

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

Einfluss der Oberflächenvorbehandlung mittels
kaltaktiven Atmosphärendruckplasmas auf die Haftstärke
einer Kompositklebung zwischen
CAD-CAM-gefertigten Zirkoniumdioxid-Kronen und
konfektionierten Titanklebebasen

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

Vorgelegt von

Carolin-Isabel Görden
aus Neunkirchen/Saar

Mainz, 2021

Wissenschaftlicher Vorstand:

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion:

12.07.2022

Für meine Mutter

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	II
Tabellenverzeichnis	IV
Formelverzeichnis	V
1 Einleitung	1
1.1 Einführung.....	1
1.2 Ziel der Untersuchung.....	4
2 Literaturdiskussion	5
2.1 Implantologie	5
2.1.1 Historischer Überblick.....	5
2.1.2 Aufbau dentaler Implantate.....	6
2.1.3 Materialien dentaler Implantate	7
2.1.4 Implantat-Abutments.....	8
2.1.5 Befestigung von Suprakonstruktionen auf Implantaten	9
2.2 Dentale Vollkeramiksysteme	10
2.2.1 Historische Betrachtung.....	10
2.2.2 Materialeigenschaften dentaler Keramiken	11
2.2.3 Adhäsive Befestigung dentaler Keramiken.....	16
2.3 CAD-CAM-Technologie	20
2.3.1 Entwicklung.....	20
2.3.2 Technische Grundlagen.....	21
2.4 Plasmatechnologie	24
2.4.1 Einführung	24
2.4.2 Einteilung der verschiedenen Plasmatypen.....	25
2.4.3 Atmosphärendruckplasma	26
2.4.4 Bearbeitung von Substraten mittels PDD-Plasmas	31
2.4.5 Einfluss von Plasma auf die Haftstärke zu Befestigungskompositen ..	33

3	Material und Methoden	34
3.1	Verwendete Materialien	34
3.1.1	Geräte	34
3.1.2	Instrumentarium	35
3.1.3	Hybrid-Abutment-Bestandteile	36
3.1.4	Verbrauchsmaterialien	36
3.1.5	Software	37
3.2	Methodik	38
3.2.1	Einteilung und Durchführung der Versuchsreihe	38
3.2.2	Gestaltung und Herstellung der Zirkoniumdioxid-Kronen	39
3.2.3	Oberflächenvorbehandlung der Hybrid-Abutment-Fügeteile	41
3.2.4	Verklebung der Hybrid-Abutmentkronen	44
3.2.5	Thermische Wechselbelastung	46
3.2.6	Zugscherversuch	46
3.2.7	Analyse des Bruchverhaltens	48
3.3	Statistik	50
3.3.1	Statistische Methodik und Nullhypothesen	50
4	Ergebnisse	51
4.1	Probenverhalten bei Abzug	51
4.2	Abzugskräfte im Zugscherversuch	52
4.3	Bruchbilder	55
4.3.1	Verteilung der Bruchbilder	55
4.3.2	Gruppe A	57
4.3.3	Gruppe B	57
4.3.4	Gruppe C	58
4.3.5	Gruppe D	58
4.3.6	Gruppe E	59
4.3.7	Gruppe F	59
4.3.8	Gruppe G	60

5	Diskussion	61
5.1	Methodendiskussion	61
5.1.1	Probengestaltung.....	61
5.1.2	Vorbehandlungsmaßnahmen	61
5.1.3	Klebung.....	64
5.1.4	Thermozyklischer Prozess.....	65
5.1.5	Zugscherversuch	66
5.1.6	Bruchbildbeurteilung	67
5.2	Ergebnisdiskussion	68
6	Zusammenfassung	76
7	Literaturverzeichnis	78
8	Danksagung	88
9	Lebenslauf	89

Abkürzungsverzeichnis

µm	Mikrometer
10-MDP	10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat
3-MPS	3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan
ANOVA	Analysis of Variance
Bis-GMA	Bisphenol-A-(di)glycidylmethacrylat
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
CAP	Kaltaktives Atmosphärendruckplasma
CCD	charge-coupled-device
CEREC	CEramic REConstruction
CNC	Computer Numerical Control
DBD	Dielectric-Barrier-Discharge
DNS	Desoxyribonukleinsäure
Gew.-%	Gewichtsprozent
GPa	Gigapascal
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
K	Kelvin
KI	Konfidenzintervall
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
MW	Mittelwert
N	Newton
Ncm	Newtonzentimeter
nm	Nanometer
p	p-Wert
PDD	Piezoelectric-Direct-Discharge
SD	Standardabweichung
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
W	Watt
XPS	Röntgenphotoelektronenspektroskopie

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Abhängigkeiten einer Klebeverbindung.....	2
Abbildung 2: Abhängigkeit der Transluzenz und Stabilität einer Keramik von ihrer Kristalldichte	12
Abbildung 3: Aufbau des amphiphilen Moleküls 10-MDP	17
Abbildung 4: Streifenprojektion auf Gipsmodell	22
Abbildung 5: Einteilung und Anwendungen von Plasma.....	26
Abbildung 6: Kontaktwinkel auf unterschiedlich hydrophilen Materialien	28
Abbildung 7: Aufbauprinzip der DBD-Technologie	30
Abbildung 8: "piezobrush® PZ2" mit Nadeldüse und Nearfield-Düse.....	30
Abbildung 9: Zum Scan vorbereitetes Gipsmodell	39
Abbildung 10: Design der Abutmentkrone und Position im Fräsblock	40
Abbildung 11: Korundstrahlung der Füge­teile	41
Abbildung 12: Plasmakonditionierung der Zirkoniumdioxid-Krone mittels „piezobrush® PZ2“	43
Abbildung 13: "Plasmastrahl" bei Vorbehandlung der Titanklebebasis.....	44
Abbildung 14: Plasmakonditionierung der Titanklebebasis mittels „piezobrush® PZ2“	44
Abbildung 15: Individualisierte Hybrid-Abutment-Klebehilfe mit eingesetzter Hybrid-Abutmentkrone.....	45
Abbildung 16: Thermozyklriergerät mit temperierten Wasserbädern	46
Abbildung 17: Aufsicht auf den Keilspannprobenhalter mit eingespannter Probe	47
Abbildung 18: Haltevorrichtung und Keilspannprobenhalter	48

Abbildung 19: Aufsichtmikroskop zur Bruchbildbeurteilung	49
Abbildung 20: Schematische Darstellung eines Kraft-Weg-Diagramms am Beispiel der Probe F8	51
Abbildung 21: Grafische Darstellung der Abzugskräfte bezogen auf die jeweilige Gruppe.....	54
Abbildung 22: Grafische Darstellung der Bruchbildverteilung in % der Proben bezogen auf die jeweilige Gruppe	55
Abbildung 23: Grafische Darstellung der Abzugskräfte bezogen auf das beobachtete Bruchbild.....	56
Abbildung 24: Kleberrückstände der Probe A3	57
Abbildung 25: Kleberrückstände der Probe B6	57
Abbildung 26: Kleberrückstände der Probe C4	58
Abbildung 27: Kleberrückstände der Probe D7	58
Abbildung 28: Kleberrückstände der Probe E2	59
Abbildung 29: Kleberrückstände der Probe F10	59
Abbildung 30: Kleberrückstände der Probe G3.....	60
Abbildung 31: Mögliche Wechselwirkung zwischen 10-MDP und plasmierter Oberfläche	75

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Eigenschaften verschiedener Keramiktypen im Überblick	12
Tabelle 2: Einteilung der Versuchsgruppen	38
Tabelle 3: Werte der Abzugskräfte der Gruppen F1 und F2	52
Tabelle 4: Werte der Abzugskräfte nach Versuchsgruppen.....	52
Tabelle 5: Signifikanzniveaus nach Games-Howell	53

Formelverzeichnis

Formel 1: Aktivierungsgeschwindigkeit bei statischer Substratbehandlung 32

Formel 2: Aktivierungsgeschwindigkeit bei dynamischer Substratbehandlung 32

1 Einleitung

1.1 Einführung

Im Zuge des Fortschritts innerhalb der zahnärztlichen Implantologie in den letzten Jahrzehnten können auch immer kompliziertere Fälle im teilbezahnten und zahnlosen Kiefer funktionell rehabilitiert werden. Dies gilt auch für Freiendsituationen, große Schalt- sowie Einzelzahnlücken im Front- und Seitenzahnbereich [1].

Bei einigen Indikationen sind monolithische Vollkeramiksysteme aus der zahnärztlichen (Implantat-)Prothetik aufgrund ihrer potentiell natürlicheren Farb-, Glanz- und Texturreproduktion, ihres herausragenden Transluzenzverhaltens sowie ihrer Beständigkeit nicht mehr wegzudenken [2, 3]. Sie zeichnen sich durch eine hohe Biokompatibilität und verminderte Plaqueretention aus [4], ferner durch die Möglichkeit der computergestützten Planung und Gestaltung [3, 5]. Somit kann das zeitintensive, manuelle Verfahren des Keramikschichtens oder -pressens umgangen und Material- und Fertigungsfehler reduziert werden [2, 6]. Studien zeigten zudem eine signifikant höhere Stabilität von monolithischen im Vergleich zu manuell verblendgeschichteten Kronen [7].

Die CAD-CAM-Technologie (CAD = computer aided design; CAM = computer aided manufacturing) wird fortwährend weiterentwickelt, um in einem dezentralisierten Prozess innerhalb der Praxis bzw. dem Dentallabor schnell hochwertigen Zahnersatz, potenziell kostenreduziert, produzieren zu können [8]. Verschiedene Gründe sprechen dafür, dass bei der CAD-CAM-hergestellten Implantatkrone die direkte Verbindung zum Implantat aus einer konfektionierten Basis besteht. Hierbei wird regelmäßig eine vorgefertigte Titanklebebasis in die zuvor hergestellte Krone geklebt. Dieser Komplex wird als Hybrid-Abutmentkrone bezeichnet. [5, 9]. Ein Vorteil davon ist, dass die Schleifeinheit nicht die komplexe Innengeometrie des Implantates fräsen muss. Darüberhinaus ist es von Vorteil, dass die Verbindung im Implantatinneren aus Titan besteht, da man bei einem Kontakt der Keramikkrone zum Implantatinneren einen Titanabrieb befürchten muss. Im Fokus der vorliegenden Studie stehen solche zweiteiligen Hybrid-Abutmentkronen, die dem implantatgetragenen Einzelzahnersatz dienen. Das zusammengesetzte Abutment wird anschließend mit dem Implantat verschraubt, wobei nur die Titanklebebasis über die Schraube mit dem Implantat verbunden ist. Die stabile Klebeverbindung

zwischen der Titanklebebasis und der Keramik ist somit Grundvoraussetzung für eine langlebige Restauration [10, 11].

Um die Stabilität einer Verklebung gewährleisten zu können, müssen Klebstoffauswahl und die Geometrie der Füge­teile optimal aufeinander abgestimmt und angepasst werden [10, 12, 13] (s.Abb.1). Außerdem muss die Verklebung dauerhaft den thermischen, chemischen und mechanischen Belastungen der Mundhöhle standhalten.

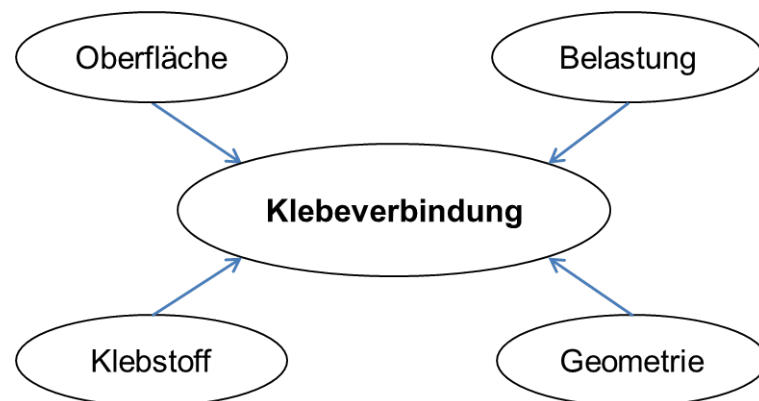


Abbildung 1: Abhängigkeiten einer Klebeverbindung [12]

Zur Optimierung der Klebung werden auch bei zweiteiligen Abutments die Oberflächen der Füge­teile regelmäßig vorbehandelt.

In der Dentaltechnik existiert eine große Bandbreite möglicher Oberflächenvorbehandlungsmaßnahmen. Je nach Werkstoff haben sich unterschiedliche Methoden bewährt. Ihnen gemein ist das Ziel der Reinigung, Aufrauung und Aktivierung der Oberfläche durch chemische, mechanische oder mechanochemische Prozesse. Allerdings besteht hierbei immer die Gefahr, dass die Oberflächen durch falsche Handhabung beschädigt werden und makroskopisch nicht sichtbare Mikrorisse entstehen [14], die letztlich zum frühzeitigen Versagen der Restauration führen können. Weiterhin wird bisher regelmäßig ein Haftvermittler zusätzlich aufgebracht, um die Adhäsionseigenschaften der Werkstoffe auf chemischer Ebene zu verbessern und eine Verbindung zwischen organischen und anorganischen Anteilen der Klebeflächen und des Klebers ermöglichen zu können [15, 16]. Die gängigen Methoden bergen allesamt ein hohes Fehlerrisiko und sind teilweise bei falscher Anwendung auch gesundheits- und umweltschädlich [17]. Somit erscheint die Suche nach einer einfach zu handhabenden und

umweltverträglichen Alternativmethode, die ähnliche oder bessere Haftwerte hervorbringt, sinnvoll.

In zahlreichen Branchen, beispielsweise der Automobilindustrie, der Raumfahrttechnik sowie dem Schiffs- und Flugzeugbau, wird seit einiger Zeit an dieser Stelle auch die Plasmatechnologie eingesetzt, um zuverlässig Oberflächen jeglicher Art für eine Klebung vorzubereiten. Die Oberfläche wird dabei ohne zusätzliche Chemikalien in einem Schritt feingereinigt, sterilisiert und durch Anlagerung von Ionen bzw. funktionellen Gruppen aktiviert [18]. Hierdurch soll eine vollständige Benetzbarkeit der behandelten Oberfläche durch Erhöhung der Oberflächenenergie gewährleistet werden. Unter Normaldruck mittels Umgebungsluft generiertes Plasma ist eine vergleichsweise günstige, vielseitige sowie umwelt- und ressourcenschonende Alternative zu konventionellen Methoden. Die Firma *relyon Plasma* (Regensburg) stellt seit 2004 neben großen industriellen Plasmageneratoren auch Plasmageräte für den individuellen, manuellen Gebrauch, z.B. für den Modellbau, her. Die „piezobrush® PZ2“ generiert kaltaktives Atmosphärendruckplasma (CAP) mittels neuartiger Piezoelectric-Direct-Discharge-Technologie (PDD). Sie wurde für die Bearbeitung kleiner Bauteile aus leitenden (z.B. Titan) oder nichtleitenden Materialien (z.B. Keramik) entwickelt und wird schon in Teilbereichen der Medizin- und Dentaltechnik eingesetzt.

1.2 Ziel der Untersuchung

Bereits mehrere Studien haben sich mit Möglichkeiten zur Optimierung des Klebeverbundes zwischen zahnärztlichen Befestigungszementen und Titan bzw. Zirkoniumdioxid beschäftigt [19-22]. Dabei wurde das Hauptaugenmerk unter anderem auf den Einfluss unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlungsmaßnahmen gelegt. In den letzten zwei Jahren rückt dabei auch die Verwendung von physikalischem Plasma in den zahnärztlichen bzw. -technischen Fokus, wobei es kaum Untersuchungen zu der konkreten Anwendung gibt [11, 23-26].

Ein standardisiertes Protokoll, welches beinhaltet, an welcher Stelle der Prozesskette CAP eingesetzt werden sollte, existiert in diesem speziellen Indikationsfeld bisher ebenfalls nicht.

Ziel der vorliegenden Studie ist es, den Einfluss von CAP (mittels „piezobrush® PZ2“) alleine oder in Kombination mit konventionellen Vorbehandlungsmaßnahmen auf die Haftstärke einer Kompositklebung in Hybrid-Abutmentkronen zu untersuchen und hierdurch gegebenenfalls das Anwendungsprotokoll weiter zu standardisieren.

2 Literaturdiskussion

2.1 Implantologie

Zahnärztliche Implantate sind alloplastische Körper, die enossal eingesetzt werden und der festsitzenden oder herausnehmbaren prothetischen Versorgung von Einzelzahn-, großen Schalllücken und Freirandsituationen dienen. Auch die Verankerung von Zahnersatz im stark pfilerreduzierten Restgebiss und zahnlosen Kiefer ist möglich [1]

2.1.1 Historischer Überblick

Per-Ingvar Brånemark, ein schwedischer Orthopäde und Forscher, entdeckte in den 1950er Jahren durch Zufall in einem Tierversuch, dass enossale Implantate aus Reintitan nach einiger Zeit einen festen Verbund mit dem Knochen eingehen und sich nicht mehr von diesem trennen lassen [27]. Dabei handelt es sich sowohl um eine direkte funktionelle, als auch um eine strukturelle, im Lichtmikroskop sichtbare, Verbindung [1, 28]. Anhand dieses Phänomens prägte er in den darauffolgenden Jahren den Begriff der „Osseointegration“. Nach jahrelanger Forschung und Entwicklung eines genormten Implantatsystems, erfolgte 1965 seine erste erfolgreiche enossale Implantation in einen menschlichen Kiefer. Brånemark legte als einer der Ersten großen Wert auf standardisierte chirurgische Techniken unter sterilen Bedingungen und mit speziellem Instrumentarium, weshalb er als Wegbereiter für die moderne Implantologie gilt [29].

Aber auch schon Jahrhunderte zuvor fand die Idee, Zähne durch in den Knochen eingebrachte Strukturen zu ersetzen, großen Anklang. Bereits im 6. bis 5. Jhd. v. Chr. sollen von der Urbevölkerung Mittelamerikas Zähne, direkt nach deren Extraktion, ersetzt worden sein. Oft handelte es sich bei den Implantaten um eigene oder fremde Zähne, die replantiert bzw. transplantiert wurden [30]. Es wird auch von tierischen Knochen oder anderen natürlichen Materialien berichtet [31].

Weiterhin wurden bei archäologischen Ausgrabungen in Europa Schädel aus dem 2. bis 1. Jhd. v. Chr. mit bereits zahnförmigen Eisenimplantaten gefunden [32].

Die implantologischen Ansätze der Neuzeit fußen auf dem im Jahr 1807 von Jourdan und Maggiolo veröffentlichten Buch „Le manuel de l'art du dentiste“ [33]. Darin wird

die Einbringung eines konischen Goldröhrchens in eine Extraktionsalveole mit anschließender Befestigung eines Stifzahnes beschrieben. Erst 1886 bereitete Younger eine künstliche Alveole auf und inserierte das erste Spätimplantat [30]. Storck beschäftigte sich weiterhin mit den Voraussetzungen für eine Einheilung alloplastischer Körper und damit einer gelungenen enossalen Implantation [30]. Darauf folgende Untersuchungen befassten sich im Allgemeinen mit der Findung eines geeigneten Werkstoffes für Implantate sowie mit deren Formgestaltung. Formiggini empfahl 1947 eine helocoidal verwundene Hohlschraube aus Edelstahl oder Tantal, einem ungiftigen und chemisch inerten Metall. Weitere Modifikationen anderer Zahnärzte folgten rasch [30].

Die finale Verwendung zahnwurzelähnlicher Implantate aus Reintitan durch Brånemark in den 1970er Jahren verbesserte die bisher vorherrschende hohe Komplikationsrate und damit die Prognose der Implantate schlagartig [30].

2.1.2 Aufbau dentaler Implantate

Zahnärztliche Implantate können in zwei funktionelle Einheiten unterteilt werden:

- Enossaler Implantatkörper mit Implantatbasis und -schulter
- Intraoraler Bereich mit Implantat-Abutment, einer Struktur zur Verbindung von Implantat und prothetischer Suprakonstruktion [1]

Man unterscheidet generell zwischen einteiligen und zweiteiligen Implantatsystemen. Einteilig bedeutet, dass das Implantat und das Abutment aus einem Werkstück bestehen (z.B. bei einigen Zirkoniumdioxid-Implantaten) [29]. Die Einheilung dieses Typs erfolgt transgingival, also offen. Bei zweiteiligen Implantaten ist das Aufbauteil meist mittels einer Schraube lösbar mit dem Implantat verbunden. Die Einheilung kann dann gedeckt bzw. geschlossen, mittels der Einbringung eines Healing-Abutments bzw. Gingivaformers aber auch offen erfolgen [29]. Vorteil dabei ist, dass die Wundränder direkt in richtiger Position ausheilen und sich die Gingiva an die Form des Abutments adaptiert [34].

2.1.3 Materialien dentaler Implantate

Die Implantation in lebenden Knochen stellt bestimmte Grundanforderungen an den verwendeten Implantat-Werkstoff. Zum einen muss eine gewisse mechanische Stabilität gegenüber den teils hohen Kaukräften von bis zu 400N im Seitenzahnbereich sowie Druck- und Biegebelastungen gewährleistet sein [1, 30]. Zum anderen muss der Werkstoff eine hohe Gewebeverträglichkeit bzw. Biokompatibilität aufweisen, damit das Implantat störungsfrei, d.h. ohne pathologische Entzündungs- oder Abbauprozesse, einheilen kann. Zusätzlich sollte die Knochenapposition an der Implantatoberfläche induziert und damit die Osseointegration gefördert sowie ein guter Weichgewebeabschluss an der Mukosadurchtrittsstelle zur Barrierebildung für Mikroorganismen ermöglicht werden [1]. Daher findet heute meist Reintitan (mindestens 99,75% Titan) für Implantatkörper und Titanlegierungen (90% Titan, 6% Aluminium, 4% Vanadium oder 7% Niobium), aufgrund ihrer höheren Stabilität gegenüber Reintitan, für stark beanspruchte und kleindimensionierte Teile wie Schrauben und Abutments, Verwendung in der Implantologie [1, 35].

Mittlerweile werden auch Implantate aus Zirkoniumdioxid verwendet, um den Patienten komplett metallfrei versorgen zu können [1]. Diese sind oft einteilig. Systematische Reviews und Meta-Analysen zeigen, dass Zirkonimplantate innerhalb von 1-2 Jahren einen ähnlichen oder schlechteren Outcome aufweisen als Titanimplantate [36-38]. In mehreren in-vivo Studien an Affen konnte zwar festgestellt werden, dass auch durch Zirkon eine Osseointegration, die in ihrer Größenordnung der von Titan gleicht, hervorgerufen wird [39, 40], jedoch postulieren Roehling et al., dass die Geschwindigkeit und Ausprägung der Osseointegration abhängig von der betrachteten Spezies und gegebenenfalls beim Menschen geringer ausgeprägt ist [36].

Neben vielen anderen Faktoren ist vor allem die mikro- und makroskopische Oberflächenbeschaffenheit der Implantate verantwortlich für eine gelungene Osseointegration [30]. Im Bereich des Knochenkontaktes ist die Oberfläche meist durch subtraktive Methoden, wie Korundstrahlung, Säureätzung oder Laserbehandlung aufgeraut, um den Osteoblastenfortsätzen Halt zu bieten. Auch additive Verfahren, wie die Hydroxylapatitbeschichtung, finden Anwendung [30].

2.1.4 Implantat-Abutments

Ein Implantat-Abutment ist eine Verbindungsstruktur zwischen dem enossalen Implantat und der prothetischen Suprakonstruktion [1]. Je nach Implantatposition bzw. funktionellen und ästhetischen Ansprüchen, stehen Abutments in verschiedener Größe, Form und Angulation zur Verfügung [9]. Zur implantatgetragenen Versorgung von Einzelzahnlücken werden einteilige und zweiteilige sowie konfektionierte und individuelle Abutments unterschieden. Gängige Materialien sind Titanlegierungen oder Zirkoniumdioxid [3, 9, 41, 42]. Individuelle einteilige Titanabutments sind zwar klinisch erprobt und gewährleisten eine sichere Innenverbindung zum Implantat, müssen aber in einem Fräszentrum hergestellt werden. Konfektionierte Abutments können Einbuße in der Ausformung des Emergenzprofils bedeuten. Außerdem können bei Titanabutments dunkle Verfärbungen der Gingiva die Ästhetik beeinträchtigen. Vollkeramische, einteilige Zirkonabutments bedeuten zwar einen ästhetischen Vorteil, allerdings ist die Verschraubung von monolithischen Keramikabutments mit Titanimplantaten kritisch zu bewerten. Aufgrund unterschiedlicher Festigkeiten der Materialien kann es zu Abrieb und Schäden am Implantat sowie zu Mikrorissen und Frakturen der Keramik kommen [3]. Zweiteilige Hybrid-Abutments bestehen aus einer konfektionierten Titanklebebasis (Ti-Base) und einer keramischen Mesostruktur oder Krone. Beide Teile besitzen eine vorgegebene Verbindungsgeometrie und werden im Labor durch ein Befestigungskomposit miteinander verklebt. Zweiteilige verklebte Abutments können dezentral hergestellt werden und besitzen durch die konfektionierte Titanbasis die je nach Hersteller benötigte Implantat-Innenverbindung. Stimmelmayr et al. untersuchten in einer in-vitro-Studie die Frakturresistenz von einteiligen Zirkon-, Titan- und zweiteiligen Hybrid-Abutments und konnten signifikante Unterschiede feststellen. Hybrid-Abutments verzeichneten dabei die höchsten Frakturresistenz-Werte, Zirkon-Abutments frakturierten vergleichsweise schon bei geringer Krafteinwirkung [42]. Dies konnten auch Foong et al. feststellen [43].

2.1.5 Befestigung von Suprakonstruktionen auf Implantaten

Grundsätzlich bestehen zwei Möglichkeiten prothetische Suprakonstruktionen auf Implantaten bzw. Implantat-Abutments zu befestigen: Zementieren oder Verschrauben. Das Zementieren hat den Vorteil, dass kein Schraubkanal, der sich farblich von der restlichen Krone absetzt, vorhanden ist, so dass die Ästhetik vor allem im sichtbaren Bereich gewährleistet werden kann [41]. Oft wird damit argumentiert, dass so bei stark angulierten Implantaten, deren Schraubkanal auf der Oral- oder Bukkalfläche anzutreffen wäre, keine ästhetische Beeinträchtigung entsteht. Geringgradige Angulationen können durch spezielle Schrauben für erweiterte Angulationen ausgeglichen werden. Sailer et al. zeigten in einer systematischen Übersichtsarbeit, dass bei Einzelzahnrestorationen keine Befestigungsmethode der anderen hinsichtlich ihrer Überlebens- bzw. Komplikationsrate maßgeblich überlegen war. Lediglich die Art der Komplikationen unterschied sich [44]. Dies bestätigten auch Wittneben et al. [45]. Während bei verschraubten Konstruktionen mehr technische Probleme auftraten, waren bei Zementierung vermehrt biologische Komplikationen zu verzeichnen. Der größte Nachteil beim Zementieren besteht nämlich darin, dass Befestigungszement im Sulkus zurückbleiben und eine Periimplantitis hervorrufen kann und im schlimmsten Fall einen Implantatverlust bedeutet [46]. Außerdem ist im Falle einer Abutment-Schraubenlockerung ein Zugang nur durch erheblichen Mehraufwand und oft unter Zerstörung der Krone möglich. Verschraubte Kronen können bei auftretenden Komplikationen leichter in toto abgenommen und erhalten werden [41].

Bei der Verwendung von zweiteiligen Abutments kann auf beide Befestigungsmöglichkeiten zurückgegriffen werden. Auf verschraubte Hybrid-Abutments muss intraoral eine Suprakonstruktion zementiert werden. Hybrid-Abutmentkronen können nach ihrer Verklebung direkt in das Implantat geschraubt werden. Dies erspart Zwischenschritte und es entsteht keine subgingivale Zementfuge [46]. Bei der Verwendung verblendfreier, monolithischer Kronen ist das Chipping-Risiko im Vergleich zu verblendeten Metallkronen minimiert [47]. Hybrid-Abutmentkronen eignen sich vor allem für Rekonstruktionen im Seitenzahnbereich, wo ein praktisches Handling von großem Vorteil ist [47].

2.2 Dentale Vollkeramiksysteme

Betrachtet man dentale Keramiksysteme, so lassen sich diese in Verblend- bzw. Aufbrennkeramiken und Vollkeramiken unterteilen. Der Begriff der dentalen Vollkeramik bezeichnet alle prothetischen Versorgungen, die vollständig aus Keramik bestehen und ohne ein darunterliegendes metallisches Gerüst auskommen. Sie können entweder monolithisch sein oder aus einem verblendeten Keramikgerüst bestehen. Aufgrund ihrer hohen Biokompatibilität und geringen Wärmeleitung sowie dem steigenden Interesse der Patienten nach funktionellem und zugleich hochästhetischem Zahnersatz, rücken Keramiken immer weiter in den zahnärztlichen Fokus [48].

2.2.1 Historische Betrachtung

Die Herkunft des Begriffes „Keramik“ wird wohl am ehesten erkenntlich, versteht man, woraus Keramiken ent- und bestehen. Durch das Erhitzen bzw. Brennen von Tonmineralen als Grundmaterial bilden sich formbeständige Massen mit Festkörpereigenschaften, wie sie schon im Zeitalter der Antike im Bezirk Kerameikos in Athen produziert und zu Gefäßen, Werkzeugen und Gebrauchsgegenständen weiterverarbeitet wurden [49]. „keramos“ stammt also aus dem Altgriechischen und bedeutet so viel wie „gebrannte Erden, Stoffe, Ziegel, Tongefäße“ [50]. Mit den heutigen dentalkeramischen Massen waren diese gebrannten Stoffe bzgl. ihrer Festigkeit jedoch kaum vergleichbar. Die „keramische Revolution“ beginnt in China im 8. Jahrhundert n. Chr. in Form von Porzellan. Circa 1000 Jahre später, um 1709, wurde dann erstmals in Europa Porzellan von Johann Friedrich Böttger (Gründer der Porzellanmanufaktur Meissen) am sächsischen Königshof hergestellt [51].

