

Diplomarbeit

**Prothetische Komplikationen von Vollkeramikkrone auf
zweiteiligen Keramikimplantaten nach künstlicher Alterung**

eingereicht von

Dr. Manuel Reinisch

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnheilkunde

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit

Klinische Abteilung für Orale Chirurgie und Kieferorthopädie

unter der Anleitung von

Assoz. Prof. PD. DDr. **Michael Payer**

Sen. Lecturer Dr. **Martin Koller**

Graz, am 20.05.2020

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 20.05.2020

Dr. Manuel Reinisch eh

„Wissenschaft hat einen inneren Wert nur als Organ der Weisheit.“

Immanuel Kant

Vorwort

Während meines letzten Studienjahres für Humanmedizin entwickelte ich eine große Vorliebe für die Chirurgie. Unentschlossen für welche Fachrichtung ich mich dann tatsächlich entscheiden sollte, ließen meine Frau und ich uns von einer Liste aller medizinischen Fachrichtungen inspirieren. Wir begannen bei „A“ für Allgemeinmedizin, Anästhesiologie sowie Anatomie und arbeiteten uns langsam und konzentriert durch das gesamte Alphabet, bis wir bei „Z“, wie Zahnmedizin, angelangten. Über die Kieferchirurgie entdeckte ich schließlich mein Interesse an der Zahnmedizin und insbesondere an der oralen Chirurgie.

Mein Schwiegervater, sein Leben lang in der Dentalbranche tätig, verstand es, meine frisch erworbene Vorliebe zu fördern und zu intensivieren. Schlussendlich könnte ich mir keinen Beruf mehr vorstellen, in dem sich meine Fähigkeiten und meine Motivation wohlgemengt im Zusammenspiel zwischen Patientenkontakt und techniksensitiven Behandlungsverfahren verbinden lassen.

Diese Diplomarbeit ist somit ein erstes und wichtiges Zwischenziel in einer Berufslaufbahn, die mir hoffentlich noch viel Freude bereiten wird und mich durch alle ihr innewohnenden Herausforderungen einen ewig Lernenden bleiben lässt.

Danksagungen

Ich möchte mich an dieser Stelle bei meinen Betreuern, Herr Assoz. Prof. PD. DDr. Michael Payer und Herr Sen. Lecturer Dr. Martin Koller, recht herzlich bedanken. Sie haben mir mit ihrer freundlichen, unterstützenden und wertschätzenden Art ein angenehmes Arbeitsklima und ein rasches Vorankommen ermöglicht. Sie haben auch über die Diplomarbeit hinaus mein Interesse an der Zahnmedizin, insbesondere der oralen Chirurgie, Implantologie sowie Implantatprothetik, gefördert.

Ein großer Dank gebührt der Oral Reconstruction Foundation für einen großzügigen research-grant, der diese Studie ermöglichte, und CAMLOG Biotechnologies AG für die kostenfreie Bereitstellung der Ceralog[®] Implantate. Stellvertretend für zahlreiche Unterstützende sei hierbei Frau Françoise Peters namentlich erwähnt. Dankeschön.

ISG-Dental GmbH und DDLab GmbH waren meine Anlaufstelle für produktspezifische, technische und digital-zahntechnische Fragen. Danke für die tolle Zusammenarbeit.

Ein weiterer Dank geht an Frau Dipl.-Ing. Irene Mischak. Sie hat mich im Bereich der Statistik ausführlich beraten und unterstützt. Bei ZTM Lara Holly, ZÄss Claudia Gregorc darf ich mich für die wirklich großartige Hilfe im Bereich der Herstellung der Proben bedanken.

Ich möchte zuletzt und zugleich am meisten meiner Ehefrau, Marlene, sowohl für jegliche Unterstützung als auch für das Verständnis, wenn ich manche Abende länger auf der Uni verbrachte, danken. Meine Eltern und Schwiegereltern sind und waren schon immer die größte Unterstützung für mich. Danke!

Zusammenfassung

Ziele

Diese Studie untersuchte den Einfluss der künstlichen Alterung auf das Auftreten von prothetischen Komplikationen von CAD/CAM-gefertigten, anterioren, monolithischen Lithiumdisilikatkronen, die auf zweiteiligen Zirkonoxidimplantaten mit verschraubbaren Abutments und verschiedenen Zementen verbunden wurden.

Material und Methoden

Zwanzig zweiteilige Zirkonoxidimplantate (Ceralog[®] Hexalobe) wurden jeweils mit einem individualisierten Zirkonoxid-Abutment verschraubt und in Acrylharz eingebettet. Das Abutment wurde optisch gescannt und eine standardisierte Keramikkrone eines linken oberen Schneidezahns mit CAD-Software konstruiert. Zwanzig Lithiumdisilikatkronen wurden gefräst, gesintert und entweder mit einem adhäsiven Befestigungskomposit (Multilink[®] Automix, Gruppe 1, n=10) oder mit einem kunststoffmodifizierten Glasionomierzement (FujiCEM 2[®], Gruppe 2, n=10) auf die Implantate befestigt. Alle Proben wurden thermo-mechanisch in einem Winkel von 45° belastet, um eine Alterung von fünf Jahren (TCML) zu simulieren (TC: min. 5°C und max. 50°C, 3000 Zyklen, 2min/Zyklus; ML: 100N, 1,2×10⁶ Zyklen). Die Bewertung bis zum Auftreten einer prothetischen Komplikation wurde mit dem Mann-Whitney-Test verglichen. Das Signifikanzniveau wurde mit $\alpha = 0,05$ berechnet.

Ergebnisse

Alle Proben in beiden Gruppen wiesen Schliffacetten auf. In Gruppe 1 zeigten sich Schliffacetten im Mittelwert nach 639.360 ± 200.106 Zyklen ohne signifikanten Unterschied ($p > 0,05$) zu Gruppe 2 mit 483.840 ± 208.800 Zyklen. Keine der Proben zeigte Sprünge, Brüche oder Dezementierungen der Krone. Die summierte 5-Jahres-Überlebensrate beider Gruppen (N=20) nach künstlicher Alterung betrug 95%. Ein Abutment der Gruppe 2 frakturierte nach 1.123.200 Zyklen.

Konklusion

CAD/CAM-gefertigte, anteriore, monolithische Lithiumdisilikatkronen, die auf zweiteiligen Zirkonoxidimplantaten mit verschraubbaren Abutments befestigt sind, sollten eine ausreichende Beständigkeit für intraorale Kräfte von mindestens fünf Jahren bieten. Die Art der Zementierung hatte in dieser experimentellen In-vitro-Studie keinen Einfluss auf die Inzidenz prothetischer Komplikationen.

Abstract

Objectives

This study evaluated the influence of artificial ageing on the incidence of prosthetic complications of CAD/CAM-fabricated anterior monolithic lithium disilicate crowns bonded to two-piece screw-retained zirconia implants with different cements.

Material and methods

Twenty two-piece zirconia implants (Ceralog[®] Hexalobe) were each fitted with an individualized screw-retained zirconia abutment and embedded in acrylic resin. The abutment aspect was optically scanned, and a standardized upper left incisor-shaped ceramic crown was designed. Twenty lithium disilicate crowns were milled, sintered and mounted on the implants either with an adhesive resin composite cement (Multilink[®] Automix, Group 1, n=10) or with a resin modified glass ionomer cement (FujiCEM 2[®], Group 2, n=10). All samples underwent thermomechanical loading at an angle of 45° to simulate an aging of five years (TCML) (TC: min. 5°C and max. 50°C, 3000 cycles, 2min/cycle; ML: 100N, 1,2x10⁶ cycles). The evaluation of prosthetic complications was compared with the Mann-Whitney test. The significance level was set to $\alpha = 0.05$.

Results

All specimens in both groups had grinding facets. In group 1 grinding facets had an overall mean appearance of 639,360±200,106 cycles with no significant difference ($p > 0.05$) to group 2 with 483,840±208,800 cycles. None of the samples showed cracks, fractures or decementations of the crown. The 5-year survival rate of both groups (N=20) after artificial aging was 95%. One abutment of Group 2 fractured after 1,123,200 cycles.

Conclusion

CAD/CAM-fabricated anterior monolithic lithium disilicate crowns mounted on two-piece screw-retained zirconia implants should provide sufficient resistance at least up to five years of intraoral forces. The type of cementation did not affect the incidence of prosthetic complications in this in-vitro study.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	iii
Danksagungen	iv
Zusammenfassung	v
Abstract	vi
Inhaltsverzeichnis	vii
Glossar und Abkürzungen	ix
Abbildungsverzeichnis	x
Tabellenverzeichnis	xi
1 Einleitung	12
1.1 Historische Entwicklungen der Implantologie	12
1.2 Grundlagen der Implantologie	14
1.2.1 Indikation und Statistik	14
1.2.2 Implantatmaterialien	14
1.2.3 Implantatdesign	16
1.2.4 Osseointegration	17
1.2.5 Arten der Einheilung, Zeitpunkt der Implantation und prothetische Versorgung	17
1.2.6 Implantat-Abutment Verbindung	18
1.2.7 Biokompatibilität	18
1.3 Materialkunde	19
1.3.1 Titan	19
1.3.2 Dentale Keramiken	20
1.3.3 Befestigungskomposite und Glasionomerezemente	23
1.4 CAD/CAM	25
1.5 Hintergrund	26
2 Material und Methoden	30
2.1 Studiendesign und Ablauf	30
2.2 Materialien	31
2.2.1 Ceralog® System	31
2.3 Kronenherstellung	34

2.4	Befestigungsprotokoll.....	35
2.4.1	Multilink [®] Automix	35
2.4.2	FujiCEM 2 [®]	36
2.5	Thermocycling	38
2.6	Einbettung	38
2.7	Kausimulation	40
2.8	Untersuchung mit Mikroskop.....	42
2.9	Statistische Analyse	42
3	<i>Ergebnisse</i>.....	43
3.1	Hauptzielgröße: Prothetische Komplikationen.....	43
3.2	Nebenzielgröße: Implantat-Überlebensrate	45
4	<i>Diskussion</i>	46
5	<i>Konklusion</i>	51
	<i>Literaturverzeichnis</i>.....	52

Glossar und Abkürzungen

Al_2O_3	Aluminiumoxid
CAD	Computer aided design
CAM	Computer aided manufacturing
Cr-Co-Mb	Chrom-Kobalt-Molybdän
g/cm^3	Dichte: Gramm pro Kubikzentimeter
GPa	Gigapascal
HIP	Heiß, isostatisch gepresst – nach Sinterbrand in Spezialofen unter hohem Druck (1.000-2.000 bar) nachgebrannt
max.	maximal
min.	minimal
min	Minute
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
Ncm	Newton-Zentimeter
PEEK	Polyetheretherketon
s	Sekunde
TCML	Thermocycling and mechanical loading
Y-TZP	Yttrium-stabilisierter tetragonaler Zirkonoxid-Polykristall
Zirkonoxid	im allgemeinen Sprachgebrauch anstelle des korrekten Begriffs Zirkoniumdioxid
ZrO_2	Zirkoniumdioxid
\bar{x}	Mittelwert
σ	Standardabweichung
μm	Mikrometer
$^\circ\text{C}$	Grad Celsius

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schema eines zweiteiligen Implantats	16
Abbildung 2: Duale Oberflächentextur von Ceralog [®]	32
Abbildung 3: Hexalobe [®] Implantat-Abutment-Verbindung	32
Abbildung 4: Abmessungen Ceralog [®] Hexalobe Implantat (mm)	32
Abbildung 5: Schnittansicht der Implantat-Abutment-Verbindung (DEDICAM [®])	33
Abbildung 6: Planung der Kronen in CAD-Software	34
Abbildung 7: Herstellung der Kronen	35
Abbildung 8: Thermocycler - Temperaturwechsel Zahn Prüfgerät BT1	38
Abbildung 9: 1,5 mm epikrestale Position	39
Abbildung 10: Reponierbare Silikon-Einbettform	39
Abbildung 11: Silikon-Einbettform in Kunststoffröhre	39
Abbildung 12: Eingebettetes Implantat in Pattern Resin LS im 45° Winkel	40
Abbildung 13: Aufbau der Kausimulation	40
Abbildung 14: Kausimulator mit eingesetzten Proben	41
Abbildung 15: Proben im 45° Winkel und 2 mm unterhalb der Schneidekante belastet	41
Abbildung 16: Beispiel einer Schliff Facette	44
Abbildung 17: Inzidenz von Schliff Facetten während der Kausimulation	44
Abbildung 18: Gebrochenes Abutment der Gruppe 2	45
Abbildung 19: Überlebensrate der Gruppen 1 und 2	45

Die Abbildungen: 1, 2, 3, 4, 5 und 9 wurden dankenswerter Weise von CAMLOG Biotechnologies GmbH (Basel, Schweiz) zur Verfügung gestellt.

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Materialien für Zahnimplantate (Osman und Swain, 2015)	14
Tabelle 2: Biokompatibilität unterschiedlicher Werkstoffe (Weber, 2016)	19
Tabelle 3: Ausgewählte Eigenschaften: Reintitan und Titanlegierung	20
Tabelle 4: Ausgewählte von Eigenschaften: Keramiken (Lohbauer et al., 2018)	22
Tabelle 5: Zusammenfassung der verwendeten Materialien und Produkte	31
Tabelle 6: Brennparameter für Lithiumdisilikat in Programat EP 5010.....	34
Tabelle 7: Befestigungsprotokoll.....	37
Tabelle 8: Anzahl der Komplikationen.....	44
Tabelle 9: Ergebnisse der Schliffacetten	44

1 Einleitung

Die orale Implantologie ist die Lehre vom Einbringen alloplastischer Materialien in den Kieferknochen im Bereich der Gingiva/Mukosa-Periost-Decke. Sie hat sich in den letzten Jahrzehnten rasant entwickelt und findet heutzutage breiten Einzug auch bei niedergelassenen Zahnärztinnen sowie Zahnärzten.

1.1 Historische Entwicklungen der Implantologie

Die historischen Entwicklungen der enossalen Implantologie reichen Jahrhunderte zurück. Die erste erfolgreiche und noch bis heute erhaltene Implantatbehandlung stammt aus dem siebten/achten Jahrhundert nach Christus. Im „Peabody Museum of Archaeology and Ethnology“ an der Harvard Universität befindet sich ein Unterkieferfragment einer Person mit drei keilförmigen Muschelstücken als Ersatz für drei untere Schneidezähne. Der Fund wurde von Dr. Wilson Popenoe und seiner Frau Dorothy bei Forschungsarbeiten zur Maya-Zivilisation an der Playa de los Muertos am rechten Ufer des Rio Ulúa in Honduras gemacht. (Pasqualini et al., 2009)

Um die Mitte des 18. Jahrhunderts verfasste Pierre Fauchard eine wissenschaftliche, systematische und strukturierte Abhandlung der Zahnmedizin. In „Le Chirurgien Dentiste“ analysierte er verschiedene Bereiche der Zahnmedizin: die Behandlung von Karies, Chirurgie, Prothetik, Mundhygiene und Kieferorthopädie. Er befasste sich auch mit Implantaten und Zahntransplantationen. (Pasqualini et al., 2009)

Bereits im frühen 20. Jahrhundert wurde mit unterschiedlichen Materialien, wie Gold, Silber und Porzellan, als Zahnwurzelersatz experimentiert. 1939 gilt als ein weiterer Meilenstein in der Implantologie. Die Brüder Strock erzielten in Tierversuchen erste Erfolge mit schraubenähnlichen Implantaten aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung. (Strock, 1939) In den darauffolgenden Jahren verfeinerten Formiggini, Muratori sowie Tramonte das Schraubendesign und Flohr verzeichnete markante Fortschritte in der Materialforschung. In den 1970er erfand Linkow plattenförmige Extensionsimplantate, die in einen Knochenschlitz versenkt werden, und Scialom nadelförmige Implantate, deren „Wurzeln“ aus mehreren dünnen Metallnadeln bestanden. (Linkow, 1971, Pasqualini et al., 2009)

1966 formulierte der schwedische Professor Per-Ingvar Brånemark erstmals den Begriff der „Osseointegration“ im Zusammenhang mit Titanimplantaten. Die Osseointegration ist nach Brånemark „die direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen lebendem

Knochen und der Oberfläche eines lasttragenden Implantats, ohne Bildung einer Bindegewebschicht.“ (Snétivy and Kraft, 2018) Dieses Phänomen beobachtete er zufällig im Zuge eines Tierversuchs bei der Implantation von Kammern aus Titan und erkannte die Möglichkeiten für den Gebrauch am menschlichen Körper. Die Osseointegration von biokompatiblen Werkstoffen in lebendes Knochengewebe bildet seither die Grundlage für die moderne Implantologie.

