

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

**Einfluss von kaltem Atmosphärendruck-Plasma auf die Benetzbarkeit
verschiedener Dentalwerkstoffe bei unterschiedlichen Expositionszeiten**

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

vorgelegt von

Moataz Bayadse
aus Hadera / Israel

Mainz, 2025

Impressum / Lizenzhinweis

Autor: Moataz Bayadse

Titel der Dissertation: Einfluss von kaltem Atmosphärendruck-Plasma auf die Benetzbarkeit verschiedener Dentalwerkstoffe bei unterschiedlichen Expositionszeiten

Universität: Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

Jahr der Veröffentlichung: 2025

Zitierweise: Bayadse, Moataz (2025): Einfluss von kaltem Atmosphärendruck-Plasma auf die Benetzbarkeit verschiedener Dentalwerkstoffe bei unterschiedlichen Expositionszeiten. Dissertation, Johannes-Gutenberg-Universität Mainz. DOI: <https://doi.org/10.25358/openscience-13221>.

Lizenz

Dieses Werk ist lizenziert unter einer Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz (CC BY 4.0).

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

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 11.09.2025

Für Omar

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	6
Tabellenverzeichnis	7
Abbildungsverzeichnis	8
1. Einleitung	12
2. Literaturdiskussion	15
2.1 Dentale Werkstoffe	15
2.1.1 Titan	15
2.1.2 Keramiken	16
2.2. Dentale Befestigungsmaterialien	20
2.2.1 Konventionelle Befestigung	20
2.2.2 Adhäsive Befestigung	21
2.2.3 Einteilung der Befestigungsmaterialien	22
2.3 Konditionierung der Oberflächen für die adhäsive Befestigung	24
2.3.1 Benetzbarkeit	24
2.3.2 Konditionierung der Zahnoberflächen	26
2.3.3 Konditionierung von Metallen	27
2.3.4 Konditionierung von Keramik	29
2.4 Plasma	31
2.4.1 Einführung	31
2.4.2. Klassifizierung	32
2.4.3. Erzeugung	34
2.4.4. PDD-Technologie (Piezoelectric Direct Discharge):	36
2.4.5. Wirkung auf Materialien und Haftverbund	38
2.4.6. Anwendung in der Zahnmedizin	41
3. Material und Methoden	44
3.1 Material	44
3.1.1 Geräte	44
3.1.2 Verwendete Software	45

3.1.3 verwendete Materialien	45
3.2 Methodik	46
3.2.1 Herstellung der Proben	46
Titan	46
Keramik	46
3.2.2 Messung der Rauheit	48
3.2.3 Plasma Behandlung	49
3.2.4 Kontaktwinkelmessung.....	52
3.2.5 Datenauswertung und Statistik.....	53
4. Ergebnisse	54
4.1 Rauheiten.....	54
4.2 Kontaktwinkelmessungen	54
4.2.1 Titan	54
4.2.2 Zirkoniumdioxid	57
4.2.3 Lithiumdisilikat	60
4.2.4 Hybridkeramik	63
4.3 Vergleich der Materialien	67
5. Diskussion	68
5.1 Methodendiskussion	68
5.1.1 Probengestaltung und Materialauswahl	68
5.1.2 Vorbehandlung der Prüfkörper	69
5.1.3 Plasmabehandlung.....	69
5.1.4 Verschiedene Prozessgase.....	70
5.2 Ergebnisdiskussion	71
6. Zusammenfassung.....	77
Literaturverzeichnis	79
Danksagung	85
Lebenslauf.....	86

Abkürzungsverzeichnis

bzw.....	beziehungsweise
d.h.....	das heißt
sek.	Sekunden
Ti.....	Titan
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
DBD.....	Dielectric-Barrier-Discharge
APPJ.....	Atmosphärendruck-Plasmajet
ROS.....	reaktive Sauerstoffspezies
RNS.....	reaktive Stickstoffspezies
PT.....	piezoelektrischer Transformator
NTP.....	nicht-thermisches Plasma
XRD.....	Röntgendiffraktometrie
REM.....	Rasterelektronenmikroskopie
YTZP.....	Yttrium stabilisiertes tetragonales Zirkonoxid
mm.....	Millimeter
µm.....	Mikrometer
Ra.....	arithmetische mittlere Rauheit
µl.....	Mikroliter
ml.....	Milliliter
µl/s.....	Mikroliter pro Sekunde
PDD.....	Piezoelectric-Direct-Discharge
SD	Standardabweichung
XPS.....	Röntgenphotoelektronenspektroskopie
SiC.....	Siliziumkarbid

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 : Plasma Behandlung.....	50
Tabelle 2: Mittelwerte der Rauheitsmessung pro Material	54
Tabelle 3: Kontaktwinkelmessungen auf Titan bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten	55
Tabelle 4: p-Werte der Bonferroni-Post-hoc-Test und die Mittelwertdifferenz zum Vergleich der Kontaktwinkel bei verschiedenen Plasmaexpositionen auf Titan.	56
Tabelle 5: Kontaktwinkelmessungen auf Zirkoniumdioxidkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten	58
Tabelle 6: p-Werte der Bonferroni-Post-hoc-Test und die Mittelwertdifferenz zum Vergleich der Kontaktwinkel bei verschiedenen Plasmaexpositionen auf Zirkoniumdioxid	58
Tabelle 7: Kontaktwinkelmessungen auf Lithiumdisilikatkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten	61
Tabelle 8: p-Werte der Bonferroni-Post-hoc-Test und die Mittelwertdifferenz zum Vergleich der Kontaktwinkel bei verschiedenen Plasmaexpositionen auf Lithiumdisilikat	61
Tabelle 9: Kontaktwinkelmessungen auf Hybridkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten	64
Tabelle 10: p-Werte der Bonferroni-Post-hoc-Test und die Mittelwertdifferenz zum Vergleich der Kontaktwinkel bei verschiedenen Plasmaexpositionen auf Hybridkeramik	64

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Klassifikation der Dentalkeramiken	17
Abbildung 2: Kontaktwinkel zwischen einem Flüssigkeitstropfen und einem Festkörper	25
Abbildung 3: Benetzungsverhalten eines Flüssigkeitstropfens (blau) auf einem Festkörper (grau). A: Der Tropfen hat sich ausbreitet, B: Der Tropfen benetzt den Festkörper mit einem Kontaktwinkel von $< 90^\circ$, C: Der Tropfen benetzt den Festkörper nicht (Kontaktwinkel $> 90^\circ$).....	26
Abbildung 4: konditionierte Titanklebebasis (A), Krone aus Zirkoniumdioxid (B) und Befestigungsschraube (C).....	28
Abbildung 5: Positionierung der fertigen Krone auf dem Titanklebebasis-Abutment (A) Verklebung des Titanklebebasis-Abutments mit der fertigen Krone mit überschüssigem Verbundmaterial (B) und fertige Restauration zur Eingliederung (C).	29
Abbildung 6: Schematische Darstellung der Aggregatzustände	32
Abbildung 7: Titanlegierung Ti6Al4V Elli ASTM 136F	46
Abbildung 8: CAD/CAM Design der Keramikblöcke	47
Abbildung 9: IPS e.max CAD-Blöcke vor dem Schleifen.....	47
Abbildung 10: IPS e.max CAD-Blöcke als Würfel geschliffen	48
Abbildung 11: fertiggestellte Keramik Blöcke (von links nach	48
Abbildung 12: Perthometer	49
Abbildung 13: Graphisches Messprotokoll einer Rauheitsmessung von Titan.....	49
Abbildung 14: PZ3 an der Halterung	51
Abbildung 15: Plasma Behandlung an der Titanprobe (Zur Veranschaulichung wurde der Abstand im Bild vergrößert)	51
Abbildung 16: Plasma Behandlung an der Zirkoniumdioxidprobe (Zur Veranschaulichung wurde der Abstand im Bild vergrößert)	52
Abbildung 17: Goniometer zur Kontaktwinkelmessung	53
Abbildung 18: Kontaktwinkelmessungen auf Titan bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten	56
Abbildung 19: Kontaktwinkel eines 3 μ l Wassertropfens auf einer Titanoberfläche ohne Plasmaexposition	56

Abbildung 20: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Titanoberfläche nach 5 Sekunden Plasmaexposition	57
Abbildung 21: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Titanoberfläche nach 10 Sekunden Plasmaexposition	57
Abbildung 22: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Titanoberfläche nach 20 Sekunden Plasmaexposition	57
Abbildung 23: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Titanoberfläche nach 30 Sekunden Plasmaexposition	57
Abbildung 24: Kontaktwinkelmessungen auf Zirkoniumdioxidkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten	59
Abbildung 25: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Zirkoniumdioxidoberfläche ohne Plasmaexposition	59
Abbildung 26: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Zirkoniumdioxidoberfläche nach 5 Sekunden Plasmaexposition	59
Abbildung 27: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Zirkoniumdioxidoberfläche nach 10 Sekunden Plasmaexposition	60
Abbildung 28: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Zirkoniumdioxidoberfläche nach 20 Sekunden Plasmaexposition	60
Abbildung 29: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Zirkoniumdioxidoberfläche nach 30 Sekunden Plasmaexposition	60
Abbildung 30: Kontaktwinkelmessungen auf Lithiumdisilikatkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten	62
Abbildung 31: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Lithiumdisilikatkeramik Oberfläche ohne Plasmaexposition.....	62
Abbildung 32: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Lithiumdisilikatkeramik Oberfläche nach 5 Sekunden Plasmaexposition.....	62
Abbildung 33: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Lithiumdisilikatkeramik Oberfläche nach 10 Sekunden Plasmaexposition.....	63
Abbildung 34: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Lithiumdisilikatkeramik Oberfläche nach 20 Sekunden Plasmaexposition.....	63
Abbildung 35: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Lithiumdisilikatkeramik Oberfläche nach 30 Sekunden Plasmaexposition.....	63
Abbildung 36: Kontaktwinkelmessungen auf Hybridkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten	65

Abbildung 37: Kontaktwinkel eines 3µl Wassertropfens auf einer Hybridkeramikoberfläche ohne Plasmaexposition.	65
Abbildung 38: Kontaktwinkel eines 3µl Wassertropfens auf einer Hybridkeramikoberfläche nach 5 Sekunden Plasmaexposition.	66
Abbildung 39: Kontaktwinkel eines 3µl Wassertropfens auf einer Hybridkeramikoberfläche nach 10 Sekunden Plasmaexposition.	66
Abbildung 40: Kontaktwinkel eines 3µl Wassertropfens auf einer Hybridkeramikoberfläche nach 20 Sekunden Plasmaexposition.	66
Abbildung 41: Kontaktwinkel eines 3µl Wassertropfens auf einer Hybridkeramikoberfläche nach 30 Sekunden Plasmaexposition.	66
Abbildung 42: Kontaktwinkelmessungen auf allen Proben bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten	67

Gem. § 9, Abs. 4 der Promotionsordnung vom 23. Oktober 2017 wurden einige
Ergebnisse dieser Dissertation vorab publiziert

1. Einleitung

In der Zahnmedizin werden regelmäßig unterschiedliche Materialien adhäsiv verbunden. Werkstoffe wie Keramiken, Kunststoffe oder Metalle können hierbei miteinander, oder mit der Zahnhartsubstanz verklebt werden. Verschiedene Therapieoptionen, wie beispielsweise Klebebrücken oder Veneers, sind ohne adhäsiven Verbund nicht durchführbar und deren Prognose hängt oft von der Qualität des Verbundes ab. Der Klebeverbund ist dabei ein wesentlicher Faktor für die Prognose der zahnärztlichen Versorgung (1). Um einen optimalen Verbund zu erzielen, werden die verschiedenen Materialien vorbehandelt oder konditioniert. Da die in der Zahnmedizin verwendeten Werkstoffe unterschiedliche physikalische und chemische Eigenschaften haben, werden für verschiedene Materialien oft auch unterschiedliche Vorbehandlungsmethoden empfohlen. Durch die spezifischen Vorbehandlungen, in Kombination mit einem geeigneten Verbundsystem, soll ein möglichst langfristiger und stabiler Haftverbund erzielt werden. Zur Oberflächenkonditionierung werden mechanische und chemische Verfahren eingesetzt oder diese kombiniert. Ziel der mechanischen Vorbehandlung ist in der Regel die Vergrößerung und Reinigung der Oberflächen. Hierbei soll auch die Oberflächenspannung reduziert und so die Benetzbarkeit erhöht werden. Die Oberfläche wird oft mittels Korundstrahlung oder durch Anrauen mit rotierenden Schleifköper bearbeitet. Mit der Korundstrahlung kann zusätzlich auch eine Silikatisierung stattfinden (2). Nach der mechanischen Vorbehandlung wird bei einigen Materialien ein chemischer Haftvermittler aufgetragen. Die Vorbehandlung der Oberfläche mittels Strahlen oder durch rotierende Instrumente birgt jedoch auch Risiken. So können Strukturschäden wie Mikrorisse entstehen, die sich in der Nutzungsphase ausbreiten und die zu Frakturen führen können. Keramiken, die eine ätzbare Glasphase enthalten, werden aus diesem Grund nicht durch Abstrahlen oder durch eine Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten vorbehandelt, sondern durch Ätzung. Die entsprechenden Säuren können jedoch umwelt- und gesundheitsschädlich sein (3).

Dadurch, dass die Vorbehandlung der Oberflächen einen starken Einfluss auf die Prognose der zahnärztlichen Versorgung hat und gleichzeitig die etablierten Methoden entweder auch materialspezifische Risiken bergen oder aber auch Risiken für die beteiligten Personen mit sich bringen, lohnt sich die Forschung nach weiteren

Möglichkeiten, die etablierten Methoden zu verbessern, indem ihre Wirksamkeit erhöht wird oder indem Risiken beseitigt werden.

Es wird nach Methoden gesucht, die den Klebeverbund verbessern und potenziell schädliche Methoden ersetzen. Bei vielen industriellen Anwendungen werden mittels Plasmabehandlung Oberflächen modifiziert. Unter Plasma versteht man hier ein teilionisiertes Gas. Auf Basis des herrschenden Drucks lassen sich Niederdruckplasmen, Atmosphärendruckplasmen und Hochdruckplasmen unterscheiden. Für die Plasmageneration stehen verschiedene Quellen zur Verfügung und je nach Indikation und Anforderung wird das erzeugte Plasma unterschiedlich appliziert. Niederdruckplasma oder Atmosphärendruckplasma kann mit verschiedenen Prozessgasen wie Argon, Sauerstoff, Helium oder Stickstoff erzeugt werden. Hierbei spielt auch die Temperatur eine maßgebliche Rolle. Die Plasmavorbehandlung wird eingesetzt, um die entsprechenden Oberflächen zu konditionieren, sodass die Benetzbarkeit erhöht wird. Von einer verbesserten Benetzbarkeit erhofft man sich wiederum eine Optimierung des Klebeverbundes (4). Bei einigen zahnmedizinischen Anwendungen wird ausgenutzt, dass eine Plasmabehandlung auch ohne Veränderung der Masse, Struktur und Geometrie des Materials durchgeführt werden kann. In der zahnmedizinischen Literatur wird über die Anwendung von Plasma zur Verbesserung des Haftverbundes bei der Verklebung entsprechender Materialien berichtet (5, 6, 7, 8, 9). Die meisten Studien verwenden ein Prozessgas (Argon, Helium, Sauerstoff oder Stickstoff) bei der Erzeugung des Plasmas. Die Benetzbarkeit misst man mit der Kontaktwinkelmessung, wobei die Rautiefe eine weitere relevante Oberflächencharakteristik darstellt. Es ist jedoch unklar, mit welchen Prozessparametern – wie Stromstärke, Spannung oder Behandlungsdauer – die Plasmageräte betrieben werden sollten, um die gewünschten Oberflächeneigenschaften zu erzielen.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, durch die Anwendung von kaltem Atmosphärendruckplasma die Oberflächenenergie gezielt zu modifizieren, um die Benetzbarkeit der Materialien zu verbessern und dadurch eine Optimierung des Klebeverbundes zu erreichen. Dabei wird ein Handgerät verwendet, das mit Umgebungsluft als Prozessgas sowie voreingestellten Parametern für Stromstärke und Spannung arbeitet. Im Fokus der Untersuchung steht die Bestimmung der erforderlichen Behandlungsdauer, die notwendig ist, um signifikante Veränderung der

Oberflächenenergie und eine verbesserte Benetzbarkeit zu erzielen. Es soll ermittelt werden, wie lange das Plasma appliziert werden muss, ob eine proportionale Beziehung zwischen Behandlungsdauer und Effekt besteht und ab welchem Punkt eine Sättigung der Wirkung eintritt, sodass eine längere Behandlung keinen zusätzlichen Nutzen mehr bringt. Dieser Erkenntnisse sollen dazu beitragen, eine effiziente und zielgerichtete Plasmabehandlung für unterschiedliche Materialien zu entwickeln.

Bezüglich der zentralen Fragestellungen der Studie wurden folgende Nullhypothesen postuliert:

1.) H01: Die Plasmaexposition hat keinen Einfluss auf die Benetzbarkeit der untersuchten dentalen Werkstoffe.

Zum Vergleich der Mittelwerte der gemessenen Kontaktwinkel in Abhängigkeit von der Dauer der Plasmaexposition wurde – sofern die Voraussetzung der Normalverteilung erfüllt war (geprüft mittels Shapiro-Wilk-Test) – eine einfaktorische Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Andernfalls kam der Kruskal-Wallis-Test als nichtparametrische Alternative zum Einsatz.

2.) H02: Die unterschiedlichen Plasmaexpositionszeiten haben keinen Einfluss auf die Benetzbarkeit der dentalen Werkstoffen.

Zur Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Plasmaexpositionszeiten wurde ein Bonferroni-korrigierter Post-hoc-Test durchgeführt.

2. Literaturdiskussion

2.1 Dentale Werkstoffe

Für die Anfertigung von Zahnersatz stehen diverse Materialien zur Verfügung. Die große Auswahl an dentalen Werkstoffen ermöglicht dem Zahnarzt, für die unterschiedlichen Indikationen das möglichst geeignetste Material zu verwenden. Bei der Auswahl der Materialien spielen an verschiedenen Stellen unterschiedliche Parameter eine entscheidende Rolle. Stabilität, Funktionalität, Biokompatibilität aber auch Verarbeitung, reproduzierbare Qualität und auch Ästhetik und Kosten müssen bedacht werden. Die dentalen Werkstoffe für festsitzenden Zahnersatz können nach deren Zusammensetzung in drei Hauptgruppen unterteilen: Metalle, Keramiken und Kunststoffe. Vor allem bei implantatgetragendem Zahnersatz wird häufig das Metall Titan verwendet.

2.1.1 Titan

Titan (Ti) ist ein Übergangsmetall und das Element mit der Ordnungszahl 22 (2). Titan ist weiß-metallisch, sehr fest und zusätzlich sehr korrosions- und temperaturbeständig (10, 11). Die Verwendung von Titan und Titanlegierungen für medizinische und zahnmedizinische Anwendungen hat zugenommen (12). In der Vergangenheit wurde Titan wegen seiner hohen Festigkeit, geringen Dichte, niedrigen Gewichts, seiner hohen Temperaturbeständigkeit und der Korrosionsbeständigkeit häufig in der Luft- und Raumfahrt sowie in der Schifffahrt eingesetzt (12). Die Entwicklung neuer Verarbeitungsmethoden wie Wachsauerschmelzverfahren, computergestützte Bearbeitung und Funkenerosion hat das Anwendungsspektrum von Titan in der Medizin erweitert (12). Heute werden Titan und Titanlegierungen für die Herstellung von Gelenkprothesen, chirurgischen Schienen, Stents und Befestigungselementen, Zahnimplantaten, Zahnkronen, Gerüsten für Teilprothesen (12), endodontischen Feilen, kieferorthopädischen Drähten und Brackets verwendet (13). Titan ist ein dimorphes Metall mit zwei Phasen, der α und β -Phase. α -Ti hat ein hexagonales, dicht gepacktes Kristallgitter und β -Ti ein kubisch-körperzentriertes Gitter (11). Während der Verarbeitung bei einer Temperatur unter 882,5 °C liegt Titan als α -Ti vor. Wird Titan über 882,5° C erhitzt, lagern sich die Atome im Kristallgitter enger aneinander und werden zu β -Ti (2). In Legierungen kommt Titan in einer Vielzahl von Formen vor. Es

kann als reines α - oder β -Ti vorliegen, oder es liegt eine Kombination aus beiden vor (13). Bei den weiteren Legierungselementen handelt es sich entweder um α -Stabilisatoren, wie Aluminium und Sauerstoff, oder um β -Stabilisatoren, wie Vanadium, Eisen, Mangan und Chrom (13). Aufgrund der höheren Dichte besitzt Titan in der β -Phase eine höhere Festigkeit als in der α -Phase. Allerdings ist das Elastizitätsmodul von α -Typ-Titanlegierungen höher als die der β -Typ-Titanlegierungen. Letzteres führt zur Zunahme der Dehnbarkeit und Verformbarkeit des Werkstoffes (14, 15). Bei der Herstellung von dentalen Implantaten und deren prothetischen Aufbauten werden Titanlegierungen bevorzugt, die entweder vollständig oder hauptsächlich aus α -Ti bestehen, da sie eine bessere Korrosionsbeständigkeit und ein höheres Elastizitätsmodul aufweisen (14, 15).

2.1.2 Keramiken

2.1.2.1 Einführung

Eine Keramik ist ein anorganisches, nichtmetallisches Material, das aus drei Hauptkomponenten besteht: Quarz, Feldspat und Kaolin. An vielen Stellen wird synonym der Begriff Porzellan verwendet. Hartporzellan wurde in der Zahnmedizin das erste Mal im Jahr 1774 verwendet als der französische Zahnarzt N.D. de Chémant und der Apotheker A. Duchateau eine Alternative zu den bislang verwendeten organischen Materialien (Knochen, Elfenbein oder Tierzähnen) zur Zahnersatzherstellung entwickelten (2, 16, 17). Aufgrund der guten Ästhetik, Funktion und Biokompatibilität weitete sich in der Folge der Einsatzbereich aus. Zu Beginn wurden hauptsächlich Kombinationen aus Metall und Keramik verwendet, bereits hier zeigte sich die Komplexität des Verbunds unterschiedlicher Materialien (18). Im Jahr 1952 erlangte der New Yorker Weinstein das Patent für das Permadent-Verfahren (2). Dabei handelt es um eine Methode zur Erzielung eines dauerhaften Verbunds zwischen Edelmetall und Keramik (2, 18). Erst im Jahr 1962 stellten die Firmen VITA und Degussa die Verblend-Metall-Keramik in Europa vor, welche bis heute eine breite Anwendung in der Zahnmedizin findet (2, 19, 20). Ab den 1960er Jahren wurden weitere Techniken für die Herstellung von Kronen entwickelt, die segmentales Auftragen von verschieden farbigen Schmelzkeramikmassen enthielten und somit eine natürlichere Ästhetik ergaben (18). Das Bewusstsein für die Bedeutung der Lichtdurchlässigkeit, der Änderungen des Brechungsindex und der Reflexion von Keramiken wuchs (18, 21).

Weitere Entwicklungen ermöglichten es in den 1980er- Jahren metallfreie Vollkeramische Restaurationen herzustellen. Die werkstoffkundlichen Eigenschaften der Keramik wie Festigkeit und Ästhetik sowie die Herstellungsmethoden wurden kontinuierlich verbessert, sodass heute eine Vielzahl von Keramikarten für die Verwendung bei der Herstellung von Zahnersatz zur Verfügung steht (22). Die dentalen Keramiken sind aufgrund ihrer Eigenschaften wie der hohen Biokompatibilität, geringer Plaqueaffinität, hoher Transluzenz und Festigkeit als Werkstoffe in der Praxis nicht mehr wegzudenken (23, 24, 25). Dentale Keramiken werden nach ihrer Zusammensetzung, in Keramiken mit Glasphase (Silikatkeramiken), Keramiken ohne Glasphase (Oxidkeramiken) sowie Hybridkeramiken und Verbundkeramiken unterteilt (2, 26).

