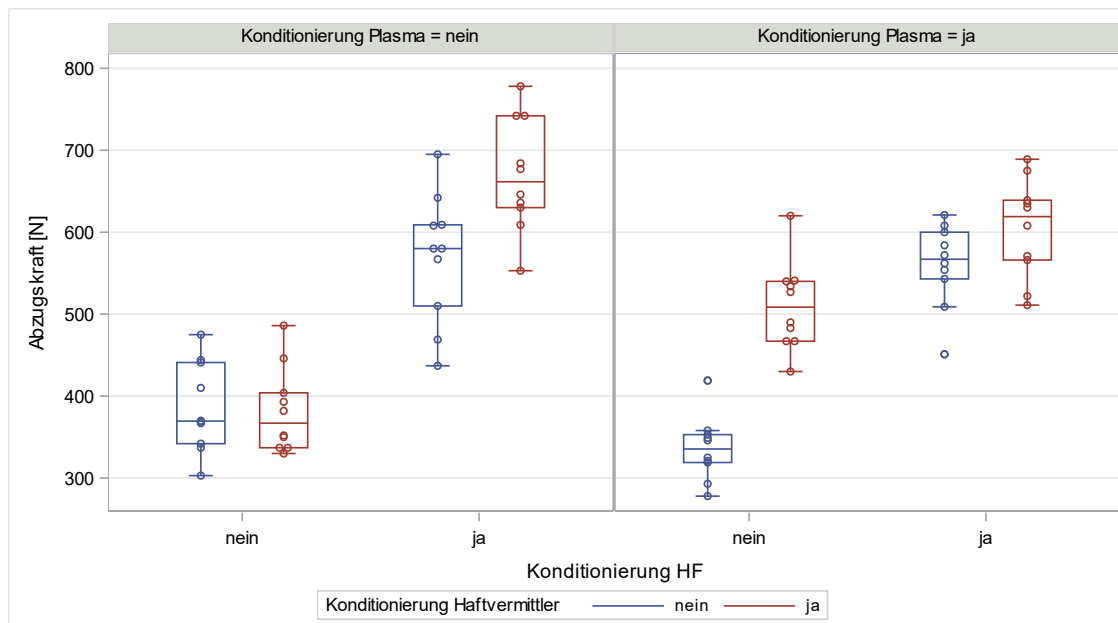


Abbildung 5: Vergleich mit versus ohne Plasma mit Anwendung von Haftvermittler und HF.

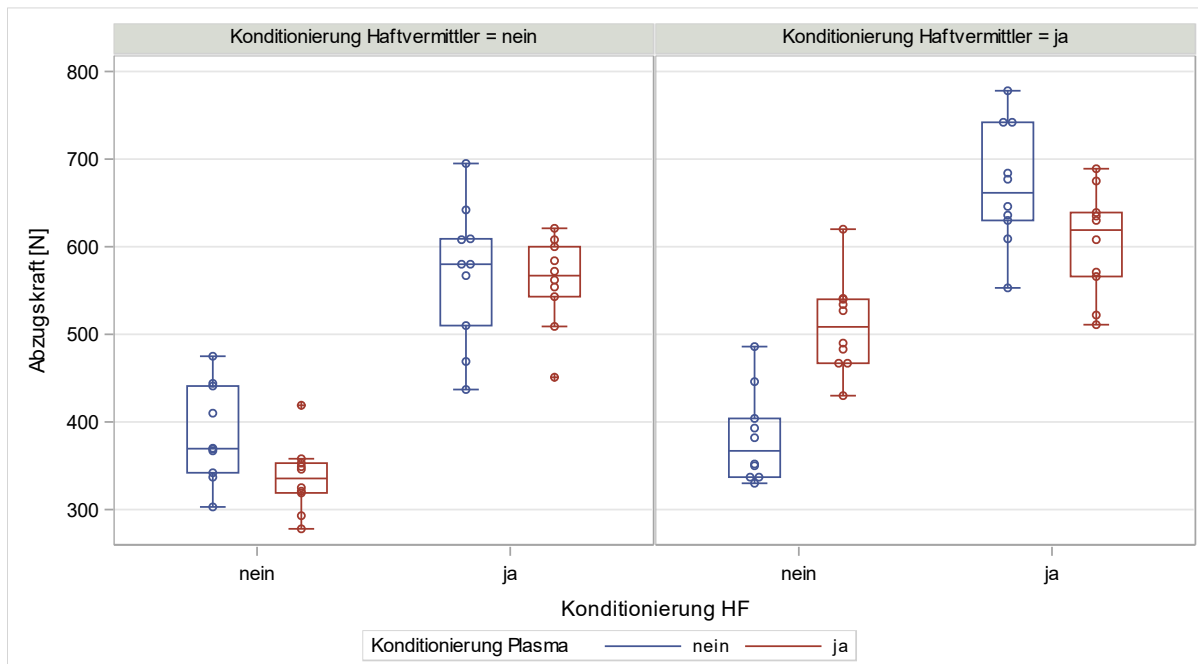


Abbildung 6: Vergleich der Gruppen mit versus ohne die Applikation des Haftvermittlers Silan.

#### 4.3 Bruchbilder

In den unterschiedlichen Versuchsgruppen ergaben sich verschiedene Bruchbilder. Keine der Proben wies einen Kohäsionsbruch auf und es gab auch keinen Adhäsionsbruch mit einem vollständigen Verbleib des Klebers an einer Hybridkeramik-Krone. Die Abbildung 7 illustriert als Balkendiagramm den Anteil der aufgetretenen Bruchbilder in den einzelnen Gruppen. Eine genaue Überprüfung mit dem Fisher-Test führte zu einer Korrelation zwischen den verschiedenen Oberflächenbehandlungen und den Bruchbildern ( $p < 0,0001$ ).

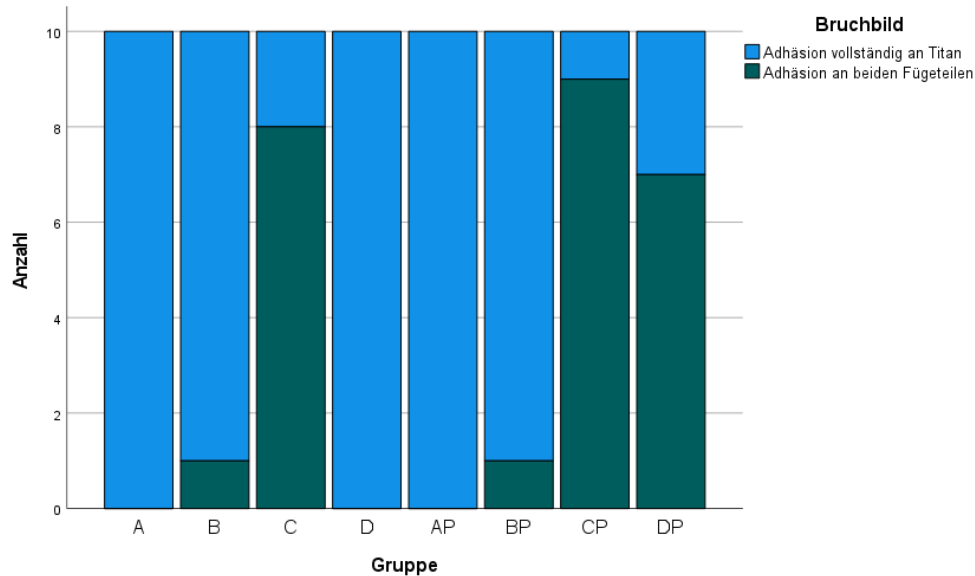


Abbildung 7: Grafische Darstellung der Verteilung der Bruchbilder.

Das Balkendiagramm (Abbildung 7) zeigt, dass in drei Gruppen die Klebereste nach dem Abzug bei allen Proben vollständig an der Titanbasis verblieben. In diesen Fällen war das Innere der Hybridkeramik-Kronen frei von Kleberrückständen (Abbildung 9). In Gruppe DP verblieben an 7 Proben, in Gruppe C an 8 Proben und in Gruppe CP an 9 Proben Klebereste an beiden Fügeteilen (Abbildung 10). In zwei Gruppen verblieben alle Klebereste vollständig an der Titanklebebasis und nur bei jeweils einer Probe auch an der Hybridkeramik.

Es sollte ein potentieller Zusammenhang zwischen den Bruchbildern und den Abzugskräften ermittelt werden (Abbildung 8). Der Shapiro-Wilk-Test zeigte, dass die Bruchbilder der Gruppen nicht normalverteilt waren ( $p < 0,05$ ). Deshalb wurde eine Analyse mit dem Mann-Whitney-U-Test durchgeführt, bei dem ein statistisch äußerst signifikanter Unterschied zwischen den Bruchbildern hinsichtlich des Mittelwerts der Abzugskräfte nachgewiesen werden konnte ( $p < 0,0001$ ). Dabei wurde eine starke Effektstärke von  $r = 0,5$  festgestellt.

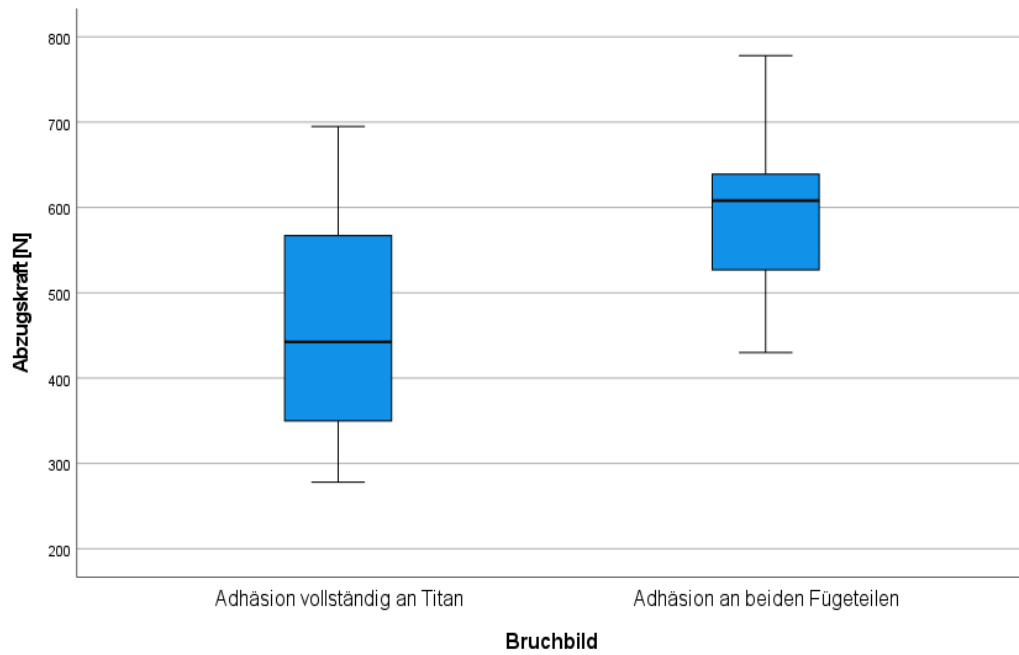


Abbildung 8: Grafik zum Zusammenhang zwischen Bruchbild und Abzugskraft.