Ende des 18. Jahrhunderts entwickelte der französische Zahnarzt N.D. de Chémant gemeinsam mit dem Apotheker A. Duchateau ein 1787 patentiertes Verfahren zur Herstellung künstlicher Zähne aus Hartporzellan in Form einer Prothese, nachdem die Ähnlichkeit zu Zahnfarben und die mögliche Transluzenz der chinesischen Vorreiter-Porzellane von Pierre Fauchard erkannt wurde [52, 53].

Ein weiterer Fortschritt gelang dem Zahnarzt Giuseppangelo Fonzi 1808 in Paris. Mithilfe von Platinpins als Gerüst und Porzellanmasse als Verkleidung, fertigte er

individuelle Zähne an. Dies bedeutete einen großen Fortschritt für die ästhetische und rekonstruktive Zahnmedizin und war die Geburtsstunde der Metallkeramik [53].

Die Vollkeramik findet ihre Anfänge Ende des 19. Jahrhunderts in den USA. Dort entwickelte Charles Henry Land die erste Mantel- bzw. Jacketkrone. Dazu wurde auf eine dünne Platinfolie als Gerüststruktur eine keramische Masse aus Porzellan aufgetragen und eingebrannt. Da das Porzellan eine höhere Schmelztemperatur besitzt als die Platinfolie, schmolz diese und übrig blieb der verfestigte Porzellanmantel. Durch hohe Frakturnraten und den großen erforderlichen Substanzabtrag am Zahn, konnte sich diese Technik allerdings nicht weiter durchsetzen bis in den 1950er Jahren Aluminiumoxid oder Leuzit zugemischt wurde, um die Bruchfestigkeit zu erhöhen und den Verbund mit Goldlegierungen zu ermöglichen [53].

Heutige Dentalkeramiken enthalten im Vergleich zu Porzellanen weniger bis gar kein Kaolin (=Porzellanerde, feinerdiges Gestein), dafür circa 50% mehr Feldspat, was dazu führt, dass die modellierte Form der Krone während des Brennens nicht zerfließt [50]. Die Einführung der Oxidkeramik, speziell der hochfesten Zirkoniumdioxidkeramik, war ein Wendepunkt in der zahnärztlichen Prothetik und erlebte in den letzten 20 Jahren einen massiven Aufschwung, was nicht zuletzt auch am Fortschritt der CAD-CAM-Technologie liegt.

2.2.2 Materialeigenschaften dentaler Keramiken

Dentale Keramiken bestehen zumeist aus einer transparenten Glasphase, welche eine Mischung aus Kaolin (0-5%), Quarz (15-25%) und Feldspat (60-80%; in aller Regel Kali- oder Natronfeldspat [54]) beinhaltet. In diese Glasphase werden gezielt geeignete Stoffe (z.B. Lithiumoxid, Siliziumdioxid) eingelagert, um durch eine kontrollierte Wärmezufuhr (Sinterprozess) die Bildung und Vermehrung von speziellen Leuzit-Kristallen zu fördern. Je nach eingebrachtem Zusatzstoff und Menge der Kristalle, entstehen verschiedene Keramiktypen [55]. Die Kristalle sorgen zum einen für eine zahnfarbene Trübung der Glasmatrix und daher für ein ästhetisches, natürliches Erscheinungsbild. Zum anderen erfüllen die Kristalle den Zweck der Stabilitätsoptimierung, da sich Risse, die auf die Kristallstrukturen auftreffen, umgelenkt werden und sich daher langsamer fortpflanzen [55] (s.Abb.2).

Die Stabilität eines Werkstoffes wird üblicherweise anhand der Biegefestigkeit [MPa], der Risszähigkeit [MPam^{0,5}] und des Elastizitätsmoduls [GPa] beschrieben.

Einige Studien zeigen, dass sich Risse bei hochkristallinen Keramiken zwar langsamer, aber dennoch stetig ausbreiten, sodass Restaurationen zu einem späteren Zeitpunkt plötzlich versagen können [54, 56, 57]. Dennoch gilt: je höher der Kristallanteil (mindestens 30% [58]), desto stabiler die Keramik, desto trüber und opaker wird allerdings auch die Restauration. Daher eignen sich Keramiken mit sehr hoher Kristalldichte, wie Oxidkeramiken, nur als verblendbare Gerüstwerkstoffe.

Grundsätzlich unterscheidet man Keramiken mit Glasphase (Silikatkeramiken), polykristalline Keramiken mit geringer (*glasinfiltriert*) oder ganz ohne Glasphase (Oxidkeramiken) und Keramiken mit Glasphase plus zusätzlicher Polymermatrix (Hybridkeramiken) [3].

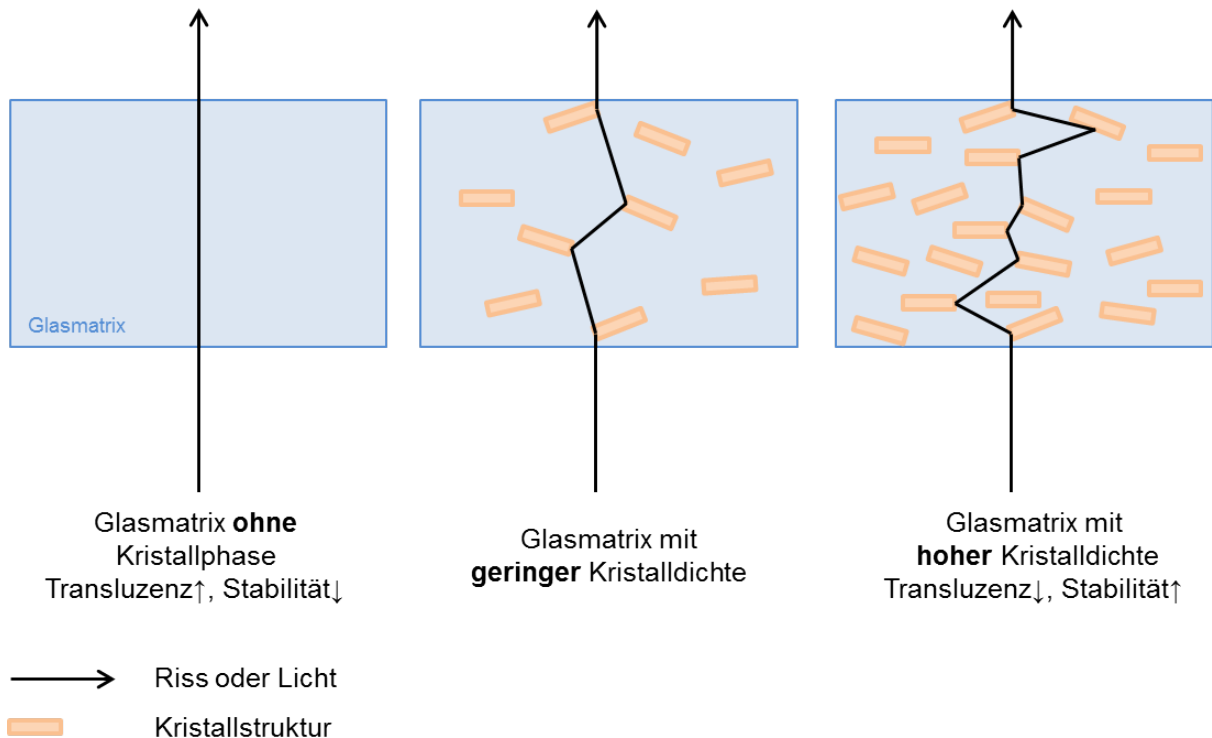


Abbildung 2: Abhängigkeit der Transluzenz und Stabilität einer Keramik von ihrer Kristalldichte [55]

Tabelle 1: Eigenschaften verschiedener Keramiktypen im Überblick [52, 59]

	Silikatkeramik	Lithiumdisilikatkeramik	Oxidkeramik	Hybridkeramik
Ästhetik	sehr gut	gut	eingeschränkt	gut
Biegefestigkeit [MPa]	50-200	360-420	1200-1400	196
Risszähigkeit [MPam ^{0,5}]	0,7-1,4	2,8-3,5	4,0-10,0	1,3
Elastizitätsmodul [GPa]	> 70	> 100	200-300	37

2.2.2.1 Silikatkeramik

Besteht eine Keramik zu mindestens 15% aus Silikat (SiO_2), dem Salz der Mono- oder Polykieselsäuren, so gehört sie zu der Gruppe der Silikatkeramiken [50, 60]. Dentale Silikatkeramiken haben meistens einen 50-70-prozentigen Silikatanteil [60]. Dieser bildet die amorphe Glasphase der Keramik. Ergänzt man diese um einen bestimmten Anteil oxidischer Zusatzstoffe (Al_2O_3 , MgO , ZrO_2) sowie um bis zu 20% Leuzitkristalle, so entsteht je nach Menge der Füllstoffe entweder Feldspat- oder Glaskeramik [61]. Die Leuzitkristalle sorgen für eine Trübung der Glasmatrix auf der einen, sowie für eine Erhöhung der Biegefestigkeit auf 50-200 MPa (Vergleich Schmelz: 20 MPa; Dentin: 80 MPa [54]), der Risszähigkeit auf bis zu $2,5 \text{ MPam}^{0,5}$ und des Elastizitätsmoduls auf circa 70 GPa auf der anderen Seite [52, 61, 62]. Diese Werte reichen allerdings nicht aus, um belastbare, weitspannige Brückenkonstruktionen herzustellen, weshalb sich der Indikationsbereich auf Veneers, Inlays, Onlays, Teil- und Einzelzahnkronen im Frontzahnbereich beschränkt [3, 63]. Nach Zürcher et al. waren nach einer Beobachtungsdauer von circa 13-15 Jahren lediglich 79,6% der silikatkeramischen Kronenversorgungen intakt [64]. Häufigster Grund für das Versagen waren Frakturen der Keramik oder Chippingeffekte [64]. Durch die Glasphase erscheinen Silikatkeramiken besonders transluzent und erweisen sich daher als optimaler Werkstoff für ästhetische Restaurationen. Aufgrund des sog. „Chamäleon-Effekts“ kann sich die Keramik sogar an die Umgebungsfarbe anpassen [3, 65]. Versorgungen aus Glaskeramik können gepresst oder aus CAD-CAM-Rohlingen hergestellt werden, wohingegen Feldspatkeramiken vor allem zur Verblendung metallischer und keramischer Gerüste sowie zur Herstellung klassischer Mantelkronen durch Brennen auf feuerfesten Modellen genutzt werden.

Eine gewisse Sonderstellung nimmt die Lithiumdisilikat-Keramik ein. Sie wurde Ende der 1990er Jahre durch Einbringung von Lithiumdisilikat bzw. Lithiumorthophosphat in die Glasphase von der Firma Ivoclar Vivadent entwickelt [65-67]. Durch den 60-prozentigen Kristallanteil erreicht die Lithiumdisilikatkeramik eine Biegefestigkeit von 300-400 MPa und eine Risszähigkeit von $1,3-3,5 \text{ MPam}^{0,5}$ [3, 54, 66, 68], ist aber trotzdem höchästhetisch. Das Elastizitätsmodul liegt bei 102-108 GPa [52]. Dies erweitert den Indikationsbereich von herkömmlichen Silikatkeramiken um kleine Brücken bis zur hinteren Prämolarenregion [61, 68, 69].

2.2.2.2 Oxidkeramik

Polykristalline Oxidkeramiken zeichnen sich durch die Dominanz ihrer Kristallphase gegenüber der Glasmatrix aus. Zu Anfang ihrer Entwicklung lag der Kristallanteil lediglich bei 55%. Inzwischen können Oxidkeramiken sogar homogen kristallin hergestellt werden [58]. Sie eignen sich, auch im Hinblick auf ihre eingeschränkte Transluzenz, besonders als Gerüstwerkstoff für stark beanspruchte Restaurationen in kaulast-tragenden Bereichen, weitspannige Brücken oder Implantatkronen/-abutments [3]. Pjetursson et. al. zeigten in einer systematischen Übersichtsarbeit eine 5-Jahres-Überlebensrate von 97,6% und eine Komplikationsrate von lediglich 83,8% für implantatgetragene Einzelzahnrestaurationen aus Zirkoniumdioxid [70].

Zur Herstellung von Restaurationen werden teilgesinterte Fräsblöcke (Weißlinge) mit einem Verdichtungsgrad von 55-70% verwendet [3]. Nach der Endsinterung können enorme Biegefestigkeitswerte von 900 bis 1200 MPa und Risszähigkeiten von 4,0 bis 10,0 MPam^{0,5} erreicht werden, was knapp einem Zehnfachen der Werte der leuzitverstärkten Glaskeramik entspricht [52, 61]. Nicht selten werden Oxidkeramiken daher auch als „Hochleistungskeramiken“ bezeichnet [61]. Der Hauptbestandteil dentaler Oxidkeramiken ist entweder Aluminiumoxid (Al₂O₃) oder Zirkoniumdioxid (ZrO₂) [52]. Al₂O₃ weist allerdings im direkten Vergleich zu ZrO₂ deutlich geringere Biegefestigkeitswerte auf und ist zusätzlich noch weniger kaudruckdämpfend (sehr hohes Elastizitätsmodul von ~300GPa) [52].

ZrO₂ besitzt je nach Temperatur eine unterschiedliche Kristallgestalt. Der Schmelzpunkt von Zirkoniumdioxid liegt bei 2680°C. Bei Abkühlung auf Raumtemperatur durchläuft das Kristallgitter verschiedene Phasen: kubisch (bis 2370°C), tetragonal (2370°C-1250°C) und monoklin (ab 1250°C). Innerhalb dieses Abkühlungsprozesses kommt es zu einer Volumenexpansion und internen Spannungen. Aus diesem Grund wird reines ZrO₂ um 3-6% Yttriumoxid (Y₂O₃) ergänzt, was zu einer Teilstabilisierung der tetragonalen Phase bei Raumtemperatur führt. Die Keramik wird dann Y-TZP (Yttrium Tetragonal Zirconia Polycrystal) genannt. Trifft ein sich ausdehnender Riss mit seiner Spitze auf die tetragonalen Kristalle, so wandeln sich diese lokal in die monokline Phase um, was eine Volumenzunahme bewirkt und die weitere Rissausbreitung verhindert. Dieser Mechanismus wird als „Transformationsverstärkung“ bezeichnet und erklärt die hohen Biegefestigkeits- und Risszähigkeitswerte [50, 61, 71].

2.2.2.3 Hybridkeramik

Hybridkeramiken sind erst im letzten Jahrzehnt in den zahnmedizinischen Fokus gerückt. Anfang 2013 stellte VITA nach acht Jahren Entwicklung unter dem Namen „Enamic“ die weltweit erste Hybridkeramik vor [72]. Zu ihrer Herstellung werden typische Komposit-Monomere, wie Triethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA) und Urethandimethacrylat (UDMA), in ein Gerüst aus Silikatkeramik eingebracht und unter hohem Druck und Temperatur polymerisiert [52]. Das Ergebnis ist ein duales Netzwerk aus Keramik- und Polymermatrix im ungefähren Verhältnis von 86:14 Gew.-% und einem daraus resultierenden Kristallanteil von <15% [3, 52, 73]. Der Einschluss von Polymeren bewirkt eine Optimierung der Materialeigenschaften sowie eine Verbesserung wirtschaftlicher Aspekte, was die Hybridkeramik vor allem chairside attraktiv macht. Zum einen erhöht der Polymeranteil maßgeblich die Biegefestigkeit (~196 MPa [59]), welche gar die der Feldspatkeramik zu übersteigen vermag [52]. Zudem werden Risse aufgrund der Materialzusammensetzung (Polymer und Kristalle) gestoppt und Chipping-Prozesse verhindert [72]. Die Risszähigkeit beträgt $1,26 \text{ MPam}^{0,5}$ [52].

Zum anderen wird zur Endverarbeitung der Hybridkeramik-Restauration lediglich ein Politurset benötigt. Auf teure Brennöfen und somit eine labside-Bearbeitung kann verzichtet werden. Die durchschnittliche Bearbeitungsdauer im Schleifgerät beträgt je nach Art der Versorgung circa fünf Minuten (Vergleich Silikatkeramik: ~ 15 Minuten). Der gesamte Herstellungsprozess von der digitalen Konstruktion bis zur Fertigstellung lässt sich damit auf ungefähr zehn bis 15 Minuten dezimieren [72].

Hybridkeramiken eignen sich zur Herstellung definitiver Restaurationen wie Inlays, Onlays, und Einzelzahnkronen aus Fräsrohlingen [3], welche in verschiedenen Transluzenzstufen und Zahnfarben sowie mit konfektionierter Geometrie zur Konnektion mit Titanklebebasen, erhältlich sind [73]. Insbesondere Einzelkronen zur Implantatversorgung haben sich bewährt, da die Polymerphase, aufgrund ihrer elastischen Eigenschaften (~37GPa), Kaudrücke um bis zu 70% dämpfen und so die mangelnde parodontale Anpassungsfähigkeit der Implantate ausgleichen kann [52, 73]. Allerdings ist diese Werkstoffklasse relativ neu, weshalb bisher leider keine klinischen Langzeiterfahrungen, Überlebensraten und wissenschaftlichen Angaben zur Biokompatibilität vorliegen.

2.2.3 Adhäsive Befestigung dentaler Keramiken

2.2.3.1 Konditionierung der Oberfläche

Möchte man dentale Keramikrestaurationen adhäsiv befestigen, so ist eine adäquate, materialspezifische Vorbehandlung obligat. Die Art der Vorbehandlung hängt dabei von der chemischen Zusammensetzung der Keramik ab. In jedem Fall muss die Oberfläche gereinigt, angeraut und vor allem aktiviert werden. Dies erfolgt entweder chemisch oder mechanisch:

Alle Keramiken mit Glasphase können mittels 5%iger Flußsäure geätzt werden, wobei die Glasmatrix oberflächlich aufgelöst wird [74]. Die übrig gebliebenen Kristalle vergrößern die Oberfläche und es entsteht ein mikroretentives Ätzmuster [61]. Zudem wird die Oberfläche durch geöffnete Si-Bindungen aktiviert. Aufgrund der fehlenden Glasmatrix bei Oxidkeramiken, können diese nicht geätzt werden [48]. Hier muss zur Aufrauung der Oberfläche auf Korundstrahlung mit Al_2O_3 (Aluminiumoxid) als festes Strahlmittel zurückgegriffen werden [75]. Durch fehlerhafte Anwendung (falsche Korngröße, zu hoher Druck, zu geringer Abstand) kann eine Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase induziert werden und es können Mikrorisse entstehen [76]. Außerdem ist besonders bei zweiteiligen Abutments eine Überprüfung, ob die gesamte Oberfläche im Schraubkanal der Keramikkrone bearbeitet wurde, nur sehr umständlich (durch eine farbliche Markierung) oder gar nicht möglich.

2.2.3.2 Haftvermittler

Die Verwendung eines Haftvermittlers zur chemischen Konditionierung einer Keramik ist in der Literatur unumstritten. Bei Silikatkeramiken wird empfohlen, nach der Aktivierung ein bifunktionelles Silan (3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan, 3-MPS) aufzutragen. Die darin enthaltenen Siliziumatome bilden über funktionelle Silanolgruppen zusammen mit dem Silikatanteil in der Keramik Si-O-Si-Bindungen aus. Durch organische Gruppen wird die Verbindung zum Befestigungskomposit gewährleistet [48, 61]. Da Oxidkeramiken kein Silikat enthalten, können Silane auch keine zuverlässige chemische Verbindung mit diesen eingehen [15]. Es besteht allerdings die Möglichkeit, die Oberfläche durch tribochemische Silikatisierung, einem mechanochemischen Verfahren, bei dem siliziumbeschichtetes Al_2O_3 als Strahlgut verwendet wird, zu bearbeiten. Durch künstlich aufgebraute Silanoxide kann das

Silan andocken und als Haftvermittler fungieren [77]. Dieses Verfahren wirkt allerdings unterschiedlich zuverlässig, sodass es nicht pauschal empfohlen werden kann [61, 77, 78].

Eine andere Option, und derzeitiger Goldstandard, ist die Verwendung eines universellen Haftvermittlers, der das amphiphile Phosphatmonomer 10-MDP (10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat) enthält. Die Struktur des Moleküls ist in Abbildung 3 dargestellt. Dieses stellt über eine funktionelle Phosphat-Gruppe den Verbund über P-O-Zi-Bindungen zur anorganischen Keramikoberfläche her [15]. Die Verbindung zum Befestigungskomposit wird über eine Methacrylat-Gruppe an der anderen Seite des MDP-Moleküls und den organischen Monomer-Komponenten des Komposites gewährleistet [15, 79, 80]. Die endständigen funktionellen Gruppen sind über eine Kohlenwasserstoffkette aus zehn Kohlenstoffatomen miteinander verbunden. Diese sorgt für die Beweglichkeit des Moleküls [81]. Yoshihara et al. und Hass et al. fanden heraus, dass die Länge der Kette einen Einfluss auf die Stärke des Verbundes hat [82, 83]. MDP wurde ursprünglich von der Firma Kuraray Noritake entwickelt und ist inzwischen auch in vielen Haftvermittlern anderer Hersteller enthalten, da sich die Verwendung von MDP in zahlreichen Studien bewährt hat [16, 77, 84, 85]. Andere Studien zeigten jedoch, dass die Verwendung eines MDP-haltigen Haftvermittlers keinen langanhaltenden Verbund gewährleistet, insbesondere nach thermischer Wechselbelastung [84, 86, 87]. Die Vorbehandlung von Zirkoniumdioxid erscheint in vielerlei Hinsicht kompromissbehaftet, weshalb die Suche nach einer materialschonenden und langlebigen Alternativmethode gerechtfertigt ist.

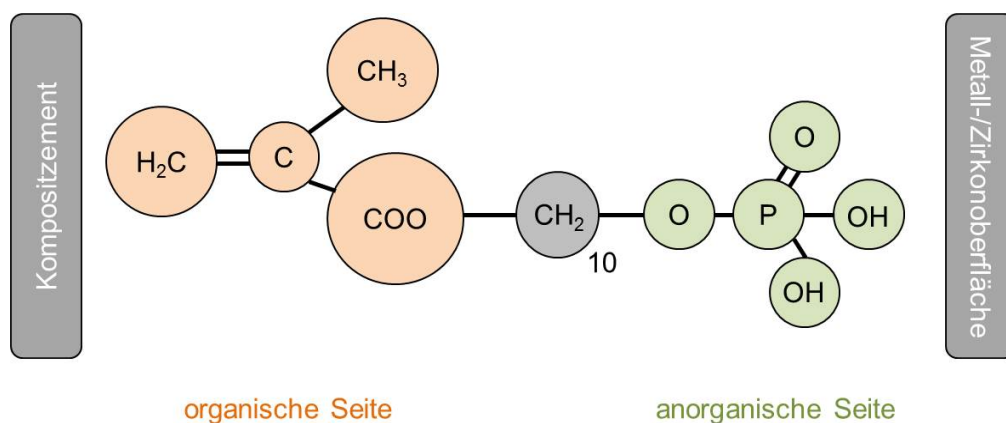


Abbildung 3: Aufbau des amphiphilen Moleküls 10-MDP

2.2.3.3 Adhäsive Befestigungssysteme

Bei der Befestigung auf Zähnen kann, indikations- und materialabhängig, zwischen konventioneller Zementierung und adhäsiver Befestigung gewählt werden. Zweiteilige Abutments müssen dagegen immer verklebt werden.

Als Kleber dienen spezielle Befestigungskomposite. Alle heute verfügbaren Komposite setzen sich aus einer organischen Polymermatrix und anorganischen Füllstoffen zusammen. Sie unterscheiden sich in der Menge und Größe der Füllstoffe sowie in der Zusammensetzung der organischen Matrix [50]. Diese besteht vorwiegend aus einem Basis-Monomer, wie Bisphenol-A-(di)glycidylmethacrylat (Bis-GMA) oder Urethandimethacrylat (UDMA) sowie einem oder mehreren Ko-Monomere wie Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) oder Hydroxyethylmethacrylat (HEMA). Gonçalves et al. wiesen je nach enthaltenen Monomer-Strukturen und deren prozentualen Anteilen unterschiedliche physikalische bzw. mechanische Eigenschaften, wie Viskosität und Biegefestigkeit, nach [88].

Eine weitere Unterscheidung erfolgt über die enthaltenen Füllstoffe. Dabei handelt es sich um gemahlene Quarze, die bei einer Korngröße von $>1\mu\text{m}$ als Makrofüller bezeichnet werden. In Befestigungskompositen machen sie einen Anteil von ca. 75Gew.-% aus. Diese Makrofüllerkomposite sind zwar stabil, allerdings nicht gut polierbar. Mikrofüller sind Siliziumdioxidpartikel einer Größe von $<0,1\mu\text{m}$. Komposite mit Mikrofüllern zeichnen sich durch eine hohe Polierbarkeit aus, jedoch findet hier eine relativ große Polymerisationsschrumpfung statt. Hybridkomposite enthalten Makro- und Mikrofüller und bilden dahingehend einen Kompromiss [50].

Befestigungskomposite können auch nach ihrem Aushärtungsmechanismus eingeteilt werden. Man unterscheidet dabei lighthärtende Einkomponentensysteme, dualhärtende und selbsthärtende Zweikomponentensysteme. Lighthärtende Systeme polymerisieren lediglich bei Einwirkung von langwelliger UV-Strahlung (320-400nm) aufgrund enthaltener Photoinitiatoren (z.B. Kampherchinon) und Akzeleratoren (z.B. tertiäre Amine). Bei den Zweikomponenten-Systemen werden zwei Pasten in einem bestimmten Verhältnis miteinander vermischt. Die Aushärtung erfolgt entweder rein chemisch (selbsthärtend) oder zusätzlich durch Lighthärtung (dualhärtend) [50]. Alle Komposite bilden nach Aushärtung an der Oberfläche durch den Kontakt mit Luftsauerstoff eine sog. Sauerstoffinhibitionsschicht aus. Innerhalb dieser Schicht finden keine Polymerisation bzw. Monomer-in-Polymer-Umwandlung statt [89, 90].

Ihre Tiefe ist zum einen abhängig von der Menge an Füllstoffen, zum anderen von der Aushärtungsmethode. Bei der Lichthärtung spielen insbesondere die Faktoren Lichtintensität und Zeit eine Rolle [89-91]. Bei plastischen Kompositen zur Füllungstherapie ist dieser Effekt gewünscht, da das Komposit so geschichtet und ein stabiler Verbund zwischen den einzelnen Schichten hergestellt werden kann [92]. Bei der Verklebung von zweiteiligen Abutments kann es dazu kommen, dass das nicht-gehärtete Material am Randspalt den Verbund der Fügebauteile beeinträchtigen kann. Daher wird empfohlen die Überschüsse des Klebers bis zur vollständigen Aushärtung stehen zu lassen oder ein Glycingel vor der Aushärtung auf die Klebefuge aufzutragen, um den Randspalt vom Luftsauerstoff abzuschirmen. Panavia V5 ist ein dualhärtendes Zweikomponenten-Befestigungssystem auf Bis-GMA-Basis mit TEGDMA als Ko-Monomer. Weiterhin sind silanisierte Barium-, Fluoroalminosilikat- und Aluminiumoxid-Füllstoffe zugefügt. Panavia V5 zählt damit zu den Makrofüller-Kompositen. Die Gesamtmenge anorganischer Füllstoffe beträgt 61 Gew.-%. Als Photoinitiator dient Kampherchinon. Wie bei allen anderen Panavia-Generationen ist auch in Panavia V5 10-MDP enthalten¹.

¹ Quelle: <https://www.kuraraynoritake.eu/de/page/product/techspecs/panavia> (abgerufen am: 17.11.2021)

2.3 CAD-CAM-Technologie

2.3.1 Entwicklung

Das Akronym CAD-CAM beschreibt die computergestützte, dreidimensionale Planung und Gestaltung sowie die anschließende maschinelle Herstellung von Werkstücken. Die beiden Begriffe entstammen dem technischen Maschinenbau [6]. 1985 fand die CAD-CAM-Technologie ihren festen Platz in der Zahnmedizin mit dem Ziel, möglichst schnell und präzise, dentale Restaurationen herstellen zu können. Aufgrund der automatisierten Prozesse können mögliche Fehlerquellen wegfallen, die ansonsten durch manuelle Verfahren und schwer einschätzbare Werkstoffeigenschaften auftreten können [6].

Zeitgleich, aber unabhängig voneinander, begannen in den 1970er Jahren mehrere internationale Forschungsgruppen, auf Basis der CNC- (Computer Numerical Control) Bearbeitungstechnik, mit der Entwicklung von Geräten zur dreidimensionalen Datenerfassung von präparierten Zahnstümpfen [6, 54].

Young und Altschuler veröffentlichten 1977 als eine der ersten ihre Ausführungen über die Laser-Holografie zur optischen Datenerfassung [6, 93]. Es folgten François Duret et al., die sich mit der Zusammenführung von mehreren zweidimensionalen Fotografien zu einem dreidimensionalen Bild und später mit der Lasertriangulation um einen Körper beschäftigten [94, 95]. Mörmann und Brandestini entwickelten 1980 ein patentiertes intraoral anwendbares Messsystem, welches unter dem Namen CEREC® (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics oder CERamic REConstruction) bekannt ist. Dieses wurde ab 1988 als CEREC®-1 zur Herstellung von Keramikinlays von der Firma SIEMENS (heute: SIRONA Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) in Serie produziert. Es folgte 1994 CEREC®-2. Das CEREC®-System wird stetig weiterentwickelt, verbessert und dessen Indikationsbereich erweitert [6].

So sind heute (Stand: 2021) mit dem CEREC®-System 5.2 und CEREC®-Primescan-Intraoralkamera schnelle aber hochpräzise digitale Abformungen und viele Restaurationsformen möglich.

2.3.2 Technische Grundlagen

Prinzipiell besteht die CAD-CAM-Systemkette aus drei Arbeitsschritten. Diese umfassen die Digitalisierung der klinischen Situation, die virtuelle Gestaltung des Zahnersatzes sowie dessen maschinelle Herstellung [6].