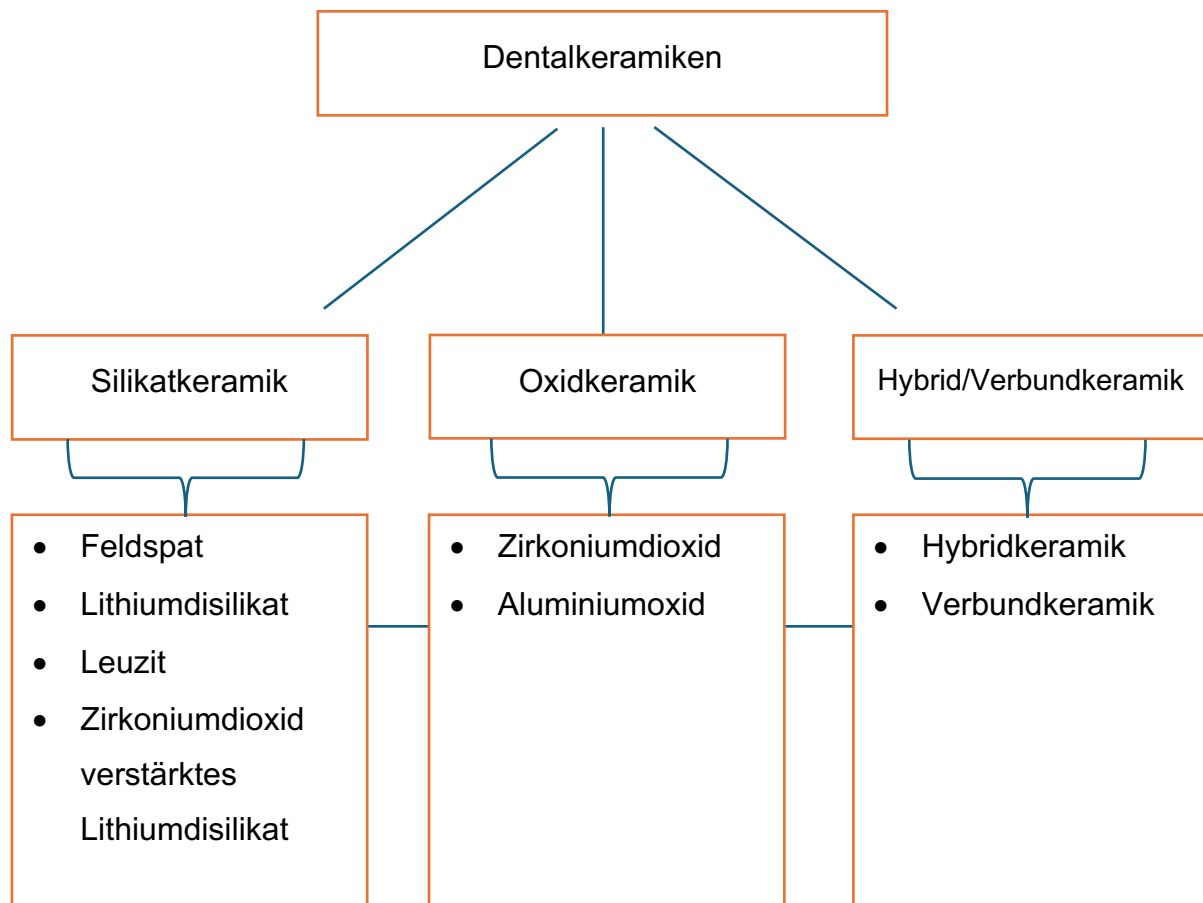


Abbildung 1: Klassifikation der Dentalkeramiken

2.1.2.2 Silikatkeramiken

Silikatkeramiken sind Keramiken mit einer Glasphase. Synonym wird häufig der Begriff Glaskeramik verwendet (27). Es handelt sich hierbei um die Kombination aus amorpher Glasphase und kristalliner Keramik (2). Durch eine gezielte thermische

Behandlung bringt man die optischen Vorteile der Glasphase, wie der Transluzenz mit den mechanischen Vorteilen der Keramik, zusammen (2). Die Keramik wird als Pulver zum Verblenden oder Schichten verwendet. Alternativ kann das Pulver zu einem Pressrohling gepresst werden. Das Material kann auch als heiße Masse direkt in eine entsprechende Rohlingform eingebracht werden. Diese Rohlinge können später abgekühlt mittels CAD/CAM Techniken (computer aided Design/ computer aided manufacturing) weiterverarbeitet werden. Mit dieser Technik können verschiedene glasinfiltrierte Keramiken hergestellt werden (2, 26). Vertreter dieser Materialien sind Leuzitkeramiken, Lithiumsilikat- sowie Lithiumdisilikatkeramiken (28). Die Zugabe des Minerals Leuzit (KAlSi_2O_6) erhöht den kristallinen Anteil sowie die Festigkeit der Glaskeramik (26). Lithiumdisilikatkeramiken ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) besitzen eine drei bis viermal höhere Festigkeit als herkömmliche Glaskeramiken und zeigen gleichzeitig eine hohe Transluzenz (26, 27). Aufgrund dieser beeindruckenden Eigenschaften werden die Lithiumdisilikatkeramiken seit einigen Jahren häufiger eingesetzt (29, 30). Mit der IPS™ e.max CAD präsentierte die Firma Ivoclar im Jahr 2006 eine besondere Form der Lithiumdisilikatkeramiken. Diese wurde speziell für die CAD/CAM-Anwendung entwickelt (31). Sie wird in einem teilkristalisierten Zustand geliefert und besteht hauptsächlich aus Lithiummetasilikat (Li_2SiO_3). In diesem Zustand lässt sich das Material leichter schleifen und bearbeiten (31). Das finale Ergebnis, wird durch Wärmebehandlung bei einer Temperatur von 850 °C erreicht (26). Das Material gewinnt deutlich an Festigkeit und ca. 0,2 % an Dichte durch den Übergang Glas-Keramik (26).

2.1.2.3 Oxidkeramiken

Die Modifikation von Glaskeramiken durch den Zusatz von Oxiden bewirkt, dass Silikatkeramiken grundsätzlich auch den Oxidkeramiken zugeordnet werden können. Diese Oxidkeramiken nehmen dabei eine intermediäre Position zwischen klassischen Silikatkeramiken und „nichtsilikatischen“ beziehungsweise (bzw.) glasarmen Keramiken ein (2, 32). Die Suche nach metallfreien Restaurationen führte zu weiteren Entwicklungen und Modifikationen der Dentalkeramiken. Im Jahr 1993 präsentierten Andersson und Oden eine Methode zur Herstellung vollkeramischer Restaurationen auf Aluminiumoxidbasis (Al_2O_3) (18, 33). Die Frakturanfälligkeit und Opazität dieser Keramik konnte mit der Weiterentwicklung zur Zirkoniumdioxid-Keramik (ZrO_2) verbessert werden (18, 22). Die Zirkoniumdioxid-Keramiken etablierten sich in der

Zahnmedizin mit der Einführung der CAD/CAM Technologie. Das Mineral Zirkoniumdioxid bildet bei unterschiedlichen Temperaturen (1170-2680°C) monoklin, tetragonal oder kubisch Gitterstrukturen aus (34). Die Stabilisierung der Kristallgitterstrukturen bei Raumtemperatur kann durch den Zusatz weiterer Oxide, wie Yttriumoxid (Y_2O_3), sichergestellt werden (22). Die teilstabilisierte tetragonale Phase des Zirkoniumdioxids, *tetragonal zirconia polycrystal* (TZP), enthält einen eigenständigen Verstärkungsmechanismus (27). Treten äußere Spannungen auf, kommt es im Bereich der Rissspitze zur lokalen Umwandlung der tetragonalen zur monoklinen Struktur, dabei kommt es zu einer 3-5% Volumenzunahme, welche zu erhöhter Druckspannung führt und somit die weitere Ausbreitung eines Risses erschwert (27). Diese Besonderheit verleiht Zirkoniumdioxid Festigkeit und Bruchzähigkeit (22). Weitere Modifikationen der Zirkoniumdioxidkeramiken ergaben bisher vier Generationen. Diese unterscheiden sich hauptsächlich durch die Menge von Yttriumoxid und Aluminiumoxid (34). Während der Zusatz von Aluminiumoxid die Festigkeit und die Opazität steigert, kommt es mit Zunahme des Yttriumoxid Anteils zur Erhöhung der Transluzenz und Abnahme der mechanischen Belastungsfähigkeit (32, 34). Zirkoniumdioxidkeramiken werden in teilgesinterter Form zur Verfügung gestellt. In dieser Form hat die Keramik ihre endgültige Härte noch nicht erreicht, wodurch das Fräsen und Bearbeiten des Materials erleichtert wird (27). Das Fräsen erfolgt mittels CAD/CAM Technologie, hier wird die Restauration in einer exakt berechneten vergrößerten Form hergestellt, um die Schrumpfung (20-25 %) der Keramik bei dem anschließenden Sinterprozess auszugleichen (2, 27, 34).

2.1.2.4 Hybrid-/Verbundkeramiken

Um die komplexen mechanischen und biologischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin nachzuahmen versucht man durch die Kombination verschiedener Werkstoffe und deren Eigenschaften Dentalkeramiken für bestimmte Indikationen zu verbessern (2, 35, 36, 37). Die glasinfiltrierte Oxidkeramik stellt eine Kombination der mechanischen Eigenschaften der porösen Oxidkeramiken mit den ästhetischen Eigenschaften des Glases dar (2, 37). Hybridkeramiken sollen die Festigkeit der Keramiken mit der Elastizität von Polymeren kombinieren. Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Deutschland) CAD/CAM-Blöcke bestehen aus einem porösen, vorgesinterten Feldspat-Keramik-Netzwerk (86%) das durch ein organisches Polymer (14%) infiltriert ist (36). Das polymerinfiltrierte Keramik-Netzwerk, wird auch

Hybridkeramik genannt und weist im Vergleich mit anderen Keramikwerkstoffen ein geringes Elastizitätsmodul auf, welches zur Spannungsreduktion und erhöhter Nachgiebigkeit führt (2, 35, 36).

2.2. Dentale Befestigungsmaterialien

Nach Herstellung und Ausarbeitung einer dentalen Restauration wird diese intraoral auf dem Zahn oder einem Implantatabutment (intraoral oder extraoral) temporär oder dauerhaft fixiert (2). Bei implantatgetragenen Restaurationen kann dies auch mittels einer Schraube durchgeführt werden. Das Befestigen von dentalen Restaurationen gehört zum Alltag in der zahnärztlichen Praxis (38). Bei einer adhäsiven Befestigung oder beim Zementieren können je nach Material und klinischer Situation, unterschiedliche Befestigungsmaterialien zum Einsatz kommen (38). Bei Wahl eines falschen Befestigungsmaterials kann es zum Versagen der Restauration, dem Bruch oder dem Ablösen der Restauration kommen (38). Eine sichere Fixierung der Restauration unter Belastung sowie eine homogene Kraftverteilung und -weiterleitung sind essenzielle Anforderungen an ein Befestigungsmaterial (38). Das Abdichten der Fuge zwischen der Restauration und der Zahnhartsubstanz oder dem Implantatabutment ist ebenfalls wichtig (38). Zusätzlich müssen Biokompatibilität, Gewebeverträglichkeit und reduzierte thermische Weiterleitung gewährleistet werden (38). Grundsätzlich unterscheidet man zwischen konventioneller und adhäsiver Befestigung. Die Form des Zahnes, der Restauraionswerkstoff, die Zugänglichkeit und die Möglichkeit der Trockenlegung bestimmen hierbei die Wahl der Befestigungsmethode (2, 38).

2.2.1 Konventionelle Befestigung

Die konventionelle Befestigung, auch als Zementierung bekannt, wird bereits seit mehr als 100 Jahren angewandt (2, 39). Zinkoxidphosphatzement ist der älteste zahnmedizinische Zement (40). Im Jahr 1971 wurde zusätzlich der Glasionomerzement von Wilson und Kent eingeführt (39). Der Halt der Restauration bei konventioneller Zementierung wird hauptsächlich durch Friktion erzielt (2). Während des Abbindens des Zements zwischen der Restauration und der Zahnhartsubstanz verkeilt sich die Restauration mikromechanisch und es entsteht ein

formschlüssiger Verbund (2, 38, 40). Voraussetzungen für einen erfolgreichen Halt betreffen die Restauration und die Form des Zahnstumpfes (38). Die Passgenauigkeit der Restauration bestimmt die Größe des Zementspaltes (38). Das Restaurationsmaterial soll eine Festigkeit von mindestens 350 MPa aufweisen, um unter Kaubelastung nicht zu frakturieren oder sich zu verformen (41). Für einen suffizienten Halt über Friktion wird eine parallele Präparation der Stumpfflächen angestrebt (2). Diese sollen eine Friktionsstrecke von mindestens 4 mm besitzen und einen Konus Winkel von 4-6° bilden (2).

2.2.2 Adhäsive Befestigung

Adhäsion (lateinisch *adhaerere* = anhaften) beschreibt das Haften zweier unterschiedlicher Körper aneinander, sodass mechanische Kraft oder Arbeit über die Grenzfläche der beiden Körper übertragen werden kann (2). Die Grenzflächenkräfte, die die beiden Körper zusammenhalten, können durch Van-der-Waals-Kräfte, Wasserstoffbrückenbindungen, ionische oder kovalente Bindungen entstehen (42). Jeder Vorgang, der als Adhäsion beschrieben wird, ist ein Zusammenspiel, bei dem ein Adhäsionspartner (oder Substrat) und ein aufgetragenes Adhäsiv eine dazwischenliegende Grenzfläche bilden (43). Diese Kombinationen werden als Klebeverbindungen bezeichnet und sind oft komplex und umfassen zwei oder mehr Grenzflächen (43). 1954 stellte Buonocore die Schmelz-Ätz-Technik zur Erhöhung der Haftung von *ACRYLIC Filling Materials* vor und legte damit den Grundstein für die adhäsive Befestigung von zahnärztlichen Restaurationen (44, 45). Die Vorbehandlung des Schmelzes mit Phosphorsäure, erlaubte die Einführung von vielen Therapiemitteln, wie direkt gelegte Kunststofffüllungen (39, 45). Die adhäsive Befestigung ermöglicht in einigen Indikationen ein minimalinvasives und defektorientiertes Vorgehen. Hierbei wird der Halt der Restauration nicht über die retentive Form der Präparation definiert, sondern es kommen physikalische, chemische und/oder mechanische Bindungsprozesse zum Tragen. Für einen langfristigen und suffizienten adhäsiven Verbund ist ein trockenes und zugängliches Arbeitsfeld Voraussetzung. Die Benetzbarkeit der Flächen spielt ebenfalls eine große Rolle (2).

2.2.3 Einteilung der Befestigungsmaterialien

Dentale Befestigungsmaterialien werden nach ihrer Zusammensetzung und Grundstruktur wie folgt eingeteilt:

Phenolate:

Die Reaktion zwischen Zinkoxid und Eugenol ergibt einen Chelatkomplex, welcher eine antibakterielle und sedierende Eigenschaft aufweist und sich als Zement leicht entfernen lässt (2). Zinkoxid-Eugenol wird aufgrund dieser Eigenschaften meistens zur temporären Befestigung von Restaurationen eingesetzt (2). Eugenolfreie Zemente für die provisorische Befestigung wurden zusätzlich entwickelt, um Polymerisationsstörungen bei der definitiven adhäsiven Befestigung zu umgehen (38). Ein kommerziell erhältlicher Phenolatzement ist zum Beispiel TempBond®.

Phosphate:

Zinkoxidphosphatzement besteht aus einem Pulver- und Flüssigkeitsgemisch und härtet durch eine Säure-Base-Reaktion aus, die durch das Mischen seines Pulvers (90 % ZnO und 10 % MgO), mit der Flüssigkeit (ca. 55 % mit Aluminium und Zink gepufferte Phosphorsäure) ausgelöst wird (39). Ein optimaler Sitz der Krone erfordert ein korrektes Mischen und eine konstant hohe Endfestigkeit (46). Die Zementfestigkeit hängt fast linear vom Verhältnis Pulver und Flüssigkeit ab, je mehr Pulver, desto besser die Festigkeit (46). Zinkoxidphosphatzement geht keine chemische Bindung mit einem Substrat ein und sorgt nur auf mechanischem Wege für eine retentive Abdichtung (46). Auf dem Markt erhältliche Phosphatzemente sind beispielsweise Hoffmann's Zement und Harvard-Zement.

Polycarboxylate:

Polycarboxylzemente, härten ebenfalls durch eine schnelle Säure-Base-Reaktion aus, welche stattfindet, wenn Zinkoxid- und Magnesiumoxidpulver schnell in eine viskose Lösung aus hochmolekularer Polyacrylsäure eingearbeitet werden (46). Polyacrylsäure weist einen höheren pH-Wert als Phosphorsäure auf und trägt damit zur Reduktion der Pulpaschäden aufgrund der Säureeinwirkung bei (2). Sie haften chemisch an der Zahnstruktur durch die Wechselwirkung von freien Carboxylgruppen und Kalzium (46). Allerdings weisen Polycarboxylzemente nach der Aushärtung eine deutlich größere plastische Verformung auf, welche die Qualität des Randschluss

negativ beeinflusst und aufgrund dessen keine weitere klinische Verarbeitung stattfand (2).

Glasionomerzemente:

Hierbei handelt es sich um einen Abkömmling der Silikat- und Polycarboxylzemente (46). Er härtet durch eine Säure-Base-Reaktion zwischen Fluorsilikat-Glaspartikeln und einer Flüssigkeit aus (46). Die Flüssigkeit besteht aus Copolymeren schwacher Polyalkensäuren (46). Glasionomerzemente haften an der Zahnstruktur durch die Bildung von Ionenbindungen an der Grenzfläche zwischen Zahn und Zement (46). Weiterentwicklungen führten zu Kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen. Diese entstehen durch die Zugabe von wasserlöslichen Polymeren zu herkömmlichem Glasionomerzement (47, 48). Derartige Zemente haben eine höhere Druck- und diametrale Zugfestigkeit als Zinkoxidphosphate und Polycarboxylate (46). Ihre Haftung an Schmelz und Dentin und ihr Fluoridfreisetzungsmuster sind ähnlich wie bei konventionellen Glasionomerzementen (46). Ein wesentlicher Nachteil der Kunststoffmodifizierten Glasionomerzemente ist die resultierende Quellung des Zements aufgrund der kontinuierlichen Wasserabsorption durch die wasserlöslichen Polymere (2). Diese kann zur möglichen Fraktur oder Reduktion der Verbundfestigkeit der Restauration führen (2). FujiCEM ist ein Beispiel für einen kunststoffmodifizierten Glasionomerzement.

Polymethacrylate:

Polymethacrylate bestehen aus einer organischen Polymermatrix und anorganischen Füllkörpern (2). Befestigungsmaterialien auf Methylmethacrylat Basis wurden in den 1950er Jahren entwickelt, wiesen jedoch schlechte physikalische Eigenschaften wie eine hohe Polymerisationsschrumpfung und eine erhöhte Mikroleckage aufgrund des geringen Füllstoffgehalts (47, 49). 1963 entwickelte Rafael Bowen mit dem sogenannte Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA) das erste multifunktionelle Methacrylat, dass in der Zahnmedizin verwendet wurde (50). Anorganische zugesetzte Füllkörper bestehen aus Quarz, Silikaten, Aluminiumoxiden und Ytterbiumfluorid (2, 38). Die Konzentration und Zusammensetzung dieser Füllkörper in Kombination mit den Monomeren beeinflussen die mechanischen Eigenschaften wie die Polymerisationsschrumpfung, Farbe, Transluzenz, Wasseraufnahme und Polierbarkeit der Befestigungskomposite (2). Das Aushärten der Befestigungskomposite kann durch das Mischen von zwei oder mehr Komponenten

des Materials initiiert werden und wird dann als chemisch härtend bezeichnet (38, 51). Dieser Mechanismus wird bei lichtundurchlässigen oder schwer lichtdurchlässigen Materialien verwendet (2, 38). Eine andere Art der Aushärtung erfolgt durch Lichtaktivierung (meistens Halogen- oder LED-Lampe) (38). Diese Methode findet Anwendung bei transluzenten Werkstoffen und setzt das Vorhandensein entsprechender Aktivatoren voraus (2, 38). Eine Kombination aus beiden Methoden findet bei dualhärtenden Befestigungskompositen statt (38). Auf dem Markt sind mittlerweile zahlreiche Befestigungskomposite wie Variolink®, PANAVIA™ und RelyX™ Unicem erhältlich.

2.3 Konditionierung der Oberflächen für die adhäsive Befestigung

Voraussetzungen für eine adhäsive Befestigung sind die richtige Wahl des Befestigungsmaterials, die Sauberkeit der Oberflächen und die Benetzungsfähigkeit (43). Um die Oberfläche zu säubern und die Benetzbarkeit der zu verklebenden Flächen zu verbessern, werden diese Bereiche vorbehandelt. Hierdurch soll ein langfristiger und stabiler Halt gewährleistet werden (43). Eine saubere Oberfläche ist frei von offensichtlichen Verschmutzungen mit Speichel, Blut oder Smearlayer (43). Hierunter versteht man eine Schmierschicht aus Ölen, organischen Ablagerungen und/oder Bioorganismen und deren Abbauprodukten (2, 38). Derartige Kontaminationen bestehen regelmäßig unter klinischen Bedingungen und behindern die Benetzung des Befestigungsmaterials (43).

2.3.1 Benetzbarkeit

Adhäsion erfordert einen sehr engen Kontakt der zu verbindenden Materialien. Das Verständnis der jeweiligen Oberflächeneigenschaften unterschiedlicher Materialien ist für das Erzeugen und Verbessern adhäsiver Verbunde unerlässlich. Im Inneren der Materialien befinden sich die Atome im Gleichgewicht und die zwischenatomaren Kräfte zwischen benachbarten Atomen in der Kristallstruktur sind ausgeglichen. An der Oberfläche ist dies nicht der Fall, da es an der äußeren Oberfläche der Atome keine interatomaren Wechselwirkungen gibt. Die freie Oberflächenenergie γ ist die Differenz zwischen einem Atom an der Oberfläche und einem Atom im Inneren (43, 52). Damit Adhäsion entstehen kann, muss der Klebstoff die Oberfläche benetzen. Die gängigste

Methode zur Evaluation der Benetzbarkeit eines Materials ist die Messung des Kontaktwinkels. Der Kontaktwinkel ist der innere Winkel in einem Flüssigkeitstropfen, der mit einem Festkörper in Kontakt steht. Er stellt das energetische Gleichgewicht zwischen den beteiligten festen, flüssigen und gasförmigen Phasen dar (43, 53, 54).



Abbildung 2: Kontaktwinkel zwischen einem Flüssigkeitstropfen und einem Festkörper

Bedingung für die Benetzung ist, dass die Energie, die bei der Bildung einer Flächeneinheit der Festkörper-Flüssigkeits-Grenzfläche gewonnen wird, diejenige übersteigt, die zur Bildung einer Flächeneinheit der Flüssigkeits-Luft-Oberfläche erforderlich ist. Das heißt wenn γ_{SA} (die Grenzflächenspannung Festkörper-Luft), γ_{SL} (die Grenzflächenspannung Festkörper-Flüssigkeit) und γ_{LA} (die Grenzflächenspannung Flüssigkeit-Luft) ist, dann gilt für die Ausbreitung:

$$\gamma_{SA} - \gamma_{SL} > \gamma_{LA}$$

Thomas Young stellte im Jahr 1805 die Beziehung zwischen dem Kontaktwinkel und der Oberflächenspannung für einen Festkörper im Gleichgewicht mit der Grenzfläche von Flüssigkeit fest. Er beschrieb in Worten die Beziehung zwischen dem Kosinus des Kontaktwinkels und den Kräften, die die Grenzflächenspannungen auf einen Flüssigkeitstropfen ausüben, der sich auf einer festen Oberfläche ablagert. Eine Beziehung, die heute als Young-Gleichung bekannt ist und mathematisch ausgedrückt wird als (43, 53, 55):

$$\cos \theta^Y = \frac{\gamma_{SA} - \gamma_{SL}}{\gamma_{LA}}$$

Die Benetzung wird anhand des Kontaktwinkels der Flüssigkeit (in der Regel Wasser) in nicht benetzend ($>90^\circ$), benetzend ($<90^\circ$) und sich ausbreitend ($\sim 0^\circ$) kategorisiert.

Ziel ist es, Bedingungen zu wählen, die die Ausbreitung begünstigen, ohne die Oberflächenspannung der Flüssigkeit so weit zu senken, dass die Kohäsionskräfte der Flüssigkeit beeinträchtigt werden (43).