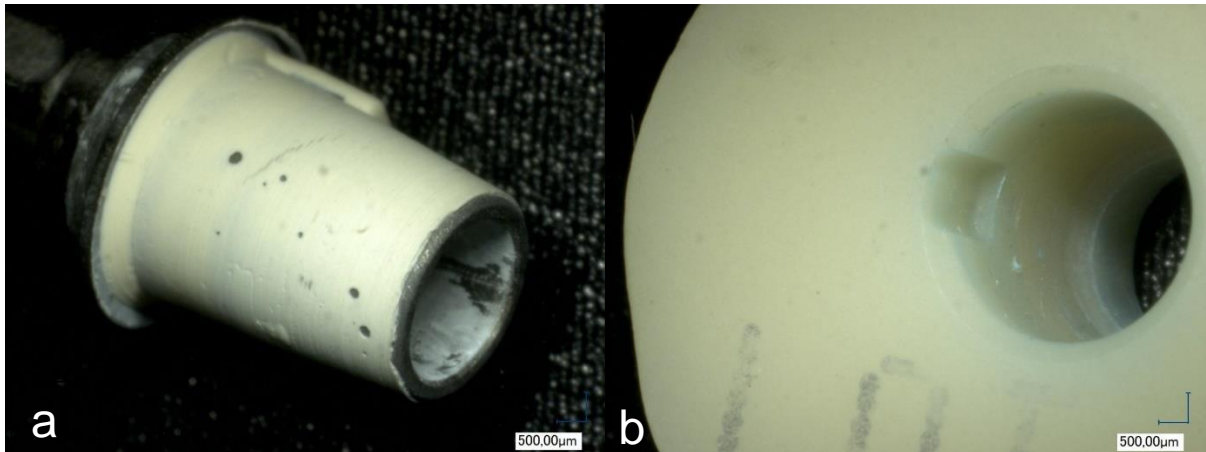


Abbildung 9: Adhäsionsbruch mit Kleberesten vollständig an der Titanklebebasis  
 a: Kleberückstände vollständig an der Titanklebebasis  
 b: Hybridkeramikoberfläche frei von Kleberückständen.

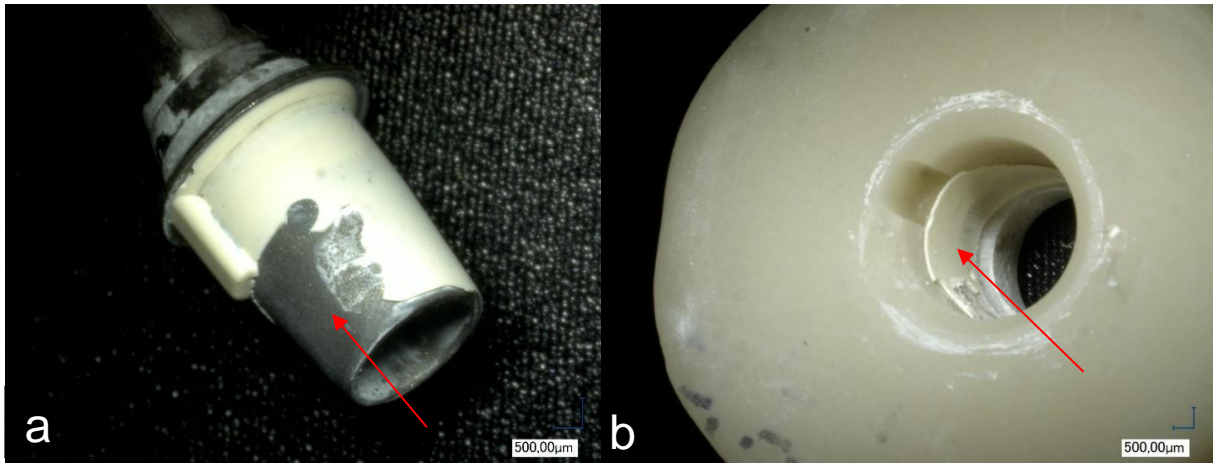


Abbildung 10: Adhäsionsbruch mit Kleberesten an der Titanklebebasis (a) und an der Hybridkeramik (b), puzzleartig (rote Pfeile).

## 5. Diskussion

### 5.1 Methodendiskussion

#### 5.1.1 Probengestaltung

Die vorliegende Untersuchung beschäftigte sich mit der Analyse und Bewertung von insgesamt 80 zweiteiligen Hybrid-Abutment-Kronen. Die Kronen wurden nach dem etablierten Standard vergleichbarer materialwissenschaftlicher und werkstoffkundlicher Untersuchungen und anhand von internationalen Publikationen zu diesem Thema hergestellt. Die Kronen wurden in 8 Gruppen eingeteilt, wobei jede Gruppe aus jeweils 10 Proben bestand (13, 154, 175, 178-180).

In der vorliegenden Studie wurden Kronen untersucht, die jeweils aus einer präfabrizierten Klebebasis und einer darauf verklebten Hybridkeramik-Krone bestanden. Die Form der Hybridkeramik-Kronen wurde den Anforderungen der Abzugsversuche angepasst. Eine solche Gestaltung der Proben wurde bereits in einer ähnlichen Studie von Görgen et al. angewendet (13). Im Unterschied zu früheren Untersuchungen, bei denen zylinderförmige Kronen verwendet wurden, wurde in dieser Studie ein Ansatz gewählt, bei dem der untere Teil der Krone möglichst breit und eben gestaltet wurde (181, 182). Dadurch wurde eine ausreichende Auflagefläche im Abzugswerkzeug bei der Versuchsdurchführung gewährleistet.

In früheren Untersuchungen wurde der Aufbau für den Zugversuch im oberen Bereich durch eine scheibenförmige Auflagefläche realisiert (13, 181, 182). In der vorliegenden Studie wurde eine breitere und flachere Basis gestaltet, um eine gleichmäßige Verteilung der Kräfte beim Abzugsversuch zu gewährleisten und mögliche Verzerrungen der Ergebnisse durch eine ungleichmäßige Auflagefläche und ein eventuell nicht achsengerechtes Abziehen zu verringern.

#### 5.1.2 Vorbehandlungsmaßnahmen

##### 5.1.2.1 Korundstrahlung der Titanklebebasis

In der vorliegenden Arbeit wurde eine einheitliche Vorbehandlung aller Titanklebebasisen durchgeführt, bei dem sie durch ein Sandstrahlverfahren mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -

Partikeln einer Korngröße von 50 µm vorbehandelt wurden. Dabei wurde mit einem Druck von 1.0 bar und einem Abstand von 10 mm gestrahlt. Die Druckeinstellung entsprach den vom Hersteller empfohlenen Parametern. Um ein gleichmäßiges Sandstrahlen der Titanoberfläche zu erreichen, wurden die Oberflächen der präfabrizierten Abutments so lange gestrahlt, bis die Titanoberfläche ein mattes Erscheinungsbild aufwies. Diese Vorgehensweise wurde auch in vergleichbaren Studien angewendet. Eine Studie von Cano-Batalla et al. untersuchte maschinell gefertigte Standard-Implantat-Abutments im Vergleich mit sandgestrahlten Abutments (mit 50 µm Aluminiumoxid). Dabei wurde festgestellt, dass sowohl der Abrieb durch Luftpartikel als auch die Höhe des Abutments einen signifikanten Einfluss auf die Retention von implantatgetragenen Kronen haben können (183). Ein vergleichbares Vorgehen wurde bereits in anderen Studien eingesetzt (13, 184, 185). In einer anderen Studie von de Campos et al. wurden standardmäßig gefräste und sandgestrahlte Implantat-Abutments ohne Thermozyklierung miteinander verglichen, wobei die sandgestrahlten Implantat-Abutments eine etwa 2,4-fach höhere mittlere uniaxiale Haltekraft aufwiesen (186). Eine ähnliche Studie wurde von Görgen et al. durchgeführt, bei der die Titanbasen ebenfalls mit 50 µm, einem Druck von 1 bar und einem Abstand von 10 mm sandgestrahlt wurden (13).

Nach der Korundstrahlung wurden die Titanklebebasen gründlich mit einem Dampfstrahlgerät gereinigt, um verbliebene Korundkörper zu entfernen. In der Untersuchung von Wang et al. wurde empirisch belegt, dass die Reinigung der Titanklebebasen mit einem Dampfstrahlgerät zu einer signifikanten Verbesserung des Haftverbundes zwischen Titan und Keramik beiträgt (187).

#### 5.1.2.2 Haftvermittler

Die Innenflächen der Kronen in den Gruppen C, D, CP und DP wurden mit dem Haftvermittler C-Prime (VITA ADIVA) vorbehandelt, der speziell für die Oberflächenvorbehandlung der Hybridkeramik-Kronen Vita Enamic vom Hersteller empfohlen wird. Dieser Haftvermittler sorgt für eine chemische Bindung an das Befestigungskomposit. Die Einwirkzeit des Haftvermittlers auf der Innenoberfläche der Hybridkeramik-Kronen liegt nach den Herstellerangaben bei 10 Sekunden (172). Anschließend wurde die Innenfläche der Kronen mit einem ölfreien Luftstrom schonend getrocknet. Aktuell gibt es nur sehr wenige Studiendaten zum Haftvermittler C-Prime von Vita ADIVA. Die Erforschung und Analyse solcher Daten könnten zu einer

weiteren Optimierung und Verfeinerung der Vorbehandlungsmethoden für Hybridkeramik-Kronen beitragen.