Die Vorteile eines Implantats im zahnähnlichen Schraubendesign sowie das biologische Phänomen der Osseointegration führten zu zahlreichen neuen Erfindungen in der Implantologie. Schulte erfand 1977 das Tübinger Sofortimplantat, das erstmalig direkt nach einer Zahnextraktion in die Alveole gesetzt werden konnte. (Hartmann, 2009) Schröder und sein Forschungsteam entwickelten zwischen 1974 und 1985 erstmalig ein Implantat in Hohlzylinderform mit einer Titan-Plasma beschichteten Oberfläche. (Rudy et al., 2008) 1980 gründeten sie das bis heute aktive Forschungsnetzwerk ITI „International Team of Oral Implantology“. In der Arbeitsgruppe um Ledermann entstand das rotationsgesicherte HATI-Implantat während Hartmann und seine Kollegen das Tübinger Sofortimplantat zum FRIALIT-2 weiterentwickelten. Nentwig und Moser erfanden mit den NM-Implantaten eine Verbesserung im Bereich der Spalträume, als es den Begriff „platform switch“ noch nicht gab. Aus dieser Serie gingen später die, bis dato verwendeten, Ankylos-Implantate hervor. (Hartmann, 2009)

Viele dieser nur exemplarisch aufgelisteten Erfindungen sind großartigen Pionieren zu verdanken, die in einer Zeit forschten, als die Implantologie noch geringes Ansehen genoss. Bis heute hält die stetige Weiterentwicklung von Implantatdesign, Implantatmaterial sowie Biokompatibilität, Implantatoberfläche, Knochen- und Weichgewebemanagement und chirurgisches Vorgehen an.

1.2 Grundlagen der Implantologie

1.2.1 Indikation und Statistik

Der Einsatz von Implantaten hat sich neben der Versorgung von Einzelzahn- sowie Schatlücken für weitere Indikationsbereiche bewährt. Die Verbesserung der Retentionen bei zahnlosem oder teilbezahntem Kiefer und Pfeilvermehrung bei Freundsituationen zählen heutzutage als gängige Indikationen. (Nelson et al., 2018) Heutzutage zählt die orale Implantologie zu den fixen und etablierten Bestandteilen im Spektrum der zahnärztlichen Therapie. 2017 hat die Deutsche Gesellschaft für Implantologie (DGI) den 30. November als den „Tag des Zahnimplantats“ ausgerufen. Die geschätzten Statistikzahlen variieren geringfügig, jedoch werden in Deutschland pro Jahr rund eine Million Implantate gesetzt und versorgt. (SF, 2017) Zahlen für Österreich liegen nicht vor.

1.2.2 Implantatmaterialien

Die physikalischen sowie chemischen Eigenschaften der Implantatmaterialien sind wichtige Faktoren für deren klinische Prognose und Erfolg. Zu den maßgeblichen Einflussparametern zählen die Mikrostruktur, die Oberflächenbeschaffenheit und -charakteristik sowie das Implantatdesign. Das ideale Implantatmaterial sollte folgende Eigenschaften aufweisen: Biokompatibilität, adäquate Härte und Materialstärke, Korrosionsstabilität und Bruchstabilität. (Osman and Swain, 2015)

Aus chemischer Sicht können Implantate aus Metall, Keramik oder Polymeren hergestellt werden. Osman und Swain haben in einem Review zu den unterschiedlichen Materialien eine umfassende Übersicht erstellt (Tabelle 1).

Tabelle 1: Materialien für Zahnimplantate (Osman und Swain, 2015)

Materialgruppe	Material
1. Metalle	
	Titan
	Titanlegierung
	Rostfreier Stahl
	Kobalt-Chrom-Legierung
	Goldlegierung
	Tantal

2. Keramiken	
	Aluminiumoxid
	Hydroxylapatit
	Beta-Tricalciumphosphat
	Bioglas (Siliziumdioxid, Calciumoxid, Natriumoxid, Phosphorpentoxid)
	Zirkoniumdioxid
	Zirkonoxidverstärktes Aluminiumoxid
3. Polymere	
	Polymethylmethacrylat (PMMA)
	Polytetrafluoroethylen (PTFE)
	Polyethylen (PE)
	Polysulfon (PSF)
	Polyurethan (PU)
	Polyetheretherketon (PEEK)

Implantate aus rostfreiem Stahl, Goldlegierungen und Kobalt-Chrom-Legierungen waren in den Anfängen der Implantologie stark vertreten, aber gehören nun der Vergangenheit an. Hydroxylapatit, Biogläser und Kalziumphosphate sind aus chemischer und biologischer Sicht gut geeignet, weisen allerdings schlechte physikalische Eigenschaften auf. Im Laufe der Zeit haben sich Titan und dessen Legierungen sowie Zirkoniumdioxid als gängige Implantatmaterialien durchgesetzt und gehören zweifelslos zu den am häufigsten verwendeten Implantatmaterialien. PEEK weist unter den Polymeren ähnliche mechanische und physikalische Eigenschaften wie der menschliche Knochen auf. Es könnte in den nächsten Jahren zu ersten Anwendungen von PEEK in der oralen Implantologie führen. (Schwitalla and Muller, 2013, Najeeb et al., 2016)

1.2.3 Implantatdesign

In der Implantologie werden heutzutage fast ausschließlich enossale und rotationssymmetrische Implantate verwendet. Sie lassen sich nach unterschiedlichen Gesichtspunkten einteilen. (Watzek and Mailath-Pokorny, 2000)

1. Veränderung des Durchmessers entlang der Längsachse
 - a. Zylinderimplantate: der Durchmesser bleibt konstant
 - b. Konische Implantate: der Durchmesser nimmt in Richtung apikal kontinuierlich ab
 - c. Zylinderstufen-Implantate: der Durchmesser verändert sich stufenartig diskontinuierlich
2. Ein- und zweiteilige Implantatsysteme
 - a. Einteilig: alle Konstruktionselemente sind aus einem Stück gefertigt
 - b. Zweiteilig: der Aufbauteil (Sekundärteil) und der Implantatkörper (Primärteil) sind getrennte Werkstücke, aber lassen sich fest miteinander verbinden (Abbildung 1)

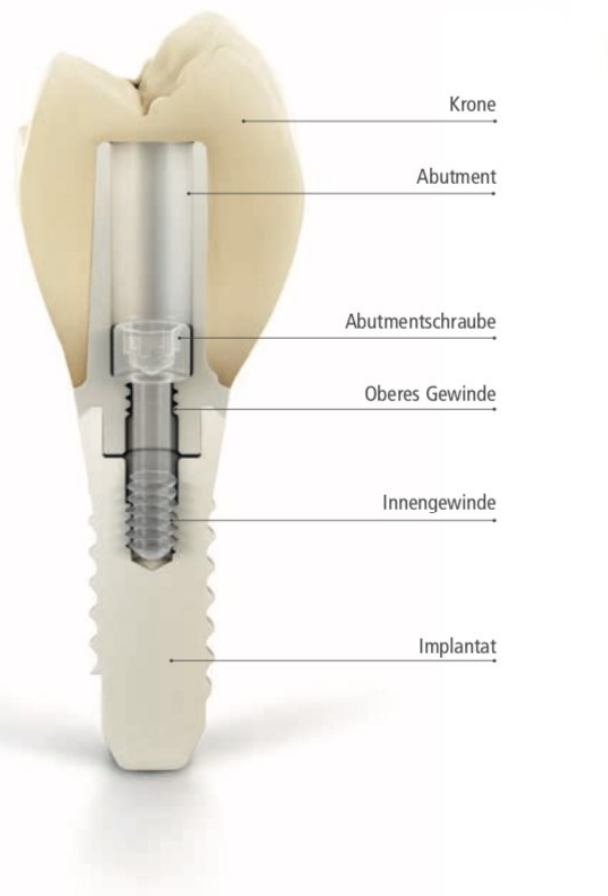


Abbildung 1: Schema eines zweiteiligen Implantats

Zweiteilige Implantatsysteme haben sich in den meisten Indikationen gegenüber den einteiligen Systemen durchgesetzt. Sie bieten den großen Vorteil, dass Form und Winkel des Aufbauteils nahezu frei wählbar sind, um eine optimale Einpassung des späteren Zahnersatzes zu gewährleisten. Zudem bieten sie die Möglichkeit einer gedeckten Einheilung des Implantatkörpers in den Kieferknochen. Jedoch birgt der Mikropalt, der sich zwischen Primär- und Sekundärteil ergibt, die Gefahr eines möglicherweise erhöhten Entzündungsrisikos. Der sogenannte „plattform-switch“ wirkt diesem Risiko etwas entgegen, indem der Mikropalt vom Knochengewebe ein Stück distanziert wird. (Weber, 2016)

1.2.4 Osseointegration

Knochengewebe ist ein dynamisches Gewebe und unterliegt ständigen Umbauprozessen. Resorption geschieht durch Osteoklasten und Knochenneubildung durch Osteoblasten. Rund zehn Prozent der Knochensubstanz wird jährlich erneuert, davon drei bis fünf Prozent Kortikalis und rund 25 Prozent Spongiosa. Der Vorgang der dentalen Implantation bewirkt in gewissem Sinne eine Verletzung des Knochens mit anschließendem Heilungsprozess. Die Kaskade der Regeneration beginnt mit einer initialen Entzündungsreaktion, der Bildung eines Hämatoms, der Ausschüttung von Interleukinen und Wachstumsfaktoren und endet im Umbau eines Geflechtknochenkallus in lamellären Knochen. (Fernández-Tresguerres Hernández-Gil et al., 2006) Dabei lagert sich der neu gebildete Knochen nach in Summe rund drei Monaten ohne Zwischenschicht direkt an die bionerte Implantatoberfläche an und gewährleistet so einen funktionellen Halt. Diesen Vorgang benannte Brånemark (1969) als Osseointegration und meinte damit „die direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen lebendem Knochen und der Oberfläche eines lasttragenden Implantats, ohne Bildung einer Bindegewebeschicht.“ (Snétivy and Kraft, 2018)

1.2.5 Arten der Einheilung, Zeitpunkt der Implantation und prothetische Versorgung

Zweiteilige Implantatsysteme ermöglichen eine gedeckte/subgingivale Einheilung des Implantatkörpers. Die Abdeckung aus Mukosa oder Gingiva bietet Schutz vor mechanischer Beanspruchung sowie Infektionen, bedarf allerdings eines zweiten operativen Eingriffs. Die Offene/transgingivale Einheilung erfordert keinen Zweiteingriff und kann sowohl bei einteiligen als auch bei zweiteiligen Implantatsystemen angewandt werden. (Weber, 2016)

Je nach Zeitpunkt der Implantatinsertion wird in Sofort-, Früh- sowie Spätimplantation unterschieden. Die Sofortimplantation gewährleistet maximalen Knochen- und Papillener-

halt bei Insertion unmittelbar nach der Zahnextraktion. Die Frühimplantation geschieht bis maximal drei Monate *post extractionem*. Die Alveole ist dabei noch nicht vollständig verknöchert, die Weichgewebe jedoch optimal verheilt. Spätimplantation wird die Implantation nach sechs bis zwölf Monaten genannt, wenn die Alveole nicht mehr nachweisbar ist. (Watzek and Mailath-Pokorny, 2000)

Sofortbelastung bedeutet eine funktionelle Belastung des Implantats innerhalb der ersten sieben Tage. Wird es innerhalb der ersten sieben Tage nicht-funktionell versorgt, spricht man von Sofortversorgung. In beiden Fällen ist eine ausreichende Primärstabilität von mehr als 30 Ncm Insertionstorque erforderlich. Frühbelastung ist eine Belastung nach ein bis acht Wochen und nach den Richtlinien der konventionellen Belastung nach mehr als zwei Monaten.