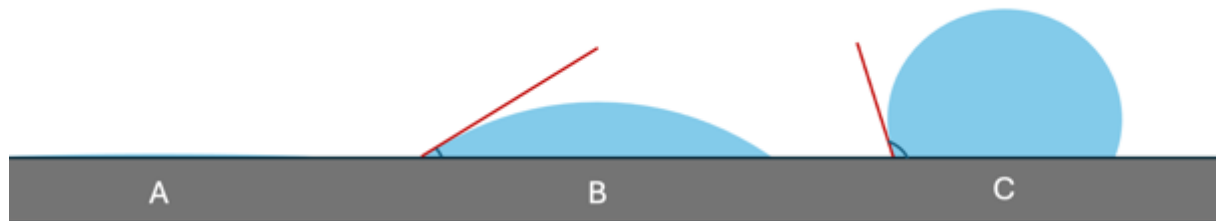


Abbildung 3: Benetzungsverhalten eines Flüssigkeitstropfens (blau) auf einem Festkörper (grau). A: Der Tropfen hat sich ausbreitet, B: Der Tropfen benetzt den Festkörper mit einem Kontaktwinkel von $< 90^\circ$, C: Der Tropfen benetzt den Festkörper nicht (Kontaktwinkel $> 90^\circ$)

2.3.2 Konditionierung der Zahnoberflächen

Die Schmierschicht wirkt als physikalische Barriere und verschließt die Dentinkanälchen, die für den adhäsiven Verbund frei sein müssen (56). Die Schmierschicht kann durch Anwendung von Phosphorsäure in einer geeigneten Konzentration entfernt werden (56). Die üblicherweise verwendeten Phosphorkonzentration liegt bei 30-40 % (56). Bei der adhäsiven Verklebung mit Zahnoberflächen besteht die Herausforderung einen Verbund zwischen dem hydrophoben Hydroxylapatit, dem hydrophilen Dentin sowie dem hydrophoben Polymer herzustellen (2). Für den erfolgreichen Halt der Restaurationen auf der Zahnhartsubstanz wird ein abgestimmtes Adhäsiv System benötigt (2). Hierbei werden Bindungen zwischen der Zahnhartsubstanz und Metallen, Keramiken oder Polymeren hergestellt. Befestigungskomposite können aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzung auf verschiedenen dentalen Werkstoffen bzw. Zahnhartsubstanzen haften (38). Die Adhäsion am Schmelz erfolgt durch die mikromechanische Verzahnung des Befestigungskomposits mit den Hydroxylapatitkristallen und -stäbchen des vorher angeätzten Schmelzes (46). Die Adhäsion von Befestigungskompositen am Dentin ist komplexer und beinhaltet das Eindringen der Monomere in die Kollagenschicht, welche über dem teilweise demineralisierten Apatit des vorher angeätzten Dentins liegt (46). Mehrere Schritte sind erforderlich, um das Wasser im feuchten Dentin durch die Monomere zu ersetzen (46). Nach der Demineralisierung durch die Phosphorsäure wird der sogenannte

Primer, ein amphiphiles Benetzungsmittel, aufgetragen (46). Der Primer ist bifunktionell, das heißt er hat eine hydrophile Bindungsstelle die die Bindung an das Dentin ermöglicht, und eine hydrophobe Bindungsstelle die die Bindung an das Adhäsiv (den Bonder) ermöglicht (46). Das Adhäsiv, ein fließfähiges Komposit, wird anschließend auf die Oberfläche aufgetragen, um das mit dem Primer infiltrierte demineralisierte Dentin zu stabilisieren und in die Dentin Tubuli einzudringen (46). Nach der Polymerisation des Adhäsivs ist die Hybridschicht (Zone aus Kollagen und Komposit) fertiggestellt. Anschließend kann der Befestigungskomposit über Kohlenstoff-Kohlenstoff-Bindungen mit der hydrophoben Seite des Adhäsivs einen Haftverbund bilden. Befestigungskomposite sind in ständiger Weiterentwicklung und können nach ihren jeweils notwendigen Vorbehandlungen unterteilt werden (41). Es finden sich Materialien, bei denen ein getrenntes Adhäsiv System, 1- , 2- oder 3-Schritt-Systeme verwendet werden und Materialien, bei denen alle Komponenten in einer Phase enthalten sind und es sich somit um selbstadhäsive Systeme handelt (2, 46).

2.3.3 Konditionierung von Metallen

Bei der Verbindung zwischen Befestigungskompositen und unedlen Metallen wurden in den letzten Jahrzehnten deutliche Verbesserungen erzielt (57). Ein Ansatz ist die Oberflächenmodifikation, bei welcher eine dünne Metall- oder Siliziumdioxidschicht auf der Metalloberfläche erzeugt wird (57). Zu diesem Verfahren gehören die Verzinnung, die Pryrosilizierung, die tribochemische Siliziumdioxidbeschichtung, die Titandioxidbeschichtung und die Funkenerosion (57). Eine weitere Technik ist das direkte Auftragen von sauren Methacrylatmonomeren, bei welcher ein flüssiger Carbon- oder Phosphatmonomere enthaltender Metallkonditionierer, aufgetragen wird um eine chemische Verbindung herzustellen (57). Bei der CAD/CAM-Herstellung von implantatgetragenen Zahnersatz wird aus verschiedenen Gründen der eigentliche Zahnersatz häufig mit konfektionierten Titan-Klebebasen verklebt. In der Regel wird die definitive Krone, meist aus Keramik, extraoral mit der konfektionierten Titan Klebebasis verklebt und beides anschließend im Implantat verschraubt. Titanklebebasen werden in der modernen Implantatprothetik aufgrund ihrer vielseitigen Vorteile zunehmend angewandt. Ein zentraler Grund ist ihre mechanische Stabilität: Titanbasen erhöhen die Frakturbeständigkeit von Keramikabutments und -

kronen erheblich und schützen vor Schraubenlockerungen sowie Abutment-Frakturen (58). Zudem bieten sie eine hohe Biokompatibilität, da Titan vom peri-implantären Gewebe gut akzeptiert wird und keine unerwünschten Reaktionen im Weichgewebe verursacht (59). Durch die Möglichkeit, überschüssigen Zement extraoral zu entfernen, wird das Risiko von bakteriellen Anlagerungen und marginalen Knochenverlusten deutlich reduziert (60). Ein weiterer Vorteil ist die präzise Passgenauigkeit der konfektionierten Titanbasen, die durch standardisierte Fertigung und CAD/CAM-Kompatibilität erreicht wird (2). Dies ermöglicht eine exakte Verbindung zwischen Implantat und Suprastruktur, was nicht nur die Stabilität, sondern auch die ästhetische Integration verbessert (5). Insbesondere in ästhetisch anspruchsvollen Bereichen verhindern Keramikaufsätze das Durchschimmern des Titans und schaffen ein natürliches Erscheinungsbild. Gleichzeitig lässt sich das Emergenzprofil individuell gestalten, um die Weichgewebsanlagerung zu optimieren (5).

Diese Vorteile werden durch ihre Kosteneffizienz ergänzt, da sie eine wirtschaftliche Alternative zu vollständig individuellen Abutments darstellen. Mit unterschiedlichen Designs und Höhen bieten sie zudem Flexibilität, um klinische Anforderungen optimal zu erfüllen (2, 5).

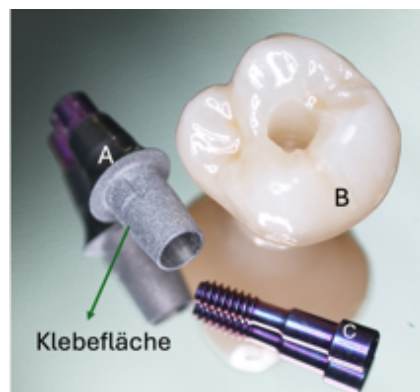


Abbildung 4: konditionierte Titanklebebasis (A), Krone aus Zirkoniumdioxid (B) und Befestigungsschraube (C)

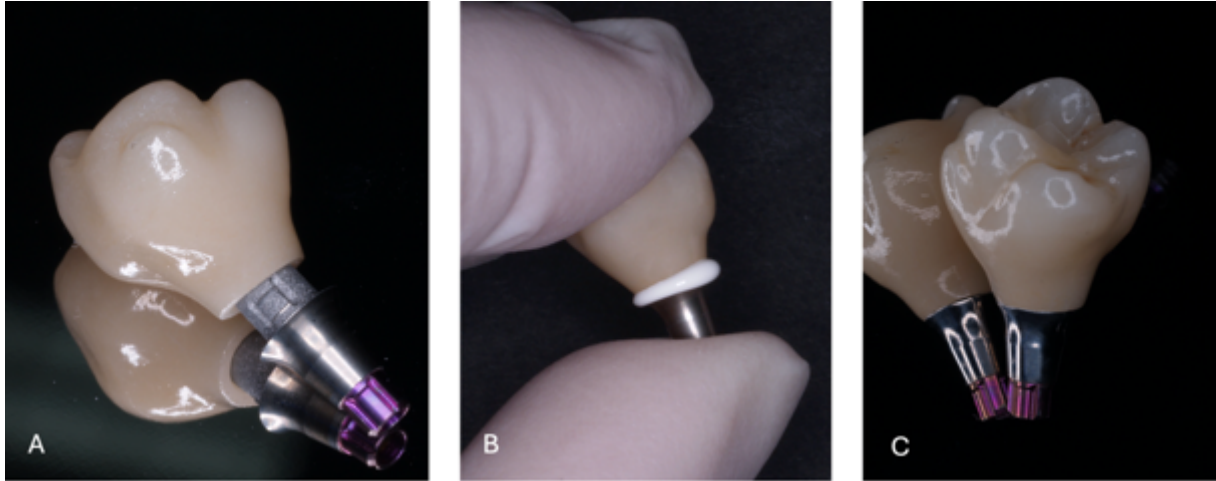


Abbildung 5: Positionierung der fertigen Krone auf dem Titanklebebasis-Abutment (A) Verklebung des Titanklebebasis-Abutments mit der fertigen Krone mit überschüssigem Verbundmaterial (B) und fertige Restauration zur Eingliederung (C).

Für einen dauerhaften und stabilen Verbund ist eine adäquate Vorbehandlung der Titan Klebebasis notwendig (38). Hierbei kann es sich um Methoden handeln, welche die mikromechanische Retention, die chemische Bindung oder beides fördern (61). Für die mikromechanische Retention ist die Korundstrahlung mit Al_2O_3 -Partikeln am weitesten verbreitet (38, 62, 63). Das Strahlmittel liegt in verschiedenen Korn-Größen vor ($50\ \mu\text{m}$, $120\ \mu\text{m}$, $250\ \mu\text{m}$ u.a.) (61, 64). Dieses Verfahren reinigt und vergrößert die Oberfläche (62, 65, 66). Außerdem verringert es die Oberflächenspannung und schafft eine hoch aktivierte Oberfläche, welche die Benetzbarkeit für das anschließend aufgebraute Material begünstigt (61, 63). Laut Angaben verschiedener Hersteller von Titan Klebebasis soll die Vorbehandlung mittels $50\ \mu\text{m}$ und 2 bar Al_2O_3 stattfinden. Die Suffizienz dieses Vorgehens wird von Pitta *et al.* bestätigt (67).

2.3.4 Konditionierung von Keramik

Der klinische Erfolg von adhäsiven Bindungsverfahren für Keramikrestorationen hängt von der Qualität und Dauerhaftigkeit des Verbunds zwischen der Keramik und dem Kunststoffzement ab. Die Qualität des Verbunds wird durch die Oberflächenbehandlung, welche den mikromechanischen und/oder chemischen Verbund mit dem Kunststoff fördern, gesteuert (68). Unter Berücksichtigung der chemischen Reaktivität gegenüber Säuren können Keramiken entweder säureempfindlich oder säurebeständig sein, abhängig vom Grad der durch Säuren verursachten Oberflächenschädigung (68). Silikatkeramiken (z.B. Feldspat-, Leuzit-

und Lithiumdisilikatkeramiken) lassen sich leicht mit Flusssäure (5-9,5%) anätzen, sodass mikromechanisch retentive Oberflächen entstehen. Keramiken mit hohem Kristallgehalt (z.B. glasinfiltriertes Aluminiumoxid und Zirkoniumdioxid) weisen nur eine geringe Oberflächenmodifikation durch Säurebehandlung auf, was eine zuverlässige mikromechanische Verbindung mit dem Kunststoff alleine durch Anätzen verhindert (69, 70, 71). Die Wirkung des Ätzens hängt von der Art der Säure, ihrer Konzentration, der Einwirkzeit und der zu behandelnden Keramikart ab. Am wirksamsten ist die Flusssäure (HF) (71). Die entstehende Oberflächenrauheit und das Ätzmuster sind abhängig vom Keramiktyp (72). Eine Erhöhung der Konzentration und der Einwirkzeit erhöht die Ätzwirkung (71). Die Wirkung der Säurebehandlung ist vielfältig: sie reinigt die Klebefläche, indem sie unerwünschte Oxide, Ablagerungen und Fette entfernt, erhöht die Rauheit und vergrößert so die Klebefläche und erhöht die Benetzbarkeit der Keramikoberfläche (73). Zusätzlich schafft sie Mikroretentionen (Mikroporen, Rillen und Kanäle), die leicht mit nicht ausgehärtetem, fließfähigem Kompositzement infiltriert werden können. Dadurch kann die Verbundfestigkeit zwischen Kunststoff und Keramik deutlich erhöht werden (74). Der adhäsive Verbund bei herkömmlichen Silikatkeramiken ist ein etabliertes Verfahren, das konstante Ergebnisse liefert, wenn bestimmte Richtlinien befolgt werden (70). Die Zusammensetzung und die physikalischen Eigenschaften von hochfesten Keramiken auf Aluminiumoxidbasis (Al_2O_3) und Zirkoniumdioxidbasis (ZrO_2) unterscheiden sich jedoch erheblich von Silikatkeramiken und erfordern alternative Vorbehandlungsmaßnahmen, um eine starke, langfristige und dauerhafte Kunststoffverbindung zu erzielen (70). Hier werden für die Erzeugung mikromechanischer Retentionen andere Verfahren verwendet, darunter Partikelschleifsysteme und grobe Diamant-Rotationsgeräte. In mehreren Studien wird berichtet, dass mittels Korundstrahlung mit Aluminiumoxidpartikeln oder mit Siliziumdioxid modifizierten Aluminiumoxidpartikeln (Siliziumdioxid-Beschichtung) höhere Werte für die Oberflächenrauheit (R_a) erzielt werden können (68, 69, 70, 75, 76). Es wird jedoch auch darüber berichtet, dass durch die Korundstrahlung eine Phasenumwandlung des Zirkondioxids von einem tetragonalen in ein monoklines Kristallgefüge ausgelöst wird und sich so unter hohem Druck Mikrorisse bilden können (77). Diese Effekte können die mechanische Festigkeit verschlechtern und die langfristige klinische Leistung beeinträchtigen (77, 78, 79). Aufgrund dessen werden die Verwendung kleinerer Aluminiumoxidpartikel und/oder die Reduzierung des Strahldrucks zur Minimierung von Oberflächenfehlern empfohlen (80). Hallmann *et al.*

empfehlen einen Druck von 1,5 bar oder 2,5 bar und eine Aluminiumoxidpartikelgröße von 50µm oder 110µm als optimale Korundstrahl-Bedingungen (80). Zur chemischen Konditionierung, werden Silane empfohlen, um die Haftung zwischen Kompositzementen und Keramiken zu verbessern. Die Anwendung von Silan-Haftvermittlern ist ein Standardprotokoll, um die Bindung zwischen Komposit und Keramik auf Siliziumdioxidbasis herzustellen. Bifunktionelle Silanmoleküle reagieren mit Keramiken durch die Bildung von chemischen kovalenten Bindungen (Si-O-Si) (38). Die am häufigsten verwendeten Silane sind Trialkoxysilane wie 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan (MPS), 3-Acryloyloxypropyltrimethoxysilan (ACPS) und 3-Isocyanatopropyltriethoxysilan (ICS) (81). Da Zirkoniumdioxid kein Siliziumdioxid enthält, können keine wirksamen chemischen Bindungen mit dem Befestigungskomposit hergestellt werden. Hierfür wurden neuartige Silansysteme entwickelt, die 10-Methacryloyldecyldihydrogenphosphat (MDP) enthalten. MDP weist eine Phosphatestergruppe auf, die mit Zirkondioxid reagiert und kovalente P-O-Zr Bindungen bildet. Zusätzlich entsteht eine hydrophobe Alkylengruppe, die das Eindringen von Wasser verhindert und eine endständige Doppelbindungsgruppe, die mit dem Befestigungskomposit copolymerisiert (81, 82). Eine Kombination aus tribochemischer Beschichtung bzw. Siliziumdioxid-Beschichtung der Zirkondioxidoberfläche und der Anwendung von Silanen kann als alternativer Ansatz betrachtet werden. Eine Siliziumdioxid-Beschichtung kann erzeugt werden, indem die mit Siliziumdioxid modifizierten Aluminiumoxid-Partikel mit hoher Geschwindigkeit auf die Oberfläche aufprallen und bis zu 15µm eindringen. Dieser tribochemische Effekt lässt sich durch zwei Bindungsmechanismen erklären. Zum einen durch die Schaffung eines topografischen Musters durch den Abrieb der Partikel, welcher eine mikromechanische Bindung zum Befestigungskomposit ermöglicht, und zusätzlich die Förderung einer chemischen Bindung zwischen der mit Siliziumdioxid beschichteten Zirkondioxidoberfläche und dem Befestigungskomposit durch ein Silan (68, 77, 83, 84).

2.4 Plasma

2.4.1 Einführung

Unter Plasma versteht man den angeregten Gaszustand bzw. den vierten Aggregatzustand. Der Zustand eines Stoffes ist von der Beweglichkeit der

aufbauenden Atome und Moleküle abhängig. Wird einem Stoff im gasförmigen Aggregatzustand weiter Energie zugeführt, nimmt die Energie im äußeren elektrischen Feld zu und es kommt zur Anregung der darin befindlichen Elektronen und schließlich zu deren Lösung. Hierdurch entstehen ionisierte Gas Atome und frei bewegliche Elektronen, wodurch der vierte Aggregatzustand des Stoffes erreicht wird (85). 1879 begründete William Crookes die Grundlagen der Plasmawissenschaft. Er konnte ionisiertes Gas erzeugen und nannte dies Strahlungsmaterie. 1928 wurde der Begriff Plasma von Irvin Langmuir initiiert (86). Etwa 99 % des sichtbaren Universums bestehen aus Plasma, was dessen fundamentale Bedeutung in der Natur verdeutlicht (87). Die Eigenschaften des Plasmas machen es zu einem vielseitig nutzbaren Medium, sowohl in der Wissenschaft als auch in der Technik.

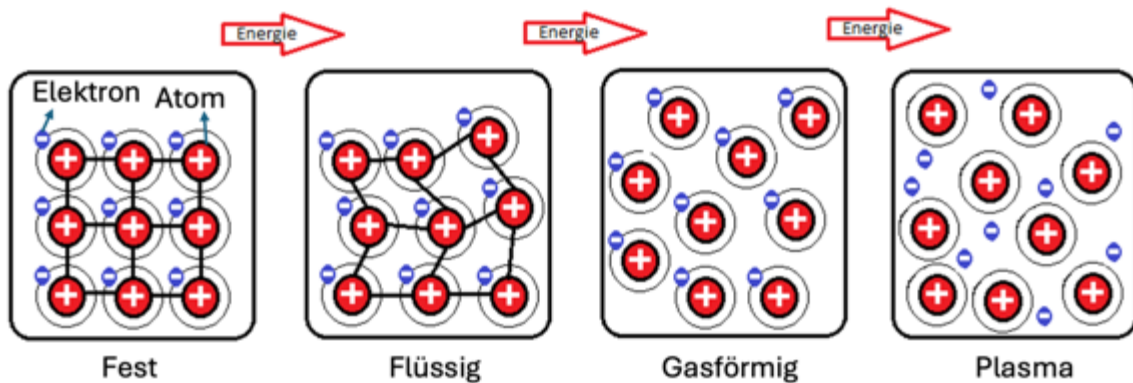


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Aggregatzustände

2.4.2. Klassifizierung

Die Klassifizierung von Plasma erfolgt primär anhand von Temperaturbedingungen, Druckverhältnissen und spezifischen Anwendungsfeldern (85, 87). Man unterscheidet zwischen thermischem und nicht-thermischem Plasma. Thermisches Plasma ist dadurch charakterisiert, dass Elektronen, Ionen und neutrale Teilchen eine ähnliche Temperatur besitzen. Diese Gleichverteilung der Energie führt zu hohen Temperaturen und macht thermisches Plasma für industrielle Anwendungen wie das Schweißen und Schneiden geeignet (85, 87). Der Einsatz erfolgt in Bereichen, in denen präzise thermische Prozesse erforderlich sind, etwa bei der Herstellung von Halbleitern oder der Bearbeitung von Metallen (87, 88). Nicht-thermisches Plasma hingegen weist eine deutliche Temperaturdifferenz zwischen Elektronen und schweren Teilchen auf. Die Elektronen sind hochenergetisch, während die schweren Teilchen nahe der

Raumtemperatur bleiben, was nicht-thermisches Plasma für Anwendungen prädestiniert, bei denen eine thermische Belastung vermieden werden soll. Ein zentrales Beispiel hierfür ist das kalte Atmosphärendruckplasma (CAP), das in der Biomedizin verwendet wird. Durch die geringe Temperatur der schweren Teilchen kann CAP in direktem Kontakt mit biologischem Gewebe eingesetzt werden, ohne thermische Schäden zu verursachen (85, 87). Die reaktiven Spezies, die in nicht-thermischem Plasma gebildet werden, spielen eine Schlüsselrolle in vielen Anwendungen. Sie interagieren mit Oberflächen und biologischen Strukturen, was es ermöglicht, Mikroorganismen zu inaktivieren oder Zellprozesse zu beeinflussen. In der Biomedizin wird dies gezielt genutzt, beispielsweise bei der Behandlung von Wunden, der Sterilisation oder der Tumorbehandlung (85, 87). Die Klassifikation von Plasma nach Druckbedingungen unterscheidet zwischen Niederdruck- und Atmosphärendruckplasmen. Niederdruckplasmen entstehen in geschlossenen Vakuumkammern, in denen der Druck auf wenige Pascal reduziert wird. Dadurch wird die mittlere freie Weglänge der Teilchen verlängert, was eine gezielte Steuerung der Wechselwirkungen zwischen Teilchen und Substrat ermöglicht. Niederdruckplasmen bieten eine hohe Prozesskontrolle und werden in Bereichen wie der Halbleiterfertigung, der Herstellung von Beschichtungen und der Modifikation von Oberflächen eingesetzt (85, 88). Atmosphärendruckplasmen hingegen entstehen bei Umgebungsdruck und sind oft einfacher in der Handhabung, da sie keine aufwendigen Vakuumkammern benötigen. Sie ermöglichen kontinuierliche Prozesse, wie die Beschichtung großflächiger Materialien oder die Behandlung von Textilien. Die geringere freie Weglänge der Teilchen führt jedoch zu einer geringeren Stabilität und Homogenität des Plasmas, was Herausforderungen bei der Prozesskontrolle mit sich bringt (88). Ein weiterer Unterschied liegt in der Energieübertragung. Bei Niederdruckplasmen können höhere Ionenenergien erreicht werden, die eine dichtere Vernetzung der erzeugten Schichten ermöglichen. Dies führt zu stabileren und widerstandsfähigeren Beschichtungen. Atmosphärendruckplasmen hingegen erzeugen zwar ebenfalls funktionale Schichten, diese sind jedoch oft weniger stabil, da die Energieübertragung aufgrund der niedrigeren mittleren Ionenenergie begrenzt ist (85, 88). Die Wahl zwischen Niederdruck- und Atmosphärendruckplasmen hängt von den spezifischen Anforderungen der Anwendung ab. Niederdruckplasmen bieten eine hohe Präzision bei der Energieübertragung und ermöglichen die Herstellung hochqualitativer Schichten. Dies macht sie ideal für Anwendungen, bei denen Stabilität

und Funktionalität der Schichten entscheidend sind, etwa in der Halbleiterindustrie oder bei der Beschichtung von Werkzeugen (91,(85). Atmosphärendruckplasmen hingegen sind für großflächige Anwendungen und kontinuierliche Prozesse besser geeignet. Sie erfordern keine teuren Vakuumanlagen und bieten eine hohe Flexibilität. Jedoch sind sie hinsichtlich der Schichtqualität oft limitiert, da die Prozessbedingungen schwerer zu kontrollieren sind. Um diese Herausforderungen zu bewältigen, werden moderne Plasmageräte entwickelt, die eine höhere Homogenität und Effizienz ermöglichen sollen (85, 88). Ein weiterer Aspekt ist die Energieeffizienz. Niederdruckplasmen erfordern oft weniger Gasflüsse, da der Energieeintrag pro Teilchen im Vakuum effizienter genutzt wird. Atmosphärendruckplasmen benötigen hingegen höhere Gasflüsse, um die Plasmastabilität aufrechtzuerhalten, was die Kosten erhöht. Dennoch bleiben Atmosphärendruckplasmen für bestimmte industrielle und medizinische Anwendungen attraktiv, insbesondere aufgrund ihrer einfachen Handhabung und Skalierbarkeit (85, 88).