### 5.1.2.3 Vorbehandlung mit Plasma

Die Innenflächen der Kronen der Gruppen AP, BP, CP und DP wurden mit dem Plasmagerät piezobrush PZ3 der Firma Relyon Regensburg vorbehandelt. Das Plasmagerät wurde während des gesamten Vorbehandlungsprozesses mit einer Leistung von 100 % (18 W) für 30 Sekunden betrieben. Für die Konditionierung der Innenflächen der Hybridkeramik-Kronen wurde die Nadeldüse als Vorrichtung ausgewählt, um eine vollständige Bearbeitung der Innenflächen zu gewährleisten. In einer vergleichbaren Studie wurde die Eignung des Nadeldüsenaufsatzes für die vorliegende Untersuchung bestätigt (13). Der empfohlene Arbeitsabstand zwischen der Nadeldüse und der Kroneninnenfläche liegt nach den Angaben des Herstellers bei 0,5-2 mm. Der Innendurchmesser der Krone lag bei 3 mm.

Korzec et al. konnten zeigen, dass die Oberfläche bereits nach 10 Sekunden Plasmavorbehandlung ausreichend gesättigt ist und eine weitere Vergrößerung der aktivierten Fläche nicht mehr erzielt werden kann (188). In anderen Untersuchungen variierte die Dauer der Anwendung des piezobrushes im Bereich von 15-80 Sekunden (13, 189-191). Dabei kann angenommen werden, dass innerhalb dieser unterschiedlichen Zeiten die Oberflächen nicht thermisch geschädigt werden.

Die verwendete Nadeldüse wurde senkrecht zur Innenfläche der Kronen positioniert. Das Plasmagerät erzeugt Plasma aus der Nadelspitze in alle Richtungen, wodurch eine gleichmäßige Vorbehandlung der gesamten Oberfläche ermöglicht wird. Korzec et al. fanden heraus, dass ein Abstand von 1,5 mm ausreicht, um die Oberfläche ausreichend zu aktivieren (188).

Görgen et al. untersuchten die Vorbehandlung der Kroneninnenflächen mit kaltem Atmosphärendruckplasma an Zirkoniumdioxidkronen mit einem Innendurchmesser von ebenfalls 3 mm und hielten auch den gleichen Abstand mit der Nadeldüse ein (13). Um potenzielle Handhabungsfehler zu verringern, wurde jede Krone genau 30 Sekunden lang vorbehandelt.

### 5.1.3 Verklebung

In der vorliegenden Studie wurde der Klebkomposit VITA ADIVA IA-CEM verwendet. Bei VITA ADIVA IA-CEM handelt es sich um ein dualhärtendes Befestigungskomposit, das in der Implantatprothetik verwendet wird. Bei dualhärtenden Zementen gibt es sowohl chemische als auch lichtinduzierte Polymerisationsmechanismen. Denn sie enthalten Amininitiatoren für die chemische Reaktion und Photoinitiatoren für die Lichtpolymerisation. Dadurch kann die Polymerisation des Zements chemisch und durch Licht gestartet werden (102, 106, 107). Das verwendete Befestigungsmaterial wird vom Hersteller der Hybridkeramikblöcke empfohlen, es gibt aber bisher nur wenig Forschungsergebnisse zum VITA ADIVA IA-CEM.

Bagegni et al. untersuchten in einer Studie den Scherhaftfestigkeitswert von drei verschiedenen Zementen an Zirkoniumdioxid-Kronen. Dabei wurden VITA ADIVA IA-CEM, Panavia V5 und RelyX U200 E miteinander verglichen. In der Studie wurde festgestellt, dass die beiden anderen Befestigungskomposite im Vergleich mit VITA ADIVA IA-CEM signifikant höhere Festigkeitswerte aufwiesen (192).

Dennoch wurde in der vorliegenden Studie VITA ADIVA IA-CEM als Befestigungsmaterial verwendet, weil es vom Hersteller der VITA Enamic Hybridkeramik empfohlen wird (108, 172).

Nach der Vorbehandlung wurden sowohl die Titanklebebasen als auch die Innenflächen der Hybridkeramik-Kronen sorgfältig mit einer dünnen Klebeschicht benetzt. Die Hybridkeramik-Kronen wurden sorgfältig und präzise auf das Abutment gesetzt, bis sie sicher in der Rotationssicherung einrasteten. Eventuell überschüssiges Klebematerial wurde aus dem Schraubenkanal entfernt. Danach wurden die verklebten Komponenten in eine spezielle Vorrichtung (Hybrid-Abutment-Klebehilfe) eingespannt.

Überschüssige Klebstoffreste im Klebspalt wurden dann von allen Seiten für 3-5 Sekunden mit einer Lichthärtelampe ausgehärtet und mit einem LeCron-Spatel entfernt. Die geklebten Hybrid-Abutment-Teile wurden anschließend für 10 Minuten in der Hybrid-Abutment-Klebehilfe ausgehärtet, wobei die Zeit mit einer Stoppuhr gemessen wurde. Dieses Verfahren wurde bereits in ähnlichen Studien eingesetzt (13, 193, 194).

#### 5.1.4 Thermozyklierung

Die Alterung von Materialien auf Resinbasis wird am häufigsten durch eine Lagerung in Wasser und Thermozyklieren simuliert. Durch die Thermozyklierung wird versucht, die thermischen Beanspruchungen nachzuahmen, denen die Restaurationsmaterialien und Zähne beim Kontakt mit Getränken und Lebensmitteln ausgesetzt wären. Dadurch soll eine beschleunigte Alterung der Proben erreicht werden, damit in kurzer Zeit die Auswirkungen einer jahrelangen Exposition erfasst werden können (174, 195). Es gibt zwar zahlreiche in-vitro-Studien, in denen die Thermozyklierung als effektivste Methode für eine künstliche Alterung von Restaurationsmaterialien bestätigt wurde, es fehlt aber ein einheitliches Standardprotokoll. Bei den in der vorliegenden Studie für das Thermozyklieren gewählten Parametern handelt es sich um die am häufigsten verwendeten Einstellungen (13, 154, 173-175). Dabei wurde ein automatisierter Wechsel zwischen kaltem (5,0 °C) und warmem (55,0 °C) destilliertem Wasser durchgeführt. Jede Probe wurde 30 Sekunden in den genannten Temperaturumgebungen belassen. Danach folgten eine Abtropfzeit von 5 Sekunden und eine Transferzeit von weiteren 5 Sekunden zwischen den Wasserbecken. Das gesamte Vorgehen umfasste 5000 Zyklen mit einer Gesamtdauer von 80 Sekunden pro Zyklus.

#### 5.1.5 Zugscherversuch

Der Zugscherversuch spielt in der zahnärztlichen Werkstoffkunde eine wichtige Rolle. Er wird dafür verwendet, um die Haftfestigkeit und die mechanischen Eigenschaften von zahnärztlichen Werkstoffen und dabei vor allem von Befestigungsmaterialien beurteilen zu können. Beim Zugscherversuch handelt es sich um eine gängige Methode für die Charakterisierung der mechanischen Eigenschaften von Materialien. Dabei werden die unter definierten Belastungsbedingungen auftretenden Reaktionen einer Zugprobe analysiert und verschiedene Parameter gemessen, wie z. B. die maximale Belastung und die Dehnung. Bei einem Zugversuch wird die mechanische Belastung einer Probe untersucht, indem Zugkräfte auf sie ausgeübt werden. Die Kräfte werden dann schrittweise erhöht, bis die Probe versagt, also bricht oder sich ablöst. Die Probe wird üblicherweise in einer Prüfmaschine fixiert, die entweder

hydraulisch oder mechanisch betrieben wird. Aus dem Zugversuch kann die Zugfestigkeit als ein entscheidender Parameter angeleitet werden (196).

Die Zugscherversuche wurden mit der Universalprüfmaschine Zwick 1425 durchgeführt. Dabei wurde die maximale Zugkraft  $F_{\max}$  [N] ermittelt, die erforderlich ist, um entweder die Krone vollständig zu lösen oder die Kompositverbindung zu unterbrechen. In ähnlichen Studien von Görden et al. und Bjelopavlovic et al. wurde ebenfalls diese Prüfmaschine verwendet (13, 184). Die Proben wurden in einem speziellen Probenhalter fixiert. Dafür wurde ein Keilspannprobenhalter am unteren Teil der Universalprüfmaschine befestigt, wobei die Hybridkeramik-Kronen im oberen Teil mit einem dafür eigens konstruierten Halter positioniert wurden, der über Kugelgelenke ein achsengerechtes Abziehen gewährleistet. Dieser Halter verfügte für die Aufnahme der Kronen durch eine polierte Stahlscheibe (Dicke  $d = 1,0$  mm) mit einer zentralen Aussparung für die Probe über eine ebene Auflagefläche. Die Konstruktion ermöglichte eine flexible Ausrichtung in alle Richtungen und eine geradlinige und senkrechte Zugkraftanwendung. Denn in Studien konnte nachgewiesen werden, dass die Ausrichtung des Prüfkörpers und damit seine Neigung zur einwirkenden Kraftachse das Abzugsverhalten beeinflussen können (197). Deshalb wurde in den Korpus des dafür eigens hergestellten Abzugswerkzeugs eine Kugelverbindung eingebaut, um die Zugrichtung auszuloten.

## 5.2 Ergebnisdiskussion

In der vorliegenden Studie konnte nachgewiesen werden, dass die Abzugskraft bei zweiteiligen Abutment-Kronen mit einer Hybridkeramik signifikant von der Oberflächenvorbehandlung der Komponenten beeinflusst wird ( $p < 0,0001$ ).