1.2.6 Implantat-Abutment Verbindung

Das Abutment ist das Verbindungselement zwischen dem osseointegrierten Implantat und der Suprastruktur, sprich der prothetischen Versorgung. Dentale Abutments werden üblicherweise aus Titan, Zirkondioxid oder PEEK als konventionelle oder individualisierte Werkstücke hergestellt. Der Großteil der heutzutage verwendeten Abutments kann mithilfe einer Abutmentschraube reversibel mit dem Implantat verbunden werden. Die Implantat-Abutment Schraubverbindung gibt es je nach Hersteller in den unterschiedlichsten Formen und Designs. Bei manchen Implantatsystemen wird das Abutment mit dem Implantat irreversibel verklebt, beziehungsweise lässt es sich dadurch nur äußerst schwierig wieder entfernen. (Shafie, 2014)

1.2.7 Biokompatibilität

Voraussetzung für die erfolgreiche Osseointegration eines Implantats im Knochengewebe ist die Benützung eines biokompatiblen Werkstoffs. Der Biokompatibilitätsgrad lässt sich grundsätzlich in drei Kategorien einteilen: biotolerant, bioinert und bioaktiv. Dementsprechend führen unterschiedliche Materialien zu einer unterschiedlichen Reaktion des Implantatlagere (Tabelle 2). (Weber, 2016)

Tabelle 2: Biokompatibilität unterschiedlicher Werkstoffe (Weber, 2016)

Biokompatibilitätsgrad	Reaktion Implantatlager	Werkstoffe
biotolerant	Distanzosteogenese: bindegewebige Trennschicht zwischen Implantat und Knochen	Cr-Co-Mb-Legierungen, Kunststoffe, Silikon
bioinert	Kontaktosteogenese: direkter Implantat-Knochen-Kontakt ohne bindegewebiger Trennschicht	Al ₂ O ₃ , Titan, ZrO ₂
bioaktiv	Verbundosteogenese: physikochemischer Verbund zwischen Implantat und Knochen	Hydroxylapatit, Trikalziumphosphatkeramik, Glaskeramik

1.3 Materialkunde

1.3.1 Titan

Das Element Titan (Elementsymbol Ti) hat die Ordnungszahl 22 und zählt als das neunthäufigste chemische Element der Erdkruste. Es ist ein Übergangsmetall, da das d-Orbital unvollständig besetzt ist. Metallisches Titan hat eine hohe Festigkeit, bei einer relativ gesehenen geringen Dichte, und ist ausgezeichnet korrosionsstabil. Bereits im 18. Jahrhundert war es als Element bekannt, allerdings konnte es aufgrund der fehlenden Verarbeitungsprozesse noch nicht verwendet werden. Erst 1930, mit der Erfindung des Kroll-Prozesses, wurde es möglich, Titanerze in metallisches Titan zu überführen. Dabei werden Rutil (TiO₂) oder Ilmenit (FeTiO₃) zu Titan-tetrachlorid (TiCl₄) hergestellt und durch flüssiges Magnesium in spezieller Umgebung und hoher Temperatur in metallisches Titan reduziert. Bis zur medizinischen Anwendung in Form von Reintitan oder Titanlegierungen mit zum Beispiel Aluminium, Vanadium, Niob oder Zirkonium sind noch weitere Herstellungsschritte notwendig. (Asaoka et al., 1985, Snétivy and Kraft, 2018)

Reintitan besteht zu 99 Prozent aus Titan und aus geringen Mengen von Begleitelementen, wie Stickstoff, Kohlenstoff, Wasserstoff, Eisen und Sauerstoff. Je nach Zusammensetzung dieser Begleitelemente wird Reintitan in vier Qualitäten oder Güteklassen unterteilt. Mit steigendem Sauerstoffgehalt nimmt vor allem die Zugfestigkeit zu und die Bruchdeh-

nung ab. Güteklassen 2 und 4 haben sich für die enossale Implantation klinisch bewährt. (Snétivy and Kraft, 2018)

Unter Umgebungsdruck liegt Reintitan bei Temperaturen über 882,5 °C in stabiler kubischer Struktur (β -Titan) vor und bei tieferen Temperaturen in stabiler hexagonaler Struktur (α -Titan). Die Beimengung von oben genannten Legierungselementen führt dazu, dass bei Umgebungstemperatur die β -Struktur fixiert wird und eine Mischung aus α - und β -Titan vorliegt. Titanlegierungen werden heutzutage vor allem für die Herstellung von Abutments oder Abutmentschrauben verwendet. (Snétivy and Kraft, 2018)

Klinische Bedeutung als Implantat- oder Abutmentwerkstoff gewinnt Titan aufgrund der hohen Festigkeit, der Korrosionsbeständigkeit, der Biokompatibilität, sowie der Fähigkeit zu Osseointegration. Biokorrosion bezeichnet dabei die allmähliche Zerstörung eines Werkstoffes durch die Umgebungsbedingungen in einem biologischen System. Titan besitzt die Fähigkeit, eine inerte Oxidschicht (TiO_2) auszubilden, die den Bedingungen im menschlichen Knochen weitaus besser widersteht als andere Metalllegierungen. (Fraker et al., 1983, Solar, 1979)

Tabelle 3: Ausgewählte Eigenschaften: Reintitan und Titanlegierung

	Reintitan Güte 1	Reintitan Güte 4	Ti-6AL-4V
E-Modul (GPa)	103	104	114
Dichte (g/cm^3)	4,51	4,51	4,53
Zugfestigkeit (MPa), min.	240	550	1025
Bruchdehnung (%), min.	24	15	10

Ti-6AL-4V = Titan mit Zulegierung von Aluminium und Vanadium

1.3.2 Dentale Keramiken

Keramiken lassen sich nach unterschiedlichen Kriterien einteilen. Eine gängige Einteilung geschieht nach dem chemischen Aufbau in:

- Silikatkeramiken, zu welcher auch die Glaskeramiken zählen
- Oxidkeramiken, mit den geläufigsten Vertretern Zirkoniumdioxid, Titanoxid und Aluminiumoxid
- Nichtoxidkeramiken

1.3.2.1 Oxidkeramiken, Zirkoniumdioxid

In der dentalen Implantologie kommt nur die Gruppe der Oxidkeramiken mit Zirkoniumdioxid und Aluminiumoxid in Frage. Anfänglich, ab den 1970er Jahren, wurde ausschließlich Aluminiumoxid verwendet, da es problemlos osseointegrierte. Allerdings wurden diese Implantate bald vom Markt genommen, da sie eine hohe Frakturrate aufwiesen. Aufgrund der besseren mechanischen Eigenschaften begann dadurch die Forschung mit Zirkoniumdioxid. (Ananth et al., 2015)

Das Element Zirkonium (Elementsymbol Zr) hat die Ordnungszahl 40 und steht an der 17. Stelle der häufigsten Elemente der Erde. In der dentalen Implantologie wird lediglich das Oxid dieses Elements, Zirkoniumdioxid (ZrO_2) verwendet. Der Herstellungsprozess ist relativ aufwendig. Es kann aus Baddeleyit oder Zirkoniumsilikat ($ZrSiO_2$) gewonnen werden. Die modernen Hochleistungskeramiken benötigen ein möglichst reines Ausgangsprodukt, daher wird das Pulver heutzutage chemisch erzeugt. Nach weiteren Aufbereitungsprozessen und grober Formgebung durch Pressen entsteht der Grünkörper und durch einen Vorbrand der Weißkörper. Dieser wird bei rund 1300 °C gesintert und in einem anschließenden HIP-Vorgang („hot isostatic postcompaction“) zu einem dichten Körper verarbeitet. Die Bearbeitung von Zirkoniumdioxid in der Zahnmedizin geschieht meist am Weißkörper, da dieser noch eine geringere Härte aufweist und dadurch den Werkzeugverschleiß reduziert.

Das weiße, kristalline Zirkoniumdioxidpulver schmilzt erst bei einer Temperatur von 2680 °C. Beim Abkühlvorgang von komplett geschmolzenem Zirkoniumdioxid treten dessen besondere polymorphen Eigenschaften zutage. Ab einer Temperatur von 2680 °C kristallisiert die kubische Phase aus. Bei 2370 °C wandelt sich diese in die tetragonale Phase um und bei 1170 °C schließlich in die monokline Phase. Die letzte Phasentransformation geht mit einer Volumensteigerung von rund drei bis fünf Prozent einher. Durch den Zusatz von Stabilisatoren, im zahnmedizinischen Bereich hat sich eine Zugabe von drei Mol.-% Yttriumoxid (Y_2O_3) bewährt, kann Zirkoniumdioxid bei Raumtemperatur vollständig in der tetragonalen Phase vorliegen. Es wird dann von sogenannten Y-TZP-Keramiken („yttrium tetragonal zirconia polycrystals“) gesprochen. (Snétivy and Kraft, 2018)

Y-TZP weist eine höhere mechanische Belastbarkeit auf und kann durch die spannungsinduzierte Phasentransformation einem Risswachstum entgegenwirken. Hohe Zugspannungen an der Spitze eines Risses führen zur Phasenumwandlung in die monokline Phase. Der sich daraus ergebene Volumenanstieg führt zu einer dem Risswachstum entgegenwirkenden Druckspannung und dazu zu einer höheren Bruchzähigkeit. (Garvie et al., 1975)

Klinische Bedeutung als Implantat- oder Abutmentwerkstoff gewinnt Zirkoniumdioxid ähnlich wie Titan aufgrund der hohen Festigkeit, der Korrosionsbeständigkeit, der Biokompatibilität, sowie der Fähigkeit zu Osseointegration. Die gute Biokompatibilität von Zirkoniumdioxid ist in dessen geringer Löslichkeit begründet. Sowohl gegen Säure als auch gegen Lauge ist Zirkoniumdioxid sehr beständig und leistet jeglichen thermischen, mechanischen oder chemischen Einflüssen guten Widerstand. Allergische Reaktionen oder Toxine von Keramiken gelten im Wesentlichen als vernachlässigbar. (Snétivy and Kraft, 2018)

Tabelle 4: Ausgewählte von Eigenschaften: Keramiken (Lohbauer et al., 2018)

	Feldspatkeramik ¹	Lithiumdisilikat ²	Al ₂ O ₃ ³	Y-TZP ⁴
E-Modul (GPa)	70	103	300	204
Biegefestigkeit (MPa), min.	82	647	488	1250
Risszähigkeit (MPa√m)	0,9	2,06	3,6	4,5

¹ am Beispiel von IPS classic®

² am Beispiel von IPS e-max CAD®

³ am Beispiel von VITA In-Ceram AL®

⁴ am Beispiel von IPS e-max ZirCAD®

1.3.2.2 Lithiumdisilikat

Lithiumdisilikat zählt als Glaskeramik zu den Silikatkeramiken. Silikatkeramiken, zu denen auch die Feldspatkeramik zählt, werden aufgrund ihrer guten optischen Eigenschaften als Verblendkeramiken eingesetzt. Die Entdeckung der Kristallisation bei thermischer Einwirkung führte zu einer Verbesserung der mechanischen Eigenschaften. Der amerikanische Erfinder S.D. Stookey entdeckte 1957 die ersten Lithiumdisilikatkeramiken. Im Vergleich zur Feldspatkeramik bestehen Glaskeramiken zunächst nur aus einer Glasphase und bilden erst in einem sekundären Prozess kristalline Strukturen aus. Erst in den 1990er-Jahren fanden diese Entdeckungen Einzug in die Zahnmedizin. IPS Empress II zählt als die erste Generation dieser Keramiken und durch ein Heißpressverfahren können daraus Inlays, Onlays oder Kronen hergestellt werden. Der Erfolgsgang der CAD/CAM-Technologie führte 2007 mit IPS e.max CAD zu einer Weiterentwicklung dieser Materialien. Bei Temperaturen zwischen 550 bis 750 °C entstehen aus Lithium- und Silikatglas Lithiummetasilikat-Kristalle. In diesem Zustand ist das Material fester als reines Glas, besitzt eine leicht

bläuliche Farbe und ist im Vergleich zum Endzustand noch leichter mit einer Fräse zu bearbeiten. Nach einem weiteren kurzen Kristallisationsbrand bei Temperaturen über 750 °C lösen sich die Lithiummetasilikatkristalle auf und dienen als Keime für Lithiumdisilikatkristalle. In diesem Endzustand weist das Material ausreichende mechanische Eigenschaften für die Herstellung von monolithischen Inlays, Onlays, Kronen und bis zu dreistelligen Brücken auf. (Lohbauer et al., 2018)

1.3.3 Befestigungskomposite und Glasionomerezemente

Es gibt zahlreiche unterschiedliche dentale Befestigungsmaterialien. Ihre Aufgabe ist es, eine prothetische Restauration temporär oder dauerhaft auf Zahnhartsubstanz oder einem Abutment zu fixieren. Prinzipiell haben sie folgende Aufgaben (Behr and Rosentritt, 2018):

- Abdichtung der Fuge zwischen Dentin/Schmelz/Abutment und Restauration
- Lagesicherung der Restauration unter okklusaler Last
- Weiterleiten der Kaufkraft von der Restauration auf den Zahnstumpf/Abutment

Prinzipiell ist der Ablauf der Befestigung einer Restauration auf einem Zahn vergleichbar mit der Befestigung auf einem Abutment. Die größten Unterschiede bestehen jedoch in der Vorbehandlung der jeweiligen Oberflächen. Dabei gilt es zu beachten (Behr and Rosentritt, 2018):

- Präpariertes Dentin weist immer eine Schmiersicht auf.
- Dentinoberflächen enthalten immer Wasser und sind hydrophil.
- Abutmentoberflächen aus Titanlegierungen sind hydrophob, solche aus Keramik meist hydrophil.
- Bei Restaurationen auf Abutments ist häufig eine revisionsfähige, d.h. ohne Beschädigung der Restauration abnehmbare Versorgung gewünscht. Es werden Befestigungsmaterialien für temporäre oder semipermanente Fixierung bevorzugt.
- Materialüberschüsse müssen sich rückstandsfrei entfernen lassen.

Bei der adhäsiven Befestigung geschieht eine chemische Reaktion zwischen Befestigungsmaterial, Zahnstumpf oder Abutment und der Restauration. Die dafür verwendeten Befestigungskomposite bestehen aus einer Mischung von organischer, in der Regel methacrylatbasierter, Polymermatrix und anorganischen Füllkörpern. Je nach Hersteller werden zusätzlich Stabilisatoren, Initiatoren und sonstige Zusätze wie zum Beispiel Farbpig-

mente beigefügt. Die Befestigungskomposite sind gewöhnlich im Mundmilieu nicht löslich und weisen gute physikalische und optische Werte auf. Um einen langfristig erfolgreichen adhäsiven Verbund gewährleisten zu können, sind mehrere Punkte zu beachten. Das Arbeitsfeld muss speichelfrei und trocken sein. Je nachdem ob es sich um ein licht-, selbst- oder dualhärtendes Befestigungskomposit handelt, muss die Möglichkeit einer adäquaten Polymerisation gegeben sein. Schließlich müssen die Verbundflächen gut benetzbar sein und Materialüberschüsse rückstandsfrei entfernt werden. (Frankenberger, 2018)

Die konventionelle Befestigung hält primär durch mechanische Friktion. Es kommt zu keinem chemischen Verbund zwischen Befestigungsmaterial, Zahnstumpf oder Abutment und Restauration. Ausschlaggebend für genügend mikromechanische Retention ist eine Friktionslänge von mindestens vier Millimeter und ein Konuswinkel von vier bis sechs Grad der jeweils gegenüberliegenden Flächen. Um den Kaubelastungen standhalten zu können, sollte das Restaurationsmaterial eine Stabilität von über 350 MPa aufweisen. Glasionomerzemente gehören zu den routinemäßig eingesetzten Materialien im Zuge der konventionellen Befestigung. Es handelt sich dabei um Aluminiumsilikatglas, welches zusätzlich Fluorid und Kalzium beinhaltet, und gemeinsam mit einer Polycarbonsäure im Sinne einer Säure-Base-Reaktion reagiert. 1975 wurden die ersten Glasionomerzemente auf den Markt gebracht und kontinuierlich weiterentwickelt. So gibt es heutzutage kunststoffmodifizierte oder metallverstärkte Glasionomerzemente, die je nach Einsatzgebiet verbesserte Eigenschaften aufweisen. (Lohbauer, 2018)

1.4 CAD/CAM

Mit CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing oder Machining) sind „alle Prozesse der Automatisierung und Halbautomatisierung von Fertigungstechniken und -technologien für restaurative und/oder prothetische Arbeiten in der Zahn-technik“ gemeint (Kordaß, 2017). Diese Art der Herstellung von Unikatanfertigungen ist aus der modernen Zahntechnik/Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Grundsätzlich bestehen die eingesetzten CAD/CAM-Systeme aus vier Komponenten (Kordaß, 2017, Zimmermann and Mehl, 2018):

1. 3D-Scanner: Dieser tastet die zahnärztliche Präparation, unter Berücksichtigung der Nachbarzähne und Antagonisten, räumlich ab und digitalisiert die erhobenen Daten.
2. CAD-Einheit: Sie besteht aus einem Computer mit einer entsprechenden Software und dient der dreidimensionalen Gestaltung und Konstruktion der Restauration.
3. CAM-Einheit: Sie erstellt das virtuell konstruierte Werkstück. Je nach Anwendung kommen additive (zum Beispiel 3D-Druck) oder subtraktive (zum Beispiel Fräse) Herstellungsverfahren zum Einsatz.
4. Geeigneter Werkstoff: Dieser muss in allen Aspekten den Ansprüchen entstehend aus der Fertigung und dem Einsatz in der Mundhöhle entsprechen.