2.3.2.1 Datenerfassung

Die digitale Erfassung des präparierten Zahnstumpfes, der Implantatposition, der Antagonisten und der Bissituation erfolgt entweder direkt intraoral durch den Zahnarzt (chairside) oder indirekt über ein konventionell im Labor hergestelltes Modell (labside). Bei einigen Indikationen ist die intraorale Methode anzustreben, da hier mögliche Fehlerquellen bei Abformung und Modellherstellung im Labor vermieden werden können. Voraussetzungen dafür sind jedoch eine hohe Auflösung der Kamera im Mikrometerbereich und eine kurze Behandlungsdauer zur Vermeidung von Verwacklungen [6, 96].

Die Datenerfassung kann auf zwei verschiedenen Wegen erfolgen. Dabei handelt es sich um mechanisch-taktile oder um berührungslos-optische Verfahren.

Mechanisch-taktile Verfahren

Nach der Abformung und der Modellherstellung wird die Oberfläche des präparierten Stumpfes mittels Kugelmesssonde abgefahren. Durch die Auslenkung eines Hebelarmes wird die Position einzelner Punkte auf dem Körper im Raum registriert und so ein digitaler Datensatz erstellt. Das Procera System (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) ist ein mechanisch-taktiler Messsystem in der Zahnmedizin [8]. Mechanische Abtastverfahren zeichnen sich vor allem durch ihre hohe Messgenauigkeit aus [97]. Allerdings sind sie sehr teuer, zeitintensiv und es besteht die Gefahr einer Beschädigung des Modells durch die Messkugel, da diese für eine genaue Reproduktion einen möglichst kleinen Durchmesser aufweisen sollte [8, 96].

Optische Verfahren

Die optische Datenerfassung mittels Scanner erfolgt berührungslos und ist sowohl extra- als auch intraoral anwendbar. Sie beruht auf dem Prinzip der „Triangulation“. Die optische Einheit besteht aus einer Lichtquelle und einem Empfänger, meist ein CCD-Chip, die in einem festen Winkel zueinander, dem Triangulationswinkel,

angeordnet sind [6, 96]. Die Verwendung von nichtkohärentem Licht als Strahlungsquelle hat sich dabei aufgrund ihrer leichten Anwendbarkeit im Patientenmund durchgesetzt. Zudem lassen sich durch normales Licht sog. Speckle-Muster vermeiden, welche durch Brechung und Interferenz von kohärenten Laserstrahlen an rauen Oberflächen entstehen können [6]. Auf die Oberfläche des Körpers wird ein Streifenmuster mit definiertem Streifenabstand projiziert, welches durch das dreidimensionale Relief des Körpers verzerrt wird (s. Abb. 4a und 4b). Der Empfänger detektiert diese Verzerrung und setzt sie digital als dreidimensionales Bild des gescannten Körpers zusammen. Die digitale Abformung erfolgt innerhalb von Minuten, hat aber zum Nachteil, dass Blut und Speichel Messfehler hervorrufen können [98]. Bei älteren Systemen müssen oft die Zahnoberflächen mit einem mattierenden Titanoxid-Spray bepudert werden, um Lichtreflexionen an den Zähnen zu vermeiden. Dieses Spray kann sich in Nischen ansammeln und einen weiteren Fehler von 20 bis 40 μm herbeiführen [99, 100]. Seit der CEREC® Omnicam, welche 2012 auf den Markt gekommen ist, sind digitale Abformungen auch ohne vorherige Puderconditionierung möglich.

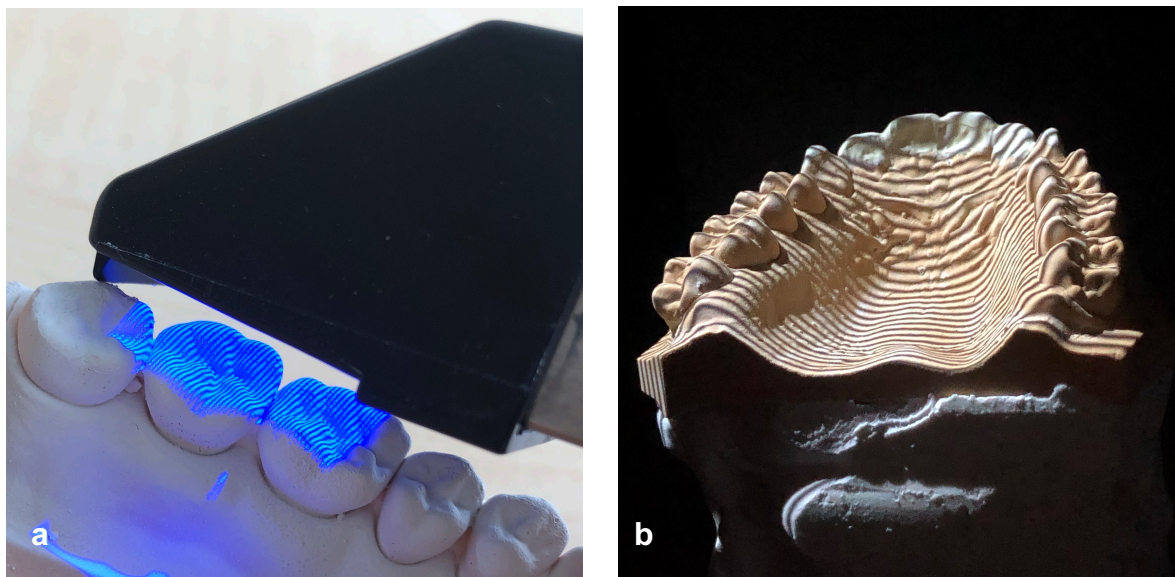


Abbildung 4: Streifenprojektion auf Gipsmodell **a** Intraoralscanner CEREC® Bluecam (Sirona Dental, Bensheim); **b** Extraoralscanner Tizian Smart-Scan (Schütz Dental, Rosbach)

2.3.2.2 CAD-Ebene

Durch den zuvor gesammelten Datensatz und die Zuordnung einzelner Punkte des Körpers im Raumkoordinatensystem entsteht digital eine „Punktwolke“. Diese wird durch die CAD-Software auf Basis der sog. Flächenrückführung, die vor allem in der Ingenieurstechnik Anwendung findet, zu einem dreidimensionalen Bild des Körpers zusammengesetzt [101]. Das Resultat ist ein digitaler Modelldatensatz.

Anschließend kann die prothetische Restauration unter Berücksichtigung der miterfassten Antagonisten und Nachbarzähne sowie der werkstofflichen Anforderungen und Besonderheiten mithilfe einer speziellen Software virtuell modelliert werden. So wird beispielsweise die Schrumpfung einer Keramikkrone durch Sinterung eingerechnet und ein dementsprechend größeres Werkstück ausgegeben. Auch Mindestmaterialstärken und die Größe des Zementspaltes können festgelegt werden [96].

2.3.2.3 CAM-Ebene

Nach Gestaltung der Suprakonstruktion wird der Datensatz digital an die Produktionseinheit gesendet. Diese befindet sich idealerweise dezentral in der eigenen Praxis, dem Zahnlabor oder aber in einem speziellen Fertigungszentrum [6].

Man unterscheidet dabei prinzipiell zwischen additiven und subtraktiven Verfahren.

Bei den additiven Prozessen wird Material aufgetragen. Dies geschieht zum Beispiel durch Lasermelting, Stereolithographie oder 3D-Druck im Bereich der Kunststoffverarbeitung. Bei Metallen kommt das Lasersintern zum Einsatz.

Die abtragenden Verfahren fordern eine mindestens dreiachsige Fräs- oder Schleifmaschine mit mehreren rotatorisch und translatorisch arbeitenden Fräsen. Hierbei kommen vor allem vorgefertigte Blockrohlinge aus Keramik in verschiedenen Farben und Sinterungszuständen zur Anwendung [8, 48, 96]. Die gefrästen Werkstücke müssen anschließend manuell durch Verblendung, Politur und/oder Keramikbemalung nachbearbeitet werden [50].

2.4 Plasmatechnologie

2.4.1 Einführung

Fügt man einem Stoff kontinuierlich Energie hinzu, so ändert sich sein Aggregatzustand von fest über flüssig bis hin zu gasförmig. Die Moleküle verlassen dabei ihre geordnete Struktur und lösen sich aus ihren Verbindungen untereinander heraus. Wird einem Gas noch weiter Energie in Form von Wärme oder Hochspannung zugeführt, so kommt es irgendwann durch das Aufbrechen von Molekül- und Atombindungen zu einer teilweisen oder vollständigen Ionisation dieses Gases. Dabei verlassen die Elektronen ihre Position auf der äußeren Atomschale und speichern die zugeführte Energie als Wärme. Diesen hochenergetischen, instabilen Zustand des Gases nennt man Plasma [102]. Oft spricht man dabei auch vom vierten Aggregatzustand. Die Bezeichnung geht auf Irving Langmuir, einem amerikanischen Chemiker und Physiker, zurück [103, 104]. Er war einer der ersten Wissenschaftler, die mit Plasma arbeiteten.

Innerhalb eines definierten Gasvolumens befindet sich ein Gemisch aus freien Elektronen, Ionen und, je nach Ionisationsgrad, neutralen Atomen und Molekülen. Trotz bestehender „Quasi-Neutralität“², das bedeutet es ist trotz geladenem Teilchengemisch nach außen hin neutral, zeichnet sich Plasma durch seine elektrische Leitfähigkeit aus [102, 104]. Ein weiteres typisches Charakteristikum ist das sog. Plasmaleuchten, das durch Strahlungsemissionen angeregter Elektronen entsteht und aus sichtbarem Licht und Ultraviolettstrahlung besteht. In der Natur kommt Plasma innerhalb der Erdatmosphäre in Form von Polarlichtern und Blitzen vor. Innerhalb des Weltraumes kann Plasma in Sternen und der Sonne beobachtet werden. Dort liegt das Plasma in einem vollständigen Ionisationszustand vor. Man geht davon aus, dass sich circa 95% der sichtbaren Materie im Universum im Plasmazustand befindet [102, 104]. Möchte man Plasma technisch nutzen, so muss es durch Gasentladung aktiv erzeugt werden, da praktisch nutzbare Plasmen in der Biosphäre natürlicherweise nicht vorkommen [102].

² „Thermisches Plasma“ von PD Dr.-Ing.B. Wende, PTB, Berlin; aus: Antrittsvorlesung an der Uni Karlsruhe gehalten am 25.11.1970)

2.4.2 Einteilung der verschiedenen Plasmatypen

Plasmen lassen sich je nach Art des verwendeten Gases (meist Edelgase oder Sauerstoff), den äußeren Druckverhältnissen, der Menge zugeführter Energie sowie der Plasmatemperatur charakterisieren [105].

Liegen besonders hohe Außendrucke vor, so muss mehr Energie zugeführt werden, um Teilchen zu ionisieren. Bei extrem hohen Temperaturen ($2-3 \times 10^4 \text{K}$) befinden sich Ionen und Elektronen im thermischen Gleichgewicht miteinander. Man spricht dann von einem thermischen Plasma. Man verwendet dieses Plasma vor allem beim Schweißen. In der Oberflächentechnik spielt es jedoch keine Rolle [104].

Je geringer der Außendruck, desto weniger Energie wird benötigt, um Teilchen zu ionisieren. Auch Wasser siedet bekannterweise in höheren Berglagen oder in Vakuum schon bei niedrigeren Temperaturen oder gar bei Zimmertemperatur. Wird Plasma in einer speziellen Vakuumkammer generiert, so spricht man von Niederdruckplasma [104]. Die Temperatur der Ionen ist hierbei gering, obwohl das Plasma durch die hohe Anzahldichte angeregter Elektronen sehr wirkungsvoll ist. Niederdruckplasma ist kaltes, nicht-thermisches Plasma und wird daher oft zur Bearbeitung temperaturempfindlicher Materialien wie Polymeren eingesetzt.

Im Niederdruckplasma können Oberflächen durch die Elektronen trocken geätzt werden, d.h. es kann ein gezielter Materialabtrag erreicht und die Oberfläche strukturiert werden. Diese Strukturierungen befinden sich im Nanometerbereich. Eine Plasmaätzung wird immer dann angewandt, wenn Oberflächen vergrößert bzw. angeraut werden müssen. Man unterscheidet das chemische/isotrope Plasmaätzen (z.B. das Prozessgas Sauerstoff bildet freie Radikale, welche neue chemische Bindungen mit dem Substrat eingehen und so ein Ätzmuster erzeugen) und das physikalische/anisotrope Plasmaätzen (im elektrischen Feld beschleunigte Edelgas-Ionen schlagen Atome und Moleküle aus dem Substrat heraus und lassen ein Oberflächenrelief entstehen) [105].

Einen gewissen Kompromiss bildet Normaldruckplasma. Dieses Plasma wird unter atmosphärischem Luftdruck ($p \approx 1 \text{bar}$) erzeugt. Es kann je nach verwendetem Prozessgas verschiedenen Anwendungen dienen und je nach eingebrachter Energie sowohl heiß als auch kalt sein. Je heißer ein Plasma, desto aggressiver ist seine Oberflächenwirkung (Ausnahme: kaltes Niederdruckplasma). Kaltes Atmosphärendruck-Plasma (maximal 50°C) eignet sich daher nur für schonende

Prozesse, wie Reinigung oder Aktivierung von Oberflächen. Inzwischen wird es auch in Teilbereichen der Medizin, wie der Dermatologie und auch der Parodontologie eingesetzt [104].

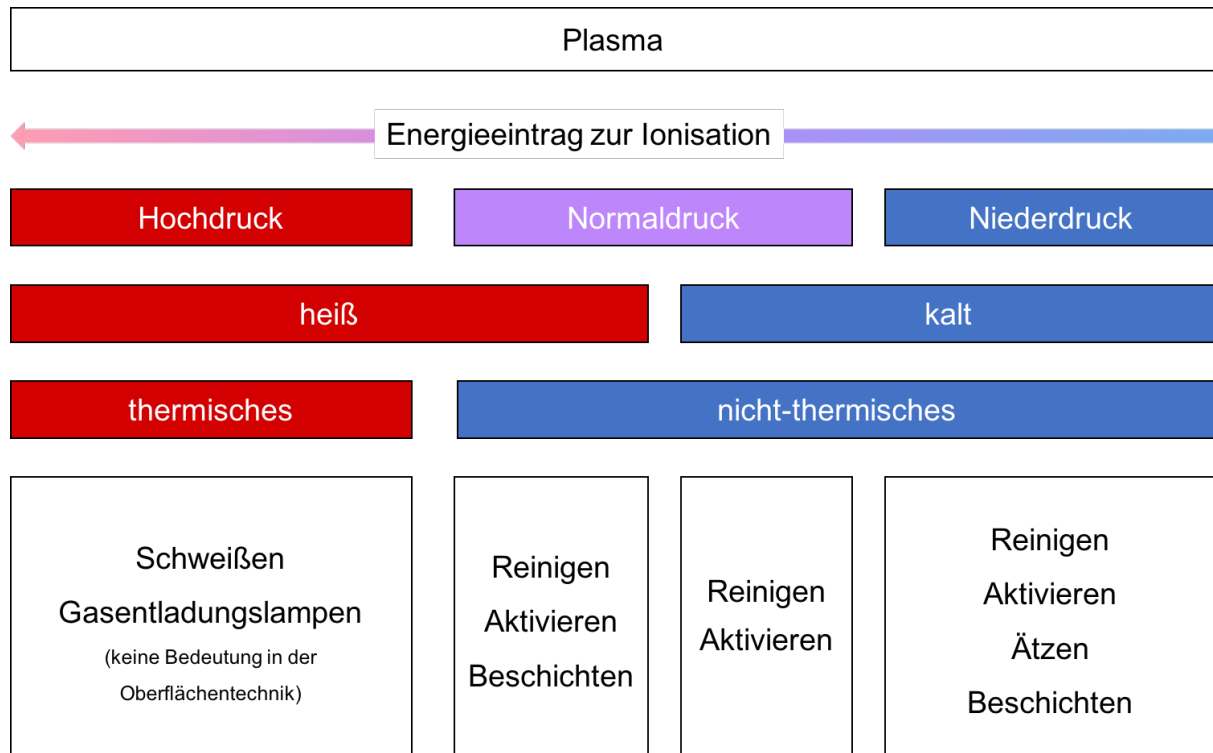


Abbildung 5: Einteilung und Anwendungen von Plasma

2.4.3 Atmosphärendruckplasma

Atmosphärendruckplasma wird unter Normaldruck erzeugt. Auf teure, größenlimitierte Vakuumkammern kann verzichtet werden. Im Vergleich zu Niederdruckplasma, welches immer auf die gesamte Substratoberfläche einwirkt, kann Atmosphärendruckplasma punktgenau eingesetzt und damit jede beliebige Bauteilabmessung, egal ob Autotür oder Implantatabutment, bearbeiten [105]. Je nach eingesetztem Prozessgas und Generatortechnik, kann das Plasma unterschiedliche Anwendungsziele verfolgen.

2.4.3.1 Beschichtung

Mithilfe des sog. Plasma-Jet-Verfahrens ist es möglich, Oberflächen mit hydrophilen, haftvermittelnden und korrosionshemmenden Schichten zu benetzen. Dazu werden silizium- und kohlenstoffhaltige Monomere in ein Trägergas (Helium, Argon oder

Stickstoff) eingebracht und mit dem Plasmastrahl auf die Substratoberfläche aufgetragen. Für Plasma-Jet wird eine hohe Energie benötigt. Durch einen Hochspannungsgenerator und eine externe Gaszufuhr kann das Plasma erzeugt werden. Es handelt sich um heißes (200-250°C), atmosphärisches Plasma [105].

2.4.3.2 Sterilisation

Atmosphärendruckplasma ist aufgrund relativ geringer Temperaturen zur Sterilisation hitzeempfindlicher Materialien, z.B. im Bereich der Medizintechnik, geeignet. Die keimabtötende Wirkung von Sauerstoff- oder Stickstoff-Plasma geht von der UV-Strahlung, den freien Radikalen und den reaktiven Teilchen (Ionen, Elektronen) des Plasmas aus. Plasma wirkt nicht selektiv und ist daher zur Abtötung nahezu aller Pathogene geeignet. Eine Resistenzbildung gegenüber Plasma ist beinahe unmöglich, da es an Zellwänden, Zellmembranen sowie an der DNS letale Zerstörungen hervorruft [105].

2.4.3.3 (Feinst-)Reinigung

Oberflächen können sichtbar sauber, aber dennoch mit organischen Bestandteilen verunreinigt sein. Bei Lackierungen oder Klebungen ist eine absolut saubere Oberfläche der Substrate bzw. Fügeteile unerlässlich. Dies kann zwar durch eine chemische Reinigung erreicht werden, die Chemikalien sind jedoch oft umwelt- und substratschädigend. Plasma ist hier eine umweltschonende Alternative. Die energiereichen Teilchen der ionisierten Gase (Umgebungsluft oder Sauerstoff) gehen mit den Verunreinigungen chemische Reaktionen ein und wandeln diese in kleinere Molekülfragmente um. Diese können dann durch Druckluft entfernt werden. Die Verunreinigungen dürfen jedoch nur wenige Nanometer dick sein, da das Plasma nicht in der Lage ist, tiefer einzudringen. Der Vorgang muss gegebenenfalls wiederholt oder Prozessparameter, wie Temperatur oder Bewegungsgeschwindigkeit, angepasst werden. Da die Substrate ständig mit der Umgebungsluft interagieren und sich neue Oxidschichten ausbilden, sollte die Lackierung bzw. Klebung unmittelbar bis eine Stunde nach der Plasmabehandlung erfolgen, um maximale Erfolge zu erreichen [105].

2.4.3.4 Aktivierung

Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche Klebung ist die gute Benetzbarkeit der Füge-teil-Oberflächen [13]. Flüssigkeiten haben ein natürliches Bestreben ihre Oberfläche möglichst klein (Ideal: kugelförmig) zu halten. Dies liegt an den Kohäsionskräften der Moleküle innerhalb der Flüssigkeit. Wird eine Flüssigkeit auf ein Substrat aufgebracht, so wirken Adhäsionskräfte an der Phasengrenze. Über das Verhältnis der wirkenden Kräfte, lässt sich die Grenzflächenspannung definieren. Je größer die Kohäsionskräfte, desto größer die Grenzflächenspannung. Um eine gute Benetzbarkeit des Substrates zu erreichen, müssen die Adhäsionskräfte zur Flüssigkeit erhöht werden [106-108]. Dies gelingt über die Erhöhung der Oberflächenenergie (OE) des Substrates durch Aktivierung [109]. Einige Studien haben gezeigt, dass die Verwendung von CAP die Benetzbarkeit und die Energie von Zirkon- und Titanoberflächen erhöhen kann [110, 111]. Dabei werden spezielle funktionelle Gruppen (OH-Radikale) generiert und C-C- und C-H-Bindungen aufgespalten [11, 26]. Die Oberfläche enthält somit auf chemischer Ebene mehr Sauerstoff- und weniger Kohlenstoff-Gruppen. Je größer das Verhältnis zwischen Sauerstoff- und Kohlenstoffanteilen (O/C) an der Substratoberfläche, desto benetzbarer ist diese [111, 112]. Die Aktivierung gelingt besonders gut bei stark unpolaren Substraten niedriger OE (Kunststoffe) [105]. Die Qualität der Aktivierung kann durch eine Kontaktwinkelmessung mittels Tropfenkonturanalyse visualisiert werden [113]. Dazu wird ein Tropfen einer Flüssigkeit auf das behandelte Substrat aufgebracht und der sog. Kontaktwinkel im Dreiphasenpunkt (Luft-Flüssigkeit-Substratoberfläche) gemessen. Ein kleiner Kontaktwinkel spricht für eine hohe Oberflächenenergie und damit für eine gute Benetzbarkeit der Oberfläche (s.Abb.6) [13].

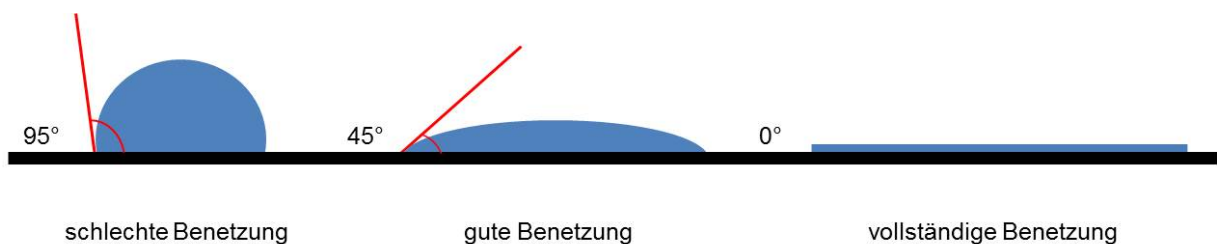


Abbildung 6: Kontaktwinkel auf unterschiedlich hydrophilen Materialien

Die Aktivierung von Oberflächen kann auch durch Korundstrahlung erfolgen. Ein großer Vorteil der alleinigen Plasmaaktivierung gegenüber der Korundstrahlung ist allerdings, dass keine Korundkörner auf der Oberfläche zurückbleiben und die Klebung beeinträchtigen [24]. Zahlreiche Studien zeigten zudem, dass CAP keinen wesentlichen Einfluss auf die Rauigkeit der Substratoberflächen hat und Mikrorisse damit vermieden werden können [23, 112, 114, 115].

2.4.3.5 PDD-Technologie

Die Firma „relyon Plasma“ aus Regensburg stellt seit 2004 Geräte zur Plasmaerzeugung für den industriellen und individuellen Gebrauch her. Mit der „piezobrush® PZ2“ gelang es erstmalig, Plasma mithilfe von Umgebungsluft ohne externe Prozessgaszufuhr und Hochspannungsgenerator zu betreiben. Dies wird durch die neu entwickelte Piezoelectric-Direct-Discharge-Technologie gewährleistet. Sie ist eine Unterart der sog. Dielectric-Barrier-Discharge(DBD)-Technologie (dielektrische Barriereentladung oder Plasmaentladung), die häufig bei üblichen Atmosphärendruckplasma-Anlagen verwendet wird. Sie beruht auf einer elektrischen Entladung zwischen zwei, an einen Hochspannungsgenerator angeschlossenen, Elektroden. Dabei ist mindestens eine Elektrode durch ein nichtleitendes Dielektrikum isoliert, damit die freien Ladungsträger sich nicht rückwirkend ausbreiten können (sog. galvanische Trennung) (s.Abb.7). Die angelegte Wechselspannung bewirkt eine Ionisation des Gases zwischen den Elektroden, es entsteht Plasma. Die Entladungsdauer ist relativ kurz, sodass nur die leichten Elektronen beschleunigt, die schweren Ionen aber „unberührt“ bleiben. Daher spricht man auch von kaltem Plasma (Plasmatemperatur $<50^{\circ}\text{C}$) [113]. In Abbildung 7 ist das Prinzip der DBD-Technologie skizziert.

In der „piezobrush® PZ2“ ist ein kompakter Piezo-Transformer (TDK CeraPlas™) verarbeitet, der durch hochfrequente (10-500kHz), mechanische Oszillation eine geringe Eingangsspannung von wenigen Volt um das zehntausendfache hochtransformieren kann. Der Transformator erzeugt elektrische Felder, die in der Lage sind, Gase zu ionisieren und Plasma zu generieren. Daher reicht eine normale Netzstecker-Verbindung zum Betrieb aus. Auf besondere Schutzausrüstung oder Sicherheitsunterweisungen kann damit verzichtet werden. Weiterhin wird durch einen Lufteinlassschlitz aktiv Umgebungsluft in einem Gasfluss von 8 l/min angesaugt und

im Inneren in Plasma umgewandelt, so dass eine zusätzliche Gaszufuhr nicht notwendig ist. Sollte dies allerdings gewünscht sein, kann mithilfe einer (Multigas-) Aufsatzdüse ein externes Gas eingeleitet werden. Je nach aufgesetzter Düse können leitfähige, mittels Nearfield-Düse (s.Abb.8 unten), und nicht leitfähige Materialien, mittels Standard-, Multigas- oder Nadeldüse (s.Abb.8 oben mit Nadeldüse), bearbeitet werden.

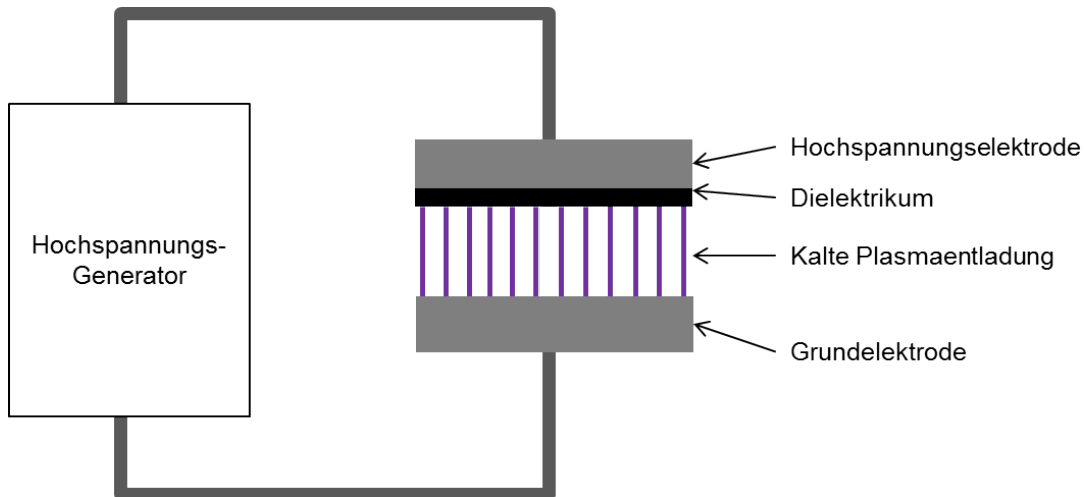


Abbildung 7: Aufbauprinzip der DBD-Technologie [113]



Abbildung 8: "piezobrush® PZ2" mit Nadeldüse (oben) und Nearfield-Düse (unten)

2.4.4 Bearbeitung von Substraten mittels PDD-Plasmas

Die Stärke des Plasmaeffektes ist sowohl abhängig vom Material des Substrates, als auch von verschiedenen Prozessparametern [113, 116]. Eine Studie von Korzec et al. zeigte, dass der Erfolg der PDD-Plasmabehandlung mit der Größe der aktivierten Fläche korreliert. Diese wird maßgeblich bestimmt von der Eingangsleistung, dem Arbeitsabstand, der Bearbeitungsdauer sowie der Geschwindigkeit und Gleichmäßigkeit der Bewegung, mit der die Plasmadüse über das Substrat geführt wird [113]. Laut dieser Studie ist die Größe der aktivierten Fläche proportional zur Eingangsleistung und steigt um circa 51mm^2 pro 1W Erhöhung an [113]. Es sollte jedoch ein Kompromiss geschlossen werden, da bei einer zu hohen Leistung die Substratoberflächen thermisch beschädigt werden könnten. Leistungen von $3,6\text{W}$ bis 8W entsprechen dem üblichen Behandlungsspektrum.

Ein weiterer wichtiger Faktor ist der Arbeitsabstand. Die Größe des aktivierten Bereiches ist nach Korzec et al. bei einem Arbeitsabstand von $3,5\text{mm}$ maximal. Ein kleinerer bzw. größerer Abstand bedeutete eine Verkleinerung des aktivierten Feldes. Ab einem Abstand von 13mm spaltet sich das Plasma in zwei kleinere „Spots“ auf, wodurch das Substrat nicht suffizient aktiviert wird [113]. Laut Herstellerangaben generiert das Nearfield-Modul der „piezobrush® PZ2“ Plasma erst ab einem Arbeitsabstand von $0,5\text{-}2\text{mm}$. Die Aktivierungsbreite auf dem Substrat entspricht dann circa 10mm . Die Nadeldüse sollte hingegen mit einem Abstand von $2\text{-}5\text{mm}$ über das Substrat geführt werden. Aufgrund der dünnen Spitze entspricht die Aktivierungsbreite hier nur circa $2\text{-}5\text{mm}$ [116].