Beim Vergleich der mit Flusssäure (HF) vorbehandelten Gruppe B mit der Kontrollgruppe A zeigte sich, dass die HF-Vorbehandlung die Abzugswerte signifikant verbessert hat. Auch bei dem in der Literatur beschriebenen Goldstandard wird HF für die Oberflächenvorbehandlung von Hybridkeramik-Kronen empfohlen, allerdings in einer Kombination mit Silan (84). Nach der statistischen Analyse ergaben sich in allen Gruppen, die mit Flusssäure vorbehandelt wurden, Verbesserungen ( $p < 0,0001$ ). HF wird vor allem für ätzbare Keramiken empfohlen, um die Oberflächenrauheit, Benetzbarkeit und Mikroretention zu verbessern und zugleich Hydroxylgruppen freizusetzen, die eine chemische Bindung zwischen den Monomeren ermöglichen.

Nach einer früheren Studie handelt es sich bei der Anwendung von 5%iger Flußsäure für ca. 60 Sekunden um eine der effektivsten Konditionierungsmaßnahmen für eine Verbesserung der Adhäsion der Charakterisierungsschicht auf der Hybridkeramik (198). Auf der Grundlage von in-vitro-Untersuchungen empfiehlt auch die Internationale Akademie für adhäsive Zahnmedizin (IAAD), Hybridkeramiken wie VITA Enamic mit 5%iger Flußsäure 60 Sekunden zu ätzen und dann mit Silan zu behandeln. Die Interaktion zwischen Flußsäure und Silan hat nachweislich einen positiven Effekt auf die Haftfestigkeit von mit Polymeren infiltrierter Keramik (Hybridkeramik, VITA Enamic) (84, 99-101). Studien konnten übereinstimmend nachweisen, dass bei polymerinfiltrierten Keramiken wie VITA Enamic dann die besten Haftwerte erzielt werden können, wenn eine Kombination aus HF und Silan eingesetzt wird (199-201). Die vorliegende Studie konnte die Wirksamkeit der konventionellen Vorbehandlungsmethode für die Gruppe C (HF und Silan) bestätigen, wobei auch dabei der stärkste Verbund erzielt werden konnte.

Interessanterweise ergab sich in der allein mit Silan vorbehandelten Gruppe D kein signifikant besserer Abzugswert im Vergleich mit der Kontrollgruppe A. Die ausschließliche Verwendung von Silan hatte also keinen Einfluss. Bei der Kombination von Silan mit der Flußsäure konnten dagegen die höchsten Werte erzielt werden, was auf eine Wechselwirkung zwischen HF und Silan hinweist. HF könnte die Oberfläche der Hybridkeramik-Kronen modifizieren, sodass es bei der anschließenden Anwendung von Silan zu einer besseren chemischen Bindung kommt, was dann zu einer signifikanten Erhöhung der Haftstärke führt.

Beim Vergleich der Kontrollgruppe A, bei der die Hybridkeramik-Kronen nicht vorbehandelt wurden, mit der Gruppe AP, bei der die Hybridkeramik nur mit Plasma vorbehandelt wurde, ergab sich bei AP eine Reduktion der Abzugswerte, die allerdings nicht signifikant war ( $p=0,5539$ ). Ähnliche Ergebnisse erzielten auch Görgen et al., wobei ebenfalls keine Verbesserung durch eine alleinige Plasmabehandlung bei der Verklebung von Zirkoniumdioxid-Kronen festgestellt werden konnte (13). In der vorliegenden Untersuchung konnte auch in den Gruppen BP und CP, bei denen neben Flußsäure (BP) und einer Kombination von Flußsäure und Silan (CP) jeweils auch Plasma verwendet wurde, ergaben sich im Vergleich mit den Gruppen ohne Plasmavorbehandlung ebenfalls keine höheren Abzugswerte. Die zusätzliche

Plasmabehandlung führte eher zu niedrigeren Werten, was allerdings nicht signifikant war.

Im Vergleich der Gruppe D, in der die Proben nur mit Silan vorbehandelt wurden, mit der Gruppe DP, in der zusätzlich eine Plasmabehandlung stattfand, konnte interessanterweise festgestellt werden, dass in dieser Kombination das Plasma zu deutlich höheren Abzugswerten führte. Die Gruppe DP erreichte den fünfthöchsten mittleren Abzugswert von allen Gruppen und den höchsten Mittelwert unter den Gruppen, bei denen keine Flusssäure angewendet wurde. Diese Ergebnisse könnten durch die chemische Bindung zwischen dem Haftvermittler und der Klebstoffoberfläche erklärt werden, bei der es zu einer Copolymerisation mit dem 3-MPS-Silan (C-Prime) kommt (93). Die Siliciumatome des Haftvermittlers bilden dabei über funktionelle Silanolgruppen Si-O-Si-Bindungen, die mit dem Silikatanteil der Keramik in Wechselwirkung treten können. Diese Wechselwirkung wird durch die organischen Gruppen des Haftvermittlers ermöglicht (94). Die starke Bindung zwischen dem Haftvermittler und dem Befestigungskomposit könnte zu einer Verbesserung der Haftfestigkeit führen, was sich in den höheren Abzugskräften der Gruppen mit Haftvermittler zeigt. Die chemischen Interaktionen und die damit verbundene höhere Haftfestigkeit verweisen auf die Bedeutung der richtigen Vorbehandlung für eine langfristige Stabilität von Hybridkeramik-Kronen. Dies führt zu der Frage, ob die Vorbehandlungsmethode von polymerinfiltrierten Keramiken mit Silan und CAP den Goldstandard (HF und Silan) ersetzen könnte, weil Flusssäure umwelt- und gesundheitsschädlich ist (10). Die Anwendung von Flusssäure kann zu unterschiedlichen gesundheitlichen Schäden wie Hautverätzungen, Augenschäden, akuten respiratorischen und gastrointestinalen Symptome und Herzanomalien führen. Diese Symptome können auftreten, wenn die Substanz direkt mit der Haut oder den Augen in Kontakt kommt, verschluckt oder eingeatmet wird (10). Bisher gibt es nur wenige Studien, in denen der Einfluss von Silan und Plasma auf die Haftfestigkeit untersucht wurde. Die aktuelle Literatur verdeutlicht, dass die Plasmavorbehandlung die konventionelle Vorbehandlungsmethode nicht ersetzen kann (154, 170, 171), obwohl Plasma die freie Oberflächenenergie der untersuchten Proben erhöht (171). In diesen Studien wurden allerdings Zirkoniumdioxid-Keramikkronen untersucht und keine polymerinfiltrierten Keramikkronen. Deshalb sollten weitere Studien durchgeführt werden, um die spezifischen Effekte von Silan und Plasma auf polymerinfiltrierte Keramiken zu untersuchen und die Möglichkeit zu evaluieren, ob

diese Kombination tatsächlich eine praktikable Alternative zur Flusssäure sein und einen auf lange Sicht klinisch ausreichenden adhäsiven Verbund ermöglichen kann.

Bei der Verteilung der Bruchbilder ergaben sich interessante Unterschiede zwischen den Gruppen. In den Gruppen A, D und AP verblieben die Klebereste nach dem Abzug bei allen Proben vollständig an der Titanbasis, während das Innere der Hybridkeramik-Kronen frei von Kleberückständen war. In diesen drei Gruppen wurden die niedrigsten Abzugswerte erzielt. In den fünf Gruppen, in denen auch Klebereste in den Hybridkeramik-Kronen verblieben, wurden signifikant höhere Abzugswerte erreicht, wobei ein statistischer Zusammenhang nachgewiesen werden konnte. Es gab aber auch bei den Gruppen mit gemischten Brüchen zwei Gruppen, bei denen nur an jeweils einer Probe Klebereste auch an den Kronen verblieben, bei denen höhere Abzugswerte auftraten als in den Gruppen, in denen Klebereste in den Kronen häufiger waren. Die Gruppen mit den meisten gemischten Bruchbildern (C, CP, DP) gehörten zwar zu den Gruppen mit den höchsten Abzugskräften, allerdings erreichten auch die Gruppen B und BP hohe Werte, wobei deren Bruchbilder allerdings zu 90 % eine vollständige Adhäsion an der Titanbasis aufwiesen. Dies könnte auf den Einfluss der in diesen Gruppen verwendeten Flusssäure zurückzuführen sein. Es entsteht der Eindruck, dass ab einem bestimmten Abzugswert der Verbund an der Hybridkeramik so hoch ist, dass der Verbund teilweise am Titan nachlässt, sodass der Kleber an der Keramik verbleibt. Die Verklebung an der Hybridkeramik scheint dann nicht allein die schwächste Stelle zu sein. In der Gruppe DP mit der Konditionierung mit Silan und Plasma waren aber auch sieben Proben, bei denen Kleberückstände z. T. an der Krone verblieben. Dabei war allerdings die mittlere Abzugskraft mit 510 N niedriger als in den Gruppen B (Abzugskraft 570 N) und BP (Abzugskraft 560 N), bei denen nur bei jeweils einer Probe Rückstände an der Hybridkeramik verblieben. Zusammenfassend scheint es nötig zu sein, dass der Verbund zur Hybridkeramik erhöht werden muss, um die mittlere Abzugskraft zu erhöhen. Außerdem entsteht der Eindruck, dass ab einer Abzugskraft von 500-600 N der Verbund zur Hybridkeramik so hoch ist, dass sie nicht mehr allein für die Gesamtabzugskraft verantwortlich ist und nicht nur der Verbund zum Titan stärker ist.

## 6. Zusammenfassung

In der aktuellen zahnärztlichen Prothetik spielen CAD-CAM-gefertigte Kronen eine wichtige Rolle. Sie bieten zahlreiche Vorteile, wie eine schnellere Herstellung, eine potentiell bessere Passgenauigkeit, eventuell geringere Produktionskosten und ein möglicher Einsatz anderer Materialien. In der Implantatprothetik werden solche Kronen häufig mit konfektionierten Titanklebebasen verklebt. Die Konstruktion dieser Komponenten wird als Hybrid-Abutment-Krone (HAK) bezeichnet. Entscheidend für die Haftfestigkeit der Klebeverbindung ist die Oberflächenvorbehandlung der Kroneninnenfläche und der Titanklebebasis, wobei die Klebeverbindung zwischen diesen Materialien eine Schwachstelle sein kann. Die HAK werden durch eine Schraube mit dem Implantatkörper verbunden.