1.5 Hintergrund

Die dentale Implantologie zählt zu den wesentlichen Bestandteilen des zahnärztlichen Behandlungsspektrums. (Buser et al., 2017) Bis heute gilt der Werkstoff Titan als der Goldstandard für Implantate. Dies ist sowohl in der ausgezeichneten Biokompatibilität und den guten mechanischen Eigenschaften als auch in der großen Auswahl von unterschiedlichen Implantatsystemen begründet. Seit rund 40 Jahren wird Reintitan als Implantatmaterial erfolgreich eingesetzt. (Branemark et al., 1977) Klinische Studien belegen einen Langzeiterfolg mit 10-Jahres-Überlebens- und Erfolgsraten von über 95 Prozent. (Al-Nawas et al., 2012, Buser et al., 2012, Degidi et al., 2012) Zu ähnlichen Ergebnissen kommen Studien mit einem Beobachtungszeitrahmen von bis zu 22 Jahren. (Chappuis et al., 2013, Dierens et al., 2012, Vandeweghe et al., 2016)

Die Entstehung von ästhetischen Komplikationen bei periimplantären mukosalen Rezessionen (Buser et al., 2017, Jung et al., 2008) und die anhaltende Diskussion über titanassoziierte Allergien, Hypersensitivitäten oder proinflammatorische Effekte (Wenz et al., 2008, Jacobi-Gresser et al., 2013) führten zu einer Suche nach alternativen Implantatmaterialien. Es konnte festgestellt werden, dass sowohl in den Geweben, die sich in unmittelbarer Nähe zur Implantatoberfläche befinden (Bianco et al., 1996), als auch in den nachgeschalteten Lymphknoten (Weingart et al., 1994) eine erhöhte Konzentration von Titanpartikeln vorherrscht. Jedoch liegt bislang eine insuffiziente Evidenz vor, um einen unidirektionalen Zusammenhang zwischen biologischen Komplikationen und der erhöhten Konzentration von Titanpartikeln zu belegen. (Mombelli et al., 2018) Schlussendlich ist der Wunsch von Patientinnen und Patienten nach einer metallfreien Versorgung („metal-free body concept“) der Motor für die anhaltende Suche nach einer Alternative zu Titan in der Implantologie. (Nishihara et al., 2019, Parmigiani-Izquierdo et al., 2017)

Zirkoniumdioxid (ZrO_2) wurde als alternativer Werkstoff zu Titan in der Implantologie vorgestellt. (Sivaraman et al., 2018, Pieralli et al., 2017) Implantate aus Zirkoniumdioxid, heutzutage üblicherweise in Yttrium-stabilisierter tetragonaler polykristalliner Form (Y-TZP) verwendet (Kohal et al., 2008), weisen zu Titanimplantaten vergleichbare Werte in der Osseointegration (Manzano et al., 2014, Hafezeqoran and Koodaryan, 2017), Weichgewebeintegration (Thoma et al., 2015, Welander et al., 2008) und im klinischen Kurzzeiterfolg auf. Klinische Studien belegten 1- und 5-Jahres-Überlebensraten von über 95 Prozent. (Balmer et al., 2018, Pieralli et al., 2017, Roehling et al., 2018, Spies et al., 2019) Klinische Langzeitevidenz ist jedoch noch nicht vorhanden.

Derzeit handelt es sich bei der Mehrheit der eingesetzten Keramikimplantaten um einteilige Implantatsysteme (Payer et al., 2013, Cionca et al., 2017, Nishihara et al., 2019), die allerdings einige Limitationen und Nachteile aufweisen. Einteilige Implantate können aufgrund der Knochenverhältnisse nicht immer in der optimalen Ausrichtung inseriert werden und bedürfen eine Korrektur der Angulation, um die prothetische Versorgung zu ermöglichen. (Andreiotelli and Kohal, 2009) Außerdem können einteilige Implantate nicht gedeckt einheilen und werden unmittelbar nach der Insertion von Weichteil- und Kaukräften belastet. (Payer et al., 2013) Diese Gründe motivierten zur Entwicklung und Herstellung zweiteiliger Keramikimplantate. (Rosentritt et al., 2018)

Auf dem Markt sind bereits etliche zweiteilige Keramikimplantate verfügbar, für die allerdings nur eine eingeschränkte klinische Evidenz vorhanden ist. (Kammermeier et al., 2016) Derzeit verfügt ein großer Teil der zweiteiligen Keramikimplantaten über eine geklebte Implantat-Abutment-Verbindung. (Jung et al., 2016, Kohal et al., 2013, Payer et al., 2014) Ein Trend in Richtung verschraubbare Abutments lässt sich bereits verzeichnen. (Cionca et al., 2017) Denn obwohl geklebte Zirkoniumdioxidabutments vielversprechende klinische Ergebnisse aufweisen (Payer et al., 2014, Koller et al., 2020), herrscht Unsicherheit über der Langzeitstabilität bezüglich der Klebeverbindung zwischen Implantat und Abutment sowie über die biologischen Auswirkungen von Kleberesten im Bereich des gingivalen Sulkus. (Thompson et al., 2011) Verschraubbare Abutments sind seit vielen Jahren von zweiteiligen Titanimplantaten bekannt und zeigen ausgezeichnete mechanische Eigenschaften sowie klinischen Langzeiterfolg. (Sailer et al., 2009a) Allerdings ist bei Titanabutments aufgrund der gräulichen Farbe mit erhöhten ästhetischen Komplikationen im marginalen Zahnfleischbereich zu rechnen. (Thoma et al., 2016) Eine Kopie der Konstruktionsmerkmale von Implantaten oder Abutments aus Titan sind aufgrund der unterschiedlichen Materialeigenschaften (Piconi and Maccauro, 1999) nicht eins zu eins auf Zirkoniumdioxid zu übertragen. (Rosentritt et al., 2014) Klinische Kurzeitergebnisse von Zirkoniumdioxidabutments liefern eine versprechende Aussicht auf deren klinischen Erfolg. Eine Metaanalyse zeigte, dass Zirkoniumdioxidabutments in mechanischer und biologischer Hinsicht mit Titanabutments vergleichbar sind. Die 5-Jahres-Überlebensrate von Zirkoniumdioxidabutments bei Einzelzahnversorgung im posterioren Bereich lag bei über 99 Prozent (Vechiato-Filho et al., 2016), klinische Langzeitdaten liegen allerdings noch nicht vor.

In Summe gibt es einen wachsenden Bedarf für zweiteilig Zirkonimplantate mit verschraubbaren Abutments, aber noch geringe klinischer Evidenz. In-vitro Studien zeigten

höhere Frakturnraten im Vergleich zu zweiteiligen Titanimplantaten oder einteiligen Keramikimplantaten. (Preis et al., 2016) Die Schwachstelle für die erhöhte Frakturanfälligkeit ist der Bereich direkt um die Befestigungsschraube, die den Implantatkörper und das Abutment aneinander fixiert. Weitere Studien sind notwendig, um die ideale Verbindung für zweiteilige Zirkonimplantate mit verschraubbaren Abutments zu erforschen.

Der wachsende Wunsch nach hervorragender Ästhetik, vor allem im Frontzahnbereich, und metallfreier Versorgung sowie der rasche technologische Fortschritt digitaler Fertigungsprozesse (CAD/CAM) führen zu einem breiten Einsatz von keramischen Materialien in der zahnärztlichen Implantologie und Prothetik. (Tholey et al., 2011) Lithiumdisilikat hat gute optische Eigenschaften für den Einsatz im ästhetischen Bereich und zeigt bessere mechanische Werte als zum Beispiel die hochästhetische Feldspatkeramik. (Gracis et al., 2015) Lithiumdisilikat liegt heutzutage auch in präfabrizierten Blöcken vor und gewährleistet dadurch minimale innere Materialunreinheit. Allerdings gibt es derzeit nur begrenzte Forschungsergebnisse bezüglich der prothetischen Vollkeramik-Versorgung von zweiteiligen Keramikimplantaten. Eine Pilotstudie zeigte, dass die Verwendung unterschiedlicher Keramiken für Vollkeramikronen auf Titanimplantaten zu keinem signifikanten Unterschied von prothetischen Komplikationen führte. (Kohal et al., 2009) Eine aktuelle Studie verglich die Belastbarkeit von CAD/CAM-gefertigten anterioren Zirkonkronen auf einteiligen Keramikimplantaten in Abhängigkeit unterschiedlicher Zementierung. Sie schlussfolgerte eine ungenügende Belastbarkeit bei provisorischer Befestigung und die höchste Belastbarkeit bei Klebung mit einem adhäsiven Befestigungskomposit. (Nueesch et al., 2019) Weitere Studien untersuchten die Belastbarkeit einteiliger Keramikimplantate in Abhängigkeit von unterschiedlichen Kronenmaterialien, wie Hybridkeramik, Feldspatkeramik und Lithiumdisilikat, sowie unterschiedlicher Befestigungsmaterialien, wie Komposit, kunststoffmodifizierter Glasionomerezement und temporärer Zement. (Kohal et al., 2015, Rohr et al., 2015, Zaugg et al., 2018) Der genaue Einfluss unterschiedlicher Befestigungs- und Kronenmaterialien auf die Belastbarkeit von einteiligen beziehungsweise zweiteiligen Keramikimplantaten ist noch ungewiss. (Nishihara et al., 2019)

Weitere präklinische Erkenntnisse zur prothetischen Versorgung von zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments sind erforderlich, um praktische Empfehlungen für den klinischen Einsatz geben zu können. Das Ziel dieser in-vitro-Studie war, den Zusammenhang zwischen prothetischen Komplikationen und der Art der Kronenbefestigung nach dynamischer Belastung von CAD/CAM hergestellten, anterioren, monolithi-

schen Lithiumdisilikatkronen, die auf zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments befestigt wurden, zu untersuchen.

Die Hypothese der Studie war,

1. dass die Art der Kronenbefestigung das Auftreten prothetischer Komplikationen von monolithischen Lithiumdisilikatkronen auf zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments nach künstlicher Alterung von fünf Jahren beeinflusst.

Als Nebenhypothese wurde festgelegt,

2. dass zweiteilige Keramikimplantate mit verschraubbaren Abutments unabhängig von der Art der Kronenbefestigung ausreichend Beständigkeit für intraorale Kräfte von mindestens fünf Jahren bieten sollten.

Künstliche Alterung von fünf Jahren wurde dabei durch thermomechanische Belastung simuliert. Die Zielgrößen wurden folgendermaßen definiert:

1. Hauptzielgröße: prothetische Komplikationen der Krone, wie Schliffacetten, Sprünge, Brüche oder Dezementierung während der thermomechanischen Belastung
2. Nebenzielgröße: Implantat-Überlebensrate nach der thermomechanischen Belastung

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign und Ablauf

Im Rahmen einer experimentellen in-vitro Untersuchung wurden Lithiumdisilikat-Kronen oberer linker Schneidezähne (N=20) in zwei Gruppen (n=10) aufgeteilt und gemäß standardisierter Befestigungsprotokolle unterschiedlich auf zweiteiligen Keramikimplantate mit verschraubbaren Abutments befestigt.

- **Gruppe 1** (n=10) wurde mittels eines adhäsiven Befestigungssystems (Multi-link[®] Automix, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) befestigt.
- **Gruppe 2** (n=10) wurde mittels eines kunststoffverstärkten Glasionomerzements (FujiCEM 2[®], GC, Tokio, Japan) befestigt.

Alle Proben wurden danach einer künstlichen Belastung durch Thermocycling und einer Kausimulation ausgesetzt, um eine Alterung von fünf Jahren zu simulieren. Während und nach der Simulation wurden die Proben auf prothetische Komplikationen, wie Schliffacetten, Sprünge, Dezementierung und Brüche, untersucht.

2.2 Materialien

Die folgende Tabelle zeigt die im Zuge dieser Studie verwendeten Materialien (Tabelle 5).

Tabelle 5: Zusammenfassung der verwendeten Materialien und Produkte

Name	Art	Hersteller	Lot-Nr.
Ceralog® Hexalobe Implantat	Zirkoniumdioxid	CAMLOG Biotechnologies GmbH, Basel, Schweiz	06717F6
Ceralog® Abutmentschraube	Titan	CAMLOG Biotechnologies GmbH, Basel, Schweiz	07217A1
Dedicam® Abutment	Zirkoniumdioxid	CAMLOG Biotechnologies GmbH, Basel, Schweiz	690587
E.max® CAD	Lithiumdisilikat	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	X25348
FujiCEM 2®	Kunststoffmodifizierter Glasionomerzement	GC, Tokio, Japan	180808A
Multilink® Automix	Adhäsives Befestigungskomposit	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	X32985
Multilink® Primer A + B	Adhäsiv	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	W88901/ W88259
Monobond® Plus	Universal Primer	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	X25969
VITA® Ceramics Etch	Flusssäure 5%	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland	54570
Bluephase® 20i	Polimerisationslampe	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	511537

2.2.1 Ceralog® System

Die Ceralog® Hexalobe Implantate sind aus yttriumstabilisiertem tetragonalem Zirkoniumdioxid (Y-TZP) gefertigt. Durch den „Ceramic Injection Modling“ (CIM) Herstellungsprozess besitzen sie eine duale Oberflächentextur, die im enossalen Bereich eine Mikrorauigkeit mit einem Ra Wert von 1,6 µm und im Halsbereich eine geringere Rauigkeit mit einem Ra Wert von 0,5 µm aufweisen (Abbildung 2). Die rotationsstabile Hexalobe® Implantat-Abutment-Verbindung besitzt eine abgerundete hexagonale Form (Abbildung 3).