Der Erfolg einer Plasmabehandlung hängt zudem davon ab, wie schnell eine Fläche ausreichend aktiviert wird [113]. Dies wird über die Aktivierungsgeschwindigkeit v_{act} [cm^2/s] angegeben. Bei einer statischen Behandlung wird sie über den Quotienten aus Größe der aktivierten Fläche a_{treat} [cm^2] und der Behandlungsdauer t_{treat} [s] beschrieben (s. Formel 1).

$$v_{\text{act}} [\text{cm}^2/\text{s}] = \frac{a_{\text{treat}} [\text{cm}^2]}{t_{\text{treat}} [\text{s}]}$$

Formel 1: Aktivierungsgeschwindigkeit bei statischer Substratbehandlung (nach Korzec et al. [113])

Dynamische Substratbehandlungen werden nötig, wenn eine größere als die bei einer statischen Behandlung mögliche oder eine gekrümmte Fläche bearbeitet werden soll. Dabei spielen zusätzlich die Geschwindigkeit und die Gleichmäßigkeit der geradlinigen Bewegung, mit der die Düse über das Substrat geführt wird, eine entscheidende Rolle. Der Hersteller empfiehlt eine Geschwindigkeit von 1-2cm/s [116].

Die Aktivierungsgeschwindigkeit kann über das Produkt aus Aktivierungsbreite s_{act} [cm] und Bewegungsgeschwindigkeit der Düse v_{treat} [cm/s] ausgedrückt werden (s.Formel 2).

$$v_{\text{act}} [\text{cm}^2/\text{s}] = s_{\text{act}} [\text{cm}] \times v_{\text{treat}} [\text{cm}/\text{s}]$$

Formel 2: Aktivierungsgeschwindigkeit bei dynamischer Substratbehandlung
(nach Korzec et al. [113])

Korzec et al. zeigten, dass die Aktivierungsgeschwindigkeit umso geringer und die aktivierte Fläche umso größer ist, je länger die Fläche bearbeitet wird. Nach einer Bearbeitungsdauer von 0,5 Sekunden entspricht die Aktivierungsgeschwindigkeit $4\text{cm}^2/\text{s}$ und die aktivierte Fläche 2cm^2 . Nach einer Bearbeitungsdauer von 10 Sekunden nur noch $0,5\text{cm}^2/\text{s}$, die Größe der aktivierten Fläche entspricht dann allerdings schon 5cm^2 [113]. Korzec et al. stellten jedoch fest, dass die Größe des aktivierten Bereiches nur innerhalb der ersten zwei Sekunden stark ansteigt. Nach einer gewissen Zeitspanne konnte keine signifikante Vergrößerung der aktivierten Fläche mehr festgestellt werden und nach circa 10 Sekunden war die Fläche gesättigt [113].

2.4.5 Einfluss von Plasma auf die Haftstärke zu Befestigungskompositen

Bisher existieren zur Vorbehandlung von Titan und Zirkoniumdioxid mit Atmosphärendruckplasma keine standardisierten Anwendungsvorgaben. Ito et al. untersuchten den Einfluss von Plasma auf den Verbund zwischen Zirkoniumdioxid und Befestigungskompositen. Sie verwendeten für ihre Versuche ein Helium-Plasma und bearbeiteten Zirkoniumdioxid-Proben damit über 30 Sekunden und erzielten vergleichbare Haftwerte wie nach Korundstrahlung der Proben [23]. Silva et al. fanden heraus, dass sowohl bei Zirkon als auch bei Titan eine Bearbeitungsdauer von zehn Sekunden mit Argon-Plasma ausreichte, um die Benetzbarkeit mit einem Haftvermittler signifikant zu steigern [26]. Sie gingen in der Folge davon aus, dass damit auch die Stärke einer Kompositklebung steigen muss. Valverde et al. konnten an Zirkoniumdioxid-Proben eine maximale Benetzbarkeit von Wasser (min. Kontaktwinkel 16°) ebenfalls nach zehn Sekunden Behandlung mit Argon-Plasma, vor allem in der Kombination mit Korundstrahlung, feststellen [111]. Zudem wurde hier eine Steigerung der Verbundstärke zwischen Zirkon und Befestigungskomposit durch Verwendung von Plasma registriert. Vechiato-Filho et al. untersuchten in diesem Zusammenhang Titanoberflächen und fanden heraus, dass auch hier eine Kombination aus Korundstrahlung und Plasma die besten Haftwerte erreichte [25]. Seker et al. verwendeten Luft-Atmosphärendruckplasma an Titanoberflächen, jedoch nur über fünf Sekunden und ohne zusätzliche Vorbehandlung, weshalb die Haftstärken im Zugscherversuch hier eher gering ausfielen [117].

Alle bisherigen Studien sind insofern limitiert, als dass immer gleichmäßig geformte Werkstoffproben (Scheiben oder Blöcke) verwendet wurden, was allerdings nicht reellen zahnärztlichen Bedingungen entspricht. Weiterhin wurde stets ein Prozessgas (Argon oder Helium) zur Plasmagenerierung verwendet. Dies ist im Praxis- bzw. Laboralltag jedoch schwer umsetzbar, da hierfür eine große, unhandliche Versorgungseinheit, die einen Hochspannungsgenerator beinhaltet, und eine externe Gaszufuhr benötigt werden. Zudem sind die benötigten Edelgase sehr teuer und nicht unbegrenzt verfügbar. Daher ist es interessant, in einer Versuchsreihe mit komplexen Proben spezifischer Geometrie zu testen, ob auch hier die Plasmabehandlung mit Umgebungsluft als Prozessgas, die Haftstärke einer Kompositklebung (positiv) beeinflussen kann.

3 Material und Methoden

3.1 Verwendete Materialien

3.1.1 Geräte

Gerätebezeichnung	Herstellerangaben
CEREC® inLab CAD-CAM-System, (Primescan AC)	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
CEREC® MC XL Schleifeinheit	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
Dampfstrahlgerät, Triton SLA	Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland
Digitales Lichtmikroskop, VHX-1000	Keyence Deutschland GmbH, Neu-Isenburg, Deutschland
Haltevorrichtung/Abzugswerkzeug	Eigenkonstruktion, Hamm/Sieg, Deutschland
Hybrid-Abutment-Klebehilfe, CLIP by Hans Jürgen Joit	HPdent GmbH, Gottmadingen, Deutschland
Infrarotlampe, IL 11	Beurer GmbH, Ulm, Deutschland
Keilschraubprobenhalter	Zwick/Roell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland
LED-Polymerisationsgerät, Elipar™ S10	3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland
Mini-Wasserbad, TW2	JULABO GmbH, Seelbach, Deutschland
Plasmagerät, "piezobrush®PZ2"	Relyon Plasma GmbH, Regensburg, Deutschland
Punktstrahlgerät, P-G 400	Harnisch+Rieth GmbH & Co. KG, Winterbach, Deutschland
Sinterofen, Programat S1	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Fürstentum Liechtenstein

Thermo Haake™ Thermostat DC10	Thermo Fisher Scientific, Dreieich, Deutschland
Thermozykler Willytec	SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland
Universalprüfmaschine, Zwick 1425	Zwick/Roell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland
Digital-Timer	GEFU GmbH, Eslohe, Deutschland

3.1.2 Instrumentarium

Instrumente	Herstellerangaben
Applikatorbürste	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-Bestandteile

Hybrid-Abutment-Bestandteile	Herstellerangaben
Abutment Schraube NB RS 4.3	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
inCoris ZI meso F2 L, Fräsrohling	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
NobelParallel™ Conical Connection RP 4,3 x 11,5 mm	Nobel Biocare Services AG, Zürich, Schweiz
Scanbody Omnicam L	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
TiBase NB RS 4.3 L	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland

3.1.4 Verbrauchsmaterialien

Verbrauchsmaterialien	Herstellerangaben
Dentatec, Schleifmittel	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
Destilliertes Wasser	Henry Schein Dental GmbH, Langen, Deutschland
Einmalhandschuhe	Abena GmbH, Zöribg, Deutschland
Ethanol, vergällt (70%)	Carl Roth GmbH & Co. KG, Karlsruhe, Deutschland
Filtereinsatz für CEREC® MC XL	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
Finisher 10 für CEREC® MC XL, Fräse	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
Haftvermittler, Clearfil™ Ceramic Primer Plus	Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan
Liquid Strip, Glyceringel	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Fürstentum Liechtenstein
Mixpac™, Mischkanülen	Sulzer AG, Winterthur, Schweiz

Panasil® Putty, A-Silikon	Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, Deutschland
Panavia™ V5, Befestigungskomposit	Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan
Plurakorund, Körnung 50 µm	Pluradent AG & Co KG, Offenbach, Deutschland
Schaumstoffpellets	Pluradent AG & Co KG, Offenbach, Deutschland
Shaper 25 RZ für CEREC® MC XL, Fräse	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland

3.1.5 Software

Software	Herstellerangaben
CEREC SW® 5.0	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
SPSS Statistics V.23	IBM Corp., Armonk, New York, USA

3.2 Methodik

3.2.1 Einteilung und Durchführung der Versuchsreihe

Insgesamt 70 Titanklebebasen und 70 Zirkoniumdioxid-Kronen wurden in je sieben Unterguppen zu je zehn zweiteiligen Abutmentkronen eingeteilt. In den jeweiligen Unterguppen wurden folgende Vorbehandlungsmaßnahmen angewandt. Im jeweiligen Protokoll jeder Gruppe wurde die Vorbehandlung sowohl an der Titanklebebasis als auch an der entsprechenden Keramikklebefläche in gleicher Weise durchgeführt:

- (A) keine Vorbehandlung (Kontrollgruppe);
- (B) Korundstrahlung;
- (C) Korundstrahlung und Verwendung eines Haftvermittlers (konventionelles Vorbehandlungsprotokoll);
- (D) Korundstrahlung und Plasmabehandlung;
- (E) Plasmabehandlung und Verwendung des Haftvermittlers;
- (F) Korundstrahlung, Plasmabehandlung und Verwendung des Haftvermittlers;
- (G) alleinige Plasmabehandlung.

Nach der Vorbehandlung wurden die einzelnen Fügeile miteinander verklebt.

Tabelle 2: Einteilung der Versuchsgruppen

Gruppe	Titanklebebasen (n=70)			Zirkoniumdioxid-Kronen (n=70)		
	Konditionierung	Plasma	Haftvermittler	Konditionierung	Plasma	Haftvermittler
A (n=10)						
B (n=10)	Korundstrahlung			Korundstrahlung		
C (n=10)	Korundstrahlung		Universalprimer	Korundstrahlung		Universalprimer
D (n=10)	Korundstrahlung	PZ2		Korundstrahlung	PZ2	
E (n=10)		PZ2	Universalprimer		PZ2	Universalprimer
F (n=10)	Korundstrahlung	PZ2	Universalprimer	Korundstrahlung	PZ2	Universalprimer
G (n=10)		PZ2			PZ2	

Nach der Klebung erfolgte mittels thermischer Wechselbelastung in einem Thermozyklrier-Gerät eine künstliche Alterung der geklebten Abutmentkronen. Dies diente der Simulation jahrelanger Tragedauer im Mundhöhlenmilieu. Anschließend wurden in einem Zugscherversuch die maximalen Abzugskräfte registriert, um die Haftstärke der Kompositklebung quantifizieren zu können. Dazu wurden die Hybrid-

Abutmentkronen in eine universelle Prüfmaschine eingespannt. Zur Analyse der Bruchbilder und der Bewertung des Bruchverhaltens wurden die einzelnen Komponenten nach Abzug unter einem Lichtmikroskop betrachtet und die Lokalisation der Kleberrückstände beurteilt.

3.2.2 Gestaltung und Herstellung der Zirkoniumdioxid-Kronen

Ein Gipsmodell mit eingebrachtem Laborimplantat und Zahnfleischmaske an einer Einzelzahnücke Regio 24 wurde mithilfe des CEREC® Primescan AC gescannt. Dazu wurde auf das Implantat eine Titanbasis geschraubt und ein Scanbody aufgesteckt (s. Abb.9a und 9b).

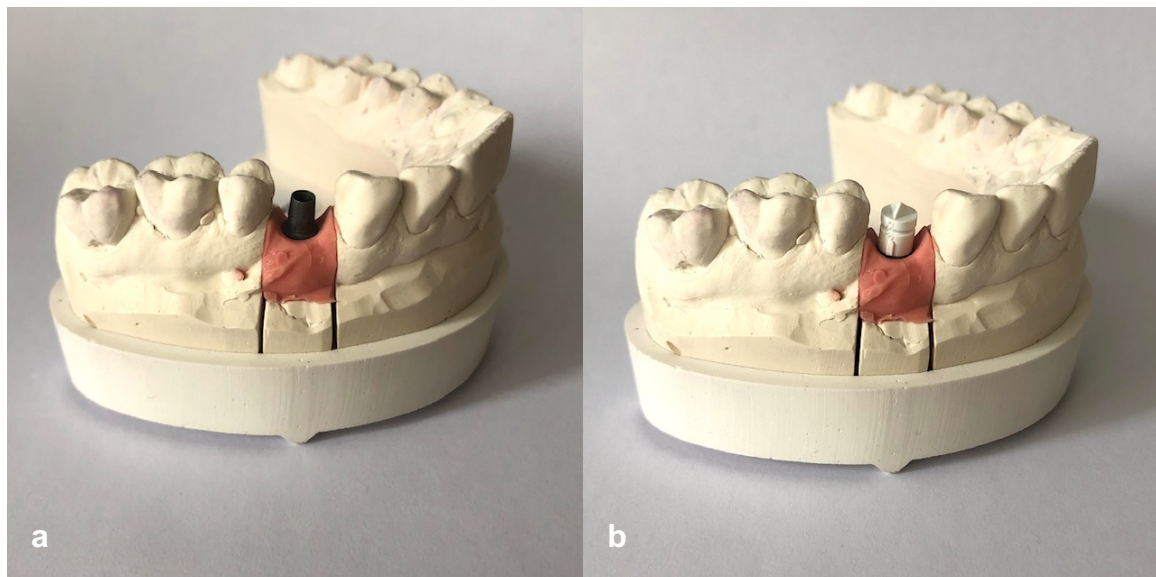


Abbildung 9: Zum Scan vorbereitetes Gipsmodell **a** mit Titanbasis; **b** mit Scanbody

Danach erfolgte die Konstruktion der Krone mithilfe der CEREC SW® 5.0 Software. Die verwendeten Fräsblöcke bestanden aus Zirkoniumdioxid (ZrO_2), Hafniumoxid (HfO_2), Yttriumoxid (Y_2O_3) sowie Aluminiumoxid (Al_2O_3). Damit die Kronen für die Abzugsversuche stabil genug waren und sie lagestabil in die später verwendete Aufnahme platziert werden konnten, wurden die Zirkoniumdioxid-Mesostrukturen als anatomische Krone gestaltet und so konstruiert, dass sie im gesinterten Zustand ringförmig um das Schraubenloch eine Stärke von circa 3-4mm aufwiesen.

Außerdem wurde die Konstruktion digital im Block so positioniert, dass der untere Rand der Krone der äußeren Fläche des Blockes entsprach und somit Unebenheiten von der Fräse nicht umgesetzt werden konnten (rote Markierung s.Abb.10a und 10b). So wurde eine gleichmäßig große und plane Auflagefläche und Retention zur Verwendung in der Abzugsvorrichtung gewährleistet.

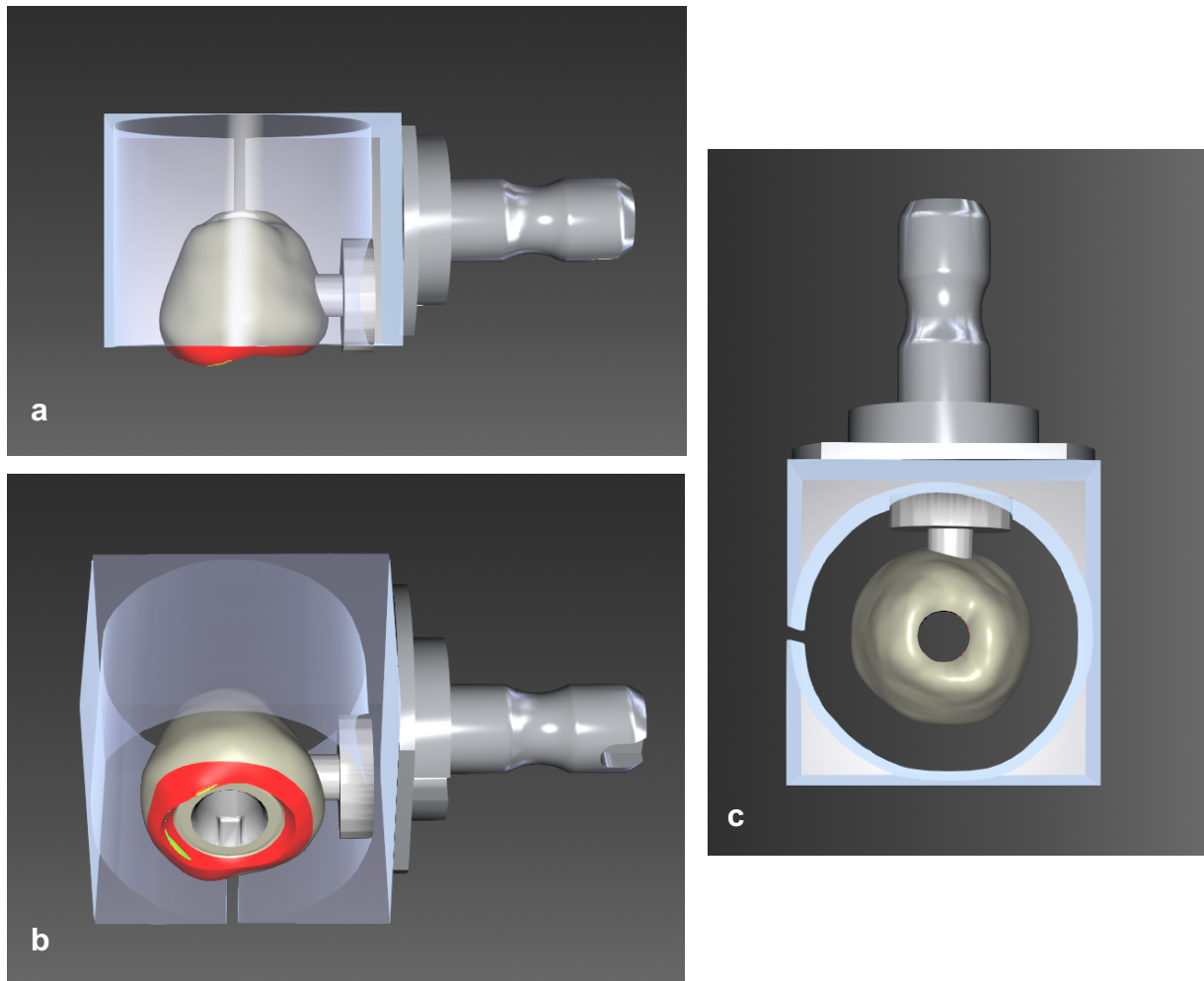


Abbildung 10: Design der Abutmentkrone und Position im Fräsblock
a Ansicht von lateral; **b** Ansicht von basal; **c** Ansicht von okklusal

Insgesamt wurden auf diese Weise 70 Kronen mithilfe der CEREC® MC XL Schleifeinheit aus keramischen Fräsrohlingen (inCoris ZI meso L) hergestellt. Nach der Fräsung wurden die Kronen in einem Abstand von 10cm zu einer Infrarotlampe für 2 Stunden vollständig getrocknet. Danach konnten jeweils zehn Kronen gesintert werden. Der Sinterprozess erfolgte in einem Sinterofen mit Zirkoniumdioxid-Programm für 9 Stunden und 50 Minuten.

3.2.3 Oberflächenvorbehandlung der Hybrid-Abutment-Fügeteile

Insgesamt wurden sieben verschiedene Vorbehandlungsmaßnahmen an je 10 Proben durchgeführt. Die Titanklebebasis und die Zirkoniumdioxid-Krone wurden je Untergruppe gleich vorbehandelt. Als Kontrollgruppe (Gruppe A) dienten unbehandelte Proben (s. Tabelle 2). Es wurden stets saubere Einmalhandschuhe verwendet, um die Oberflächen vor einer Kontamination mit Hautfett zu schützen. Zudem wurden die Fügeteile vor der Verarbeitung mit 70%igem Ethanol gereinigt.

3.2.3.1 Konditionierung mittels Korundstrahlung

Vor der Vorbehandlung wurde die Titanbasis manuell auf einem Implantat festgeschraubt und in eine Kunststoffklemme eingespannt, um ein besseres Handling zu ermöglichen (s.Abb.11a). Die Kronen wurden auf die Titanklebebasisen aufgesetzt und die korrekte Position deutlich markiert.

Die Vorbehandlung der Gruppen B, C, D und F erfolgte mithilfe eines Punktstrahlgerätes. Im Abstand von circa 10mm und einem Druck von 1,0 bar wurde die Oberfläche gleichmäßig mit Al_2O_3 -Pulver einer Korngröße von $50\mu\text{m}$ abgestrahlt. Um die einheitliche Bearbeitung überprüfen zu können, wurden die Oberflächen vorher mit einem Permanentmarker angemalt (s.Abb.11b). Sobald keine Farbrückstände mehr sichtbar waren, konnte man von einer gleichmäßigen Bearbeitung ausgehen.

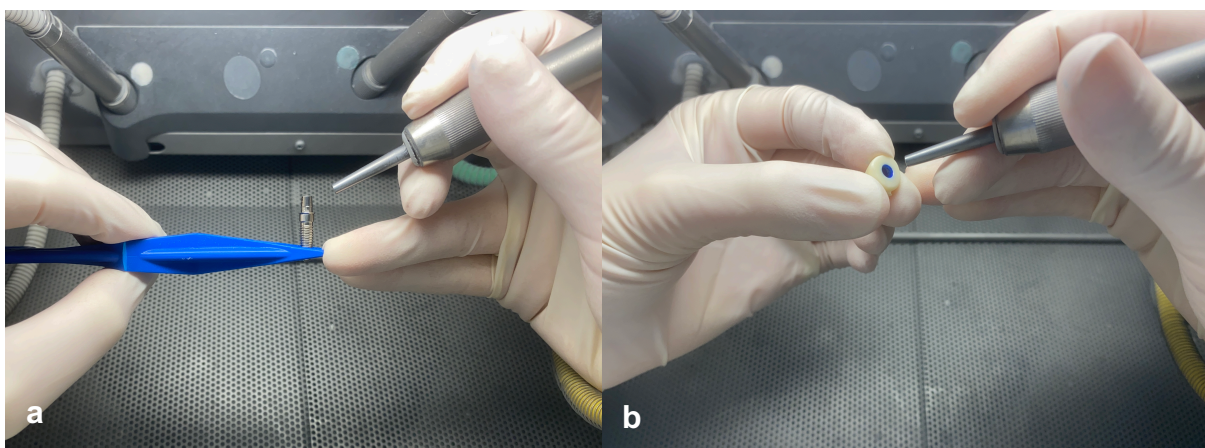


Abbildung 11: Korundstrahlung der Fügeteile **a** Korundstrahlung der Titanbasis auf Implantat;
b Korundstrahlung der Krone (Innenfläche ist zur Kontrolle farblich markiert)

Im Anschluss an das Korundstrahlen wurden die Proben mit einem Dampfstrahlgerät gereinigt um eventuelle Korundrückstände zu entfernen und anschließend mit einem starken, ölfreien und sauberen Luftstrom getrocknet. Anschließend wurde der Schraubkanal der Ti-Base vorsichtig mit einem kleinen Schaumstoffpellet ausgeblockt, um ein Verkleben der Schraube durch überschüssigen Kleber zu verhindern (nach dem Korundstrahlen, aber vor der Plasmabehandlung).

3.2.3.2 Konditionierung mittels Haftvermittler

In den Gruppen C, E und F wurden die Proben zusätzlich mit Clearfil Ceramic Primer Plus behandelt. Zuerst wurden zwei Tropfen des Haftvermittlers in eine Muldenschale gegeben und die Klebeflächen der Titanbasis und der Krone mithilfe einer kleinen Applikationsbürste dünn und gleichmäßig benetzt. Nach 10 Sekunden Einwirkzeit wurden die Oberflächen vorsichtig verblasen, bis keine feuchten Stellen mehr sichtbar waren.

3.2.3.3 Konditionierung mittels kaltaktiven Atmosphärendruckplasmas

Die Proben der Gruppen D, E, F und G wurden entweder zusätzlich zur Korundstrahlung (D), vor Applikation des Haftvermittlers (E), in Kombination mit dem konventionellen Protokoll aber vor der Haftvermittler-Applikation (F) sowie ausschließlich (G) mit kaltaktivem Atmosphärendruckplasma behandelt.

Die Eingangsleistung des Plasmagerätes lag während der gesamten Versuchsreihe bei 8,3W. Für die Zirkoniumdioxid-Krone wurde zur Konditionierung die Nadeldüse gewählt. Damit konnte eine gezielte Einbringung des Plasmas in das Innere der Krone sichergestellt werden. Die Krone wurde zur Stabilisierung auf eine individualisierte Halterung aus A-Silikon platziert und die Nadeldüse des Plasmagerätes im Inneren der Krone positioniert. Da von der metallischen Nadelspitze gleichmäßig in alle Richtungen Plasma generiert wurde, konnte so die gesamte Oberfläche gleichmäßig vorbehandelt werden (s.Abb.12a und 12b) (statische Behandlung). Der Arbeitsabstand der Nadeldüse sollte laut Hersteller 2-5mm betragen, der Innendurchmesser der Krone lag bei 3mm. Die Bearbeitungsdauer der Krone lag insgesamt bei 15 Sekunden. Dies wurde mit einer digitalen Stoppuhr kontrolliert.

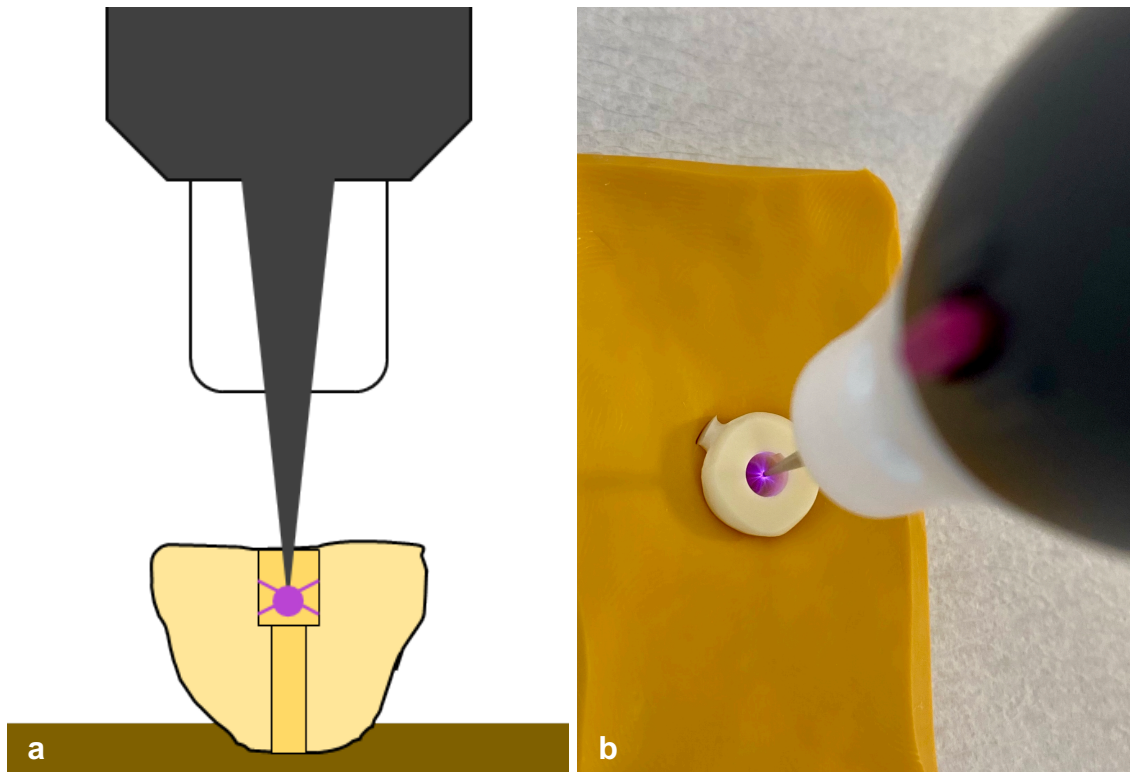


Abbildung 12: Plasmakonditionierung der Zirkoniumdioxid-Krone mittels „piezobrush® PZ2“
 a Skizze b Aufsicht bei Durchführung der Konditionierung

Für die Behandlung der Titanklebebasis wurde die Nearfield-Düse für leitende Materialien verwendet. Um ein besseres Handling zu gewährleisten, wurde die Titanklebebasis mit einem Implantat verschraubt und in eine Metallklemme eingespannt (s.Abb.14). Abbildung 13 zeigt den „Plasmastrahl“ bei Konditionierung der Basis. Aufgrund ihrer gekrümmten Oberfläche war eine dynamische Behandlung notwendig. Dazu wurde das Plasmagerät händisch mit gleichmäßiger Geschwindigkeit (1-2cm/s) um die Titanklebebasis rotiert. Daher betrug die Behandlungsdauer 30 Sekunden, um etwaige manuelle Unsicherheiten ausgleichen zu können. Zu jedem Zeitpunkt betrug der Arbeitsabstand zwischen Plasmadüse und Titanklebebasis 0,5-2mm.