Kaltes Atmosphärendruckplasma (CAP) wird heute in der Luft- und Automobilindustrie für das Reinigen, Beschichten und Aktivieren von Materialien eingesetzt. Auch in der Zahnmedizin wird CAP zur Vorbehandlung von Dentalwerkstoffen wie Dentalkeramiken verwendet. In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss der Oberflächenvorbehandlung mit CAP auf die Haftfestigkeit der Kompositverklebung von zweiteiligen und CAD-CAM-gefertigten Hybridkeramik-Kronen untersucht.

In der vorliegenden Untersuchung wurden 80 Titanklebebasen und 80 Vita Enamic Hybridkeramik-Kronen in jeweils 8 Gruppen mit je 10 zweiteiligen Komplexen eingeteilt. Die Titanklebebasen wurden in allen Gruppen einer Vorbehandlung durch Korundstrahlen im Abstand von 10 mm, mit 50 µm Partikeln und einem Druck von 1.0 bar und die Anwendung des Haftvermittlers VITA Adiva M-Prime unterzogen. Im folgenden Protokoll werden die einzelnen Maßnahmen für die Vorbehandlung der Klebefläche von Hybridkeramik-Kronen angegeben:

- (A) Keine Vorbehandlung, Reinigung mit Alkohol (Kontrollgruppe)
- (B) 5%ige Flußsäure
- (C) 5%ige Flußsäure und Verwendung des Haftvermittlers VITA Adiva C-Prime
- (D) Verwendung des Haftvermittlers VITA Adiva C-Prime
- (AP) Plasmabehandlung
- (BP) 5%ige Flußsäure und Plasmabehandlung
- (CP) 5%ige Flußsäure, Plasmabehandlung und Verwendung des Haftvermittlers

## VITA Adiva C-Prime

### (DP) Plasmabehandlung und Verwendung des Haftvermittlers VITA Adiva C-Prime

Nach dem Verkleben wurden die Hybrid-Abutment-Kronen (HAK) für eine künstlichen Alterung thermozykliert (5000 Zyklen, zwischen 5 °C und 55 °C). Zur Bestimmung der Verbundfestigkeit wurde die maximale Abzugskraft in einem Zugscherversuch gemessen. Dafür wurden die HAKs in eine Universalprüfmaschine eingespannt. Nach der Entnahme der Proben wurde das Bruchverhalten analysiert und die Lage der Klebstoffreste wurde beurteilt.

Die Vorbehandlungsmaßnahmen hatten insgesamt einen signifikanten Einfluss auf die Abzugskraft ( $p < 0,0001$ ). Die stärkste Haftung wurde bei den konventionell vorbehandelten Proben der Gruppe C (HF + Silan) festgestellt. Bei der Gruppe AP (nur mit CAP vorbehandelt) traten die niedrigsten Abzugskräfte auf. Dabei erscheint es als möglich, dass die CAP-Vorbehandlung die Klebekraft negativ beeinflusst hat. Beim Vergleich aller Gruppen, bei denen neben den anderen Vorbehandlungen auch Plasma verwendet wurde, wurde nur bei der Anwendung von Silan durch das Plasma eine signifikante Verbesserung erzielt. Bei der Kombination von Silan und Plasma wurde eine mittlere Abzugskraft von 509,9 N erreicht. Dieser Wert ist höher als die Abzugskraft ohne Vorbehandlung der Hybridkeramik (385,8 N) und auch höher als bei einer alleinigen Vorbehandlung mit Silan (381,7 N). Durch die konventionelle Vorbehandlung mit Flusssäure und Silan wurden zwar mit 669,7 N der höchste mittlere Abzugswert erreicht, bei der Kombination von Silan und Plasma wurde aber der höchste Abzugswert von allen Gruppen erzielt, bei denen keine Flusssäure verwendet wurde. Deshalb sollte geklärt werden, ob diese Kombination eine Alternative zur umweltschädlichen Flusssäurebehandlung sein könnte. Die Gruppe DP erreichte allerdings nur den fünfthöchsten Abzugswert, denn alle Gruppen in denen Flusssäure angewendet wurde erreichten höhere Werte. Aktuelle Studien weisen darauf hin, dass CAP den Goldstandard für die Oberflächenvorbehandlung nicht ersetzen kann.

Eine signifikante Korrelation konnte auch zwischen dem angewandten Oberflächenbehandlungsverfahren und dem Bruchverhalten festgestellt werden ( $p < 0,0001$ ), wobei vor allem die Silan-Applikation eine entscheidende Rolle spielte.

## 7. Literaturverzeichnis

1. Baba K. Database-Driven Prosthodontics-Future of Digital Dentistry. J Prosthodont Res. 2021;65(4):6-7.
2. Zimmermann M, Ender A, Egli G, Özcan M, Mehl A. Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. Clin Oral Investig. 2019;23(6):2777-84.
3. Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin: Thieme; 2018.
4. Richter, J. Hybridkeramik: Möglichkeiten einer neuen Werkstoffklasse: Herne: DZW - Die Zahnarzt Woche von zfv Zahnärztlicher Fachverlag.2013 [zitiert am 11.08.2023]. URL: <https://dzw.de/hybridkeramik-moeglichkeiten-einer-neuen-werkstoffklasse>.
5. Kurbad A. Final restoration of implants with a hybrid ceramic superstructure. Int J Comput Dent. 2016;19(3):257-79.
6. Bavbek NC, Roulet JF, Ozcan M. Evaluation of microshear bond strength of orthodontic resin cement to monolithic zirconium oxide as a function of surface conditioning method. J Adhes Dent. 2014;16(5):473-80.
7. Tekçe N, Tuncer S, Demirci M. The effect of sandblasting duration on the bond durability of dual-cure adhesive cement to CAD/CAM resin restoratives. J Adv Prosthodont. 2018;10(3):211-7.
8. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, et al. Sandblasting may damage the surface of composite CAD-CAM blocks. Dent Mater. 2017;33(3):e124-e35.
9. Ernst PDC-P. Die korrekte Vorbehandlung indirekter Restaurationen zur adhäsiven Befestigung: ZMK Zahnheilkunde Management Kultur.2017 [zitiert am 22.01.2024]. URL: [https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/zahnerhaltung/story/die-korrekte-vorbehandlung-indirekter-restaurationen-zur-adhaesiven-befestigung\\_5130.html](https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/zahnerhaltung/story/die-korrekte-vorbehandlung-indirekter-restaurationen-zur-adhaesiven-befestigung_5130.html).
10. Schwerin DL, Hatcher JD. Hydrofluoric Acid Burns. StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024
11. KG DeGC. Handbuch der Plasmaoberflächentechnik - Plasmatechnik. Ebhausen: Diener electronic GmbH & Co KG; 2020.
12. Company rpGATG. Piezoelectric Direct Discharge Technologie Regensburg, Germany: TDK Group; 2023 [zitiert am 10.08.2023]. URL: <https://www.relyon-plasma.com>.
13. Görgen CI, Sagheb K, Lehmann KM, Schmidtmann I, Wentaschek S. Influence of cold atmospheric-pressure-plasma in combination with different pretreatment methods on the pull-off tensile load in two-piece abutment-crowns: an in-vitro study. BMC Oral Health. 2023;23(1):186.
14. Beneke M. Die Geschichte der Implantologie in der Bundeswehr Die Einführung neuer Therapiemethoden und Verteilungsgerechtigkeit in einem „geschlossenen“ Gesundheitssystem. Würzburg: Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg; 2017.
15. Jourdan M MM. Le Manuel De L'art Du Dentiste: Nancy; 1807.
16. Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahnärztliche Chirurgie. Auflage, editor. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2019.
17. Holtmann H, Hackenberg B, Wilhelm SB, Handschel J. BASICS Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie: Elsevier Health Sciences; 2020.

18. Kern M, Wolfart S, Heydecke G, Witkowski S, Türp JC, Strub JR. Curriculum Prothetik: Band 3: Quintessenz Verlag; 2022.
19. Bücking W, Suckert R. Implantat-Prothetik: Verlag Neuer Merkur; 1995.
20. Implantology TECFD. Implantataufbau: ECDI; 2021 [zitiert am 09.08.2023]. URL: <https://ecdi.de/ratgeber/implantataufbau/>.
21. Al-Thobity AM. Titanium Base Abutments in Implant Prosthodontics: A Literature Review. *Eur J Dent.* 2022;16(1):49-55.
22. Heitz-Mayfield LJ, Aaboe M, Araujo M, Carrión JB, Cavalcanti R, Cionca N, et al. Group 4 ITI Consensus Report: Risks and biologic complications associated with implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(16):351-8.
23. D'Orto B, Chiavenna C, Leone R, Longoni M, Nagni M, Capparè P. Marginal Bone Loss Compared in Internal and External Implant Connections: Retrospective Clinical Study at 6-Years Follow-Up. *Biomedicines.* 2023;11(4):1128.
24. Fernández-Asián I, Martínez-González Á, Torres-Lagares D, Serrera-Figallo M-Á, Gutiérrez-Pérez J-L. External Connection versus Internal Connection in Dental Implantology. A Mechanical in vitro Study. *Metals.* 2019;9(10):1106.
25. Laleman I, Lambert F. Implant connection and abutment selection as a predisposing and/or precipitating factor for peri-implant diseases: A review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2023;25(4):723-33.
26. Bidra A, Parel S. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants*: Wiley; 2015.
27. Alikhasi M, Monzavi A, Bassir SH, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. A comparison of precision of fit, rotational freedom, and torque loss with copy-milled zirconia and prefabricated titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(4):996-1002.
28. Serichetaphongse P, Chengprapakorn W, Thongmeearkom S, Pimkhaokham A. Immunohistochemical assessment of the peri-implant soft tissue around different abutment materials: A human study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22(5):638-46.
29. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(6):702-11.
30. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(3):97-113.
31. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Hämmerle CH, Mattioli A. Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur J Esthet Dent.* 2007;2(3):296-310.
32. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2000;20(1):81-91.
33. Watkin A, Kerstein RB. Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments. *Compend Contin Educ Dent.* 2008;29(4):238-40, 42.
34. Mendes TA, Vilhena L, Portugal J, Caramês J, Ramalho AL, Lopes LP. Wear of Titanium Implant Platforms with Different Abutment Connections and Abutment Materials: A Pilot Study. *J Funct Biomater.* 2023;14(4):178.
35. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal

- peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008;28(4):357-65.
36. Naveau A, Rignon-Bret C, Wulfman C. Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *J Prosthet Dent.* 2019;121(5):775-81.e1.
  37. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(4):4-31.
  38. Borges T, Lima T, Carvalho Á, Dourado C, Carvalho V. The influence of customized abutments and custom metal abutments on the presence of the interproximal papilla at implants inserted in single-unit gaps: a 1-year prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(11):1222-7.
  39. Shafie HR. *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*: Wiley; 2014:33-65.
  40. Najeeb S, Mali M, Syed AUY, Zafar MS, Khurshid Z, Alwadaani A, et al. 21 - Dental implants materials and surface treatments. In: Khurshid Z, Najeeb S, Zafar MS, Sefat F, editors. *Advanced Dental Biomaterials*: Woodhead Publishing; 2019:581-98.
  41. Gesellschaft für Zahngesundheit FuÄ. *Titanimplantate: Zahnimplantate aus Titan* München: GZFA; [zitiert am 09.08.2023]. URL: <https://www.gzfa.de/diagnostik-therapie/implantologie/zahnimplantate/titan-implantate/>.
  42. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Zirconia compared to titanium dental implants in preclinical studies-A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(5):365-95.
  43. Silva NR, Coelho PG, Fernandes CA, Navarro JM, Dias RA, Thompson VP. Reliability of one-piece ceramic implant. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;88(2):419-26.
  44. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):662-8.
  45. Blaschke C, Volz U. Soft and hard tissue response to zirconium dioxide dental implants--a clinical study in man. *Neuro Endocrinol Lett.* 2006;27(1):69-72.
  46. Roehling S, Woelfler H, Hicklin S, Kniha H, Gahlert M. A Retrospective Clinical Study with Regard to Survival and Success Rates of Zirconia Implants up to and after 7 Years of Loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(3):545-58.
  47. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol.* 2004;75(2):292-6.
  48. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793-8.
  49. Kniha K, Heussen N, Modabber A, Hölzle F, Möhlhenrich SC. The effect of zirconia and titanium surfaces on biofilm formation and on host-derived immunological parameters. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2021;50(10):1361-74.
  50. Roehling S, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I, Braissant O, Woelfler H, Waltimo T, et al. In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implant Surfaces. *J Periodontol.* 2017;88(3):298-307.

51. Roehling S, Gahlert M, Janner S, Meng B, Woelfler H, Cochran DL. Ligature-Induced Peri-implant Bone Loss Around Loaded Zirconia and Titanium Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(2):357–65.
52. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(1):13-20.
53. Gahlert M, Röhling S, Wieland M, Eichhorn S, Küchenhoff H, Kniha H. A comparison study of the osseointegration of zirconia and titanium dental implants. A biomechanical evaluation in the maxilla of pigs. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(4):297-305.
54. Gahlert M, Roehling S, Sprecher CM, Kniha H, Milz S, Bormann K. In vivo performance of zirconia and titanium implants: a histomorphometric study in mini pig maxillae. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(3):281-6.
55. Gahlert M, Röhling S, Wieland M, Sprecher CM, Kniha H, Milz S. Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(11):1247-53.
56. Bormann KH, Gellrich NC, Kniha H, Dard M, Wieland M, Gahlert M. Biomechanical evaluation of a microstructured zirconia implant by a removal torque comparison with a standard Ti-SLA implant. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(10):1210-6.
57. Müller-Busch AK, Frederic. Verschraubt versus zementiert. *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie*; 2019.
58. Rathe FS, Markus. *Implantatgetragene Restaurationen zementieren oder verschrauben*. Quintessenz Verlag; 2013.
59. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(2):121-32.
60. Londhe S, Gowda EM, Mandlik V, Shashidhar M. Factors associated with abutment screw loosening in single implant supported crowns: A cross-sectional study. *medical journal armed forces india*. 2020;76(1):37-40.
61. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical oral implants research*. 2007;18:97-113.
62. Lee KY, Shin KS, Jung JH, Cho HW, Kwon KH, Kim YL. Clinical study on screw loosening in dental implant prostheses: a 6-year retrospective study. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2020;46(2):133-42.
63. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent*. 1993;21(4):203-8.
64. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(4):290-8.
65. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent*. 1997;78(6):582-91.
66. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88(6):604-10.
67. Drago CJ, O'Connor CG. A clinical report on the 18-month cumulative survival rates of implants and implant prostheses with an internal connection implant system. *Compend Contin Educ Dent*. 2006;27(4):266-71.

68. Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(18):160-83.
69. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(11):1179-84.
70. Pesce P, Canullo L, Grusovin MG, de Bruyn H, Cosyn J, Pera P. Systematic review of some prosthetic risk factors for periimplantitis. *J Prosthet Dent.* 2015;114(3):346-50.
71. Renvert S, Polyzois I. Risk indicators for peri-implant mucositis: a systematic literature review. *J Clin Periodontol.* 2015;42(16):172-86.
72. Wilson TG, Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* 2009;80(9):1388-92.
73. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. *Curriculum Prothetik: Band 2: Quintessenz Verlag; 2019.*
74. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
75. Gente M, Willamowski M, Spitta-Verlag. *Zahnärztliche Werkstoffkunde: praxisorientiertes und praxiswirksames Expertenwissen für Studierende der Zahnmedizin, Zahntechniker und Zahnärzte: Spitta; 2018.*
76. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent.* 2010;13(4):195-203.
77. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
78. S. R. Vollkeramik: Ein Praxiskonzept. 1. Auflage. 1. Auflage ed. Berlin: Quintessenz Verlag; 2011.
79. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(3):231-8.
80. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental materials.* 2011;27(6):527-34.
81. Jakovac M, Klaser T, Radatović B, Bafti A, Skoko Ž, Pavić L, et al. Impact of Sandblasting on Morphology, Structure and Conductivity of Zirconia Dental Ceramics Material. *Materials (Basel).* 2021;14(11):2834.
82. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, et al. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont.* 2011;20(2):84-92.
83. Sundfeld Neto D, Naves LZ, Costa AR, Correr AB, Consani S, Borges GA, et al. The Effect of Hydrofluoric Acid Concentration on the Bond Strength and Morphology of the Surface and Interface of Glass Ceramics to a Resin Cement. *Oper Dent.* 2015;40(5):470-9.
84. Özcan M, Volpato C. Surface Conditioning and Bonding Protocol for Polymer-infiltrated Ceramic: How and Why? *J Adhes Dent.* 2016;18(2):174-5.
85. May MM, Fraga S, May LG. Effect of milling, fitting adjustments, and hydrofluoric acid etching on the strength and roughness of CAD-CAM glass-ceramics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2022;128(6):1190-200.
86. Brentel AS, Özcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after

- different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials*. 2007;23(11):1323-31.
87. Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Surface energy of etched ceramic. *International Journal of Prosthodontics*. 1999;12(5):415-8.
  88. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*. 2015;17(1):7-26.
  89. Comino-Garayoa R, Peláez J, Tobar C, Rodríguez V, Suárez MJ. Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Surface Pretreatments and Resin Cements. *Materials (Basel)*. 2021;14(11):2751.
  90. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res*. 2014;93(4):329-34.
  91. Tuncer B, Aktas G, Baris Guncu M, Deniz D, Muhtarogullari M, Al-Haj Husain N, et al. Effects of Surface Treatments and Cement Type on Shear Bond Strength between Titanium Alloy and All-Ceramic Materials. *Materials (Basel)*. 2023;16(18):6240.
  92. Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Vieira L, Baratieri LN, Van Meerbeek B. Microtensile Bond Strength of Composite Cement to Novel CAD/CAM Materials as a Function of Surface Treatment and Aging. *Oper Dent*. 2017;42(1):73-81.
  93. Sideridou ID, Karabela MM. Effect of the amount of 3-methacyloxypropyltrimethoxysilane coupling agent on physical properties of dental resin nanocomposites. *Dent Mater*. 2009;25(11):1315-24.
  94. Tinschert J, Natt G, Baltzer A. *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde: Dt. Zahnärzte-Verlag; 2007.*
  95. Alseddiek A, Al-Zordk W, Attia A. Retention of hybrid-abutment-crowns with offset implant placement: influence of Crown materials and Ti-base height. *BMC Oral Health*. 2023;23(1):784.
  96. Zahoui A, Bergamo ET, Marun MM, Silva KP, Coelho PG, Bonfante EA. Cementation Protocol for Bonding Zirconia Crowns to Titanium Base CAD/CAM Abutments. *Int J Prosthodont*. 2020;33(5):527-35.
  97. Yu H, Özcan M, Yoshida K, Cheng H, Sawase T. Bonding to industrial indirect composite blocks: A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater*. 2020;36(1):119-34.
  98. Elkassaby AA, Kandil MM, Alian GA. The effect of repair protocols and chewing simulation on the microtensile bond strength of two resin matrix ceramics to composite resin. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):171.
  99. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskva CB, Van Meerbeek B. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. *J Adhes Dent*. 2016;18(4):289-302.
  100. Capa N, Say EC, Celebi C, Casur A. Microtensile bond strengths of adhesively bonded polymer-based CAD/CAM materials to dentin. *Dent Mater J*. 2019;38(1):75-85.
  101. Reich S. Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *Int J Comput Dent*. 2015;18(2):131-46.
  102. Heboyan A, Vardanyan A, Karobari MI, Marya A, Avagyan T, Tebyaniyan H, et al. Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review. *Molecules*. 2023;28(4):1619.
  103. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater*. 1992;8(2):125-30.