2.4.3. Erzeugung

Um Plasma zu erzeugen, sind spezifische technische Methoden erforderlich. Eine der gängigsten und am besten erforschten Methoden ist die Dielektrische Barriereentladung (DBD). Die DBD gehört zu den ältesten und vielseitigsten Methoden der Plasmaproduktion. Sie wurde ursprünglich von Siemens erforscht und basiert auf der Wechselwirkung zwischen Hochfrequenzwechselstrom und einem Trägergas, das durch zwei Elektroden geleitet wird. Mindestens eine der Elektroden ist mit einer dielektrischen Schicht bedeckt, die elektrische Ladungen speichert und so die Bildung stabiler Plasmen ermöglicht (85, 87). Ein wesentlicher Vorteil der DBD-Technologie ist die Fähigkeit, kaltes Plasma bei Atmosphärendruck zu erzeugen. Dabei kommt es zur Bildung reaktiver Spezies, wie Sauerstoff- und Stickstoffradikalen, die eine hohe Wirksamkeit bei der Inaktivierung von Mikroorganismen zeigen. Diese Eigenschaften machen DBD-Plasma besonders wertvoll in Bereichen wie der Sterilisation medizinischer Geräte und der Luftreinigung (85). Zudem hat sich gezeigt, dass durch gezielte Kontrolle der Entladungsparameter, einschließlich der Gaszusammensetzung und der elektrischen Spannung, die Eigenschaften des Plasmas an spezifische Anwendungen angepasst werden können (87). Die Verwendung von DBD wird zunehmend in der Medizin untersucht, insbesondere in der Wundheilung und der

Bekämpfung multiresistenter Erreger. Experimente zeigen, dass DBD-Plasma in der Lage ist, bakterielle Biofilme effektiv zu zerstören und gleichzeitig die Regeneration von Geweben zu fördern (85). Eine weitere innovative Technologie zur Plasmaproduktion ist der Atmosphärendruck-Plasmajet (APPJ). Hierbei handelt es sich um ein kompaktes System, das durch zwei koaxiale Elektroden realisiert wird, die ein Trägergas wie Helium oder Argon ionisieren. Der resultierende Plasmastrahl kann gezielt auf Oberflächen oder Gewebe aufgebracht werden, was den APPJ besonders flexibel macht (87). APPJs werden zunehmend in der Medizin eingesetzt, beispielsweise zur Behandlung chronischer Wunden, zur Desinfektion von Haut und zur Modifikation von Implantatoberflächen. Die Fähigkeit, reaktive Sauerstoff- und Stickstoffspezies (ROS und RNS) in hoher Konzentration zu erzeugen, macht diese Technologie ideal für Anwendungen, bei denen eine antimikrobielle Wirkung ohne thermische Schäden erforderlich ist (85). Eine Besonderheit des APPJ-Systems ist die Möglichkeit, Plasma gezielt auf empfindliche Oberflächen aufzutragen, ohne die Umgebungstemperatur wesentlich zu erhöhen. Dies ermöglicht die sichere Anwendung auf lebendem Gewebe und eröffnet neue Horizonte für die Behandlung von Erkrankungen, die bisher schwer zugänglich waren, wie beispielsweise infizierte Ulzera oder Tumoren (85, 87). Die Entwicklung tragbarer APPJ-Geräte hat zusätzlich dazu beigetragen, die Nutzung von Plasma in der klinischen Praxis zu erleichtern. Solche Geräte sind nicht nur kostengünstig, sondern auch einfach zu handhaben, was ihre Akzeptanz in medizinischen Einrichtungen erhöht. Zukünftige Studien fokussieren darauf, die Wirkmechanismen der erzeugten reaktiven Spezies besser zu verstehen und deren Anwendung in der regenerativen Medizin zu erweitern (85). Ein weiteres bedeutendes Verfahren ist die Plasma-Nadel-Technologie, die sich durch ihre Präzision auszeichnet. Diese Technologie, die in den 2000er-Jahren weiterentwickelt wurde, verwendet eine feine Elektrode, die mit einer Hochfrequenzquelle verbunden ist, um einen fokussierten Plasmastrahl zu erzeugen. Diese Methode wird insbesondere für Anwendungen in der Medizin und der Zahnmedizin eingesetzt, da sie eine gezielte Behandlung von Oberflächen ermöglicht (87). Insgesamt spielt auch die Wahl des Gases eine entscheidende Rolle bei der Erzeugung und den Eigenschaften des Plasmas. Gängige Gase sind Helium, Argon, Stickstoff oder Luft. Helium wird häufig wegen seiner hohen Wärmeleitfähigkeit verwendet, während Argon durch die Zugabe von Sauerstoff die Bildung reaktiver Sauerstoffspezies (ROS) begünstigt. Diese reaktiven Spezies, zu denen Hydroxylradikale, Wasserstoffperoxid

und Stickoxide gehören, sind besonders wichtig für Anwendungen wie die Desinfektion und die Materialmodifikation (86, 87). Die Erzeugung von Plasma erfordert eine präzise Kontrolle der Parameter, wie Stromstärke, Gasfluss und Druck. Änderungen in diesen Variablen können die Eigenschaften des Plasmas, einschließlich seiner Temperatur, seiner Zusammensetzung und der Reaktivität der erzeugten Spezies, erheblich beeinflussen. Diese Flexibilität macht Plasma zu einem vielseitigen Werkzeug für zahlreiche Anwendungen, von der Oberflächenbehandlung bis hin zur biomedizinischen Forschung (86, 87).

2.4.4. PDD-Technologie (Piezoelectric Direct Discharge):

Die piezoelektrische Direktausleitung (PDD) stellt eine fortschrittliche Technologie zur Erzeugung atmosphärischer Plasmastrahlen dar. Sie basiert auf dem Einsatz piezoelektrischer Transformatoren (PT), die durch mechanische Resonanz hohe elektrische Spannungen erzeugen. Diese Methode hat sich in industriellen Anwendungen als effizient und vielseitig, insbesondere für die Oberflächenbehandlung von Materialien erwiesen (89). Im Mittelpunkt der PDD-Technologie steht der piezoelektrische Transformator des Rosen-Typs. Dieser PT nutzt die Umwandlung mechanischer Schwingungen in elektrische Hochspannungen. Der Transformator besteht aus einer mehrschichtigen Struktur aus piezoelektrischem Material (z. B. PZT, Blei-Zirkonat-Titanat), die durch eine periodische elektrische Erregung in Resonanz versetzt wird. Diese Resonanz erzeugt eine Spannungsverstärkung mit einem Transformationsverhältnis von bis zu 1:1.000 (89). Die Plasmaerzeugung erfolgt durch Mikrolichtbogenentladungen, die entstehen, wenn das elektrische Feld an der Spitze des PTs die Durchschlagsfestigkeit der Luft übersteigt. Diese Mikroentladungen haben eine typische Dauer von 1 bis 10 Nanosekunden und sind für die Bildung chemisch aktiver Spezies wie Ozon, Sauerstoffradikale und Stickoxide verantwortlich. Diese Spezies sind essenziell für die Modifikation von Materialoberflächen (89). Ein charakteristisches Merkmal der PDD-Technologie ist die hohe Frequenz der piezoelektrischen Resonanz. Die Betriebsfrequenz des verwendeten PTs beträgt typischerweise 50 kHz, wodurch eine effiziente Energieübertragung und eine stabile Plasmaerzeugung sichergestellt werden (89). Die technischen Eigenschaften der PDD-Technologie wurden in umfangreichen Experimenten untersucht. Diese umfassten die Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften des PTs, die

Bestimmung der erzeugten Ozonkonzentration und die Analyse der Aktivierungsfläche auf verschiedenen Materialien wie Polyethylen. Die Experimente zeigten, dass die Leistung des PTs direkt mit der erzeugten Plasmaaktivität korreliert. Eine Steigerung der Eingangsspannung führte zu einer Erhöhung der Anzahl der Mikrolichtbogenentladungen pro Zyklus und somit zu einer effizienteren Behandlung von Oberflächen (89). Besonders hervorzuheben ist die Fähigkeit des PTs, Plasmen bei atmosphärischem Druck zu erzeugen, was die Notwendigkeit teurer Vakuumsysteme eliminiert. Dies macht die Technologie kosteneffizient und flexibel einsetzbar. Zudem erlaubt die kompakte Bauweise des PTs die Integration in tragbare Geräte wie den Piezobrush® PZ2 (89, 90). Es ermöglicht die Behandlung einer Vielzahl von Materialien, darunter Metalle, Kunststoffe und Glas, mit einem kalten Plasmastrahl, dessen Temperatur $<50\text{ °C}$ liegt. Das Gerät arbeitet in einem Abstand von 2 bis 10mm zur Oberfläche, wodurch empfindliche Materialien nicht beschädigt werden (90). Die PDD-Technologie wird vor allem für die Aktivierung und Modifikation von Oberflächen eingesetzt. Zu den untersuchten Materialien gehören Polymere wie Polyethylen, die durch die Behandlung eine erhöhte Oberflächenenergie und damit eine verbesserte Benetzbarkeit aufweisen. Diese Eigenschaft ist entscheidend für Anwendungen wie Klebeverbindungen, Lackierungen und Beschichtungen (89). Ein Vorteil der Technologie ist die Möglichkeit, chemisch aggressive Reinigungsmittel zu ersetzen. Die erzeugten aktiven Spezies können organische Verunreinigungen effektiv entfernen und die Adhäsionseigenschaften verbessern, ohne dabei Rückstände zu hinterlassen. Darüber hinaus ermöglicht die PDD-Technologie die Behandlung hitzeempfindlicher Materialien, da das Plasma eine Temperatur von weniger als 50 °C aufweist (89). Trotz ihrer Vorteile bringt die PDD-Technologie auch Herausforderungen mit sich. Ein bedeutender Aspekt ist die Erzeugung von Ozon, das potenziell gesundheitsschädlich ist. Deshalb ist eine ausreichende Belüftung oder der Einsatz geeigneter Absaugsysteme erforderlich. Zudem muss die Behandlung sorgfältig gesteuert werden, um thermische Schäden an empfindlichen Materialien zu vermeiden (89, 90). Ein weiteres Problem ist die Abhängigkeit der Mikroentladungen von Umgebungsfaktoren wie Luftfeuchtigkeit und Temperatur, die die Stabilität der Plasmabildung beeinflussen können. Diese Herausforderungen wurden durch die Entwicklung intelligenter Kontrollsysteme adressiert, die die Betriebsbedingungen des PTs in Echtzeit überwachen und optimieren (89). Die PDD-Technologie repräsentiert einen wichtigen Fortschritt in der Plasmatechnik. Sie ermöglicht die effiziente

Behandlung von Oberflächen bei atmosphärischem Druck und bietet eine umweltfreundliche Alternative zu chemischen Methoden. Der Einsatz piezoelektrischer Transformatoren hat gezeigt, dass diese Technologie sowohl in der Forschung als auch in der Industrie ein erhebliches Potenzial besitzt, insbesondere durch ihre Vielseitigkeit und Wirtschaftlichkeit.

2.4.5. Wirkung auf Materialien und Haftverbund

Die Plasmabehandlung stellt eine effektive Methode zur Modifikation der Oberflächeneigenschaften von Titan dar. Sie bewirkt signifikante Veränderungen in der Oberflächenchemie und -energie, ohne dabei die physikalischen Eigenschaften des Substrats wesentlich zu beeinträchtigen (9, 91). Durch den Einsatz von nicht-thermischem Plasma (NTP), erzeugt durch ionisierte Gase wie Methan oder Argon, werden chemisch aktive Spezies auf der Titanoberfläche induziert. Diese erhöhen die Oberflächenenergie und verbessern die Benetzbarkeit, was für den Einsatz in dentalen und medizinischen Anwendungen vorteilhaft ist (8, 91). Eine signifikante Steigerung des Sauerstoffanteils sowie eine gleichzeitige Reduktion des Kohlenstoffanteils wurden mittels XPS-Analysen (Röntgenphotoelektronenspektroskopie) nachgewiesen. Diese Veränderungen sind entscheidend für die verbesserte Adhäsion von Polymeren an Titanoberflächen (8). Untersuchungen haben gezeigt, dass die Plasmabehandlung keine Veränderung der Kristallstruktur von Titan bewirkt. Dies wurde durch Röntgendiffraktometrie (XRD) bestätigt, die keine neuen Phasen oder strukturelle Defekte nach der Behandlung identifizierte (91, 92). Stattdessen tragen dünne, durch Plasmaexposition erzeugte Oberflächenfilme aus Karbiden und Oxiden zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften und der Haftungseigenschaften bei (9, 91). Die Rauheit der behandelten Oberflächen bleibt weitgehend unverändert, was darauf hinweist, dass die chemischen Modifikationen durch Plasma ohne signifikante mechanische Einwirkung auf die Oberfläche erfolgen. Diese Eigenschaft ist insbesondere in Bereichen wie der Implantologie von Vorteil, da eine erhöhte Rauheit bakterielle Anhaftung fördern könnte (92). Ein weiterer wichtiger Aspekt der Plasmabehandlung ist die Verbesserung der Scherfestigkeit von Polymer-Metall-Verbindungen. Untersuchungen an Titan- und Y-TZP-Oberflächen haben gezeigt, dass die Plasmabehandlung eine stärkere Bindung zwischen diesen Materialien und Kunststoffen ermöglicht, was für den Einsatz in der Zahntechnik von erheblichem

Nutzen ist (8, 91). Titan wird aufgrund seiner Biokompatibilität, Korrosionsbeständigkeit und mechanischen Stabilität häufig in der Zahnmedizin und Orthopädie verwendet. Allerdings können bakterielle Biofilme auf Titanoberflächen zu periimplantären Infektionen wie Periimplantitis führen, was eine der größten Herausforderungen in der Implantologie darstellt (93). CAP hat sich als effektive Methode zur Entfernung von Biofilmen und zur gleichzeitigen Verbesserung der physikalisch-chemischen Eigenschaften von Titanoberflächen erwiesen. Durch die Behandlung mit CAP entstehen hydrophile Oberflächen mit reduzierten Wasserbenetzungswinkeln, oft unter 3° . Diese verbesserte Hydrophilie fördert die Bindung von Proteinen und unterstützt die Differenzierung und Anhaftung osteogener Zellen, was entscheidend für eine erfolgreiche Osteointegration ist (94). Ein zentraler Mechanismus der Biofilmentfernung durch CAP ist die Bildung reaktiver Sauerstoff- und Stickstoffspezies (RONS). Diese Moleküle zerstören bakterielle Zellwände und verhindern die Rekolonisierung durch Mikroorganismen. Gleichzeitig bleibt die komplexe Mikrostruktur von Titanimplantaten unverändert, was für deren langfristige Funktionalität entscheidend ist (95). Zusätzlich zeigt die Anwendung von CAP signifikante Veränderungen in der chemischen Zusammensetzung der Titanoberfläche. Eine erhöhte Konzentration von Sauerstoff und Stickstoff auf der behandelten Oberfläche steigert deren Energie und erleichtert die initiale Zelladhäsion. Dies unterstützt die schnelle und stabile Integration von Implantaten in das umgebende Gewebe, insbesondere in den frühen Phasen der Heilung (96). Studien belegen zudem, dass CAP nicht nur Biofilme entfernt, sondern auch die Regeneration von Knochengewebe fördert. In vitro und in vivo Experimente zeigen eine erhöhte Aktivität von Osteoblasten und eine beschleunigte Knochenbildung auf CAP-behandelten Oberflächen (96, 97). Diese positiven Effekte machen CAP zu einer vielversprechenden Methode für die Behandlung von periimplantären Erkrankungen und die Optimierung von Implantatoberflächen (95, 97). Die Forschung zeigt weiterhin, dass CAP nicht nur ein leistungsfähiges Werkzeug zur Desinfektion ist, sondern auch die Biokompatibilität und Funktionalität von Implantaten signifikant verbessert. Es wird erwartet, dass CAP künftig breitere Anwendungen in der regenerativen Medizin und der Implantologie finden wird. Die Kombination aus Biofilmentfernung, Oberflächenmodifikation und Förderung der Geweberegeneration hebt CAP als vielseitige Technologie hervor (86). Die Plasmabehandlung, insbesondere mit nicht-thermischem Plasma (NTP), hat sich als effektive Methode zur Modifikation der

Oberflächeneigenschaften von reinem Titan (cp-Ti) und zur Verbesserung der Haftfestigkeit mit polymerbasierten Materialien erwiesen. Untersuchungen zeigen, dass NTP die Oberflächenenergie und chemische Reaktivität von cp-Ti signifikant erhöht, ohne dabei dessen Kristallstruktur zu verändern (91, 98). In einer Studie wurden Titanproben verschiedenen Behandlungsgruppen zugeordnet, darunter unbehandelte (Po), sandgestrahlte (SB), NTP-behandelte (Po + NTP) und sandgestrahlte sowie NTP-behandelte Gruppen (SB + NTP). Es wurde festgestellt, dass die Plasmabehandlung die Oberflächenbenetzbarkeit verbessert, insbesondere durch die Bildung von Karbidschichten, die eine starke chemische Bindung mit polymeren Materialien ermöglichen (91, 98). Die Messung der Scherhaftfestigkeit zeigte, dass die Kombination von Sandstrahlen und NTP (SB + NTP) die höchsten Werte erzielte ($6,76 \pm 0,70$ MPa vor Thermozyklierung), gefolgt von rein NTP-behandelten Proben. Nach einer künstlichen Alterung durch Thermozyklierung sank die Haftfestigkeit in allen Gruppen, blieb jedoch bei NTP-behandelten Proben höher als bei unbehandelten oder ausschließlich sandgestrahlten Proben (91). Oberflächenanalysen mittels Rasterelektronenmikroskopie (REM) und energiedispersiver Röntgenspektroskopie (EDS) zeigten, dass die NTP-Behandlung eine homogene Karbidschicht auf der cp-Ti-Oberfläche bildet. Diese Schicht erhöht die Polarität und Oberflächenenergie, was eine verbesserte Haftung durch chemische Wechselwirkungen mit funktionellen Gruppen des Polymermaterials ermöglicht. Der Prozess induziert keine strukturellen Veränderungen im Titan und ist daher als biokompatible Methode geeignet (91, 98). Im Vergleich zu anderen Methoden, wie der Tribochemischen Silicabeschichtung oder Sandstrahlen allein, zeigte die Plasmabehandlung jedoch eine geringere mechanische Verankerung, was darauf hinweist, dass diese Technik hauptsächlich chemische Bindungen fördert und die mikromechanische Retention nicht signifikant verbessert (98). Die chemische Zusammensetzung der Oberflächen von yttriumstabilisiertes tetragonales Zirkonoxid (Y-TZP) und Silikatkeramiken wird durch die nicht-thermische Plasmabehandlung (NTP) signifikant verändert. Dies zeigt sich in einer Reduktion des Kohlenstoffanteils und einer Erhöhung des Sauerstoffgehalts, wie durch XPS-Analysen bestätigt wurde (8). Diese Änderungen führen zu einer erhöhten Oberflächenenergie, die eine verbesserte Benetzbarkeit der Oberfläche ermöglicht (9). Die Oberflächenrauigkeit bleibt nach der Plasmabehandlung unverändert. Optische Interferometrie hat gezeigt, dass die Rauheitsparameter konstant bleiben, wodurch potenzielle mechanische

Schäden vermieden werden, die bei abrasiven Behandlungen auftreten könnten (92). Dies ist wesentlicher Vorteil gegenüber traditionellen Methoden wie Sandstrahlen (9). Die Plasmabehandlung reduziert den Kontaktwinkel auf nahezu null und verbessert damit die Benetzbarkeit der Keramikoberflächen erheblich. Dies wurde durch Messungen mit hydrophilen Flüssigkeiten wie Wasser und MDP-Primern gezeigt, die eine vollständige Benetzung der Oberfläche erreichten (8, 9). Studien zeigten, dass die Scherfestigkeit (SBS) von Y-TZP durch Plasmabehandlungen deutlich gestiegen werden kann, insbesondere im Vergleich zu unbehandelten Proben. Bei der Kombination von Plasmabehandlung mit selbstadhäsiven Komposit Zementen wie RelyX™ Unicem wurde eine besonders hohe Haftfestigkeit beobachtet (92, 99). Zusätzlich hat die Plasmabehandlung eine antibakterielle Wirkung, die durch die Erzeugung von reaktiven Sauerstoffspezies unterstützt wird. Diese reaktiven Moleküle reduzieren die Adhäsion von Mikroorganismen wie Streptococcus mutans und verhindern die Bildung von Biofilmen, was insbesondere im klinischen Kontext von Bedeutung ist (92). Die durch NTP induzierten chemischen Änderungen sind jedoch zeitlich begrenzt. Studien haben gezeigt, dass die Oberflächenenergie innerhalb von 48 Stunden nach der Behandlung stabil bleibt, danach jedoch langsam abnimmt. Dies sollte bei der klinischen Anwendung berücksichtigt werden (92). Die nicht-thermische Plasmabehandlung stellt eine vielversprechende Alternative zu abrasiven Methoden dar. Sie ermöglicht eine verbesserte chemische Bindung, erhöht die mechanische Stabilität und reduziert bakterielle Adhäsionen, ohne die strukturelle Integrität der Materialien zu beeinträchtigen (8, 9, 92).

2.4.6. Anwendung in der Zahnmedizin

Die Plasmamedizin, insbesondere die Nutzung von kaltem Atmosphärendruckplasma, hat sich als ein innovatives Werkzeug in der modernen Zahnmedizin etabliert. CAP ist ein ionisiertes Gas, das bei Körpertemperatur erzeugt wird und reaktive Sauerstoff- und Stickstoffspezies (RONS) enthält, die antimikrobielle und zellmodulatorische Eigenschaften besitzen (85, 86). Diese Technologie wird zunehmend für die Behandlung von Infektionen, die Verbesserung der Osseointegration und die Zahnrestauration erforscht (95, 100). Die biologische Wirksamkeit von CAP beruht auf der Bildung reaktiver Spezies wie Wasserstoffperoxid und Stickstoffmonoxid, die antibakteriell wirken, ohne das umliegende Gewebe zu schädigen (86, 97). Diese

Eigenschaften ermöglichen die Anwendung auf empfindlichen biologischen Strukturen wie Dentin und Implantatoberflächen (95, 96). Die Behandlung von Implantatoberflächen mit Plasma hat gezeigt, dass sie die Osseointegration signifikant verbessert. Im Jahr 2011 untersuchte Rupf *et al.* die antibakterielle Wirkung von Plasmabehandlung an kontaminierten Titanoberflächen, welche nach der Plasmabehandlung eine sterile Oberfläche zeigten (93). Weitere Studien belegen, dass die Hydrophilie von Titanimplantaten durch Plasma erhöht wird, was die Zellanhaftung und die frühe Knochenbildung fördert (94, 95). Zudem kann Plasma zur Entfernung von Biofilmen auf Implantaten verwendet werden, die häufig für Periimplantitis verantwortlich sind. Im Jahr 2015 konnte die Studie von Duske *et al.* zeigen, dass die Kombination aus mechanischer Reinigung und Plasmabehandlung eine vollständig dekontaminierte Oberfläche erzielte (95). Die antimikrobielle Wirkung von CAP wurde in zahlreichen Studien untersucht und ist besonders relevant für die Bekämpfung von Biofilmen, die auf Zahnoberflächen und Implantaten entstehen. CAP reduziert effektiv die Lebensfähigkeit von Mikroorganismen, einschließlich antibiotikaresistenter Stämme, durch oxidative Schädigung der Zellmembranen und DNA (93, 97). Diese Eigenschaft macht CAP zu einer vielversprechenden Alternative zu herkömmlichen Antibiotika in der Behandlung von Infektionen in der Mundhöhle. Die Plasmabehandlung von Dentinoberflächen verbessert die Haftung von Klebstoffen und erhöht die Festigkeit von Restaurationen. Dies wird durch die Erzeugung einer hydrophilen Oberfläche und der Öffnung der Dentintubuli erreicht, was die Penetration von Monomeren erleichtert und eine dickere Hybridschicht bildet (100). In vitro-Studien zeigen, dass Plasmabehandlungen die mikromechanische Haftung von Restaurationen signifikant verbessern können (100) und so besteht die Hoffnung, dass auch die Langlebigkeit einer entsprechenden Restauration erhöht wird. Dong *et al.* untersuchten an extrahierten kariesfreien Weisheitszähnen die Haftfestigkeit eines universalen Kompositzement, auf einer mit nichtthermischen Argon Atmosphärendruckplasma bearbeiteten Dentin Oberfläche. Die Plasmavorbehandlung öffnete zusätzliche Dentin Tubuli und erhöhte somit die Penetration des Adhäsives, was zu einer signifikanten Steigerung des adhäsiven Verbundes führte (100). Eine weitere Studie von Yuki Ito *et al.* zeigte die Einwirkung von nichtthermischem Atmosphärendruckplasma auf die Scherbindungsfestigkeit zwischen Zirkoniumdioxid und Kompositzement. Bei dieser Studie erfolgte die Plasmavorbehandlung des Zirkoniumdioxids 30 Sekunden (sek.) lang mit einem Piezo Brush PZ1. In der

Kontrollgruppe wurde das Zirkondioxid mit Aluminium-Sandstrahlung (Sb) (50 μm , 3 bar) vorbehandelt. Hierbei konnte kein signifikanter Unterschied (Sb: $16,4 \pm 0,55$ MPa, Ps: $16,6 \pm 0,64$ MPa) zwischen den beiden Methoden festgestellt werden (5). Des Weiteren bietet die Anwendung von kaltem Atmosphärendruckplasma (CAP) auch vielversprechende Perspektiven bei der Behandlung von Karies. CAP besitzt eine starke antimikrobielle Wirkung, die es ermöglicht, kariogene Mikroorganismen wie *Streptococcus mutans* oder *Lactobacillus acidophilus* zu reduzieren (85, 101).