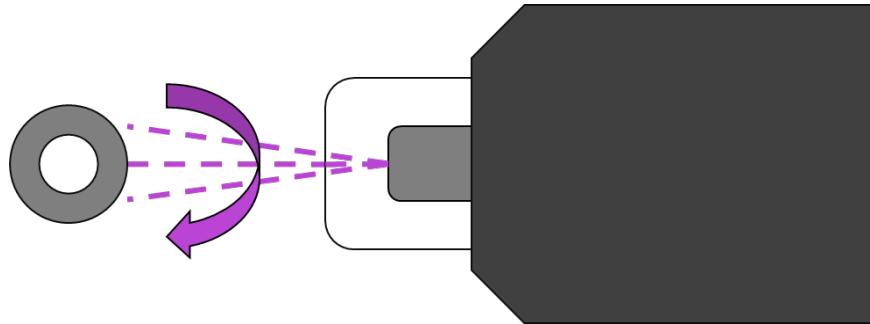


Abbildung 13: "Plasmastrahl" bei Vorbehandlung der Titanklebebasis (Ansicht von oben)

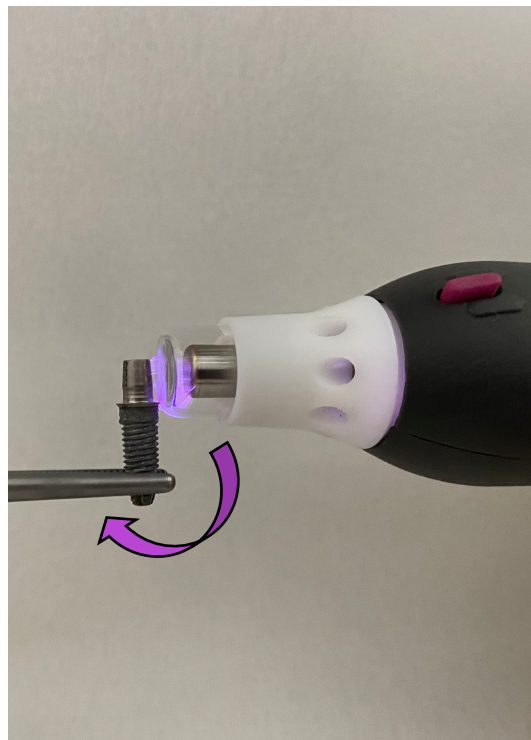


Abbildung 14: Plasmakonditionierung der Titanklebebasis mittels „piezobrush® PZ2“

3.2.4 Verklebung der Hybrid-Abutmentkronen

Die vorbehandelten Abutmentkomponenten wurden mittels Panavia V5 verklebt. Mithilfe von Automix-Kanülen wurden die Komponenten durchgemischt. Der erste Zentimeter wurde verworfen. Danach wurde der Kleber mit einem kleinen Pinsel gleichmäßig auf die Außenfläche der Titanklebebasis sowie auf die Innenfläche der Zirkoniumdioxid-Krone aufgetragen. Die Füge­teile wurden passgenau zusammengesetzt und überschüssiger Kleber im Schraubkanal mit einer Applikationsbürste rotierend entfernt. Im Folgenden wurde das zusammengesetzte

Abutment in eine spezielle Hybrid-Abutment-Klebehilfe eingespannt (s.Abb.15). Diese wurde zuvor mittels A-Silikon an die Form der Fügeteile angepasst. Durch die Verwendung der Klebehilfe während des Abbindevorgangs des Klebers konnte für alle Proben der gleiche Fügedruck gewährleistet werden.



Abbildung 15: Individualisierte Hybrid-Abutment-Klebehilfe mit eingesetzter Hybrid-Abutmentkrone

Zunächst erfolgte eine Lichthärtung am Klebespalt für 3-5 Sekunden von allen Seiten mit anschließender Entfernung überschüssigen Klebers mithilfe eines LeCron-Spatels. Danach wurde auf die Klebefuge zirkulär Glycingel aufgetragen. Anschließend wurde für 10 Sekunden von allen Seiten lichtgehärtet. Nach 10 Minuten selbstständiger Aushärtung wurde das Glycingel mit Wasser, Pinzette und Schaumstoffpellet entfernt und die Klebung bei Zimmertemperatur für mindestens 24 Stunden ausgehärtet. Danach konnten die verbliebenen, groben Kleberrückstände mit einem Dampfstrahlgerät entfernt und die Klebefuge mit einem Gummipolierer bei max. 5000 Umdrehungen/min poliert werden.

3.2.5 Thermische Wechselbelastung

Alle Proben wurden mithilfe eines Thermozykliegerätes einer thermischen Wechselbelastung unterzogen, um eine Alterung zu simulieren (s.Abb.16). Dazu wurden die Proben automatisiert abwechselnd in kaltes (+5,0°C) und warmes (+55,0°C) destilliertes Wasser getaucht. Die Verweildauer im jeweiligen Wasserbad betrug 30 Sekunden, die Abtropfzeit 5 Sekunden und die Transferzeit zwischen den Becken 5 Sekunden. Insgesamt umfasste die Prozedur 5000 Zyklen zu jeweils 80 Sekunden. Anschließend wurden die Proben bis zu ihrer Weiterverarbeitung in einem temperierten (23°C), destillierten Wasserbad gelagert.



Abbildung 16: Thermozykliegerät mit temperierten Wasserbädern

3.2.6 Zugscherversuch

Die Zugscherversuche erfolgten mithilfe der Universaltestmaschine Zwick 1425. Sie dienten der Registrierung der benötigten maximalen Abzugskraft F_{\max} [N] zur vollständigen Lösung der Krone bzw. Bruch der Kompositklebeverbindung. Die Bruchabschaltsschwelle wurde mit 50N so gewählt, dass un stetiges Probenverhalten nicht als Bruch erkannt wurde. Zum Einspannen der Proben wurde zum einen ein Keilspannprobenhalter verwendet, welcher am unteren Teil der Maschine befestigt war und der Aufnahme des Implantats diente (s.Abb.17). Zur Befestigung der Kronen

im oberen Teil der Maschine wurde eigens ein Probenhalter konstruiert (s.Abb.18). Die plane Auflagefläche konnte über eine polierte Stahlscheibe (Dicke $d=1,0\text{mm}$) mit zentraler Aussparung für die Probe im Inneren des Probenhalters sichergestellt werden. Die in allen Richtungen gelenkige Lagerung des Probenhalters stellte einen geraden und senkrechten Zug sicher. Der Zugversuch wurde mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1mm/min durchgeführt. Während der Versuche wurde mithilfe eines Graphenschreibers stets ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet.



Abbildung 17: Aufsicht auf den Keilspannprobenhalter mit eingespannter Probe



Abbildung 18: Haltevorrichtung (oben) und Keilspannprobenhalter (unten)

3.2.7 Analyse des Bruchverhaltens

Nach den Zugscherversuchen wurde jede Fügeiteilfläche visuell mithilfe eines Aufsicht-Lichtmikroskopes (30-fache Vergrößerung) kritisch begutachtet (s.Abb.19). Dabei stand vor allem die Lokalisation der Kleberrückstände im Fokus. Im Anschluss wurden die Proben fotografiert.

Bei der Beurteilung wurde zwischen Adhäsionsbrüchen an einem oder an beiden Fügeiteilen sowie Kohäsionsbrüchen unterschieden.

Kohäsionsbrüche sind Brüche innerhalb des Befestigungsmaterials. Dies würde bedeuten, dass an kongruenten Stellen der beiden Fügeiteiloberflächen Kleberrückstände zu finden sind [12].

Adhäsionsbrüche sind Brüche entlang einer Phasengrenzfläche [12]. Dabei sind drei Konstellationen denkbar: Der Kompositkleber verbleibt entweder vollständig an der Titanklebebasis (bedeutet einen Adhäsionsbruch an der Zirkoniumdioxid-Krone) bzw. an der Zirkoniumdioxid-Krone (bedeutet einen Adhäsionsbruch an der Titanbasis) oder es kommt zu einem Adhäsionsbruch an beiden Fügeteilen, wobei sowohl an der Krone als auch an der Titanbasis, die Kleberrückstände wie bei einem Puzzle zusammenpassen.

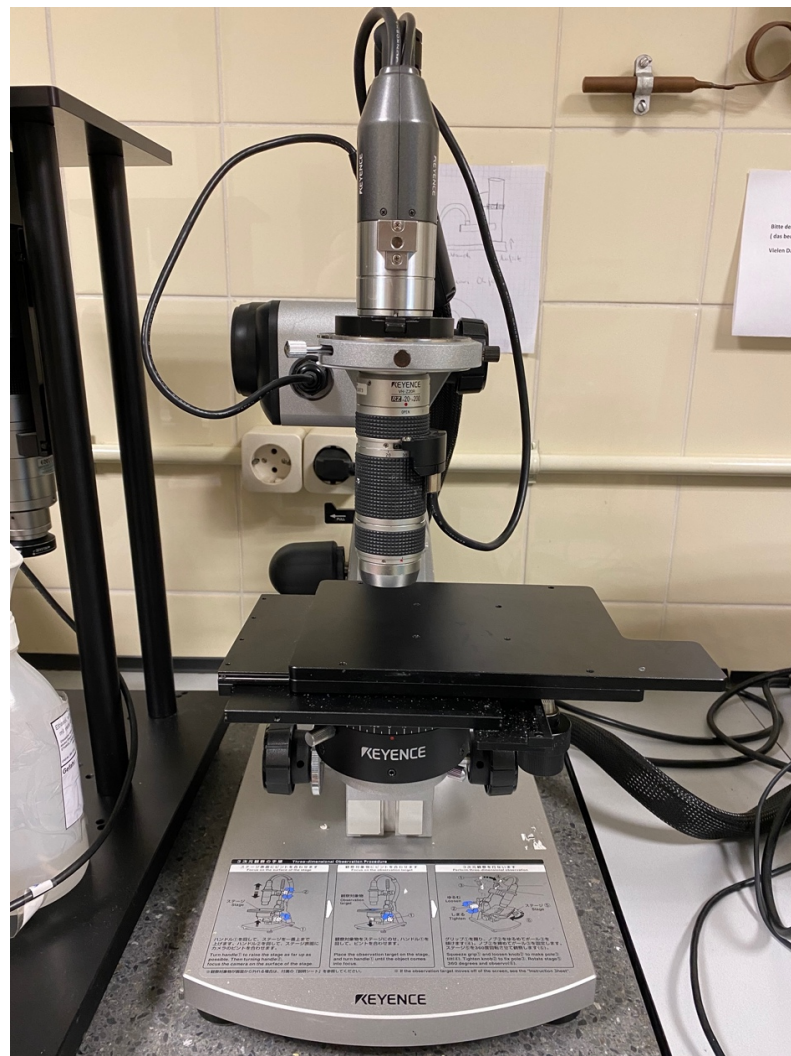


Abbildung 19: Aufsichtmikroskop zur Bruchbildbeurteilung

3.3 Statistik

3.3.1 Statistische Methodik und Nullhypothesen

Die statistische Auswertung der Daten wurde mithilfe der Software IBM SPSS Statistics V.23 durchgeführt.

Folgende Nullhypothesen wurden im Hinblick auf die zentralen Fragestellungen der Untersuchung postuliert:

1.) H₀₁: Die Vorbehandlungsmaßnahme hat keinen Einfluss auf die Haftstärke einer Kompositklebung in Hybrid-Abutmentkronen.

Zum Mittelwertvergleich der Abzugskräfte im Zugscherversuch bezogen auf die verschiedenen Vorbehandlungsmaßnahmen wurde eine einfaktorielle ANOVA (Welch) durchgeführt und die Effektstärke berechnet. Zuvor wurden ein Shapiro-Wilk-Test und ein Levene-Test durchgeführt, um sicherzustellen, dass die ANOVA-Modellannahmen nicht grob verletzt wurden. Anschließend konnte mit einem Post-hoc-Test (Games-Howell) gezeigt werden, welche Gruppen sich genau voneinander unterschieden. Das Signifikanzniveau wurde auf $p=0,05$ festgesetzt.

2.) H₀₂: Das Bruchverhalten der Klebung hat keinen Einfluss auf die Haftstärke einer Kompositklebung in Hybrid-Abutmentkronen.

Zum Vergleich der zentralen Tendenzen der Abzugskräfte im Zugscherversuch bezogen auf die verschiedenen Bruchbilder wurde ein Mann-Whitney-U-Test durchgeführt und die Effektstärke berechnet. Das Signifikanzniveau wurde auf $p=0,05$ festgesetzt.

3.) H₀₃: Es besteht kein Zusammenhang zwischen den unterschiedlichen Vorbehandlungsmaßnahmen und dem Bruchverhalten der Klebeverbindung.

Zur Überprüfung dieser Nullhypothese wurde ein exakter Test nach Fisher durchgeführt und die Effektstärke berechnet. Das Signifikanzniveau wurde auf $p=0,05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Probenverhalten bei Abzug

Alle Versuche konnten bis zur vollständigen Lösung der Krone von der Klebebasis durchgeführt werden. Es konnte kein Fügeteilbruch festgestellt werden, d.h. alle Fügeteile waren nach Abzug intakt.

Das untenstehende Diagramm (s.Abb.20) zeigt exemplarisch den typischen Kurvenverlauf des Kraft-Weg-Diagramms, der bei allen Proben festgestellt werden konnte.

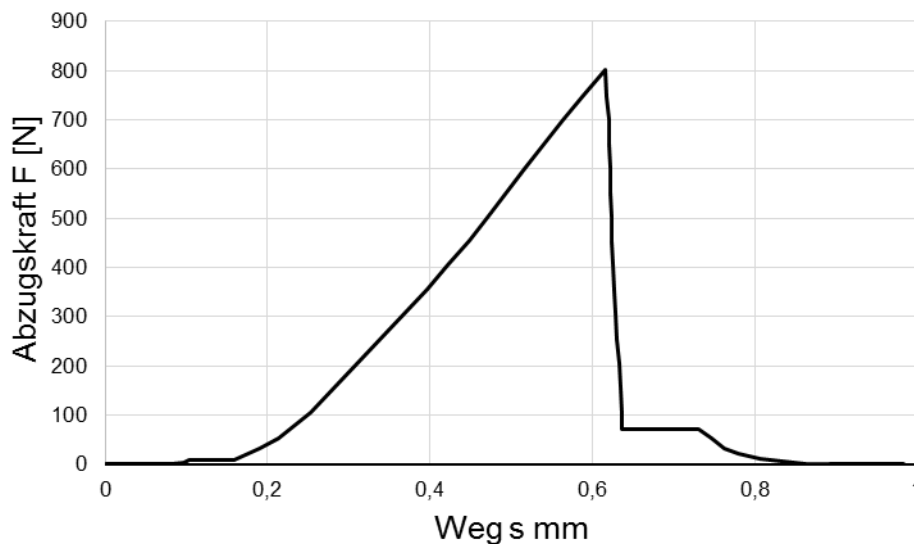


Abbildung 20: Schematische Darstellung eines Kraft-Weg-Diagramms am Beispiel der Probe F8

Zu Beginn erfolgte ein erster Anstieg der Kraft bis zu einem Plateauwert von 10N. Dieser Wert spiegelte die voreingestellte Vorkraft wider. Danach konnte ein (nahezu) linearer Anstieg der Kraft bis zu einem Maximalwert (hier ca. 800N) verzeichnet werden. Auf einen schlagartigen Abfall der Kraft auf einen Wert von ca. 70N folgte eine kontinuierliche Abnahme des Kraftwertes auf 0N. Dies beschrieb die Zeit bis zur vollständigen Lösung der Krone von der Titanbasis.

4.2 Abzugskräfte im Zugscherversuch

Aufgrund empirischer Beobachtungen sowie aktueller Literatur entstand die Annahme, dass die Verwendung von CAP zum einen die Benetzbarkeit von Oberflächen erhöht, zum anderen, dass die Abzugskräfte im Zugscherversuch steigen. Die Ergebnisse zeigen ein gegenteiliges Bild. Um einen Messfehler ausschließen und die Ergebnisse validieren zu können, wurde der Versuch für Gruppe F mit unbenutzten Fügeteilen und neu geöffneter Kompositkartusche und Haftvermittler wiederholt. Diese Gruppe wird im Folgenden als Gruppe F2 bezeichnet.

Die Mittelwerte beider Versuchsgruppen unterschieden sich nicht signifikant (Mann-Whitney-U-Test, $p=0,326$) und deren 95%-Konfidenzintervalle überlappten sich (s. Tabelle 3). Die weiteren statistischen Berechnungen erfolgten dahingehend mit den zuerst erhobenen Werten der Gruppe F1.

Tabelle 3: Werte der Abzugskräfte der Gruppen F1 und F2 (Angaben [N])

Gruppe	n	MW	SD	95%-KI		Min	Max
				untere Grenze	obere Grenze		
F1	10	842,6	61,8	798,41	886,79	704	935
F2	10	878,0	104,7	803,13	952,87	735	1081

Tabelle 4: Werte der Abzugskräfte nach Versuchsgruppen (Angaben [N])

Gruppe	n	Mittelwert	Standardabweichung	Minimalwert	Maximalwert
A	10	135,6	68,0	45	235
B	10	118,3	50,4	26	193
C	10	1070,4	85,8	950	1220
D	10	133,3	24,8	109	177
E	10	367,3	46,9	262	424
F	10	842,6	61,8	704	935
G	10	90,3	27,5	50	122

Die Abzugskräfte reichten von $90,3 \pm 27,5\text{N}$ in der Gruppe G (alleinige CAP Vorbehandlung) bis $1070,4 \pm 85,8\text{N}$ in der Gruppe C (konventionelles Vorbehandlungsprotokoll). Die Daten waren in jeder Untersuchungsgruppe normalverteilt (Shapiro-Wilk-Test, $p > 0,05$). Die Varianzhomogenität war gemäß dem Levene-Test nicht gegeben ($p = 0,018$). Die einfaktorielle Welch-ANOVA konnte einen sehr starken signifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Untersuchungsgruppen ($p < 0,001$) zeigen. Die Effektstärke lag bei $\eta^2 = 0,980$.

Durch den Games-Howell-Test konnte festgestellt werden, welche Gruppen sich speziell signifikant voneinander unterscheiden (s. Tabelle 5).

Tabelle 5: Signifikanzniveaus nach Games-Howell

p-Wert	A	B	C	D	E	F	G
A	-	0,994	<0,001	1,000	<0,001	<0,001	0,486
B	0,994	-	<0,001	0,975	<0,001	<0,001	0,717
C	<0,001	<0,001	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
D	1,000	0,975	<0,001	-	<0,001	<0,001	0,024
E	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	-	<0,001	<0,001
F	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	-	<0,001
G	0,486	0,717	<0,001	0,024	<0,001	<0,001	-

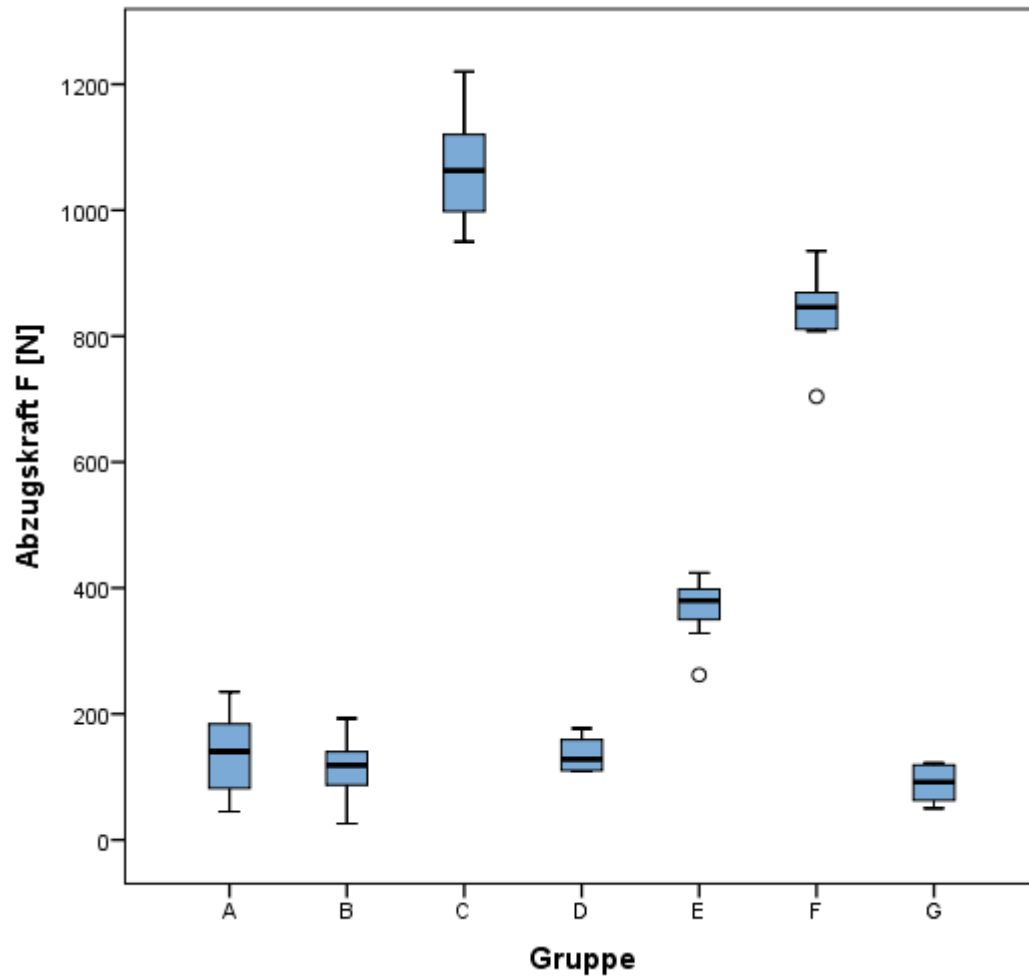


Abbildung 21: Grafische Darstellung der Abzugskräfte bezogen auf die jeweilige Gruppe

4.3 Bruchbilder

4.3.1 Verteilung der Bruchbilder

Die Bruchbilder variierten je nach Versuchsgruppe. In allen betrachteten Proben kam es allerdings weder zu einem reinen Kohäsionsbruch, noch zu einem vollständigen Adhäsionsbruch am Titan (Kleberrückstände an der Zirkoniumdioxid-Krone). In Abbildung 22 ist der Anteil an aufgetretenen Bruchbildern gegen die jeweilige Gruppe aufgetragen. Der exakte Test nach Fisher ergab einen sehr starken signifikanten Zusammenhang ($p < 0,001$) zwischen dem Vorbehandlungsprotokoll und dem Bruchverhalten der Proben. Die Effektstärke lag hier bei $\Phi_c = 0,873$ (Cramer's V).

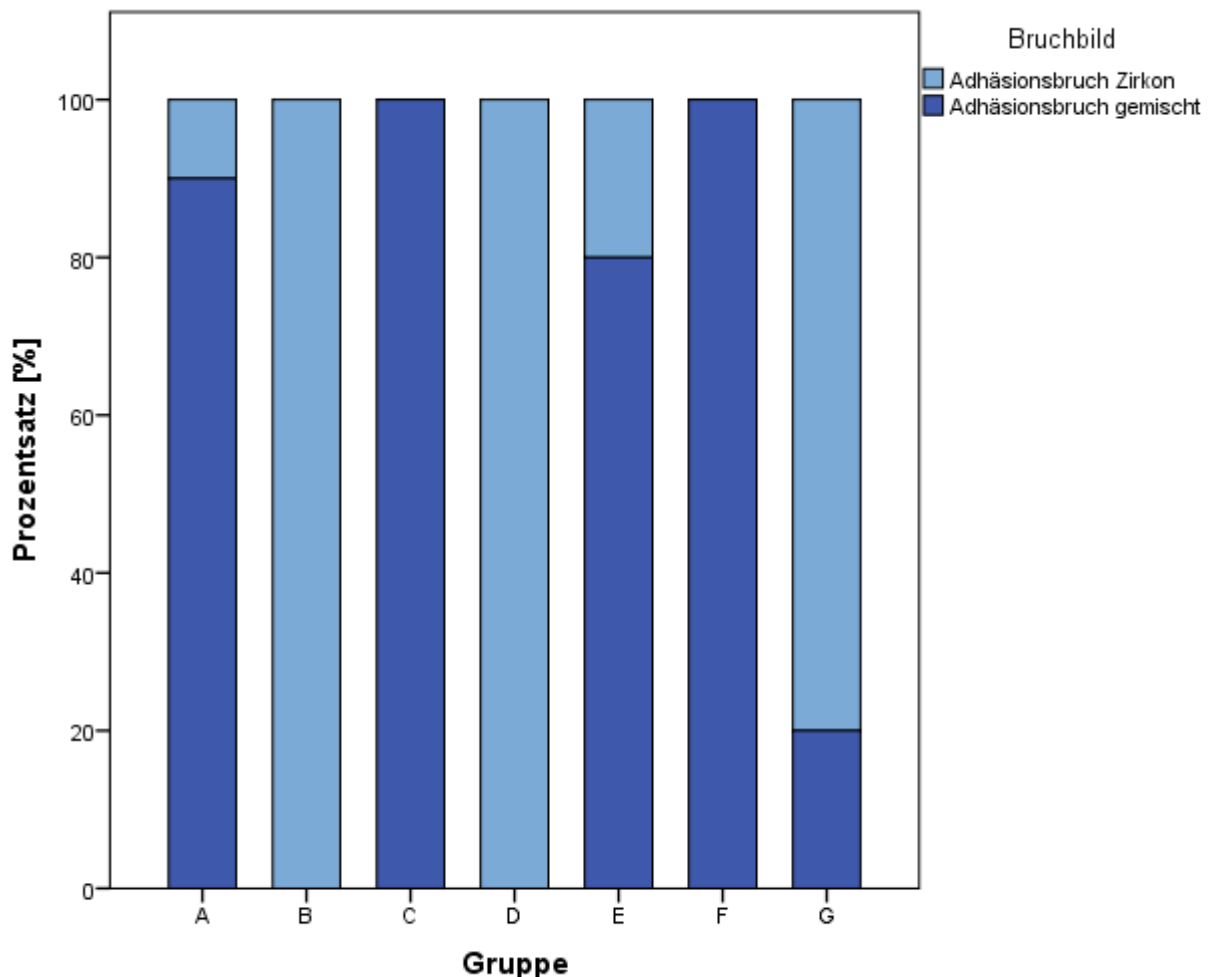


Abbildung 22: Grafische Darstellung der Bruchbildverteilung in % der Proben bezogen auf die jeweilige Gruppe (100% entsprechen 10 Proben)

Weiterhin sollte getestet werden, ob die Abzugskräfte vom Bruchverhalten der Proben abhängig waren. Der Shapiro-Wilk-Test ergab eine Verteilungsfreiheit der Werte ($p < 0,05$), d.h. es lag keine Normalverteilung vor. Daher wurde ein Mann-Whitney-U-Test (nur zwei beobachtete Bruchbilder) durchgeführt. Dieser ergab einen statistisch sehr stark signifikanten Unterschied zwischen den Bruchbildern in Bezug auf den Mittelwert der Abzugskräfte ($p < 0,001$). Die Effektstärke lag bei $d = 1,26$ (Cohen's d).

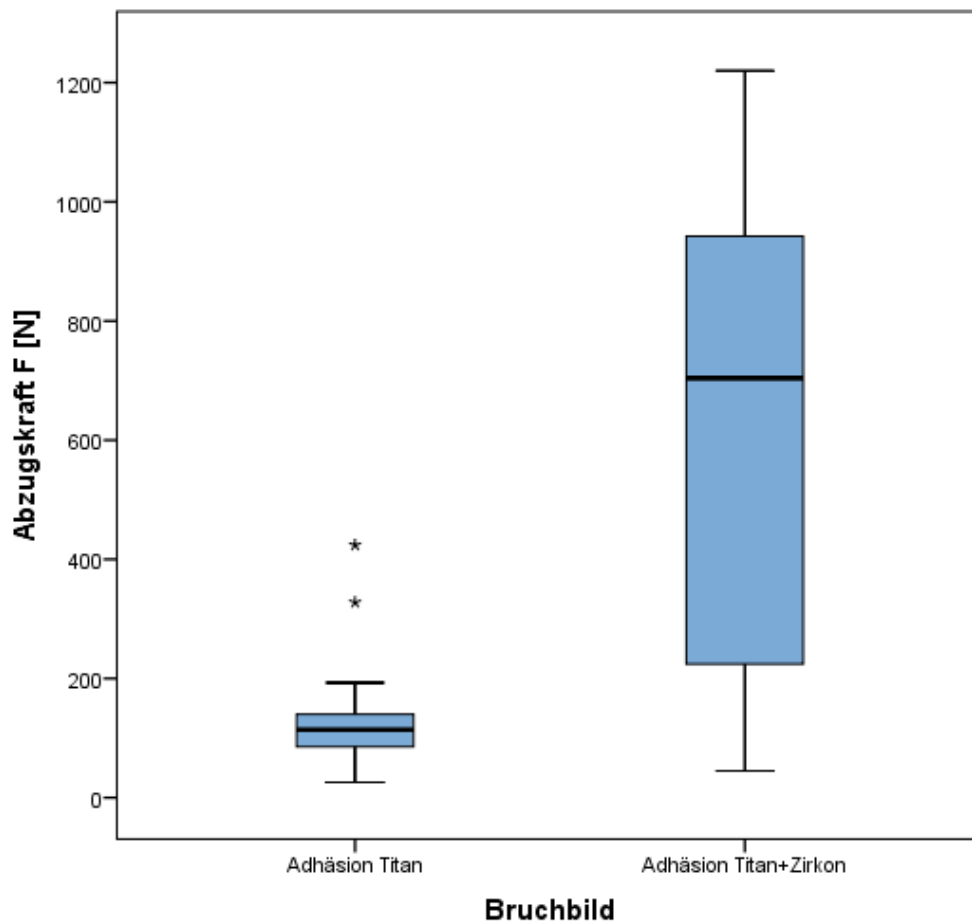


Abbildung 23: Grafische Darstellung der Abzugskräfte bezogen auf das beobachtete Bruchbild

4.3.2 Gruppe A

In Gruppe A konnten bei 9 von 10 Proben Adhäsionsbrüche mit Kleberresten an beiden Fügeteilen festgestellt werden. An lediglich einer Probe verblieb der Kleber komplett an der Titanklebebasis. Abbildung 24 zeigt deutlich die Ablösung von der Zirkonkrone im unteren Drittel und den kongruenten, ringförmigen Kleberrest an der Titanbasis (rote Pfeile). Im mittleren und oberen Drittel verblieb der Kleber an der Krone.