104. Shinkai K, Taira Y, Suzuki S, Kawashima S, Suzuki M. Effect of filler size and filler loading on wear of experimental flowable resin composites. *J Appl Oral Sci.* 2018;26:e20160652.
105. 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.
106. Olmos-Olmos G, Teutle-Coyotecatl B, Román-Mendez CD, Carrasco-Gutiérrez R, González-Torres M, Contreras-Bulnes R, et al. The influence of light-curing time on fluoride release, surface topography, and bacterial adhesion in resin-modified glass ionomer cements: AFM and SEM in vitro study. *Microsc Res Tech.* 2021;84(8):1628-37.
107. Bragança GF, Vianna AS, Neves FD, Price RB, Soares CJ. Effect of exposure time and moving the curing light on the degree of conversion and Knoop microhardness of light-cured resin cements. *Dent Mater.* 2020;36(11):e340-e51.
108. Zahnfabrik V. VITA ADIVA® IA-CEM Bad Säckingen, Germany: H. Rauter GmbH & Co. KG; [zitiert am 25.10.2023]. URL: <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITA-ADIVA-IA-CEM-79403.html>.
109. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America.* 2011;55(3):559-70.
110. Priest G. Virtual-Designed and Computer-Milled Implant Abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2005;63(9):22-32.
111. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011;56(1):97-106.
112. Rekow D. CAD/CAM systems: a paradigm shift in restorations design and production. *Digital dentistry: a comprehensive reference and preview of the future* surrey, Quintessence, UK. 2018:63-8.
113. Charavet C, Bernard J-C, Gaillard C, Le Gall M. Benefits of Digital Smile Design (DSD) in the conception of a complex orthodontic treatment plan: A case report-proof of concept. *International orthodontics.* 2019;17(3):573-9.
114. Garcia PP, Da Costa RG, Calgaro M, Ritter AV, Correr GM, Da Cunha LF, et al. Digital smile design and mock-up technique for esthetic treatment planning with porcelain laminate veneers. *Journal of conservative dentistry.* 2018;21(4):455-8.
115. Lin W-S, Harris BT, Phasuk K, Llop DR, Morton D. Integrating a facial scan, virtual smile design, and 3D virtual patient for treatment with CAD-CAM ceramic veneers: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2018;119(2):200-5.
116. Guichet DL. Digital Workflows in the Management of the Esthetically Discriminating Patient. *Dental Clinics of North America.* 2019;63(2):331-44.
117. Lam WY, Hsung RT, Cheng LY, Pow EH. Mapping intraoral photographs on virtual teeth model. *Journal of dentistry.* 2018;79:107-10.
118. Sampaio CS, Atria PJ, Hirata R, Jorquera G. Variability of color matching with different digital photography techniques and a gray reference card. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2019;121(2):333-9.
119. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016;60(2):72-84.
120. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health.* 2017;17(1):149.

121. Nayyar N, Yilmaz B, McGlumphy E. Using digitally coded healing abutments and an intraoral scanner to fabricate implant-supported, cement-retained restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(4):210-5.
122. Christensen GJ. Impressions Are Changing: Deciding on Conventional, Digital or Digital Plus In-Office Milling. *The Journal of the American Dental Association*. 2009;140(10):1301-4.
123. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clinical oral implants research*. 2013;24(1):111-5.
124. Lin W-S, Harris BT, Zandinejad A, Morton D. Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;111(1):1-5.
125. Galhano GÁP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2012;23(6):e575-e9.
126. Marques S, Ribeiro P, Falcão C, Lemos BF, Ríos-Carrasco B, Ríos-Santos JV, et al. Digital Impressions in Implant Dentistry: A Literature Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(3):1020.
127. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics—Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*. 2014;54:203-21.
128. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent*. 2015;18(2):101-29.
129. Gjølvd B, Chrcanovic BR, Korduner EK, Collin-Bagewitz I, Kisch J. Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial. *J Prosthodont*. 2016;25(4):282-7.
130. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *Eur J Orthod*. 2016;38(4):422-8.
131. Zimmermann M, Valcanaia A, Neiva G, Mehl A, Fasbinder D. Influence of Different CAM Strategies on the Fit of Partial Crown Restorations: A Digital Three-dimensional Evaluation. *Oper Dent*. 2018;43(5):530-8.
132. Lerner H, Nagy K, Pranno N, Zarone F, Admakin O, Mangano F. Trueness and precision of 3D-printed versus milled monolithic zirconia crowns: An in vitro study. *J Dent*. 2021;113:103792.
133. Pilecco RO, Machry RV, Baldi A, Tribst JPM, Sarkis-Onofre R, Valandro LF, et al. Influence of CAD-CAM milling strategies on the outcome of indirect restorations: A scoping review. *J Prosthet Dent*. 2024.131(5):811.e1-811.e10
134. Rinke S, Fornefett D, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. *Dent Mater J*. 2012;31(4):601-9.
135. Schaefer O, Kuepper H, Thompson GA, Cachovan G, Hefti AF, Guentsch A. Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: a pilot study. *Dent Mater*. 2013;29(8):851-8.
136. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1425-31.
137. Kim CM, Kim SR, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Trueness of milled prostheses according to number of ball-end mill burs. *J Prosthet Dent*. 2016;115(5):624-9.
138. de Paula Silveira AC, Chaves SB, Hilgert LA, Ribeiro AP. Marginal and internal fit of CAD-CAM-fabricated composite resin and ceramic crowns scanned by 2 intraoral cameras. *J Prosthet Dent*. 2017;117(3):386-92.

139. Stroth U. Plasmaphysik: Phänomene, Grundlagen und Anwendung. 2. Auflage ed. Spektrum S, editor. Heidelberg: Springer Spektrum; 2017.
140. Metelmann HR, von Woedtke T, Weltmann KD. Plasmamedizin: Kaltplasma in der medizinischen Anwendung: Springer Berlin Heidelberg; 2016.
141. plasma technology GmbH. PLASMATECHNIK, WAS IST PLASMA? Herrenberg-Gültstein: plasma technology GmbH; 2023 [zitiert am 15.08.2023]. URL: <https://www.plasmatechnology.de/plasmatechnik-header/ueber-Plasma.html>.
142. Samal S. Thermal plasma technology: The prospective future in material processing. *Journal of Cleaner Production*. 2017;142:3131-50.
143. von Woedtke T, Reuter S, Masur K, Weltmann KD. Plasmas for medicine. *Physics Reports*. 2013;530(4):291-320.
144. Suchentrunk R, Staudigl G, Jonke D, Fuessler HJ. Industrial applications for plasma processes—examples and trends. *Surface and Coatings Technology*. 1997;97(1):1-9.
145. Bonizzoni G, Vassallo E. Plasma physics and technology; industrial applications. *Vacuum*. 2002;64(3):327-36.
146. Cha S, Park Y-S. Plasma in dentistry. *Clinical Plasma Medicine*. 2014;2(1):4-10.
147. d'Agostino R, Favia P, Oehr C, Wertheimer MR. Low-temperature plasma processing of materials: past, present, and future. *Plasma Processes and Polymers*. 2005;2(1):7-15.
148. Turkoglu Sasmazel H, Alazzawi M, Kadim Abid Alsahib N. Atmospheric Pressure Plasma Surface Treatment of Polymers and Influence on Cell Cultivation. *Molecules*. 2021;26(6).
149. Vitchuli N. Atmospheric Pressure Plasma-Electrospin Hybrid Process for Protective Applications. [Thesis]. AA(North Carolina State University). 2011.
150. Piest C, Wille S, Strunskus T, Polonskyi O, Kern M. Efficacy of Plasma Treatment for Decontaminating Zirconia. *J Adhes Dent*. 2018;20(4):289-97.
151. Habenicht G. Kleben: Leitfaden für die praktische Anwendung und Ausbildung: Vieweg+Teubner Verlag; 2013.
152. Weller B, Kothe C. Oberflächenvorbehandlung von Füge­teilen zur Optimierung von Klebeverbindungen. *Stahlbau*. 2012;81(1):195-205.
153. Vechiato Filho AJ, dos Santos DM, Goiato MC, de Medeiros RA, Moreno A, Bonatto LdR, et al. Surface characterization of lithium disilicate ceramic after nonthermal plasma treatment. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(5):1156-63.
154. Kim DS, Ahn JJ, Kim GC, Jeong CM, Huh JB, Lee SH. Influence of Non-Thermal Atmospheric Pressure Plasma Treatment on Retentive Strength between Zirconia Crown and Titanium Implant Abutment. *Materials (Basel)*. 2021;14(9):2352.
155. Ito Y, Okawa T, Fukumoto T, Tsurumi A, Tatsuta M, Fujii T, et al. Influence of atmospheric pressure low-temperature plasma treatment on the shear bond strength between zirconia and resin cement. *J Prosthodont Res*. 2016;60(4):289-93.
156. Park C, Yoo SH, Park SW, Yun KD, Ji MK, Shin JH, et al. The effect of plasma on shear bond strength between resin cement and colored zirconia. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(2):118-23.
157. Tabari K, Hosseinpour S, Mohammad-Rahimi H. The Impact of Plasma Treatment of Cercon® Zirconia Ceramics on Adhesion to Resin Composite Cements and Surface Properties. *J Lasers Med Sci*. 2017;8(1):56-61.

158. Lee MH, Min BK, Son JS, Kwon TY. Influence of Different Post-Plasma Treatment Storage Conditions on the Shear Bond Strength of Veneering Porcelain to Zirconia. *Materials (Basel)*. 2016;9(1):43.
159. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res*. 2018;97(2):132-9.
160. Kern M. Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater*. 2015;31(1):8-14.
161. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998;14(1):64-71.
162. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004;71(2):381-6.
163. Piascik JR, Swift EJ, Braswell K, Stoner BR. Surface fluorination of zirconia: adhesive bond strength comparison to commercial primers. *Dent Mater*. 2012;28(6):604-8.
164. Liu T, Hong L, Hottel T, Dong X, Yu Q, Chen M. Non-thermal plasma enhanced bonding of resin cement to zirconia ceramic. *Clin Plasma Med*. 2016;4(2):50-5.
165. Ito Y, Okawa T, Fujii T, Tanaka M. Influence of plasma treatment on surface properties of zirconia. *Journal of Osaka Dental University*. 2016;50(2):79-84.
166. Park C, Park SW, Yun KD, Ji MK, Kim S, Yang YP, et al. Effect of Plasma Treatment and Its Post Process Duration on Shear Bonding Strength and Antibacterial Effect of Dental Zirconia. *Materials (Basel)*. 2018;11(11):2233.
167. Ito Y, Okawa T, Fukumoto T, Tsurumi A, Tatsuta M, Fujii T, et al. Influence of atmospheric pressure low-temperature plasma treatment on the shear bond strength between zirconia and resin cement. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016;60(4):289-93.
168. Silva NR, Coelho PG, Valverde GB, Becker K, Ihrke R, Quade A, et al. Surface characterization of Ti and Y-TZP following non-thermal plasma exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2011;99(1):199-206.
169. Ozturk D, Sen N, Isler S. Effect of non-thermal plasma treatment and resin cements on the bond strength of zirconia ceramics with different yttria concentrations. *Biomed Tech (Berl)*. 2023;69(3):249-55
170. Kaimal A, Ramdev P, Shruthi CS. Evaluation of Effect of Zirconia Surface Treatment, Using Plasma of Argon and Silane, on the Shear Bond Strength of Two Composite Resin Cements. *J Clin Diagn Res*. 2017;11(8):39-43.
171. Lümekemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Different surface modifications combined with universal adhesives: the impact on the bonding properties of zirconia to composite resin cement. *Clin Oral Investig*. 2019;23(11):3941-50.
172. Zahnfabrik V. VITA ADIVA Konzeptprospekt Bad Säckingen, Germany: H. Rauter GmbH & Co. KG; 2023 [zitiert am 25.08.2023]. URL: <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITA-ADIVA-SELF-ADHESIVE-72105.html>.
173. Ahn JJ, Kim DS, Bae EB, Kim GC, Jeong CM, Huh JB, et al. Effect of Non-Thermal Atmospheric Pressure Plasma (NTP) and Zirconia Primer Treatment on Shear Bond Strength between Y-TZP and Resin Cement. *Materials (Basel)*. 2020;13(18):3934.
174. Eliasson ST, Dahl JE. Effect of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens. *Biomater Investig Dent*. 2020;7(1):16-24.
175. Kim DS, Ahn JJ, Bae EB, Kim GC, Jeong CM, Huh JB, et al. Influence of Non-Thermal Atmospheric Pressure Plasma Treatment on Shear Bond Strength