3. Material und Methoden

3.1 Material

3.1.1 Geräte

CEREC® MC X5 Schleifeinheit	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland
Dampfstrahlgerät, Triton SLA	Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland
Plasmagerät, "piezobrush®PZ3	Relyon Plasma GmbH, Regensburg, Deutschland
Sinterofen, Programat S1	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Fürstentum Liechtenstein
KaVo EWL Poliereinheit	KaVo Dental GmbH, Bismarckring 39, D-88400 Biberach, Deutschland
Diamond Polierset Grit 50-800	Peigurose, guangzhou guangdong China.
Bosch Rotiergerät GWS 13-125CIE	Robert Bosch GmbH, Gerlingen- Schillerhöhe, Deutschland
Pethen Perthometer PRK	Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland
Goniometer Drop Shape Analyzer DSA100E	KRÜSS GmbH, Hamburg, Deutschland
Hebel-Blechscherer, Modell: 4 BR	Paul Ferdinand Peddinghaus GmbH Hasslinghauser Str. 156 D-58285 Gevelsberg, Deutschland
Brennofen Programat EP 5010	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Fürstentum Liechtenstein

3.1.2 Verwendete Software

Microsoft Excel, Microsoft 365, Version 16.82	Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA
MahrSurf XR 20	Mahr Gruppe GmbH, Göttingen, Deutschland
SPSS Statistics V.23	IBM Corp., Armonk, New York, USA
KRÜSS ADVANCE 1.9.2.2	KRÜSS GmbH, Hamburg, Deutschland
CEREC® inLab CAD-CAM-System	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland

3.1.3 verwendete Materialien

Titanlegierung Ti6Al4V	HWN titan GmbH, Mönchengladbach, Deutschland
Zirkoniumdioxid IPS e.max ZirCAD	ivoclar vivadent, Ellwangen, Deutschland
Lithiumdisilikat IPS e.max CAD	ivoclar vivadent, Ellwangen, Deutschland
Hybridkeramik ENAMIC®	VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland
Ethanol 70%	Carl Roth GmbH + Co. KG, Karlsruhe, Deutschland
Destilliertes Wasser	Henry Schein Dental GmbH, Langen, Deutschland
Slender brush, 36 mm	Renfert GmbH, Untere Giesswiesen 2 78247 Hilzingen, Deutschland
Ziegenhaarbürste SBA 12 200	POLIRAPID – DR. MONTEMERLO GMBH & CO KG, Josef-Schüttler-Straße 49, D-78224 Singen, Deutschland

Bimssteinpulver grob REF 100374	ERNST HINRICHS Dental GmbH, Borsigstr. 1, 38644 Goslar, Deutschland
---------------------------------	--

3.2 Methodik

3.2.1 Herstellung der Proben

Titan

Für die Studie wurde die Titanlegierung Ti6Al4V Elii ASTM 136F ausgesucht. Aus einem Blech wurden 60 Proben (20 mm x 20 mm x 5 mm) herausgeschnitten. Diese wurden in zwei Gänge poliert, als erstes mit einer Polierbürste (Slender Brush, Renfert GmbH) und Bimssteinpulver und anschließend mit einer Ziegenhaarbürste (SBA 12 200, POLIRAPID – DR. MONTEMERLO GMBH und Co KG). Die Polierbürsten wurden in einer Poliereinheit (KaVo EWL Poliereinheit) fixiert. Nach der Politur erfolgte die Reinigung mit Ethanol 70% und destilliertem Wasser.

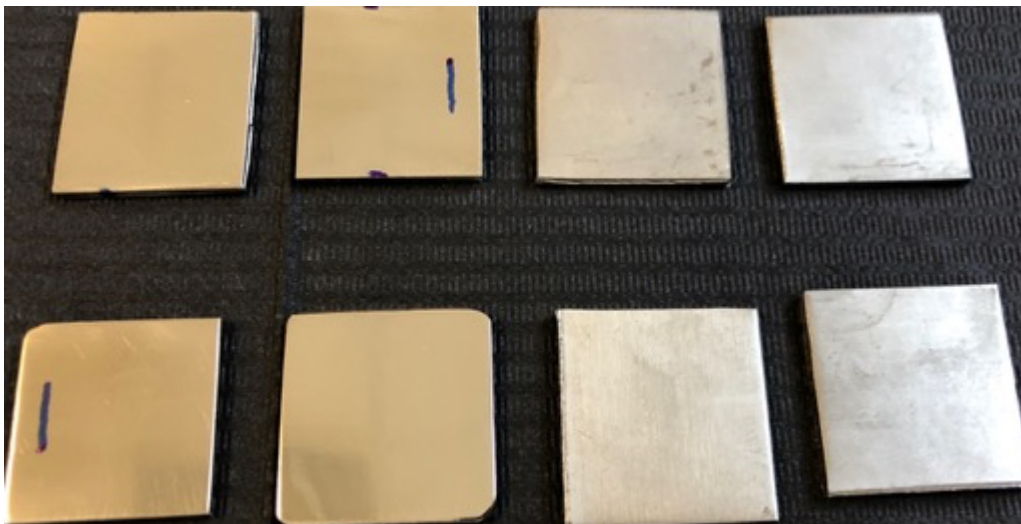


Abbildung 7: Titanlegierung Ti6Al4V Elii ASTM 136F

Keramik

Aus drei verschiedenen Keramiken, Zirkoniumdioxid (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland), Lithiumdisilikat (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) und Hybridkeramik (ENAMIC®, VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) wurden jeweils 10 Proben mittels CAD/CAM Verfahren

hergestellt. Die Proben wurden als Würfel (10 mm x 10 mm x 10 mm) designt und gefräst bzw. geschliffen. Insgesamt standen somit 60 Testoberflächen pro Material zur Verfügung. Die Zirkoniumdioxidproben wurden nach den Herstellerangaben im Programat S1 Ofen gesintert und die Lithiumdisilikat-Proben wurden ebenfalls nach den Herstellerangaben im Brennofen Programat EP 5010 kristallisiert. Alle Proben wurden anschließend mittels Diamantschleifpads mit den Körnungen, 50, 100, 200, 400, und 800 Grit unter Wasserkühlung poliert und mit Alkohol und destilliertem Wasser gereinigt. Die Diamantschleifpads wurden auf einem Rotiergerät (Bosch GWS 13-125CIE) fixiert.



Abbildung 8: CAD/CAM Design der Keramikblöcke

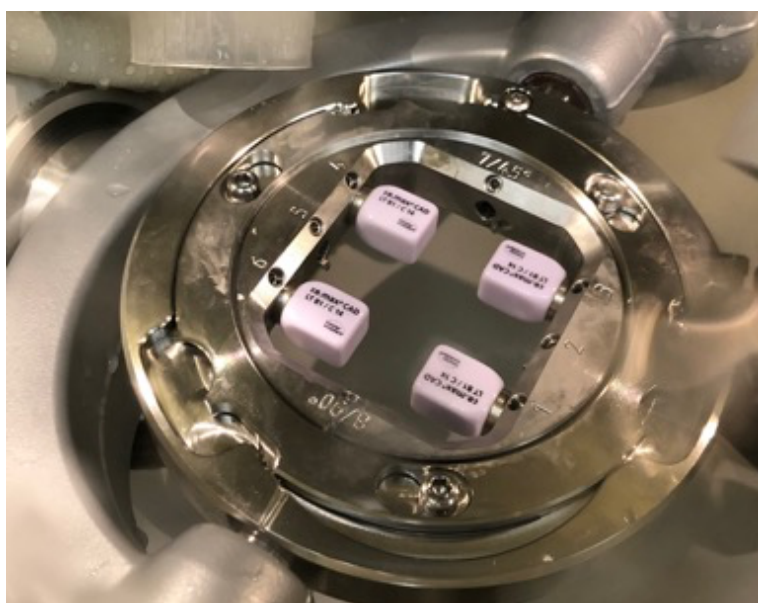


Abbildung 9: IPS e.max CAD-Blöcke vor dem Schleifen

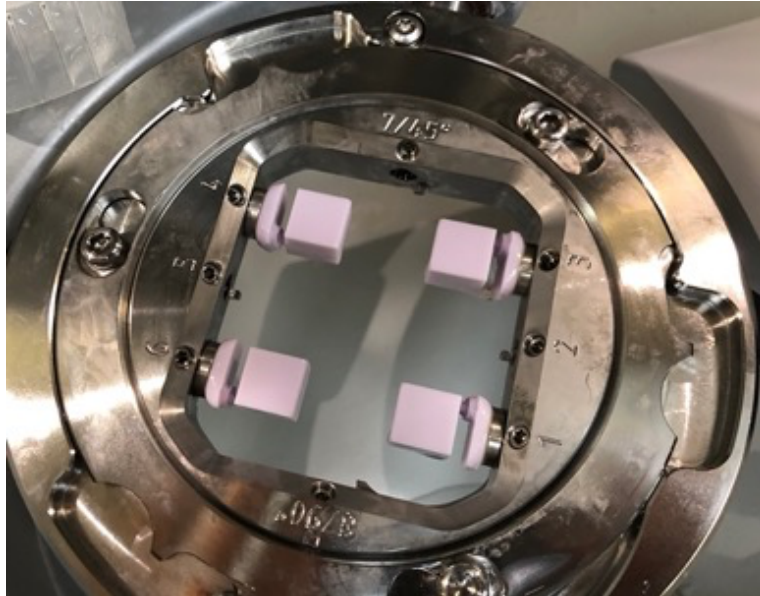


Abbildung 10: IPS e.max CAD-Blöcke als Würfel geschliffen



Abbildung 11: fertiggestellte Keramik Blöcke (von links nach rechts Enamic, IPS e.max CAD, e.max ZirCAD)

3.2.2 Messung der Rauheit

Die Oberflächenrauheit wurde mittels eines Perthometer (Pethen Perthometer PRK) gemessen. Jede Oberfläche wurde nach demselben Messprotokoll untersucht und anschließend der Ra Wert (arithmetischer Mittenrauwert) ermittelt. Der Ra-Wert beschreibt die mittlere Abweichung einer Oberfläche von ihrer idealen glatten Linie und ist ein Maß für die Durchschnittsrauheit.

Messprotokoll:

Auf jeder Oberfläche wurden 10 Messungen mit einer 1,75 mm Messstrecke durchgeführt. 5 Messungen wurden in waagerechten und 5 in senkrechten Linien durchgeführt, sodass ein kariertes Muster entstand. Die Software (MahrSurf XR 20)

berechnete den Durchschnittswert jeder Messung. Somit ergaben sich 10 Durchschnittswerte pro Fläche.



Abbildung 12: Perthometer

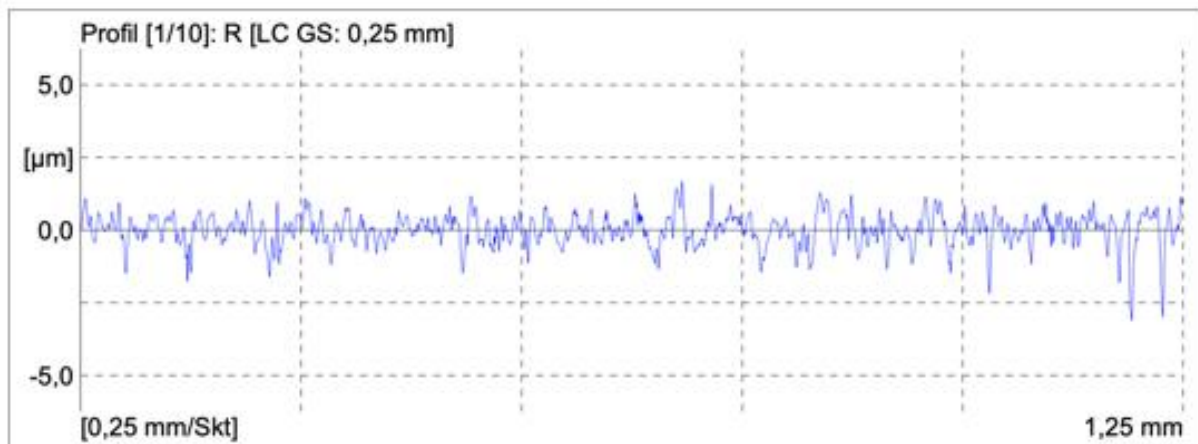


Abbildung 13: Graphisches Messprotokoll einer Rauheitsmessung von Titan

3.2.3 Plasma Behandlung

Für jedes der vier getesteten Materialien wurden die Proben in 5 Gruppen zu je 15 Proben oder Würfeloberflächen unterteilt, sodass 15 Messungen pro Material für jeden der unterschiedlichen Plasmabehandlungszeiträume möglich waren. Die 5 Gruppen von jedem Material enthielten jeweils eine Kontrollgruppe (keine Vorbehandlung mit Plasma) und jeweils eine Gruppe mit einer 5-, 10-, 20- und 30-sekündigen Vorbehandlung mit Plasma (Tabelle 1).

Tabelle 1 : Plasma Behandlung

Material Plasma Sek.	Gruppen Titan 1-5	Gruppen Zirkondioxid 1-5	Gruppen Lithiumdisilikat 1-5	Gruppen Hybridkeramik 1-5
0	Ti1 (N=15)	Zi1 (N=15)	Li1 (N=15)	Hy1 (N=15)
5	Ti2 (N=15)	Zi2 (N=15)	Li2 (N=15)	Hy2 (N=15)
10	Ti3 (N=15)	Zi3 (N=15)	Li3 (N=15)	Hy3 (N=15)
20	Ti4 (N=15)	Zi4 (N=15)	Li4 (N=15)	Hy4 (N=15)
30	Ti5 (N=15)	Zi5 (N=15)	Li5 (N=15)	Hy5 (N=15)

Als Plasmaquelle wurde das Handgerät PZ3 der Firma Relyon Plasma GmbH (Regensburg, Deutschland) verwendet. Hierbei handelt es sich um kaltes Atmosphärendruck-Plasma, welches die Umgebungsluft als Prozessgas verwendet. Das Plasmagerät wurde an einer Halterung angebracht, sodass bei jeder Anwendung zwischen Material und Düse des Geräts der gleiche Abstand gewährleistet werden konnte. Je nach Material wurde der Abstand unterschiedlich eingestellt. Bei elektrisch leitfähigen Materialien sollte laut Herstellerangaben die Nearfield-Düse verwendet werden, diese wird mit einem 0,5-2 mm Abstand von der Oberfläche angebracht, und bei elektrisch nicht leitfähigen Materialien sollte die Standard-Düse mit 2-10 mm Abstand verwendet werden. Für diese Studie wurde als Abstand der angegebene Mindestabstand von 0,5 mm beim Titan und 2 mm bei den Keramiken gewählt. Die Plasmabehandlung erfolgte für sämtliche Materialien und Zeitpunkte einheitlich bei 100 % Leistung (18 W, 240 V).



Abbildung 14: PZ3 an der Halterung

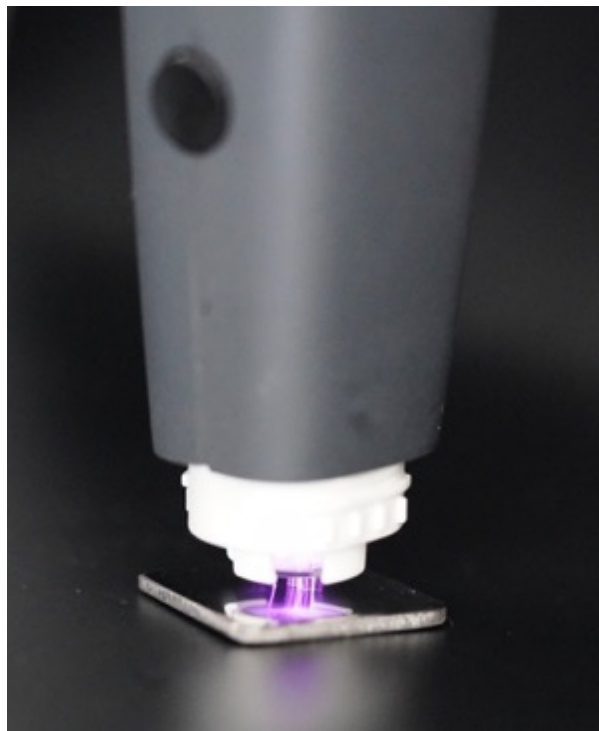


Abbildung 15: Plasma Behandlung an der Titanprobe (Zur Veranschaulichung wurde der Abstand im Bild vergrößert)

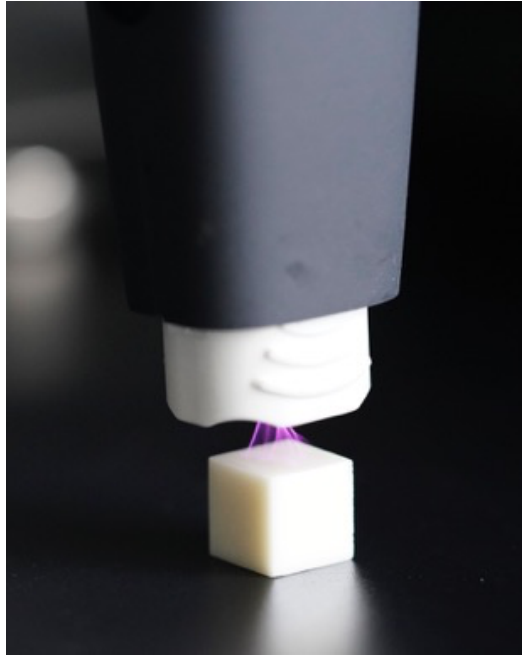


Abbildung 16: Plasma Behandlung an der Zirkoniumdioxidprobe (Zur Veranschaulichung wurde der Abstand im Bild vergrößert)

3.2.4 Kontaktwinkelmessung

Zur Bestimmung der Benetzbarkeit der Materialien stand das Goniometer (Drop Shape Analyzer DSA100E KRÜSS GmbH, Hamburg, Deutschland) im Max-Planck-Institut für Polymerforschung, Mainz (Ackermannweg 10, 55128 Mainz) zur Verfügung. Das Gerät besitzt eine Spritzenhalterung, Kamera und Licht. Mit Hilfe der Spritzenhalterung konnte präzise ein Flüssigkeitstropfen auf die zu untersuchenden Oberflächen aufgebracht werden. Anschließend wurden von jedem Tropfen mehrere Bilder aufgenommen. Diese wurden mithilfe der zugehörigen Software analysiert, wobei pro Bild jeweils zwei Kontaktwinkel (rechts und links) ermittelt wurden. Aus diesen Werten wurde ein Mittelwert je Bild berechnet. Die Mittelwerte aller Bilder einer Messung wurden anschließend zu einem Gesamtmittelwert zusammengefasst. Alle Messungen wurden unter konstanten Parametereinstellungen durchgeführt. Destilliertes Wasser wurde in eine 0,1 ml Spritze aufgezogen und davon wurde ein 3 μ l Wassertropfen mit einer Geschwindigkeit von 1 μ l/sek auf die Oberfläche appliziert. Als erstes wurden alle Kontaktwinkel der Kontrollgruppen untersucht. Die Kontrollgruppe wurde anschließend nach erneuter Reinigung mit destilliertem Wasser einer 5 sekündigen Plasmabehandlung unterzogen und erneut gemessen. Da sich durch die Plasmabehandlung die Oberflächeneigenschaften verändern wurden diese Proben nach der Plasmabehandlung nicht weiterverwendet. Für die Gruppen mit 10, 20 und

30 Sekunden Plasmabehandlung kamen jeweils neue Proben zum Einsatz. Die Kontaktwinkelmessungen fanden unmittelbar nach der Plasmabehandlung statt.

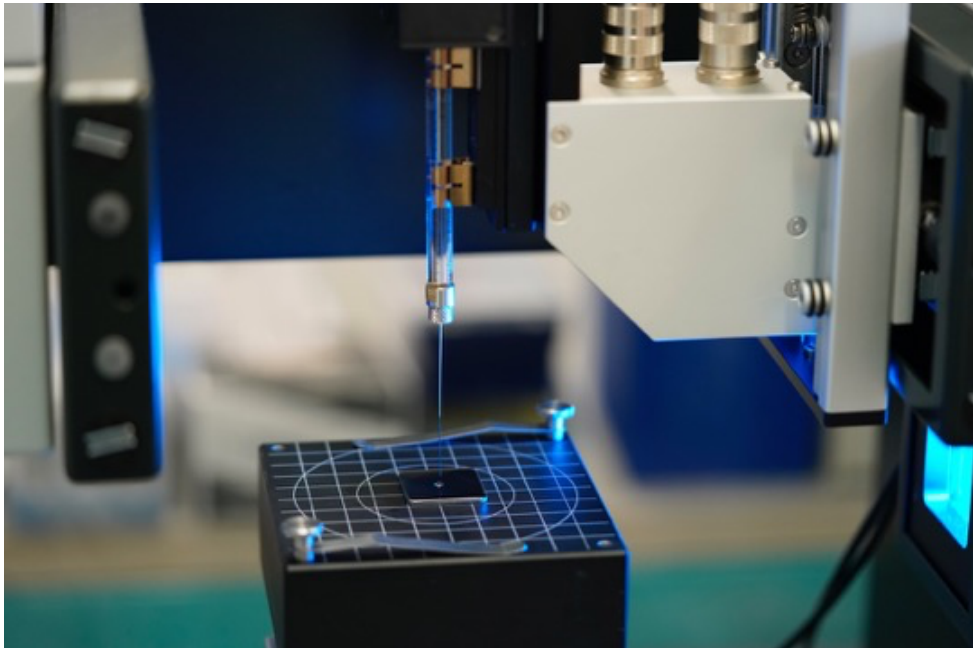


Abbildung 17: Goniometer zur Kontaktwinkelmessung

3.2.5 Datenauswertung und Statistik

Die Datenauswertung erfolgte mithilfe von Microsoft Excel und SPSS Statistics. Zunächst wurden die Daten im Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft Excel, Version 16.82) dokumentiert und graphisch dargestellt. Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe der Software IBM SPSS Statistics V.23. unterstützt durch Herrn Mildenberger, Institut für medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI), Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz.

Zum Vergleich der Mittelwerte der gemessenen Kontaktwinkel in Abhängigkeit von der Dauer der Plasmaexposition wurde – sofern die Voraussetzung der Normalverteilung erfüllt war (geprüft mittels Shapiro-Wilk-Test) – eine einfaktorische Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Andernfalls kam der Kruskal-Wallis-Test als nichtparametrische Alternative zum Einsatz. Zur Kontrolle des kumulierten α -Fehlers bei multiplen Paarvergleichen wurde ein Bonferroni-korrigierter Post-hoc-Test angewendet, wobei das Signifikanzniveau entsprechend auf $p = 0,005$ angepasst wurde.

4. Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Versuche präsentiert. Zunächst wurde die Oberflächenrauheit der einzelnen Materialproben gemessen. Anschließend erfolgte die Kontaktwinkelmessung. Diese wurde bei den unterschiedlichen Titan- und Keramikproben nach unterschiedlich langer Plasma Exposition durchgeführt.

4.1 Rauheiten

Die Oberflächenrauheit wurde zuerst ermittelt, um zu kontrollieren, ob eine standardisierte Ausgangssituation vorlag. Tabelle 2 zeigt die Ergebnisse der Oberflächenrauheitsmessungen. Für jede Oberfläche wurden zehn Messstrecken ausgewertet, aus denen jeweils ein Mittelwert berechnet wurde. Aus diesen zehn Mittelwerten wurde anschließend ein Gesamtmittelwert pro Oberfläche ermittelt. Der arithmetische Mittenrauwert (R_a) wird in μm angegeben.

Tabelle 2: Mittelwerte der Rauheitsmessung pro Material

Material	n	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Titan	60	0,23 μm	0,71 μm	0,45 μm	$\pm 0,12$
Zirkoniumdioxid	60	0,53 μm	0,75 μm	0,6 μm	$\pm 0,05$
Lithiumdisilikat	60	0,14 μm	0,38 μm	0,25 μm	$\pm 0,05$
Hybridkeramik	60	1,6 μm	2,3 μm	1,85 μm	$\pm 0,18$

4.2 Kontaktwinkelmessungen

Nach der Rauwertmessung wurde die Kontaktwinkelmessung durchgeführt.

4.2.1 Titan

Die Tabelle 3 und die Abbildungen 19-23 zeigen die Ergebnisse der Kontaktwinkelmessungen an den Titanproben. Es wurden jeweils 15 Proben für 0, 5,

10, 20 und 30 Sekunden mit Plasma vorbehandelt und anschließend die Kontaktwinkelmessung durchgeführt.

Tabelle 3: Kontaktwinkelmessungen auf Titan bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten

Plasma Sek.	n	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.-Abweichung
0	15	64°	75°	68°	± 4
5	15	17°	26°	21°	± 3
10	15	9°	19°	15°	± 3
20	15	10°	16°	12°	± 2
30	15	7°	11°	9°	± 1

Die Kontaktwinkel auf den Titanoberflächen waren nach der Plasmaexposition signifikant kleiner als die Kontaktwinkel auf den unbehandelten Titanoberflächen (einfaktorielle ANOVA, $p < 0,001$). Die Voraussetzung der Normalverteilung wurde mittels Shapiro-Wilk-Test für die Residuen des ANOVA-Modells überprüft ($W = 0,984$, $p = 0,444$); es ergab sich kein signifikanter Hinweis auf eine Abweichung von der Normalverteilung. Mit zunehmender Plasmaexpositionszeit kam es zu einer signifikanten Reduktion der Kontaktwinkel. Die Mittelwertunterschiede wurden anhand einer einfaktoriellen ANOVA mit Bonferroni-Post-hoc-Test analysiert. Dabei zeigten sich signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) zwischen der unbehandelten Gruppe (0 Sekunden) und allen behandelten Gruppen sowie zwischen 5 Sekunden und 10 Sekunden, 20 Sekunden und 30 Sekunden. Zwischen 10 Sekunden und 20 Sekunden war der Unterschied hingegen nicht signifikant ($p = 0,072$). Nach 30 Sekunden Plasmaeinwirkung waren die Kontaktwinkel so stark reduziert, dass sie teilweise kaum noch messbar waren.

Tabelle 4: p-Werte der Bonferroni-Post-hoc-Test und die Mittelwertdifferenz zum Vergleich der Kontaktwinkel bei verschiedenen Plasmaexpositionszeiten auf Titan.