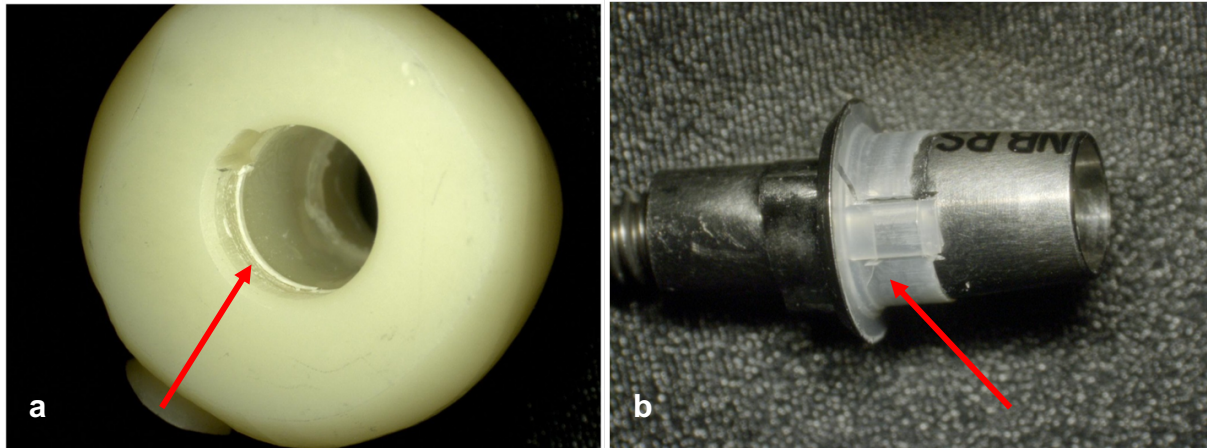


Abbildung 24: Kleberrückstände der Probe A3 **a** Krone; **b** Titanbasis

4.3.3 Gruppe B

In Gruppe B verblieb bei allen Proben der Kleber komplett am Titan. In Abbildung 25 sind der gleichmäßige Klebefilm auf der Titanklebebasis (Abb.25b) und die blande Oberfläche der Krone (Abb.25a) erkennbar.

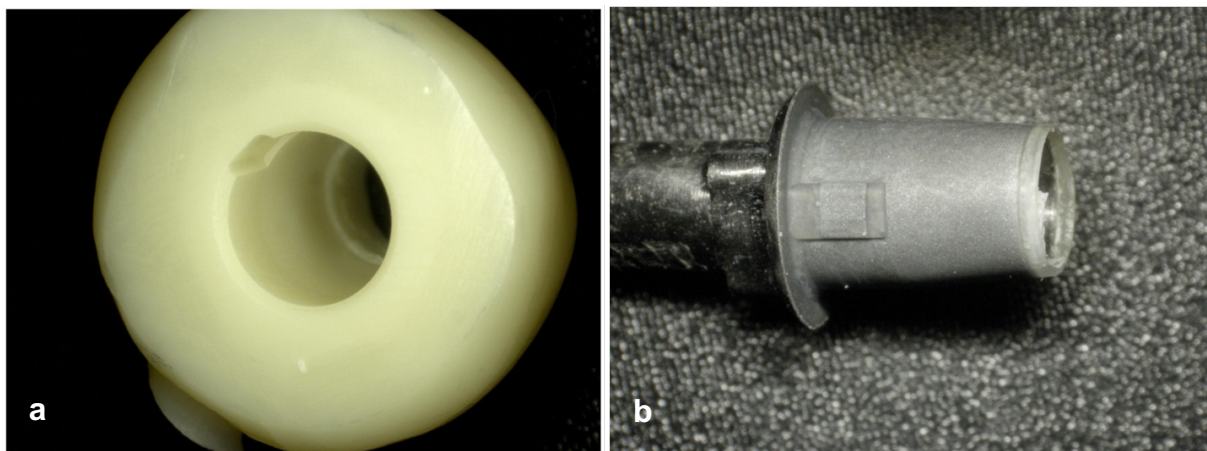


Abbildung 25: Kleberrückstände der Probe B6 **a** Krone; **b** Titanbasis

4.3.4 Gruppe C

In Gruppe C kam es ohne Ausnahme zu kombinierten Adhäsionsbrüchen mit Kleberresten an beiden Füge­teilen. Die untenstehende Abbildung 26 zeigt die inhomogene Verteilung der Kleberreste auf den Füge­teiloberflächen. Die Kleberreste passen wie Puzzlestücke ineinander (rote Pfeile).

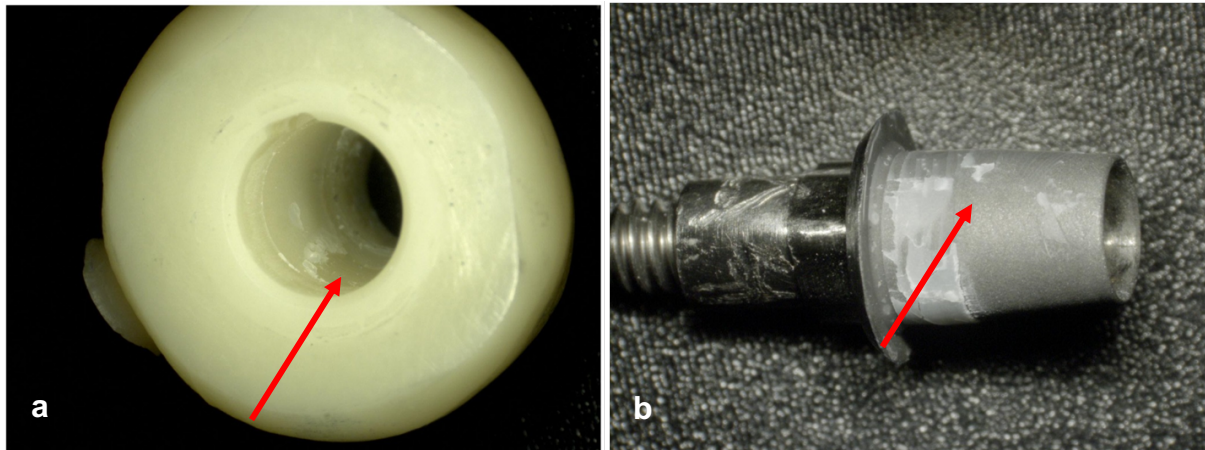


Abbildung 26: Kleberrückstände der Probe C4 **a** Krone; **b** Titanbasis

4.3.5 Gruppe D

In Gruppe D versagte die Klebung in allen Proben an der Zirkon-Fläche. An jeder Probe verblieb der Kleber vollständig an der Titanklebebasis. Auch hier sind der homogene Klebefilm auf der Titanklebebasis und die blande Innenfläche der Krone erkennbar.

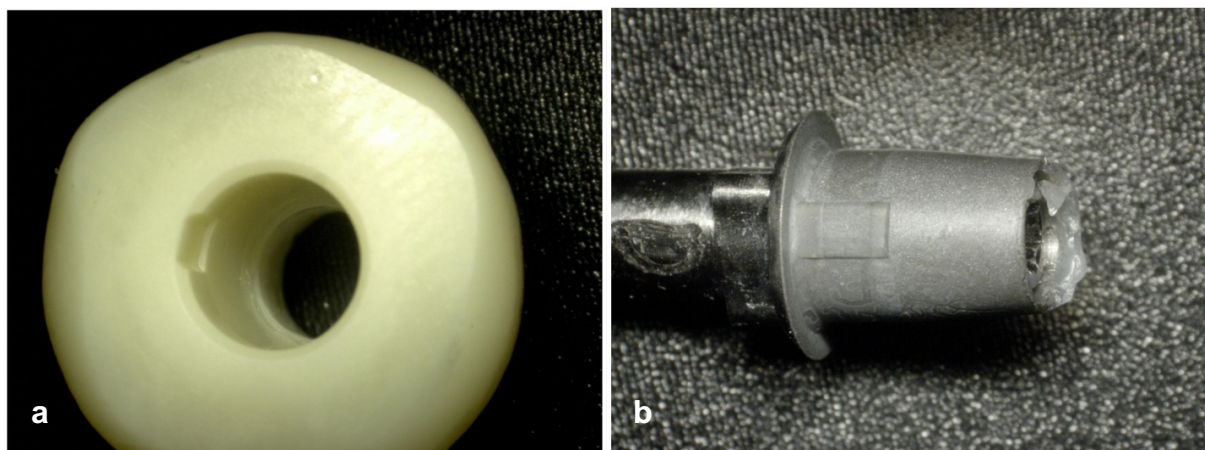


Abbildung 27: Kleberrückstände der Probe D7 **a** Krone; **b** Titanbasis

4.3.6 Gruppe E

Gruppe E zeigte wie die Gruppen A und G variable Bruchbilder. Acht Proben waren durch einen kombinierten Adhäsionsbruch gekennzeichnet. Hier verbleib der Kleber vor allem am unteren Drittel ringförmig an der Titanbasis. Die zwei weiteren Proben versagten an der Zirkonfläche, so dass hier der Kleber vollständig an der Titanklebebasis zu finden war. In Abbildung 28 ist deutlich der Klebefilm an der Titanbasis mit kongruentem Abrissmuster in der Krone zu erkennen (rote Pfeile).

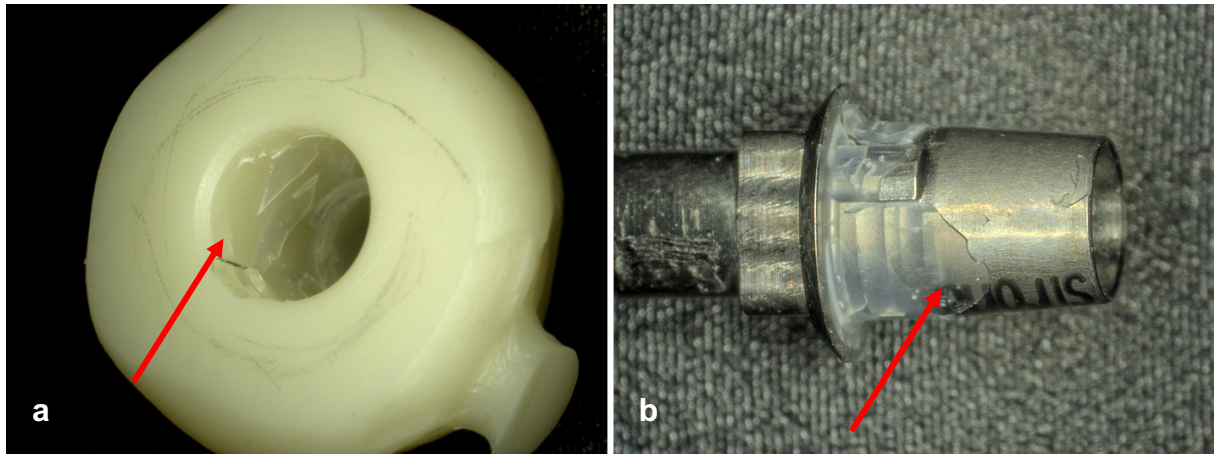


Abbildung 28: Kleberrückstände der Probe E2 **a** Krone; **b** Titanbasis

4.3.7 Gruppe F

Gruppe F zeigte wie Gruppe C bei allen Proben kombinierte Adhäsionsbrüche mit inhomogenem Verteilungsmuster der Kleberreste. In Abbildung 29 ist die fingerförmige Ausziehung des Klebers an der Titanklebebasis nach koronal als deckungsgleiches Lochmuster in der Krone zu erkennen (rote Pfeile).

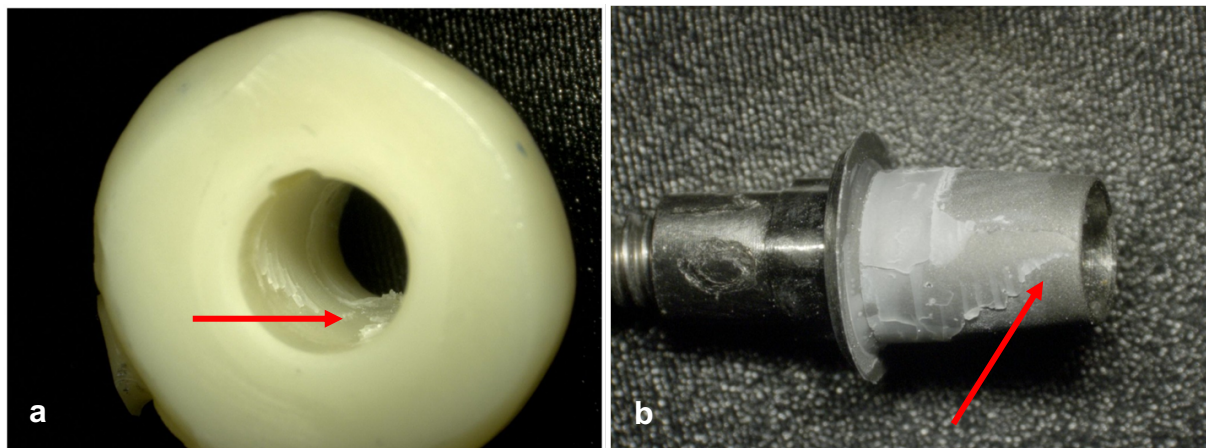


Abbildung 29: Kleberrückstände der Probe F10 **a** Krone; **b** Titanbasis

4.3.8 Gruppe G

In Gruppe G verblieb der Kleber bei acht Proben vollständig an der Titanklebebasis (repräsentative Probe in Abbildung 30). Lediglich zwei Proben zeigten einen Adhäsionsbruch an beiden Füge­teilen.

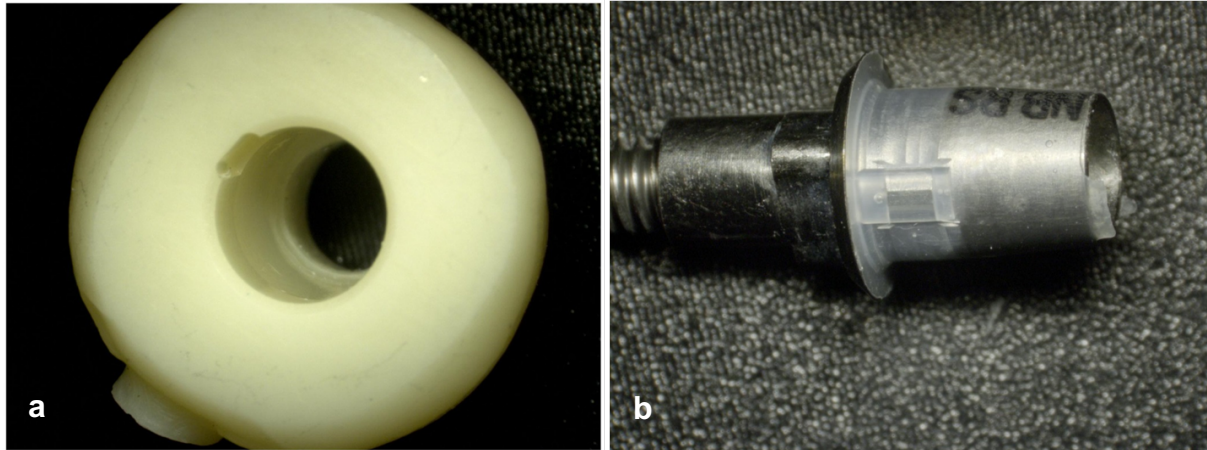


Abbildung 30: Kleberrückstände der Probe G3 **a** Krone; **b** Titanbasis

5 Diskussion

5.1 Methodendiskussion

5.1.1 Probengestaltung

In der vorliegenden Studie wurden insgesamt 70 zweiteilige Hybrid-Abutmentkronen untersucht. Dazu wurden 7 Untergruppen zu je 10 Probekörpern gebildet. In vergleichbaren werkstoffkundlichen Untersuchungen und internationalen Veröffentlichungen zu diesem Thema sind diese Gruppengrößen üblich [11, 20-22, 24, 25, 81, 118, 119].

Jede Probe bestand aus einer konfektionierten Klebebasis und einer dieser Basis angepassten Abutmentkrone. Um eine möglichst realistische Situation wiederzuspiegeln, wurde die Krone weitestgehend anatomisch gestaltet. Andere Untersuchungen verwendeten dagegen gleichmäßig geformte Zylinder [120, 121].

Neben der Form der Krone differiert auch die Gestaltung des Ansatzpunktes für den Abzugsversuch. In der vorliegenden Studie wurde der untere Rand der Krone größtmöglich verbreitert und planiert, um eine ausreichende und gleichmäßige Auflagefläche von 3-4mm im Abzugswerkzeug gewährleisten zu können. In anderen Untersuchungen erfolgte der Kraftansatz für den Abzugsversuch im oberen Bereich durch die Konstruktion einer tellerförmigen Auflagefläche [120, 121], bzw. im mittleren Drittel der Krone durch stegförmige Extensionen nach lateral [81].

5.1.2 Vorbehandlungsmaßnahmen

5.1.2.1 Korundstrahlung

Die einzelnen Fügebauteile wurden vor der Verklebung unterschiedlichen Vorbehandlungsmaßnahmen unterzogen. In den Gruppen B, C, D und F erfolgte eine Korundstrahlung mittels Al_2O_3 unter Berücksichtigung von spezifischen Prozessparametern, wobei vor allem die Korngröße, der Strahldruck und der Abstand eine entscheidende Rolle spielten. Fonseca et al. empfehlen bei alleiniger Korundstrahlung von Titan eine Korngröße von $250\mu\text{m}$. Wird zusätzlich ein Haftvermittler verwendet, scheint auch eine Korngröße von $50\mu\text{m}$ ausreichend für einen stabilen Verbund [122]. Das bestätigen auch Pitta et al. [123]. Die

Herstellerangaben sehen ebenfalls eine Verwendung von 50µm vor. Bei der Korundstrahlung von Zirkoniumdioxid soll eine Korngröße von 50µm nicht überschritten werden, um eine lokale Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase zu verhindern und die Stabilität der Keramik nicht zu beeinträchtigen [76]. Das empfehlen auch Kwon et al. und fordern zudem einen möglichst geringen Strahldruck [124]. Hansen et al. untersuchten, wie sich die Reduzierung des Strahldruckes auf die Stabilität einer Verklebung auswirken kann. Bei Zirkoniumdioxid reicht demnach bereits ein Druck von 1,0 bar aus, um eine stabile Verbindung gewährleisten zu können [125]. Die Ergebnisse einer weiteren Untersuchung ergaben, dass ein Druck von 2,0bar bei Zirkon nicht überschritten werden sollte [126].

Studien zur Korundstrahlung an Titanflächen zeigten, dass jene, die mit einem Strahldruck von 4,0bar bearbeitet wurden, den stärksten Verbund zu Befestigungskompositen hervorbrachten [127]. Auch andere Untersuchungen verwendeten an Titan einen Druck von 4,0bar [128]. Die Hersteller der Titanklebebasis empfehlen jedoch einen deutlich verminderten Strahldruck und gehen davon aus, dass auch hier 1,0 bar ausreichend ist.

Beim Abstrahlen der Titanklebebasis konnte ein gleichmäßiger Abstand von 10mm sichergestellt werden, wobei geringfügige Differenzen durch manuelle Unsicherheit nicht ausgeschlossen werden können. An der Innenfläche der Zirkoniumdioxid-Krone erwies sich eine gleichmäßige Bearbeitung der Oberfläche jedoch schwierig. Aufgrund der Probengeometrie war eine senkrecht zur Oberfläche ausgerichtete Bearbeitung unter Einhaltung eines konstanten Abstandes unmöglich. Durch den zuvor auf die Zirkoniumdioxid- sowie auf die Titanflächen aufgetragenen Permanentmarker konnte jedoch nach visueller Kontrolle von einer gleichmäßigen Bearbeitung ausgegangen werden. Nach der Korundstrahlung wurden die Proben mit einem Dampfstrahlgerät gereinigt. Wang et al. zeigten, dass dies vereinzelt Korundkörner entfernen und damit den Haftverbund zwischen Titan und Keramik signifikant verbessern konnte [129].

5.1.2.2 Haftvermittler

In den Gruppen C, E und F erfolgte eine Haftvermittler-Applikation auf beide Füge­teile. In der vorliegenden Studie wurde der Haftvermittler Clearfil Ceramic Primer Plus auf 10-MDP-Basis eingesetzt. In der Literatur wird sowohl für Titan, als auch für Zirkoniumdioxid die Verwendung von MDP-haltigen Haftvermittlern empfohlen. So konnten Taira et al. [130] und Tsuchimoto et al. [131] eine Steigerung der Haftstärke von Kompositklebern an Titan feststellen. Yang et al. [84], Gutierrez et al. [16] und Chen et al. [85] bestätigten dies auch für Zirkoniumdioxid. Inokoshi et al. testeten vier MDP-haltige Primer auf deren Einfluss auf die Verbundfestigkeit zwischen Befestigungskomposit und Zirkon. Clearfil Ceramic Primer Plus zeigte auch nach einem mechanischen Alterungsprozess die besten Werte [132].

5.1.2.3 Plasmaanwendung

Die Füge­teile der Gruppen D, E, F und G wurden mit CAP behandelt. Das dazu verwendete Plasmagerät „piezobrush® PZ2“ wurde mit einer Eingangsleistung von 8,3W betrieben. Aufgrund mehrerer Zwischenentladungen des Plasmas innerhalb des Gerätes, liegt die Endleistung (lt. Hersteller) bei Bearbeitung des Substrates mit der Nearfield-Düse bei 2,8W und bei der Nadeldüse bei circa 4,0W, was innerhalb des in der Literatur üblichen Bereiches liegt [113].

Die Bearbeitung der Zirkoniumdioxid-Krone erfolgte statisch mithilfe einer speziellen Nadeldüse, die eine gezielte Einbringung von Plasma auf die Innenfläche der Krone gewährleistete. Das Plasma wurde über die gesamte Länge der Nadel generiert, sodass bei zentraler Position der Düse von einer gleichmäßigen Bearbeitung in alle Richtungen ausgegangen werden konnte. Allerdings konnte der vom Hersteller empfohlene Arbeitsabstand von 2-5mm aufgrund der Probengeometrie (Innendurchmesser der Krone: $d=3\text{mm}$) nicht eingehalten werden [116]. Es handelte sich dabei jedoch nur um eine geringe Unterschreitung des Abstandes und Korzec et al. sagten auch bei einem Abstand von 1,5mm noch eine ausreichende Größe des aktivierten Bereiches vorher [113]. Weiterhin scheint eine Fläche nach Korzec et al. nach einer Bearbeitungsdauer von 10 Sekunden gesättigt zu sein und der aktivierte Bereich vergrößert sich nicht mehr [113]. Um manuelle Unsicherheiten bei der Verwendung des Plasmagerätes zu kompensieren, wurde jede Krone insgesamt 15 Sekunden lang mit Plasma behandelt. Es konnte jedoch davon ausgegangen

werden, dass trotz dieser zeitlichen Erhöhung die Oberfläche nicht thermisch beschädigt wurde. Dies gilt erst in Kombination mit deutlich höheren Leistungsaufnahmewerten als wahrscheinlich.

Bei der Behandlung der Titanklebebasen wurde ein Nearfield-Düsenaufsatz für leitende Materialien verwendet. Dieses Modul generiert Plasma erst ab einem Abstand von 0,5-2mm zum Substrat. Ein zu großer Arbeitsabstand, der eine unzureichende Bearbeitung der Oberfläche bedeuten würde, konnte dementsprechend automatisch vermieden werden. Korzec et al. zeigten nämlich, dass die Größe der aktivierten Fläche, und damit die Suffizienz der Behandlung, abhängig vom Abstand der Plasmadüse zum Substrat ist. Ab einer Überschreitung von 3,5mm Abstand sank die Größe der aktivierten Fläche signifikant [113].

Da die Fläche der Titanklebebasis gekrümmt ist, muss eine dynamische Plasmabearbeitung erfolgen. Das bedeutet, dass das Plasmagerät um das Objekt geführt oder das Objekt gedreht werden muss [113]. Wichtig hierbei sind die Geschwindigkeit und die Gleichmäßigkeit der Bewegung. Der Hersteller empfiehlt eine Geschwindigkeit von 1-2cm/s, was händisch umgesetzt wurde [116]. Um manuelle Unsicherheiten auszugleichen, wurde die Titanklebebasis insgesamt 30 Sekunden behandelt. Von einer gleichmäßigen Aktivierung der Fläche war auszugehen.

5.1.3 Klebung

Nach der Oberflächenvorbehandlung erfolgte die Verklebung der Füge­teile. Dazu wurde das dualhärtende Befestigungskomposit Panavia V5 verwendet, der seit vielen Jahren für indirekte Restaurationen eingesetzt wird. Studien zeigten, dass Befestigungskomposite, die MDP enthalten, bessere Verbundstärken hervorbrachten [133, 134]. Meng et al. beispielsweise untersuchten die Verbundstärke zwischen 60 Zirkonscheiben und zwei unterschiedlichen Befestigungskompositen, wobei ein Komposit 10-MDP enthielt (Panavia F 2.0) und der andere nicht. Zusätzlich wurden 20 Scheiben mit 10-MDP-haltigem Haftvermittler (Clearfil Ceramic Primer) behandelt. Die Gruppe, die mit dem Haftvermittler und Panavia verklebt wurde, zeigte statistisch signifikant höhere Verbundstärken [135].

Die Verarbeitung des Klebers erfolgte streng nach Herstellerangaben, wobei individuelle Schwankungen der Umgebungstemperatur nicht ausgeschlossen werden konnten. Nach der Überschussentfernung des auspolymerisierten Komposits wurde auf die Klebefuge ein Glyceringel aufgetragen, um die Entstehung einer Sauerstoffinhibitionsschicht zu vermeiden und die vollständige Aushärtung des Komposits am Klebespalt sicherzustellen [136].

Um zu gewährleisten, dass die Fügeteile stets dieselbe Position einnahmen und bei allen Klebungen unter axialer Belastung derselbe Anpressdruck herrschte, wurde eine individualisierte Abutment-Klebehilfe verwendet. Die Proben verblieben in dieser mindestens 10 Minuten bis von einer vollständigen Aushärtung ausgegangen werden konnte. Dieses Verfahren fand auch schon in anderen Untersuchungen Anwendung [137, 138].

Nach vollständiger Aushärtung des Komposits empfiehlt der Hersteller eine Politur der Klebefuge. Dies spielt jedoch nur bei der klinischen Anwendung eine Rolle, um die Anlagerung von Mikroorganismen und Entzündungen des marginalen Parodonts zu verhindern. Wiedenmann et al. zeigten, dass die Politur und Reinigung der Klebefuge keinen Einfluss auf die Haftstärke der Klebung hat [19].

5.1.4 Thermozyklischer Prozess

Die Temperaturwechselbelastung ist ein gängiges Verfahren zur künstlichen Alterung von adhäsiven Verbindungen bei In-vitro Versuchen. Sie induziert, aufgrund verschiedener Wärmeausdehnungskoeffizienten der Fügeteilmaterialien, Spannungen in der Klebeverbindung und simuliert somit die Alterung der Proben [139]. In der Literatur besteht bisher kein gemeinsamer Konsens über die eingestellten Prozessparameter (Zyklenanzahl, Verweildauer in den Bädern, Transfer- und Abtropfzeit) [140]. Die Parameter wurden in der vorliegenden Untersuchung daher so gewählt, dass möglichst viele Studien zum Vergleich herangezogen werden konnten [11, 22, 24, 141]. Alle Proben wurden 5000 thermischen Zyklen zu je 30 Sekunden Verweildauer im jeweiligen temperierten und destillierten Wasserbad und insgesamt 20 Sekunden außerhalb der Bäder (Transfer- und Abtropfzeit) unterzogen. Die Temperatur der Wasserbäder (5,0°C und 55,0°C) wurde so eingestellt, dass die in der Mundhöhle üblichen Temperaturschwankungen abgedeckt werden konnten [142,

143]. Es ist nicht bekannt, wie oft eine zahnärztliche Restauration während ihrer gesamten Lebensdauer diesen Temperaturschwankungen ausgesetzt ist. Dementsprechend variiert auch die Anzahl der Zyklen in verschiedenen Studien zwischen 2000 und 10000. Die Verweildauer in den Wasserbädern sollte sich in erster Linie nach der Größe der Proben richten. Eliasson et al. zeigten, dass bei kleinen Probegeometrien von 10x10x5mm 40 Sekunden ausreichend sind, um im Kern der Probe die Umgebungstemperatur anzunehmen [144]. Da die betrachteten Proben insgesamt deutlich kleinere Maße aufwiesen und das Wasser durch den Schraubkanal fließen konnte, wurde eine Verweildauer von 30 Sekunden pro Bad und Zyklus sowie eine möglichst kurze Transferdauer zwischen den Bädern gewählt.

5.1.5 Zugscherversuch

Die Durchführung von Zugscherversuchen dient der quantitativen Beurteilung von Klebeverbindungen und ist in Studien der zahnärztlichen Werkstoffkunde zu diesem Zweck üblich. Sie zählen zu den quasistatischen Festigkeitsprüfungen, wobei die Kraft stoßfrei und stetig zunehmend einwirkt [145]. Über die Registrierung der maximalen Abzugskräfte bis zum Lösen des Verbundes kann die Verbundfestigkeit ermittelt werden [50]. Die hier dargestellte Versuchsreihe wurde mit einer Universaltestmaschine mit einem Prüfbereich bis 2000N unter reproduzierbaren Bedingungen durchgeführt. Um eine Standardisierung zu erreichen, wurde eigens ein Abzugswerkzeug gefertigt. Die zentrale Aussparung in der Platte zur Aufnahme der Zirkonkrone entsprach im Durchmesser der Titanklebebasis bzw. des Implantatkörpers. Weiterhin wurde durch eine Kugelverbindung im Korpus des Abzugswerkzeuges die Zugrichtung ausgelotet. Studien zeigten, dass eine Neigung des Prüfkörpers, und damit eine Neigung des Körpers zur einwirkenden Kraftachse, das Abzugsverhalten beeinflussen kann [146]. Zur Befestigung der Proben am unteren Teil der Maschine wurde ein Keilspannprobenhalter verwendet. In diesem war ein Laboranalog fixiert, auf das die einzelnen Proben geschraubt wurden. Die Befestigung erfolgte jeweils mit einem Drehmoment von 25Ncm. Diese Maßnahmen gewährleisteten eine reproduzierbare Position aller Proben im oberen und unteren Teil der Maschine.