- between Y-TZP and Self-Adhesive Resin Cement. *Materials* (Basel). 2019;12(20):3321.
176. e.V. IK. Leitfaden: Kleben - aber richtig: Industrieverband Klebstoffe e.V.; 2019 [zitiert am 09.08.2023]. URL: <https://leitfaden.klebstoffe.com/>.
  177. Habenicht G. Kleben - erfolgreich und fehlerfrei: Handwerk, Praktiker, Ausbildung, Industrie: Vieweg+Teubner Verlag; 2009.
  178. Holzhäuer A. Evaluation des Verbundes zwischen CAD/CAM gefertigten, vollkeramisch-monolithischen Kronen und maschinieren Titan-Implantatabutments unter Verwendung verschiedener Keramik- und Befestigungssysteme.[Dissertation].Johannes Gutenberg-Universität Mainz; 2015.
  179. Vechiato-Filho AJ, da Silva Vieira Marques I, Dos Santos DM, Matos AO, Rangel EC, da Cruz NC, et al. Effect of nonthermal plasma treatment on surface chemistry of commercially-pure titanium and shear bond strength to autopolymerizing acrylic resin. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016;60:37-44.
  180. Kemarly K, Arnason SC, Parke A, Lien W, Vandewalle KS. Effect of Various Surface Treatments on Ti-Base Coping Retention. *Oper Dent*. 2020;45(4):426-34.
  181. von Maltzahn NF, Holstermann J, Kohorst P. Retention Forces between Titanium and Zirconia Components of Two-Part Implant Abutments with Different Techniques of Surface Modification. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18(4):735-44.
  182. Freifrau von Maltzahn N, Bernard S, Kohorst P. Two-part implant abutments with titanium and ceramic components: Surface modification affects retention forces-An in-vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(9):903-9.
  183. Cano-Batalla J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Munoz-Viveros CA, Giner-Tarrida L. Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):36-41.
  184. Bjelopavlovic M, Weyhrauch M, Scheller H, Wentaschek S, Lehmann KM. Retentive Strength of CAD/CAM-Fabricated All-Ceramic Crowns Luted on Titanium Implant Abutments Using Different Ceramic Materials and Luting Agents: An In Vitro Study. *Materials* (Basel). 2022;15(19):6968.
  185. Rathod A, Jalaluddin M, Shrinivas, Devadiga TJ, Jha S, Alzahrani KM. Geometry of Implant Abutment Surface Improving Cement Effectiveness: An In vitro Study. *J Pharm Bioallied Sci*. 2021;13(2):1093-7.
  186. de Campos TN, Adachi LK, Miashiro K, Yoshida H, Shinkai RS, Neto PT, et al. Effect of surface topography of implant abutments on retention of cemented single-tooth crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010;30(4):409-13.
  187. Wang CS, Chen KK, Tajima K, Nagamatsu Y, Kakigawa H, Kozono Y. Effects of sandblasting media and steam cleaning on bond strength of titanium-porcelain. *Dent Mater J*. 2010;29(4):381-91.
  188. Korzec D, Hoppenthaler F, Burger D, Andres T, Nettesheim S. Atmospheric pressure plasma jet powered by piezoelectric direct discharge. *Plasma Processes and Polymers*. 2020;17.
  189. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig*. 2014;18(1):163-70.

190. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent.* 2015;114(5):666-73.
191. Jassim SJ, Majeed MA. Effect of plasma surface treatment of three different CAD/CAM materials on the micro shear bond strength with resin cement (A comparative in vitro study). *Heliyon.* 2023;9(7):e17790.
192. Bagegni A, Borchers J, Beisel S, Patzelt SBM, Vach K, Kohal R. Bonding Strength of Various Luting Agents between Zirconium Dioxide Crowns and Titanium Bonding Bases after Long-Term Artificial Chewing. *Materials (Basel).* 2023;16(23):7314.
193. Fuhrmann G. Klebeverbund zu Polyetherketonketonen - Einfluss der Konditionierungsverfahren und Hydrolysebeständigkeit. [Dissertation]. Medizinische Fakultät der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel; 2014.
194. Schwarz D. In-vitro Untersuchung zum Einfluss von Ultraschallbelastung, Vorlast und Thermocycling auf die Abzugskräfte zementierter implantatgetragener Einzelkronen. [Dissertation]. Medizinische Fakultät der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel; 2012.
195. Peterson EA, 2nd, Phillips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc.* 1966;73(6):1324-36.
196. Lübbert S. DIN EN ISO 6892-1: Metallische Werkstoffe-Zugversuch-Teil 1: Prüfverfahren bei Raumtemperatur. 2020.
197. Lopes GRS, Ramos NC, Grangeiro MTV, Matos JDM, Bottino MA, Özcan M, et al. Adhesion between zirconia and resin cement: A critical evaluation of testing methodologies. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;120:104547.
198. Sahin O, Koroglu A, Dede D, Yilmaz B. Effect of surface sealant agents on the surface roughness and color stability of denture base materials. *J Prosthet Dent.* 2016;116(4):610-6.
199. Horvath SD. Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compend Contin Educ Dent.* 2016;37(9):638-43.
200. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26(6):382-93.
201. Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD. Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *Biomed Res Int.* 2018;2018:4893143.

## 8. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei meinem Betreuer und Doktorvater bedanken. Seine Unterstützung, sein fachkundiger Rat und seine aufmunternden Worte haben wesentlich zum Gelingen dieses Projektes beigetragen. Seine Anleitung und Hilfe bei allen Versuchen waren von unschätzbarem Wert und haben meine wissenschaftliche Entwicklung nachhaltig geprägt.

Mein besonderer Dank gilt auch meiner Betreuerin für ihre wertvolle Unterstützung bei den Versuchen. Ihre Expertise und Hilfsbereitschaft haben maßgeblich zum Fortschritt dieser Arbeit beigetragen.

Ebenso möchte ich meiner Statistikberaterin danken, die die Statistik für diese Arbeit erstellt hat. Ihre fundierten statistischen Analysen und ihr hilfreicher Rat haben die wissenschaftliche Qualität dieser Arbeit erheblich verbessert.

Ein besonderer Dank gilt auch der Firma relyon Plasma GmbH in Regensburg, die uns großzügig das Plasmagerät piezobrush PZ3 zur Verfügung gestellt hat. Ohne ihre Unterstützung und ihr Vertrauen in unsere Forschung wäre dieses Projekt nicht möglich gewesen. Die Zusammenarbeit mit ihnen war äußerst bereichernd, was wesentlich zum Erfolg dieser Studie beigetragen hat.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Familie danken, die mich in allen Phasen meiner akademischen Laufbahn bedingungslos unterstützt hat. Ihr Verständnis, ihre Ermutigung und ihre bedingungslose Liebe haben mir die Kraft gegeben, Hindernisse zu überwinden und meine Ziele zu erreichen.

## 9. Lebenslauf

|                             |  |
|-----------------------------|--|
| Persönliche Daten           |  |
| Name                        | Georgi Kostadinov  |
| Geburtsdatum                | 14.01.1998   |
| Staatsangehörigkeit         | bulgarisch   |
| Familienstand               | ledig  |
| Kurse                       |  |
| September 2023              | Statistische Auswertung mit der Software IBM SPSS  |
| Januar 2022                 | Blockseminar 2022 „Mein erstes Implantat und mein erstes Augmentat“<br>„Erlebe den digitalen Workflow an einem Tag mit Straumann“  |
| Dezember 2021               | „CAMLOG prothetischer Grundlagenkurs“  |
| November 2021               | Arbeiten mit dem klinischen Arbeitsplatz (SAP IS-H/i.s.h.med) Patientenaufnahme  |
| Dezember 2020               |  |
| Beruflicher Werdegang       |  |
| Februar 2023 bis heute      | Zahnarzt/ wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Poliklinik für Prothetik und Werkstoffkunde der Universitätsmedizin Mainz<br>Nachtpförtner im Notdienst der Zahnklinik der Universitätsmedizin Mainz |
| Dezember 2020 bis Juli 2022 |  |
| Bildungsweg                 |  |
| Juli 2022 bis Dezember 2022 | Zahnärztliche Prüfung, Approbation als Zahnarzt  |
| März 2020                   | Zahnärztliche Vorprüfung   |
| September 2019              | Naturwissenschaftliche Vorprüfung  |

Oktober 2017 bis Dezember 2022

Mai 2017

von 2013 bis 2017

von 2006 bis 2013

Studium der Zahnmedizin an der JGU

Mainz

Abitur (Abschlussnote: 1,2)

Goethe Gymnasium Burgas, Bulgarien

Grundschule "Bratya Miladinovi" Burgas