	0 Sek	5 Sek	10 Sek	20 Sek	30 Sek
0 Sek	-	p< 0,001	p< 0,001	p< 0,001	p< 0,001
5 Sek	47	-	p< 0,001	p< 0,001	p< 0,001
10 Sek	53	6	-	p= 0,072	p< 0,001
20 Sek	56	9	3	-	p= 0,015
30 Sek	59	12	6	3	-

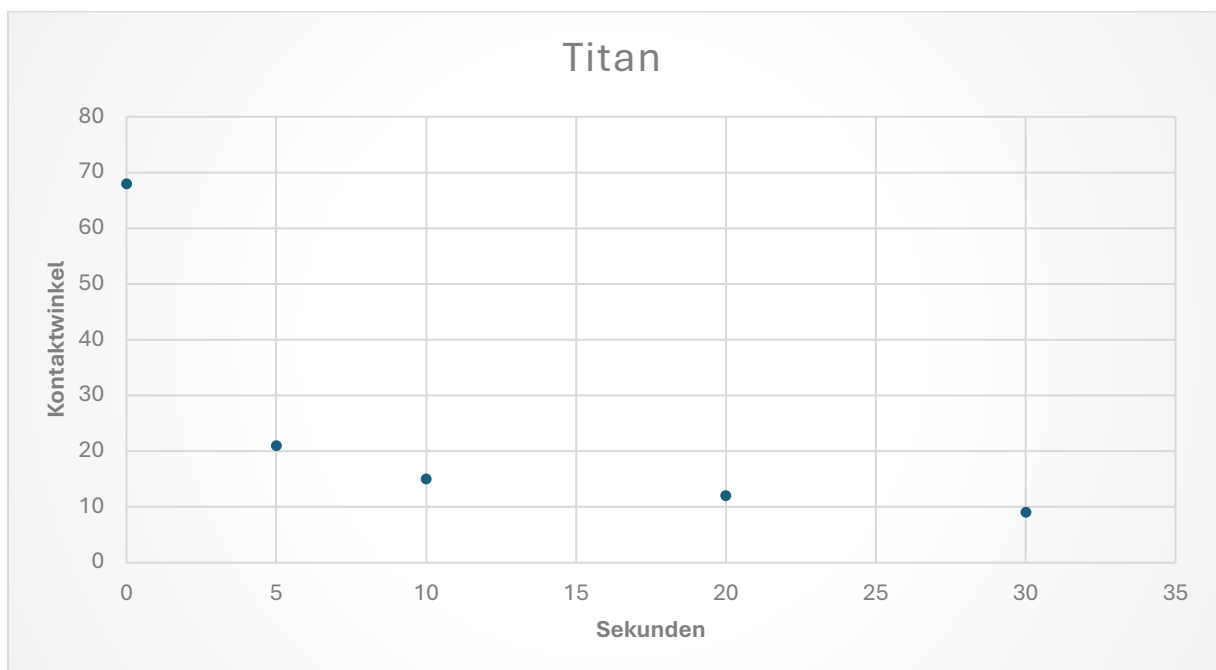


Abbildung 18: Kontaktwinkelmessungen auf Titan bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten

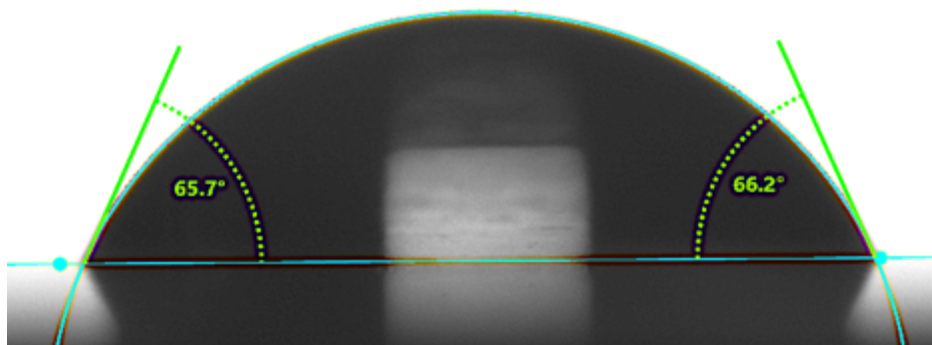


Abbildung 19: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Titanoberfläche ohne Plasmaexposition



Abbildung 20: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Titanoberfläche nach 5 Sekunden Plasmaexposition



Abbildung 21: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Titanoberfläche nach 10 Sekunden Plasmaexposition



Abbildung 22: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Titanoberfläche nach 20 Sekunden Plasmaexposition



Abbildung 23: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Titanoberfläche nach 30 Sekunden Plasmaexposition

4.2.2 Zirkoniumdioxid

Die Tabelle 5 und die Abbildungen 24-29 zeigen die Ergebnisse der Kontaktwinkelmessungen auf den Zirkoniumdioxidkeramik Proben. Es wurden jeweils 15 Proben für 0, 5, 10, 20 und 30 Sekunden mit Plasma vorbehandelt und anschließend die Kontaktwinkelmessung durchgeführt.

Tabelle 5: Kontaktwinkelmessungen auf Zirkoniumdioxidkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten

Plasma Sek.	n	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.-Abweichung
0	15	61°	95°	82°	± 10
5	15	22°	33°	26°	± 3
10	15	19°	29°	24°	± 3
20	15	20°	29°	24°	± 3
30	15	19°	30°	24°	± 3

Die Voraussetzung der Normalverteilung wurde mittels Shapiro-Wilk-Test für die Residuen des ANOVA-Modells überprüft ($W = 0.929$, $p < 0.001$); die Nullhypothese musste verworfen werden, was auf eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung hinweist. Aus diesem Grund wurde zusätzlich ein Kruskal-Wallis-Test durchgeführt, der einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen zeigte ($p < 0.001$). Die Kontaktwinkel auf den Zirkoniumdioxidkeramik Oberflächen waren nach der Plasmaexposition signifikant kleiner im Vergleich zu den Kontaktwinkeln auf den unbehandelten Zirkoniumdioxidkeramik. Der Bonferroni-Post-hoc-Test zeigte bei allen Vergleichen zwischen der Kontrollgruppe (0 Sekunden) und den behandelten Gruppen (5–30 Sekunden) signifikante Unterschiede ($p < 0,001$). Zwischen den behandelten Gruppen selbst bestanden keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,005$).

Tabelle 6: p-Werte der Bonferroni-Post-hoc-Test und die Mittelwertdifferenz zum Vergleich der Kontaktwinkel bei verschiedenen Plasmaexpositionszeiten auf Zirkoniumdioxid

	0 Sek	5 Sek	10 Sek	20 Sek	30 Sek
0 Sek	-	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
5 Sek	56	-	$p = 1$	$p = 1$	$p = 1$
10 Sek	58	2	-	$p = 1$	$p = 1$
20 Sek	58	2	0	-	$p = 1$
30 Sek	58	2	0	0	-

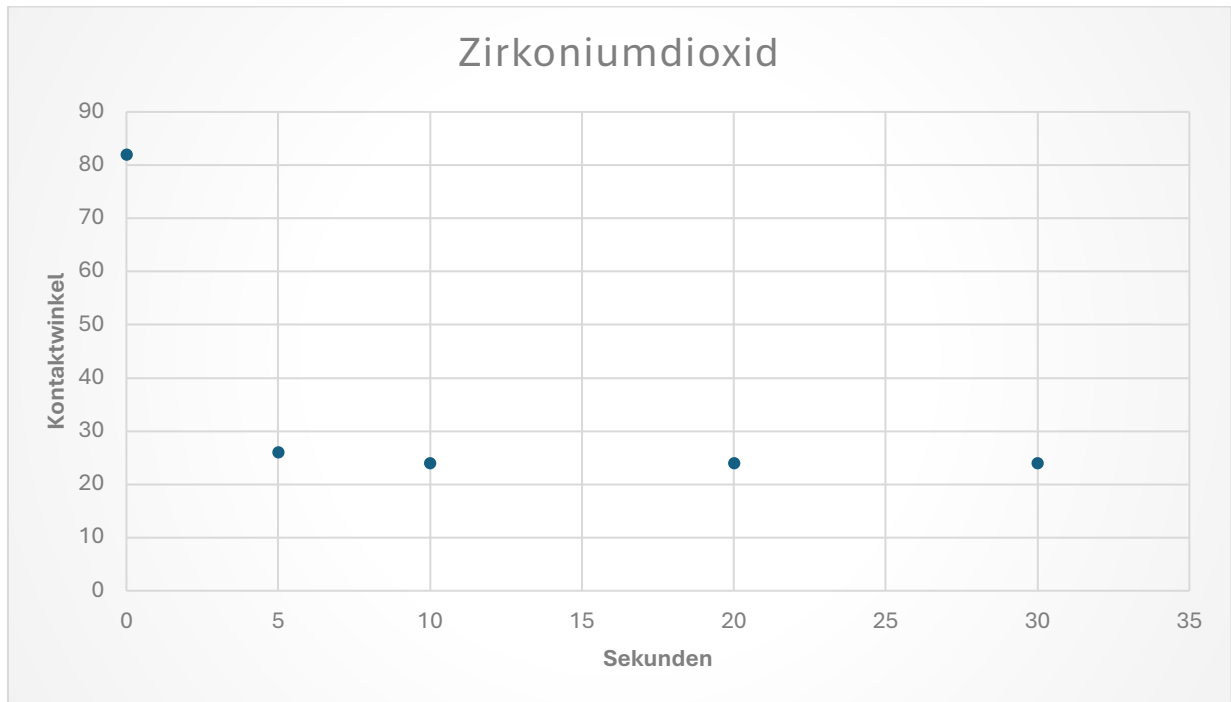


Abbildung 24: Kontaktwinkelmessungen auf Zirkoniumdioxidkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten

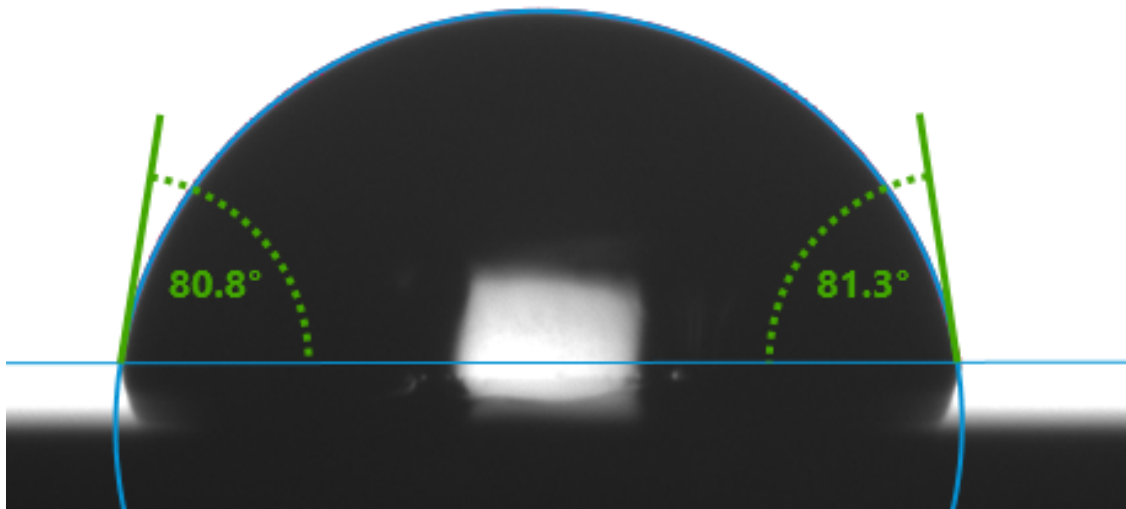


Abbildung 25: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Zirkoniumdioxidoberfläche ohne Plasmaexposition



Abbildung 26: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Zirkoniumdioxidoberfläche nach 5 Sekunden Plasmaexposition



Abbildung 27: Kontaktwinkel eines 3 μl Wassertropfens auf einer Zirkoniumdioxidoberfläche nach 10 Sekunden Plasmaexposition



Abbildung 28: Kontaktwinkel eines 3 μl Wassertropfens auf einer Zirkoniumdioxidoberfläche nach 20 Sekunden Plasmaexposition



Abbildung 29: Kontaktwinkel eines 3 μl Wassertropfens auf einer Zirkoniumdioxidoberfläche nach 30 Sekunden Plasmaexposition

4.2.3 Lithiumdisilikat

Die Tabelle 7 und die Abbildungen 30-35 zeigen die Ergebnisse der Kontaktwinkelmessungen auf den Lithiumdisilikatkeramik Proben (IPS e.max). Es wurden jeweils 15 Proben für 0, 5, 10, 20 und 30 Sekunden mit Plasma vorbehandelt und anschließend die Kontaktwinkelmessungen durchgeführt.

Tabelle 7: Kontaktwinkelmessungen auf Lithiumdisilikatkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten

Plasma Sek.	n	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
0	15	35°	58°	47°	± 7
5	15	16°	25°	19°	± 3
10	15	12°	18°	14°	± 2
20	15	9°	17°	14°	± 2
30	15	10°	17°	13°	± 2

Für den Kontaktwinkel auf Lithiumdisilikat wurde die Normalverteilungsannahme mittels Shapiro-Wilk-Test überprüft ($W = 0.963$, $p = 0.028$). Aufgrund der signifikanten Abweichung von der Normalverteilung wurde ein Kruskal-Wallis-Test als nichtparametrische Alternative durchgeführt. Dieser ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen ($p < 0.001$). Die Kontaktwinkel auf den Lithiumdisilikatkeramik Oberflächen waren nach der Plasmaexposition signifikant kleiner im Vergleich zu den Kontaktwinkeln auf den unbehandelten Lithiumdisilikatkeramik Oberflächen. Der Bonferroni-Post-hoc-Test zeigte signifikante Reduktionen der Kontaktwinkel zwischen der Kontrollgruppe (0 Sekunden) und allen behandelten Gruppen sowie zwischen 5 Sekunden und längeren Behandlungszeiten ($p < 0,001$). Unterschiede zwischen 10 Sekunden, 20 Sekunden und 30 Sekunden waren hingegen nicht signifikant ($p > 0,005$).

Tabelle 8: p-Werte der Bonferroni-Post-hoc-Test und die Mittelwertdifferenz zum Vergleich der Kontaktwinkel bei verschiedenen Plasmaexpositionszeiten auf Lithiumdisilikat

	0 Sek	5 Sek	10 Sek	20 Sek	30 Sek
0 Sek	-	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
5 Sek	28	-	$p = 0.003$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
10 Sek	33	5	-	$p = 1$	$p = 1$
20 Sek	33	5	0	-	$p = 1$
30 Sek	34	6	1	1	-

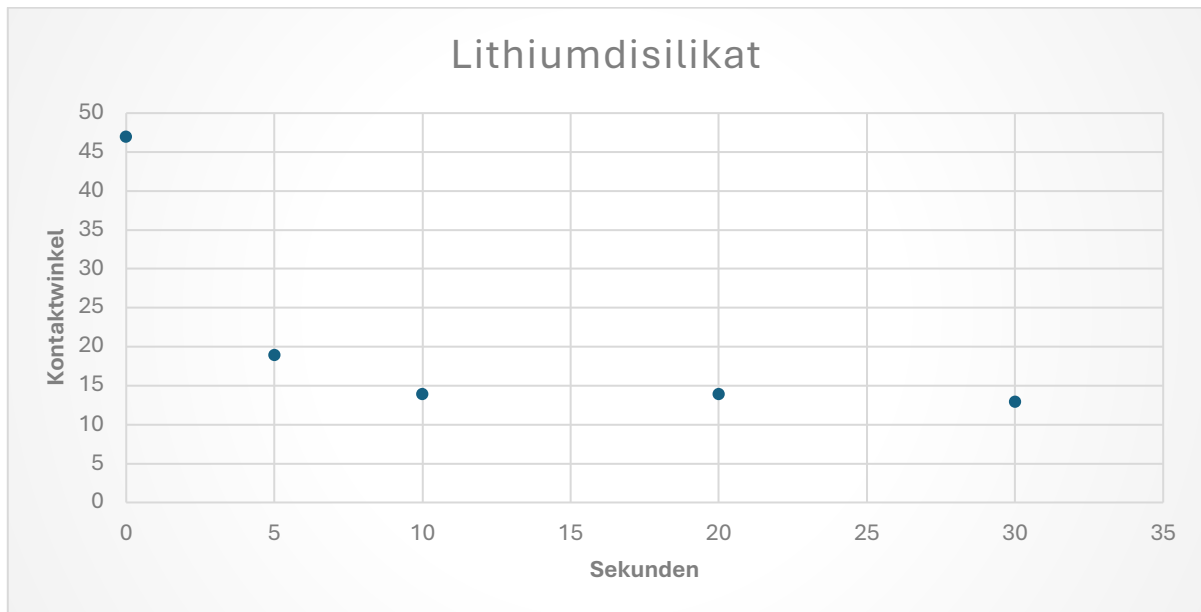


Abbildung 30: Kontaktwinkelmessungen auf Lithiumdisilikatkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten



Abbildung 31: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Lithiumdisilikatkeramik Oberfläche ohne Plasmaexposition



Abbildung 32: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Lithiumdisilikatkeramik Oberfläche nach 5 Sekunden Plasmaexposition



Abbildung 33: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Lithiumdisilikatkeramik Oberfläche nach 10 Sekunden Plasmaexposition



Abbildung 34: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Lithiumdisilikatkeramik Oberfläche nach 20 Sekunden Plasmaexposition



Abbildung 35: Kontaktwinkel eines 3 µl Wassertropfens auf einer Lithiumdisilikatkeramik Oberfläche nach 30 Sekunden Plasmaexposition

4.2.4 Hybridkeramik

Die Tabelle 9 und die Abbildungen 36-41 zeigen die Ergebnisse der Kontaktwinkelmessungen auf den Hybridkeramik (ENAMIC) Proben. Es wurden jeweils 15 Proben für 0, 5, 10, 20 und 30 Sekunden mit Plasma vorbehandelt und anschließend die Kontaktwinkelmessungen durchgeführt.

Tabelle 9: Kontaktwinkelmessungen auf Hybridkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten

Plasma Sek.	n	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
0	15	61°	93°	82°	± 10
5	15	14°	24°	18°	± 3
10	15	13°	24°	17°	± 3
20	15	12°	23°	17°	± 3
30	15	10°	21°	17°	± 3

Für den Kontaktwinkel auf Hybridkeramik wurde die Normalverteilungsannahme mittels Shapiro-Wilk-Test überprüft ($W = 0.912$, $p < 0.001$). Aufgrund der signifikanten Abweichung von der Normalverteilung wurde ein Kruskal-Wallis-Test als nichtparametrische Alternative zur ANOVA angewendet. Dieser zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen ($p < 0.001$). Die Kontaktwinkel auf den Hybridkeramikoberflächen waren nach der Plasmaexposition signifikant kleiner im Vergleich zu den Kontaktwinkeln auf den unbehandelten Hybridkeramikoberflächen. Der Bonferroni-Post-hoc-Test zeigte signifikante Unterschiede der Kontaktwinkel zwischen der Kontrollgruppe (0 Sekunden) und allen Plasma-behandelten Gruppen ($p < 0,001$). Zwischen den Gruppen mit 5 Sekunden, 10 Sekunden, 20 Sekunden und 30 Sekunden wurden jedoch keine signifikanten Unterschiede festgestellt ($p > 0,005$).

Tabelle 10: p-Werte der Bonferroni-Post-hoc-Test und die Mittelwertdifferenz zum Vergleich der Kontaktwinkel bei verschiedenen Plasmaexpositionen auf Hybridkeramik

	0 Sek	5 Sek	10 Sek	20 Sek	30 Sek
0 Sek	-	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
5 Sek	64	-	$p = 1$	$p = 1$	$p = 1$
10 Sek	65	1	-	$p = 1$	$p = 1$
20 Sek	65	1	0	-	$p = 1$
30 Sek	65	1	0	0	-

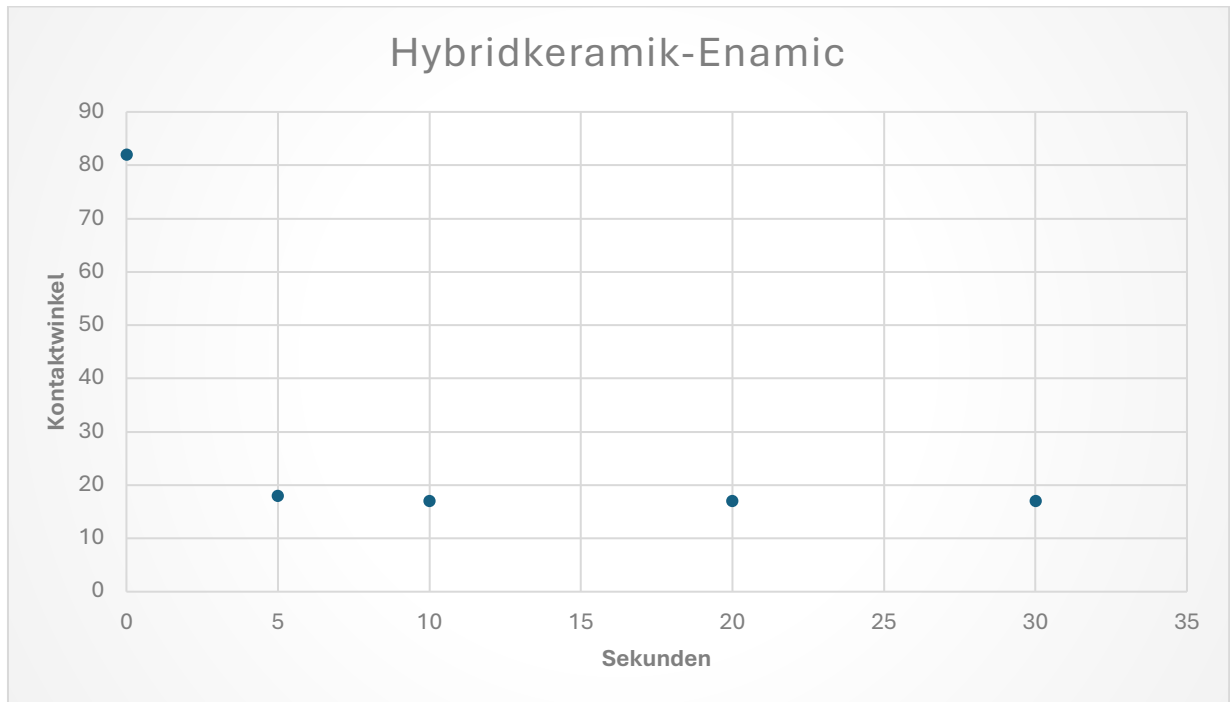


Abbildung 36: Kontaktwinkelmessungen auf Hybridkeramik bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten

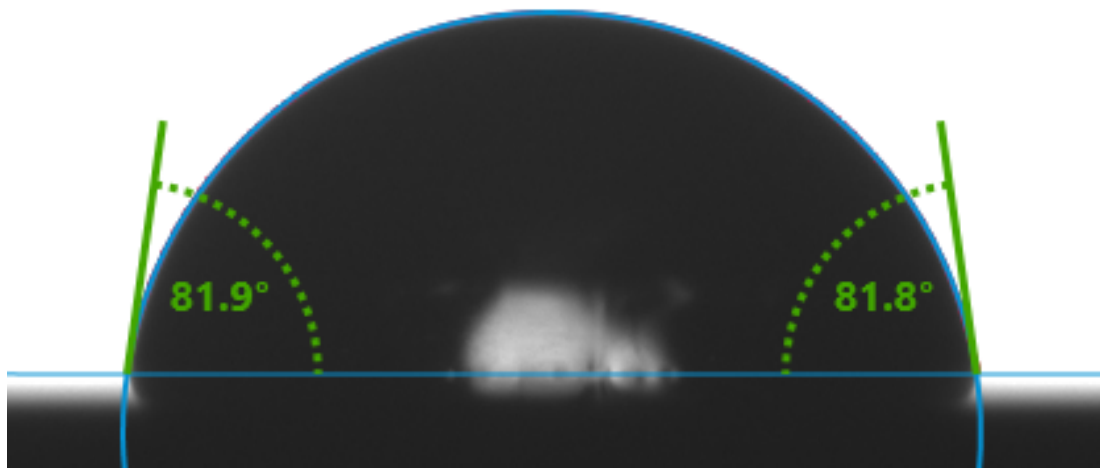


Abbildung 37: Kontaktwinkel eines 3µl Wassertropfens auf einer Hybridkeramikoberfläche ohne Plasmaexposition.



Abbildung 38: Kontaktwinkel eines 3µl Wassertropfens auf einer Hybridkeramikoberfläche nach 5 Sekunden Plasmaexposition.



Abbildung 39: Kontaktwinkel eines 3µl Wassertropfens auf einer Hybridkeramikoberfläche nach 10 Sekunden Plasmaexposition.



Abbildung 40: Kontaktwinkel eines 3µl Wassertropfens auf einer Hybridkeramikoberfläche nach 20 Sekunden Plasmaexposition.



Abbildung 41: Kontaktwinkel eines 3µl Wassertropfens auf einer Hybridkeramikoberfläche nach 30 Sekunden Plasmaexposition.