Die Abzugsversuche wurden mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1mm/min durchgeführt. Sood et al. untersuchten den Einfluss verschiedener Vorschubgeschwindigkeiten auf die ermittelten Kräfte im Abzugsversuch. Sie konnten feststellen, dass sich die Kraftwerte statistisch nicht signifikant voneinander unterscheiden [147]. Lediglich die Dauer bis zur Lösung des Verbundes variierte. Die gewählte Geschwindigkeit wird auch in vergleichbaren Studien verwendet und scheint gut geeignet, um ein eindeutiges Kraft-Weg-Diagramm aufzeichnen und das Probenverhalten genau beobachten zu können [11, 22, 24, 25, 120].

5.1.6 Bruchbildbeurteilung

Im Anschluss an die Abzugsversuche wurde eine fraktographische Analyse durchgeführt. Die Bruchbildbeurteilung ist eine obligate Methode zur qualitativen Bewertung von industriellen Klebeverbindungen. Die Bezeichnung von Bruchbildern ist daher in der DIN ISO 10365 festgeschrieben [148]. Durch die Analyse können Rückschlüsse auf die Ursache für Veränderungen von Haftverbundswerten gezogen werden [149]. Bei kleinen Fügeteilen werden diese nach Lösung der Klebung üblicherweise mit einem Lichtmikroskop begutachtet und die Lokalisation der Kleberrückstände beurteilt. Dabei sind 10- bis 40-fache Vergrößerungen üblich [11, 24, 25, 117]. Die Lokalisation der Kleberreste an den Proben der vorliegenden Untersuchung war mit dem Lichtmikroskop bei 30-facher Vergrößerung eindeutig zu identifizieren.

5.2 Ergebnisdiskussion

Innerhalb der Versuche zeigte sich, dass sich die Abzugskräfte zwischen den Gruppen bzw. den verschiedenen Vorbehandlungsmaßnahmen statistisch signifikant unterschieden ($p < 0,001$).

Die Kontrollgruppe (Gruppe A: keine Vorbehandlung) zeigte im Vergleich zu Gruppe B keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p = 0,994$) (Gruppe A: $135,6 \pm 68,0N$ vs. Gruppe B: $118,3 \pm 50,4N$). Fonseca et al. empfehlen bei alleiniger Korundstrahlung eine möglichst große Korngröße bis $250\mu m$, da kleine Korngrößen keine suffizienten Verbundstärken garantieren [122]. Diese Erkenntnisse decken sich dahingehend mit denen aus der vorliegenden Studie (Verwendung $50\mu m$). Vergleicht man die Bruchbilder der Gruppen A und B, so fällt auf, dass bei alleiniger Korundstrahlung hauptsächlich Adhäsionsbrüche an der Zirkonkrone auftraten, während ohne Vorbehandlung in 90% der Fälle ein gemischter adhäsiver Frakturverlauf festzustellen war. In diesem Vergleich scheint die Korundstrahlung am ehesten einen negativen Einfluss auf die Haftung an der Zirkonkrone zu haben, womit sich eventuell die eher geringeren Haftwerte erklären lassen könnten. Zumindest wurde durch die Korundstrahlung am Zirkon der Verbund hier nicht verbessert. Auch bei zusätzlicher Verwendung von CAP (Gruppe D) änderte sich an diesem Ergebnis nichts. Auch hier löste sich die Verbindung in allen 10 Proben an der Zirkonkrone. Zudem ergab sich in Gruppe D im Vergleich zu der Kontrollgruppe und ebenso im Vergleich zur alleinigen Korundstrahlung keine signifikante Veränderung der Abzugskräfte.

Die höchsten Werte erreichte Gruppe C (konventionelles Protokoll: Korundstrahlung + Haftvermittler) mit durchschnittlich $1070,4N$. Sie unterschied sich damit signifikant von allen anderen Gruppen ($p < 0,001$). Die Vorbehandlung von Zirkoniumdioxid mittels Korundstrahlung und anschließender Haftvermittlerapplikation hat sich in vielen Studien bewährt [84, 150, 151]. Auch an Titan überzeugte diese Vorgehensweise (Korundstrahlung + Metallprimer) im Vergleich zu fehlender Vorbehandlung oder alleiniger Korundstrahlung [152]. Andere Studien stellten fest, dass der Verbund zu Befestigungskompositen besonders hoch war, wenn die Titanoberfläche silikatisiert und silanisiert wurde [122, 153, 154].

Den zweithöchsten Wert erreichte Gruppe F (konventionelles Protokoll + CAP vor dem Haftvermittler), in der sich die Vorbehandlung von Gruppe C nur durch die Anwendung von CAP vor der Applikation des Haftvermittlers unterschied. In dieser Gruppe sind die Werte mit 842,6N im Mittel noch immer hoch, aber signifikant niedriger als im gleichen Protokoll ohne CAP.

Es existieren nur sehr wenige Studien, in denen der Haftverbund in Hybrid-Abutments getestet und dabei beide Füge­teile gleichermaßen vorbehandelt wurden, weshalb ein Vergleich der erhobenen Ergebnisse schwerfällt.

Von Maltzahn et al. konnten für die konventionelle Vorbehandlung beider Füge­teile ebenfalls die höchsten Haftwerte registrieren [121]. Jedoch waren diese hier um einiges geringer ($598,6 \pm 173,7\text{N}$). Dies lässt sich eventuell durch unterschiedliche Apparaturen, Generationen des Befestigungskomposit (Panavia V5 vs. Panavia F2.0) und Korngrößen des Korundstrahlmittels ($50\mu\text{m}$ vs. $110\mu\text{m}$) erklären. Wie bereits erwähnt, zeigten Studien nämlich, dass eine Korundstrahlung mit einer Korngröße von $50\mu\text{m}$ die besten Haftwerte hervorbrachte [122, 123]. Derzeit liegen konkrete Untersuchungen zum Vergleich beider Kompositgenerationen nur bei Anwendung an Dentin vor. Dort konnte jedoch die Überlegenheit von Panavia V5 gegenüber dem Vorgänger Panavia F 2.0 registriert werden [155, 156].

In der vorliegenden Untersuchung konnte festgestellt werden, dass bei allen Proben, in denen zusätzlich ein Haftvermittler verwendet wurde, die Werte signifikant höher ($p < 0,001$) waren als in der jeweiligen Gruppe ohne Haftvermittler (Gruppe B: $118,3 \pm 50,4\text{N}$ vgl. Gruppe C: $1070,4 \pm 85,8\text{N}$; Gruppe G: $90,3 \pm 27,5\text{N}$ vgl. Gruppe E: $367,3 \pm 46,9\text{N}$; Gruppe D: $133,3 \pm 24,8\text{N}$ vgl. Gruppe F: $842,6 \pm 61,8\text{N}$). Es ist allgemein bekannt, dass die Verwendung von Haftvermittlern an Zirkon einen hohen Einfluss auf dessen Verbundstärke zu Befestigungskompositen besitzt, insbesondere wenn das Phosphatmonomer 10-MDP enthalten ist. In der Literatur werden Haftvermittler, die das amphiphile Phosphatmonomer 10-MDP enthalten, als Goldstandard für die Vorbehandlung von Zirkoniumdioxid diskutiert [157]. So zeigten Chen et al. und Gutierrez et al., dass die Verwendung von Haftvermittlern, die 10-MDP enthalten, die Haftwerte positiv beeinflusst [16, 85]. Das in dieser Studie verwendete

Befestigungssystem Panavia V5 weist einen vergleichsweise hohen Anteil 10-MDP auf, da dieses sowohl im Haftvermittler als auch im Komposit selbst enthalten ist.

Der Haftvermittler hatte zudem Auswirkungen auf das Frakturverhalten der Proben. In den Gruppen B, D und G waren überwiegend Adhäsionsbrüche an der Krone zu verzeichnen, die Haftung am Zirkon war also offensichtlich schwächer als am Titan. Wurde nun ein Haftvermittler appliziert, drehte sich das Bild und es traten in den Gruppen C, E und F fast ausschließlich gemischte Adhäsionsbrüche auf. Der Verbund zum Zirkon scheint demnach verbessert. In diesen drei Gruppen wurden mit 1070,4N (Gruppe C), 367,3N (Gruppe E) und 842,6N (Gruppe F) die höchsten Abzugswerte ermittelt. Auch in Gruppe C, bei der die höchsten Werte für die Abzugskraft gemessen wurden, traten ausschließlichen gemischte adhäsive Frakturmuster auf. Statistische Berechnungen ergaben einen signifikanten Zusammenhang zwischen der Vorbehandlungsmethode und dem beobachteten Bruchbild ($p < 0,001$) sowie signifikante Unterschiede der mittleren Abzugskräfte bezogen auf die Lokalisation der Kleberrückstände ($p < 0,001$). Bei Adhäsion der Kleberreste am Titan lagen die Werte bei durchschnittlich $128,3\text{N} \pm 78,4\text{N}$ während sie bei gemischtem Frakturverlauf $605,1\text{N} \pm 387,7\text{N}$ betragen. Da bei keiner Probe der Kleber vollständig an der Zirkonkrone verblieb, bleibt weiterhin fraglich, ob dies eine weitere Steigerung der Haftwerte bedeuten würde.

Die logische Konsequenz daraus ist zum einen, dass die Haftstärke der Kompositklebung vom Verbund des Klebers zur Keramikfläche bestimmt wird und zum anderen, dass diese maßgeblich von der Oberflächenvorbehandlung der Keramik abhängig ist. In Gruppe A, in der keinerlei Vorbehandlung stattfand, blieben jedoch bei neun von zehn Proben das Befestigungskomposit zu zwei Drittel an der nicht konditionierten Keramik kleben und zur Lösung des Verbundes wurden im Mittel lediglich 135,6N Abzugskraft benötigt. Dies ließe sich am ehesten damit erklären, dass die benötigte Abzugskraft am nicht vorbehandelten Titan noch niedriger sein muss als an der nicht vorbehandelten Keramik.

Die Vorbehandlung von Zirkoniumdioxid ist bekannterweise aufgrund werkstofflicher Eigenschaften kompromissbehaftet. Um die Keramikoberfläche zu schonen und unvorhergesehene Komplikationen zu vermeiden, scheint die Suche nach alternativen Methoden begründet. Die hohen Werte der konventionellen Methode

stellen jedoch einige Ansprüche an die neue Methode. Diese sollte zumindest gleichwertig sein. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde der Einfluss von kaltaktivem Atmosphärendruckplasma als Vorbehandlungsmaßnahme auf die Haftstärke einer Kompositklebung in zweiteiligen Hybrid-Abutmentkronen geklärt. Dabei galt es zu untersuchen, ob CAP die Wirkung der Korundstrahlung oder die Wirkung des Haftvermittlers oder die Wirkung beider konventionellen Methoden ergänzen oder gar ersetzen kann.

Innerhalb einer anderen eigenen Studie wurden 10 Zirkoniumdioxid-Kronen und 10 Titanbasen vor deren Verklebung vorbehandelt (zehn mittels Korundstrahlung und Haftvermittler (Gruppe 1) und zehn zusätzlich mit CAP (Gruppe 2), entsprechend den Protokollen der Gruppe C und F der vorliegenden Studie) und mit dem selbsthärtenden Kompositbefestigungssystem Bifix Hybrid Abutment und dem Haftvermittler Ceramic Bond (beides VOCO GmbH, Cuxhaven) verklebt [158]. Die Proben wurden nach thermischer Wechselbelastung einem Zugscherversuch unterzogen. Beim Vergleich beider Gruppen fiel auf, dass die Proben, die zusätzlich mit CAP behandelt wurden eine Steigerung der Abzugskräfte um circa 25% erfuhren (Gruppe 1: $601,6 \pm 86,3\text{N}$; Gruppe 2: $755,0 \pm 37,2\text{N}$). Bei Betrachtung der Bruchbilder fiel eine Änderung des Frakturverhaltens von ausschließlich adhäsiven Frakturen zwischen der Krone und dem Kleber, d.h. der Kleber verblieb vollständig an der Titanklebebasis, in Gruppe 1 zu gemischten adhäsiven Frakturen in Gruppe 2 auf [158].

Entgegen dieser positiven Ergebnisse war in der vorliegenden Studie eine Beeinträchtigung der Kräfte bei Verwendung von CAP zu beobachten.

Vergleicht man Gruppe C mit Gruppe F, so fällt auf, dass durch zusätzliche Anwendung von CAP vor der Haftvermittler-Applikation, die Werte der Abzugskräfte signifikant sanken (Gruppe C: $1070,4 \pm 85,8\text{N}$ vgl. Gruppe F: $842,6 \pm 61,8\text{N}$, $p < 0,001$). Auch Gruppe G ($90,3 \pm 27,5\text{N}$), bei der CAP alleine angewandt wurde, zeigte im Vergleich zur Gruppe A ($135,6 \pm 68,0\text{N}$) eine Verschlechterung der Werte, die jedoch nicht signifikant war ($p = 0,486$). Die zusätzliche Bearbeitung mit Plasma nach Korundstrahlung (Gruppe D: $133,3 \pm 24,8\text{N}$) hatte keinen positiven Einfluss auf die Haftstärke, die durch alleinige Korundstrahlung hervorgerufen wurde (vgl. Gruppe B: $118,3 \pm 50,4\text{N}$; $p = 0,975$). In Gruppe E konnte eine signifikante Steigerung der

Werte im Vergleich zu den Gruppen A, B, D und G verzeichnet werden ($p < 0,001$), wobei dies am ehesten durch den Einfluss des Haftvermittlers zu erklären ist. Bei Betrachtung der Bruchbilder der Gruppen B, D und G fällt nämlich auf, dass in Gruppe E der Verbund zum Zirkon verbessert wurde. Hier waren in 80% der Fälle gemischte adhäsive Frakturen zu erkennen. Nur in Gruppe A gab es trotz insgesamt niedriger Abzugskräfte dennoch größtenteils gemischte Frakturbilder, die besagen, dass der Verbund zum Zirkon zumindest an Teilen der Fläche besser war, als an den korrespondierenden Titanflächen. In Gruppe A scheint dies aber nicht an einer akzeptablen Haftung am Zirkon zu liegen, sondern an einer noch schlechteren Haftung an dem nicht konditionierten Titan. Die Gruppen D und G zeigen allerdings im Vergleich zu Gruppe B (in allen Gruppen keine Haftvermittler-Anwendung), dass die Einwirkung von Plasma scheinbar keinen positiven Effekt auf die Adhäsion zum Zirkon hat. In Gruppe G wurden im Vergleich zu Gruppe A sogar 70% mehr reine Adhäsionsbrüche an der Zirkoniumdioxid-Krone registriert, wobei die Abzugskraft abnahm. CAP scheint also, über die negative Beeinflussung der Adhäsion des Befestigungskomposits zum Zirkon, eine negative Wirkung auf die Verbundstärke zu haben. Hieraus lässt sich eventuell ableiten, dass der Verbund des Zirkons maßgeblich von der Haftvermittler-Applikation abhängen muss. Setzt man alle CAP-Gruppen in Relation zu Gruppe C mit konventioneller Vorbehandlung, so fällt auf, dass Plasma weder die Wirkung des Haftvermittlers (vgl. Gruppe C mit Gruppe D), die Wirkung der Korundstrahlung (vgl. Gruppe C mit Gruppe E), noch die Wirkung beider Methoden gleichzeitig (vgl. Gruppe C mit Gruppe G) ersetzen kann.

Kim et al. untersuchten 2021 den Verbund zwischen zweiteiligen Hybrid-Abutments unter Verwendung von kaltaktivem Argon-Plasma in Kombination mit einem MDP-haltigen Haftvermittler bzw. einem 3-MPS-haltigen Silan [11]. Diese Forschungsgruppe konnte ebenfalls keinen Unterschied zwischen Kontrollgruppe und alleiniger Plasmabehandlung feststellen (301,71N vs. 305,21N). Und auch hier zeigte sich, dass das Plasma in Kombination mit dem Haftvermittler eine negative Wirkung (im Vergleich zu alleiniger Haftvermittler-Applikation) auf den Haftverbund hatte. Auch die Ergebnisse der Bruchbildanalyse waren gleich (80% gemischte Frakturen in der Gruppe CAP+Haftvermittler).

Ahn et al. konditionierten Zirkonoberflächen mittels Argon-Plasma und Haftvermittler und verglichen diese mit dem konventionellen Protokoll sowie mit Proben, die mit

einer Kombination aus Plasma und konventionellem Protokoll behandelt wurden [141]. Die Ergebnisse zeigten für die konventionelle Methode die höchsten Verbundstärken ($15,03 \pm 2,56\text{MPa}$). Für die Proben, die mittels CAP und Haftvermittler behandelt wurden, wurden die niedrigsten Werte registriert ($6,66 \pm 0,81\text{MPa}$). Mit Werten von $9,72 \pm 0,75\text{MPa}$ lag die Gruppe, die mit einer Kombination aus CAP und konventionellem Protokoll behandelt wurde, dazwischen. Die Ergebnisse von Ahn et al. decken sich mit denen der vorliegenden Untersuchung. In einer vorangegangenen Studie von Kim et al. aus dem Jahr 2019 wurde das Hauptaugenmerk auf die Kombination von Korundstrahlung und CAP-Behandlung gelegt [24]. Sie fanden heraus, dass die Werte für die alleinige Korundstrahlung höher waren, als die Werte für alleinige CAP-Behandlung und als eine Kombination aus beidem. Auch diese Ergebnisse decken sich mit den vorliegenden.

Alle betrachteten Studien, einschließlich der eigenen, lassen auf einen negativen Effekt der Plasmabehandlung (alleine oder in Kombination mit anderen Vorbehandlungsmaßnahmen) auf den Haftverbund zwischen Zirkoniumdioxid und Befestigungskompositen schließen. Dabei stellt sich die Frage nach dem Grund dieser Beobachtungen.

Der Verdacht, dass die Plasmaexpositionszeit mit 15 Sekunden pro Fügeteil eventuell zu kurz sein könnte, scheint, sowohl anhand der Herstellerangaben zur Bedienung aber vor allem auch auf Grundlage der entsprechenden Literatur, unbegründet. Obwohl in den drei oben vorgestellten Studien das „aggressivere“ Argon-Plasma für eine Dauer von einer Minute an der Zirkonoberfläche angewandt wurde, waren die Ergebnisse ebenfalls nicht zufriedenstellend. Eine Verlängerung der Expositionszeit kann zwar einen positiven Einfluss auf die Benetzbarkeit der Oberfläche haben, die Stärke des Verbundes zum Befestigungskomposit wird aber offensichtlich nicht besser.

Eine andere Erklärung könnte in der Tatsache liegen, dass CAP die behandelten Materialien dahingehend verändert, als dass der Anteil von atomarem Sauerstoff (O) an der Oberfläche erhöht und der Anteil von Kohlenstoffatomen (C) verringert wird. Dies konnten mehrere Untersuchungen mithilfe einer Röntgenphotoelektronenspektroskopie (XPS) nachweisen [11, 111]. Durch die Degeneration von C-C- und C-H-Bindungen und der Anlagerung von OH-Radikalen

an die Oberfläche, wird die Relation aus O und C erhöht [23]. Der O/C-Quotient ist ein Indikator für die Benetzbarkeit einer Oberfläche. Dabei gilt, je höher der Quotient, desto benetzbarer die Oberfläche [112]. Der gesteigerte Sauerstoff-Anteil an der Oberfläche könnte jedoch einen entscheidenden Einfluss auf den Verbund zum Befestigungskomposit haben. Die verstärkte Ausbildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht an den Grenzflächen könnte dafür sorgen, dass das Komposit an diesen Stellen nicht vollständig aushärtet und somit den Verbund beeinträchtigen. Eine Studie zeigte, dass vor allem licht- und dualhärtende Komposite, die den Photoinitiator Kampherchinon beinhalten, betroffen sind [89]. Dahingehend sollten weitere Untersuchungen mit Befestigungskompositen ohne entsprechende Inhaltsstoffe durchgeführt werden.

Weitere Überlegungen lassen darauf schließen, dass auch das Phosphatmonomer 10-MDP für die Verringerung der Haftstärken verantwortlich sein könnte. In einer anderen eigenen Studie wurde ein System verwendet, das weder im Befestigungskomposit noch im Haftvermittler 10-MDP beinhaltet. Hier wurde eine Steigerung der Haftkräfte bei Anwendung von CAP festgestellt [158]. Auch in Gruppe G, in der kein Haftvermittler verwendet wurde, sanken die Werte im Vergleich zur Kontrollgruppe, eventuell weil im Befestigungskomposit Panavia V5 selbst MDP enthalten ist.

Wie bereits erwähnt, werden durch CAP OH-Radikale an den behandelten Oberflächen angelagert. Da auch MDP über hydrophile OH-Gruppen den chemischen Verbund zu Metall- oder Keramikoberflächen herstellt, liegt die Vermutung nahe, dass sich diese beiden Moleküle teilweise abstoßen und eine Beeinträchtigung des Haftverbundes bewirken (s.Abb.31). Leider stehen hierzu bisher keine Studien zur Verfügung. Ein erster Ansatzpunkt zur Überprüfung dieser Theorie könnte die Durchführung von Abzugsversuchen an Proben sein, die mit verschiedenen Befestigungssystemen ohne MDP verklebt wurden.

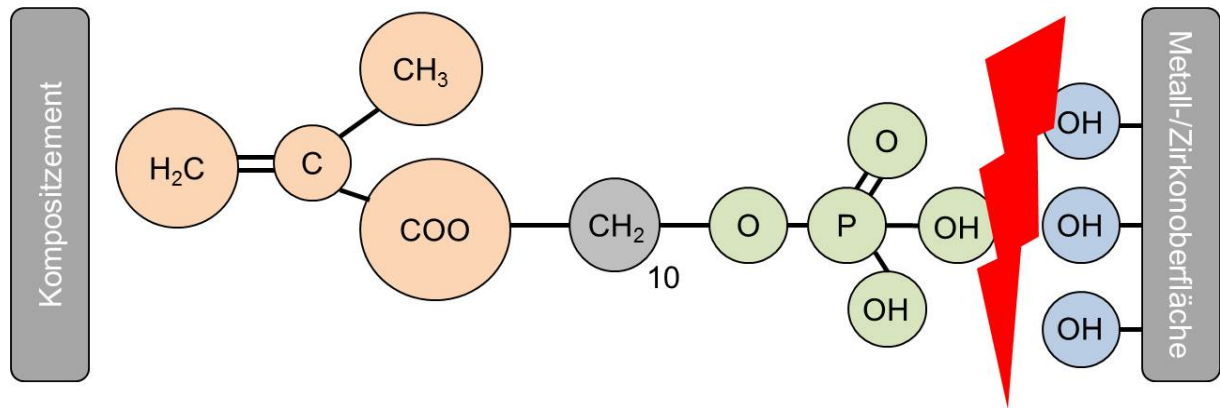


Abbildung 31: Mögliche Wechselwirkung zwischen 10-MDP und plasmierter Oberfläche

Die zentrale Fragestellung, ob CAP als Vorbehandlungsmaßnahme für eine Hybrid-Abutment-Klebung alleine oder in Kombination mit konventionellen Vorbehandlungsmaßnahmen bei den hier verwendeten Materialien geeignet ist, konnte mithilfe der durchgeführten Versuche hinreichend beantwortet werden.

Bei der Verwendung von Panavia V5 als Befestigungskomposit und dem Haftvermittler Clearfil Ceramic Primer Plus scheint CAP einen negativen Einfluss auf die Haftstärke im Zugscherversuch zu haben oder diese nicht zu verbessern. In allen Fällen, in denen CAP angewandt wurde, konnte, im direkten Vergleich zur gleichen Methode ohne CAP, eine signifikante Verschlechterung (A vs. G, C vs. F) bzw. kein signifikanter Unterschied (B vs. D) festgestellt werden. Plasma ist demnach weder in der Lage die Wirkung der Korundstrahlung noch die des Haftvermittlers zu ersetzen oder zu verbessern.

Es bleibt fraglich, ob die Wahl des Befestigungskomposits, des Haftvermittlers bzw. deren chemische Inhaltsstoffe und Zusammensetzung einen Einfluss auf die Wirkung von CAP haben. Dies sollte in zukünftigen Studien weiter untersucht werden.

6 Zusammenfassung

CAD-CAM-gefertigte Kronen werden in der zahnärztlichen Prothetik häufig zum Ersatz von Zähnen mit implantatgetragenen Konstruktionen verwendet. Hybrid-Abutmentkronen, die aus miteinander verklebten individualisierten Keramikronen und konfektionierten Titanklebebasen bestehen, bieten hierbei einige Vorteile. Die Klebeverbindung muss dabei den ständigen thermischen, chemischen und mechanischen Beanspruchungen der Mundhöhle standhalten. Da nur die Titanklebebasis über eine Schraube direkt mit dem Implantat verbunden ist, stellt die Klebung eine potentielle Schwachstelle dar. Ihre Stabilität ist besonders abhängig von der Oberflächenvorbehandlung der beiden verklebten Füge-teile. Kaltes Atmosphärendruck-Plasma (CAP) wird zum Beispiel in der Automobilbranche sowie dem Flugzeugbau und der Raumfahrttechnik als konventionelle Methode verwendet, um die Oberflächeneigenschaften von Substraten vor deren Verklebung oder Lackierung zu verbessern. Das Ziel dieser Studie war, den Einfluss von CAP auf die Haftstärke einer Kompositklebung in zweiteiligen Hybrid-Abutmentkronen zu untersuchen.

Dazu wurden insgesamt 70 Zirkoniumdioxidkronen und 70 Titanklebebasen in Gruppen zu je 10 Proben unterschiedlich vorbehandelt und unter Verwendung des Befestigungskomposits Panavia V5, miteinander verklebt. In jeder Gruppe wurden die Zirkoniumdioxid- und die Titanoberflächen jeweils gleich vorbehandelt. Die Proben wurden entsprechend ihrer Oberflächenvorbehandlung in 7 Gruppen unterteilt:

A: keine Vorbehandlung (Kontrollgruppe)

B: Korundstrahlung mit 50µm, 1,0 bar, 10mm Abstand

C: Korundstrahlung und Haftvermittler-Applikation (Clearfil Ceramic Primer Plus) (konventionelles Protokoll)

D: Korundstrahlung und CAP

E: CAP und Haftvermittler-Applikation

F: Korundstrahlung, CAP und Haftvermittler-Applikation

G: CAP

Nach der standardisierten Verklebung wurden alle Proben einem Thermozyklertprozess zur künstlichen Alterung unterzogen (5000 Zyklen, 5°C und 55°C). Die Proben wurden dann in eine Universalprüfmaschine eingespannt und Abzugsversuche durchgeführt. Hierdurch konnte die maximale Abzugskraft [N] gemessen werden. Zudem wurden alle Probenkörper nach dem Abzug unter einem Mikroskop (30-fache Vergrößerung) betrachtet und die Lokalisation der Kleberrückstände kontrolliert.

Insgesamt hatte die Vorbehandlungsmaßnahme einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Abzugskraft ($p < 0,001$). Die größte Haftstärke konnte bei den Proben beobachtet werden, die auf konventionelle Weise konditioniert wurden (Gruppe C: $1070,4 \pm 85,8\text{N}$). Gruppe G, in der nur CAP angewandt wurde, zeigte die geringsten Werte der Haftstärke (Gruppe G: $90,3 \pm 27,5\text{N}$). Im direkten Vergleich der Gruppen, bei denen eine CAP Vorbehandlung stattfand, mit den Gruppen, die in der gleichen Weise jedoch ohne CAP vorbehandelt wurden, konnte festgestellt werden, dass die Verwendung von CAP die Haftstärken negativ beeinflusste oder nicht verbesserte (Gruppe G: $90,3 \pm 27,5\text{N}$ vs. Gruppe A: $135,6 \pm 68,0\text{N}$; Gruppe F: $842,6 \pm 61,8\text{N}$ vs. Gruppe C: $1070,4 \pm 85,8\text{N}$; Gruppe D: $133,3 \pm 24,8\text{N}$ vs. Gruppe B: $118,3 \pm 50,4\text{N}$).

In allen Proben wurden ausschließlich adhäsive Frakturmuster registriert. Die Lokalisation der Kleberrückstände war dabei statistisch signifikant abhängig ($p < 0,001$) von der Vorbehandlungsmethode, insbesondere davon, ob ein Haftvermittler appliziert wurde. In diesem Fall konnte die Adhäsion des Befestigungskomposits an der Zirkoniumdioxid-Fläche gesteigert werden und damit auch die Haftstärke der Kompositklebung.

Zusammenfassend zeigt sich, dass die Haftstärke einer Kompositklebung in zweiteiligen Hybrid-Abutmentkronen abhängig von der Vorbehandlungsmethode der beiden Füge-teile ist. Dabei scheint vor allem die Haftvermittler-Applikation eine entscheidende Rolle zu spielen. Innerhalb der Limitationen dieser Studie lässt sich CAP, in diesem speziellen Indikationsfeld, nicht als Vorbehandlungsmethode empfehlen. CAP hatte in der vorliegenden Untersuchung einen negativen Einfluss auf die Haftstärke einer Kompositklebung, vor allem in Kombination mit einem universellen Haftvermittler. Weitere Studien zur Untersuchung des Einflusses von CAP auf andere Befestigungskomposite und Haftvermittler sollten angestrebt werden.