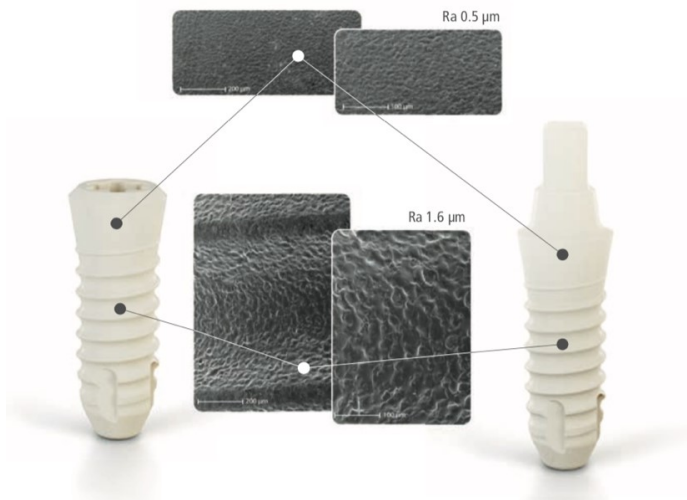


Abbildung 2: Duale Oberflächentextur von Ceralog®



Abbildung 3: Hexalobe® Implantat-Abutment-Verbindung

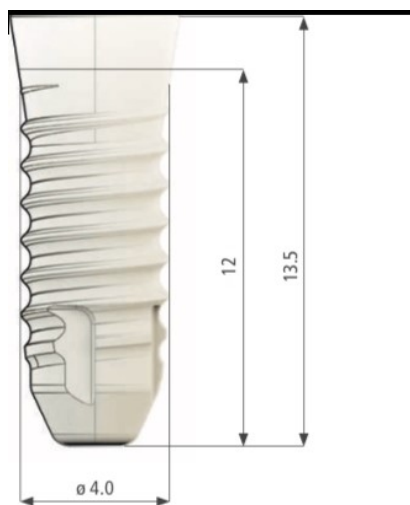


Abbildung 4: Abmessungen Ceralog® Hexalobe Implantat (mm)

20 Ceralog® Hexalobe Zirkonimplantate mit einem Durchmesser von 4mm und einer Länge von 12 mm (Abbildung 4) wurden mit jeweils einem individualisiertem Dedicam® Zirkoniumdioxidabutment versehen. Dedicam® Abutments bestehen aus dichtgesintertem Zirkoniumdioxid (Y-TZP) und sie wurden in einem Dedicam® Fertigungszentrum unter Einhaltung der herstellerseitigen Konstruktionsgrenzen einheitlich nach den folgenden Parametern konstruiert und gefräst (Abbildung 5):

- 0° Abwinkelung der prothetischen Achse zur Schraubenachse
- Wandstärke in lasttragenden Regionen mindestens 0,65 mm
- Radius von Rundungen mindestens 0,5 mm
- Zirkuläre Stufenpräparation mit einem Mindestradius von 0,5 mm (Innen), 0,1 mm (Außen) und einer Mindestbreite von 0,6 mm
- Bauhöhe über dem Schraubenkopf mindestens 0,5 mm

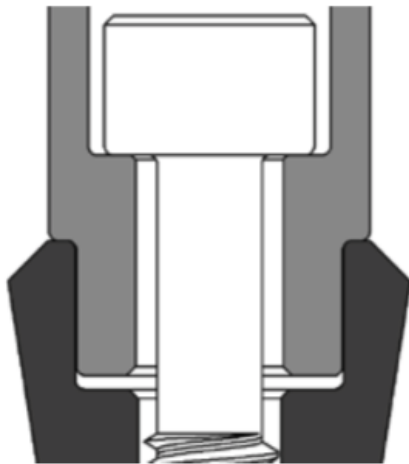


Abbildung 5: Schnittansicht der Implantat-Abutment-Verbindung (DEDICAM®)

Die Innenkonfiguration des Implantats, die Implantatschulter und das Abutment wurden mit ölfreiem Wasser und ölfreier Luft gereinigt und anschließend mit einer Befestigungsschraube aus Titan zusammengesetzt. Die Abutmentschrauben wurden zur Fixierung von den Abutments definitiv mit 25 Ncm festgedreht und nach fünf Minuten mit demselben Drehmoment nachgezogen.

2.3 Kronenherstellung

Ein Implantat wurde mit Peripheriewachs in ein exemplarisches Oberkiefer-Zahnmodell anstelle des fehlenden Zahnes 21 eingesetzt. Die Oberfläche wurde zur besseren Auflösung mit einem Kontrast Spray leicht benetzt (IPS Contrast Spray Labside, Ivoclar Vivadent AG). Die Dimensionen des Abutments wurden mit einem optischen Intraoral-Scanner (Cerec Omnicam, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) gescannt, ein oberer linker Schneidezahn mit CAD-Software (Abbildung 6) (Cerec SW 4.5.2, Dentsply Sirona) digital designed und gefräst (Cerec inLab MCXL, Dentsply Sirona).



Abbildung 6: Planung der Kronen in CAD-Software

In Summe wurden 20 Kronen aus Lithiumdisilikat (Abbildung 7) (IPS E.max CAD/MO 2/C14, Ivoclar Vivadent AG) mit identem Design und Dimension gefräst. Die palatinal gelegenen Fräszapfen wurde mit einem Diamantbohrer vom gleichen Untersucher abgetrennt und poliert. Anschließend wurden die Kronen gesintert (Tabelle 6) Programat EP 5010, Ivoclar Vivadent AG), mit ölfreiem Wasser und ölfreier Luft gereinigt und mit 96 prozentigem Ethanol entfettet.

Tabelle 6: Brennparameter für Lithiumdisilikat in Programat EP 5010

S (min)	B (°C)	t1 (°C/min)	T1 (°C)	H1 (min)	t2 (°C/min)	T2 (°C)	H2 (min)	L (°C)	n (°C/min)	V1 (°C)	V2 (°C)
6:00	403	60	770	0:10	30	850	10:00	700	0	770	850

S: Schließzeit, B: Bereitschaftstemperatur, t: Heizrate, T: Brenntemperatur, H: Haltezeit, L: Langzeitabkühlung, n: Kühlrate, V1: Vakuum ein, V2: Vakuum aus

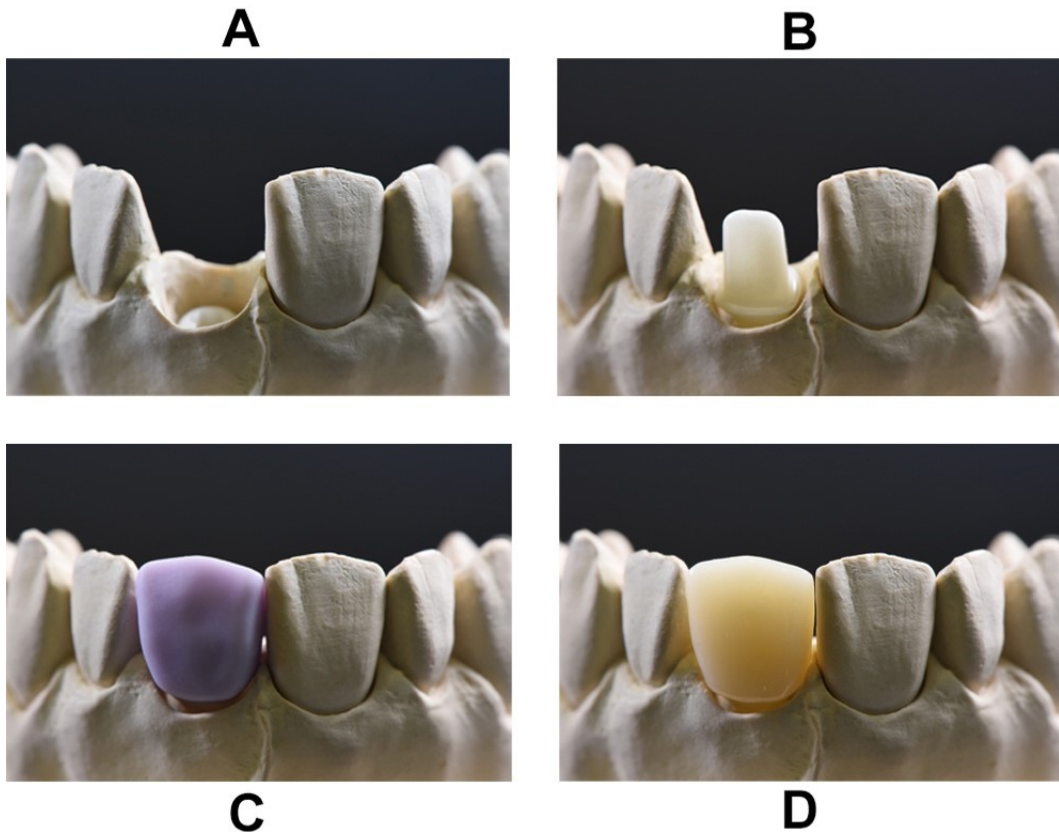


Abbildung 7: Herstellung der Kronen

- A) Implantat mit Peripheriewachs in Zahnücke 21 befestigt
- B) Abutment auf Implantat befestigt
- C) Lithiumdisilikatkrone nach dem Fräsen
- D) Lithiumdisilikatkrone nach dem Sintern

2.4 Befestigungsprotokoll

10 Kronen wurden gemäß der Herstellerangaben mit Multilink® Automix und 10 Kronen mit FujiCEM 2® an den Abutments befestigt (Tabelle 7).

2.4.1 Multilink® Automix

Die Kronen wurden an den Innenflächen für 20 Sekunden mit 5 prozentiger Flusssäure geätzt, mit ölfreiem Wasser für 60 Sekunden abgespült und anschließend mit ölfreier Luft für 20 Sekunden getrocknet. Monobond® Plus wurde für 60 Sekunden aufgetragen und danach mit ölfreier Luft verblasen.

Die Klebeflächen der Abutments wurden mit Al₂O₃ in 50 µm Korngröße unter 1 bar Druck abgestrahlt und mit ölfreier Luft von Kornresten befreit. Die Schraubkanäle wurden mit einem Schaumstoffpellet (Pele Tim, Voco, Cuxhaven, Germany) verschlossen und Monobond® Plus für 60 Sekunden aufgetragen und sanft mit ölfreier Luft verblasen. An-

schließlich wurde Multilink® Primer A+B zu gleichen Teilen gemischt, für 30 Sekunden appliziert und mit ölfreier Luft verblasen.

Multilink® Automix wurde in das Lumen der Restaurationen appliziert, die Kronen mit mäßigem Fingerdruck fixiert und für jeweils eine Sekunde von vier Seiten mit einer Polymerisationslampe im High-Power Modus (Bluephase® 20i, Ivoclar Vivadent AG) angehärtet. Die Überschüsse wurden mit einem Scaler (Universalscaler M23, Deppeler SA, Rolle, Swiss) entfernt, eine Sauerstoffinhibitionsschicht aus Glyceringel (Airblock, Ivoclar Vivadent AG) aufgetragen und für jeweils 20 Sekunden von vier Seiten mit derselben Polymerisationslampe auspolymerisiert. Nach der adhäsiven Befestigung wurden die Proben für 24 Stunden in isotoner Kochsalzlösung bei 37° Celsius gelagert, um eine komplette Polymerisation des dual-härtenden Klebers zu ermöglichen. (Blumer et al., 2015)

2.4.2 FujiCEM 2®

Die Kronen wurden an den Innenflächen für 20 Sekunden mit 5 prozentiger Flusssäure geätzt, anschließend mit ölfreiem Wasser für 60 Sekunden gespült und mit ölfreier Luft für 20 Sekunden getrocknet.

Die Klebeflächen der Abutments wurden mit Al₂O₃ in 50 µm Korngröße unter 1 bar Druck abgestrahlt und mit ölfreier Luft von Kornresten befreit. Die Schraubkanäle wurden mit einem Schaumstoffpellet (Pele Tim, Voco, Cuxhaven, Germany) verschlossen.

FujiCEM 2® wurde in das Lumen der Restaurationen appliziert und die Kronen für vier Minuten und 30 Sekunden mit mäßigem Fingerdruck fixiert. Nach rund zwei Minuten wurden die Zementüberschüsse bei gummiartiger Konsistenz mit einem Scaler (Universalscaler M23, Deppeler SA) entfernt. Nach der Befestigung wurden die Proben für 24 Stunden in isotoner Kochsalzlösung bei 37° Celsius gelagert, um eine komplette Polymerisation des Zements zu ermöglichen. (Blumer et al., 2015)

Tabelle 7: Befestigungsprotokoll

	Adhäsives Befestigungskomposit	Kunststoffmodifizierter Glasionomierzement
Vorbehandlung Abutment	CoJet (50 µm) ^a Spülung H ₂ O Trocknung mit Luft Schraubkanal verschließen	
	Silan: 60 s Trocknung mit Luft	- -
	Primer A+B: 30 s Trocknung mit Luft	- -
Vorbehandlung Krone	Ätzen: 20 s Spülung H ₂ O Trocknung mit Luft	
	Silan: 60 s Trocknung mit Luft	- -
Mischen	Multilink [®] Automix	FujiCEM 2 [®] Automix
Befestigung	Mit Fingerdruck zusammenführen	
	Lichthärten: 4 × 1 s (1200 mW/cm ²) liquid strip	warten 2 min -
	Überstände entfernen	
	Lichthärten: 4 x 20 s (1200 mW/cm ²)	warten 2 min 30 s
	Politur	

^a Chair-side Konditionierung 15 min vor Befestigung

2.5 Thermocycling

24 Stunden nach der Befestigung wurden beide Gruppen einer Temperaturwechselbelastung in einem Thermocycler (Abbildung 8) unterzogen. Eine künstliche Alterung von fünf Jahren wurde dabei durch 3.000 Zyklen zwischen 0-5° und 45-50° Celsius für jeweils 60 Sekunden und einer Abtropfzeit von jeweils sieben Sekunden erreicht.



Abbildung 8: Thermocycler - Temperaturwechsel Zahn Prüfgerät BTI

2.6 Einbettung

Nach dem Thermocycling wurde eine Probe zur Herstellung einer geeigneten Silikon-Einbettform zentral in einen vorgebohrten runden Block aus A-Silikon (heavy body, VPS Hydro, Henry Schein Dental Austria GmbH, Wien, Österreich) geschraubt und in eine Kunststoffröhre (50 ml, 30 mm Außendurchmesser, 28 mm Innendurchmesser) eingesetzt. Mit einer weiteren A-Silikon Abformmasse (light body, VPS Hydro, Henry Schein Dental Austria GmbH, Wien, Österreich) wurde eine reponierbare Einbettform erstellt (Abbildung 10). Danach wurden die Proben beider Gruppen einzeln in die Silikon-Einbettform reponiert, in die Kunststoffröhre eingesetzt (Abbildung 11) und anschließend eingebettet. Als Einbettmaterial wurde Pattern Resin LS mit Elastizitätsmodul von ungefähr 12 GPa verwendet.

Um möglichst nahe an die physiologische Situation zu gelangen, betrug die Implantations-tiefe 1,5 mm epikrestal (Abbildung 9). Dies sollte eine Resorption des Alveolarknochens von ungefähr ein bis zwei Jahren nach Implantation simulieren. Das untere Ende der Einbettform hatte einen Winkel von 45° (Abbildung 12), um eine die physiologische Angulation der Oberkiefer und Unterkiefer Schneidezähne zueinander zu simulieren.



Abbildung 9: 1,5 mm epikrestale Position



Abbildung 10: Reponierbare Silikon-Einbettform



Abbildung 11: Silikon-Einbettform in Kunststoffröhre



Abbildung 12: Eingebettetes Implantat in Pattern Resin LS im 45° Winkel

2.7 Kausimulation

Nach dem Einbetten wurden alle Proben einer Kausimulation unterzogen. Standardisierte Metall-Antagonisten mit einem Durchmesser von drei mm trafen die Kronen zwei mm unterhalb der Schneidekante. Die exakte Position wurde mit einer Okklusionsfolie bestimmt. Pro Jahr finden ca. 250.000 Okklusionskontakte statt. (DeLong et al., 1985, Alsahhaf et al., 2017) Um eine künstliche Alterung von fünf Jahren zu simulieren, wurden 1,2 Millionen Kauzyklen mit einer Kraft von 100 Newton und einer Frequenz von zwei Hertz durchgeführt (Abbildung 13, 14 und 15).