4.3 Vergleich der Materialien

In Abbildung 27 ist die Abnahme des Kontaktwinkels nach 5 Sekunden Plasmaexposition bei allen untersuchten Materialien dargestellt. Die Reduktion des Kontaktwinkels zeigte sich jedoch im Verlauf, bei längeren Expositionszeiten, weniger deutlich. Nur bei Titan flacht die Kurve bei höheren Expositionszeiten weiter ab.

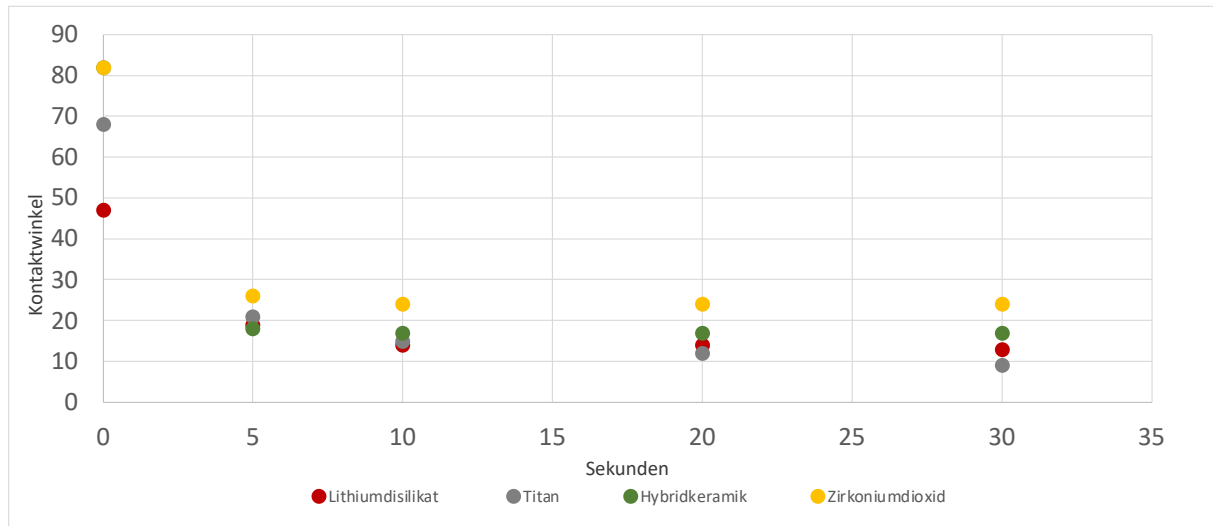


Abbildung 42: Kontaktwinkelmessungen auf allen Proben bei unterschiedlichen Plasma Expositionszeiten

Eigentlich hättest du hier unter den Ergebnissen nicht mehr bei jedem Material schreiben sollen welcher statistische Test jeweils zum Ergebnis geführt hat. Das steht ja in Material und Methode schon.

5. Diskussion

Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung des Einflusses von kaltem Atmosphärendruckplasma auf die Benetzbarkeit der dentalen Werkstoffe Titan, Zirkoniumdioxid-, Lithiumdisilikat-, und Hybridkeramik. Die Kenntnis über Verbesserungsmöglichkeiten der Benetzbarkeit der einzelnen Werkstoffe ist relevant, um den Haftverbund zwischen den dentalen Werkstoffen zu verbessern und die Langlebigkeit der Restaurationen zu erhöhen. In der dentalen Implantologie wird dieser Effekt verwendet um die Osseointegration zu verbessern (102).

5.1 Methodendiskussion

5.1.1 Probengestaltung und Materialauswahl

In der vorliegenden Studie wurden 75 Probenkörper je Material verwendet, sodass pro Zeiteinheit (0, 5, 10, 20 und 30 Sekunden) 15 Messungen durchgeführt werden konnten. Die Anzahl der Probenkörper wurde gewählt, um die Zuverlässigkeit der Ergebnisse zu erhöhen. In einer ähnlichen Arbeit von Zhang *et al.* eine vergleichbar Anzahl an Probenkörpern gewählt (103). Eine Fallzahlanalyse wurde in der vorliegenden Untersuchung nicht durchgeführt. Für die Untersuchung wurden Materialien verwendet, die für die Produktion von festsitzenden Suprakonstruktion auf Implantaten häufig verwendet werden. In vergleichbaren Studien wurden primär Zirkoniumdioxid und Titan untersucht (8, 9, 104, 105, 106). Einige Studien untersuchten den Einfluss der Plasmaexposition auf alternative Materialien. Jedoch wurden bei den meisten Studien welche Feldspat Keramiken, Polymethylmethacrylat (PMMA) oder Leuzit Keramiken untersucht auf die Kontaktwinkelmessung verzichtet. Der Fokus lag hier auf der Haftstärke der anschließenden Kompositverklebung (107, 108, 109). Die Studie von Jassim *et al.* untersuchte die Auswirkungen der Plasmabehandlung im Vergleich zur konventionellen Behandlung auf die Mikroscherhaftung (μ SBS), die Oberflächenrauheit und die Benetzbarkeit von drei verschiedenen CAD/CAM-Materialien. Zwei von den drei ausgewählten Materialien, Zirkoniumdioxid und Lithiumdisilikat, sind identisch mit den in der vorliegenden Arbeit verwendeten Materialien, welches einen direkten Vergleich erlaubt (110).

5.1.2 Vorbehandlung der Prüfkörper

Die Versuche der vorliegenden Studie wurden auf ebenen Flächen durchgeführt. Sowohl die Keramik-, als auch die Titanproben wurden bis 800 Grit mit Diamant-Schleifpads unter Wasserkühlung poliert und anschließend mit Ethanol und destilliertem Wasser gereinigt. Die Politur der Proben sollte eine standardisierte Rauheit erzielen. Eine vergleichbare Vorgehensweise findet bei der Studie von Silva *et al.* statt. Hier wurden die Zirkoniumdioxidproben mit SiC-Schleifpapier (Siliziumkarbid) bis zu einer Körnung von 600 poliert und mit Methanol getrocknet (6). Bei der Studie von Kang *et al.* wurden die Zirkoniumdioxidproben ebenfalls mit SiC-Schleifpapier der Körnung 600-1200 Grit poliert und anschließend 5 min lang in einem Ultraschallbad mit Ethanol gereinigt (111). In einer vergleichbaren Arbeit von Zhang *et al.* waren lediglich die Keramikproben plan und bis 800 Grit poliert, die Titanproben zeigten eine zylindrische Form und wurden mit 50 µm großen Al₂O₃ Partikeln bestrahlt (103). In einer weiteren Studie zur Untersuchung von Titanoberflächen von Wu *et al.* wurden ebenfalls zylindrische Titanimplantate gewählt, welche in der ersten Gruppe poliert wurden und in der zweiten Gruppe sandgestrahlt und säuregeätzt wurden (102). Durch die unterschiedlichen Vorbehandlungen und Formen der Prüfkörper kann es zu abweichenden Ergebnissen kommen. Ebene Flächen, wie die in dieser Arbeit verwendeten, führen zu vergleichbareren Proben und geben mehr Aufschluss über den Werkstoff. Wobei die Oberflächenrauheit der ausschlaggebende Faktor ist. Eine einheitliche Rauheit unter den Proben reduziert Abweichungen und erlaubt einen direkten Vergleich der Kontaktwinkel.

5.1.3 Plasmabehandlung

Die Titan- und Keramikproben wurde mit kaltem Atmosphärendruckplasma behandelt. Dazu wurde das Gerät „piezobrush PZ3“ (Relyon Plasma GmbH, Regensburg, Deutschland) genutzt. Für die Bearbeitung der Titanprobe kam ein Nearfield-Düsenaufsatz für leitfähige Materialien zum Einsatz. Dieses Modul erzeugt Plasma erst in einem Abstand von 0,5-2 mm zum Material. Auf diese Weise wird automatisch vermieden, dass ein zu großer Arbeitsabstand entsteht, welcher zu einer unzureichenden Bearbeitung der Oberfläche führen könnte. Korzec *et al.* konnten nachweisen, dass die Größe der aktivierten Fläche und somit die Wirksamkeit der Behandlung vom Abstand der Plasmadüse zum Werkstoff abhängt. Sobald der

Abstand 3,5 mm überschreitet, nimmt die Größe der aktivierten Fläche signifikant ab (89). Die Keramikproben wurden mit dem Standard-Düsenaufsatz mit einem Abstand von 2-10 mm bearbeitet. Um die Fehler der manuellen Unsicherheit zu umgehen, wurde der „piezobrush PZ3“ stets mittels einer Halterung bedient. So konnte von einer gleichmäßigen Aktivierung aller Flächen ausgegangen werden. In der vergleichbaren Studie von Jassim *et al.* wurde ebenfalls die Plasma-Oberflächenbehandlung, wie in der vorliegenden Arbeit, mit einem Piezo-Brush® PZ3 Handgerät (Relyon Plasma, Regensburg, Deutschland) durchgeführt. Allerdings wurden hier die Proben für 80 Sekunden mit dem Plasma vorbehandelt. Der Abstand der Düse des Plasmageräts vor der Probenoberfläche unterscheidet sich ebenfalls. Bei der Untersuchung von Jassim *et al.* beträgt dieser 5 mm und ist somit 3 mm größer als der in dieser Studie verwendete Abstand und liegt damit auch über der von Korzec *et al.* empfohlenen Distanz (89, 110).

5.1.4 Verschiedene Prozessgase

In dieser Studie wurde das Plasmagerät mit Umgebungsluft als Prozessgas verwendet. In der Studie von Tabari *et al.* wurden Gase wie Sauerstoff, Argon und die Umgebungsluft als Prozessgase verwendet. Auch hier wurden Zirkoniumdioxidproben mit Plasma vorbehandelt und anschließend der Kontaktwinkel gemessen. Die Vorbehandlung der Keramikproben war ähnlich wie in der vorliegenden Studie, jedoch mit dem Unterschied, dass die Proben bis 3000 grit poliert wurden. Das Ergebnis war eine Reduktion des Kontaktwinkels von $63\pm 2^\circ$ auf $27\pm 1^\circ$ nach einer 20-sekündigen Plasma Exposition mit der Umgebungsluft als Prozessgas. Nur eine 20% Argon-80% Sauerstoff Mischung als Prozessgas erreichte eine stärkere Reduktion des Kontaktwinkels (von $63\pm 2^\circ$ auf $23\pm 2^\circ$ nach 20-sekündiger Plasma Exposition) (104). Silva *et al.* benutzten als Prozessgas eine Argon-Sauerstoff Mischung. Nach einer Expositionszeit von 10 Sekunden zeigte sich sowohl bei Titan als auch bei Zirkondioxid eine signifikant höhere Benetzbarkeit (9). Das in der vorliegenden Arbeit verwendete Plasmagerät verwendet Umgebungsluft als Prozessgas was die Verwendung im klinischen Alltag erleichtert. Die Verwendung von Argon oder Helium gestaltet sich im praktischen Laboralltag als herausfordernd, da eine umfangreiche und unhandliche Versorgungseinheit erforderlich ist. Darüber hinaus sind die erforderlichen Edelgase teuer und begrenzt verfügbar. Zusätzlich zeigt sich in einer Studie von Tabari *et al.*,

dass durch die Verwendung von Argon oder Sauerstoff als Prozessgas nicht immer eine signifikante Änderung des Kontaktwinkels auftritt im Vergleich zur Verwendung von Umgebungsluft (104).

5.2 Ergebnisdiskussion

Die Versuche zeigen deutlich, dass durch die Plasmaexposition die Benetzbarkeit der einzelnen Materialien steigt. So liegen die Kontaktwinkel der Titanprobe ohne Plasma-Vorbehandlung bei $68\pm 4^\circ$. Durch die zunehmende Plasmaexposition sinkt dieser Wert auf $9\pm 1^\circ$. Bei den einzelnen Keramikproben verhält es sich ähnlich. Der Kontaktwinkel bei der Zirkoniumdioxidprobe sinkt von $82\pm 10^\circ$ auf $24\pm 3^\circ$, bei Lithiumdisilikat von $47\pm 7^\circ$ auf $13\pm 2^\circ$ und bei der Hybridkeramik von $82\pm 10^\circ$ auf $17\pm 3^\circ$. Es zeigt sich jedoch, dass bei den Keramikproben nach einer Plasmaexposition von 10 Sekunden keine deutliche Veränderung des Kontaktwinkels mehr sichtbar ist. Bei den Titanproben verhält sich dies anders. Der Kontaktwinkel verringert sich um ca. 69% (von $68\pm 4^\circ$ auf $21\pm 3^\circ$) nach einer 5-sekündigen Plasmaexposition. Anschließend kommt es zu einer weiteren Abnahme des Kontaktwinkels um ca. 28% (von $21\pm 3^\circ$ auf $15\pm 3^\circ$) nach einer 10-sekündigen Plasmaexposition. Abschließend, kann eine weitere Reduktion von ca. 40% nach einer 30-sekündigen Plasmaexposition (von $15\pm 3^\circ$ auf $9\pm 1^\circ$) erreicht werden.

Obwohl die Ergebnisse statistisch signifikant sind, ist auch die klinische Relevanz sorgfältig zu betrachten. Bereits eine sehr kurze Plasmabehandlung von 5 Sekunden führte bei allen untersuchten Materialien zu einer deutlichen Verbesserung der Oberflächenbenetzbarkeit. Für Zirkoniumdioxid, Lithiumdisilikat und Hybridkeramik scheint eine längere Exposition daher klinisch nicht erforderlich zu sein.

Bei Titan hingegen konnten zwischen den längeren Behandlungszeiten (10–30 Sekunden) ebenfalls signifikante Unterschiede festgestellt werden. Zwar nimmt die Benetzbarkeit mit zunehmender Expositionsdauer weiter zu, doch sind die Mittelwertdifferenzen der Kontaktwinkeln gering (z. B. nur 3° zwischen 20 und 30 Sekunden). Daraus ergibt sich die Frage, ob diese zusätzlichen Effekte im klinischen Alltag tatsächlich einen relevanten Einfluss auf die Adhäsion oder Langzeitstabilität haben.

In der Studie von Jassim *et al.* wurden Kontaktwinkelmessungen vor und nach der Oberflächenvorbehandlung, vergleichbar mit der vorliegenden Studie, durchgeführt. Als Vorbehandlung wurden allerdings die konventionellen Methoden (Korundstrahlung bei Zirkoniumdioxid und Flusssäureätzung bei Lithiumdisilikat) mit Plasmaexposition für 80 Sekunden verglichen. Die Kontrollgruppen (unbehandelte Oberflächen) zeigten vergleichbare Kontaktwinkel von 76° bei Zirkoniumdioxid und höhere Kontaktwinkel bei Lithiumdisilikat von 64.6°. Dies könnte an der geringeren Anzahl an Messungen oder unterschiedlichen Rauwerten liegen. Hier wurde nur drei Kontaktwinkelmessungen durchgeführt. Interessanterweise zeigen sich um das 3-fache reduzierte Kontaktwinkel nach Plasmaexposition beim Zirkoniumdioxid von 7° und leicht erhöhte Kontaktwinkel beim Lithiumdisilikat von 23.3°. In der vorliegenden Untersuchung lag der Kontaktwinkel der Zirkoniumdioxid Proben nach 10, 20 und 30 Sekunden bei 24°. Ob längere Expositionszeiten wie in der Studie von Jassim *et al.* den Kontaktwinkel weiter reduzieren könnten müsste in weiteren Studien überprüft werden. Bemerkenswert ist, dass die Kontraktwinkel auf den Proben nach der Plasmaexposition kleiner sind als nach der konventionellen Vorbehandlung (Korundstrahlung/Flusssäureätzung). Bei Zirkoniumdioxid wurde ein deutlich höherer Kontaktwinkel von 54° nach der Korundstrahlung bestimmt und bei Lithiumdisilikat lag der Kontaktwinkel bei 29° nach der Flusssäureätzung. Es wurde in der Studie von Jassim *et al.* zusätzlich die Mikroscherhaftung untersucht. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Plasmabehandlung von Zirkoniumdioxid die Mikroscherhaftung signifikant erhöht, ohne dass sich die Oberflächenrauheit im Vergleich zur herkömmlichen Oberflächenbehandlung durch Korundstrahlung mit Aluminiumoxid signifikant verändert. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass die Plasma-Oberflächenbehandlung der Zirkoniumdioxid-Oberfläche mit dem Piezobrush PZ3 die Oberflächenenergie erhöht und eine saubere Materialoberfläche erzeugt, die eine effektive Verbindung der Heterostrukturen erleichtert. Durch das Aufbringen von Sauerstoff auf die Oberfläche während der Plasmabehandlung wird die Oberflächenenergie erhöht, wodurch die Bildung reaktiver Superoxidradikale (R-O-O-) erleichtert wird und damit die Oberflächenenergie erhöht wird. Der Anstieg der Oberflächenenergie wiederum erhöht die Benetzbarkeit der Oberfläche, was auch in den vorliegenden Benetzbarkeitstests gezeigt werden konnte. Bei Jassim *et al.* zeigte sich wie bereits berichtet, dass bei Lithiumdisilikat die konventionelle Oberflächenbehandlung mit Flusssäureätzung eine deutlich höhere

Mikroscherhaftung ergab als nach Plasmabehandlung. Dies könnte vor allem auf die erhöhte Oberflächenrauheit und Benetzbarkeit der geätzten Oberflächen im Vergleich zu den rein plasmabehandelten Proben zurückzuführen sein. Als Goldstandard für die Behandlung von Keramiken auf Siliziumdioxidbasis gilt die Ätzung mit Flusssäure, bevor die Keramik mit einem Haftvermittler benetzt wird. Flusssäure reagiert mit der Glasmatrix und bildet Hexafluorsilikate, welche dann selektiv entfernt werden, wodurch eine kristalline Struktur freigelegt wird und somit eine raue Oberfläche entsteht, welche eine verbesserte mikromechanische Retention ermöglicht. Generell ist es mit dieser Gruppe der Keramiken leichter einen guten Haftverbund zu erreichen. Ein weiterer möglicher Grund für die bessere Haftung von Kunststoffzement auf Lithiumdisilikat könnte auf die bessere chemische Wechselwirkung zwischen dem hydrophoben Kunststoffzement und der Lithiumdisilikat-Oberfläche zurückzuführen sein (110).

In einer vergleichbaren Studie von Tabari *et al.* wurde der Einfluss der Plasma-Vorbehandlung auf Zirkoniumdioxid Keramik untersucht. Bei der Kontaktwinkel Messung ergab sich eine Abnahme des Kontaktwinkels um ca. 57% nach einer 20-sekündigen Plasma Exposition (von $63\pm 2^\circ$ auf $27\pm 1^\circ$) (104). Hier wurde lediglich eine Plasmaexpositionszeit von 20 Sekunden gewählt. In der vorliegenden Studie erreichte der Kontaktwinkel bei der Zirkoniumdioxidprobe eine Abnahme um ca. 70% nach einer Expositionszeit von lediglich 10 Sekunden (von $82\pm 10^\circ$ auf $24\pm 3^\circ$). Eine längere Plasmaexposition führte in der vorliegenden Studie zu keiner weiteren Kontaktwinkelabnahme. Es wäre interessant zu wissen, ob bei der Studie von Tabari *et al.* der Sättigungseffekt ebenfalls nach 10 Sekunden aufgetreten wäre. In einer weiteren Studie von Silva *et al.* wurden ebenso die Materialien Titan und Zirkoniumdioxid Keramik nach einer Plasma-Vorbehandlung untersucht. Hier wurde ebenfalls unter anderem der Kontaktwinkel nach einer Plasma Expositionszeit von 5, 10 und 20 Sekunden gemessen. Bei dieser Arbeit fiel der Kontaktwinkel auf der Zirkoniumdioxidoberfläche nach einer 10-sekündigen Plasma Exposition von 15° auf 0° . Ein Sättigungseffekt ist hier also ebenfalls nach 10 Sekunden feststellbar. Da die Probengröße mit drei Proben sehr gering ist, ist dieser Wert jedoch weniger aussagekräftig. Ein weiterer Unterschied findet sich zusätzlich in der Benetzungsflüssigkeit. In der Studie von Silva *et al.* wurde mit einem MDP Primer gearbeitet und nicht mit Wasser (9). Der kleinere Kontaktwinkel und die somit höhere Benetzbarkeit könnten auch auf die Eigenschaften des MDP-Primers zurück zu führen

sein. In der Studie von Zhang *et al.* wurden unter anderem ebenfalls Kontaktwinkelmessungen an Zirkoniumdioxid Proben nach 3 Sekunden Plasmaexposition durchgeführt. Der gemessene Kontaktwinkel bei der Kontrollgruppe (unbehandeltes Zirkondioxid) zeigt mit $82,76^\circ$ vergleichbare Ergebnisse mit der vorliegenden Studie ($82\pm 10^\circ$). Nach der Plasmaexposition liegt der Kontaktwinkel bei $51,23^\circ$. Es lässt sich nur vermuten, ob eine weitere Plasmaexposition den Kontaktwinkel weiter reduziert hätte, wie bei der vorliegenden Studie (nach 5 Sekunden $26\pm 3^\circ$)(103). Lopes *et al.* untersuchten in deren Studie die Auswirkung der Anwendung von Atmosphärendruckplasma auf den Kontaktwinkel von Zirkoniumdioxid Keramiken. Zwei Zirkoniumdioxid Keramiken (Katana, Kuraray Noritake Dental und Lava, 3M ESPE) wurden verwendet, um die Plasmabehandlung mit Argon als Prozessgas für eine Minute zu testen. Das dynamische Verhalten der Oberflächenbenetzbarkeit wurde durch Erfassung der Kontaktwinkeldaten über einen Zeitraum von 70 Stunden analysiert. Die Kontaktwinkel der Kontrollgruppen betragen 66° und 68° für Katana bzw. Lava. Nach der Anwendung von Plasma zeigten die Kontaktwinkel Reduktionen auf 36° bzw. 31° . Die Kontaktwinkel für Lava-Zirkoniumdioxid und Katana kehrten nach 5 bzw. 15 Stunden zu den Ausgangswerten zurück. Die Plasmabehandlung verbesserte die Benetzbarkeit der Zirkoniumdioxidoberfläche und verringerte den Kontaktwinkel um etwa 50 %. Die Dauer der Wirkung des Plasmas auf Zirkoniumdioxidoberflächen betrug mindestens 5 Stunden und war materialabhängig (106). Da in dieser Studie mit Prozessgas die Plasmavorbehandlung durchgeführt wurde, lassen sich die Ergebnisse nicht miteinander vergleichen. Es wäre jedoch auch interessant zu wissen ob bei der Vorbehandlung mit Umgebungsluft ebenfalls der Effekt nach längerer Zeit nachlässt. Dies würde einen wichtigen Faktor in der Verarbeitung darstellen, da somit eine Verklebung unmittelbar nach Plasmavorbehandlung durchgeführt werden sollte. In der Untersuchung von Akram *et al.* wird die Oberflächenbehandlung von Titan (Ti6Al4V, AMS4911, grad 5) mit Atmosphärendruck-Plasma (TIGRES Plasma-BLASTER MEF und Luft als Prozessgas) durchgeführt, um die Haftfestigkeit zu erhöhen. Vor der Plasmabehandlung wurden die Titanoberflächen mechanisch durch Sandstrahlen behandelt. Es wurde festgestellt, dass der Kontaktwinkel von Wasser mit der Dauer der Sandstrahlbehandlung abnimmt. Optische Mikroskopie und rasterelektronenmikroskopische (REM) Analysen von unbehandeltem und mit atmosphärischem Plasma behandeltem Titan wurden zur Untersuchung der

Oberflächeneigenschaften durchgeführt. Nach der Atmosphärendruck-Plasmabehandlung konnte eine wesentliche Verbesserung der Oberflächenenergie des Titans beobachtet werden. Die Oberflächenenergie stieg mit zunehmender Einwirkungsdauer des Atmosphärendruckplasmas. Die Kontaktwinkelmessungen von Wasser wurden nach 30, 60, 90, 120 und 150 Sekunden Sandstrahlen der Titanoberflächen durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen, dass der Kontaktwinkel mit zunehmender Behandlungsdauer des Sandstrahlens abnimmt und ein Minimum von 25° nach 120 Sekunden Sandstrahlen erreicht wird. Diese mechanisch behandelten Proben wurden einer Atmosphärendruck-Plasmabehandlung (5 bis 15 Minuten) mit einem Abstand von 10 mm unterzogen. Die Kontaktwinkelmessungen mit Wasser zeigten weitere Abnahme. Ein Minimumwert von 8.1° konnte erst nach 15 Minuten Plasmaexposition erreicht werden (105). Die längere Plasmaexpositionsdauer könnte an der Leistung des Plasmagerätes und/oder an dem Behandlungsabstand liegen. Da jedoch keine weiteren Informationen bezüglich der Leistung des Gerätes oder zum Behandlungsabstand vorliegen, lässt sich dies jedoch nur vermuten.