7 Literaturverzeichnis

1. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Curriculum Prothetik: Band 3. 4. Auflage. Berlin: Quintessenz Verlag; 2010.
2. Hämmerle C, Sailer I, Peter A, Hälj G, Suter A, Ramel C. Dentale Keramiken: Aktuelle Schwerpunkte für die Klinik. 1. Auflage. Berlin: Quintessenz Verlag; 2008.
3. Kern M, Beuer F, Frankenberger R, Kohal RJ, Kunzelmann KH, Mehl A, Pospiech P, Reiss B. Vollkeramik auf einen Blick: Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. 6. Auflage. Ettlingen: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.; 2015.
4. Pröbster L. Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? In: Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und DGZPW. 2002; ZM 1:28-9.
5. Vietor K. Implantatabutments und Abutmentkronen: Aktuelle Konzepte der individuellen Implantatprothetik. Quintessenz Zahnmedizin. 2017;12:1339-45.
6. Strietzel R, Lahl C. CAD/CAM-Systeme in Labor und Praxis. Planegg: Verlag Neuer Merkur; 2007.
7. Martínez-Rus F, Ferreira A, Özcan M, Bartolomé JF, Pradíes G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. Int J Oral Maxillofac Implants. Nov-Dec 2012;27(6):1448-55.
8. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. 2008 May 10;204(9):505-11.
9. Schweiger J, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Moderne Wege zum Implantat-Abutment. 2012; ZM 102(20):2638-47.
10. 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. Sep-Oct 2020;33(5):527-35.
11. 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 May 1;14(9):2352.
12. Industrieverband Klebstoffe e.V. Leitfaden: Kleben- aber richtig. [Internet] 2019 [zitiert am 21.12.2021]. URL: <https://leitfaden.klebstoffe.com/>
13. Habenicht G. Kleben: Leitfaden für die praktische Anwendung und Ausbildung. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag; 1995.
14. Strasser T, Preis V, Behr M, Rosentritt M. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. Clin Oral Investig. 2018 Nov;22(8):2787-97.
15. Chuang SF, Kang LL, Liu YC, Lin JC, Wang CC, Chen HM, Tai CK. Effects of silane- and MDP-based primers application orders on zirconia-resin adhesion- A ToF-SIMS study. Dent Mater. 2017 Aug;33(8):923-33. Epub 2017 Jun 9.
16. Gutierrez MF, Perdigão J, Malaquias P, Cardenas AM, Siqueira F, Hass V, Reis A, Loguercio AD. Effect of Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate-Containing Silane and Adhesive Used Alone or in Combination on the Bond Strength and Chemical Interaction with Zirconia Ceramics Under Thermal Aging. Oper Dent. 2020 Sep 1;45(5):516-27.

17. Ernst CP. Die korrekte Vorbehandlung indirekter Restaurationen zur adhäsiven Befestigung. [Internet]. ZMK Zahnheilkunde Management Kultur. 2017 [zitiert am 21.12.2021]. URL: https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/zahnerhaltung/story/die-korrekte-vorbehandlung-indirekter-restaurationen-zur-adhaesiven-befestigung__5130.html
18. Beer T, Knospe A, Buske C. Atmosphärisches Plasma in der Medizintechnik. In: Wintermantel E, Hrsg. Ha SW, Hrsg. Medizintechnik: Life Science Engineering. 5. Auflage. Berlin: Springer Verlag; 2009:839-62.
19. Wiedenmann F, Liebermann A, Spintzyk S, Eichberger M, Stawarczyk B. Influence of Different Cleaning Procedures on Tensile Bond Strength Between Zirconia Abutment and Titanium Base. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 Nov-Dec;34(6):1318-27.
20. Holzhäuer A. Evaluation des Verbundes zwischen CAD/CAM gefertigten, vollkeramisch-monolithischen Kronen und maschinieren Titan-Implantatabutments unter Verwendung verschiedener Keramik- und Befestigungssysteme. [Dissertation]. Mainz: Universität; 2015.
21. Hell E. Evaluation der Bruchfestigkeit von auf Titan-Implantatabutments befestigten und CAD/CAM gefertigten, vollkeramisch-monolithischen Kronen unter Verwendung verschiedener Keramik- und Befestigungssysteme. [Dissertation]. Mainz: Universität; 2019.
22. Holstermann, JK. Untersuchung zum Einfluss unterschiedlicher Oberflächenbehandlungen und Befestigungsmaterialien auf den Verbund zwischen Titanbasen und Zirkoniumdioxidaufbauten in zweiteiligen Implantatabutments. [Dissertation]. Homburg/Saar: Fachbereich der Klinik für Prothetik und Werkstoffkunde des Universitätsklinikums des Saarlandes; 2015.
23. Ito Y, Okawa T, Fukumoto T, Tsurumi A, Tatsuta M, Fujii T, Tanaka J, Tanaka M. Influence of atmospheric pressure low-temperature plasma treatment on the shear bond strength between zirconia and resin cement. *J Prosthodont Res*. 2016 Oct;60(4):289-93.
24. Kim DS, Ahn JJ, Bae EB, Kim GC, Jeong CM, Huh JB, Lee SH. Influence of Non-Thermal Atmospheric Pressure Plasma Treatment on Shear Bond Strength between Y-TZP and Self-Adhesive Resin Cement. *Materials (Basel)*. 2019 Oct 12;12(20):3321.
25. Vechiato-Filho AJ, da Silva Vieira Marques I, Dos Santos DM, Matos AO, Rangel EC, da Cruz NC, Barão VAR. 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 Mar;60:37-44. Epub 2015 Nov 7.
26. Silva NR, Coelho PG, Valverde GB, Becker K, Ihrke R, Quade A, Thompson VP. Surface characterization of Ti and Y-TZP following non-thermal plasma exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2011 Oct;99(1):199-206. Epub 2011 Jun 28.
27. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.
28. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.

29. Weber, T. Memorix Zahnmedizin. 5. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2017.
30. Schwenzer N, Ehrenfeld M (Eds.). Zahnärztliche Chirurgie. 5. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2019.
31. Woodforde J. Die fragwürdige Geschichte der falschen Zähne. München: Moos Verlag München; 1968.
32. Brinkmann E, Hrsg. Implantologie in der zahnärztlichen Praxis Band 1: Grundlagen. Oldenburg: Anke Verlag; 1999.
33. Jourdan M, Maggiolo M. Le manuel de l'art du dentiste. Nancy; 1807.
34. Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. Orale Implantologie: Allgemeine Grundlagen und ITI-System. 2. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 1994.
35. Laubach S, Nölken R, Hartmann HJ, Hrsg. Die Assistenz in der Implantologie: Sonderheft zum „Aktuellen Stand der zahnärztlichen Implantologie“. Balingen: Spitta-Verlag; 2006.
36. 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 May;30(5):365-95. Epub 2019 Apr 16.
37. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. Clin Oral Implants Res. 2018 Oct;29 Suppl 16:135-53.
38. Afrashtehfar KI, Del Fabbro M. Clinical performance of zirconia implants: A meta-review. J Prosthet Dent. 2020 Mar;123(3):419-26. Epub 2019 Aug 23.
39. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. J Prosthet Dent. 1998 Nov;80(5):551-8.
40. Kohal RJ, Weng D, Bächle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. J Periodontol. 2004 Sep;75(9):1262-8.
41. Rinke S. Implantatgestützte vollkeramische Einzelkronen: Klinische Bewährung. In: Zeitschrift des Freien Verbandes Deutscher Zahnärzte. Berlin: Springer-Verlag. 2011;55(7):60-8.
42. Stimmelmayer M, Heiß P, Erdelt K, Schweiger J, Beuer F. Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging. Int J Comput Dent. 2017;20(1):53-64.
43. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2013 May;109(5):304-12.
44. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. Clin Oral Implants Res. 2012 Oct;23 Suppl 6:163-201.
45. Wittneben JG, Millen C, Brägger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29 Suppl:84-98.
46. Wilson TG Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. J Periodontol. 2009 Sep;80(9):1388-92.
47. Zembic A, Fehmer V, Kern M. Vollkeramik auf Implantaten – geht das? In: ZWR – Das Deutsche Zahnärzteblatt. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 2018;127(10):495-501.

48. Tinschert J, Hrsg. Natt G, Hrsg. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde. 1. Ausgabe. Köln: Deutscher Ärzteverlag; 2007.
49. Knigge U. Der Bau Z: Kerameikos Band 17-Ergebnisse der Ausgrabungen. München: Hirmer Verlag; 2006.
50. Gente M, Willamowski M. Zahnärztliche Werkstoffkunde: Praxisorientiertes und praxiswirksames Expertenwissen für Studierende der Zahnmedizin, Zahntechniker und Zahnärzte. Balingen: Spitta-Verlag; 2017.
51. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aust Dent J. 2011 Jun;56 Suppl 1:84-96.
52. Rosentritt M, Hrsg. Ilie N, Hrsg. Lohbauer U, Hrsg. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin: Moderne Materialien und Technologien. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2018.
53. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996 Jan;75(1):18-32.
54. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Curriculum Prothetik: Band 2. 4. Auflage. Berlin: Quintessenz Verlag; 2010.
55. Kieschnick A, Stawarczyk B, Rosentritt M. Dentale Glaskeramiken. [Internet]. Köln: zm online von Deutscher Ärzteverlag. 2019;4. [zitiert am 22.12.2021]. URL: https://www.zm-online.de/fallback-detail/?tx_news_pi1%5Bnews_preview%5D=22708
56. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. Braz Oral Res. 2017 Aug 28;31 Suppl 1:e58.
57. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. J Conserv Dent. 2010 Oct;13(4):195-203.
58. Beier US, Kapferer I, Matkulcik M, Dumfahrt H. Klinische Erfahrungen mit silikatkeramischen Restaurationen. In: Stomatologie. Berlin: Springer- Verlag. 2012;109(3):19-22.
59. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, Danzer R, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. Dent Mater. 2017 Jan;33(1):99-109.
60. Schüller KH, Hennicke HW. Zur Systematik der keramischen Werkstoffe. Baden-Baden: CFI/Ceramic Forum International. 1985;62(6-7):259-63.
61. Rinke S. Vollkeramik: Ein Praxiskonzept. 1. Auflage. Berlin: Quintessenz Verlag; 2011.
62. Hajtó J. Vollkeramik: Navigation für Materialien und Indikationen. Zahntech Mag. 2013;17(9):100-8.
63. Kern M. Kleben: Neue Wege in der Prothetik. [Internet]. Köln: zm online von Deutscher Ärzteverlag. 2008;23. [zitiert am 22.12.2021]. URL: <https://www.zm-online.de/archiv/2008/23/zahnmedizin/kleben-neue-wege-in-der-prothetik/>
64. Zürcher AN, Hjerpe J, Studer S, Lehner C, Sailer I, Jung RE. Clinical outcomes of tooth-supported leucite-reinforced glass-ceramic crowns after a follow-up time of 13-15 years. J Dent. 2021 Aug;111:e103721. Epub 2021 Jun 9.
65. Ludwig K. Lexikon der zahnmedizinischen Werkstoffkunde. 1. Auflage. Berlin: Quintessenz Verlag; 2004.
66. Höland W, Rheinberger V, Apel E, van 't Hoen C, Höland M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner U. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. J Mater Sci Mater Med. 2006 Nov;17(11):1037-42. Epub 2006 Nov 22.

67. Edelhoff D, Spiekermann H, Rübber A, Yildirim M. Kronen- und Brückengerüste aus hochfester Presskeramik. *Quintessenz*. 1999;50(2):177-89.
68. Reich S, Wichmann M, Lohbauer U. Vollkeramische Restaurationen-Eine Übersicht. *Zahn Prax*. 2005;7(8):370-3.
69. Tinschert J, Natt G, On HS, Spiekermann H. Vollkeramische Brücken–Ein aktueller Überblick zur klinischen Anwendung und Bewährung. *Ästhet Zahnmed*. 2006;3:32-41.
70. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 16:199-214.
71. Pospiech P. Keramik-Vollkeramik: Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin [Internet]. Neuss: 3M Espe; 2004. [zitiert am 21.12.2021]. URL: https://multimedia.3m.com/mws/media/598797O/lava-keramik-vollkeramik-kompendium.pdf?fn=Lava_Vollkeramik_Kompend_D.pdf
72. Richter J. Hybridkeramik: Möglichkeiten einer neuen Werkstoffklasse. [Internet]. Herne: DZW - Die Zahnarzt Woche von zfv Zahnärztlicher Fach-Verlag. 2013 [zitiert am 22.12.2021]. URL: <https://dzw.de/hybridkeramik-moeglichkeiten-einer-neuen-werkstoffklasse>
73. Kurbad A. Final restoration of implants with a hybrid ceramic superstructure. *Int J Comput Dent*. 2016;19(3):257-79.
74. Sundfeld Neto D, Naves LZ, Costa AR, Correr AB, Consani S, Borges GA, Correr-Sobrinho L. 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 Sep-Oct;40(5):470-9. Epub 2015 Mar 12.
75. 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 Oct;16(5):473-80.
76. Ozcan M. Air abrasion of zirconia resin-bonded fixed dental prostheses prior to adhesive cementation: why and how? *J Adhes Dent*. 2013 Aug;15(4):394.
77. Pilo R, Dimitriadi M, Palaghia A, Eliades G. Effect of tribochemical treatments and silane reactivity on resin bonding to zirconia. *Dent Mater*. 2018 Feb;34(2):306-16. Epub 2017 Nov 26.
78. Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater*. 2012 May;28(5):467-77. Epub 2012 Mar 15.
79. Bertolotti RL. Adhesion to porcelain and metal. *Dent Clin North Am*. 2007 Apr;51(2):433-51.
80. Petre A, Sfeatcu R. Adhesive cementation protocol of zirconia restorations. *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*. 2011 Jul; 3:114-19.
81. Kasaliyska, MT. Verbundkraft zwischen Titanbasen und Zirkonoxidhybridkronen. [Dissertation]. Halle-Wittenberg: Universität; 2020.
82. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Hayakawa S, Okihara T, De Munck J, Maruo Y, Nishigawa G, Minagi S, Osaka A, Van Meerbeek B. Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. *Dent Mater*. 2013 Aug;29(8):888-97. Epub 2013 Jun 13.
83. Hass V, Abuna G, Pinheiro Feitosa V, Martini EC, Sinhorette MA, Furtado Carvalho R, Coelho Bandéca M, Sauro S, Loguercio AD. Self-Etching Enamel

- Bonding Using Acidic Functional Monomers with Different-length Carbon Chains and Hydrophilicity. *J Adhes Dent.* 2017;19(6):497-505.
84. Yang L, Chen B, Xie H, Chen Y, Chen Y, Chen C. Durability of Resin Bonding to Zirconia Using Products Containing 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate. *J Adhes Dent.* 2018;20(4):279-87.
85. Chen Y, Lu Z, Qian M, Zhang H, Xie H, Chen C. Effect of 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate Concentration on Chemical Coupling of Methacrylate Resin to Yttria-stabilized Zirconia. *J Adhes Dent.* 2017;19(4):349-55.
86. Aboushelib MN, Mirmohamadi H, Matinlinna JP, Kukk E, Ounsi HF, Salameh Z. Innovations in bonding to zirconia-based materials. Part II: Focusing on chemical interactions. *Dent Mater.* 2009 Aug;25(8):989-93. Epub 2009 Mar 25.
87. de Souza G, Hennig D, Aggarwal A, Tam LE. The use of MDP-based materials for bonding to zirconia. *J Prosthet Dent.* 2014 Oct;112(4):895-902. Epub 2014 Apr 22.
88. Gonçalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci.* 2009 Aug;117(4):442-6.
89. Andrzejewska E, Lindén L, Rabek J. The role of oxygen in camphorquinone-initiated photopolymerization. *Macromolecular Chemistry and Physics.* 1998 Mar 1; 199(3):441-9.
90. Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu XX. Oxygen inhibition in dental resins. *J Dent Res.* 2005 Aug;84(8):725-9.
91. Chen WX, Bao XD, Yue L. [Curing method affecting the formation of oxygen inhibition layer on the surface of resin cement]. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban.* 2020 Dec 18;52(6):1117-23.
92. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Vallittu PK. Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *Eur J Oral Sci.* 2015 Feb;123(1):53-60. Epub 2014 Dec 31.
93. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent.* 1977 Aug;38(2):216-25.
94. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988 Nov;117(6):715-20.
95. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.* 1991 Apr;1(2):150-4.
96. Rudolph H, Quaas S. CAD/CAM-gefertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis. Balingen: Spitta-Verlag; 2009.
97. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent.* 2007 Dec;35(12):903-8. Epub 2007 Nov 5.
98. Loos R. Vergleichende Untersuchung von intraoraler und extraoraler Digitalisierung nach Modellherstellung mit CEREC-3D®. [Dissertation]. Dresden: Technische Universität; 2008.
99. Meyer BJ, Mörmann WH, Lutz F. Optimierung der Puderapplikation bei der Cerec methode mit umweltfreundlichen Treibgassystemen [Optimization of the powder application in the Cerec method with environment-friendly propellant systems]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1990;100:1462-8.

100. Quaas S, Loos R, Sporbeck H, Luthardt RG. Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierung. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift. 2005;60(2):96-9.
101. Rudolph H, Schöne C, Luthardt G. Einfluss der Digitalisierung und Flächenrückführung auf die erreichbare Präzision beim Einsatz dentaler CAD-CAM-Technologie. Tagungsbeitrag in: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 59. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2004:73-7.
102. Stroth U. Plasmaphysik: Phänomene, Grundlagen und Anwendungen. 2. Auflage. Heidelberg: Springer Spektrum; 2017.
103. Langmuir I. Oscillations in Ionized Gases. Proc Natl Acad Sci U S A. 1928 Aug;14(8):627-37.
104. Metelmann HR, Hrsg. von Woedtke T, Hrsg. Weltmann KD, Hrsg. Plasmamedizin: Kaltplasma in der medizinischen Anwendung. 1. Auflage. Berlin: Springer Verlag; 2016.
105. Diener electronic GmbH & Co KG. Handbuch der Plasma Oberflächentechnik. 1. Auflage. Ebhausen: Diener electronic GmbH & Co KG; 2020.
106. Lauth GJ, Kowalczyk J. Einführung in die Physik und Chemie der Grenzflächen und Kolloide. 1. Auflage. Heidelberg: Springer Spektrum; 2016.
107. Butt HJ, Graf K, Kappl M. Physics and Chemistry of Interfaces. 3. Auflage. Weinheim: Wiley-VCH GmbH; 2013
108. Eichler HJ, Kronfeldt HD, Sahm J. Oberflächenspannung und Kapillarität. In: Das Neue Physikalische Grundpraktikum. 2. Auflage. Berlin: Springer-Verlag; 2006:111-117.
109. Weller B, Kothe C. Oberflächenvorbehandlung von Fügeteilen zur Optimierung von Klebeverbindungen. Stahlbau. 2012;81(S1):195-205.
110. dos Santos DM, Vechiato-Filho AJ, da Silva EV, Goiato MC, Cesar PF, Rangel EC, da Cruz NC. Aging Effect of Atmospheric Air on Zirconia Surfaces Treated by Nonthermal Plasma. J Adhes Dent. 2015 Aug;17(5):413-9.
111. Valverde GB, Coelho PG, Janal MN, Lorenzoni FC, Carvalho RM, Thompson VP, Weltemann KD, Silva NR. Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment. J Dent. 2013 Jan;41(1):51-9. Epub 2012 Oct 5.
112. 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 Jan 12;9(1):43.
113. Korzec D, Hoppenthaler F, Burger D, Andres T, Nettesheim S. Atmospheric pressure plasma jet powered by piezoelectric direct discharge. Plasma Process Polym. 2020; 17(11): e2000053.
114. 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 Dec;4(2):50-5. Epub 2016 Aug 27.
115. Park C, Park SW, Yun KD, Ji MK, Kim S, Yang YP, Lim HP. Effect of Plasma Treatment and Its Post Process Duration on Shear Bonding Strength and Antibacterial Effect of Dental Zirconia. Materials (Basel). 2018 Nov 9;11(11):2233.
116. relyon plasma GmbH. Betriebsanleitung piezobrush® PZ2 Handgerät. Regensburg: relyon plasma GmbH; 2018.
117. Seker E, Kilicarslan MA, Deniz ST, Mumcu E, Ozkan P. Effect of atmospheric plasma versus conventional surface treatments on the adhesion capability between self-adhesive resin cement and titanium surface. J Adv Prosthodont. 2015 Jun;7(3):249-56. Epub 2015 Jun 23.

118. Winkler E. Evaluation des Verbundes von CAD/CAM gefertigten, vollkeramisch-monolithischen Kronen auf mit Grünringdiamanten angerauten Titanabutments unter Verwendung verschiedener Keramiken und Befestigungssysteme. [Dissertation]. Mainz: Universität; 2017.
119. Kemarly K, Arnason SC, Parke A, Lien W, Vandewalle KS. Effect of Various Surface Treatments on Ti-Base Coping Retention. *Oper Dent*. 2020 Jul 1;45(4):426-34.
120. 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 Sep;30(9):903-9. Epub 2019 Jul 21.
121. 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 Aug;18(4):735-44. Epub 2015 Apr 27.
122. Fonseca RG, Haneda IG, Almeida-Júnior AA, de Oliveira Abi-Rached F, Adabo GL. Efficacy of air-abrasion technique and additional surface treatment at titanium/resin cement interface. *J Adhes Dent*. 2012 Aug;14(5):453-9.
123. Pitta J, Burkhardt F, Mekki M, Fehmer V, Mojon P, Sailer I. Effect of airborne-particle abrasion of a titanium base abutment on the stability of the bonded interface and retention forces of crowns after artificial aging. *J Prosthet Dent*. 2021 Aug;126(2):214-21. Epub 2020 Sep 10.
124. Kwon SM, Min BK, Kim YK, Kwon TY. Influence of Sandblasting Particle Size and Pressure on Resin Bonding Durability to Zirconia: A Residual Stress Study. *Materials (Basel)*. 2020 Dec 10;13(24):5629.
125. Hansen NA, Wille S, Kern M. Effect of reduced airborne-particle abrasion pressure on the retention of zirconia copings resin bonded to titanium abutments. *J Prosthet Dent*. 2020 Jul;124(1):60-7. Epub 2019 Nov 5.
126. Zhang X, Liang W, Jiang F, Wang Z, Zhao J, Zhou C, Wu J. Effects of air-abrasion pressure on mechanical and bonding properties of translucent zirconia. *Clin Oral Investig*. 2021 Apr;25(4):1979-88. Epub 2020 Aug 11.
127. Golebiowski M, Wolowiec E, Klimek L. Airborne-particle abrasion parameters on the quality of titanium-ceramic bonds. *J Prosthet Dent*. 2015 May;113(5):453-9. Epub 2015 Mar 4.
128. Parchańska-Kowalik M, Wołowiec-Korecka E, Klimek L. Effect of chemical surface treatment of titanium on its bond with dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2018 Sep;120(3):470-75. Epub 2018 Apr 5.
129. 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 Aug;29(4):381-91. Epub 2010 Jul 23.
130. Taira Y, Matsumura H, Yoshida K, Tanaka T, Atsuta M. Adhesive bonding of titanium with a methacrylate-phosphate primer and self-curing adhesive resins. *J Oral Rehabil*. 1995 Jun;22(6):409-12.
131. Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Mine A, Nakamura M, Nishiyama N, Van Meerbeek B, Suzuki K, Kuboki T. Effect of 4-MET- and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dent Mater J*. 2006 Mar;25(1):120-4.
132. Inokoshi M, Poitevin A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia. *Clin Oral Investig*. 2014 Sep;18(7):1803-12. Epub 2013 Nov 27.

133. Valente F, Mavriqi L, Traini T. Effects of 10-MDP Based Primer on Shear Bond Strength between Zirconia and New Experimental Resin Cement. *Materials (Basel)*. 2020 Jan 5;13(1):235.
134. Rohr N, Brunner S, Märtin S, Fischer J. Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant. *J Prosthet Dent*. 2018 Jan;119(1):138-45. Epub 2017 Apr 28.
135. Meng XF, Xie ZG, Chen YH, Gu N. [Effects of sandblasting on surface character and resin bond of zirconia ceramic]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2011 Jun;46(6):370-4.
136. Bergmann P, Noack MJ, Roulet JF. Marginal adaptation with glass-ceramic inlays adhesively luted with glycerine gel. *Quintessence Int*. 1991 Sep;22(9):739-44.
137. Fuhrmann G. Klebeverbund zu Polyetherketonketonen - Einfluss der Konditionierungsverfahren und Hydrolysebeständigkeit. [Dissertation]. Kiel: Universität; 2014.
138. Schwarz D. In-vitro Untersuchung zum Einfluss von Ultraschallbelastung, Vorlast und Thermocycling auf die Abzugskräfte zementierter implantatgetragener Einzelkronen. [Dissertation]. Kiel: Universität; 2012.
139. Ghavifekr, HB. Einsatz bruchmechanischer Integralkonzepte zur thermomechanischen Zuverlässigkeitsbewertung in der mikroelektronischen Aufbau- und Verbindungstechnik. [Dissertation]. Berlin: Fakultät IV-Elektrotechnik und Informatik der Technischen Universität; 2004.
140. Fabris D, Souza JCM, Silva FS, Fredel M, Gasik M, Henriques B. Influence of specimens' geometry and materials on the thermal stresses in dental restorative materials during thermal cycling. *J Dent*. 2018 Feb;69:41-8. Epub 2017 Sep 1.
141. Ahn JJ, Kim DS, Bae EB, Kim GC, Jeong CM, Huh JB, Lee SH. 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 Sep 5;13(18):3934.
142. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*. 1992 Mar;67(3):325-7.
143. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig*. 2004 Sep;8(3):130-8. Epub 2004 Jun 23.
144. Eliasson ST, Dahl JE. Effect of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens. *Biomater Investig Dent*. 2020 Jan 29;7(1):16-24.
145. DIN-Normenausschuss Materialprüfung. DIN EN ISO 6892-1: Metallische Werkstoffe-Zugversuch-Teil 1: Prüfverfahren bei Raumtemperatur. Berlin: DIN Deutsches Institut für Normung e.V.;2019.
146. Lopes GRS, Ramos NC, Grangeiro MTV, Matos JDM, Bottino MA, Özcan M, Valandro LF, Melo RM. Adhesion between zirconia and resin cement: A critical evaluation of testing methodologies. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021 Aug;120:e104547. Epub 2021 Apr 21.
147. Sood A, Ramarao S, Carounanidy U. Influence of different crosshead speeds on diametral tensile strength of a methacrylate based resin composite: An in-vitro study. *J Conserv Dent*. 2015 May-Jun;18(3):214-7.
148. DIN-Normenausschuss Materialprüfung. ISO 10365: Klebstoffe-Bezeichnung der wichtigsten Bruchbilder. Berlin: DIN Deutsches Institut für Normung e.V.;1992.

149. Brockmann W, Geiß PL, Klingen J, Schröder KB. *Klebtechnik: Klebstoffe, Anwendungen und Verfahren*. 1. Auflage. Weinheim: Wiley-VCH; 2005.
150. Kim JH, Chae S, Lee Y, Han GJ, Cho BH. Comparison of shear test methods for evaluating the bond strength of resin cement to zirconia ceramic. *Acta Odontol Scand*. 2014 Nov;72(8):745-52. Epub 2014 Apr 4.
151. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater*. 2010 Jan;26(1):44-50.
152. Bulbul M, Kesim B. The effect of primers on shear bond strength of acrylic resins to different types of metals. *J Prosthet Dent*. 2010 May;103(5):303-8.
153. de Almeida-Júnior AA, Fonseca RG, Haneda IG, Abi-Rached Fde O, Adabo GL. Effect of surface treatments on the bond strength of a resin cement to commercially pure titanium. *Braz Dent J*. 2010;21(2):111-6.
154. Abi-Rached Fde O, Fonseca RG, Haneda IG, de Almeida-Júnior AA, Adabo GL. The effect of different surface treatments on the shear bond strength of luting cements to titanium. *J Prosthet Dent*. 2012 Dec;108(6):370-6.
155. Akehashi S, Takahashi R, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Enhancement of dentin bond strength of resin cement using new resin coating materials. *Dent Mater J*. 2019 Dec 1;38(6):955-62. Epub 2019 Aug 10.
156. Tagami A, Takahashi R, Nikaido T, Tagami J. The effect of curing conditions on the dentin bond strength of two dual-cure resin cements. *J Prosthodont Res*. 2017 Oct;61(4):412-18. Epub 2017 Jan 23.
157. 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 May 22;14(11):2751.
158. Görden CI, Bayadse M, Hegner KI, Vollmer D, Wentaschek S. Impact of Cold Atmospheric-Pressure-Plasma on Shear-Bond-Strength in Two-Piece-Abutments. [Kongressbeitrag/Poster]. Brüssel: CED-IADR Oral Health Research Congress. Poster 0209; 2021.

8 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer und Doktorvater, der mir bei der Ausfertigung meiner Dissertation sowie der Durchführung der Versuche immer zur Seite stand. Er kann mich stets aufs Neue für die zahnärztliche Prothetik begeistern und motiviert mich dazu, prothetische und werkstoffkundliche Probleme zu hinterfragen und neue Lösungsansätze zu finden.

Zudem danke ich auch seinem Vater für die Herstellung des Abzugswerkzeuges, ohne das die Versuche nicht durchführbar gewesen wären.

Ich möchte mich auch bei unserem leitenden Oberarzt für die Beschaffung der Abutmentbestandteile bedanken sowie bei den Mitarbeiter:innen des Zahnlabors der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde für ihre Tipps und Ratschläge beim Verkleben der Kronen.

Der Firma relyon plasma GmbH, Regensburg danke ich für die Leihstellung des Plasmagerätes piezobrush® PZ2 und den freundlichen Kontakt.

Ich danke meiner Familie und meinen liebsten Freunden, dass sie mich während der gesamten Zeit mental unterstützt und mich aufgebaut haben, wenn ich nicht weiterwusste.

Zuletzt danke ich meiner Mutter, der diese Arbeit gewidmet sein soll, für ihre Liebe, Wurzeln und Flügel, die sie mir mit auf meinen Weg gegeben hat.

9 Lebenslauf