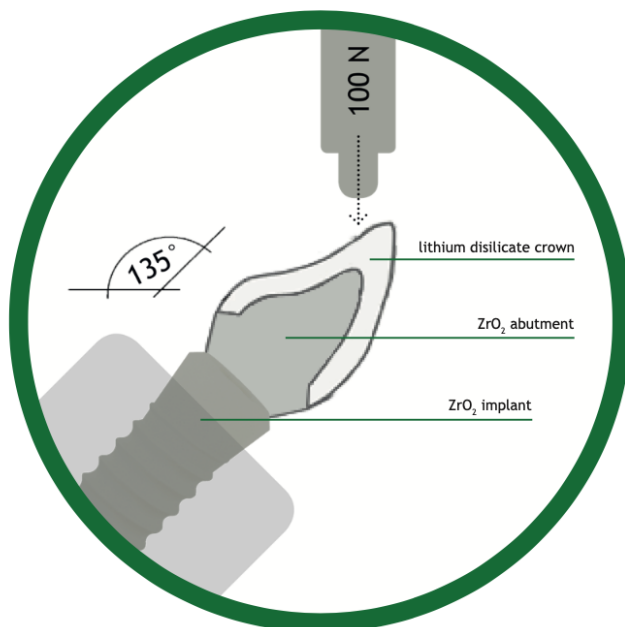


Abbildung 13: Aufbau der Kausimulation

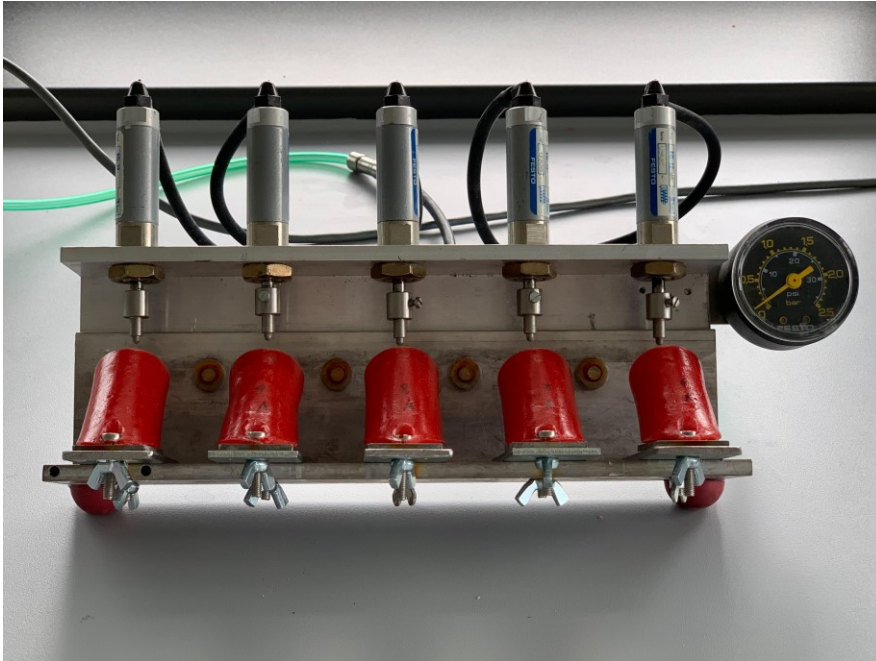


Abbildung 14: Kausimulator mit eingesetzten Proben



Abbildung 15: Proben im 45° Winkel und 2 mm unterhalb der Schneidekante belastet

2.8 Untersuchung mit Mikroskop

Sowohl nach Abschluss des Thermocycling als auch alle 86.400 Zyklen (entspricht einer Simulationsdauer von 12 Stunden) während der Kausimulation wurden die Proben untersucht und nach Abschluss der Kausimulation unter einem Mikroskop (Global A6, St. Louis, USA) mit 20-facher Vergrößerung kontrolliert. Dabei wurde auf das Auftreten sowie die Lokalisation von Schliffacetten, Sprüngen, Brüchen oder Dezementierung geachtet.

2.9 Statistische Analyse

Prothetische Komplikationen während der thermomechanischen Belastung wurden als Hauptzielgröße in dieser Studie definiert. Für die Fallzahlberechnung wurden Mittelwerte und Standardabweichungen aus früheren Veröffentlichungen (Nueesch et al., 2019, Preis et al., 2016) herangezogen. Bei der Berechnung des T-Tests mit einer Power von 80 Prozent und einem Signifikanzniveau von fünf Prozent waren mindestens acht Proben pro Gruppe erforderlich. Gemäß dieser Analyse wurden jeder Versuchsgruppe jeweils zehn Proben zugeordnet. Andere experimentelle Implantatstudien mit Kausimulation verwendeten zwischen sechs und zehn Proben pro Gruppe. (Rosentritt et al., 2014, Rohr et al., 2015, Spies et al., 2016, Zaugg et al., 2018)

Der Vergleich zwischen den beiden Gruppen bis zum Auftreten einer prothetischen Komplikation wurde mit dem Mann-Whitney-Test berechnet. Für die statistische Auswertung wurde die Software SPSS Statistics (Version 25, IBM, Armonk, USA) verwendet. Das Signifikanzniveau wurde mit $\alpha = 0,05$ berechnet. Die Ergebnisse werden als Mittelwert \pm Standardabweichung dargestellt.

3 Ergebnisse

Bei allen Proben wurde nach dem Thermocycling keine prothetische Komplikation festgestellt. Ein Abutment der Gruppe 2 brach während der Kausimulation, jedoch wurde das Auftreten einer Schliffacetten vor dem Bruch in die statistische Auswertung miteinbezogen.

3.1 Hauptzielgröße: Prothetische Komplikationen

Alle 20 Proben hatten Schliffacetten (Abbildung 16) im Bereich des Antagonistenkontakts. Keine der Proben zeigte Sprünge oder Brüche innerhalb der Krone und keine der Proben löste sich. Es kam zu keinen Sprüngen, Dezementierungen oder Brüchen der Krone (Tabelle 8).

In der Gruppe 1 zeigten alle 10 Proben im Bereich des antagonistischen Kontakts Schliffacetten. Die erste Schliffacetten trat bei einer Probe nach 345.600 Zyklen auf, und die letzten Schliffacetten traten bei drei Proben nach 864.000 Zyklen auf. Die Schleiffacetten zeigten sich im Mittelwert nach 639.360 Zyklen mit einer Standardabweichung von 200.106 Zyklen (Abbildung 17, Tabelle 9)

In der Gruppe 2 zeigten alle 10 Proben im Bereich des antagonistischen Kontakts Schliffacetten. Die ersten Schliffacetten traten bei zwei Proben nach 259.200 Zyklen auf und die letzte Schliffacetten bei einer Probe nach 950.400 Zyklen. Die Schleiffacetten zeigten sich im Mittelwert nach 483.840 Zyklen mit einer Standardabweichung von 208.800 Zyklen (Abbildung 17, Tabelle 9).

Der Unterschied zwischen den beiden Gruppen in Bezug auf Auftritt der Schliffacetten ist nach dem Mann-Whitney Test ($p = 0,123$) nicht signifikant.

Tabelle 8: Anzahl der Komplikationen

Komplikation	Anzahl
Schliffacetten	20
Sprünge	0
Dezementierung	0
Bruch Krone	0
Bruch Abutment	1
Bruch Befestigungsschraube	0
Bruch Implantat	0

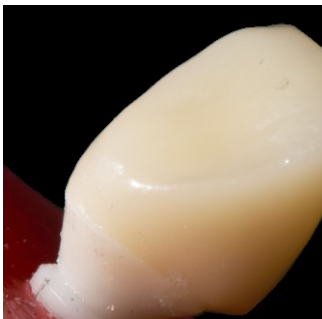


Abbildung 16: Beispiel einer Schliffacetten

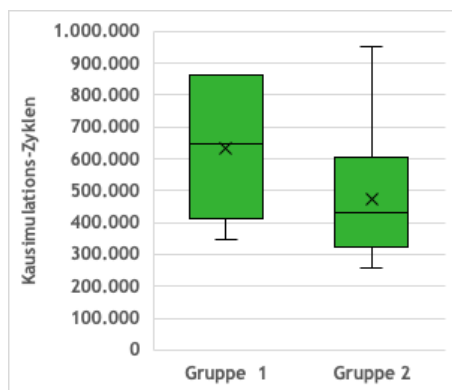


Abbildung 17: Inzidenz von Schliffacetten während der Kausimulation

Tabelle 9: Ergebnisse der Schliffacetten

	min.	max.	\bar{x}	σ
Gruppe 1	345.600	864.000	639.360	200.106
Gruppe 2	259.200	950.400	483.840	208.800

3.2 Nebenzielgröße: Implantat-Überlebensrate

Keines der Implantate brach und es kam zu keinen Brüchen der Abutmentschraube (Tabelle 8). Ein Abutment der Gruppe 2 brach nach 1.123.200 Zyklen (Abbildung 18), wobei das Implantat und die Krone intakt blieben.

Die Überlebensrate in Gruppe 1 (n=10) betrug daher 100 Prozent und in Gruppe 2 (n=10) 90 Prozent (Abbildung 19) nach dem thermomechanischen Belastungstest. Wird die Überlebensrate beider Gruppen zusammen berechnet (N=20) so ergibt sich eine 5-Jahres-Überlebensrate nach künstlicher Alterung von zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments von 95 Prozent.

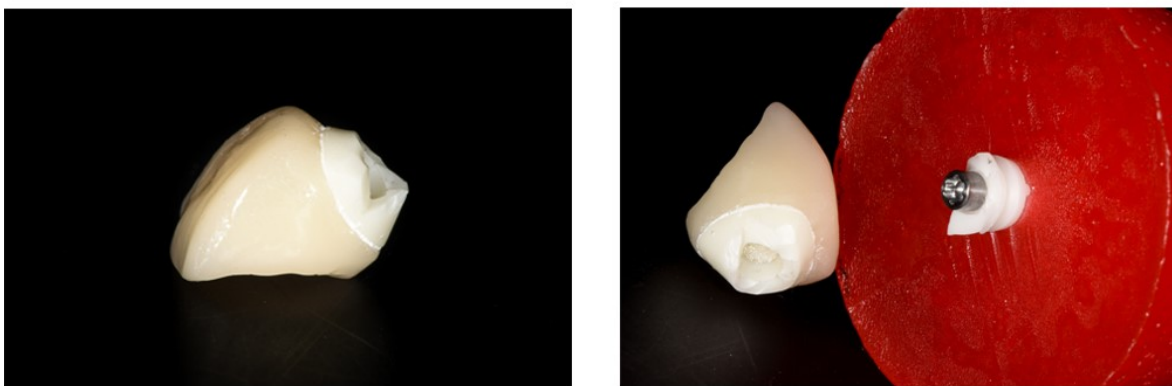


Abbildung 18: Gebrochenes Abutment der Gruppe 2

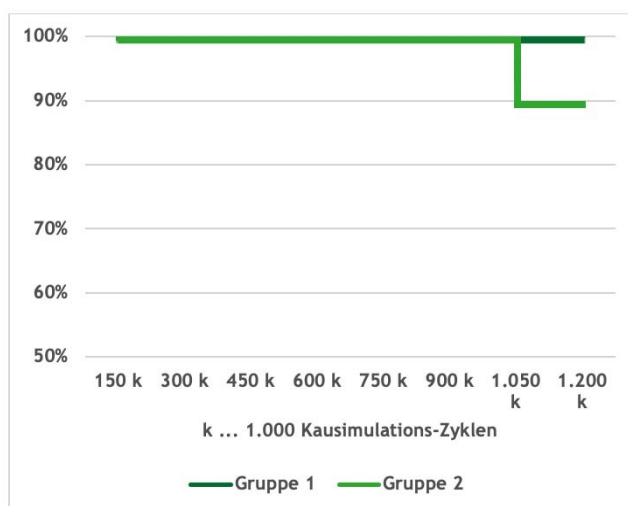


Abbildung 19: Überlebensrate der Gruppen 1 und 2

4 Diskussion

Das Ziel dieser in-vitro Studie war, den Zusammenhang zwischen prothetischen Komplikationen und der Art der Kronenbefestigung nach dynamischer Belastung von CAD/CAM hergestellten, anterioren, monolithischen Lithiumdisilikatkronen, die auf zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments befestigt wurden, zu untersuchen. Die Hypothese, dass die Art der Kronenbefestigung das Auftreten prothetischer Komplikationen von monolithischen Lithiumdisilikatkronen auf zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments nach künstlicher Alterung von fünf Jahren beeinflusst, konnte nicht bestätigt werden. Die Nebenhypothese, dass zweiteilige Keramikimplantate mit verschraubbaren Abutments unabhängig von der Art der Kronenbefestigung ausreichend Beständigkeit für intraorale Kräfte von mindestens fünf Jahren bieten sollten, konnte bestätigt werden.

Hinsichtlich prothetischer Komplikationen zeigte sich zwischen der Kronenbefestigung mit einem adhäsiven Befestigungskomposit im Vergleich zu der Befestigung mit einem kunststoffmodifizierten Glasionomermzement kein statistisch signifikanter Unterschied. Alle Proben zeigten Schliffacetten im Bereich des Antagonistenkontakts. Schliffacetten waren die häufigste prothetische Komplikation. Zwischen dem mittelwertigen Auftreten der Schliffacetten in Gruppe 1 nach 639.360 Zyklen und in Gruppe 2 nach 483.840 Zyklen ist zwar ein Unterschied erkennbar, aber es besteht aufgrund der hohen Streuung keine statistische Korrelation ($p > 0,05$). Es kam zu keinen Sprüngen, Brüchen oder Dezementierung der Kronen und zu keinem Bruch der Implantate oder der Befestigungsschrauben. Ein Abutment aus der Gruppe 2 brach nach 1.123.200 Zyklen. Sowohl das Implantat als auch die Krone zeigten bei dieser Probe keinen Schaden.

Die Implantat-Abutment-Verbindung ist ein wesentlicher Faktor für den klinischen Erfolg von Implantaten. Einteilige Keramikimplantate zeigten in präklinischen Studien ausreichend Widerstand gegenüber intraoralen Belastungskräften (Andreiotelli and Kohal, 2009, Kammermeier et al., 2016, Kohal et al., 2015) und auch klinische Untersuchungen lieferten bereits widersprechende Ergebnisse mit hohen Erfolgsraten. (Jung et al., 2016, Kohal et al., 2013, Balmer et al., 2018, Payer et al., 2013, Roehling et al., 2018) Sowohl der Wunsch nach hoher prothetischer Flexibilität als auch die Möglichkeit der gedeckten Einheilung von Implantaten trieben die Entwicklung von zweiteiligen Keramikimplantaten, wie sie bereits von Titanimplantaten bekannt sind, voran. Allerdings führten die Materialeigenschaften, vor allem die Sprödigkeit, von Zirkoniumdioxid im mechanisch stark beanspruchten Bereich des Abutments (Sailer et al., 2009a) zu erhöhten Frakturnraten. Ver-

klebte zweiteilige Keramikimplantate bewiesen dabei eine höhere Stabilität im Vergleich zu verschraubbaren Systemen. (Preis et al., 2016) Aber Unsicherheiten bezüglich der Klebeverbindung sowie die proinflammatorische Wirkung von Kleberesten bevorzugten die Verwendung von verschraubbaren Systemen. (Thompson et al., 2011) Außerdem wird bei verklebten Systemen über ein aufwendiges, techniksensitives und fehleranfälliges Klebprotokoll berichtet, obwohl der klinische Einsatz dieser Systeme gute Ergebnisse verspricht. (Payer et al., 2014) Über in-vitro Überlebensraten und klinische Langzeitstabilität von zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments liegen nur begrenzte Daten vor. Preis und ihre Forschungsgruppe untersuchten das in-vitro Verhalten nach dynamischer und statischer Belastung von sechs nicht kommerziellen zweiteiligen Keramikimplantatsystemen, fünf davon waren verschraubbar und eines verklebbar. Alle Implantate wurden mit Kronen aus Zirkoniumdioxid versorgt und adhäsiv befestigt. 28 von 40 der zweiteiligen Keramikimplantate mit verschraubbaren Abutments frakturierten im Kausimulator im Mittelwert nach 354,780 Zyklen und zeigten damit eine Frakturrate von 70 Prozent. Brüche fanden ausschließlich im unmittelbaren Bereich um die Befestigungsschraube statt und hatten eine große Schwankung abhängig vom Verbindungsdesign. (Preis et al., 2016) Bei dem in der vorliegenden Studie zweiteiligen Keramikimplantatsystem mit verschraubbaren Abutments handelte es sich um ein bereits kommerziell verfügbares System. Von den 20 getesteten Implantaten brach nur eines nach 1.123.200 Zyklen. Dadurch resultierte eine Überlebensrate von 95 Prozent. Die Bruchlinie befand sich ausschließlich im Abutment, ohne das Implantat, die Krone oder den Zementspalt zu beschädigen. Die hohe Überlebensrate von 95 Prozent lässt eine deutliche Weiterentwicklung des Verbindungsdesigns in den letzten Jahren vermuten. Der Bruch des Abutments fand mit 1.123.200 Zyklen gegen Ende der Simulationsspanne statt und lässt sich nicht eindeutig auf die Art der Zementierung zurückführen. Studien mit einer längeren Simulationszeit und höheren Fallzahlen sind dafür erforderlich.