In keiner der vorliegenden Studien mit Plasmavorbehandlung wurde der Einfluss der umgebenden Luftfeuchtigkeit beachtet. Temperaturunterschiede der Umgebungsluft oder Unterschiede in der Luftfeuchtigkeit könnten durchaus zu einem Unterschied in der Konstanz der Plasmaanwendung führen. Der Einfluss dieser Variablen sollte in weiteren Studien untersucht werden. Nach der erfolgreichen Reduktion des Benetzungswinkels mittels Plasmabehandlung stellt sich die Frage, wie relevant die Vorbehandlung der Werkstoffe mit Plasma im klinischen Alltag ist. Inwieweit ist mit einem Vorteil im klinischen Alltag zu rechnen und ist die Plasmabehandlung im täglichen Gebrauch umsetzbar. In dieser Arbeit wurde der „piezobrush PZ3“ (Relyon Plasma GmbH, Regensburg, Deutschland) mit Umgebungsluft als Prozessgas verwendet, um die Übertragbarkeit der Ergebnisse in den klinischen Alltag zu ermöglichen. In vergleichbaren Studien von Tabari *et al.* und Silva *et al.* wurde zusätzlich das Edelgas Argon als Prozessgas verwendet (9, 104). Mit den in diesen Studien verwendeten Geräten wäre eine Umsetzung im Alltagsgebrauch schwieriger. Grundsätzlich kann gesagt werden, dass durch die Behandlung mittels Plasma unter den in dieser Arbeit gewählten Bedingungen der Kontaktwinkel reduziert werden konnte. Ein täglicher Gebrauch wäre prinzipiell beim Einfügen prothetischer Restaurationen wie Kronen, Brücken oder Implantatkronen denkbar. Gegebenenfalls könnte durch die Verwendung von Plasma die Benetzung der Oberflächen so

verbessert werden, dass auf eine zusätzliche Säureätzung oder auf Primer/Bonding-Verfahren verzichtet werden könnte. Die verschiedenen Primer/Bonding Systeme sind aufgrund ihrer Vielfältigkeit in der Anwendung fehleranfällig. Eine Reduktion einzelner Schritte, welche im Vorfeld einer adhäsiven Verklebung eingehalten werden müssen, könnte diese deutlich erleichtern. Auch wenn sich in weiteren Studien herausstellen sollte, dass nach erfolgter Plasmabehandlung auf keinen Schritt der etablierten Klebprotokolle verzichtet werden kann, wäre es interessant zu wissen, ob der Klebeverbund positiv beeinflusst wird und ob mittels Plasmabehandlung stabilere Klebeverbunde geschaffen werden können. In der Studie von Görge *et al.* wurde diese Fragestellung untersucht. In dieser Studie wurde der Einfluss des kalten Atmosphärendruckplasma auf die Zugbelastung bei zweiteiligen Abutmentkronen untersucht. Die Oberflächen von Zirkoniumdioxidkronen und Titanklebebasen wurden vor der Verklebung mit dem häufig verwendeten Kunststoffzement Panavia V5 (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan) unterschiedlich vorbehandelt. Die Ergebnisse zeigten, dass die Abzugskräfte in der Gruppe mit der etablierten Kombination aus Sandstrahlung und Primer-Vorbehandlung am höchsten waren. Die Vorbehandlung mit Atmosphärendruckplasma konnte den Haftverbund in dieser Studie nicht positiv beeinflussen. Weitere Studien zu alternativen Primer/Bondersystemen oder alternativen Keramiken sowie dem Einfluss der Luftfeuchtigkeit stehen aus (112).

6. Zusammenfassung

Um Materialien unterschiedlicher Eigenschaften miteinander adhäsiv verbinden zu können, werden diese vorbehandelt. Ein nicht-einhalten der empfohlenen Schritte kann zu einem vorzeitigen Versagen des Klebeverbunds und somit der zahnärztlichen Restauration führen. Für die typischen in der Zahnmedizin verwendeten Materialien wurden im Laufe der Zeit immer weitere und bessere Methoden für die Optimierung des Haftverbunds entwickelt. Für ästhetisch hochwertige Glaskeramiken hat sich hierbei die Säureätzung mittels Flusssäure etabliert. Für Zirkondioxidkeramiken die Korund- oder Silikatabstrahlung. Für Schmelz und Dentin die Säureätzung mittels Phosphorsäure. Hinzu kommen diverse Primer- und Bondingsysteme. Da ein wichtiger Schritt beim Erzielen eines guten Haftverbunds die Oberflächenvorbehandlung zur Verbesserung der Benetzbarkeit ist, könnte auch eine Vorbehandlung mit Plasma den adhäsiven Haftverbund der Werkstoffe positiv beeinflussen. In der vorliegenden Arbeit wurde der „piezobrush PZ3“ (Relyon Plasma GmbH, Regensburg, Deutschland) mit Umgebungsluft als Prozessgas zur Vorbehandlung der Oberflächen verwendet und anschließend der Einfluss auf die Benetzbarkeit der Werkstoffoberflächen von Titan, Siliziumdisilikatkeramik, Zirkondioxidkeramik sowie der Hybridkeramik (Enamic) mittels Kontaktwinkelmessung evaluiert. Bei allen Werkstoffen konnte bereits nach 10 Sekunden Plasmabehandlung eine signifikante Reduktion des Kontaktwinkels beobachtet werden. Bei den Titanproben konnte mit längerer Plasmabehandlung (bis 30 Sekunden) der Kontaktwinkel weiterhin reduziert werden. Bei den Keramikproben zeigte sich keine weitere deutliche Reduktion. Damit sind die Ergebnisse dieser Arbeit mit anderen entsprechenden Studien vergleichbar. Allerdings wurde in der vorliegenden Arbeit auf die Verwendung von Edelgasen wie Argon als Prozessgas verzichtet. Somit könnte die Plasmabehandlung auch im täglichen Gebrauch im Zahnlabor ohne größere Probleme umgesetzt werden. Die verbesserte Oberflächenbenetzung könnte möglicherweise einzelne Schritte in den aufwändigen Klebprotokollen unterschiedlicher adhäsiver Polymerkleber ergänzen oder ersetzen. Bei entsprechenden Ergebnissen müsste der Einfluss von Temperatur und Luftfeuchtigkeit auf die Plasmabehandlung evaluiert werden, um sicher zu stellen, dass bei der Verwendung im klinischen Alltag auch bei unterschiedlichen Tagesbedingungen konstante Ergebnisse erreichbar sind. In entsprechenden Studien konnte bisher kein positiver Einfluss auf den Haftverbund verzeichnet werden. Dies

könnte an den in den entsprechenden Studien verwendeten Parametern liegen. Dies gilt es in weiteren Studien zu untersuchen. Grundsätzlich handelt es sich bei der Vorbehandlung mittels Plasma um eine vielversprechende Möglichkeit die Benetzbarkeit von diversen dentalen Werkstoffen zu verbessern.

Literaturverzeichnis

1. Ghodsi S, Arzani S, Shekarian M, Aghamohseni M. Cement selection criteria for full coverage restorations: A comprehensive review of literature. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2021;13(11):e1154.
2. Rosentritt M. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin*: Thieme-Verlag; 2018.
3. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Georgieva S, Ivanovski K, Bajraktarova-Misevska C, Mijoska A, et al. Hydrofluoric acid: burns and systemic toxicity, protective measures, immediate and hospital medical treatment. *Open access Macedonian journal of medical sciences*. 2018;6(11):2257.
4. Cha S, Park Y-S. Plasma in dentistry. *Clinical plasma medicine*. 2014;2(1):4-10.
5. Ito Y, Okawa T, Fukumoto T, Tsurumi A, Tatsuta M, Fujii T, et al. Influence of atmospheric pressure low-temperature plasma treatment on the shear bond strength between zirconia and resin cement. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016;60(4):289-93.
6. Kim D-S, Ahn J-J, Bae E-B, Kim G-C, Jeong C-M, Huh J-B, et al. Influence of Non-Thermal Atmospheric Pressure Plasma Treatment on Shear Bond Strength between Y-TZP and Self-Adhesive Resin Cement. *Materials (Basel)*. 2019;12(20):3321.
7. Tabari K, Hosseinpour S, Mohammad-Rahimi H. The Impact of Plasma Treatment of Cercon® Zirconia Ceramics on Adhesion to Resin Composite Cements and Surface Properties. *Journal of Lasers in Medical Sciences*. 2017;8(Suppl 1):S56-S61.
8. Valverde GB, Coelho PG, Janal MN, Lorenzoni FC, Carvalho RM, Thompson VP, et al. Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment. *Journal of dentistry*. 2013;41(1):51-9.
9. Silva NR, Coelho PG, Valverde GB, Becker K, Ihrke R, Quade A, et al. Surface characterization of Ti and Y-TZP following non-thermal plasma exposure. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2011;99(1):199-206.
10. McCracken M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *Journal of prosthodontics*. 1999;8(1):40-3.
11. Liu X, Chen S, Tsoi JK, Matinlinna JP. Binary titanium alloys as dental implant materials—a review. *Regenerative biomaterials*. 2017;4(5):315-23.
12. AFFAIRS ACOS. Titanium applications in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(3):347-9.
13. Prasad S, Ehrensberger M, Gibson MP, Kim H, Monaco Jr EA. Biomaterial properties of titanium in dentistry. *Journal of oral biosciences*. 2015;57(4):192-9.
14. Özcan M, Hämmerle C. Titanium as a reconstruction and implant material in dentistry: advantages and pitfalls. *Materials*. 2012;5(9):1528-45.
15. Peters M, Clemens H. Titan, Titanlegierungen und Titanaluminide—Basis für innovative Anwendungen. *BHM Berg-und Hüttenmännische Monatshefte*. 2010;9(155):402-8.
16. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*. 2008;44(1):3-21.
17. Pröbster L. Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration—ein historischer Abriss (I). *Quintessenz*. 1997;48(7):939-47.
18. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(1):61-6.
19. Claus H. *Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik*. Dental Labor 1980;28:1743-50.
20. Claus H. Entwicklung der Metallkeramik. *Zahnärztliche Welt*. 1980;89:36-9.

21. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(1):18-32.
22. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*. 2015;28(3).
23. Gemalmaz D, Ergin Ş. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(2):189-96.
24. Hajtó J. Vollkeramik: Navigation für Materialien und Indikationen. *Zahntechniker Magazin*. 2013;17.
25. Rehmann P, Schmidt Y, Wöstmann B. Klinische Bewährung von überkronten Zähnen anhand von parodontalen Parametern. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*. 2017;126(06):270-6.
26. Rosentritt M. *Dentale Keramiken: Werkstoffkunde Kompendium*; 2017.
27. Rinke S. *Vollkeramik: Quintessenz Verlag*; 2012. 240.
28. Kern M, Kohal R, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, et al. Vollkeramik auf einen Blick. *Quintessenz Zahntechnik*. 2006;32(5):514.
29. Chen Y, Yeung AW, Pow EH, Tsoi JK. Current status and research trends of lithium disilicate in dentistry: A bibliometric analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021;126(4):512-22.
30. Phark JH, Duarte Jr S. Microstructural considerations for novel lithium disilicate glass ceramics: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2022;34(1):92-103.
31. Willard A, Chu T-MG. The science and application of IPS e. Max dental ceramic. *The Kaohsiung journal of medical sciences*. 2018;34(4):238-42.
32. Rosentritt M. *Werkstoffkunde Kompendium Zirkonoxid: Werkstoffkunde Kompendium*; 2017.
33. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1993;51(1):59-64.
34. Jansen J, Lümekemann N, Stawarczyk B. Bringt uns das Angebot an Zirkonoxid noch um. *Zahnheilkunde, Management, Kultur (ZMK)*. 2017;33:492-99.
35. Duarte S, Sartori N, Phark J-H. Ceramic-reinforced polymers: CAD/CAM hybrid restorative materials. *Current Oral Health Reports*. 2016;3:198-202.
36. Kern M. Biomechanische Merkmale im Fokus Hybrid-und Verbundwerkstoffe mit schmelzähnlichen Eigenschaften. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*. 2015;124(09):394-401.
37. Taschner M, Lohbauer U. Keramikwerkstoffe in der restaurativen Zahnmedizin. *Zahnmedizin up2date*. 2016;10(03):233-49.
38. Stawarczyk B. *Dentale Befestigungsmaterialien: Werkstoffkunde Kompendium*; 2017.
39. Pameijer CH. A review of luting agents. *International journal of dentistry*. 2012;2012.
40. Gorodovsky S, Zidan O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(2):269-74.
41. Rosentritt M, Lohbauer U, Ilie N. Wie befestigen? *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*. 2016;125(05):224-7.
42. Ebnesajjad S. *Handbook of adhesives and surface preparation: technology, applications and manufacturing: William Andrew*; 2010.
43. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dental materials*. 2010;26(2):e11-e6.
44. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*. 1955;34(6):849-53.

45. Nicholson JW. Adhesive dental materials and their durability. *International journal of adhesion and adhesives*. 2000;20(1):11-6.
46. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(2):135-41.
47. Ladha K, Verma M. Conventional and contemporary luting cements: an overview. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2010;10:79-88.
48. Antonucci J, McKinney J, Stansbury J. Resin-modified glass-ionomer dental cements field of the invention. US Patent Application. 1988;7160856:175-9.
49. Hill E, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Australian dental journal*. 2011;56:67-76.
50. Bowen R. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1963;66(1):57-64.
51. de la Macorra JC, Pradíes G. Conventional and adhesive luting cements. *Clinical oral investigations*. 2002;6:198-204.
52. Comyn J. 18 Thermal Properties of Adhesives. *Handbook of Adhesion Technology*. 2011:415.
53. Cassie A. Contact angles. *Discussions of the Faraday society*. 1948;3:11-6.
54. Zisman WA. Relation of the equilibrium contact angle to liquid and solid constitution. *Journal of the American Chemical Society (ACS) Publications*; 1964.
55. Drelich JW, Boinovich L, Chibowski E, Della Volpe C, Hołysz L, Marmur A, et al. Contact angles: History of over 200 years of open questions. *Surface Innovations*. 2019;8(1–2):3-27.
56. Saikaew P, Sattabanasuk V, Harnirattisai C, Chowdhury AFMA, Carvalho R, Sano H. Role of the smear layer in adhesive dentistry and the clinical applications to improve bonding performance. *Japanese Dental Science Review*. 2022;58:59-66.
57. Yanagida H, Minesaki Y, Matsumura K, Tanoue N, Muraguchi K, Minami H. Bonding durability between acrylic resin adhesives and titanium with surface preparations. *Dental Materials Journal*. 2017;36(1):69-75.
58. Al-Thobity AM. Titanium base abutments in implant prosthodontics: a literature review. *European Journal of Dentistry*. 2022;16(01):49-55.
59. Laleman I, Lambert F. Implant connection and abutment selection as a predisposing and/or precipitating factor for peri-implant diseases: A review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2023;25(4):723-33.
60. Hamed MT, Abdullah Mously H, Khalid Alamoudi S, Hossam Hashem AB, Hussein Naguib G. A systematic review of screw versus cement-retained fixed implant supported reconstructions. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*. 2020:9-16.
61. Fonseca RG, Haneda IG, de Almeida-Junior AA, Abi-Rached FdO, Adabo GL. Efficacy of air-abrasion technique and additional surface treatment at titanium/resin cement interface. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2012;14(5).
62. Ho BJ, Tsoi JK-H, Liu D, Lung CY-K, Wong H-M, Matinlinna JP. Effects of sandblasting distance and angles on resin cement bonding to zirconia and titanium. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2015;62:25-31.
63. Kern M, Thompson V. Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. *Journal of dentistry*. 1994;22(5):300-6.
64. Watanabe I, Kurtz KS, Kabcenell JL, Okabe T. Effect of sandblasting and silicoating on bond strength of polymer-glass composite to cast titanium. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82(4):462-7.

65. Matinlinna JP, Vallittu PK. Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2007;8(2):1-8.
66. Taira Y, Matsumura H, Yoshida K, Tanaka T, Atsuta M. Influence of surface oxidation of titanium on adhesion. *Journal of dentistry*. 1998;26(1):69-73.
67. 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. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;126(2):214-21.
68. Della Bona A, Borba M, Benetti P, Pecho OE, Alessandretti R, Mosele JC, et al. Adhesion to dental ceramics. *Current Oral Health Reports*. 2014;1:232-8.
69. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco Jr EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(4):210-20.
70. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(3):268-74.
71. Bajraktarova-Valjakova E, Grozdanov A, Guguvcevski L, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, et al. Acid etching as surface treatment method for luting of glass-ceramic restorations, part 1: acids, application protocol and etching effectiveness. *Open access Macedonian journal of medical sciences*. 2018;6(3):568.
72. Borges GA, Sophr AM, De Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(5):479-88.
73. Ramakrishnaiah R, Alkheraif AA, Divakar DD, Matinlinna JP, Vallittu PK. The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. *International journal of molecular sciences*. 2016;17(6):822.
74. Stangel I, Nathanson D, Hsu C. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *Journal of dental research*. 1987;66(9):1460-5.
75. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dental materials journal*. 2008;27(3):408-14.
76. Bona AD, Borba M, Benetti P, Cecchetti D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Brazilian oral research*. 2007;21:10-5.
77. Shen D, Wang H, Shi Y, Su Z, Hannig M, Fu B. The effect of surface treatments on zirconia bond strength and durability. *Journal of Functional Biomaterials*. 2023;14(2):89.
78. Mochales C, Maerten A, Rack A, Cloetens P, Mueller W, Zaslansky P, et al. Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. *Acta biomaterialia*. 2011;7(7):2994-3002.
79. Chintapalli RK, Marro FG, Jimenez-Pique E, Anglada M. Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting. *Dental Materials*. 2013;29(5):566-72.
80. Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Hämmerle CH. Effect of blasting pressure, abrasive particle size and grade on phase transformation and morphological change of dental zirconia surface. *Surface and Coatings Technology*. 2012;206(19-20):4293-302.
81. Chuang S-F, Kang L-L, Liu Y-C, Lin J-C, Wang C-C, Chen H-M, et al. Effects of silane- and MDP-based primers application orders on zirconia-resin adhesion—A ToF-SIMS study. *Dental Materials*. 2017;33(8):923-33.
82. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dental Materials*. 2011;27(1):71-82.

83. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental materials*. 2018;34(1):13-28.
84. Inokoshi M, Kameyama A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *Journal of Dentistry*. 2013;41(2):170-9.
85. Metelmann H-R. *Plasmamedizin*: Springer-Verlag; 2016. 225.
86. Braný D, Dvorská D, Halašová E, Škovierová H. Cold atmospheric plasma: A powerful tool for modern medicine. *International journal of molecular sciences*. 2020;21(8):2932.
87. Hoffmann C, Berganza C, Zhang J. Cold Atmospheric Plasma: methods of production and application in dentistry and oncology. *Medical gas research*. 2013;3:1-15.
88. Hegemann D. Großflächige Plasmabeschichtungen: Niederdruck oder Atmosphärendruck? Vergleich von Verfahren zur Beschichtung von Bahnware. *Vakuum in Forschung und Praxis*. 2011;23(6):28-31.
89. Korzec D, Hoppenthaler F, Burger D, Andres T, Nettesheim S. Atmospheric pressure plasma jet powered by piezoelectric direct discharge. *Plasma Processes and Polymers*. 2020;17(11):2000053.
90. Korzec D, Hoppenthaler F, Nettesheim S. Piezoelectric direct discharge: Devices and applications. *Plasma*. 2020;4(1):1-41.
91. Vechiato-Filho AJ, Marques IdSV, Dos Santos DM, Matos AO, Rangel EC, Da Cruz NC, et al. Effect of nonthermal plasma treatment on surface chemistry of commercially-pure titanium and shear bond strength to autopolymerizing acrylic resin. *Materials Science and Engineering: C*. 2016;60:37-44.
92. Park C, Park S-W, Yun K-D, Ji M-K, Kim S, Yang YP, et al. Effect of plasma treatment and its post process duration on shear bonding strength and antibacterial effect of dental zirconia. *Materials*. 2018;11(11):2233.
93. Rupf S, Idlibi AN, Marrawi FA, Hannig M, Schubert A, von Mueller L, et al. Removing biofilms from microstructured titanium ex vivo: a novel approach using atmospheric plasma technology. *PLoS one*. 2011;6(10):e25893.
94. Duske K, Koban I, Kindel E, Schröder K, Nebe B, Holtfreter B, et al. Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. *Journal of clinical periodontology*. 2012;39(4):400-7.
95. Duske K, Jablonowski L, Koban I, Matthes R, Holtfreter B, Sckell A, et al. Cold atmospheric plasma in combination with mechanical treatment improves osteoblast growth on biofilm covered titanium discs. *Biomaterials*. 2015;52:327-34.
96. Zeng Y, Komasa S, Nishida H, Agariguchi A, Sekino T, Okazaki J. Enhanced osseointegration and bio-decontamination of nanostructured titanium based on non-thermal atmospheric pressure plasma. *International Journal of Molecular Sciences*. 2020;21(10):3533.
97. Giro G, Tovar N, Witek L, Marin C, Silva NR, Bonfante EA, et al. Osseointegration assessment of chairside argon-based nonthermal plasma-treated Ca-P coated dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2013;101(1):98-103.
98. Seker E, Kilcarslan 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. *The journal of advanced prosthodontics*. 2015;7(3):249-56.
99. Kim D-S, Ahn J-J, Bae E-B, Kim G-C, Jeong C-M, Huh J-B, et al. Influence of non-thermal atmospheric pressure plasma treatment on shear bond strength between Y-TZP and self-adhesive resin cement. *Materials*. 2019;12(20):3321.

100. Dong X, Li H, Chen M, Wang Y, Yu Q. Plasma treatment of dentin surfaces for improving self-etching adhesive/dentin interface bonding. *Clinical plasma medicine*. 2015;3(1):10-6.
101. Yang B, Chen J, Yu Q, Li H, Lin M, Mustapha A, et al. Oral bacterial deactivation using a low-temperature atmospheric argon plasma brush. *Journal of dentistry*. 2011;39(1):48-56.
102. Wu C, Yang M, Ma K, Zhang Q, Bai N, Liu Y. Improvement implant osseointegration through nonthermal Ar/O₂ plasma. *Dental Materials Journal*. 2023;42(4):461-8.
103. Zhang Y, Yang T, Li B, Li J. Surface modifications of zirconia with plasma pretreatment and polydopamine coating to enhance the bond strength and durability between zirconia and titanium. *Dental Materials Journal*. 2023;42(3):449-57.
104. Tabari K, Hosseinpour S, Mohammad-Rahimi H. The Impact of Plasma Treatment of Cercon® Zirconia Ceramics on Adhesion to Resin Composite Cements and Surface Properties. *Journal of Lasers in Medical Sciences*. 2017;8(Suppl 1):S56-s61.
105. Akram M, Jansen K, Ernst L, Bhowmik S. Atmospheric pressure plasma surface modification of titanium for high temperature adhesive bonding. *International journal of adhesion and adhesives*. 2011;31(7):598-604.
106. Lopes BB, Ayres APA, Lopes LB, Negreiros WM, Giannini M. The effect of atmospheric plasma treatment of dental zirconia ceramics on the contact angle of water. *Applied Adhesion Science*. 2014;2:1-8.
107. Sevilla P, Lopez-Suarez C, Pelaez J, Tobar C, Rodriguez-Alonso V, Suarez MJ. Influence of low-pressure plasma on the surface properties of CAD-CAM leucite-reinforced feldspar and resin matrix ceramics. *Applied Sciences*. 2020;10(24):8856.
108. Adımcı P, İbiş F, Ercan UK, Bagis B. Evaluation of effects of non-thermal plasma treatment on surface properties of CAD/CAM materials. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2019;33(1):35-49.
109. Çökeliler D, Erkut S, Shard AG, Akdoğan E, Özden N, İmirzalıoğlu P, et al. A novel approach for improvement of the interfacial binding of ceramics for dental materials: Chemical treatment and oxygen plasma etching. *Journal of applied polymer science*. 2008;110(5):2656-64.
110. Jassim SJ, Majeed MA. Effect of plasma surface treatment of three different CAD/CAM materials on the micro shear bond strength with resin cement (A comparative in vitro study). *Heliyon*. 2023;9(7).
111. Kang SU, Kim C-H, You S, Lee D-Y, Kim Y-K, Kim S-J, et al. Plasma Surface Modification of 3Y-TZP at Low and Atmospheric Pressures with Different Treatment Times. *International Journal of Molecular Sciences*. 2023;24(8):7663.
112. Görgen C-I, Sagheb K, Lehmann KM, Schmidtmann I, Wentaschek S. Influence of cold atmospheric-pressure-plasma in combination with different pretreatment methods on the pull-off tensile load in two-piece abutment-crowns: an in-vitro study. *BMC oral health*. 2023;23(1):186.

Danksagung

Ich bedanke mich herzlich bei meinem Betreuer und Doktorvater, der mir diese Gelegenheit zur Durchführung und Anfertigung meiner Dissertation ermöglicht hat.

Ein besonderer Dank gilt meinen Betreuerinnen vom Max-Planck-Institut, für die Unterstützung bei der Durchführung der Versuche.

Ich möchte mich auch bei den beteiligten Mitarbeitern aus meiner Abteilung, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, für das zur Verfügungsstellung der Materialien und für die Hilfe bei der Herstellung der Proben.

Ich danke dem Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI) der Universitätsmedizin der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Als letztes möchte ich mich bei meiner Familie und Freunden für die mentale Unterstützung bedanken. Ganz besonders bei meiner Frau.

Lebenslauf