Klinische, randomisierte Langzeitstudien sind eine der besten Möglichkeiten, um zuverlässige Daten zu generieren. Aber es ist notwendig, präklinische Studiendesigns zu implementieren, die klinische Bedingungen bestmöglich simulieren, bevor klinische Studien durchgeführt werden. Thermomechanische Belastung von Implantaten, Abutments und Kronen bietet hierfür eine geeignete Methode. In-vivo gemessenen physiologische Kaukräfte variieren im Frontzahnbereich zwischen 12 und 70 Newton. (Hidaka et al., 1999, Koriotoh et al., 1997) Die in dieser Studie verwendeten 100 Newton entsprechen einer hohen Belastungssituation, welche nicht als unrealistisch anzusehen ist. Messungen unter

physiologischen Belastungssituationen haben ergeben, dass 1,2 Millionen Kauzyklen in der präklinischen Testung einer physiologischen Alterung von rund fünf Jahren adäquat entsprechen. (Rosentritt et al., 2009, Rosentritt et al., 2008)

1992 konnte Palmer mit seiner Arbeitsgruppe zeigen (Palmer et al., 1992), dass ein Temperaturintervall zwischen 0° und 67° Celsius geeignet sei, um dentale Werkstoffe einer physiologischen thermalen Belastung zu unterziehen. 2014 untersuchten Morresi et al. in einer Übersichtsarbeit (Morresi et al., 2014) 193 Thermocycling-Protokolle von 1998 bis 2013 und stellten fest, dass es kein einheitliches Protokoll dafür gäbe. Seither hat sich in der überwiegenden Anzahl der wissenschaftlichen Arbeiten ein Temperaturintervall von 0° bis 55° Celsius sowie 3.000 Zyklen für eine künstliche Alterung von fünf Jahren eingestellt (Beschnidt and Strub, 1999, Zaugg et al., 2018).

Gemäß der Schneidezahnrelation der zentralen Inzisiven wurden die Proben in einem Winkel von 135° zur Horizontalen, was einem Winkel von 45° zur Vertikalen entspricht, eingebettet. Diese Werte zur Simulation der physiologischen Situation wurden bereits in zahlreichen Studien erprobt und verwendet. (Alsahhaf et al., 2017, Kohal et al., 2015, Preis et al., 2016) Andere Autoren verwenden den ISO-Standard 14801 (Spies et al., 2016, Sailer et al., 2009b), welcher im anterioren Zahnbereich eine Angulation von 30° zur Vertikalen vorsieht. 45° Grad können daher als Simulation einer hohen Belastungssituation angesehen werden. Als Einbettmaterial wurde, um die anatomischen Verhältnisse des menschlichen Knochens zu simulieren, Pattern Resin LS verwendet. Es hat ein Elastizitätsmodul von ungefähr 12 GPa und entspricht damit in etwa dem Elastizitätsmodul des menschlichen Knochens mit 18 GPa. (Att et al., 2006)

Unter diesen Bedingungen und Belastungsparametern konnte in dieser Studie eine Überlebensrate von 95 Prozent von zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments erzielt werden. Da in der klinischen Situation die Angulation der Implantate meist weniger als 45° beträgt und die Belastung somit eher axial entspricht, kann davon ausgegangen werden, dass zweiteilige Keramikimplantate mit verschraubbaren Abutments den intraoralen Kaukräften für zumindest fünf Jahre im Frontzahnbereich standhalten können. Zur Überprüfung der Laborergebnisse sind jedoch klinische Studien erforderlich. Zudem kann keine einheitliche Aussage bezüglich Erfolgsraten von zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments getroffen werden. Da sich die Implantatsysteme der unterschiedlichen Hersteller in Design, Befestigungsschraubenmaterial sowie Herstellungsprozess und schlussendlich in den Frakturraten voneinander unterscheiden (Preis et al., 2016), muss im Grunde für jedes Implantatsystem eine separate Testung erfolgen.

Es gibt neben den bereits erwähnten Studien nur wenige, die das Frakturverhalten von zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments in Abhängigkeit der prothetischen Versorgung und der Kronenbefestigung untersuchen. Eine Studie untersuchte prototypische zweiteilige Keramikimplantate mit verklebbaren Abutments und verblenden Zirkon- und Empress[®]2-Kronen (Ivoclar Vivadent AG), die mit Panavia[®]21 (Kuraray America Inc., New York, USA) verklebt wurden. Die Arte des Kronenmaterials zeigte dabei keine Auswirkung auf die mechanische Stabilität. (Kohal et al., 2009) Eine weitere Studie untersuchte das in-vitro Verhalten von unterschiedlichen Keramikimplantaten mit Zirkonkronen, die mit Panavia[®]F2 befestigt wurden, nach fünf Jahren künstlicher Alterung im Kausimulator. Experimentelle zweiteilige Keramikimplantate mit verschraubbaren Abutments hatten dabei eine Frakturnrate von 37,5 Prozent, während bei zweiteilig-verklebten oder einteiligen Keramikimplantaten es zu keinem Bruch kam. (Rosentritt et al., 2014) Eine aktuelle in-vitro Studie verglich die Belastbarkeit von CAD/CAM-gefertigten anterioren Feldspatkeramik-Kronen auf einteiligen Keramikimplantaten in Abhängigkeit unterschiedlicher Zementierung. Sie schlussfolgert eine ungenügende Belastbarkeit bei provisorischer Befestigung und die höchste Belastbarkeit bei Fixierung mit einem adhäsiven Befestigungskomposit. (Nueesch et al., 2019) Zwei weitere aktuelle Studien verglichen unterschiedliche Kronenmaterialien, nämlich Zirkoniumdioxid, Lithiumdisilikat, Hybridkeramik und PEEK, unter dynamischer Belastung im Kausimulator und stellten eine ausreichende Belastbarkeit für die orale Anwendung aller Materialien bei adhäsiver Befestigung fest. (Elsayed et al., 2019, Rohr et al., 2019) Eine klinische Studie untersuchte 40 Lithiumdisilikatkronen, die mit Multilink[®] Automix auf einteiligen Keramikimplantaten befestigt wurden, nach fünf Jahren. Sie zeigte eine Überlebensrate von 100 Prozent und eine Erfolgsrate von 92 Prozent. Eine Krone wies nach fünf Jahren ein leichtes Chipping und zwei Kronen deutliche Schliffacetten auf. (Spies et al., 2017) Die in der vorliegenden in-vitro Studie summierte Überlebensrate beider Gruppen von 95 Prozent ähnelt diesen klinischen Ergebnissen, wobei kein Chipping festgestellt werden konnte. Die hohe Inzidenz an Schliffacetten lässt sich vermutlich durch das Material des runden Antagonisten des Kausimulators erklären. Einige Studien verwendeten dafür Steatit. (Kohal et al., 2009, Dogan et al., 2017) Ähnlich anderer Studien (Rohr et al., 2019, Elshiyab et al., 2018) wurde in dieser Studie dafür rostfreier Stahl verwendet, um eine maximale Belastungssituation zu simulieren und den Alterungsprozess zu verstärken. Es kann allerdings empfohlen werden, in zukünftigen Studien Steatit zu verwenden, da Stahl zu überausgeprägten Schliffacetten führte.

Die meisten Studien untersuchten das mechanische Verhalten von Keramikimplantaten unter der Krafteinwirkung, die im Frontzahnbereich auftritt. Es gibt kaum äquivalentes Wissen über den Einsatz und das Verhalten von Keramikimplantaten, Keramikabutments oder Kronen im Seitenzahnbereich. Das liegt vermutlich daran, dass die maximal auftretenden Kaukräfte im Mund stark variieren können und bisher mit den geringsten Kräften getestet wurde, welche im Frontzahnbereich auftreten. Im Schneidezahnbereich wurden maximale Kräfte zwischen 60 – 360 N, im Prämolaren- und Molarenbereich zwischen 237 – 850 N und unilaterale Kaukräfte von bis zu 1550 N gemessen. (Blamphin et al., 1990, Waltimo and Kononen, 1993) Studien, die auch auf den Seitenzahnbereich fokussieren, wären notwendig.

Der genaue Einfluss der Befestigungs- und Kronenmaterialien auf das Belastungsverhalten von Keramikimplantaten ist noch unklar. In dieser Studie zeigten Lithiumdisilikat-Kronen mit adhäsiver Befestigung sowie Zementierung mit einem kunststoffmodifizierten Glasionomierzement auf Keramikimplantaten gute Resultate. Zukünftige Studien, die eine größerer Probenzahl inkludieren, sollten den Einfluss unterschiedlicher Suprastruktur-Materialien und Befestigungsmaterialien vergleichen.

Diese experimentelle *in-vitro* Studie war ein erster Versuch, die grundsätzliche Tauglichkeit von zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments mit monolithischer Kronenversorgung in Abhängigkeit zwei unterschiedlicher Befestigungsmethoden im Frontzahnbereich zu untersuchen. Die Ergebnisse dieser *in vitro* Studie zeigen, dass anteriore, monolithische Lithiumdisilikatkronen, die auf zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments befestigt sind, eine ausreichende Beständigkeit für intra-orale Kräfte von mindestens fünf Jahren bieten sollten.

5 Konklusion

Im Rahmen der Limitationen dieser präklinischen Studie kann der Schluss gezogen werden, dass CAD/CAM-gefertigte, anteriore, monolithische Lithiumdisilikatkronen, die auf zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments befestigt sind, eine ausreichende Beständigkeit für intraorale Kräfte von mindestens fünf Jahren bieten sollten. Die Art der Zementierung hatte in dieser in-vitro Studie keinen signifikanten Einfluss auf das Auftreten prothetischer Komplikationen. Es ist davon auszugehen, dass unterschiedliche Hersteller von zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments aufgrund sich unterscheidender Konstruktionsmerkmale zu variablen Fraktureigenschaften unter Belastung führen. Eine Verallgemeinerung erscheint daher für zweiteilige Keramikimplantate mit verschraubbaren Abutments bis dato noch nicht möglich zu sein. Weitere Studien werden dringend benötigt.

Literaturverzeichnis

- AL-NAWAS, B., KAMMERER, P. W., MORBACH, T., LADWEIN, C., WEGENER, J. & WAGNER, W. 2012. Ten-year retrospective follow-up study of the TiOblast dental implant. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14, 127-34.
- ALSAHHAF, A., SPIES, B. C., VACH, K. & J., K. R.-. 2017. Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 66, 224-232.
- ANANTH, H., KUNDAPUR, V., MOHAMMED, H. S., ANAND, M., AMARNATH, G. S. & MANKAR, S. 2015. A review on biomaterials in dental implantology. *International journal of biomedical science*, 11, 113-120.
- ANDREIOTELLI, M. & KOHAL, R. J. 2009. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res*, 11, 158-66.
- ASAOKA, K., KUWAYAMA, N., OKUNO, O. & MIURA, I. 1985. Mechanical properties and biomechanical compatibility of porous titanium for dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 19, 699-713.
- ATT, W., KURUN, S., GERDS, T. & STRUB, J. R. 2006. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 95, 111-6.
- BALMER, M., SPIES, B. C., KOHAL, R., HÄMMERLE, C., VACH, K. & JUNG, R. E. 2018. Zirconia implants as abutments for single crowns and fixed dental prostheses- 5 years results of a prospective cohort investigation. *Clinical oral implants research*, 29.
- BEHR, M. & ROSENTRITT, M. 2018. Dentale Befestigungsmaterialien. In: ROSENTRITT, M., ILIE, N. & LOHBAUER, U. (eds.) *Werkstoffe in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- BESCHNIDT, S. M. & STRUB, J. R. 1999. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 582-593.
- BIANCO, P. D., DUCHEYNE, P. & CUCKLER, J. M. 1996. Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear. *Journal of Biomedical Materials Research*, 31, 227-234.
- BLAMPHIN, C. N., BRAFIELD, T. R., JOBBINS, B., FISHER, J., WATSON, C. J. & REDFERN, E. J. 1990. A simple instrument for the measurement of maximum occlusal force in human dentition. *Proc Inst Mech Eng H*, 204, 129-31.
- BLUMER, L., SCHMIDLI, F., WEIGER, R. & FISCHER, J. 2015. A systematic approach to standardize artificial aging of resin composite cements. *Dent Mater*, 31, 855-63.
- BRANEMARK, P. I., HANSSON, B. O., ADELL, R., BREINE, U., LINDSTROM, J., HALLEN, O. & OHMAN, A. 1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 16, 1-132.
- BUSER, D., JANNER, S. F., WITTNEBEN, J. G., BRAGGER, U., RAMSEIER, C. A. & SALVI, G. E. 2012. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14, 839-51.

- BUSER, D., SENNERBY, L. & DE BRUYN, H. 2017. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000*, 73, 7-21.
- CHAPPUIS, V., BUSER, R., BRAGGER, U., BORNSTEIN, M. M., SALVI, G. E. & BUSER, D. 2013. Long-term outcomes of dental implants with a titanium plasma-sprayed surface: a 20-year prospective case series study in partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res*, 15, 780-90.
- CIONCA, N., HASHIM, D. & MOMBELLI, A. 2017. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontology 2000*, 73, 241-258.
- DEGIDI, M., NARDI, D. & PIATTELLI, A. 2012. 10-year follow-up of immediately loaded implants with TiUnite porous anodized surface. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14, 828-38.
- DELONG, R., SAKAGUCHI, R. L., DOUGLAS, W. H. & PINTADO, M. R. 1985. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dental Materials*, 1, 238-242.
- DIERENS, M., VANDEWEGHE, S., KISCH, J., NILNER, K. & DE BRUYN, H. 2012. Long-term follow-up of turned single implants placed in periodontally healthy patients after 16-22 years: radiographic and peri-implant outcome. *Clin Oral Implants Res*, 23, 197-204.
- DOGAN, D. O., GORLER, O., MUTAF, B., OZCAN, M., EYUBOGLU, G. B. & ULGEY, M. 2017. Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study. *J Prosthodont*, 26, 309-314.
- ELSAYED, A., FARRAG, G., CHAAR, M. S., ABDELNABI, N. & KERN, M. 2019. Influence of Different CAD/CAM Crown Materials on the Fracture of Custom-Made Titanium and Zirconia Implant Abutments After Artificial Aging. *Int J Prosthodont*, 32, 91-96.
- ELSHIYAB, S. H., NAWAFLEH, N., OCHSNER, A. & GEORGE, R. 2018. Fracture resistance of implant-supported monolithic crowns cemented to zirconia hybrid-abutments: zirconia-based crowns vs. lithium disilicate crowns. *J Adv Prosthodont*, 10, 65-72.
- FERNÁNDEZ-TRESGUERRES HERNÁNDEZ-GIL, I., GRACIA, M. A. A., DEL CANTO PINGARRÓN, M. & JEREZ, L. B. 2006. Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11, 47-51.
- FRAKER, A. C., RUFF, A. W., SUNG, P., VAN ORDEN, A. C. & SPECK, K. M. 1983. Surface Preparation and Corrosion Behavior of Titanium Alloys for Surgical Implants. In: LUCKEY, H. A. & KUBLI, F. (eds.). West Conshohocken, PA: ASTM International.
- FRANKENBERGER, R. 2018. Adhesive. In: ROSENTRITT, M., ILIE, N. & LOHBAUER, U. (eds.) *Werkstoffe in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- GARVIE, R. C., HANNINK, R. H. & PASCOE, R. T. 1975. Ceramic steel? *Nature*, 258, 703-704.
- GRACIS, S., THOMPSON, V. P., FERENCZ, J. L., SILVA, N. R. & BONFANTE, E. A. 2015. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 28, 227-35.
- HAFEZEQORAN, A. & KOODARYAN, R. 2017. Effect of Zirconia Dental Implant Surfaces on Bone Integration: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Biomed Res Int*, 2017, 9246721.

- HARTMANN, H.-J. 2009. Geschichte der Implantologie in Deutschland - Vom Extensionsimplantat zur Hightech-Schraube. *ZM online*, 22.
- HIDAKA, O., IWASAKI, M., SAITO, M. & MORIMOTO, T. 1999. Influence of Clenching Intensity on Bite Force Balance, Occlusal Contact Area, and Average Bite Pressure. *Journal of Dental Research*, 78, 1336-1344.
- JACOBI-GRESSER, E., HUESKER, K. & SCHUTT, S. 2013. Genetic and immunological markers predict titanium implant failure: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 42, 537-43.
- JUNG, R. E., GROHMANN, P., SAILER, I., STEINHART, Y. N., FEHER, A., HAMMERLE, C., STRUB, J. R. & KOHAL, R. 2016. Evaluation of a one-piece ceramic implant used for single-tooth replacement and three-unit fixed partial dentures: a prospective cohort clinical trial. *Clin Oral Implants Res*, 27, 751-61.
- JUNG, R. E., HOLDEREGGER, C., SAILER, I., KHRAISAT, A., SUTER, A. & HÄMMERLE, C. H. 2008. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal periimplant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 28, 357-365.
- KAMMERMEIER, A., ROSENTRITT, M., BEHR, M., SCHNEIDER-FEYRER, S. & PREIS, V. 2016. In vitro performance of one- and two-piece zirconia implant systems for anterior application. *J Dent*, 53, 94-101.
- KOHAL, R., WATT, W., BÄCHLE, M. & BUTZ, F. 2008. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*, 47.
- KOHAL, R. J., FINKE, H. C. & KLAUS, G. 2009. Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an in vitro pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 11, 323-9.
- KOHAL, R. J., KILIAN, J. B., STAMPF, S. & SPIES, B. C. 2015. All-Ceramic Single Crown Restauration of Zirconia Oral Implants and Its Influence on Fracture Resistance: An Investigation in the Artificial Mouth. *Materials (Basel)*, 8, 1577-1589.
- KOHAL, R. J., PATZELT, S. B., BUTZ, F. & SAHLIN, H. 2013. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective case series. 2. Three-unit fixed dental prosthesis (FDP) reconstruction. *J Clin Periodontol*, 40, 553-62.
- KOLLER, M., STEYER, E., THEISEN, K., STAGNELL, S., JAKSE, N. & PAYER, M. 2020. Two-piece zirconia versus titanium implants after 80 months: Clinical outcomes from a prospective randomized pilot trial. *Clin Oral Implants Res*.
- KORDAS, B. 2017. Dentale Informatik. In: GERNET, W., BIFFAR, R., SCHWENZER, N. & EHRENFELD, M. (eds.) *Zahnärztliche Prothetik*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- KORIOTH, T. W. P., WALDROON, T. W., VERSLUIS, A. & SCHULTE, J. K. 1997. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *Journal of Biomechanics*, 30, 631-633.
- LINKOW, L. 1971. 8 years of intraosseous implantations. *Dental Cadmos*, 38, 1829-90.
- LOHBAUER, U. 2018. Glasionomerzemente. In: ROSENTRITT, M., ILIE, N. & LOHBAUER, U. (eds.) *Werkstoffe in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.

- LOHBAUER, U., BELLI, R. & WENDLER, M. 2018. Keramische Materialien. In: ROSENTRITT, M., ILIE, N. & LOHBAUER, U. (eds.) *Werkstoffe in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- MANZANO, G., HERRERO, L. R. & MONTERO, J. 2014. Comparison of clinical performance of zirconia implants and titanium implants in animal models: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29, 311-20.
- MOMBELLI, A., HASHIM, D. & CIONCA, N. 2018. What is the impact of titanium particles and biocorrosion on implant survival and complications? A critical review. *Clin Oral Implants Res*, 29 Suppl 18, 37-53.
- MORRESI, A. L., D'AMARIO, M., CAPOGRECO, M., GATTO, R., MARZO, G., D'ARCANGELO, C. & MONACO, A. 2014. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*, 29, 295-308.
- NAJEEB, S., ZAFAR, M. S., KHURSHID, Z. & SIDDIQUI, F. 2016. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60, 12-9.
- NELSON, K., FRETWURST, T., FLÜGGE, T. V. & SCHMELZEISEN, R. 2018. Implantologie. In: GUTWALD, R., GELLRICH, N.-C. & SCHMELZEISEN, R. (eds.) *Zahnärztliche Chirurgie und Implantologie*. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
- NISHIHARA, H., HARO ADANEZ, M. & ATT, W. 2019. Current status of zirconia implants in dentistry: preclinical tests. *J Prosthodont Res*, 63, 1-14.
- NUEESCH, R., CONEJO, J., MANTE, F., FISCHER, J., MARTIN, S., ROHR, N. & BLATZ, M. B. 2019. Loading capacity of CAD/CAM-fabricated anterior fieldspathic ceramic crowns bonded to one-piece zirconia implants with different cements. *Clin Oral Implants Res*, 30, 178-186.
- OSMAN, R. B. & SWAIN, M. V. 2015. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials*, 8, 932-958.
- PALMER, D. S., BARCO, M. T. & BILLY, E. J. 1992. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *Journal of prosthetic dentistry*, 67, 325-327.
- PARMIGIANI-IZQUIERDO, J. M., CABANA-MUNOZ, M. E., MERINO, J. J. & SANCHEZ-PEREZ, A. 2017. Zirconia implants and peek restorations for the replacement of upper molars. *Int J Implant Dent*, 3, 5.
- PASQUALINI, U., PASQUALINI, M. E. & ZAMPETTI, P. 2009. The history of implantology. In: PASQUALINI, U. & PASQUALINI, M. E. (eds.) *Treatise of Implant Dentistry: The Italian Tribute to Modern Implantology*. Carimate: Ariesdue.
- PAYER, M., ARNETZL, V., KIRMEIER, R., KOLLER, M., ARNETZL, G. & JAKSE, N. 2013. Immediate provisional restoration of single-piece zirconia implants: a prospective case series - results after 24 months of clinical function. *Clin Oral Implants Res*, 24, 569-75.
- PAYER, M., HESCHL, A., KOLLER, M., ARNETZL, G., LORENZONI, M. & JAKSE, N. 2014. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants--a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*, 26, 371-376.
- PICONI, C. & MACCAURO, G. 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1-25.

- PIERALLI, S., KOHAL, R. J., JUNG, R. E., VACH, K. & SPIES, B. C. 2017. Clinical Outcomes of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. *J Dent Res*, 96, 38-46.
- PREIS, V., KAMMERMEIER, A., HANDEL, G. & ROSENTRITT, M. 2016. In vitro performance of two-piece zirconia implant systems for anterior application. *Dent Mater*, 32, 765-74.
- ROEHLING, S., SCHLEGEL, K. A., WOELFLER, H. & GAHLERT, M. 2018. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*, 29 Suppl 16, 135-153.
- ROHR, N., BALMER, M., MULLER, J. A., MARTIN, S. & FISCHER, J. 2019. Chewing simulation of zirconia implant supported restorations. *J Prosthodont Res*, 63, 361-367.
- ROHR, N., COLDEA, A., ZITZMANN, N. U. & FISCHER, J. 2015. Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Dent Mater*, 31, e279-88.
- ROSENTRITT, M., BEHR, M., STRASSER, T. & PREIS, V. 2018. Zirkonoxide als Implantatwerkstoff? *Quintessenz*, 69, 1420-1430.
- ROSENTRITT, M., BEHR, M., VAN DER ZEL, J. M. & FEILZER, A. J. 2009. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*, 25, 348-52.
- ROSENTRITT, M., HAGEMANN, A., HAHNEL, S., BEHR, M. & PREIS, V. 2014. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent*, 42, 1019-26.
- ROSENTRITT, M., SIAVIKIS, G., BEHR, M., KOLBECK, C. & HANDEL, G. 2008. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent*, 36, 1048-53.
- RUDY, R. J., LEVI, P. A., BONACCI, F. J., WEISGOLD, A. S. & ENGLER-HAMM, D. 2008. Intraosseous anchorage of dental prostheses - An Early 20th Century Contribution. *Compendium*, 29, 1-9.
- SAILER, I., PHILIPP, A., ZEMBIC, A., PJETURSSON, B. E., HAMMERLE, C. H. & ZWAHLEN, M. 2009a. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*, 20 Suppl 4, 4-31.
- SAILER, I., SAILER, T., STAWARCZYK, B., JUNG, R. E. & HAMMERLE, C. H. 2009b. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24, 850-8.
- SCHWITALLA, A. & MULLER, W. D. 2013. PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology*, 39, 743-9.
- SF. 2017. *Zahnimplantate: Hätten Sie's gewusst?* [Online]. zm online. Available: <https://www.zm-online.de/news/zahnmedizin/zahnimplantate-haetten-sies-gewusst/> [Accessed 08.09. 2019].
- SHAFIE, H. R. 2014. *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*, Iowa, John Wiley & Sons Inc.
- SIVARAMAN, K., CHOPRA, A., NARAYAN, A. I. & BALAKRISHNAN, D. 2018. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *J Prosthodont Res*, 62, 121-133.
- SNÉTIVY, D. & KRAFT, M. 2018. Implantat- und Abutmentwerkstoffe. In: ROSENTRITT, M., ILIE, N. & LOHBAUER, U. (eds.) *Werkstoffe in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.

- SOLAR, R. J. 1979. Corrosion Resistance of Titanium Surgical Implant Alloys: A Review. *In: SYRETT, B. C. & ACHARYA, A. (eds.). West Conshohocken, PA: ASTM International.*
- SPIES, B. C., BALMER, M., JUNG, R. E., SAILER, I., VACH, K. & KOHAL, R. J. 2019. All-ceramic single crowns supported by zirconia implants: 5-year results of a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*, 30, 466-475.
- SPIES, B. C., NOLD, J., VACH, K. & KOHAL, R.-J. 2016. Tow-piece zirconia oral implants withstand masticatory loads: An investigation in the artificial mouth. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 53, 1-10.
- SPIES, B. C., PIERALLI, S., VACH, K. & KOHAL, R. J. 2017. CAD/CAM-fabricated ceramic implant-supported single crowns made from lithium disilicate: Final results of a 5-year prospective cohort study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 19, 876-883.
- STROCK, A. E. 1939. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 25, 467-472.
- THOLEY, M. J., SWAIN, M. V. & THIEL, N. 2011. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater*, 27, 1102-10.
- THOMA, D. S., BENIC, G. I., MUNOZ, F., KOHAL, R., SANZ MARTIN, I., CANTALAPIEDRA, A. G., HAMMERLE, C. H. & JUNG, R. E. 2015. Histological analysis of loaded zirconia and titanium dental implants: an experimental study in the dog mandible. *J Clin Periodontol*, 42, 967-75.
- THOMA, D. S., IOANNIDIS, A., CATHOMEN, E., HAMMERLE, C. H., HUSLER, J. & JUNG, R. E. 2016. Discoloration of the Peri-implant Mucosa Caused by Zirconia and Titanium Implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 36, 39-45.
- THOMPSON, J. Y., STONER, B. R., PIASCIK, J. R. & SMITH, R. 2011. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*, 27, 71-82.
- VANDEWEGHE, S., FERREIRA, D., VERMEERSCH, L., MARIEN, M. & DE BRUYN, H. 2016. Long-term retrospective follow-up of turned and moderately rough implants in the edentulous jaw. *Clin Oral Implants Res*, 27, 421-6.
- VECHIATO-FILHO, A. J., PESQUEIRA, A. A., DE SOUZA, G. M., DOS SANTOS, D. M., PELLIZZER, E. P. & GOIATO, M. C. 2016. Are Zirconia Implant Abutments Safe and Predictable in Posterior Regions? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Prosthodont*, 29, 233-44.
- WALTIMO, A. & KONONEN, M. 1993. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res*, 101, 171-5.
- WATZEK, G. & MAILATH-POKORNY, G. 2000. Zahnärztliche Implantate. *In: SCHWENZER, N. & EHRENFELD, M. (eds.) Zahnärztliche Chirurgie.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- WEBER, T. 2016. Zahnärztliche enossale Implantate. *In: WEBER, T. (ed.) Memorix Zahnmedizin.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- WEINGART, D., STEINEMANN, S. & SCHILLI, W. 1994. Titanium Deposition in Regional Lymph Nodes After Insertion of Titanium Screw Implants in Maxillofacial Region. *International journal of oral maxillofacial surgery*, 23.

- WELANDER, M., ABRAHAMSSON, I. & BERGLUNDH, T. 2008. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res*, 19, 635-41.
- WENZ, H. J., BARTSCH, J., WOLFART, S. & KERN, M. 2008. Osseointegration and Clinical Success of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. *The International Journal of Prosthodontics*, 21, 27-36.
- ZAUGG, L. K., MEYER, S., ROHR, N., ZEHNDER, I. & ZITZMANN, N. U. 2018. Fracture behavior, marginal gap width, and marginal quality of vented or pre-cemented CAD/CAM all-ceramic crowns luted on Y-TZP implants. *Clin Oral Implants Res*, 29, 175-184.
- ZIMMERMANN, M. & MEHL, A. 2018. CAD/CAM-Technologie. In: ROSENTRITT, M., ILIE, N. & LOHBAUER, U. (eds.) *Werkstoffe in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.